



# Manual del sistema TERRANOVA MRI

## Adquisición de Imágenes

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

ELABORADO POR GRISELDA ADRIANA CRUZ PRIEGO

El presente manual fue desarrollado bajo el apoyo del programa

UNAM-DGAPA-PAPIME PE104117

## **Contenido**

### **I. Fundamentos teóricos**

|   |       |
|---|-------|
| Principios de Resonancia Magnética            | 1.1   |
| Fenómeno de relajación                        | 1.1.2 |
| Formación y Adquisición de la señal           | 1.2   |
| Señal de Decaimiento Libre Inducido (FID)     | 1.2.1 |
| Codificación y ubicación espacial de la señal | 1.2.2 |
| Gradiente selector de corte                   | 1.2.3 |
| Gradiente Codificador en Frecuencia           | 1.2.4 |
| Gradiente Codificador en Fase                 | 1.2.5 |
| El espacio k                                  | 1.3   |
| Secuencias de pulsos                          | 1.4   |
| Secuencia Espin Eco                           | 1.4.1 |
| Gradiente eco                                 | 1.4.2 |
| Secuencia CPMG                                | 1.4.3 |
| Secuencia CPMG                                | 1.4.4 |

### **II. Experimentos TERRANOVA MRI**

|                           |     |
|---------------------------|-----|
| Polarización              | 2.1 |
| Sintonización de la sonda | 2.2 |
| Búsqueda de la resonancia | 2.3 |

### **III. Adquisición de imágenes**

|                              |       |
|------------------------------|-------|
| Secuencia Gradiente Eco      | 3.1   |
| Imágenes en una dimensión    | 3.1.1 |
| Imagen en dos dimensiones    | 3.1.2 |
| Imágenes en tres dimensiones | 3.1.3 |
| Espín Eco                    | 3.2   |
| Imágenes en dos dimensiones  | 3.2.1 |
| Imágenes en tres dimensiones | 3.2.2 |

### **IV. Estudios de Relaxometría**

### **V. Experimentos adicionales: retroproyección filtrada**

### **VI. Referencias**

## I. Fundamentos Teóricos

### I.1 Principios de la Resonancia Magnética

La MRI se basa en el fenómeno de la *Resonancia Magnética Nuclear* (RMN), descubierto independientemente por Bloch y Purcell. La base del fenómeno de RMN es la interacción entre un campo magnético externo aplicado y el núcleo que tiene un momento magnético diferente de cero.

Para entender el fenómeno de la RM empezaremos por describir el átomo. Éste consiste en tres partículas: protones, neutrones y electrones. Los protones y los neutrones están situados en el núcleo del átomo, mientras que los electrones giran en órbitas circulares alrededor del núcleo, ocupando la órbita de menor energía posible.

En el modelo atómico sobresalen 4 números cuánticos: el número cuántico principal ( $n$ ), el número cuántico azimutal o de momento regular ( $l$ ), el número cuántico magnético ( $m$ ) y el número cuántico de spin electrónico,  $s$ . Determina el spin del electrón, es decir, el sentido en que gira el electrón sobre su propio eje, habiendo dos tipos  $+1/2$  y  $-1/2$ .

Para poder adquirir una imagen por RM, se debe cumplir que el núcleo que se desea excitar tenga un espín diferente a un entero y que su numérico atómico sea impar.

El núcleo  $^1\text{H}$  es una referencia de elección natural para utilizar las técnicas de resonancia magnética en el cuerpo humano, ya que tiene un espín igual a  $1/2$  y es el isótopo de hidrógeno más abundante contenido en el agua y las grasas de nuestro organismo.

Una descripción rigurosa de un núcleo con spin y sus interacciones requiere el uso de principios de mecánica cuántica, sin embargo la mayor parte de RM puede ser descrita usando los conceptos de la mecánica clásica. Las discusiones de los fenómenos del RM en este apartado lo haremos utilizando un enfoque clásico. Además de su giro, un núcleo cargado positivamente también tiene un campo magnético local o momento magnético. Este momento magnético asociado es fundamental para RM.

Un núcleo con giro tiene un eje de rotación que puede ser visto como un vector con una orientación y magnitud definidas. El momento magnético para el núcleo es paralelo al eje de rotación. Esta orientación del spin nuclear y los cambios inducidos en él debido a las manipulaciones experimentales que el núcleo sufre proporcionan la base para la señal de RM.

Consideremos un volumen de una muestra arbitraria que se encuentre ubicada fuera de un campo magnético, ya que cada protón tiene un vector de espines de igual magnitud al encontrarse estos protones orientados de manera aleatoria, el vector de magnetización será cero, pues, la resultante de la suma vectorial de todos los protones es cero. Sin embargo, cuando los espines de los núcleos son colocados en un campo magnético estático ( $B_0$ ) éstos se alinean, tal como se muestra en la Figura.

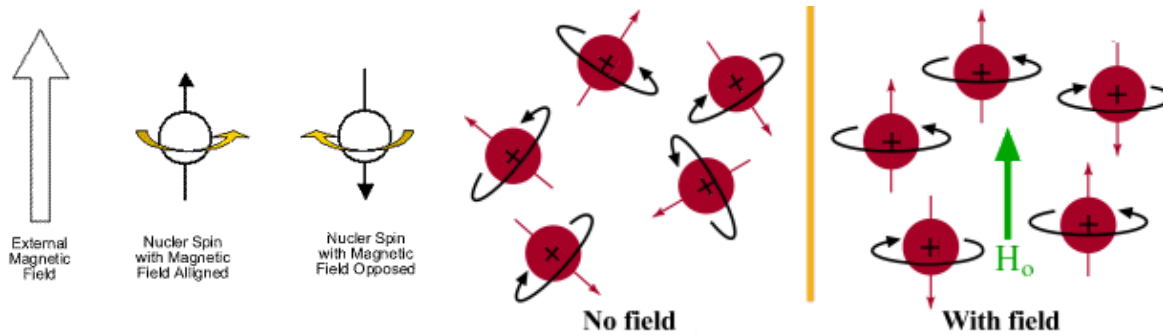


Figura 1. Orientación de los espines nucleares.

Al tener un volumen arbitrario de una muestra, se tiene un sistema de espines que poseen un momento magnético ( $\mu$ ). Si este momento magnético es expuesto a un campo externo,  $\mu$  se alinea en la dirección del campo de manera paralela o antiparalela. En el estado de reposo, se tiene diferencia energética entre los espines, fenómeno que nos da un vector de magnetización neto  $M$ .

Como los núcleos están girando, se genera un torque o frecuencia de precesión debido a la interacción del campo magnético con la carga positiva giratoria del núcleo. Por convención,  $B_0$  y el eje de precesión se definen para orientarse en la dirección  $z$  de un sistema de coordenadas cartesianas. El movimiento de cada protón puede ser descrito por un conjunto único de coordenadas perpendiculares ( $x$  y  $y$ ) y paralelas ( $z$ ) a  $B_0$ . Las coordenadas perpendiculares o transversales son distintas de cero y varían con el tiempo, pero la coordenada  $z$  es constante con el tiempo. La frecuencia de precesión es proporcional a la fuerza del campo magnético y se expresa mediante la ecuación de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma |B_0|$$

Donde  $\omega$  es la frecuencia de Larmor (MHz), también conocida como frecuencia de resonancia, y  $\gamma$  es la constante giromagnética que es una propiedad intrínseca para cada núcleo e isótopo.

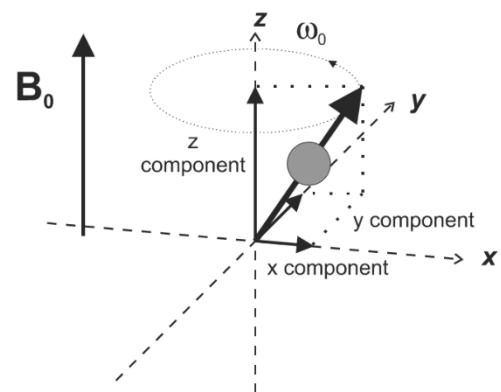


Figura 2. Componentes del vector.

El principio de la RM se basa en el mapeo de la magnetización neta  $M$  de cualquier material apropiado.

Para un volumen de protones a una temperatura de 310K (temperatura del cuerpo humano) existe normalmente una diferencia de 3 en  $10^6$  protones en estado de baja energía con respecto a los que se alinean en dirección de alta energía. Si un pulso de radiofrecuencia (RF) es aplicado, los núcleos de la muestra absorben dicha energía. Este pulso, también conocido como pulso de excitación, contiene muchas frecuencias distribuidas en un ancho de banda. Durante el pulso, los protones absorben la porción de esta energía a una frecuencia particular que es proporcional al campo magnético  $B_0$ . Posterior a dicho pulso, los protones reemiten la energía a la misma frecuencia.

El pulso de RF depende directamente del tipo de núcleo con el cual se trabaja, la frecuencia de precesión del núcleo y de la homogeneidad del campo magnético.

El valor de  $M$  es directamente proporcional a  $B_0$ , es decir que cuanto mayor sea el campo magnético externo, mayor será el vector de magnetización neto, y por ende, mayor será la señal de resonancia magnética.

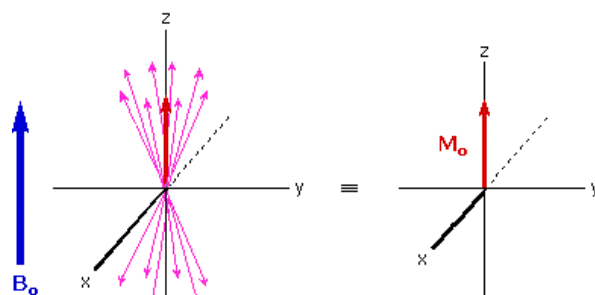


Figura 3. Vector de magnetización total.

#### I.I.I Fenómeno de relajación

Después del pulso de RF, los núcleos reemiten la energía a la misma frecuencia. Cuando un núcleo es irradiado con energía de la frecuencia específica ( $\omega_0$ ), cambiará de la orientación de baja energía hacia la de alta energía. De manera similar, un núcleo que se encuentra en estado de alta energía, será estimulado para liberar su energía y cambiar su orientación para ubicarse en la dirección de baja energía. Sólo la energía suministrada a la frecuencia de Larmor, inducirá tales transiciones.

La relajación es resultado de las interacciones entre los diferentes núcleos. En el equilibrio, el vector de magnetización neto se alinea en dirección del campo magnético  $B_0$ , y es llamada la magnetización de

equilibrio  $M_0$ . En esta configuración, la componente  $z$  de la magnetización  $M_z$  es igual a  $M_0$ .  $M_z$  es conocida como la magnetización longitudinal y no hay magnetización transversal ( $M_x$  o  $M_y$ ).

Cuando se expone un sistema de espines a una energía con una frecuencia igual a la diferencia energética que existe entre los estados de los espines el vector de magnetización en la dirección longitudinal se hace cero.

La constante de tiempo que describe como  $M_z$  regresa a su valor de equilibrio es llamado el tiempo de relajación espín red conocido como el tiempo  $T_1$  y es específico de cada tejido. Después del tiempo  $T_1$ , se dice que la magnetización longitudinal ha regresado al 63% de su valor final.

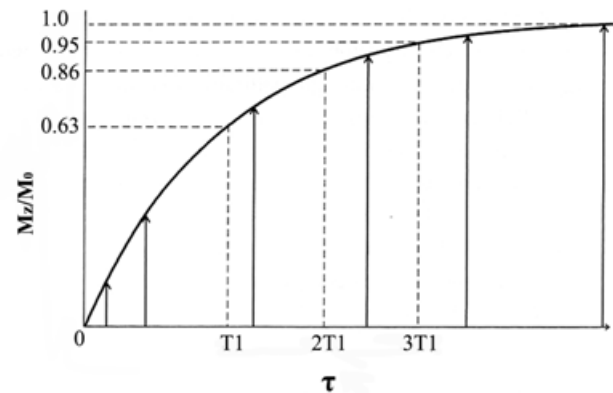


Figura 4. Proceso de relajación:  $T_1$ .

Además con la rotación, en la magnetización neta comienza a presentarse un desfase, debido a que los espines comienzan a experimentar un campo magnético diferente y rotan a su propia frecuencia de Larmor. Conforme avanza el tiempo después de haber cesado la emisión del pulso de RF, mayor será la diferencia de fase en la magnetización. Las interacciones espín – espín son temporales y aleatorias, por lo tanto, la relajación espín – espín, causan una pérdida acumulativa en fase, dando como

resultado un decaimiento en la magnetización transversal.

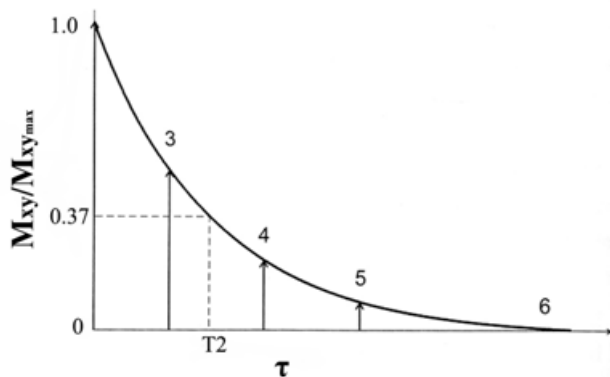


Figura 5. Proceso de relajación:  $T_2$ .

La constante de tiempo que describe el regreso al equilibrio de la magnetización transversal ( $M_{xy}$ ), es llamado el tiempo de relajación espín – espín ó  $T_2$ . La pérdida exponencial resulta puramente de las interacciones aleatorias en el plano transversal (XY).

El tiempo  $T_2$  es menor o igual al tiempo  $T_1$ . La

magnetización neta en el plano XY decae a cero y posteriormente la magnetización longitudinal crece hasta que llega al valor  $M_0$  en el eje Z. Se considera al tiempo de relajación  $T_2$  cuando la magnetización transversal ha perdido el 37% de su valor original.

Algunas de las causas de la pérdida de coherencia de la magnetización transversal son el movimiento de los espines adyacentes debido a vibraciones moleculares o su rotación; otra causa es que los protones nunca experimentan un campo uniforme u homogéneo, pues el protón precesa y experimenta fluctuaciones del campo magnético local, causando variaciones en  $\omega_0$  y con ello la pérdida de coherencia de fase en la magnetización transversal.

La constante de tiempo de esta combinación de factores es llamado T2 estrella ( $T2^*$ ).

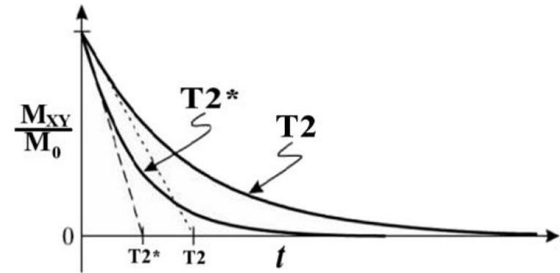


Figura 6. Proceso de relajación:  $T2^*$ .

## 1.2 Formación y Adquisición de la señal

### 1.2.1 Señal de Decaimiento Libre Inducido (FID)

Cuando el emisor de pulso de RF es apagado, los protones empiezan a realinearse y regresan a su orientación en equilibrio. Si se tiene una antena receptora colocada perpendicularmente al plano transversal, los protones entonces inducen un voltaje ( $\mu V$ ) durante su precesión. Este voltaje inducido, es conocido como FID (Decaimiento Libre Inducido). La magnitud de la señal del FID dependerá del valor de  $M_0$ , justo después de la aplicación del pulso de RF.

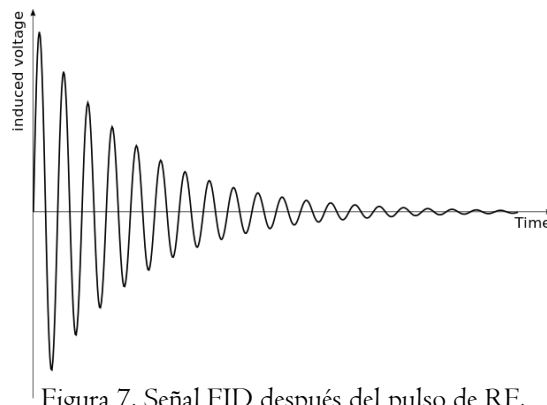


Figura 7. Señal FID después del pulso de RF.

### 1.2.2 Codificación y ubicación espacial de la señal

Para poder formar una imagen en RM, es necesario tomar y localizar el origen de las señales. La IRM emplea la dependencia del campo magnético para poder localizar las frecuencias de los protones en diferentes regiones espaciales. El campo magnético presenta una dependencia espacial a través de la



aplicación de gradientes del campo magnético, estos gradientes son pequeñas perturbaciones superpuestas al campo magnético principal.

Existen 3 gradientes que son empleados, cada uno en una diferente dirección ( $x, y, z$ ). Cada uno de estos gradientes tienen un papel importante para la adquisición y formación de imágenes, como son: selección de corte, codificación en fase y frecuencia, los cuales veremos más adelante.

La imagen que se despliega consiste en una representación digital de píxeles que representan vóxeles de una muestra. La intensidad del píxel será proporcional al número de protones contenidos dentro de un vóxel.

### 1.2.3 Gradiente selector de corte

El primer paso en la IRM es la localización de la excitación de los pulsos de RF en una región del espacio, esto es posible por el uso de una excitación selectiva en frecuencia en combinación con un gradiente conocido como gradiente de selección de rebanada ( $G_{ss}$  ó  $G_z$ ). La intensidad del gradiente junto con la excitación por medio de pulsos de RF con ciertas características, determinan el ancho y la posición de la rebanada.

Un pulso de RF selectivo en frecuencia tiene dos componentes: una frecuencia central y un intervalo o ancho de banda de frecuencias. Cuando este pulso es transmitido en presencia de un gradiente de selección de rebanada, solo una región de la muestra alcanza la condición de resonancia y absorbe la energía de RF. Debido a que la frecuencia central del pulso determina la localización particular de la región, es posible elegir la posición de la rebanada cambiando la frecuencia central.

### 1.2.4 Gradiente Codificador en Frecuencia

Bajo la influencia de este gradiente, las señales de RM en el dominio del tiempo, consisten en un intervalo de frecuencias, que corresponden a una localización espacial diferente. Posteriormente por medio de una transformada de Fourier aplicada a esta señal permite obtener el contenido en frecuencia de la misma.

### 1.2.5 Gradiente Codificador en Fase

La finalidad de la codificación en fase es crear una variación lineal en la fase de la magnetización. La fase es el ángulo que se produce por el vector de magnetización transversal respecto al plano transversal.

La codificación de fase se realiza aplicando un gradiente mientras la magnetización se encuentra en el plano transversal, antes de aplicar el gradiente de frecuencia. Al variar el área del gradiente, se introducen variaciones a la fase lineal.

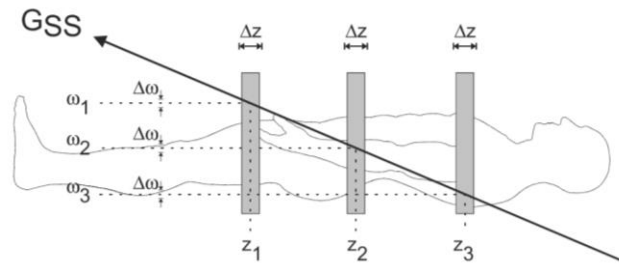


Figura 8. Variación de fase generada por los gradientes.

### I.3 El espacio k

El espacio k puede entenderse como el espacio en que los datos son adquiridos, posicionados y transformados en una imagen.

El espacio K es la representación del contenido en frecuencias espaciales del objeto, es donde se escriben las señales de voltaje recibidas de la muestra, es decir, las señales de eco. Cuando se aplica los gradientes de codificación espacial, se pretende individualizar cada píxel de la imagen, de forma que los protones en cada uno de ellos precedan con una frecuencia y una fase únicas. Una vez aplicado el gradiente de selección de rodaja, el gradiente de codificación de fase realiza una codificación en columnas del objeto. Cada eco una vez digitalizado da lugar a una línea en el espacio K. Todo esto lo podemos imaginar como una matriz de datos formando filas y columnas. Esta matriz de datos es lo que constituye el espacio K.

### I.4 Secuencias de pulsos

Una secuencia de pulsos es una técnica de medición por la que se obtiene una imagen de Resonancia Magnética. Esta técnica contiene las instrucciones necesarias para adquirir los datos de la manera deseada. La intensidad de la señal producida a partir de una muestra, está determinada por la medición de los parámetros seleccionados directamente por el usuario y las variables determinadas por la secuencia de pulsos. Algunos parámetros ligados con una secuencia de pulsos con el campo de visión (FOV) o el tiempo de repetición (TR) dependen de la forma en como el fabricante programa la técnica, mientras que otros parámetros como la amplitud máxima del gradiente son determinados por las limitaciones del hardware.

A continuación se describen varias secuencias de pulsos que el lector podrá ejecutar con el sistema TERRANOVA.

La comparación de secuencias de pulsos se facilita mediante el uso de diagramas de tiempo. Los diagramas de tiempo son representaciones esquemáticas de los pasos básicos realizados por los diferentes componentes de hardware durante la ejecución de la secuencia. El tiempo transcurrido durante la ejecución de la secuencia se indica de izquierda a derecha a lo largo del eje horizontal. La separación vertical entre líneas se emplea con fines de visualización. Cada línea horizontal corresponde a un componente de hardware diferente. Como mínimo, se utilizan cuatro líneas para describir cualquier secuencia de impulsos: una representa el transmisor de radiofrecuencia (RF) y una representando cada gradiente.

#### 1.4.1 Secuencia Espin Eco

Es una secuencia de pulso comúnmente utilizada en la Resonancia Magnética. Tiene al menos dos pulsos RF, un impulso de  $90^\circ$  y uno o más pulsos de reenfoque de  $180^\circ$  que generan el eco de espin. En el diagrama de tiempo, se ilustra la forma más simple de una secuencia espín eco.

El pulso de excitación de  $90^\circ$  gira la magnetización longitudinal ( $M_z$ ) en el plano  $xy$  y comienza el desfase de la magnetización transversal ( $M_{xy}$ ). La siguiente aplicación de un pulso de reenfoque de  $180^\circ$  (gira la magnetización en el plano  $x$ ) genera ecos de señal. El propósito del pulso de  $180^\circ$  es volver a enfocar los espines, haciendo que recuperen la coherencia y por lo tanto recuperen la magnetización transversal, produciendo un eco de spin. La recuperación de la magnetización  $z$  se produce con el tiempo de relajación  $T_1$  y típicamente a una velocidad mucho más lenta que el decaimiento  $T_2$ , porque en general  $T_1$  es mayor que  $T_2$  para los tejidos vivos y está en el intervalo de 100-2000 ms.

Valores de contraste: PD ponderado: TE corto (20 ms) y TR largo.

$T_1$  ponderado: TE corto (10-20 ms) y TR corto (300-600 ms)

$T_2$  ponderado: Long TE (mayor de 60 ms) y TR largo (mayor de 1600 ms).

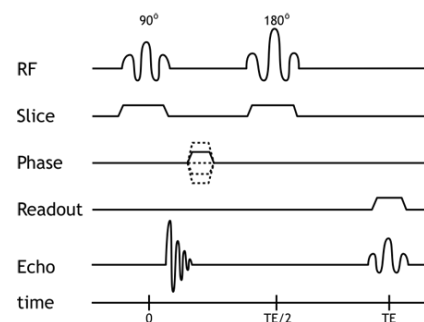


Figura 9. Secuencia de pulso Espín Eco.

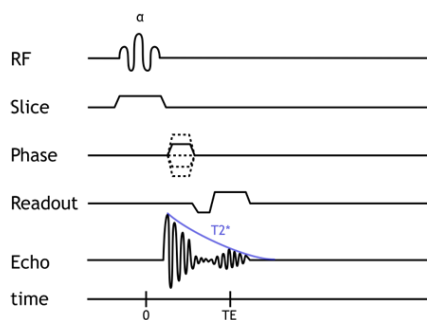
Con la secuencia de espín eco no se produce  $T2^*$ , debido al pulso de reenfoque de  $180^\circ$ .

#### I.4.2 Gradiente eco

Las secuencias de eco de gradiente son una clase de técnicas de imagen que no utilizan un pulso de  $180^\circ$  para reorientar los protones. La señal de eco se genera únicamente a través de la inversión de un gradiente.

Como se mencionó anteriormente, la aplicación de gradientes induce un desfase de protones. La aplicación de un segundo pulso de gradiente de la misma duración y magnitud pero polaridad opuesta invierte este desfase y produce un eco conocido como gradiente eco. Todas las secuencias de gradiente eco usan pulsos de inversión de gradiente en al menos dos direcciones (la selección de corte y las direcciones de lectura) para generar la señal de eco. Normalmente se utilizan ángulos de excitación de menos de  $90^\circ$ .

También son posibles mecanismos de contraste adicionales. Las fuentes estáticas de inhomogeneidad



y las diferencias de susceptibilidad magnética contribuyen a la decaimiento de señal, por lo que el TE determina la ponderación en  $T2^*$  en una imagen de gradiente eco en lugar de sólo la ponderación en  $T2$  como en una imagen de espín eco. Por esta razón, el nivel de señal global en las imágenes de gradiente eco será menor que para las imágenes de espín eco con parámetros de adquisición comparables.

Figura 10. Secuencia de pulso Gradiente Eco.

#### I.4.3 Secuencia CPMG

Este tipo de secuencia de pulsos de espín eco consiste en un impulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$  seguido de un tren de eco inducido por pulsos sucesivos de  $180^\circ$ .

Los pulsos de  $180^\circ$  se aplican a intervalos  $\tau$ ,  $3\tau$ ,  $5\tau$ ,  $7\tau$ , etc., siguiendo el pulso de  $90^\circ$ . Se observa entonces que los ecos se forman a  $2\tau$ ,  $4\tau$ ,  $6\tau$ ,  $8\tau$ , etc., debido a que el desfase resultante de las interacciones moleculares induce que los protones ya no pueden ser completamente reenfocados, y el tren de espín-eco de CPMG decae. En repeticiones múltiples del pulso de  $180^\circ$ , la altura de los ecos múltiples disminuye sucesivamente como consecuencia del desfasaje de  $T2$ .

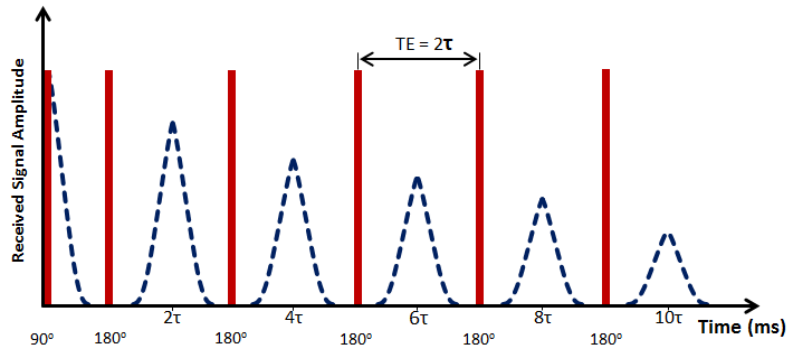


Figura 11. Secuencia CPMG.

#### 1.4.4 Secuencia PGSE (Pulsed Gradient Spin Echo)

La secuencia PGSE fue reportada por primera vez en 1965, E.O. Stejskal y J.E. Tanner. La idea básica se muestra en la Figura 12.

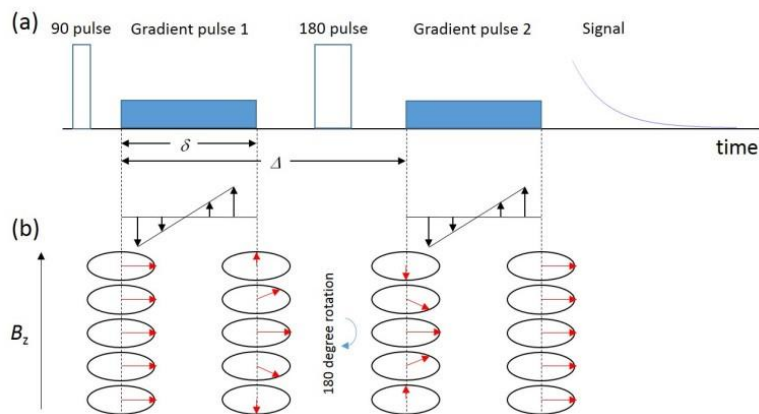


Figura 12. Secuencia PGSE. (a) Diagrama esquemático de la secuencia de pulsos PGSE. (b) La evolución de fase de los giros en diferentes ubicaciones a lo largo de la dirección del gradiente.

La secuencia aplica un pulso de 180 grados entre el pulso de 90 grados y la adquisición de la señal. Esto forma un eco y reenfoca cualquier evolución del sistema de espines debidos al desplazamiento químico al comienzo de la adquisición.

## II. Experimentos TERRANOVA MRI

El aparato EFNMR Terranova-MRI consta de 2 solenoides coaxiales y un tercero conformado de 4 bobinas que generan gradientes en las tres direcciones. La bobina más externa, o de polarización ( $B_p$ ), se utiliza para proporcionar un campo polarizador inicial mediante la aplicación de una gran corriente, estableciendo una magnetización nuclear en una muestra colocada dentro del aparato.

Las bobinas intermedias o de gradiente se utilizan para proporcionar gradientes de campo magnético lineal a través de la muestra. La bobina más interna, o  $B_I$ , se utiliza para excitar y detectar la magnetización de precesión.

### 2.1 Polarización

La bobina de polarización se utiliza para generar un campo magnético muchas veces más fuerte que el campo de la Tierra, con el propósito de aumentar la magnetización nuclear de la muestra.

Aunque la corriente de polarización máxima disponible es de 6 A, está limitada por el calentamiento resistivo de la bobina de polarización.

La potencia es proporcional al cuadrado de la corriente, por lo que altas corrientes fluyendo través de la bobina de polarización durante largos períodos de tiempo, con un ciclo de trabajo alto, causarán un calentamiento resistivo significativo.

Debido a lo anterior resulta muy importante trabajar los experimentos de MRI con un ciclo de trabajo menor al 50%.

La bobina  $B_I$  se utiliza tanto para la excitación como para la detección de la señal de RMN. Para aumentar la sensibilidad y rechazar las fuentes de ruido externo, la bobina resuena con un condensador de sintonización externo a la frecuencia Larmor.

Cada uno de los experimentos llevados a cabo con el sistema TERRANOVA-MRI es controlado por un procesador de señal digital, que a su vez es controlado por una PC que ejecuta el paquete de procesamiento de datos Prospa.

Dicho programa controla el experimento de RMN completo, enviando pulsos a las bobinas según los parámetros establecidos por el usuario. Una vez que la secuencia de pulsos haya terminado de ejecutarse

en la interfaz de del controlador Prospa se mostrará un mensaje para indicar que los datos han terminado de cargarse y están disponibles para un posterior análisis.

A continuación se presenta una imagen con los componentes del sistema, cabe mencionar que en este documento no se especifican detalles de las conexiones, si el usuario requiere dicha información se sugiere revise el manual de operación proporcionado por el fabricante.



Figura 12. Sistema terranova.

Antes de introducir al lector en la ejecución de los experimentos de adquisición de imágenes se mostrarán las pruebas iniciales que deben llevarse a cabo.

Primeramente se muestra una imagen con el software de ejecución Prospa, conforme en alumno se familiarice con dicha interfaz su uso se hará más simple.

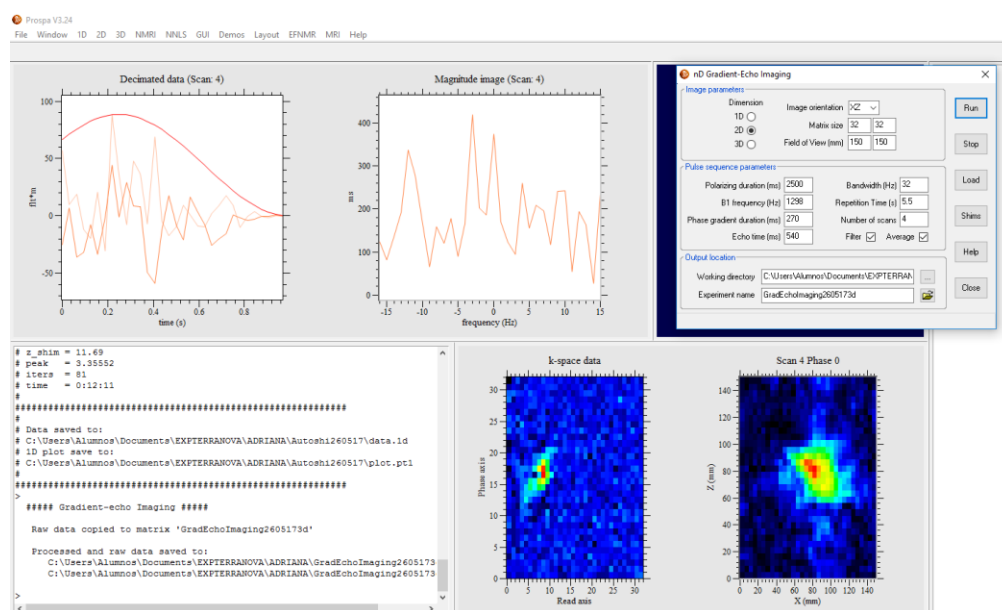


Figura 13. Interfaz software Prospa: despliegue de imágenes.

Antes de comenzar a desarrollar pruebas con el equipo de resonancia magnética es muy importante que el usuario realice una prueba inicial que muestre el nivel de ruido ya que puede reducir la calidad de la señal observada en los experimentos a causa de la interferencia de equipos eléctricos cercanos.

La ventana de ejecución de tal prueba se muestra a continuación, por recomendación del fabricante el nivel de ruido debe ser menor de  $10 \mu\text{V rms}$ , en caso contrario se sugiere considerar un cambio de posición del equipo.

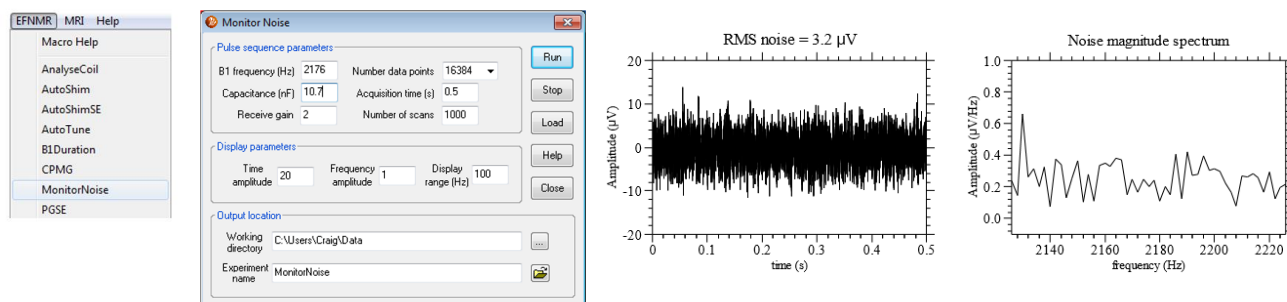


Figura 14. Medición de ruido: ventana de diálogo y resultados obtenido.

## 2.2 Sintonización de la sonda

El primer paso para la ejecución de secuencias es llevar a cabo la caracterización de la bobina  $B_1$  de modo que se pueda ajustar a la frecuencia de resonancia observada en la muestra y maximizar la señal observada.

La ventana de sintonización se encuentra en el menú EFNMR (AnalyseCoil) y tiene la apariencia tal como se muestra a continuación:

Cuando se presiona el botón "Analizar" en el cuadro de diálogo anterior da inicio el experimento. Todo lo que hace este experimento es aplicar un impulso a la bobina  $B_1$  y registrar la respuesta como una función de la capacitancia. Después de unos minutos debe obtener una curva como la que se muestra en la figura de la derecha.

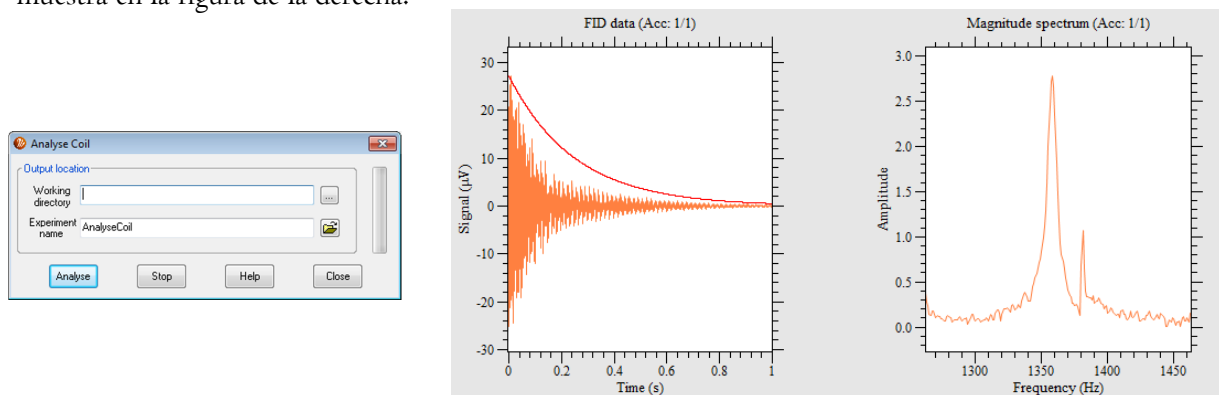


Figura 15. Ejecución experimento "Analyse Coil": despliegue de FID obtenido y su contenido espectral.



### 2.3 Búsqueda de la resonancia

Uno de los pasos iniciales, antes de que el sistema pueda ser optimizado es encontrar la frecuencia de resonancia de del sistema.

Cuando no se conoce la intensidad del campo magnético local, es necesario realizar un experimento “AutoTune”. Para ello se debe colocar la botella muestra llena de agua dentro del sistema y ejecutar la macro AutoTune, misma que permitirá escanear la frecuencia y la correspondiente capacitancia de sintonización del equipo con la finalidad de encontrar la línea espectral más estrecha moviendo físicamente la sonda.

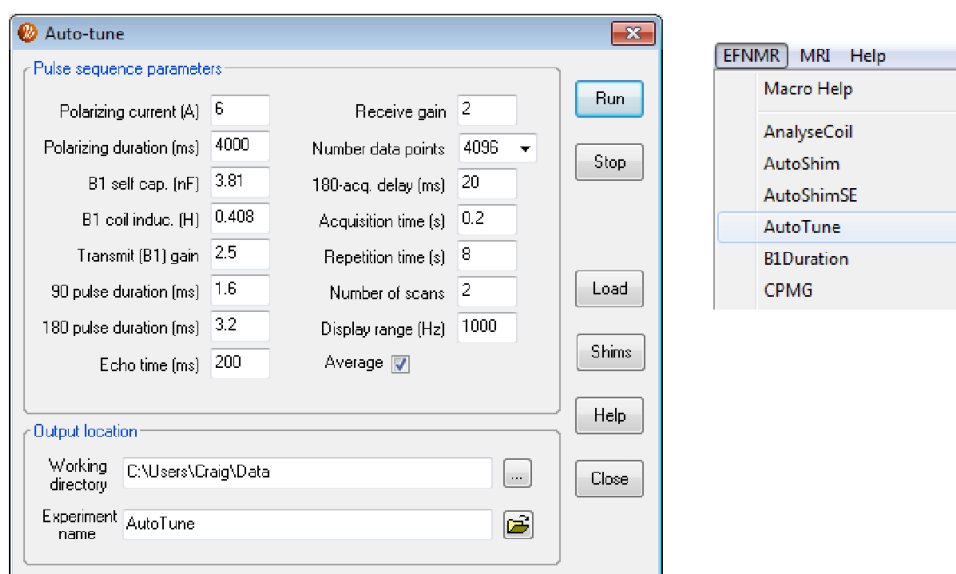


Figura 16. Ejecución experimento “Auto-Tune”, desde la macro EFNMR.

El siguiente paso es mejorar la homogeneidad usando el experimento AutoShim que utiliza un procedimiento iterativo para modificar la corriente a través de los gradientes x, y y z hasta que se maximice la altura del pico en el dominio de la frecuencia. La altura del pico en el dominio de la frecuencia es proporcional al ancho del eco en el dominio del tiempo, maximizar la altura del pico disminuirá el valor  $T2^*$  y, por lo tanto, mejorará la homogeneidad del campo.

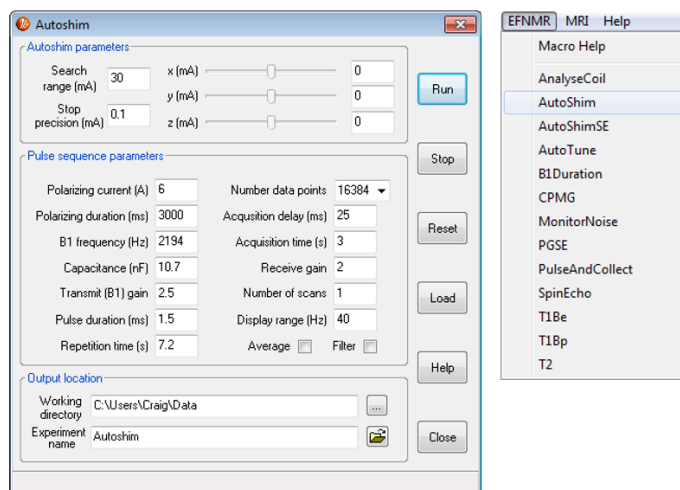


Figura 17. Ejecución experimento “AutoShim”, desde la macro EFNMR.

Normalmente esta macro requerirá de 5 a 20 minutos para optimizar el campo, al término del experimento el ancho de línea del pico de resonancia deberá ser más estrecho.

Una vez se ha encontrado el pico de resonancia tras haber realizado el experimento de AutoTune así como la verificación del menor nivel de ruido posible es necesario llevar a cabo el experimento “Pulse and Collect”.

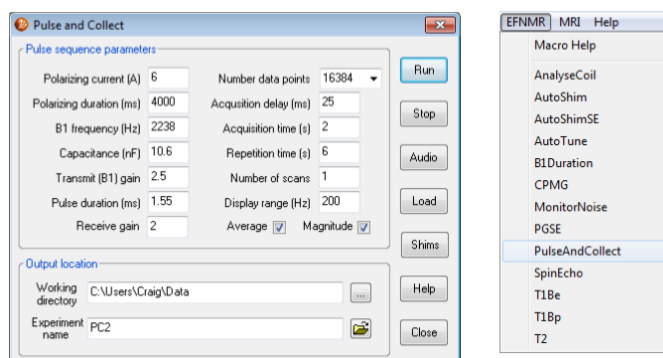


Figura 18. Ventana emergente para la ejecución experimento “Pulse and Collect”.

El experimento de “Pulse and Collect” es la secuencia de pulso NMR más simple, que consiste en un pulso de polarización y un pulso de excitación, seguido de la detección de la señal.

La frecuencia  $B_1$  debe ajustarse a la frecuencia Larmor de la muestra. Típicamente, este valor caerá en el rango de 1800 a 2500 Hz, misma que es determinada con los pasos anteriores.

El parámetro de la duración del pulso  $B_1$ , controla el ángulo de punta de la excitación. Se sugiere un valor inicial de 1.50 ms, sin embargo, es importante recordar encontrar el mejor pulso de  $90^\circ$  antes de ejecutar otros experimentos.

El parámetro "capacitancia" determina la frecuencia de resonancia de la bobina  $B_1$ . Este campo debe establecerse con un valor entre 4.4 y 17.15 nF. Finalmente, se desplegará en pantalla la señal FID y el espectro de frecuencias.

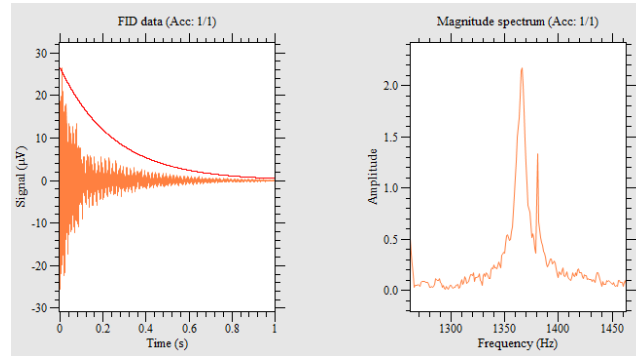


Figura 19. Estrechamiento del pico de resonancia.

Los tres parámetros anteriores son los que principalmente deben ser configurados cuantas veces sean necesarios para obtener el mejor pulso con la máxima amplitud posible, una vez se hayan encontrado los parámetros óptimos se puede proceder a realizar la adquisición de imágenes con el sistema TERRANOVA MRI.

### III. Adquisición de Imágenes

#### 3.I Secuencia Gradiente Eco

Esta forma de obtención de imágenes utiliza el concepto explicado en la sección I para recorrer el espacio k. La secuencia de pulsos se ilustra nuevamente en la siguiente figura:

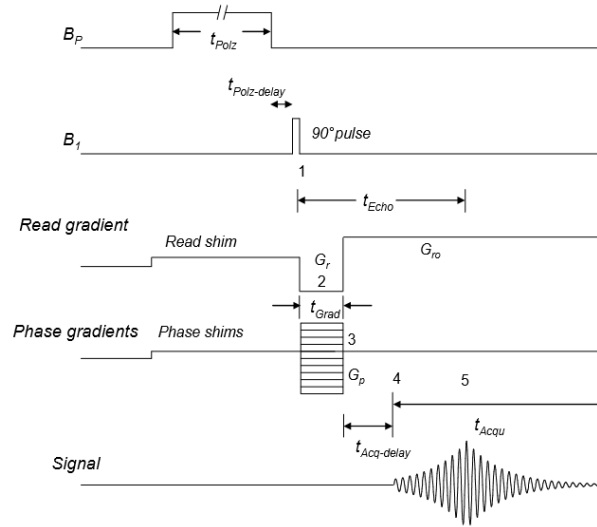


Figura 20. Diagrama secuencia de pulso Gradiente Eco.

Antes de iniciar la ejecución de la secuencia el sistema configura cada uno de los gradientes a los valores determinados en el reporte del “AutoShim”.

Una representación en k-espacio del experimento se muestra en la siguiente figura. Los números se refieren a diferentes puntos de la secuencia de pulsos.

Para un experimento en una dimensión, los gradientes de fase son cero y el espacio k es 1 dimensional, para las imágenes 2D hay un gradiente de una sola fase que produce un conjunto de datos en 2D k-espacio, mientras que para la imagen 3D hay 2 gradientes de fase que producen un 3D k.

La ventana utilizada para controlar la secuencia de pulsos se muestra a continuación tenga en cuenta que los parámetros de la corriente de polarización, la ganancia de transmisión y recepción, la capacitancia de sintonización así como la duración del pulso de 90 grados son todos usados pero no son ajustables aquí ya que estos se han establecido correctamente utilizando los experimentos de NMR estándar antes de ejecutar esta macro.

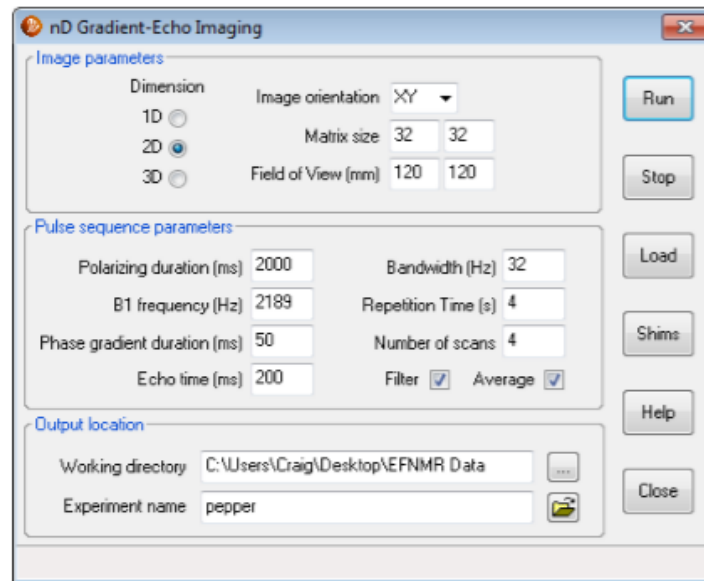


Figura 2I. Ventana de configuración del experimento.

Se describirán algunos de los parámetros que pueden ser modificados en la secuencia de pulsos:

- **Tamaño de la matriz:** La matriz de adquisición define la matriz de muestreo de datos. Consta de dos números: uno especifica el número de pasos de codificación de fase ( $N_{PE}$ ), el segundo especifica el número de puntos de datos de muestreo de lectura ( $N_{RO}$ ) mientras el tercero determina el número de cortes a obtener.

Los diferentes fabricantes tienen convenciones con respecto a qué número se especifica en primer lugar. En el caso del sistema Terranova el orden de direcciones es el siguiente: “x”, “y” & “z”.

La matriz de adquisición divide el FOV en áreas individuales que, junto con el grosor de corte, definen el tamaño del voxel. Se puede obtener una mayor resolución espacial utilizando matrices de adquisición más grandes para producir voxels más pequeños.

- **Campo de visión:** Especifica el área desde la cual se mide con precisión la señal de RM. El FOV puede especificarse por separado para las direcciones de lectura y de codificación de fase (permitiendo un FOV anisotrópico o rectangular), o se puede enumerar como un número único (FOV isotrópico o cuadrado).

El aumento de la resolución espacial se logra mediante la disminución de la FOV, que disminuye el tamaño del voxel.

- **Tiempo eco (ms):** es el tiempo entre el pulso de excitación y el eco máximo eco (señal).
- **Tiempo de repetición:** El TR (medido en ms), es el tiempo entre los sucesivos pulsos de excitación de RF aplicados a un volumen dado.
- **Ancho de banda:** El ancho de banda del receptor, medido en Hz, es la frecuencia máxima (frecuencia Nyquist) que puede digitalizarse con precisión.
- **Número de escaneos:** Es el número de veces que se mide y se suma la señal de un segmento dado de la matriz de reconstrucción.

Dependiendo del software operativo, se pueden realizar todas las adquisiciones en cada amplitud de codificación de fase para una rebanada, o se puede medir el conjunto completo de amplitudes de codificación de fase para cada rebanada antes de realizar la segunda adquisición para cualquier rebanada (caso del software Prospa).

### 3.1.1 Imágenes en una dimensión

Figura 22. Ventana de configuración para imágenes en 1 dimensión.

Se muestra la configuración de los parámetros para la adquisición de una imagen en una dimensión. El FOV fue configurado para las dimensiones aproximadas del túnel, así como la frecuencia a la que generalmente se encuentra el pico de resonancia bajo la posición de localización el equipo.

Aquí comenzamos con un ancho de banda de imagen de 32 Hz y un tiempo de repetición de 4.5 segundos.

Antes de proceder al inicio de la secuencia el software despliega una ventana de confirmación que resume los parámetros de imagen que ha elegido. Éstos incluyen la dirección de formación de imágenes, las intensidades y corrientes de gradiente y el tiempo estimado para recopilar los datos de imagen. Es necesario que durante este tiempo el cuarto se mantenga completamente cerrado para evitar la interferencia de señales externas.

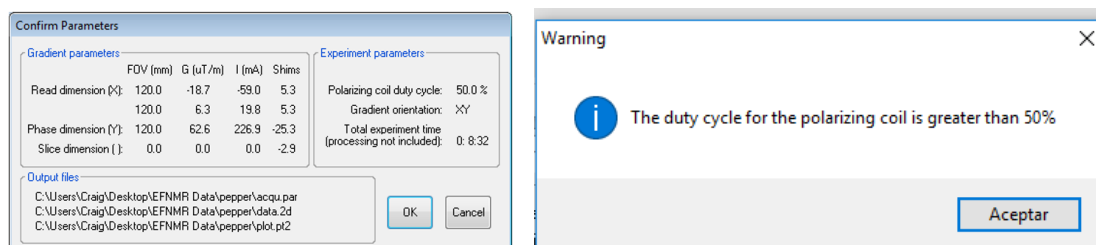


Figura 22. a) Configuración del sistema para la adquisición de imágenes ID. b) Mensaje de advertencia al sobrepasar el 50% del ciclo de trabajo.

Es importante recordar que el ciclo de trabajo no debe sobrepasar el 50%, si sucede esto, de inmediato se desplegará un mensaje de confirmación para continuar o cancelar la operación. Es imperativo que cancelé la operación pues el equipo podría tener daños.

Mientras se ejecuta el experimento, la barra de estado en la parte inferior de la ventana muestra el progreso de la recopilación de datos, el número de escaneos recogidos, cuántos de los pasos de gradiente de fase se han completado y también el tiempo transcurrido y el tiempo restante.

Una vez que haya realizado la proyección a lo largo del eje Y, repita el experimento para los ejes Z y X. Usualmente este último eje es el más difícil y es importante que este eje esté orientado este-oeste con respecto al campo de la Tierra.

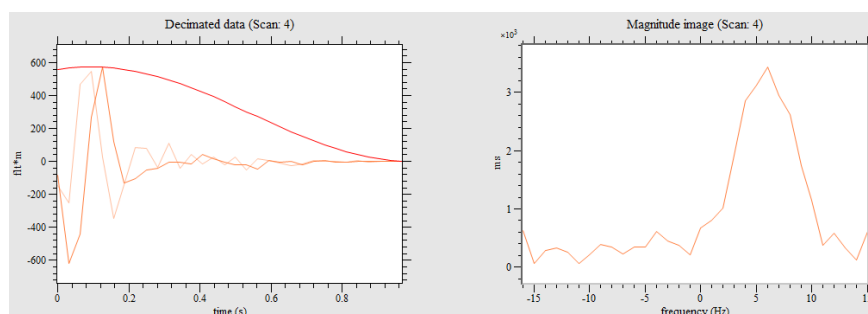


Figura 23. Imagen obtenida de la dirección "Z"

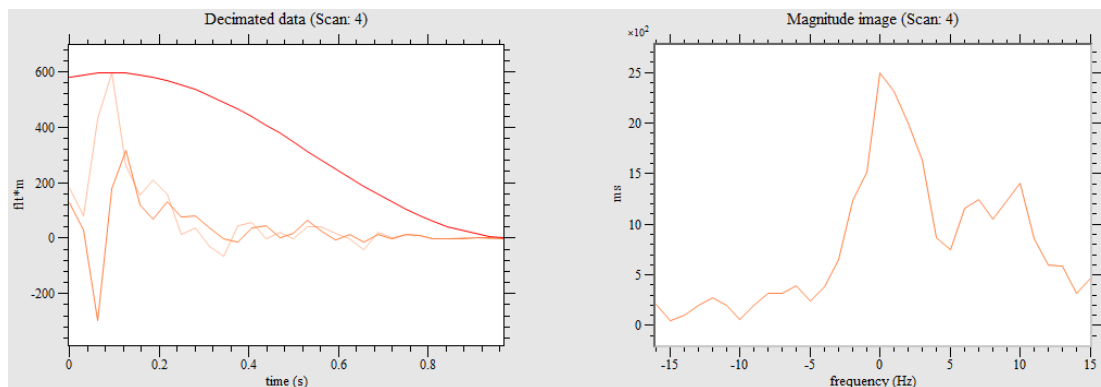


Figura 24. Dirección “Y”

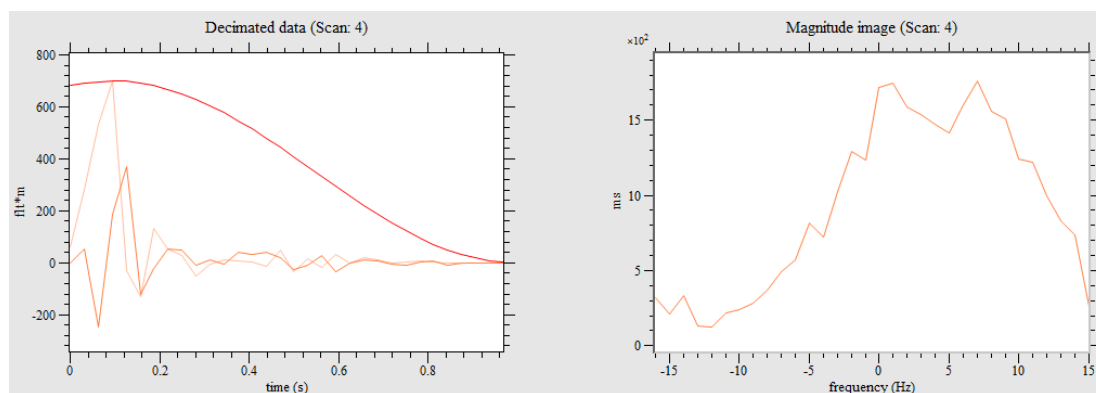


Figura 25. Dirección “X”

Con todas las proyecciones 1D adquiridas de forma correcta, puede continuar con el experimento 2D.

### 3.1.2 Imagen en dos dimensiones

Vuelva a elegir un nuevo nombre de archivo para sus datos y luego seleccione la opción de botón de 2D.

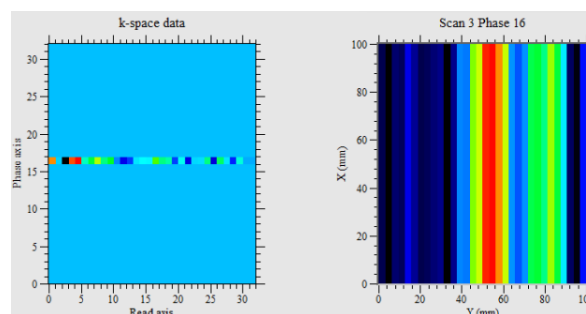
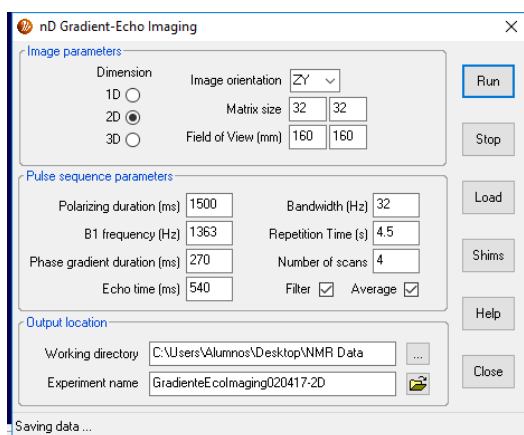


Figura 26. Proceso de adquisición de imágenes 2D: llenado del espacio k.



Modifique el valor del tamaño de matriz y FOV para las direcciones que usted desee explorar y luego inicie el experimento.

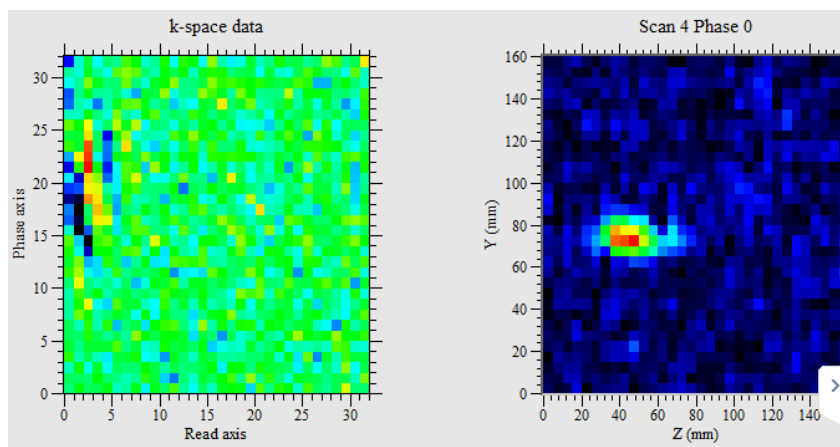


Figura 27. Imagen dirección “ZY”.

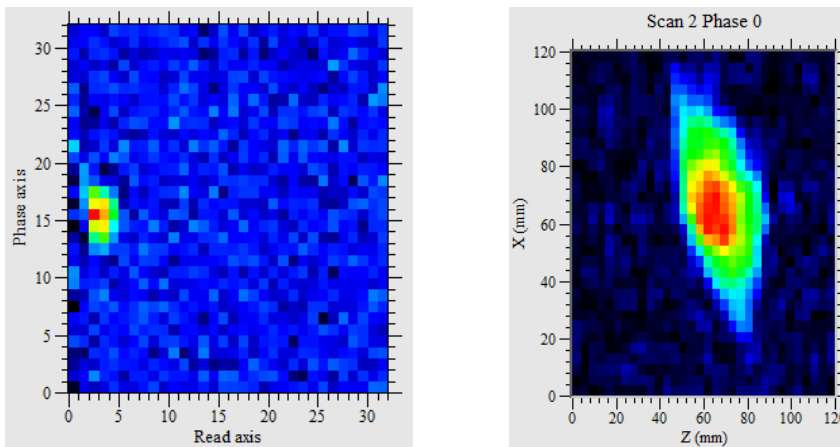


Figura 28. Dirección “ZX”

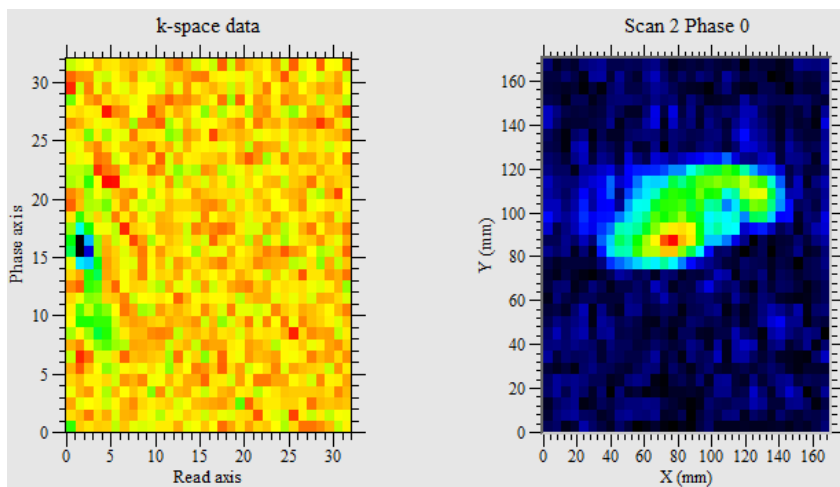


Figura 29. Dirección “YX”

A continuación se muestran algunas imágenes correspondientes al fantoma de dos cavidades cilíndricas.

The screenshot shows the 'nD Gradient-Echo Imaging' software window. It is configured for 2D imaging with the following parameters:

- Image parameters:**
  - Dimension: 2D (selected)
  - Image orientation: XY
  - Matrix size: 32 x 32 x 1
  - Field of View (mm): 200 x 140 x 0
- Pulse sequence parameters:**
  - Polarizing duration (ms): 2000
  - B1 frequency (Hz): 1347
  - Phase gradient duration (ms): 50
  - Echo time (ms): 200
  - Bandwidth (Hz): 32
  - Repetition Time (s): 4
  - Number of scans: 4
  - Filter: ☒
  - Average: ☒
- Output location:**
  - Working directory: C:\Users\Alumnos\Desktop\NMR Data
  - Experiment name: GradienteEcoImaging040417

Buttons on the right include Run, Stop, Load, Shims, Help, and Close.

Figura 30. Configuración para imágenes en 2D.

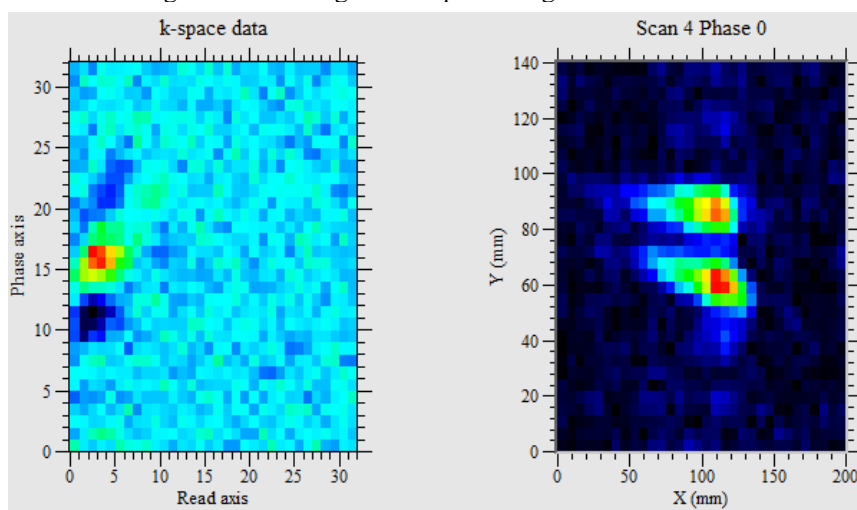


Figura 31. Dirección “YX”

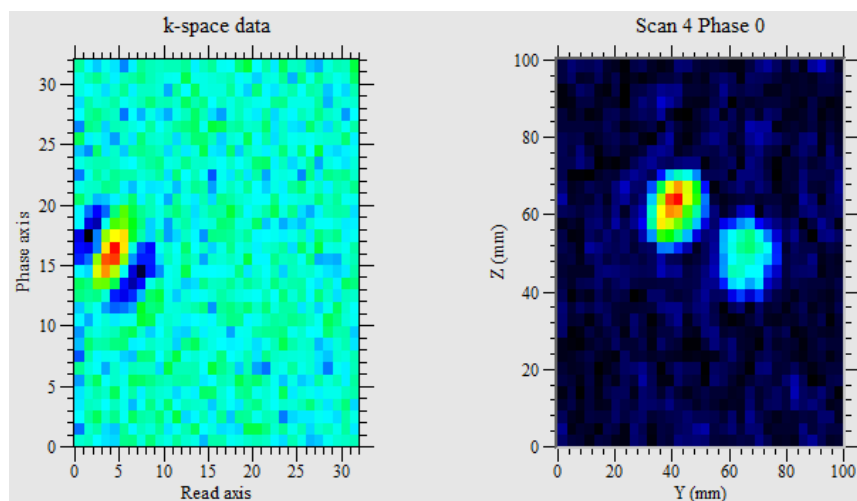


Figura 32. Dirección “YZ”

### 3.1.3 Imágenes en tres dimensiones

Ya que se han obtenido imágenes de buena calidad en 2D en los planos XY y se puede obtener una imagen 3D. Sin embargo, el usuario debe tener en mente que el tiempo total de imagen puede ser bastante largo si se desea una alta resolución y una buena señal a ruido.

La macro para la adquisición de imágenes se configuró de la siguiente manera, el usuario debe tomar en cuenta que el valor del FOV se modificó a los valores bajo los cuales se obtuvieron las imágenes con mejores características.

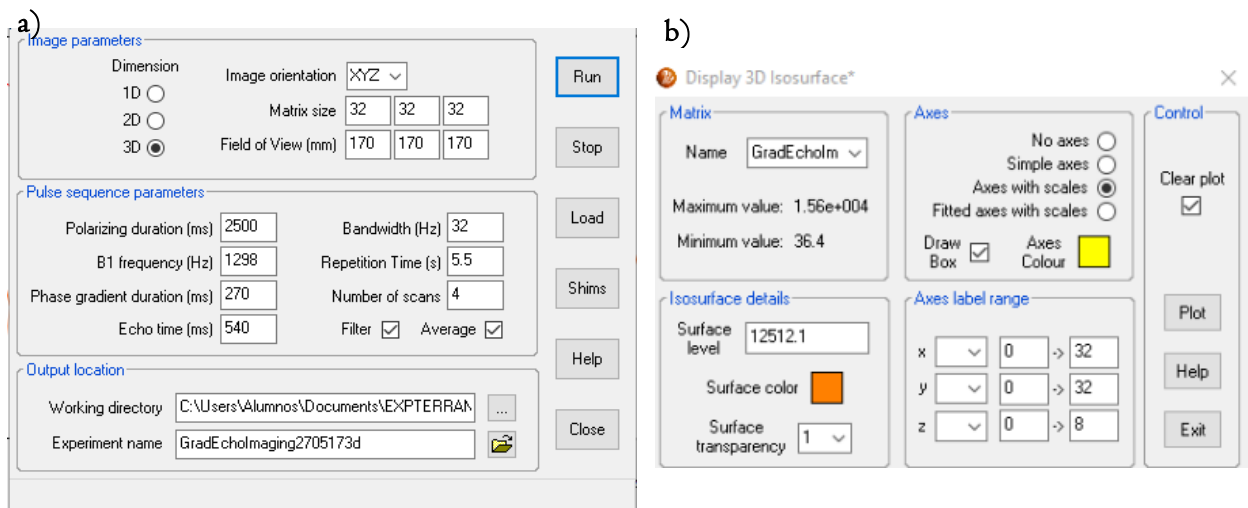


Figura 33. a) Ventana de configuración 3-D. b) Visualización interactiva de la imagen obtenida.

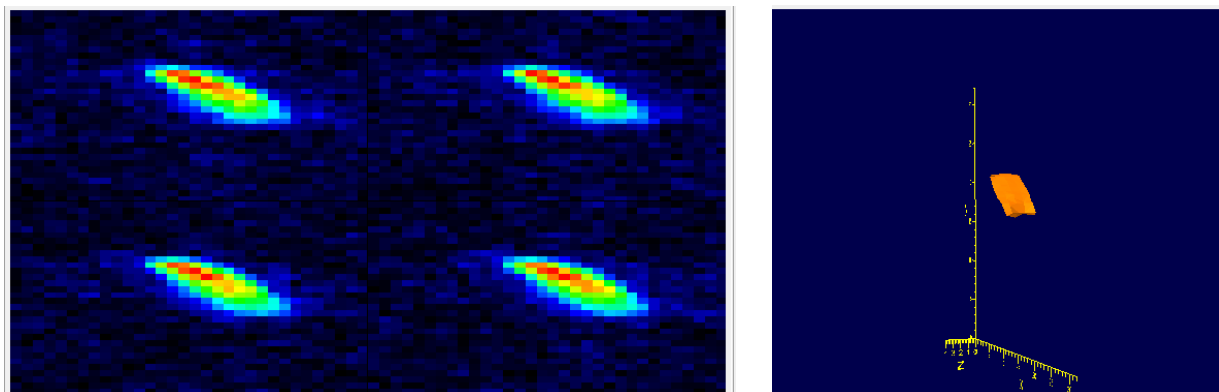


Figura 34. Imagen 3-D de la botella de agua.

### 3.2 Espín Eco

Esta forma de imagen usa gradientes junto con un pulso de  $90\text{-}180^\circ$  para recorrer el espacio k.

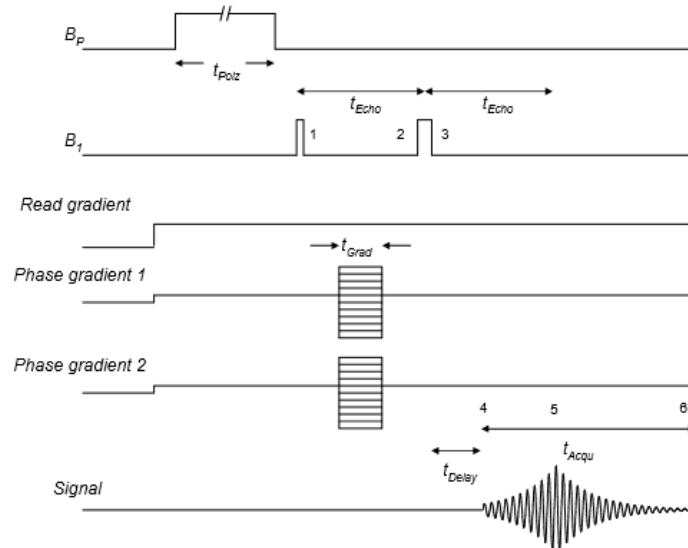


Figura 34. Secuencia de pulso espín-eco.

La interfaz de macro utilizada para controlar la secuencia de pulsos se muestra a continuación:

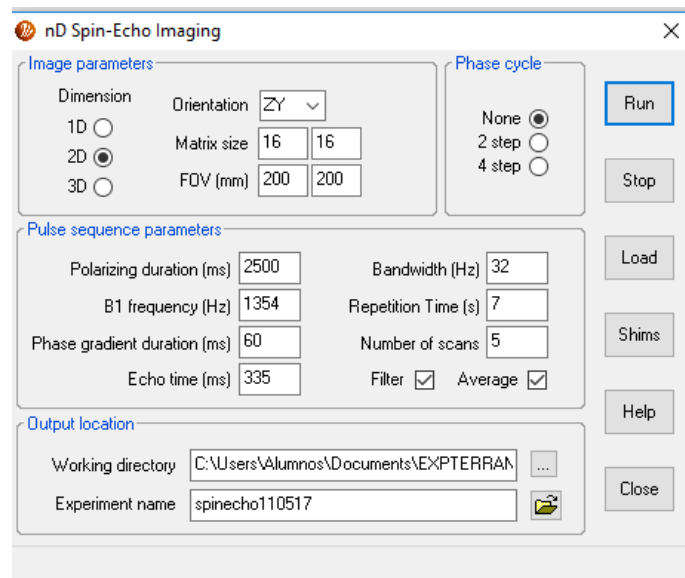


Figura 35. Ventana secuencia espín-eco. .

La única diferencia entre esta interfaz y la macro de la secuencia gradiente eco es la adición de la opción de ciclo de fase. Deberá seleccionar un ciclo de fase de 2 pasos y un múltiplo de 2 escaneos cuando se tienen artefactos en la imagen (típicamente rayas que se extienden horizontalmente a través del centro de la imagen), considere que el tiempo entre el pulso de  $90^\circ$  y el eco máximo es dos veces el parámetro del tiempo de eco.

### 3.2.1 Imágenes en dos dimensiones.

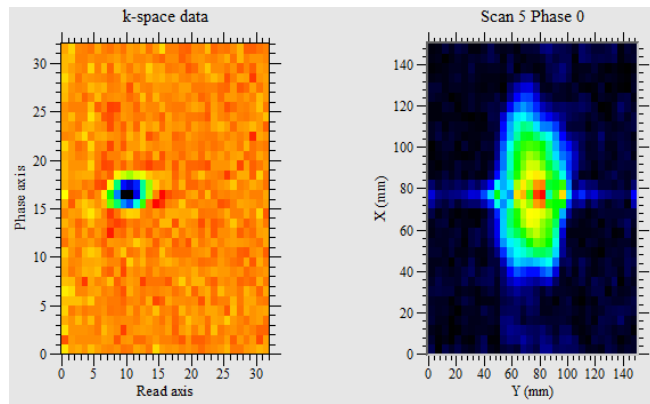


Figura 36. Dirección "YX" Tamaño de matriz 32x32.

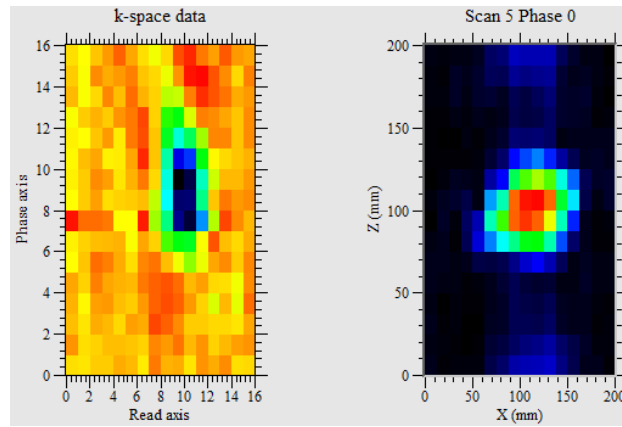


Figura 37. Dirección "XZ". Tamaño de matriz 16x16.

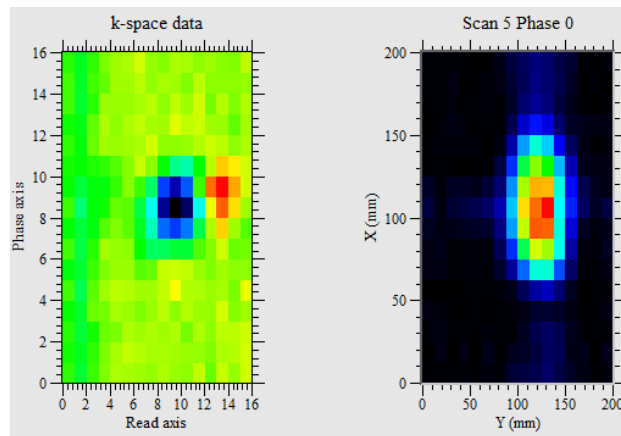


Figura 38. Dirección "YX". Tamaño de matriz 16x16.

### 3.2.2 Imágenes en tres dimensiones

La configuración de la ventana para la adquisición de las imágenes que se muestran se configuró de la siguiente forma:

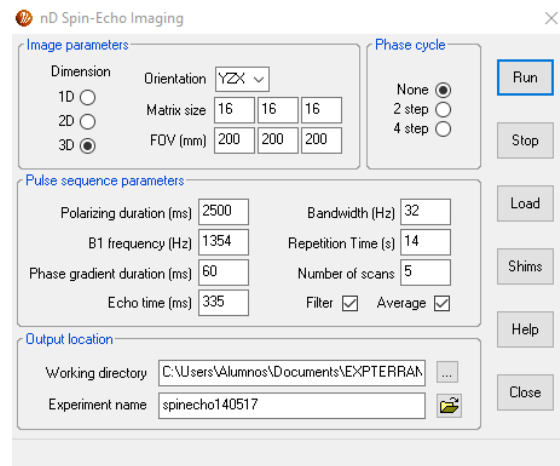


Figura 39. Modificación de parámetros para imágenes 3D.

Se presentan las siguientes imágenes de la botella de agua con la que cuenta el sistema, tenga en cuenta que para poder hacer la adquisición el tiempo fue prolongado, por lo que el tamaño de matriz se redujo ya que el sistema puede sufrir problemas por calentamiento.

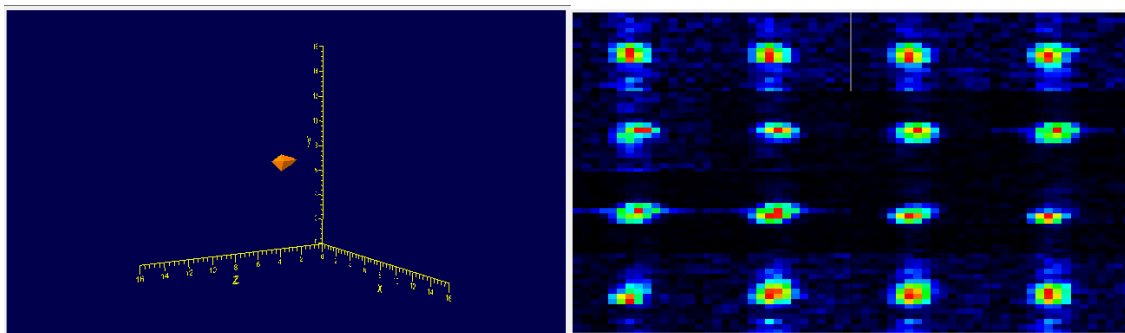


Figura 40. Reconstrucción 3D con un tamaño de matriz de 16x16x16.

#### IV, Estudios de relaxometría

Los tiempos de relajación  $T_1$  y  $T_2$  proporcionan información valiosa sobre la muestra debido a que se asocian a procesos relacionados tanto con la interacción entre los espines nucleares y sus entornos moleculares ( $T_1$ ), como con interacciones entre los propios espines nucleares ( $T_2$ ).

Se utilizó la relajación magnética para determinar los tiempos de relajación  $T_1$  y  $T_2$  en muestras de  $\text{Cu}_2\text{SO}_4$ .

El sistema Terranova es diferente en comparación con los sistemas convencionales de RMN porque el campo de polarización está separado del campo de detección. Esto significa que se pueden medir dos parámetros  $T_1$  en el campo de polarización y  $T_1$  en el campo de la Tierra, las configuraciones del software se presentan en las siguientes imágenes.

El tiempo de relajación longitudinal,  $T_1$  Bp, en el campo de polarización se mide realizando una serie de experimentos de pulso y acumulación con tiempos de pulso de polarización variable,  $\tau_p$ . El diagrama de secuencia de pulsos para este experimento.

El tiempo de relajación longitudinal,  $T_1$  e, en el campo de la Tierra puede medirse realizando una serie de experimentos con periodos de retardo variables entre el pulso de polarización y el pulso de  $90^\circ$ .

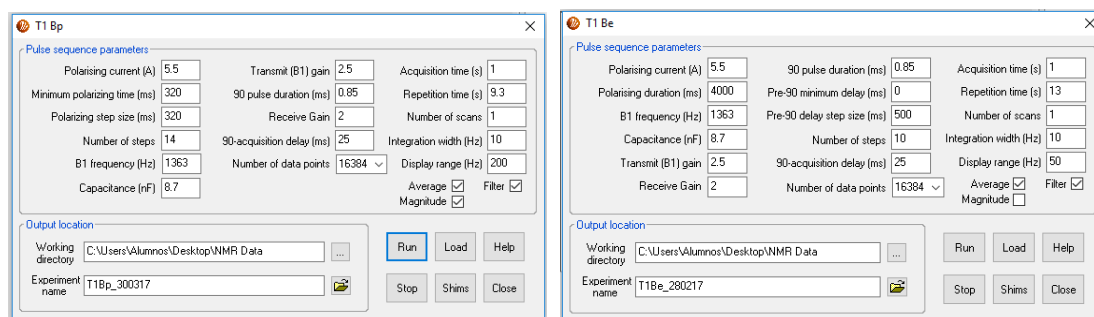


Figura 41. Ventana de configuración relaxometría en  $T_1$ .

Concentración 2mM de  $\text{Cu}_2\text{SO}_4$ .

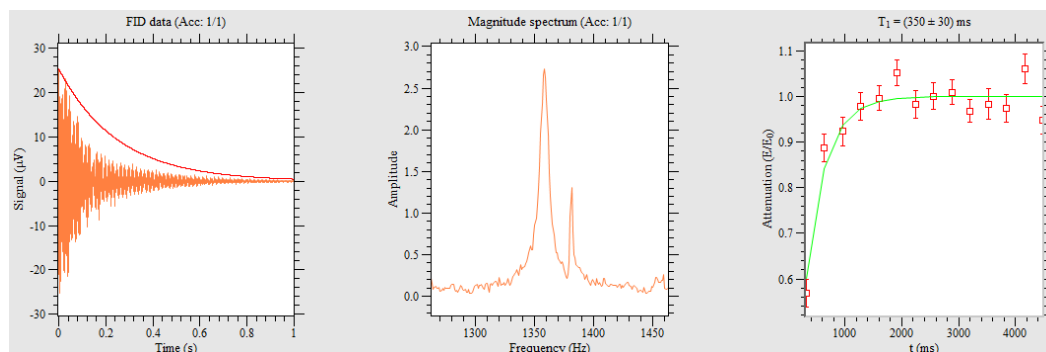


Figura 42. Señal FID, espectro y curva de relajación  $T_1$  Bp.

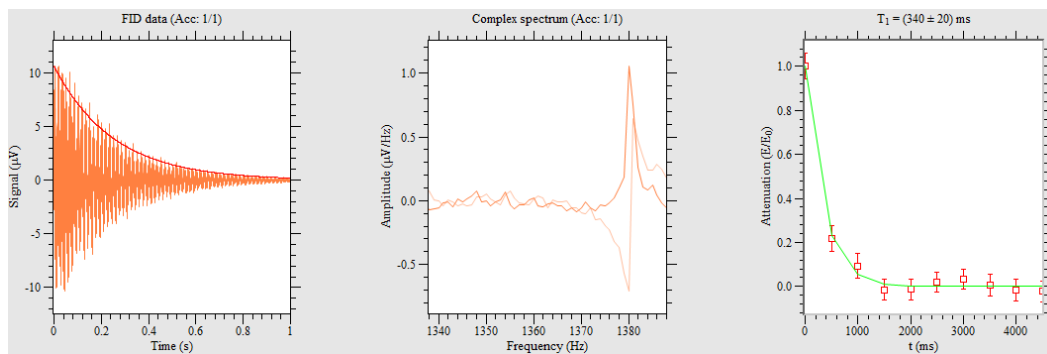


Figura 43. Señal FID, espectro y curva de relajación T1 Be.

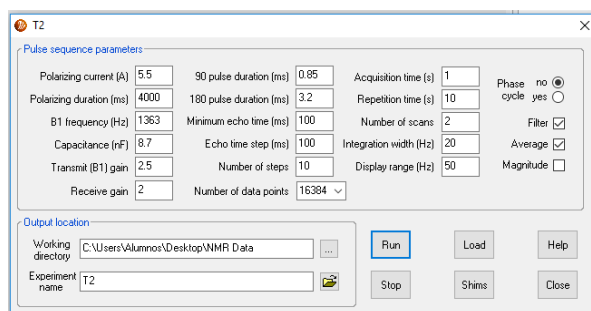


Figura 44. Ventana de configuración relaxometría en T2.

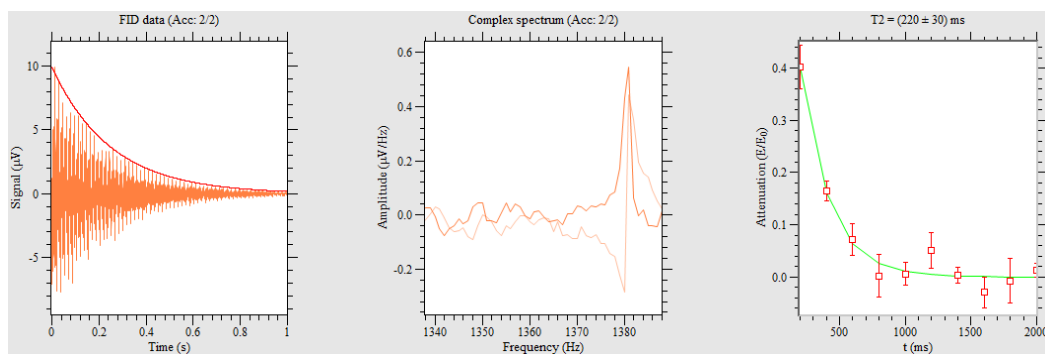


Figura 45. Señal FID, espectro y curva de relajación T2.

Generalmente los valores de T2 son menores a los T1, hecho que puede observarse con los resultados presentados para la muestra de  $\text{Cu}_2\text{SO}_4$  a una concentración de 2mM.



## V. Experimentos adicionales: retroproyección filtrada

Existe una variante de adquisición de datos que puede llevar a cabo el sistema Terranova utilizando el método de retroproyección, similar al utilizado en los equipos de tomografía aunque para conocer a detalle la forma en que se realiza la adquisición de datos es necesario un conocimiento profundo del sistema.

La retroproyección filtrada en tomografía utiliza muchas proyecciones sobre líneas en un mismo plano (no necesariamente rectas), para reconstruir una sección transversal del objeto examinado.

En seguida se exponen algunas imágenes adquiridas bajo esta técnica.

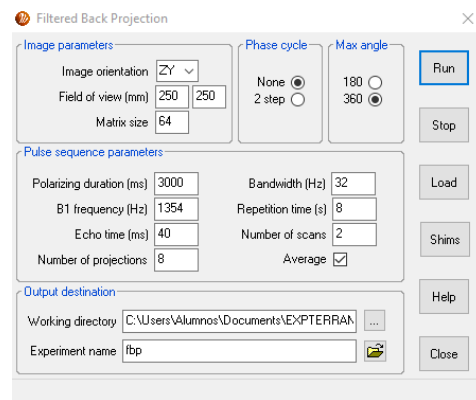


Figura 45. Configuración retroproyección filtrada.

El lector puede identificar que los parámetros son los mismos que se utilizan para las dos secuencias principales a excepción del “Max angle” que representa el ángulo de reconstrucción sobre el cual se emplea el método de retroproyección, para el ejemplo fue de 360°.



Figura 46. Colocación del fantoma para la adquisición de la imagen.

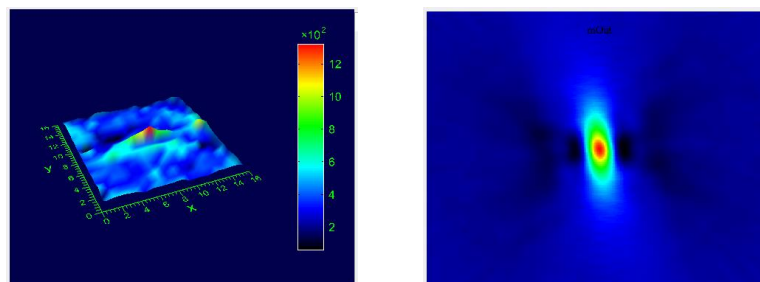


Figura 47. Reconstrucción de fantoma de botella de agua plano “ZY”.

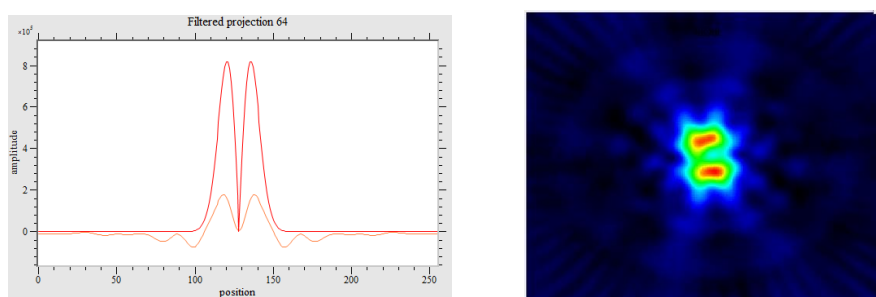


Figura 48. Reconstrucción de fantoma de doble cavidad cilíndrica plano “ZY”.

## VI. Referencias

- [1] Terranova EFNMR User's Manual
- [2] Terranova MRI User's Manual
- [3] Brown, M., Semelka, (2003). *MRI Basic Principles and Applications*, 3rd Edition. John Wiley & Sons.
- [4] McRobbie, D., Moore, E., Graves, M. & Prince, M. (2006) *MRI from picture to proton*, 2nd Edition.
- [5] Hashemi, R., Bradley, W. & Lisanti, C. (2004) *MRI. The basic*, 2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- [6] Rinck, P. *Magnetic Resonance in Medicine. A critical introduction*. 12th Edition. Recuperado de: <http://www.resonancia-magnetica.org/ch/00-02.html>
- [7] Cork, P. (2009) *Resonancia Magnética: Bases Físicas*. Recuperado de: <http://alejandracorkrmn.fullblog.com.ar/resonancia-magnetica-bases-fisicas.html>
- [8] Freire, M. *Fundamentos físicos de las imágenes médicas: Resonancia Magnética*. Universidad de Sevilla. Recuperado de: <http://personal.us.es/alberto/ffsim/material/Resonancia.pdf>
- [9] Oleaga, L. & Lafuente, J. *Fundamentos de la resonancia magnética*. Editorial Médica Panamericana. Recuperado de: [http://seram.es/readcontents.php?file=documentos/150\\_aprendiendo\\_los\\_fundamentos\\_de\\_la\\_rm2\\_2.pdf](http://seram.es/readcontents.php?file=documentos/150_aprendiendo_los_fundamentos_de_la_rm2_2.pdf)
- [10] Pooley, (2005) R. *Fundamental Physics of MR Imaging*. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Recuperado de: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.254055027>
- [11] Bjørnerud, A. (2008) *The Physics of Magnetic Resonance Imaging*. Universidad de Oslo. Recuperado de: <http://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/FYS-KJM4740/v14/kompendium/compendium-mri-feb-2009.pdf>