

Resonancia magnética nuclear: nueva técnica de imagen médica

Dr. Manuel Santa Ursula Puerta, Dr. Ignacio Secades Ariz**, Dr. José L. Pérez Piqueras**, Dr. José P. La Banda Tejedor**, Dr. José L. Martínez Aedo Sáenz de Ormijana**, Dr. José Cordero Peinado***

INTRODUCCION

Desde el descubrimiento por Roentgen de los rayos X en 1896, en que obtiene la primera imagen de una zona oculta del organismo por medios totalmente incruentos, como fueron los huesos de la mano, hasta el momento actual, cuando se inicia el año 1983, los intentos por conseguir imágenes de diferentes partes del cuerpo que avalen un diagnóstico preciso y exacto han sido enormes. Estos intentos en la década de los 70 han prosperado tanto y alcanzado metas tan importantes que prácticamente no escapa al clínico la colaboración de un «especialista en imagen» que apoye, confirme o modifique el diagnóstico previo.

Con la utilización y aplicación de pequeños ordenadores, que por otro lado son enormes, por la gran capacidad de almacenamiento de datos y la tremenda rapidez de su proceso ulterior, en la clínica médica, se consigue que el proceso de las imágenes se lleve a cabo de una forma tal que rompe los moldes de la radiología tradicional, que durante muchas décadas ha permanecido invariable desde el punto de vista de su propia tecnología; es decir, la lenta evolución del tubo inicial de rayos X.

En la actualidad la radiología digital produce unas imágenes cuya informa-

ción proporciona una escala de grises tan grande que ni el ojo humano puede discernir. Del blanco al negro, la escala de grises intermedios es en realidad infinita y la fisiología cromática ocular no está adaptada para diferenciar tan pequeñas tonalidades. Sin embargo, el ordenador sí puede llevar a cabo este proceso de diferenciación de grises. A ello se suma la posibilidad de incrementar el contraste, delimitar zonas específicas dentro de la imagen, que se describirán como «áreas de interés», aumentar el tamaño de la imagen obtenida o de esas áreas de interés por medio del «zoom» y, sobre todo, almacenar todas estas imágenes digitizadas a partir de la imagen analógica, convencional, de rayos X.

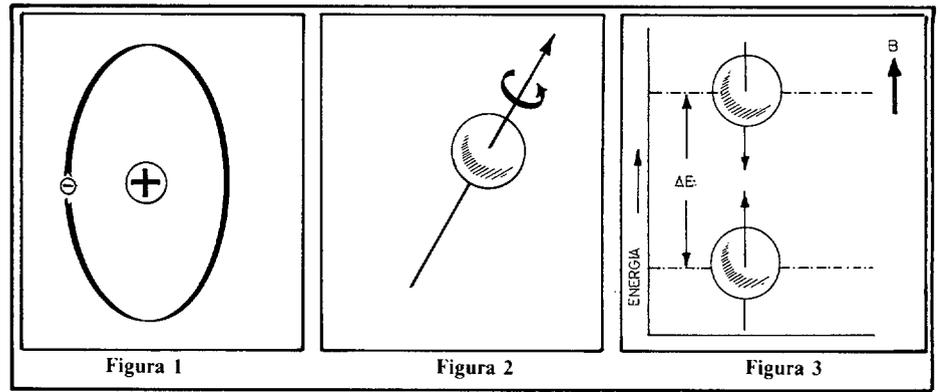
No cabe duda de que la Tomografía Axial Computarizada (T.A.C.) ha sido un avance extraordinario en el campo de la imagen médica, al conseguir imágenes tomográficas con una resolución cada vez mayor y a su vez persiguiendo, en principio, que el paciente reciba una dosis de radiación menor, a la vez que inicialmente evitar la utilización de medios de contraste radiológico no exentos de riesgos, más por una intoxicación aguda del contraste yodado que por las reacciones alérgicas al mismo. Ello viene a colación porque la cantidad de yodo estable I-127 que tiene el organismo se sitúa entre 4 y 8 microgramos de yodo por 100 ml. de suero y los contrastes radiológicos contienen decenas de miligramos en su composición. Pero aún más: es muy posible que se logre, por

medio del «scan de doble energía», definir diferentes valores de absorción en los tejidos, con lo que será factible diferenciar los tejidos sanos de los patológicos, los tumorales malignos de los benignos, aprovechando para esta separación diferencial el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico de la absorción; es decir, se logrará obtener una imagen tomoquímica. Hoy por hoy esta técnica no está exenta de inconvenientes, ya que el ruido de fondo es muy elevado. Sin embargo, este inconveniente tiende a subsanarse aprovechando la radiación dispersa Compton directamente para la formación de la imagen, consistente en la recopilación de la radiación dispersa producida por un haz muy fino en el organismo. Esta radiación la detecta un conjunto de detectores, que directamente valoran el coeficiente de dispersión Compton de una línea en el propio organismo. Así, pueden obtenerse imágenes de partes aisladas del cuerpo desprovistas de estructuras subyacentes o colindantes.

Otro sistema tomográfico de imágenes es el denominado «tomosíntesis por destello»; en el cual un conjunto de varios tubos de rayos X de muy reducido tamaño, hasta un total de 25, se disparan simultáneamente, dando una imagen tridimensional, la cual, codificada, se almacena en el ordenador, reconstruyéndose ulteriormente tras la adecuada decodificación. La gran ventaja de este sistema radica en la menor dosis de radiación que el paciente recibe, a la vez

* Teniente Coronel Médico, jefe del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Militar «Generalísimo Franco».

** Capitán Médico del Servicio de Medicina Nuclear.



que la rapidez de la adquisición de la imagen original es mayor, con lo que el enfermo permanece menos tiempo en posición. Por otra parte, la obtención de una imagen tridimensional incrementa sus ventajas.

Los ultrasonidos han entrado de lleno en el terreno de la imagen médica, encontrándose constantemente en evolución al conseguir mejoras en los transductores, componentes electrónicos, la introducción del proceso digital, la aplicación de los principios básicos del T.A.C. a la ultrasonografía, obteniéndose de esta manera la Tomografía Ultrasonica Computarizada (T.U.C.). Pese a ello, la gran dificultad radica en que el ultrasonido no se propaga en línea recta, como sucede con la radiación X, sino que tiene una deflexión, transformándola en curvas al variar la velocidad del ultrasonido en los tejidos. No obstante, por medio de un ordenador se reconstruye la imagen, proporcionando datos de inestimable valor, especialmente en los procesos de la mama, en donde no existen estructuras óseas ni aire en esa región del organismo.

Otra posibilidad que existe para la formación de imágenes es la denominada por «conductividad eléctrica» en el tejido, aplicándose para ello campos eléctricos estáticos o agrupamiento de electrodos. Para procesar esta imagen se precisan ordenadores de gran capacidad.

La «termografía por microondas» logra igualmente imágenes a partir de la evaluación de microondas emitidas por el organismo. Los sistemas actuales de termografía utilizan radiación infrarroja, proporcionando de esta manera un «mapa» de temperatura de la piel, ya que, por la longitud de onda del componente infrarrojo, la penetrabilidad en la piel es muy escasa. Se utilizan receptores de microondas con respuesta a frecuencias de 1,7 GHz a 2,5 GHz y con ellos se consiguen penetraciones en los tejidos del orden de 1 a 8 cm. en el tejido adiposo y en el hueso.

Aprovechando las técnicas de radiología digital se consiguen imágenes de una elevadísima calidad angiográfica después de la inyección del medio de contraste en la vena basilíca derecha, ya que la digitización de las señales de video, que

se obtienen en un intensificador de imagen, seguido de substracción, proporcionan la dinámica del proceso. De esta manera el procedimiento es válido para obtener imágenes secuenciales de estructuras dotadas de movimiento, como es el corazón. Esta técnica reviste gran importancia en el estudio de los vasos intracraneales, arterias pulmonares y detección de émbolos en las mismas, estudios de la aorta abdominal y de los vasos periféricos. El medio de contraste es el único riesgo subsiguiente, siendo por ello similar a la de la perfusión endovenosa, aunque en mucha menor proporción que la angiografía convencional dada la menor dosis necesaria de medio de contraste. Sin embargo, la técnica tiene una menor resolución espacial.

Otros métodos para conseguir imágenes médicas son los que proporciona la Medicina nuclear, utilizando radionucleidos, que inyectados o administrados por vía oral u otra trayectoria se distribuyen selectivamente en determinados órganos. Del scanner lineal inicial, en lo albores de la Medicina nuclear, hasta los más sofisticados procedimientos actuales de Tomografía de Emisión de Protones (T.E.P.), las técnicas y los avances en los equipos utilizados hace que las exploraciones estén dotadas de una mayor sensibilidad, resolución espacial, reproductibilidad y fiabilidad. Del scanner lineal de una sola cabeza, con cristal de yoduro de sodio activado por talio I(Na(Tl)), de una pulgada de diámetro, se pasó gradualmente a la gammacámara de Anger, en la cual el cristal aumenta de diámetro hasta 11 pulgadas. Ya con ella se inician simultáneamente los estudios morfológicos y funcionales de órganos y sistemas. El ordenador entra en el dominio de la Medicina nuclear, y el proceso de cientos de miles de datos que salen del equipo se realiza en escasos segundos, reconstruyéndose imágenes secuenciales a la vez que se hace el estudio dinámico del órgano, como sucede con el riñón o con el corazón. Posteriormente, las cámaras de Anger, tomográficas, permiten estudiar cortes de órganos centímetro a centímetro. Por fin, en la actualidad, la técnica de la T.E.P.

logra obtener imágenes tridimensionales de órganos en función de la distribución del radionucleido dentro de los tejidos constituyentes de ese órgano. Igualmente en ella el ordenador juega un papel decisivo y las imágenes obtenidas tienen un mejor contraste, resolución espacial muy uniforme y la posibilidad de adquirir información cuantitativa de la concentración de radiactividad en el tejido. Sin embargo, esta técnica precisa, para llevarla a efecto, disponer en el mismo hospital de un ciclotrón capaz de producir radionucleidos de período de semidesintegración muy corto, como es el caso del O-11, C-13, N-15, etcétera.

Pese a ello, la investigación no cesa para lograr un sistema tal que produzca las imágenes similares a las de la T.E.P., pero exenta del gasto que supone disponer de un ciclotrón. Esta técnica, que actualmente está en avanzado estudio, es la denominada S.P.E.C.T. (Single Photon Emission Computerized Tomography —Tomografía Computarizada de Emisión de Fotón Único—). La técnica se basa en un complejo proceso físico-matemático derivado de la transformación de Radon y su inverso. El proceso podría concebirse como el estudio de la distribución espacial del radionucleido en un plano tomográfico dado y otros valores angulares tomados en cada una de las direcciones del espacio. La imagen que se obtiene es la suma de los valores de cada una de las líneas integrales definidas y la transformación inversa de Radon es la suma de todas las imágenes obtenidas en otra proyección determinada. La utilización de filtros en esta técnica son muy similares a los utilizados en la técnica del T.A.C.

La detección de los fotones se lleva a cabo a partir de los emitidos por fuentes radiactivas internas del organismo, que se difractan al entrar en contacto con los tejidos, y utilizando dos ventanas para seleccionar estos fotones se consigue la imagen, cuyos datos, previamente, han sido adquiridos por el ordenador, seguido de una corrección de la atenuación y posterior reconstrucción de la imagen. Las cámaras de Anger tomográficas son las utilizadas en esta técnica,

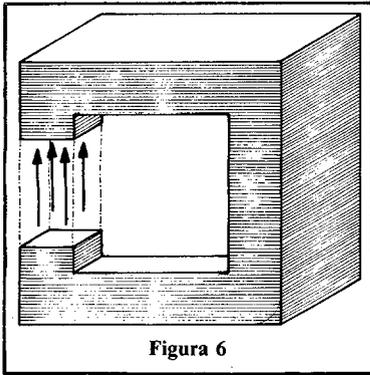


Figura 6

de gran utilidad para el estudio del hígado, pulmón y otros órganos. Además de obtenerse las imágenes en cortes tomográficos standard se logran también cortes coronales, con lo que la imagen obtenida se sitúa dentro de los ejes cartesianos X, Y, Z.

Por fin, y como base de este trabajo, la Resonancia Magnética Nuclear (R.M.N.) representa un paso definitivo en la consecución de una imagen médica, que a su vez evalúe las características morfológicas del órgano en estudio en tres proyecciones espaciales y también los aspectos químicos tisulares del órgano.

BASES DE LA RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR

El núcleo atómico está provisto de un momento magnético y por esta razón interactúa con los campos magnéticos. Esta interacción, demostrada por espectrometría óptica, fue descubierta simultáneamente por dos grupos de investigadores, uno de ellos encabezado por F. Bloch, en la Universidad de Standfor, y otro dirigido por E. M. Purcell, en la Universidad de Harvard. Por sus traba-

jos y descubrimiento de la resonancia magnética nuclear (R.M.N.), en 1952 comparten el Premio Nobel de Física. Este fenómeno de la R.M.N. se utilizó primeramente en Física y Química con fines espectrométicos, bioquímicos y metabólicos, y en los años finales de la década de los 70 se investiga para lograr una imagen que supere, por sus características, las hasta entonces utilizadas en el diagnóstico médico. Como esfuerzo a estas investigaciones, en 1973 Lauterbur demuestra la posibilidad de obtener imágenes por medio de esta técnica y a partir de entonces los intentos por conseguir imágenes se han prodigado grandemente, al considerar las grandes posibilidades que este método reporta.

Los avances tecnológicos han permitido una mejor reconstrucción de las imágenes por medio de los datos obtenidos en la exploración, y así Mansfield y Hinshaw publican en 1977 las primeras imágenes de R.M.N. del organismo humano.

En la actualidad varios grupos de investigadores trabajan en este método exploratorio, introduciendo constantes mejoras, que logran una mayor resolución espacial en las imágenes, tiempos de exploración más reducidos y localización de otros elementos químicos diferentes al hidrógeno. Estos grupos han superado, con mucho, la fase de investigación y realizan estudios sistemáticos en pacientes, como se está llevando a cabo en la Universidad de Aberdeen por el Dr. Smith y el profesor Mallard, en Hammersmith Hospital de Londres, Universidad de Nottingham (Reino Unido), John Hopkins Hospital (Baltimore, EE. UU.), Universidad de California (San Francisco) y Cleveland Clinic (Ohio, EE. UU.).

Las imágenes obtenidas en R.M.N. tienen una cierta semejanza con las logradas en el T.A.C., aunque su producción no depende ni de la absorción ni de la reflexión de la radiación ionizante proveniente del exterior, de un tubo de rayos X, ni de la emisión de radiación emitida de un radionucleido previamente administrado.

Esta técnica de R.M.N. está provista de una serie de ventajas cuando se la compara con otros métodos de obtención de imagen médica, como son:

- No utiliza radiación ionizante; por consiguiente, está exenta de riesgo.
- La técnica no es invasiva, no precisando manipulaciones previas a la exploración sobre el paciente.
- Proporciona imágenes con información bioquímica toda vez que tienen imágenes con respuesta a T_1 y T_2 .
- Se pueden realizar mediciones anatomofisiológicas.
- No precisa medios de contraste, aunque pueden utilizarse algunos, como iones de manganeso, que no tienen efectos secundarios para el organismo.
- No se crean artefactos por estructuras óseas o aire.
- La imagen obtenida de densidad protónica es similar, en su resolución espacial, a aquellas obtenidas en por medio del T.A.C.
- Existe la posibilidad de obtener imágenes por acción de otros elementos diferentes al hidrógeno, como es el sodio, fósforo y nitrógeno.

La técnica de R.M.N. permite la obtención de imágenes en tres planos del espacio, dando secciones transversas, sagitales y coronales de cualquier parte del organismo, superando con ello a las obtenidas con el T.A.C., que se obtienen en un solo plano, aunque la imagen ofrezca unas características anatómicas similares en resolución espacial a las del T.A.C., y, por otro lado, tienen las obtenidas por R.M.N. una mayor diferenciación en la sensibilidad ante los tejidos sanos y enfermos, como son los tumores, abscesos, inflamaciones, edemas, etcétera, toda vez que la misma imagen proporciona una información complementaria sobre la distribución del agua en las diferentes regiones, el contenido en grasas, y esperándose, en un futuro muy próximo, el poder aplicar estos principios para la identificación de otros núcleos magnéticos del cuerpo, como son el fósforo, sodio, carbono, así como la posible utilización de elementos exentos de riesgo para el organismo que actúen como potenciadores de la imagen en forma de medios de contraste, como son los iones manganeso, oxígeno, flúor, etcétera. Todo ello abre unas perspectivas fabulosas a esta técnica de exploración.

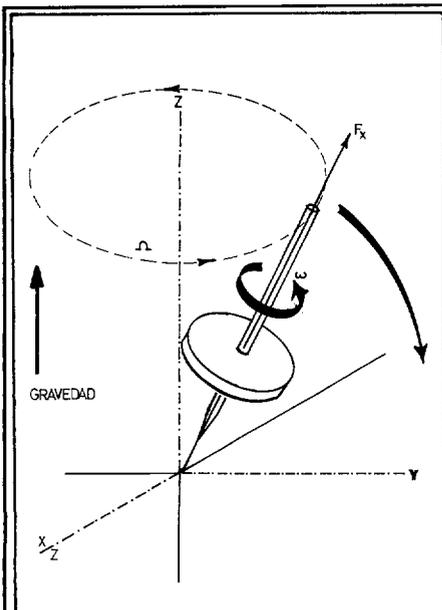


Figura 4

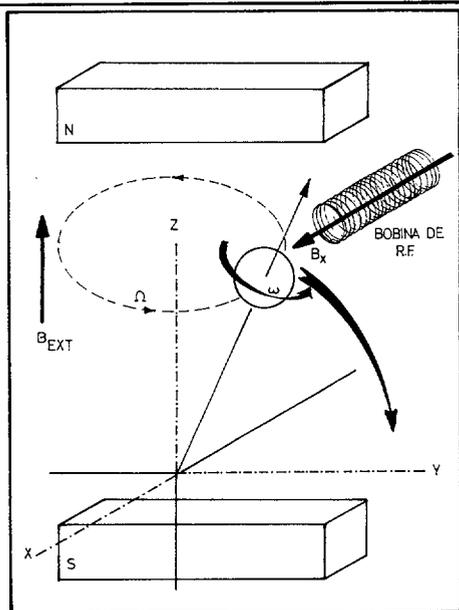


Figura 5

**FUNDAMENTOS FISICOS
DE LA RESONANCIA
MAGNETICA NUCLEAR**

La base y fundamento de la R.M.N. reside en el átomo de hidrógeno, constituyente de las moléculas de agua, que en una muy elevada proporción existe en el organismo humano. Este átomo está constituido por un único protón, partícula constitutiva fundamental de los núcleos de todos los elementos, con carga unitaria positiva y un electrón en la corteza del átomo (Fig. 1). El protón está dotado de un movimiento giratorio, sobre sí mismo, denominado «espín» (Fig. 2). Al girar esta partícula nuclear, cargada eléctricamente, genera un pequeño campo magnético; es decir, el protón del hidrógeno está investido de las mismas propiedades que las barras de un imán infinitamente pequeña, pero provista de un momento magnético.

Si los protones del hidrógeno fueran sometidos a la acción de un campo magnético desde el exterior, se alinearían de una forma más o menos paralela al campo magnético al cual estuvieran sometidos y girarían en sentido vertical al campo gravitacional. El valor de la frecuencia de este giro es proporcional al cam-

po magnético en el cual están situados. En realidad, los protones se orientan, o señalan, el polo norte o sur del campo magnético. Cuando señalan el polo norte del campo magnético (denominándose a esta situación dirección «paralela» (Fig. 3) son más estables que cuando señalan el polo sur (dirección «antiparalela»). Cuando los protones se sitúan en un campo magnético adquieren un cambio en su orientación. De esta forma los protones, en dirección paralela, tienen un nivel energético ligeramente más bajo que los protones situados en dirección antiparalela. Estos dos niveles energéticos se encuentran muy próximos entre sí y la diferencia de energía, E, es del orden de la energía térmica que se genera cuando se producen colisiones entre ellos, colisiones que, por supuesto, tienen lugar al azar. De esta forma los protones situados en un campo magnético tienden a pasar de una a otra dirección, paralela y antiparalela, absorbiendo y emitiendo energía a medida que van colisionando con los protones que encuentran en su entorno. Después de un tiempo muy reducido el número de protones que tienen dirección «paralela» son más que los de dirección «antiparalela», diciéndose entonces que la muestra está magnetizada.

El protón, pues, adquiere un **movimiento de precesión** como resultado de un «momento» que es una fuerza aplicada a un objeto girando. El objeto rota alrededor del eje de la fuerza. La fuerza que actúa en la parte superior es la de la gravedad, que produce la rotación alrededor del eje vertical gravitatorio. Si se le aplica una segunda fuerza a lo largo del eje horizontal, la parte superior adquiere un segundo «momento» y tiende a rotar también alrededor de su eje (Fig.

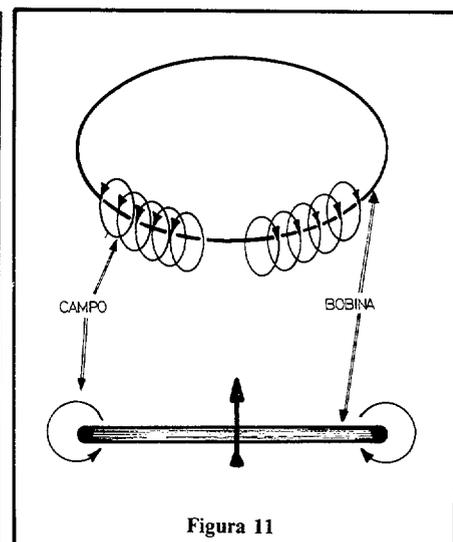


Figura 11

4). Pues bien, el protón sigue este movimiento de precesión alrededor de su eje vertical en un campo magnético externo. Si se le aplica un segundo «momento», una segunda fuerza a lo largo del eje horizontal, le imprime un giro alrededor de este eje. Puesto que el protón ya tiene un movimiento de precesión en el campo magnético principal, será preciso que el segundo campo oscile con la misma frecuencia de precesión (Figura 5). Este campo magnético, oscilante, en realidad es una onda electromagnética situada en la zona de las ondas de radio.

Durante cada uno de los ciclos precesionales del protón, el giro, debido a la radiofrecuencia, produce una rotación sobre el eje Z, lentamente, hasta que llega a alcanzar el eje de la Y en 90° desde que se inició el proceso. La cantidad de energía de radiofrecuencia necesaria para lograr este desplazamiento del giro desde el eje de la Z al de la Y se denomina «pulso de 90°».

Para producir imágenes en R.M.N. se precisa disponer de tres gradientes de campo magnético diferentes, correspondientes a los ejes X, Y, Z. Es decir, lograr, con la variación lineal del campo magnético resonante, en función de la posición, el gradiente necesario en los ejes de coordenadas tridimensionales.

El campo magnético se representa por medio de vectores, lo que significa que tiene una magnitud manifiesta por la longitud de la flecha y una dirección en el espacio. La aguja de una brújula se orienta paralelamente al vector del campo magnético terrestre y señala hacia el norte. Sin embargo, el campo magnético terrestre no es homogéneo, uniforme, entre los polos norte y sur, mientras que el campo magnético creado por un imán es uniforme (Fig. 6), siendo homogéneo en todos sus puntos, y por consiguiente todos los protones adquieren un movimiento de precesión provisto de la misma frecuencia. El protón, pues, tiene un giro con una orientación distribuida al

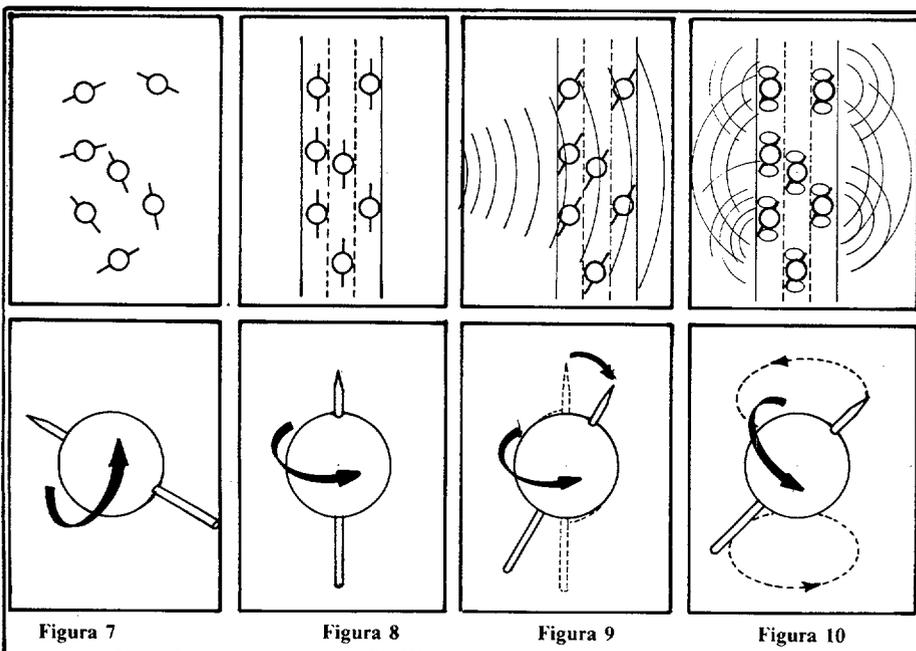


Figura 7

Figura 8

Figura 9

Figura 10

azar (Fig. 7). Al aplicar a la muestra un campo magnético externo los núcleos se alinean con él (Fig. 8), pero si una segunda fuerza, una excitación electromagnética, actúa sobre la muestra, en la misma situación anterior, los núcleos adoptan una cierta angulación en relación al campo magnético (Fig. 9). Al entrar en un estado de excitación, posteriormente, los núcleos adquieren un movimiento de precesión girando en la dirección del campo magnético y emitiendo una radiofrecuencia (Fig. 10), que será, ulteriormente, detectada por la antena receptora del equipo. Por otro lado, cuando una corriente eléctrica pasa por una bobina se generan campos magnéticos. En la figura 11 se representa, en dos proyecciones, desde arriba y desde el plano de la bobina, el paso de la corriente a través de la misma y cómo ésta crea un campo magnético. En una de ellas la corriente va en sentido de las agujas de un reloj, mientras que en la otra la corriente es inversa; por consiguiente, se generan campos magnéticos opuestos cuya suma será cero en un plano situado justo en la mitad de ambas bobinas. El campo magnético neto en la línea media

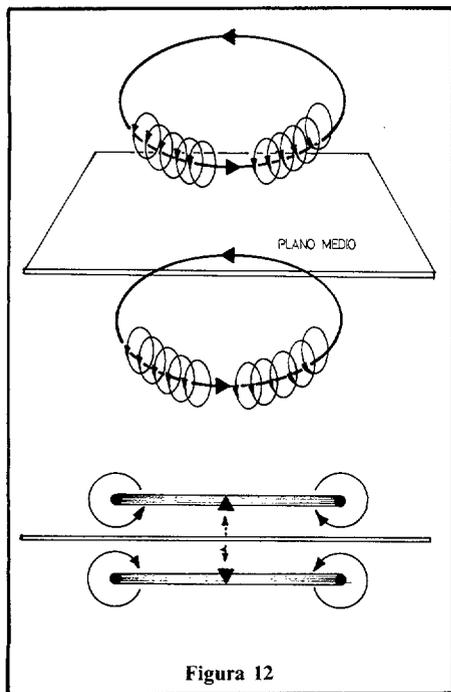
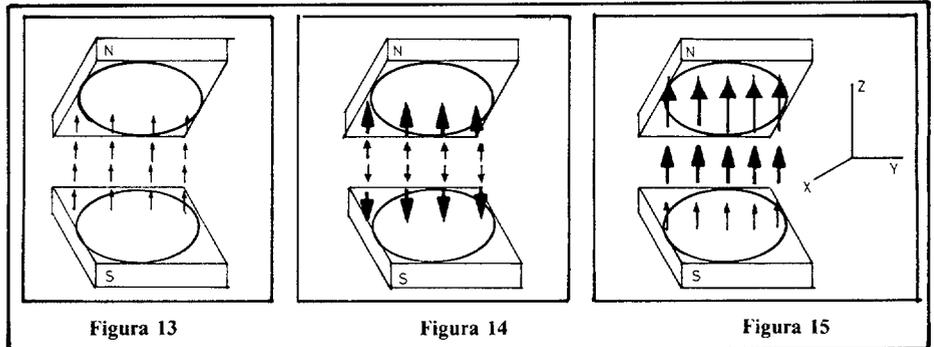


Figura 12



de ambas bobinas se aprecia en la figura 12, al igual que el vector neto magnético está representado en la figura 11. Por la superposición de los dos campos opuestos creados por las dos bobinas sobre un campo estático uniforme entre los dos polos, el campo magnético se hace «no uniforme» en la dirección Z, como viene representado en la figura 13, en la cual se establece un gradiente Z, estático, sin participación de las bobinas, o con gradiente y bobinas (Fig. 14) y la superposición de las dos anteriores (Fig. 15).

También puede proporcionarse energía a los protones del hidrógeno por medio de una onda electromagnética. La cantidad de energía que necesita un protón para cambiar de estado se logra por la influencia de una radiación electromagnética situada en la banda de radiofrecuencias; es decir, por medio de ondas de radio. En realidad, la cantidad necesaria de energía depende del valor exacto del campo magnético, y así, para crear campos magnéticos más fuertes se requieren cantidades mayores de energía.

El fenómeno físico de la resonancia puede representarse de la siguiente forma: un objeto capaz de oscilar alcanzará vibraciones más amplias cuando sobre él actúe una fuerza periódica de igual frecuencia a la natural de la oscilación.

Clásicamente se utiliza el ejemplo del péndulo de un reloj de pared, que se desplaza con una frecuencia constante que depende de su longitud, y al darle golpes pequeños, repetidos, precisamente con una frecuencia igual a la suya propia, que es el tiempo de desplazamiento del péndulo, éste va ganando energía y el movimiento es mayor.

Esta mayor energía, necesaria para el protón, se consigue por ondas de radio de frecuencia más elevada (ya que la energía de cualquier radiación electromagnética aumenta en proporción directa a su frecuencia). Así, la frecuencia precisa para lanzar un protón está en función directa del campo magnético creado, y por ello, pues, un campo magnético más fuerte precisará de una radiación de más alta frecuencia. Para un campo magnético de 3,5 Kgauss la radiofrecuencia necesaria ha de tener una frecuencia de 15 MHz y una longitud de 20 metros.

Al haberse magnetizado, o polarizado, temporalmente la muestra que contiene hidrógeno, por medio del campo magnético, y cuando se atraviesa esta muestra por una radiofrecuencia adecuada, los protones «paralelos» absorben energía y señalarán la dirección «antiparalela». El exceso de energía se desprende rápidamente en forma de energía electromagnética, de la misma frecuencia

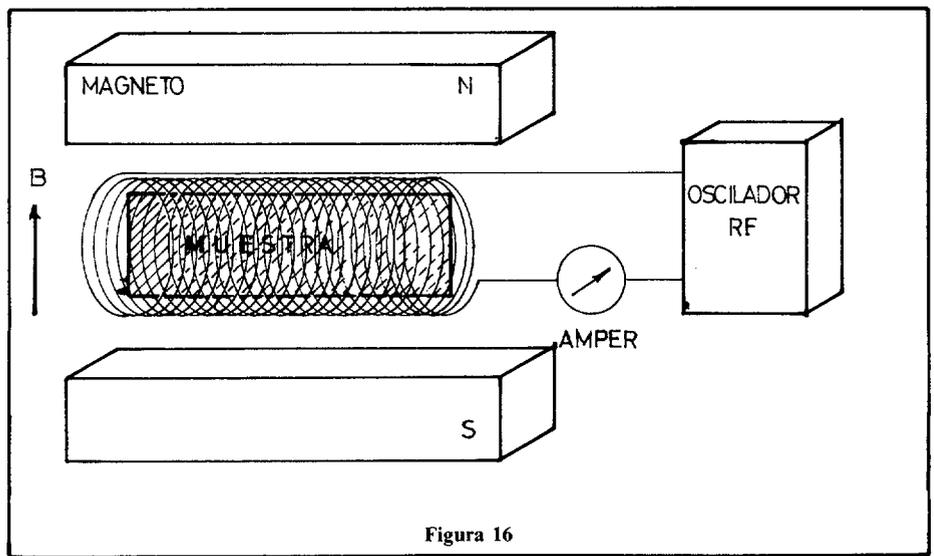


Figura 16

Resonancia magnética nuclear: nueva técnica de imagen médica

que la onda de radio que actuó sobre él. Así, pues, los protones absorben-emiten-absorben-emiten-absorben-emiten energía; es decir, **resuenan** siempre y cuando las radiofrecuencias sean adecuadas a ellos.

En términos generales, la resonancia es el cambio de energía a distintos niveles. La energía que se irradia o desprende del protón resonante es la señal, que tratada y procesada dará lugar a la imagen tomográfica.

El esquema de un equipo de R.M.N. es el que se representa en la **figura 16**. La muestra, que contiene hidrógeno, se sitúa entre los dos polos de una magneto, la cual genera un campo magnético constante. La muestra se encuentra rodeada de una bobina, que sirve tanto de antena receptora como transmisora. La transmisión se inicia en el oscilador de radiofrecuencia, el cual genera ondas de radio de diferentes frecuencias. Cuando la frecuencia es la adecuada para el valor exacto del campo magnético se produce **resonancia**. También se emiten a partir de los protones constituyentes de la muestra ondas de la misma frecuencia, induciendo así una pequeña corriente en la bobina. La corriente así inducida se detecta en un amperímetro y constituye la señal base. La amplitud de esta señal dependerá del número de protones que están resonando.

Es decir, una magneto con su fuente de energía, las bobinas de gradientes —cada una de ellas con su propia fuente de energía—, una bobina de radiofrecuencia, el receptor transmisor y el ordenador son los elementos constituyentes básicos del equipo de R.M.N. La magneto puede ser superconductiva o resistiva. En el primer caso son de precio más elevado, requiriendo una refrigeración por helio líquido y proporcionando un campo magnético más fuerte. Las magnetos resistivas no requieren esa refrigeración, la cual puede llevarse a cabo en circuito cerrado de agua, con lo que el costo de mantenimiento disminuye, así como también tienen un consumo menor, situándose en los 20 kw para un campo de 1,2 Kgauss, y el precio, en conjunto, es más bajo.

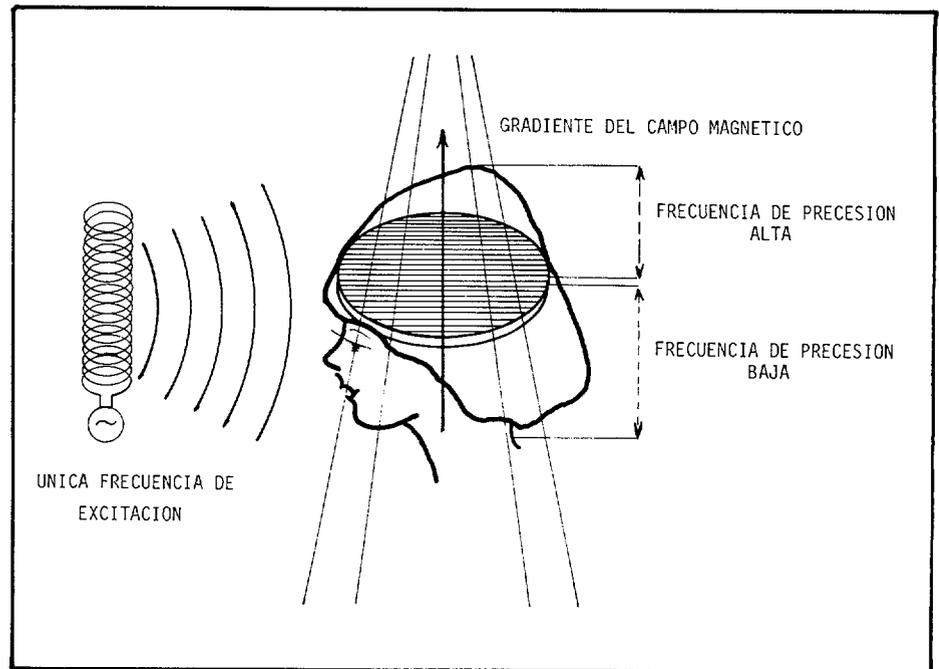


Figura 17

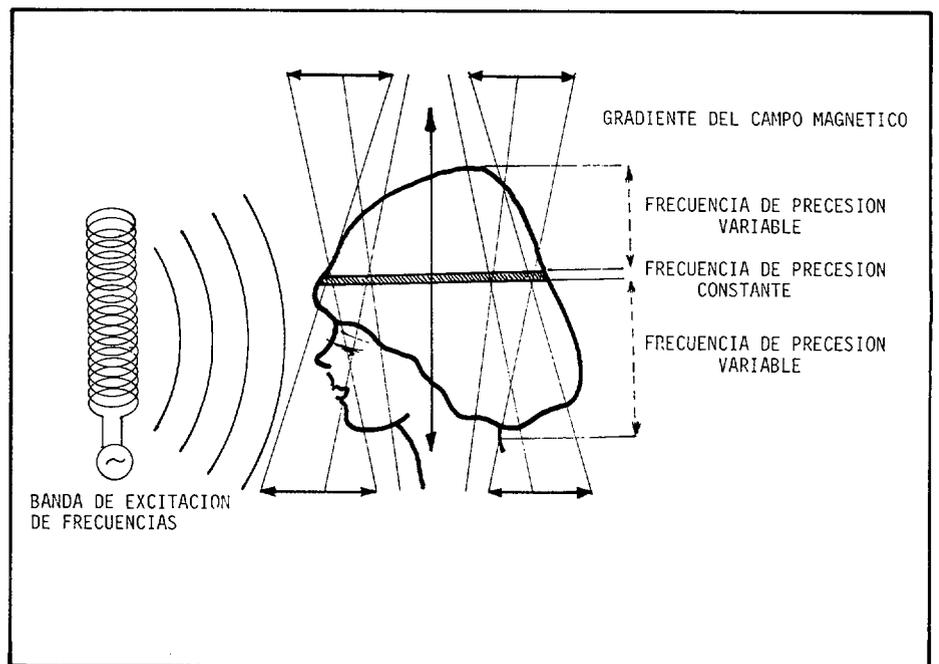


Figura 18

La imagen radiológica convencional depende de la atenuación y dispersión de los electrones al chocar contra el anticátodo, y no es comparable, en ninguna manera, con la imagen obtenida en R.M.N., ya que en ésta la señal es la irrupción de una onda de radio. La radiofrecuencia se identifica por su amplitud y frecuencia, siendo la amplitud en la R.M.N. dependiente de la «densidad protónica»; es decir, de la cantidad de hidrógeno que contiene la muestra, y la imagen se construye, no sólo a partir de esta información procedente de la «densidad protónica», sino también por la posición espacial de los protones; es decir, por el «mapa protónico», «mapa de

hidrógeno» o «mapa del espín». Este es un dato de gran importancia, puesto que las diferencias intrínsecas en la densidad del hidrógeno, entre grasa, músculo, sangre y hueso son los mayores determinantes del contraste en la imagen de R.M.N. Estas diferencias son mucho mayores que en las imágenes obtenidas por medio de radiación X, que en realidad describen una densidad electrónica del tejido en estudio. Por ello se produce un contraste mayor en la imagen obtenida de R.M.N. que en su equivalente del T.A.C.

Además de utilizarse para diferenciar varios tejidos en R.M.N. la densidad protónica, existen otras propiedades fisi-

cas que influyen la señal de R.M.N. Estas propiedades son los denominados «**tiempos de relajación magnéticos**», los cuales valoran y miden el tiempo que precisa la muestra para magnetizarse o perder su magnetización a lo largo de un eje determinado. Estos tiempos dependen de la temperatura, campo e interacción magnética, viscosidad de la muestra y combinación química en que se encuentran los núcleos excitados.

La forma de obtener la imagen en R.M.N. es realmente curiosa, ya que se basa en la posibilidad de modificar el campo magnético de tal forma que adquiera valores diferentes en cada una de las posiciones que adopta la muestra. Las imágenes en R.M.N. difieren considerablemente de la espectroscopía de R.M.N. por la utilización de gradientes de campo, que proporcionan la resolución espacial de la señal de R.M.N. Puesto que los valores del campo magnético determinan la frecuencia de resonancia, si se crea un campo magnético con valores diferentes en cada punto los núcleos excitados en las diferentes posiciones de la muestra resonarán con frecuencias diferentes. Entonces las frecuencias resonantes codifican una información espacial y el espectro de frecuencias describe la distribución espacial. Si el campo magnético se varía a lo largo de un eje, las radiofrecuencias recibidas con una frecuencia determinada emanan de un plano. Si son dos planos secuencialmente los que se excitan, la frecuencia específica define una línea, y si fueran los tres planos, X, Y, Z, los interseccionados, la frecuencia específica define un punto. Cuando en diferentes niveles se varía el campo magnético se construye una imagen tomográfica. Esta es, a grandes rasgos, la base y fundamento de la formación de la imagen en R.M.N.

Así, pues, la imagen de R.M.N. no depende exclusivamente de la demostración de las moléculas de hidrógeno, sino que precisa también definir su localización en el organismo. Con este fin se aplica un campo magnético, que se va aumentando a lo largo del órgano en estudio; es decir, que la frecuencia de resonancia de los núcleos aumenta con el campo. Para la sección o corte corpo-

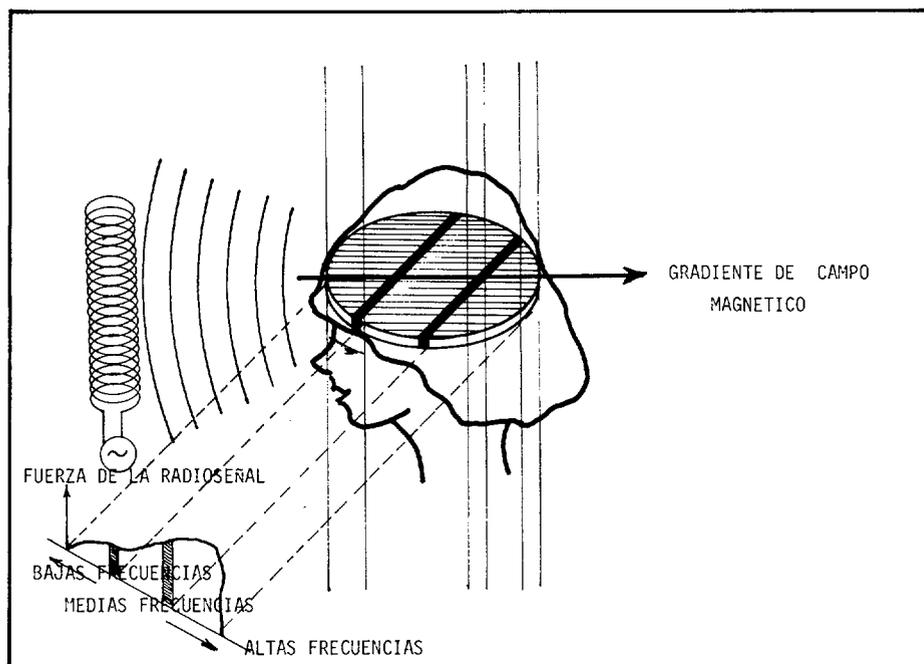


Figura 19

ral que se elige para el estudio y obtener su imagen se toma una frecuencia que dé una excitación, marcando los núcleos de un determinado punto en el gradiente magnético. La frecuencia es fija, mientras que el campo magnético varía para seleccionar los diferentes cortes (Fig. 17).

También puede aplicarse un gradiente magnético alternativo y utilizar una serie de pulsos de excitación sumamente cortos con un espectro de frecuencia relativamente amplio. De esta forma las señales se emiten de los núcleos a lo largo del gradiente magnético, pero sólo los que se encuentran en el punto cero emiten señales de una frecuencia constante, mientras que los núcleos de otros puntos lo hacen con frecuencias variables (Fig. 18).

Inmediatamente después de la excitación se aplica un segundo gradiente magnético, en posición de ángulo recto en relación al primero, así que los núcleos de la línea central del plano excitado seguirán su movimiento de precesión con la frecuencia original (Fig. 19). Los núcleos de las líneas paralelas a la línea central adquieren un movimiento de precesión de mayor o menor frecuencia, dando lugar a un espectro de radiofrecuencias en el corte original.

Las transformaciones de Fourier juegan un papel decisivo en la formación de la imagen de R.M.N. Considérense ahora tres muestras de agua idénticas, en un campo magnético perfectamente uniforme, con un gradiente lineal continuo que sobre él se superpone y que varía en el eje horizontal. Después de la excitación, con un pulso de radiofrecuencia que contiene diferentes frecuencias, los protones en cada región del

campo magnético emitirán radioondas de una frecuencia fija, decayendo en intensidad de forma exponencial. Una antena suma estas tres señales en una onda más compleja. Esta señal, denominada señal dominio-tiempo, codifica las frecuencias que la componen de tal forma que no es observable. La transformación de Fourier es un proceso por el cual se transforma la señal, pasando del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia; es decir, es una representación de la señal por la amplitud relativa de las frecuencias que la componen durante el período de observación. En este caso la transformación resulta en tres diferentes frecuencias (Fig. 20). Si el agua estuviera distribuida espacialmente de forma uniforme en todo el campo, todas las bandas de frecuencia contendrían una señal. El valor de la frecuencia es equivalente al valor de la fuerza del campo magnético. Puesto que la variación espacial es conocida en el campo a lo largo del volumen, los valores de las tres frecuencias obtenidas de la transformación de Fourier indican las posiciones de las tres muestras de agua.

Actualmente se están utilizando diferentes sistemas para la obtención de imágenes, los cuales condicionan el diseño de los equipos.

El profesor Mallard, en la Universidad de Aberdeen, utiliza el principio de la «**excitación selectiva**». En este método el gradiente de campo se aplica sucesivamente en dos direcciones perpendiculares al plano de corte seleccionado y un proceso selectivo en la tercera dirección, que es el denominado «**alabeo del espín**» (Fig. 21). Si, como se representa en la figura 22, se sitúan en un campo magnético dos tubos de diferente volumen,

drá más protones y la radiofrecuencia será diferente para cada uno de los tubos, pudiéndose por este procedimiento determinar el volumen de los mismos. Pero si ahora en uno de los tubos se agrega sulfato de cobre, que hace que los protones se relajen más rápidamente, entonces, midiendo el tiempo que transcurre hasta que la señal decaiga en sus dos diferentes frecuencias, será posible medir el tiempo de relajación de los protones en cada uno de los tubos por separado, y al tener estos tiempos diferentes se puede identificar el contenido en los tubos.

Otro método, desarrollado por Hirs-

conteniendo agua en cantidades por consiguiente diferentes, uno de ellos conten-

haw en la Universidad de Nottingham, aplica un campo magnético oscilante para seleccionar un plano determinado. La duración del gradiente se invierte periódicamente, existiendo un solo plano, coincidente con el «fulcro» de la oscilación, en el cual el campo magnético se mantiene independientemente del tiempo.

Ya que es imposible la creación de campos magnéticos estáticos con diferentes intensidades en cada punto del espacio, al menos se utilizan campos magnéticos variables para definir una imagen de un volumen.

En todos los sistemas utilizados para la formación de la imagen se utilizan tres gradientes de campo magnético durante o después de la aplicación de la radiofrecuencia. Cada gradiente define un plano y aplicando gradientes adicionales el volumen resonante podrá reducirse a un plano, a una línea o a un punto. En la **figura 23** se representa las proyecciones, aplicando gradientes diferentes, de una imagen bidimensional a un plano, según describe Lauterbur.

La intensidad de la señal dependerá de:

- el número de protones resonantes en el volumen en estudio;
- el movimiento de estos protones en ese volumen;
- el tiempo de relajación T_1 ;
- el tiempo de relajación T_2 ;
- su estado químico;
- el «ruido de fondo» electrónico, datos todos ellos utilizables —salvo el ruido de fondo electrónico— para la identificación de estructuras o funciones corporales.

Las técnicas que utilizan el sistema punto a punto tienen el inconveniente de requerir tiempos de adquisición muy grandes. Por medio de este sistema Damadian, en 1971, obtuvo las primeras imágenes del R.M.N., haciendo un «barrido» o «scan» de la muestra, pasando todos sus puntos por el «punto sensible».

En las técnicas de adquisición de la imagen línea a línea el tiempo de adquisición es más corto, ya que simultáneamente se analizan todos los puntos de una línea, que están sometidos a un gradiente de campo a la vez. Para la reconstrucción de la imagen es preciso un ordenador para llevar a cabo la transformación de la señal de onda a espectros por medio de las transformaciones de Fourier.

Entre las técnicas de imágenes por planos, basadas en señales que barren simultáneamente todos los puntos de un plano, el método denominado **zeumatografía**, expresión superponible a la de R.M.N. y que recoge el resultado de la aplicación tanto de un campo magnético como de una radiofrecuencia aplicados a una muestra, ha sido el más utilizado,

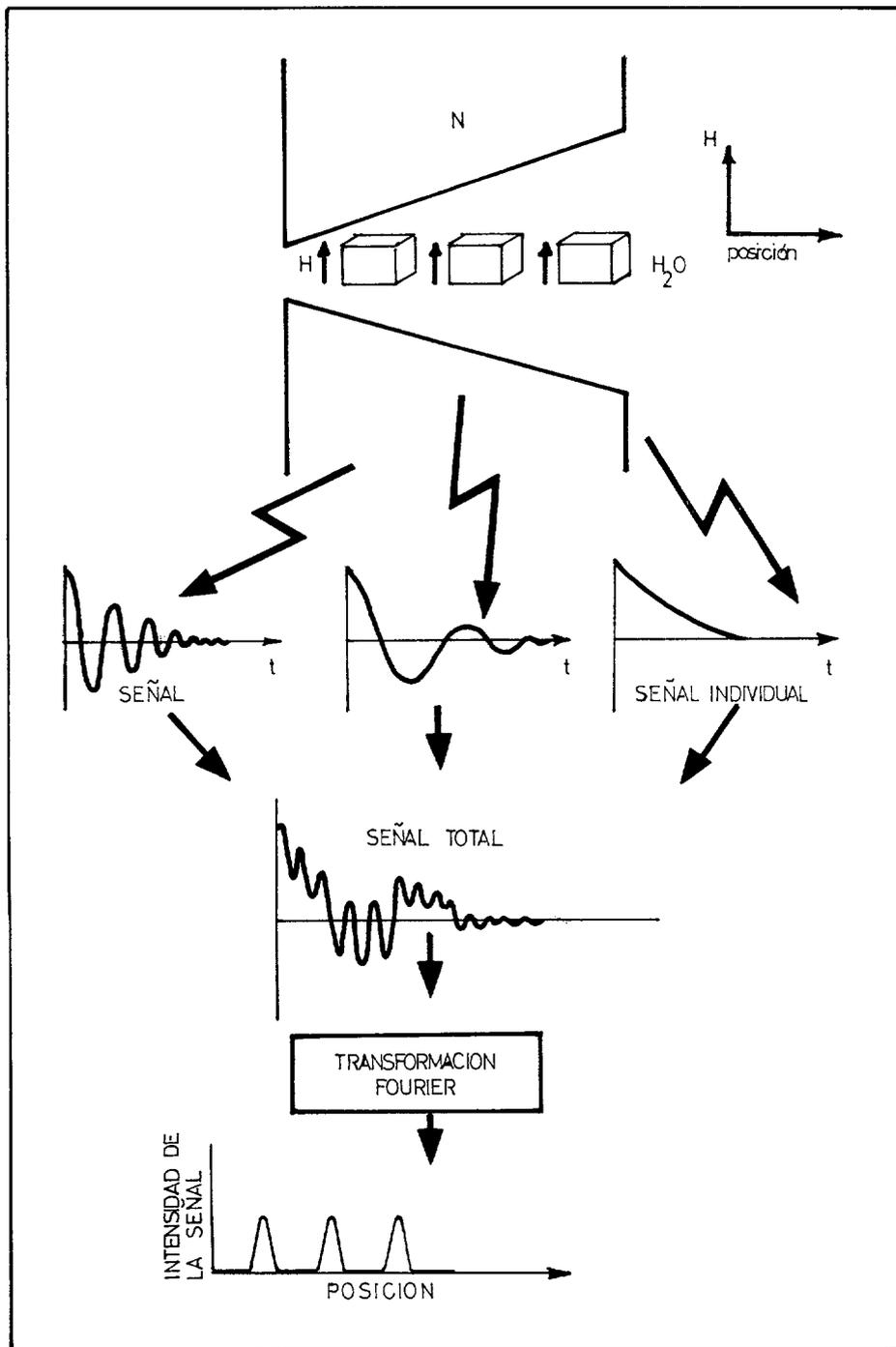


Figura 20

siendo éste el mismo que usa el T.A.C., que reconoce múltiples proyecciones de planos sobre líneas y los reconstruye en una imagen bidimensional, ulteriormente, por medio de un ordenador. Otro método es el denominado de transformaciones de Fourier, que exige una reconstrucción matemática menos compleja.

En la formación de imágenes tridimensionales o volumétricas se efectúan observaciones simultáneas de todos los puntos de un objeto y la reconstrucción de la imagen se lleva a cabo por medio de zeumatografía o por transformación tridimensional de Fourier.

De cualquier manera, la selección del método de imagen tiene gran importancia, toda vez que es preciso considerar una serie de parámetros, entre los cuales destaca el tiempo de adquisición de la imagen, estrechamente relacionado con la escala de tiempo de los movimientos, involuntarios, del órgano o tejidos en estudio, ya que existe una gran diferencia entre la exploración de un órgano en reposo, como podría ser un miembro, o el de uno que está constantemente en movimiento, como sucede con el músculo cardíaco.

Cuando en términos de R.M.N. se habla de **relajación** se está refiriendo al retorno del protón a su estado de equili-

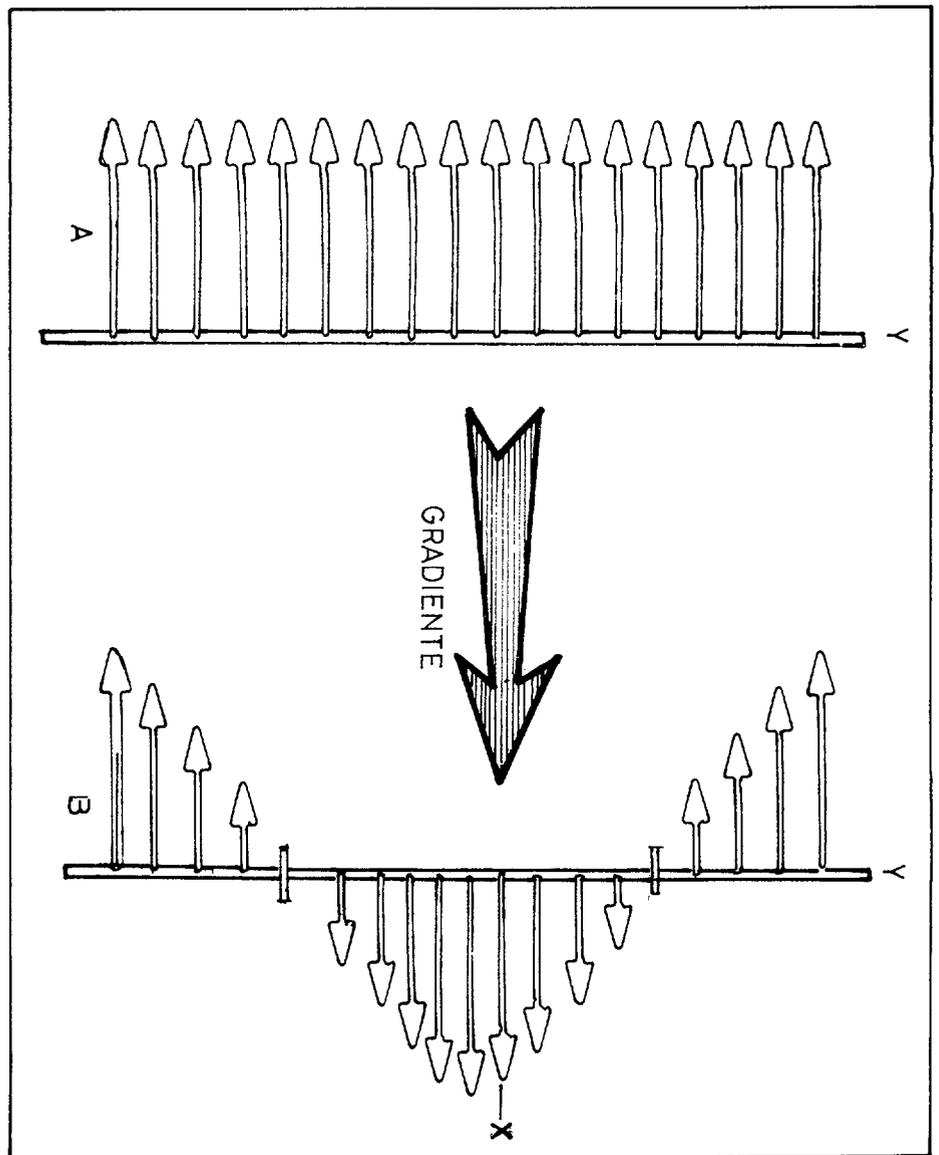


Figura 21

brio después de haber sufrido una perturbación magnética.

En el tiempo de relajación magnética tanto el T_1 como el T_2 dependen del estado físico de la muestra; es decir, del entorno molecular de la misma, determinante además de que se encuentre en estado sólido o líquido. Este estado físico depende de los campos internos que existen en la misma sustancia y que la mantienen estrechamente unida. Para los sólidos los campos son relativamente fuertes, manteniéndose fijos, mientras que en los estados líquidos los campos internos son débiles y fluctuantes.

Cuando se aplica un campo magnético externo a la muestra, los protones se sitúan en posición tanto «paralela» como «antiparalela» en una proporción muy similar.

El «tiempo de relajación térmico» (T_1). Cuando una muestra se sitúa en un campo magnético sus núcleos tienden a alinearse con el campo. Una vez que ha cesado la acción del campo magnético los núcleos vuelven a su posición inicial, al estado de equilibrio. El tiempo trans-

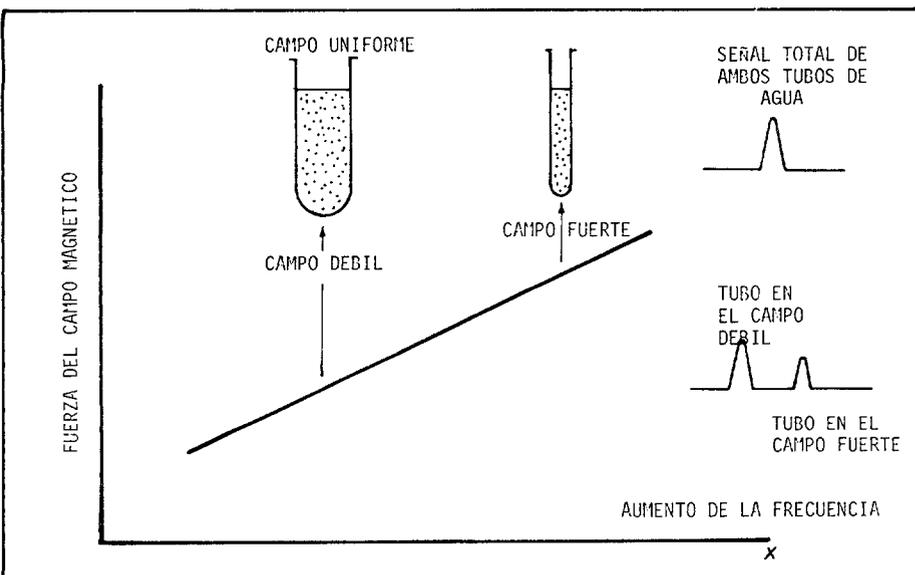


Figura 22

**Resonancia
magnética nuclear:
nueva técnica
de imagen médica**

currido hasta que los núcleos alcanzan la posición de equilibrio es el denominado T_1 , siendo representado gráficamente como una curva exponencial. Las moléculas en un medio líquido se mueven dentro del él con mayor facilidad porque la fuerza de cohesión es menor que cuando se trata de un sólido. Estas moléculas, constituyentes del medio líquido, «colisionan» con mayor facilidad entre sí que en los sólidos. Por esta razón en un medio líquido tienen las moléculas un tiempo de redistribución magnética menor que en un medio sólido y el T_1 es, por consiguiente, más corto en los líquidos que en los sólidos, porque esas fluctuaciones moleculares dejan espacio para la transmisión rápida de energía térmica.

El «tiempo de relajación espín-espín» o «tiempo de relajación transverso» o (T_2). Después de una excitación por acción del campo magnético creado por una radiofrecuencia, los núcleos reemiten una radiofrecuencia igualmente. La frecuencia de este campo emitido por cada núcleo es proporcional a la fuerza del campo magnético resonante «visto» por el núcleo. Si todos los núcleos «ven»

el mismo campo, entonces solamente emiten una frecuencia. Sin embargo, a la radiofrecuencia emitida por un núcleo puede agregarse un pequeño componente del campo resonante «visto» por un segundo núcleo y variar la frecuencia emitida por el segundo núcleo. En este caso los núcleos dispersan diferentes frecuencias. El inverso del T_2 es una evaluación de esta dispersión y cuanto más elevada es la dispersión el valor de T_2 es más pequeño. Es, pues, la medida del tiempo que los núcleos resonantes conservan la magnetización transversa, indicando la relación entre la fuerza del campo externo y la fuerza de los campos internos locales. Para los protones, en movimiento precesional, manteniendo la magnetización transversa representa una fase de balanceo de oscilación. Después de actuar un pulso de radiofrecuencia, los protones se sincronizan y comienzan el movimiento de precesión todos juntos. Sin embargo, si experimentan la acción de campos magnéticos diferentes localmente, su movimiento de precesión será de diferente frecuencia, saliendo rápidamente de la fase perdida de coherencia. Cuando los protones giran con un movimiento de precesión a frecuencias discretamente diferentes, el conjunto de magnetización transversa llega pronto a alcanzar un promedio de cero.

APLICACIONES CLINICAS

Las imágenes se obtienen situando al paciente en el interior de un campo magnético débil creado por una electromagneto, que según el equipo utilizado puede alcanzar valores de 0,04 tesla el campo magnético creado, con una frecuencia de 1,7 MHz, y posteriormente apli-

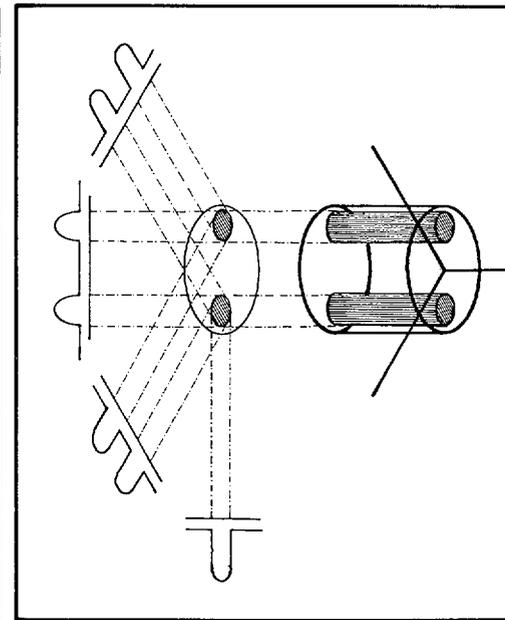
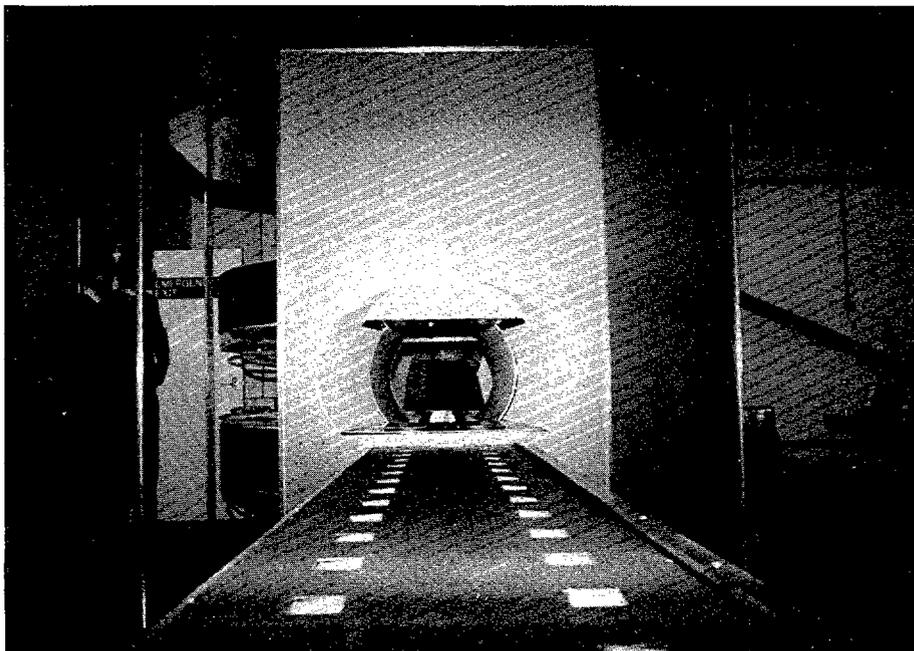
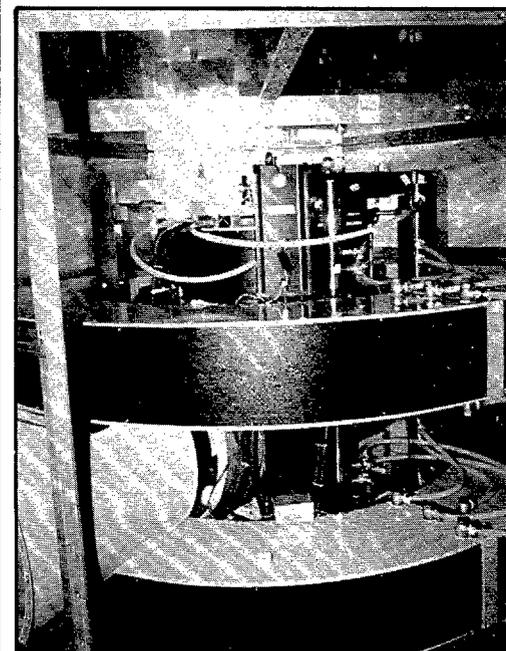


Figura 23

cándole la secuencia de pulsos de onda de radio y gradientes de campo magnético. Los datos obtenidos del paciente en estudio, en forma de radioondas codificadas, se decodifican posteriormente por métodos electrónicos digitales en un ordenador, que también procesa los datos para conformar la imagen. El equipo da la imagen de un corte, definiendo, como ya se ha descrito anteriormente, la distribución del hidrógeno (imagen de densidad protónica) y una segunda imagen que se refiere a la utilización del agua en los tejidos. La primera imagen muestra las estructuras óseas, líquidos corporales, como líquido cefalorraquídeo, tejidos blandos —estómago, hígado,



Fotografía 24



Fotografía 25

**Resonancia
magnética nuclear:
nueva técnica
de imagen médica**

do, vesícula biliar, próstata, vesículas seminales, medula espinal, etcétera— y diferencias tisulares entre tumores; por ejemplo, inflamaciones y anomalías funcionales. Estas imágenes se obtienen en una pantalla de video en blanco y negro o color, pudiéndose obtener igualmente en film radiográfico o polaroid. Las dos imágenes, de densidad protónica y la de T_1 , se obtienen simultáneamente en 256 segundos, por corte, teniendo éstos un espesor de 15 mm.

El equipo de R.M.N. está incluido dentro de una «pantalla», actuando como jaula de Faraday más que para evitar la salida al exterior de los campos magnéticos creados, para evitar la entrada de ondas de radio del exterior que pudieran influenciar definitivamente la exploración. En la **fotografía 24** se aprecia la camilla deslizante para posicionar al paciente, que introducido en el interior del equipo será sometido a la acción de los campos magnéticos y radiofrecuencias. Puede verse la disposición de las magnetos y el revestimiento de las mismas, que lo aísla de las posibles interferencias del exterior. En la **fotografía 25** se ven las magnetos así como las bobinas de radiofrecuencia.

Los tejidos blandos tienen un valor de T_1 específico, el cual puede definir y demostrar la diferencia entre tejidos tumorales benignos y malignos. En el siguiente cuadro, expresados en milisegun-

dos, se dan los tiempos de relajación específicos para diferentes órganos:

	Mseg.	
Músculo esquelético	120 a	140
Músculo cardíaco	240 a	260
Tejido adiposo	60 a	80
Sangre	340 a	370
Bazo	250 a	290
Riñón	300 a	340
Cerebro:		
Sustancia gris	275 a	300
Sustancia blanca	225 a	250
L.C.R.	350 a	1.000

También puede obtenerse una tercera imagen, denominada diferencial o imagen «D», la cual se forma cuando la señal que contiene los datos de la imagen T_1 se sustrae de la señal de densidad protónica. La imagen así conformada da una idea clara que combina los detalles anatómicos de la densidad de protones con la de T_1 .

La diferenciación entre la sustancia blanca y la sustancia gris del sistema nervioso central es claramente visible, siendo éste un dato de gran interés clínico puesto que ayuda a valorar el tratamiento médico; por ejemplo, en los alcohólicos que muestran alteraciones significativas en la sustancia blanca cerebral.

La **imagen 26** recoge en una sola placa las tres proyecciones de cerebro normal, sagital, transversal y coronal, de densidad protónica, siendo las **imágenes 27 y 28** los cortes sagital y coronal de todo el cerebro y parte del cuello, apreciándose claramente las estructuras del sistema nervioso, cerebro, cerebelo, bulbo raquídeo y medula espinal.

Las **imágenes 29 y 30** son cortes de cerebro realizadas en T_1 , la primera y en densidad protónica la segunda, obtenidas simultáneamente las dos y apreciándose claramente la estructura del cerebelo y bulbo raquídeo, así como una amplia disimetría de los senos paranasales.

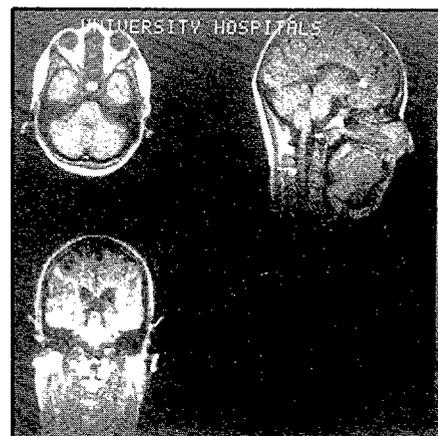


Imagen 26

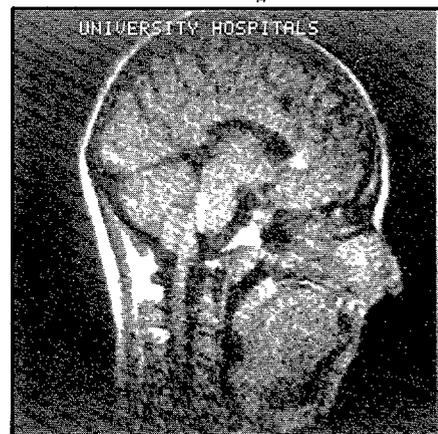


Imagen 27

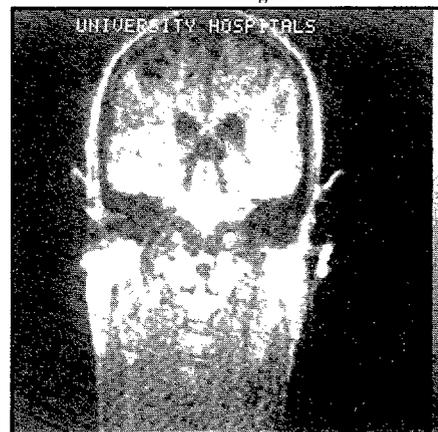


Imagen 28

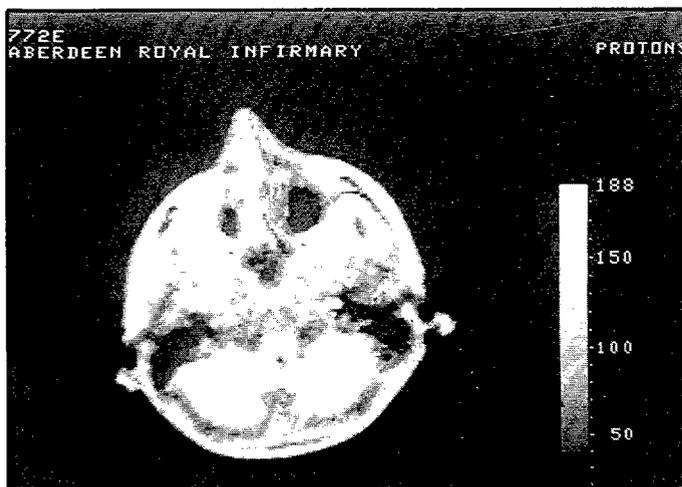


Imagen 29

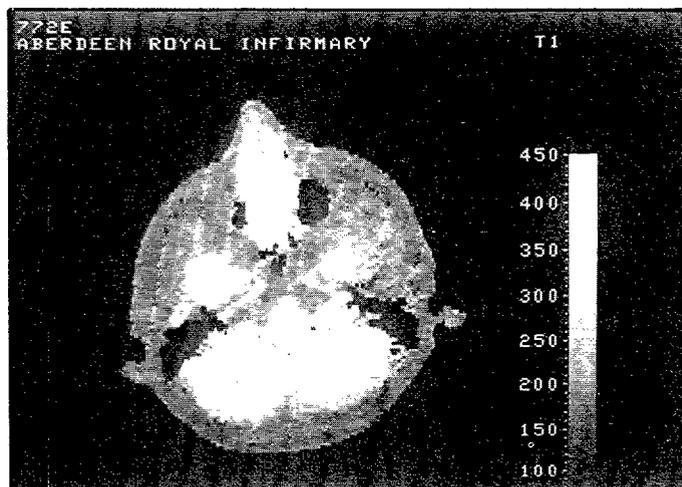


Imagen 30

Esta valoración de la imagen en T_1 en el cerebro tiene un extraordinario valor en la determinación de procesos tales como la demencia senil, encefalopatía hipertensiva, hipertensión intracraneal incipiente y esclerosis en placas, esclerosis múltiple, placas de desmielinización; aparte, por supuesto, de los tumores, infartos y otros procesos expansivos intracraneales. Las proyecciones sagitales, transversales y coronales de cerebro y la visualización del cerebelo y la fosa posterior, que hasta ahora no era visible con ningún procedimiento de imagen, proporcionan una gran ayuda al diagnóstico.

Las tomas tomográficas de pulmón aparecen en negro, debido a la práctica ausencia de agua, en condiciones normales, en los espacios intraalveolares. Los grandes vasos se ven con gran perfección, así como la tráquea, arterias corotida, e incluso el líquido raquídeo, según la altura del corte realizado. El embolismo pulmonar es claramente visible, así como las metástasis o carcinomas primitivos de pulmón, pleuritis, neumonías, etcétera. La visualización de los grandes vasos intratorácicos sin la administración de contraste de ningún tipo. En corazón, la posibilidad de localizar áreas de infarto, así como la delimitación de las cavidades cardíacas, le dan una gran preponderancia diagnóstica al método.

Las enfermedades hepáticas son tributarias de este sistema de diagnóstico, diferenciándose claramente las cirrosis, hepatitis, carcinomas de hígado, abscesos, procesos inflamatorios, etcétera. Cuando en la imagen de T_1 este tiempo está acortado indica la existencia de un incremento de la grasa o hierro en el hígado, como sucede en la hemocromatosis, o por el aumento del cobre en la enfermedad de Wilson. Tiempos más

largos de relajación se encuentran en las hepatitis, cirrosis, tumores primitivos y secundarios, facilitándose claramente el diagnóstico.

La **imagen 31** obtenida en T_1 , corresponde a un carcinoma hepatocelular, viéndose claramente en la misma **imagen 32** en color.

Las **imágenes 33 y 34** corresponden a metástasis hepáticas bien delimitadas y definidas, tanto en blanco y negro como en color, apareciendo el hígado en una coloración azulada con un T_1 muy corto debido a la existencia de gran cantidad de hierro en el hígado por una hemossiderosis. Las metástasis tienen un T_1 de 350 a 360 mseg. También puede apreciarse líquido ascítico; las zonas blancas de la imagen en color.

Los tiempos de relajación T_1 de algunos procesos hepáticos son los siguientes, comparados con los valores normales del hígado y tomados con una radiofrecuencia de 1,7 MHz.

	Mseg.
Hígado normal	140 a 170
Infiltración adiposa	100 a 140
Hemosiderosis	100 a 140

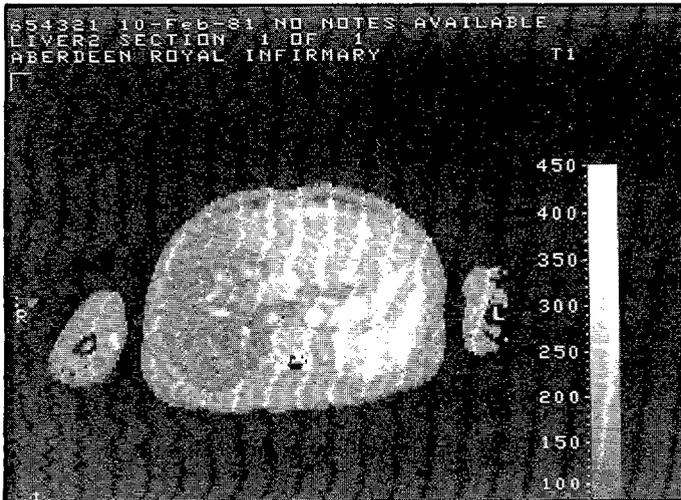


Imagen 31

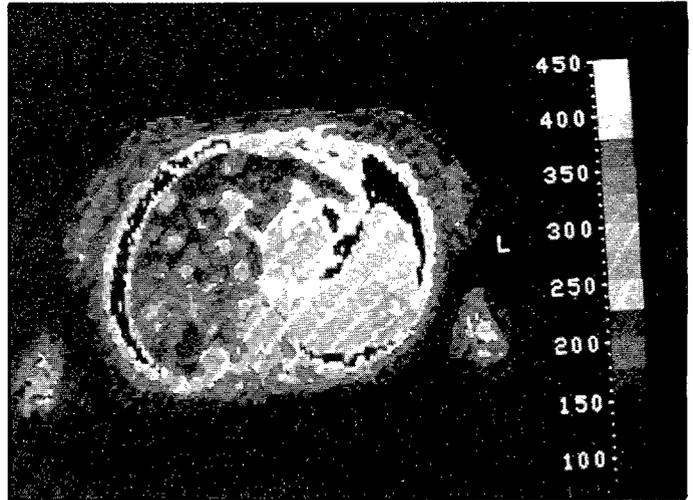


Imagen 32



Imagen 33

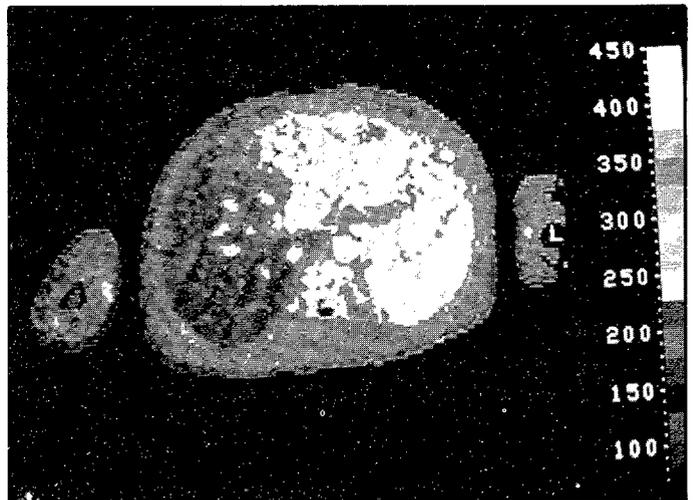


Imagen 34

**Resonancia
magnética nuclear:
nueva técnica
de imagen médica**

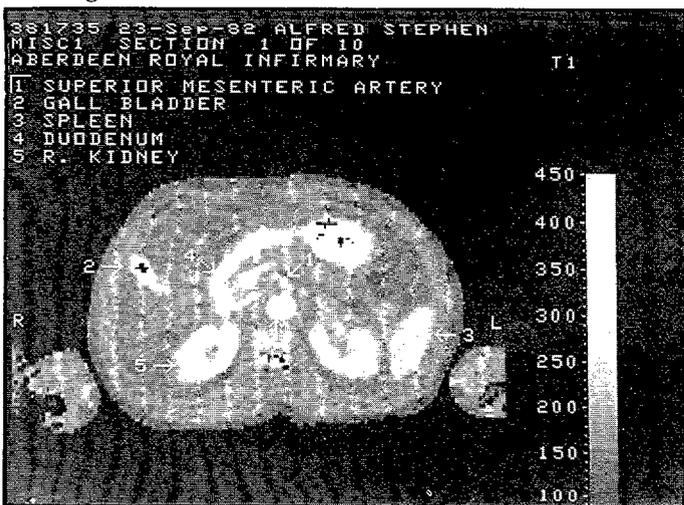


Imagen 35

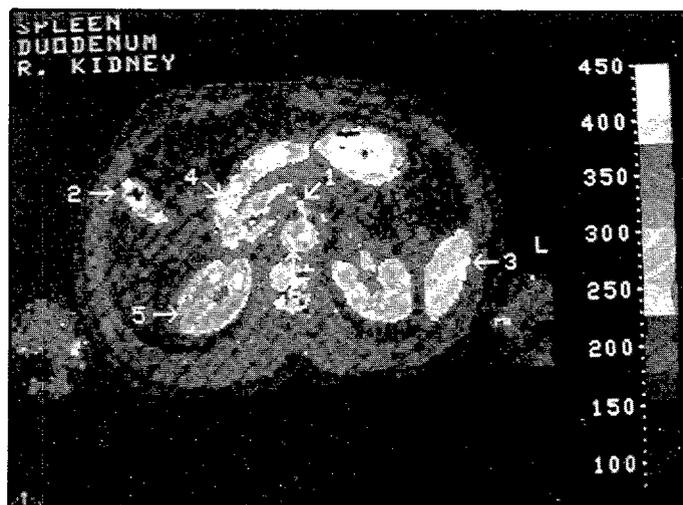


Imagen 36

	Mseg.	
Cirrosis micronodular ..	180 a	200
Cirrosis avanzada	200 a	300
Hepatoma	300 a	500
Metástasis hepáticas	300 a	500
Abscesos	350 a	600
Hemangioma	340 a	370
Quistes	350 a	1.000

El páncreas igualmente es visible en R.M.N., teniendo unos tiempos de relajación T₁ siguientes:

	Mseg.	
Páncreas normal	180 a	200
Pancreatitis	200 a	275
Carcinoma	275 a	400
Pseudoquistes	800 a	1.000
Líquido ascítico	Sup. a	1.000
Colección purulenta	400 a	400

La patología renal es tributaria igualmente de este medio de diagnóstico, obteniéndose imágenes de extraordinaria calidad y utilidad en T₁ con tiempos de relajación diferentes según los procesos. Así, se obtienen los siguientes:

	Mseg.	
Riñón normal	300 a	340
Carcinoma renal	300 a	525
Riñón poliquistico	650 a	1.000
Hidronefrosis	700 a	1.000
Cálculo renal	320 a	360
Glomerulonefritis	310 a	340
Nefropatía diabética ...	295 a	315
Rechazo de trasplante ..	390 a	470

En las imágenes 35 y 36, obtenidas en blanco y negro y color, se localizan, por áreas de interés marcadas en las mismas imágenes, diferentes órganos, cuyos T₁ son diferentes, y así en las imágenes se señalan (1) arteria mesenterica superior, (2) vesícula biliar, (3) bazo, (4) duodeno, (5) riñón derecho.

En pelvis, el útero, ovario, cérvix, próstata, vesículas seminales, es igualmente útil, incluso en la valoración de la

gestación. La imagen 37, obtenida en densidad protónica, objetiva claramente la existencia de un feto.

Los tumores de la nasofaringe y orofaringe, senos paranasales, lengua y cuello, incluido el tiroides, pudiéndose diferenciar claramente los nódulos «fríos» o calientes, así como en la enfermedad de Graves Basedow, o los carcinomas.

La patología ósea, la localización de hernias discales, la patología vascular periférica, superficial y profunda, etcétera, se valoran extraordinariamente bien con esta técnica. Véase la figura 38, con la vista ortogonal de ambas rodillas, normales, y un cursor que al desplazarse en la pantalla de video sobre una de las proyecciones se desplaza, igualmente, sobre las otras dos proyecciones, con lo que la localización de la lesión es realmente sencilla. La patología articular, los meniscos y ligamentos, son

fácilmente estudiables con este procedimiento de R.M.N. Las imágenes 39 y 40 corresponden al corte coronal de ambas rodillas, apreciándose con gran claridad la cresta tibial, ligamentos internos y un corte transversal con definición bien delimitada de la circulación venosa. Igualmente las imágenes 41, 42 y 43 representan las imágenes ortogonales de la columna dorso lumbar, incluyendo el cursor para definir y localizar áreas en las tres proyecciones simultáneamente.

En fin, prácticamente son tributarios de este procedimiento diagnóstico toda la patología, haciendo hincapié en las nulas contraindicaciones y ser una técnica que está exenta de riesgo para el paciente. Sí; únicamente por los campos magnéticos creados y utilizados la contraindicación radica en aquellos pacientes que tienen alteraciones del ritmo cardíaco y que tienen implantado un mar-

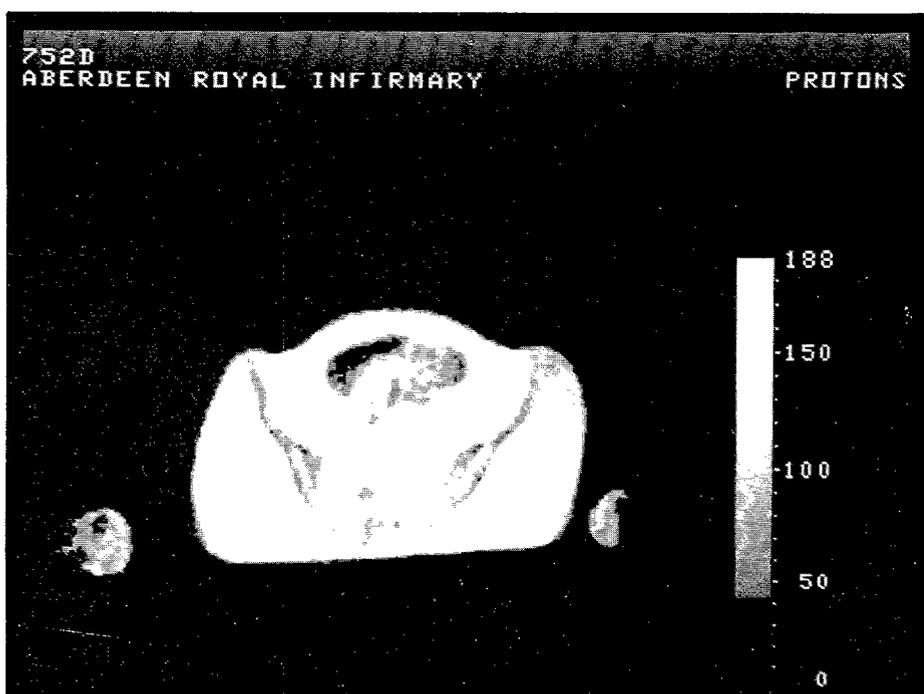


Imagen 37

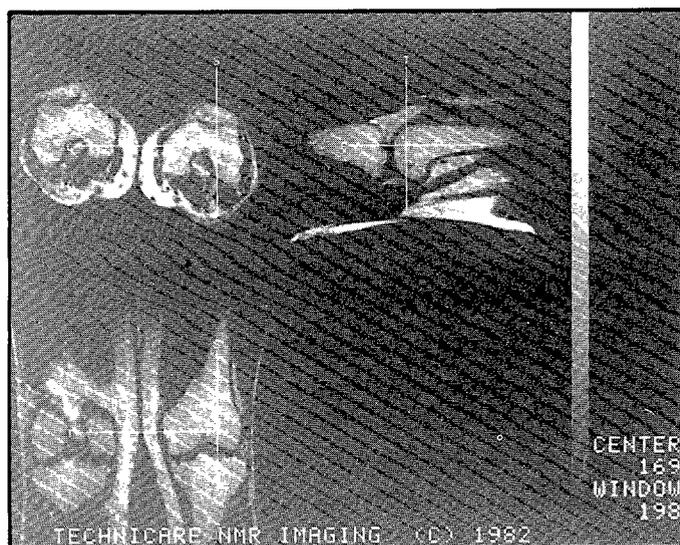


Imagen 38



Imagen 39

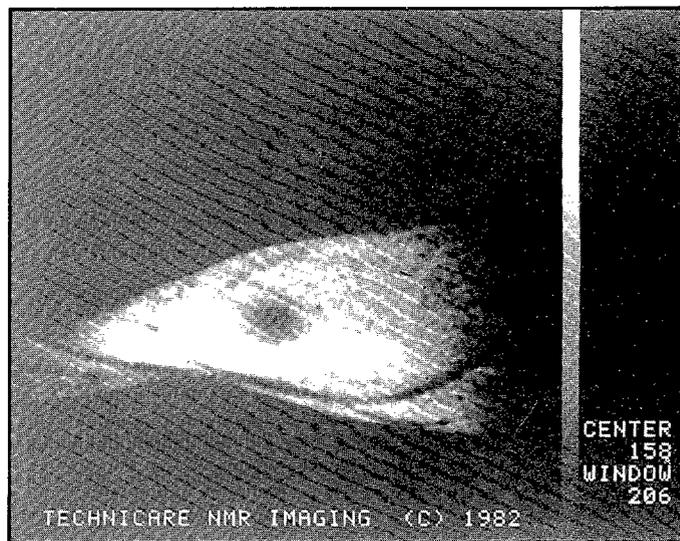


Imagen 40

capasos, al igual que aquellos pacientes traumatológicos que tienen prótesis metálicas o enclavamientos intramedulares o prótesis metálicas, por el calor que podría crear el campo magnético.

Prácticamente, pues, toda la patología es tributaria de esta exploración, máxime teniendo en cuenta la posibilidad de obtener —simultáneamente, según el tipo y técnica utilizada— la imagen en T_1 y la de densidad protónica—, a la vez que la imagen en tres cortes: coronal, transversal y sagital, que definen perfectamente la localización de las lesiones.

Por fin, es necesario analizar los riesgos que potencialmente pueden producirse al trabajar con un equipo de R.M.N., los cuales están determinados por:

A) El campo magnético creado, el cual no produce alteraciones ni en el paciente ni tampoco en el personal que profesionalmente trabaja con el equipo de R.M.N. Pero sí este campo magnético puede afectar las bandas magnéticas de las tarjetas de crédito o bancarias y los relojes. Por otra parte, los objetos metálicos crean artefactos en las imágenes

obtenidas; por ejemplo, las cánulas traqueales afectan a las imágenes que se obtuvieran en la proximidad anatómica de las mismas.

B) Las variaciones pequeñas, pero rápidamente cambiantes, de los campos magnéticos; es decir, de los gradientes, producen un efecto teórico de incremento de la temperatura, afectando, teóricamente, tanto a la conducción cardíaca como a la conducción nerviosa. Por esta razón los portadores de marcapasos no deben someterse a este tipo de exploración, así como se precisa de una cierta vigilancia en los epilépticos. Por otro lado, pacientes con infarto de miocardio no tienen ningún riesgo al ser sometidos a estos gradientes de campo magnético durante la exploración.

C) El campo magnético creado por la radiofrecuencia, que produce un discreto calor, razón por la cual los objetos metálicos implantados intracorporalmente podrían sufrir una ligera elevación de la temperatura.

En estudios recientes no se ha compro-

bado efecto secundario alguno en las gestantes ni en los fetos.

En resumen, se considera que las imágenes obtenidas por R.M.N. vienen a llenar una laguna en el campo de la imagen médica, completándose de esta forma el diagnóstico, no sólo por las imágenes, sino también, dato de gran importancia, por los constituyentes bioquímicos de los tejidos.

Por fin, queremos expresar nuestro agradecimiento al profesor John R. Mallard, jefe del Departamento de Física Médica y Bioingeniería, de la Universidad de Aberdeen, y al Dr. Francis W. Smith, jefe del Servicio de Medicina Nuclear de la Universidad de Aberdeen, por su valiosa contribución, ayuda y comentarios durante nuestra estancia en esa Universidad de Aberdeen, que nos han servido tanto para la realización de este trabajo, como para la obtención e interpretación de las imágenes.

Igualmente nuestro agradecimiento a la firma Technicare España, S.A., que generosamente nos ha proporcionado las imágenes 26, 27, 28, 38, 39, 40, 41, 42 y 43 para la confección de este trabajo.



Imagen 41

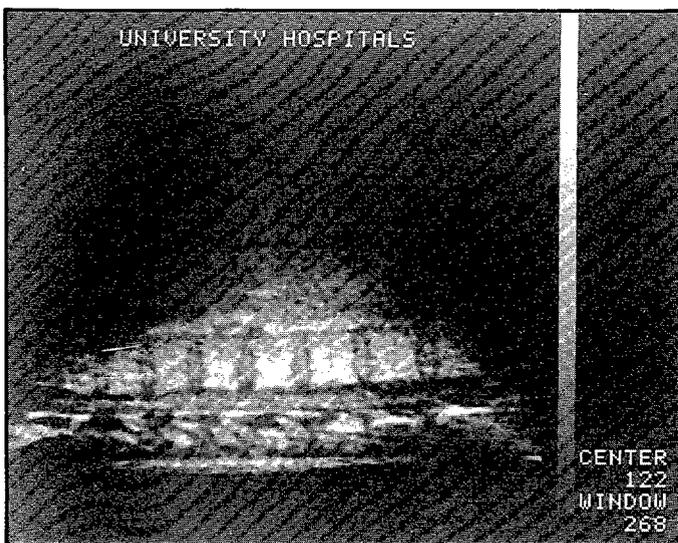


Imagen 42

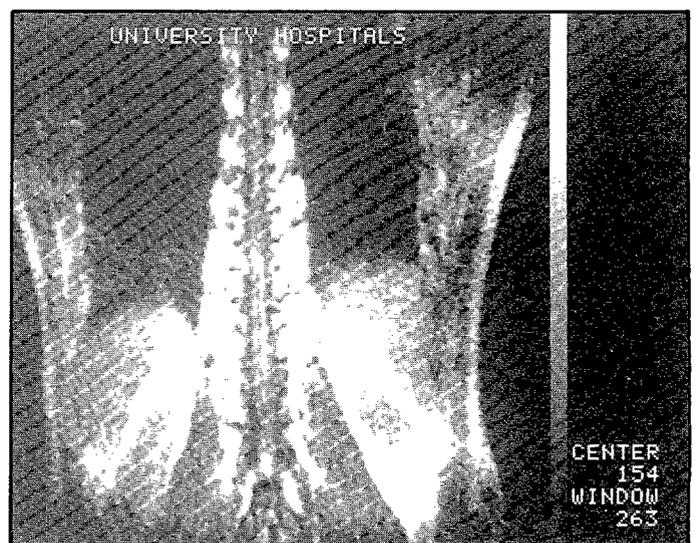


Imagen 43

BIBLIOGRAFIA

- LAUTERBUR, P. C.: «Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance». NATURE (London), 242, 1973.
- MARGULIS, A. R.: Potential Medical Applications of NMR Imaging (Publicación de Technicare).
- CROOKS, L. E.: Overview of NMR Imaging techniques (Publicación de Technicare).
- KAUFFMAN, L.: Hardware for NMR imaging (Publicación de Technicare).
- SMITH, F. W.: «Clinical Experience with NMR Imaging». Proceed. 8th Internat Congr. of the Spanish Nuclear Medicine Society. 15-17 abril 1982. Madrid.
- SMITH, F. W., and cols.: «Nuclear Magnetic Resonance Imaging of the Pancreas». RADIOLOGY, 142. Marzo 1982.
- SMITH, F. W.: «Nuclear Magnetic Resonance Tomographic Imaging in Renal Disease». DIAGNOSTIC IMAGING. S. Karger, Basel, 1982.
- SMITH, F. W.: «Whole Body Nuclear Magnetic Resonance Tomographic Imaging». J. MED. IMAGING. Vol. 2, Special Issue, 1982.
- SMITH, F. W., and cols.: «Nuclear Magnetic Resonance tomographic imaging in liver disease». LANCET, 1, 8227, 1982.
- LUITEN, A. L.: «Nuclear Magnetic Resonance: an introduction. MEDICAMUNDI». Vol. 26, núm. 2, 1981. Medical Systems Division. Eindhoven (Holanda).