



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA



ANÁLISIS Y APLICACIÓN DE "THE BLOCH SIMULATOR" COMO HERRAMIENTA DIDÁCTICA PARA EL ESTUDIO INTERACTIVO DE LOS PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

AUTOR: ISABEL ALBELLA HÉCTOR

TUTOR: DAVID MORATAL PÉREZ



Curso Académico: Selec



ÍNDICE

| | |
|---|----|
| AGRADECIMIENTOS..... | 1 |
| 1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS DEL TRABAJO..... | 2 |
| 2. INTRODUCCIÓN..... | 3 |
| 3. MATERIAL Y MÉTODOS..... | 14 |
| 4. RESULTADOS..... | 16 |
| 4.1. Vector Magnetización..... | 16 |
| 4.2. Frecuencia de precesión..... | 17 |
| 4.3. Ángulo de visión..... | 18 |
| 4.4. Equilibrio térmico..... | 19 |
| 4.5. Excitación..... | 21 |
| 4.6. Relajación..... | 29 |
| 4.7. Desfase y reorientación..... | 34 |
| 4.8. Espacio k..... | 39 |
| 4.9. Estados de energía “up” y “down”..... | 45 |
| 5. COMPARATIVA CON OTRAS HERRAMIENTAS..... | 48 |
| 5.1. ODIN – Object-Oriented Development Interface for NMR..... | 48 |
| 5.2. SpinBench..... | 51 |
| 5.3. JEMRIS – Marco de simulación de IRM..... | 54 |
| 5.4. MRiLab..... | 58 |
| 5.5. SIMRI – Un simulador 3D versátil e interactivo de IRM..... | 61 |
| 6. PRESUPUESTO..... | 64 |
| 7. CONCLUSIONES..... | 65 |
| 8. LÍNEAS FUTURAS..... | 68 |
| 9. BIBLIOGRAFÍA..... | 70 |

AGRADECIMIENTOS

Después de varios meses dedicándole tiempo, este TFG ha llegado a su fin. En primer lugar, me gustaría agradecer a mi tutor David Moratal Pérez la confianza que ha depositado en mí, el apoyo y la motivación que me ha proporcionado, ya que sin él no habría sido capaz de realizar este trabajo. También le doy las gracias a mi tutor por haberse ocupado de que adquiriera los conocimientos necesarios para la realización de este TFG.

Por otra parte, agradezco a mi hermano que haya confiado en mí en todo momento a lo largo de estos cuatro años en la universidad. Sus charlas motivadoras sobre los estudios y sobre lo importante que es formarse han hecho que cada día quiera superarme y que tenga ganas de seguir aprendiendo.

Por último, les quiero mostrar mi gratitud a mis padres, ya que han sido los que han estado ahí durante los cuatro años de grado. Ellos han sido un pilar fundamental en mi vida, pero sobre todo en los estudios. Han hecho posible, a base de mucho esfuerzo, dedicación, apoyo y confianza, que haya llegado hasta aquí.

Gracias a todos.

1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS DEL TRABAJO FINAL DE GRADO

La imagen por resonancia magnética es la modalidad de imagen médica que mayor contraste proporciona entre tejido blando y es, sin duda, la más ampliamente utilizada en multitud de aplicaciones, proporcionando información diagnóstica y de seguimiento, no sólo a nivel anatómico, sino también a nivel funcional.

Uno de los principales retos a los cuales se enfrenta cualquier recién llegado a esta modalidad de imagen médica es el estudio, la comprensión y el análisis de los principios físicos que rigen la adquisición de la señal de resonancia magnética (RM) y la posterior reconstrucción de la imagen. La búsqueda de dichos principios es importante para comprender el origen de la señal y del contraste en imagen por RM. Para poder entender estos principios físicos, existen unos programas informáticos a través de los cuales se puede interactuar y aprender la procedencia de la señal obtenida por RM, lo que permitirá entender la imagen finalmente reconstruida y permitirá un diagnóstico más certero a partir de la misma.

Con el fin de estudiar los principios físicos subyacentes a la adquisición de la señal de RM, se ha evaluado un entorno de aprendizaje interactivo de los principios físicos de la resonancia magnética y que lleva por nombre "The Bloch Simulator". Mediante el uso de éste, cualquier estudiante técnico o no, puede aumentar sus conocimientos sobre los aspectos fundamentales de la RM para la creación de las mediciones y el análisis de los resultados.

El programa estudiado se ha desarrollado para la enseñanza de técnicas de RM, y presenta una extrema utilidad en el contexto de conferencias y ejercicios. Un ejemplo para cualquier estudiante que interactúe con esta herramienta podría ser el siguiente: "A partir de la escena de la pendiente, llevar a cabo un experimento de eco estimulado comparando la amplitud del eco a la de un spin-eco". Más ejemplos se pueden encontrar en la sección de ayuda "Desafíos".

En este trabajo también se van a analizar otras herramientas de estudio como: JEMRIS, SIMRI, ODIN, MRI Lab y SpinBench, a través de las cuales se realizará una interacción para el estudio de los principios físicos de la imagen por RM. Se comparará cada uno de estos programas con la herramienta principal del trabajo "The Bloch Simulator", de tal forma que se obtengan las ventajas e inconvenientes de cada una de ellas con respecto a "The Bloch Simulator".

2. INTRODUCCIÓN

En este trabajo se va a analizar en profundidad la herramienta “The Bloch Simulator”, encargada del estudio de los principios físicos de la Imagen por Resonancia Magnética (IRM) o Resonancia Magnética Nuclear (IRMN). Se explicarán también otras herramientas actuales, con el fin de compararlas con “The Bloch Simulator” y analizar así los aspectos a mejorar.

La Imagen por Resonancia Magnética (IRM) se basa en unos principios físicos, los cuales se clasifican en tres clases: polarización, precesión y relajación. La primera detalla la inclinación de la magnetización nuclear al equilibrio, con la intención de alinearse con el campo magnético externo de alta intensidad. La segunda clase, precesión, especifica el comportamiento de la magnetización dentro del campo magnético cuando ésta no se encuentra en equilibrio. Por último, la relajación detalla la forma en la cual la magnetización vuelve a su estado de equilibrio inicial [Moratal Pérez y otros, 2006].

La RM se caracteriza básicamente en la propiedad que presentan los núcleos de algunos elementos de producir una señal de radiofrecuencia (RF) cuando son sometidos a un cierto campo magnético y excitados con ondas de RF [Moratal Pérez y otros, 2006].

Llamamos magnetización al fenómeno ocasionado por la orientación no aleatoria del campo magnético de los electrones. Su origen se encuentra en el movimiento de las partículas cargadas de forma eléctrica. Estas partículas no sólo son electrones, sino que también entran en juego una gran parte de números atómicos que tienen un campo o momento magnético pequeño. El origen de esta inducción nuclear se encuentra en el espín nuclear y en el valor del momento angular afiliado a él. Son dos los estados en los cuales se produce el momento magnético nuclear neto: por una parte cuando tanto el número de protones como el número másico son impares, como ocurre en el caso del H, N, F, Na y P, y por otra parte cuando el número de protones es par y el de neutrones impar, como en el caso del C [Moratal Pérez y otros, 2006]. De todos estos elementos, el más indicado para obtener imágenes es el hidrógeno, ya que posee un momento magnético elevado y es el que más abunda en el tejido vivo.

Generalmente, los momentos magnéticos se encuentran alineados aleatoriamente, de manera que no hay ninguna magnetización neta en un material si éste no se somete a ningún campo magnético externo. Por el contrario, si el material es sometido a un campo magnético externo, los momentos magnéticos se alinean con éste produciéndose así la magnetización neta [Moratal Pérez y otros, 2006]. La dirección longitudinal (eje z) se determina como la dirección a lo largo del campo de polarización, mientras que el plano transversal (plano x-y) se determina como el plano perpendicular al campo de polarización.

La dinámica de la magnetización se caracteriza por seguir las leyes de la ecuación de Bloch, ya que Felix Bloch fue el que desarrolló la justificación matemática del experimento de RMN [2]. En la ecuación 1 se observa la ecuación de Bloch [Moratal Pérez y otros, 2006].

$$\frac{dM}{dt} = (M \times \gamma B_0) + \frac{M_0 - M_z}{T_1} - \frac{M_{xy}}{T_2} \quad (\text{Ecuación 1})$$

La M simboliza el vector magnetización en función del tiempo, la B_0 es el campo magnético externo, la M_0 es el vector magnetización en equilibrio bajo el campo B_0 , la M_z es la componente de la magnetización en el eje z y la M_{xy} es la componente de la magnetización en el plano transversal x - y [Santa Marta Pastrana, 2004]. T_1 es el tiempo de relajación longitudinal y T_2 el de relajación transversal, donde ambos son una constante y siempre se cumple que $T_1 > T_2$. Por último, γ es la constante giromagnética [Moratal Pérez y otros, 2006].

Al analizar la ecuación de Bloch, encontramos la resonancia, descrita por el primer término de dicha ecuación:

$$\frac{dM}{dt} = M \times \gamma B_0 \quad (\text{Primer término de la ecuación 1})$$

Como bien se ha dicho anteriormente, las partículas tienen un momento angular o espín, pues éste presenta una acción de precesión alrededor del eje z , a una frecuencia directamente proporcional a la magnitud del campo magnético externo B_0 . Este movimiento de precesión lo vemos en la Figura 1 [Moratal Pérez y otros, 2006].

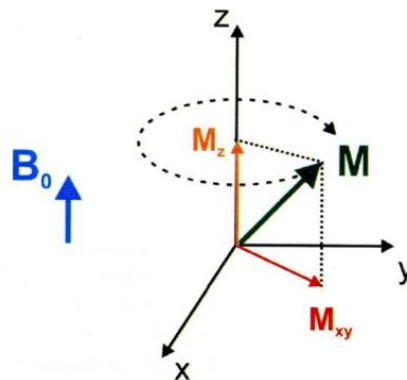


Figura 1. Movimiento de precesión del vector magnetización M en el eje z a una frecuencia directamente proporcional a la magnitud del campo magnético externo, B_0 . M_z es la componente del vector magnetización M en el eje z , y M_{xy} es la componente del vector magnetización M en el plano transversal x - y [Moratal Pérez y otros, 2006].

La ecuación de Larmor, ecuación 2, explica la relación que hay entre la frecuencia angular a la cual precesan los espines, ω_0 , y el campo magnético, B_0 [Santa Marta Pastrana, 2004]. La constante giromagnética, γ , muestra una dependencia con el átomo a estudiar, y para el caso del hidrógeno presenta un valor de 42,58 Mhz/T [Moratal Pérez y otros, 2006].

$$\omega_0 = \gamma|B_0| \quad \text{(Ecuación 2)}$$

Cada átomo está afectado por un campo magnético efectivo, que puede ser modificado debido a la composición química de una muestra. A raíz de esta modificación se produce el desplazamiento químico, el cual muestra una mínima diferencia en las frecuencias de resonancia. Dicha frecuencia de resonancia se usa para diagnosticar la cantidad de agua y grasa que hay en una muestra.

Un ejemplo de desplazamiento químico entre el agua y la grasa podría ser cuando la frecuencia a la cual precesan los espines de la grasa es 220 Hz más pequeña que la frecuencia a la cual precesan los espines del agua, los cuales permanecen bajo un campomagnético de 1,5 T [Moratal Pérez y otros, 2006]. Esta ocasión se da cuando dicho desplazamiento es de 3,5 ppm (partes por millón).

$$\phi(t) = \gamma(\delta B_0)t \quad \text{(Ecuación 3)}$$

A partir de la ecuación 3 es posible obtener la regularidad con la que la magnetización transversal de los protones del agua y la de los protones de la grasa están en fase o bien en posición de fase [Moratal Pérez y otros, 2006].

Volviendo a la ecuación 1, nos encontramos con los dos últimos términos, los cuales detallan el proceso de la relajación, es decir, cómo el vector magnetización vuelve a su posición inicial, el equilibrio [Moratal Pérez y otros, 2006].

$$\frac{dM}{dt} = \frac{M_0 - M_z}{T_1} - \frac{M_{xy}}{T_2} \quad \text{(Segundo y tercer término de la ecuación 1)}$$

El proceso mediante el cual el vector magnetización vuelve de forma exponencial al equilibrio se denomina relajación longitudinal, y se produce a partir de las interacciones “espín-materia” [2]. Esta relajación a lo largo de un transcurso de tiempo, τ , vale:

$$M_z' = M_0 + (M_z - M_0)e^{-\frac{\tau}{T_1}} \quad \text{(Ecuación 4)}$$

En la ecuación 4, M_z y M_z' simbolizan las componentes longitudinales del vector magnetización en el inicio y final del transcurso de tiempo [Moratal Pérez y otros, 2006]. M_0 indica el vector magnetización en la posición de equilibrio, y por último, T_1 simboliza la constante de la relajación longitudinal [Santa Marta Pastrana, 2004].

En la Figura 2 se puede observar cómo la componente longitudinal M_z vuelve al equilibrio de forma exponencial en función del tiempo [Moratal Pérez y otros, 2006].

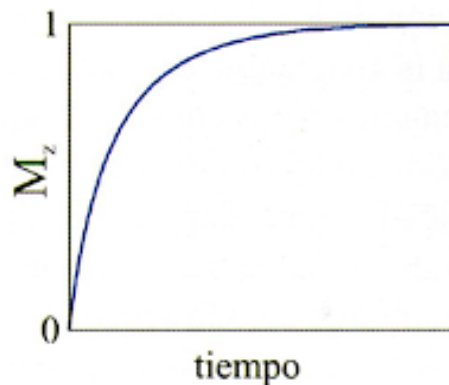


Figura 2. M_z es la componente longitudinal del vector magnetización, la cual vuelve de forma exponencial a la posición inicial de equilibrio dependiendo de la constante $T1$ [Moratal Pérez y otros, 2006].

Por otro lado, nos encontramos con la relajación transversal, que proviene de las interacciones “espín-espín” y describe el proceso mediante el cual la componente transversal del vector magnetización decae de forma exponencial hasta llegar a cero [Santa Marta Pastrana, 2004]. La relajación transversal a lo largo de un transcurso de tiempo, τ , vale:

$$M_{xy}' = (M_{xy})e^{\frac{-\tau}{T_2}} \quad (\text{Ecuación 5})$$

En la ecuación 5, M_{xy} y M_{xy}' simbolizan las componentes transversales del vector magnetización en el inicio y final del transcurso de tiempo, y T_2 se define como la constante del proceso de relajación transversal [Moratal Pérez y otros, 2006]. En la Figura 3 se puede apreciar cómo la componente transversal M_{xy} decae de forma exponencial en función del tiempo [Moratal Pérez y otros, 2006].

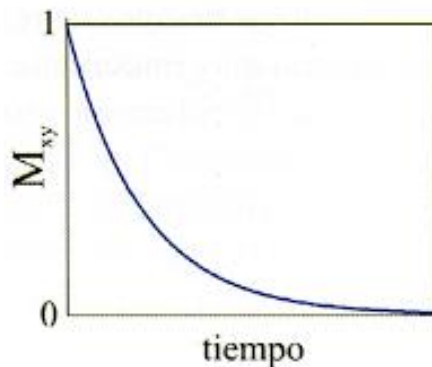


Figura 3. M_{xy} es la componente transversal del vector magnetización, la cual decae exponencialmente hasta llegar a cero dependiendo de la constante $T2$ [Moratal Pérez y otros, 2006].

Los procesos de la relajación longitudinal y transversal se producen con más lentitud que la precesión. En los tejidos biológicos, T1 y T2 duran aproximadamente desde algunos centenares de microsegundos hasta varios segundos, aunque generalmente se quedan en el orden de centenar de milisegundos [Santa Marta Pastrana, 2004]. Esta desigualdad entre los tiempos de relajación en los tejidos que forman una imagen, es útil para producir contraste en ella.

Las Figuras 4 y 5 muestran a través de una visión superior y transversal respectivamente, cómo el vector magnetización vuelve a su estado de equilibrio tras una excitación [Moratal Pérez y otros, 2006].

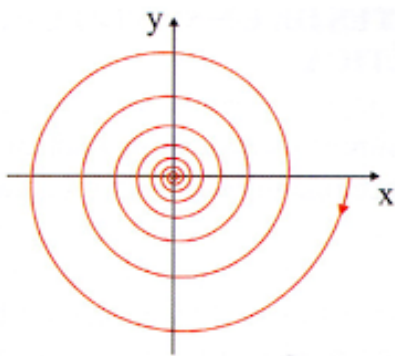


Figura 4. Relajación del vector magnetización desde una perspectiva superior [Moratal Pérez y otros, 2006].

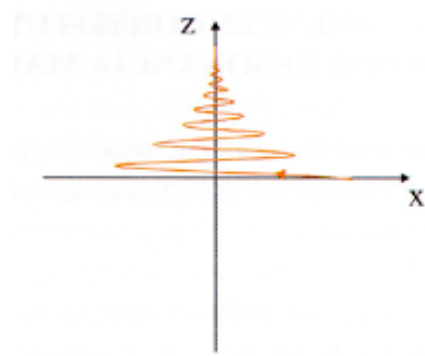


Figura 5. Relajación del vector magnetización desde una perspectiva transversal [Moratal Pérez y otros, 2006].

La señal de resonancia proviene de la precesión de la magnetización en el plano transversal, y se detecta a través de una antena receptora en la cual se produce una tensión inducida. Es por esto que, se requiere de una excitación con el fin de que aparezca una componente en el plano transversal [Moratal Pérez y otros, 2006].

Al aparecer dicha componente en el plano transversal, el vector magnetización precesa en torno al campo magnético a una frecuencia $\gamma|B|$ [Santa Marta Pastrana, 2004]. A partir de esta precesión, se produce una modificación en el flujo magnético que es inducida a través de las antenas receptoras. Este proceso sigue la ley de inducción de Faraday. Las antenas encargadas de originar el campo magnético transversal, B_t , son las mismas que reciben la señal [Santa Marta Pastrana, 2004].

La señal que perciben las antenas puede ser manifestada como compleja, en la cual la parte real e imaginaria representan direcciones ortogonales en el plano transversal. Es por esto que, cuando el vector magnetización precesa a la frecuencia $\gamma|B|$ origina la siguiente señal: $sr(t) = e^{-i\gamma|B|t}$, siendo t el tiempo.

La magnetización inicialmente precesa en torno al campo magnético estático principal, B_0 , y cuando se le añade un campo magnético B_1 en la dirección transversal, el vector magnetización precesa en torno al vector suma de ambos campos [Moratal Pérez y otros, 2006]. En la Figura 6 se aprecia este movimiento de precesión de la magnetización [Moratal Pérez y otros, 2006]. La perturbación de la magnetización hacia el plano transversal es irrelevante cuando B_1 es estático, y esto se debe a que la amplitud de este campo es bastante más pequeña que la del campo inicial B_0 .

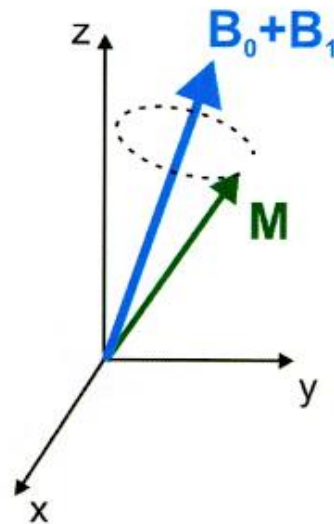


Figura 6. *Movimiento de precesión de la magnetización cuando se le aplica un campo magnético, B_1 , además del inicial, B_0 [Moratal Pérez y otros, 2006].*

Para inclinar la magnetización se requiere que la dirección del campo magnético transversal sea perpendicular a la dirección del vector magnetización. Así, éste seguirá inclinándose hacia el plano transversal a parte de precesar en torno a la suma de los vectores de los campos B_0 y B_1 . En la Figura 7 observamos el movimiento de precesión de la magnetización a la vez que se inclina hacia el plano transversal [Moratal Pérez y otros, 2006].

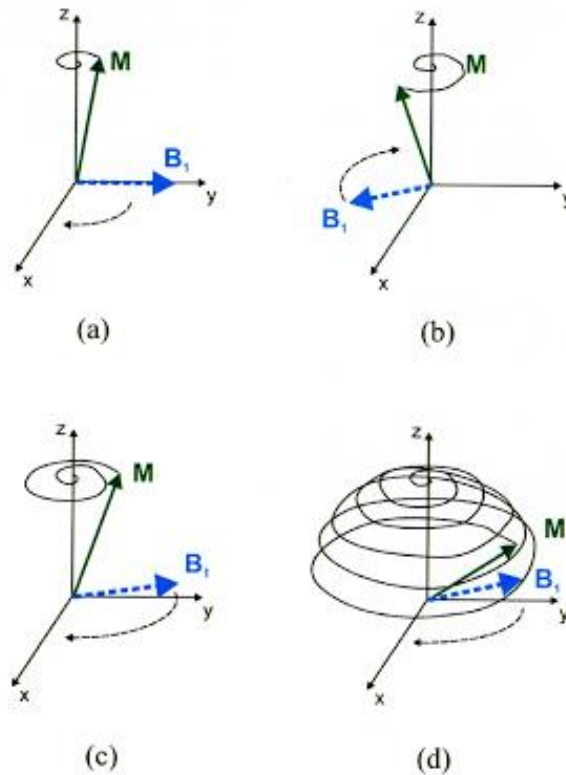


Figura 7. En las cuatro escenas que aparecen en la figura se produce el proceso mediante el cual el campo magnético transversal, B_1 , tumba el vector magnetización en el plano transversal cuando dicho campo gira en torno al campo inicial, B_0 , a la misma frecuencia que el movimiento de precesión de la magnetización [Moratal Pérez y otros, 2006].

La excitación puede ser vista desde otro punto de vista como es el del eje de coordenadas rotatorio. Este se define como un sistema de coordenadas $x'-y'-z'$ que gira en torno al eje z con respecto a un eje de coordenadas estático, $x-y-z$. Éste gira a una frecuencia $\gamma|B_0|$, de tal manera que el vector magnetización que precesa a la misma frecuencia, se mantiene estático en el eje de coordenadas rotatorio. La Figura 8 muestra cómo la magnetización se inclina poco a poco hacia el plano transversal, mientras que el campo magnético B_1 es estático [Moratal Pérez y otros, 2006].

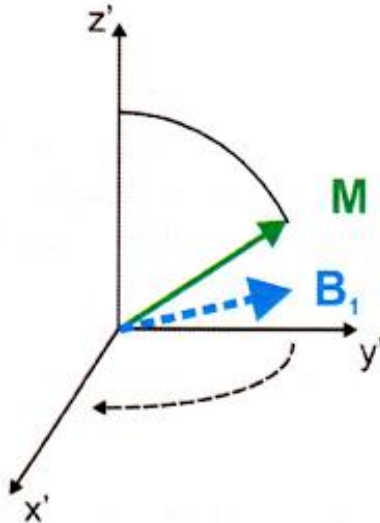


Figura 8. Movimiento en forma de arco en el eje de coordenadas rotatorio del vector magnetización, M , desde el eje longitudinal hasta el plano transversal. El campo magnético B_1 se mantiene estático [Moratal Pérez y otros, 2006].

Es importante que el campo magnético B_1 rote de la forma más ajustada posible a la frecuencia de resonancia de la magnetización, ya que en el tiempo requerido para que el vector magnetización se vuelque 90° sobre el plano transversal, éste gira 25.000 veces en torno al eje longitudinal, z . Un ejemplo en RM sería el del hidrógeno, que bajo un campo magnético de 1,5 T, rotaría a una frecuencia de 63,87 MHz [Moratal Pérez y otros, 2006].

Como bien hemos dicho anteriormente, el campo magnético B_1 debe ser ajustado a la frecuencia de resonancia del vector magnetización. Con el fin de modificar esta frecuencia de resonancia se pueden utilizar gradientes de campo, excitando por ejemplo un “corte” fino de espines a partir de un campo de RF de estrecho ancho de banda [Santa Marta Pastrana, 2004].

Los gradientes de campo magnético posibilitan la reconstrucción de la imagen, ya que son capaces de solventar la localización espacial de una señal de RM.

Dicha localización viene determinada por la secuencia de aplicación de los gradientes. Existen tres gradientes de campo: G_x , G_y y G_z , y a partir de ellos se puede adquirir: la selección de corte (G_z), la codificación de fase (G_y) y la codificación de frecuencia (G_x). La principal función de los tres gradientes es efectuar una modificación sobre la intensidad del campo magnético longitudinal, B_z , y dicha modificación viene definida por la ecuación 6 [Moratal Pérez y otros, 2006].

$$B_z = |B_0| + G \cdot r \quad \text{(Ecuación 6)}$$

En la ecuación 6, B_z simboliza el campo magnético longitudinal, B_0 el campo magnético estático, G el vector gradiente y r el vector posición. La Figura 9 muestra el funcionamiento de los tres gradientes de campo magnético [Moratal Pérez y otros, 2006].

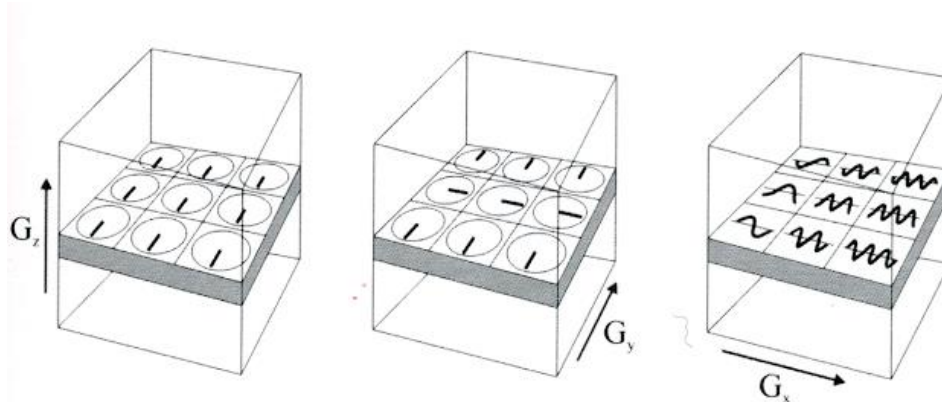


Figura 9. Funcionamiento de los tres gradientes de campo magnético. G_x representa el gradiente de codificación de frecuencia, G_y el gradiente de codificación de fase, y G_z el gradiente de selección de corte [Moratal Pérez y otros, 2006].

Entrando más en profundidad en la función que tienen los tres gradientes de campo magnético, tenemos en primer lugar la selección de corte, donde se excita de forma selectiva un plano perpendicular al campo magnético principal estático, B_0 [Santa Marta Pastrana, 2004]. Este proceso se lleva a cabo utilizando un gradiente de campo, G_z , al mismo tiempo que se adhiere un pulso de excitación de RF [Santa Marta Pastrana, 2004].

En segundo lugar aparece la codificación de fase, en la cual la fase de los espines es modificada con el gradiente G_y mientras éstos se encuentran precesando una vez se ha aplicado la excitación selectiva [Santa Marta Pastrana, 2004]. En este caso la fase de los espines pasa a depender de y . Una vez se ha aplicado la codificación de fase, todos los espines precesan a la misma frecuencia de Larmor $\gamma|B|$, aunque con distinta fase [Moratal Pérez y otros, 2006].

Tras este proceso se aplica la codificación de frecuencia en la dirección x a través del gradiente de campo G_x , el cual produce una modificación en la frecuencia de Larmor, y dicha frecuencia pasa a depender de x . Nada más se han aplicado los tres gradientes de campo, se obtiene la señal de RM. Gracias a esta señal recibida, es posible averiguar el posicionamiento original de dicha señal, obteniendo así la imagen por RM [Moratal Pérez y otros, 2006].

La antena receptora recibe un voltaje que es inducido debido al proceso de precesión de la magnetización transversal en torno al eje longitudinal. Dicho voltaje puede ser representado como una señal compleja, en la cual t es el tiempo y $f(t)$ la frecuencia de resonancia [Moratal Pérez y otros, 2006]. En una muestra, se halla una distribución uniforme de espines $m(r)$, donde la señal que resulta de éstos es la siguiente integral:

$$s_r(t) = \int m(r) e^{-i2\pi \int_0^t f(r,\tau) d\tau} dr \quad (\text{Ecuación 7})$$

La ecuación 8 se aplica sobre el área que oculta la imagen, considerando la frecuencia de resonancia dependiente del tiempo y de la posición [Moratal Pérez y otros, 2006].

$$\int_0^t f(r, \tau) d\tau = \frac{\gamma}{2\pi} [Bot + \int_0^t G(\tau) d\tau] \cdot r \quad (\text{Ecuación 8})$$

La ecuación 6 se transforma en la siguiente:

$$s_r(t) = e^{-\gamma Bot} \int m(r) e^{-i2\pi [\frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G(\tau) d\tau] \cdot r} dr \quad (\text{Ecuación 9})$$

A partir de la ecuación 9 se puede observar una factorización del término de resonancia con Bo . Este término puede suprimirse mediante una demodulación síncrona en cuadratura de la señal [Moratal Pérez y otros, 2006]. Tras la demodulación, la ecuación 9 puede convertirse en:

$$s(t) = \int m(r) e^{-i2\pi k(t) \cdot r} dr \quad (\text{Ecuación 10})$$

Esta transformación de la ecuación 9 se debe a que como el gradiente $G(t)$ es una función que se conoce, se puede poner que [Moratal Pérez y otros, 2006]:

$$k(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G(\tau) d\tau \quad (\text{Ecuación 11})$$

En la ecuación 10, se puede observar que la señal $s(t)$ es la transformada de Fourier de $m(r)$ en la posición $k(t)$ [Moratal Pérez y otros, 2006]. Dicho de otra forma, se puede expresar a partir de la siguiente ecuación:

$$s(t) = M[k(t)] \quad (\text{Ecuación 12})$$

$M(k)$ simboliza la transformada de Fourier de $m(r)$, y $s(t)$ es la señal demodulada. La ecuación 12 presenta una gran robustez, ya que la transformada de Fourier es invertible. De este modo, si se conoce $M(k)$, se puede conseguir $m(r)$ mediante la transformada de Fourier inversa [Moratal Pérez y otros, 2006].

En IRM, llamamos espacio- k al dominio de Fourier. Para la obtención de la imagen, se requiere adquirir $M(k)$ sobre un conveniente rango de k . Es posible describir una trayectoria $k(t)$ concreta si se selecciona correctamente $G(t)$. La señal recibida es muestreada y acumulada junto con la localización de las muestras en el espacio- k [Santa Marta Pastrana, 2004]. Tras muestrear $M(k)$ es posible deducir la imagen $m(r)$, pero una vez calculada la transformada de Fourier inversa de $M(k)$ [Moratal Pérez y otros, 2006].

En IRM se pueden usar dos métodos: bidimensional y tridimensional. El primero consiste en la obtención de una imagen 2D mediante un corte 2D. La adquisición y la reconstrucción se realizan en un espacio 2D, por tanto los vectores r y k son vectores 2D. El segundo método consiste en la adquisición y reconstrucción de una imagen 3D mediante una excitación de un cuerpo 3D. En este caso se requiere un espacio 3D [Moratal Pérez y otros, 2006].

La trayectoria de adquisición de datos se realiza en el espacio- k , tal y como se aprecia en la Figura 10 [Maestre Rendón, 2007].

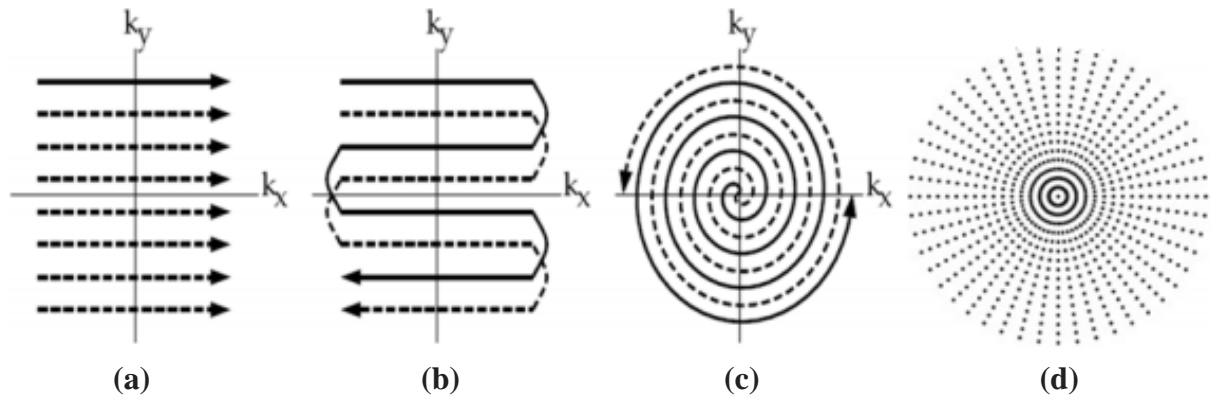


Figura 10. Trayectoria de adquisición cartesiana (a), EPI (b), espiral (c) y radial (d) [Maestre Rendón, 2007].

3. MATERIAL Y MÉTODOS

La imagen por RM es una técnica de exploración ampliamente usada en la actualidad que se basa en la Resonancia Magnética Nuclear (RMN). Al utilizarse para la formación de imágenes médicas, el tejido biológico es magnetizado por un campo magnético elevado que se encuentra en el escáner. Tras la excitación, la magnetización es manipulada mediante ondas de radio y gradientes de campo magnético para así reflejar un parámetro fisiológicamente relevante en la medición. Como bien se ha descrito anteriormente, las dinámicas son descritas por las ecuaciones de Bloch.

La herramienta estudiada, “The Bloch Simulator”, permite el aprendizaje de los conceptos básicos de la RM imprescindibles para la producción de las mediciones y la interpretación de los resultados. Son muchos los aspectos que se pueden estudiar mediante el programa, como la visualización de experimentos de RM y sus posibles efectos en la magnetización. Es muy útil a la hora de demostrar algo en conferencias, también en ejercicios de alumnos y sobre todo para el propio autoaprendizaje [Hanson, 2016]. En la Figura 11 vemos la pantalla principal de “The Bloch Simulator” [Hanson, 2016].

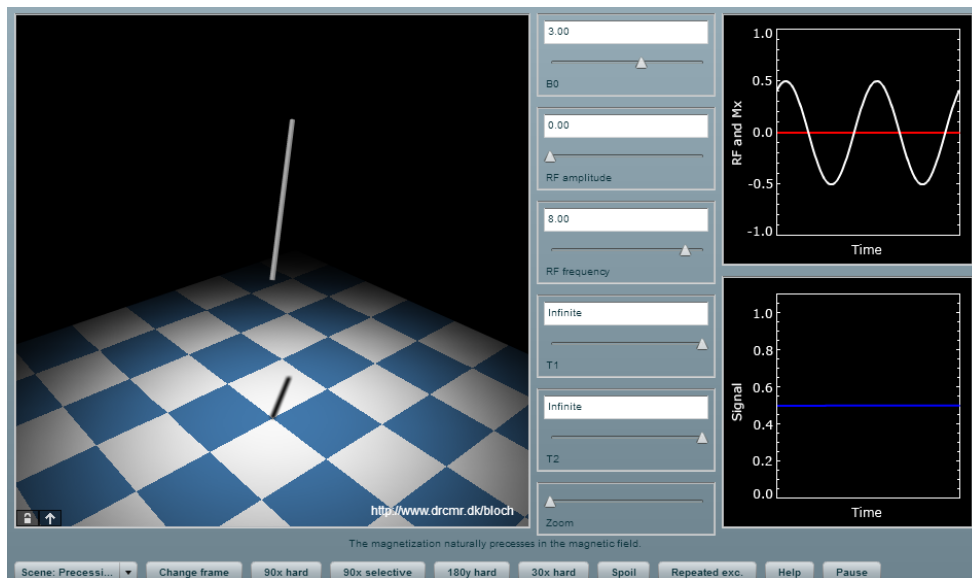


Figura 11. “The Bloch Simulator”, una herramienta de exploración de los principios físicos de la Resonancia Magnética [Hanson, 2016].

“The Bloch Simulator” fue creado por Lars G. Hanson para propósitos educativos, y dicho autor ganó el premio ESMRMB InfoRESO debida a un desarrollo de la primera versión del software [Hanson, 2016]. El simulador se usa actualmente para estudiar y explorar los principios físicos de la RM como la precesión, la resonancia, la excitación, la falta de homogeneidad y la relajación. Otros aspectos fundamentales de la RM también pueden ser explorados mediante este programa, y estos son los marcos giratorios, las cargas, los ecos de espín, los ecos estimulados y el equilibrio.

Además, también se pueden mostrar los fundamentos de la formación de la imagen por RM, o lo que es lo mismo, cómo la similitud entre los patrones de fase inducida y la estructura del objeto reflejado se refleja en la señal de RM.

La primera versión del software fue publicada en “RadioGraphics”, y desde entonces, los gráficos, la facilidad del uso y la instalación han ido en continua mejora. Oddlabs, un pequeño desarrollador de juegos independiente, desarrolló un puerto de “Flex / ActionScript” para esta herramienta con el soporte del Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación de Dinamarca [Hanson, 2016].

El programa es de fácil ejecución, ya que se puede acceder a él a través de la página web <http://www.drcmr.dk/BlochSimulator>. Además contiene un “instalador de Flash” en el caso de que los requisitos previos de software no estén en su lugar, y es posible realizar una copia del programa para poder guardarla en el ordenador si se desea. Se pueden encontrar ejemplos de animaciones en la página de inicio del simulador, las cuales pueden ayudar a un mejor aprendizaje [Hanson, 2016].

4. RESULTADOS

4.1 Vector de magnetización

La influencia de los campos de ondas magnéticas y de radiofrecuencia (RF) en la magnetización viene descrita por las ecuaciones de Bloch. En RM, haciendo uso de una bobina de radiofrecuencia (RF) y otra de gradiente de campo magnético, se crea un elemento de volumen en el paciente, vóxel, en cual se encuentran millones de núcleos de H (protones). Se produce la excitación en dicho vóxel, o lo que es lo mismo, los núcleos de H se distribuyen en dos posibles estados energéticos. En esta situación es cuando aparece el vector de magnetización, que en el simulador se representa con la barra blanca [Hanson, 2016]. Ésta es la diferencia entre los dos estados de energía posibles “up” y “down”. En la Figura 12 podemos observar una sombra en el suelo, que representa la proyección del vector de magnetización en el plano transversal [Hanson, 2016].

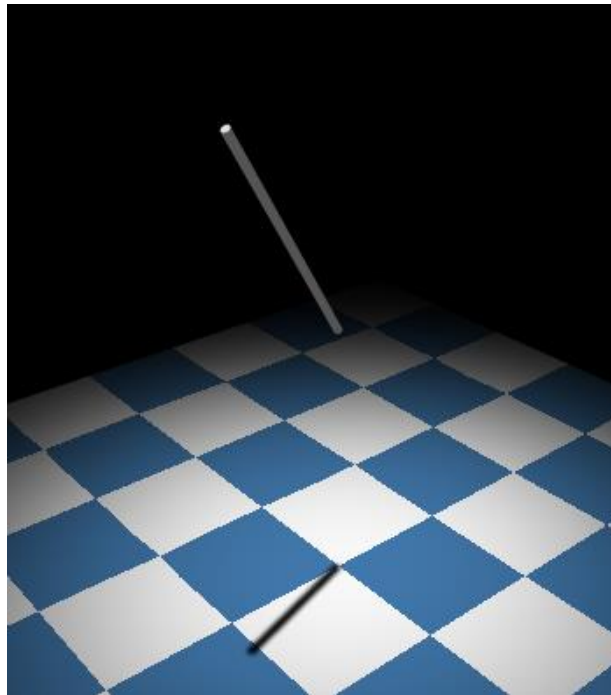


Figura 12. *Proyección del vector de magnetización en el suelo. La barra blanca simboliza dicho vector, y la sombra que hay en suelo simboliza la proyección de la magnetización en el plano transversal [Hanson, 2016].*

Esta sombra es proporcional a la señal que se obtiene del movimiento de precesión del vector de magnetización, por tanto, la longitud de la sombra es la intensidad de la señal [Hanson, 2016]. Podemos mostrar esto en el gráfico que aparece en la Figura 13, donde observamos en este caso que la intensidad de la señal es constante [Hanson, 2016].

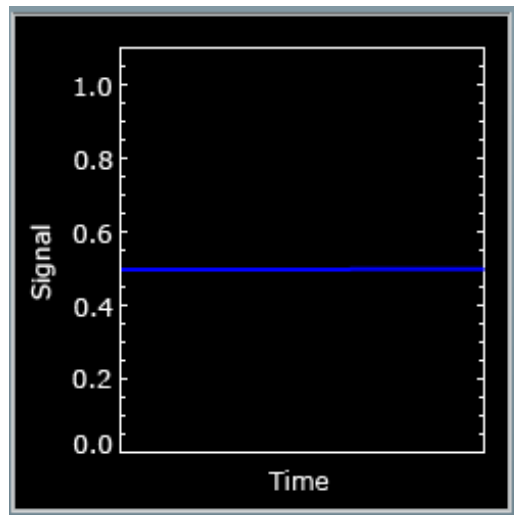


Figura 13. El gráfico representa la intensidad de la señal obtenida del movimiento de precesión, que en este caso se mantiene constante [Hanson, 2016].

4.2 Frecuencia de precesión

Con “The Bloch Simulator” se puede demostrar la dependencia de la frecuencia de precesión con el campo magnético aplicado B_0 . Si ajustamos dicho campo de manera que disminuyamos su intensidad, observaremos cómo se relantiza la frecuencia de precesión. El campo se ha disminuido desde 3 T hasta 1,45 T. Al mismo tiempo, la señal de RF se mantiene constante en 0. Todo esto lo observamos en la Figura 14 [Hanson, 2016].

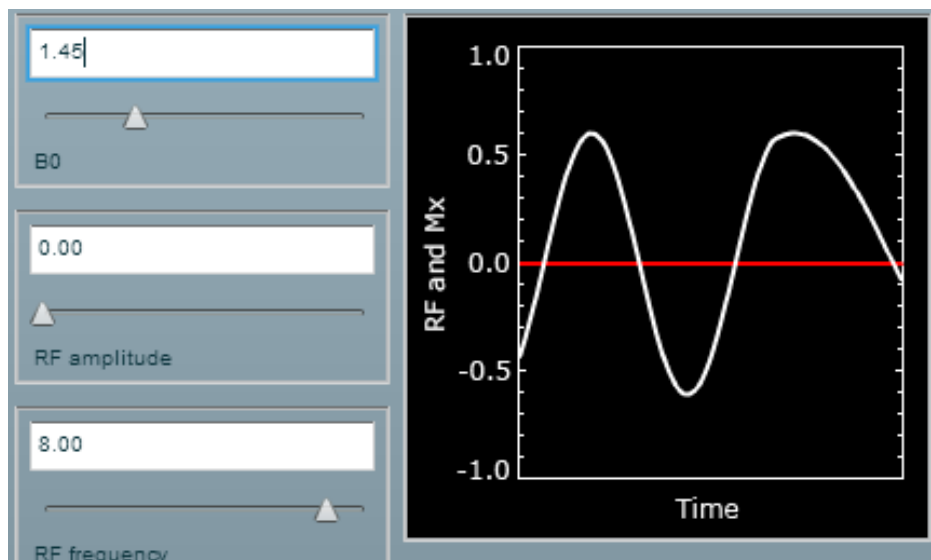


Figura 14. En la gráfica observamos cómo la frecuencia de precesión disminuye al disminuir la intensidad del campo magnético B_0 , desde 3 T hasta 1,45 T. La gráfica representa la componente x del vector de magnetización. La línea roja representa la señal de RF, la cual se muestra constante en 0 [Hanson, 2016].

Si ahora volvemos a ajustar el campo con una mayor intensidad, vuelve a aumentar la frecuencia de precesión. En este caso se ha pasado de 1,45 T hasta 3,5 T. Esto lo vemos en la figura 15 [Hanson, 2016].

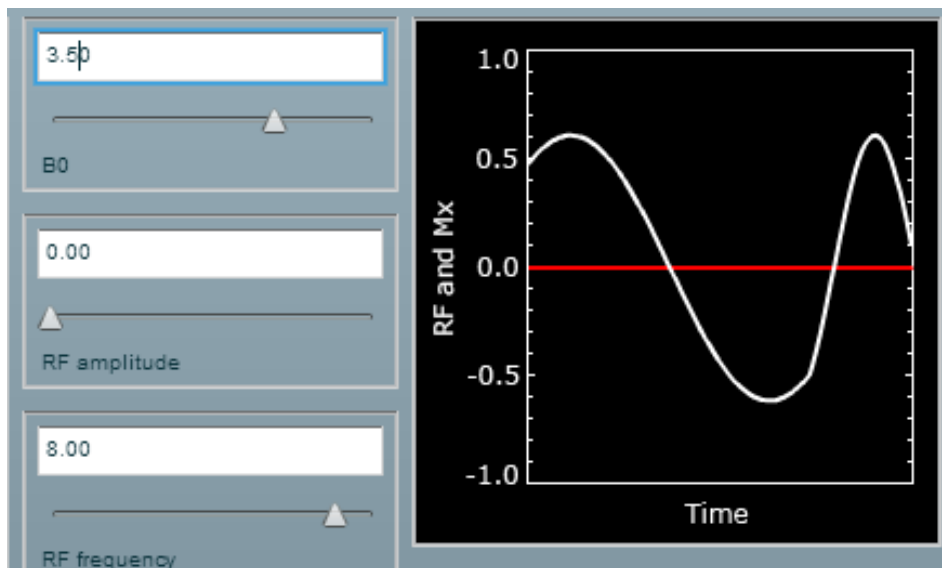


Figura 15. En la gráfica observamos cómo la frecuencia de precesión aumenta al aumentar la intensidad del campo magnético B_0 , desde 1,45 T hasta 3,5 T [Hanson, 2016].

4.3 Ángulo de visión

El programa nos permite cambiar el ángulo de visión, de tal forma que veamos el vector magnetización desde una perspectiva de planta. Esto lo apreciamos en la Figura 16 [Hanson, 2016].

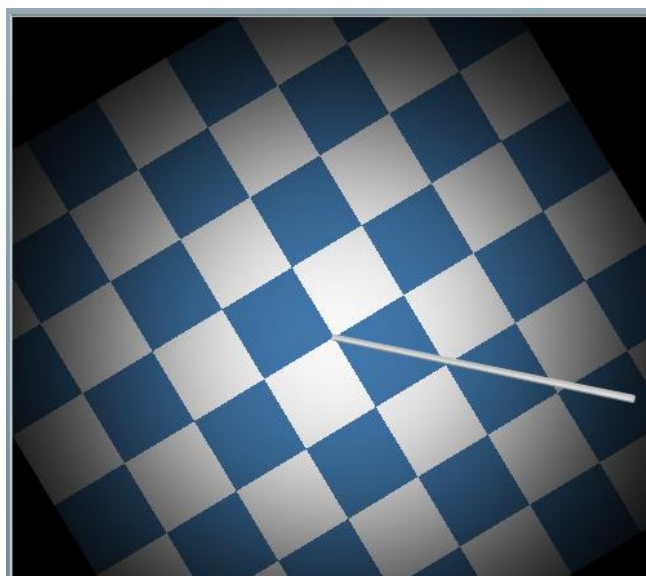


Figura 16. Se observa el vector de magnetización desde arriba [Hanson, 2016].

También podemos pasar de un sistema de referencia fijo a un sistema de referencia rotatorio a través de la opción “change frame”. Lo vemos en la Figura 17 [Hanson, 2016].

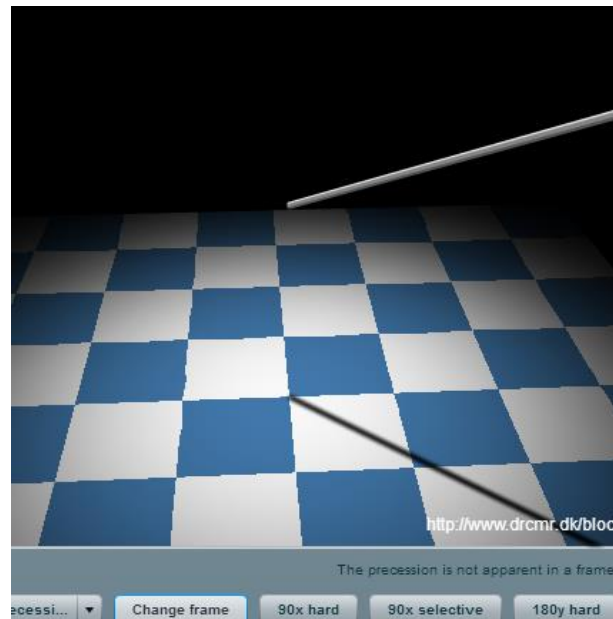
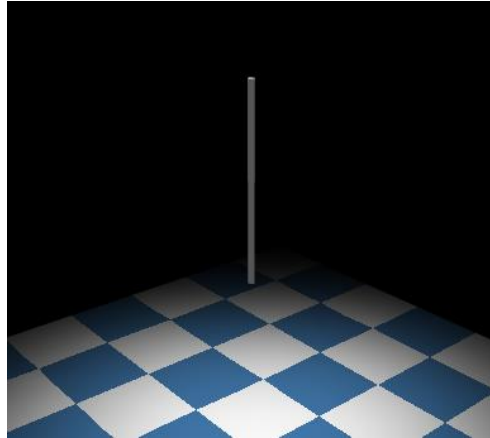


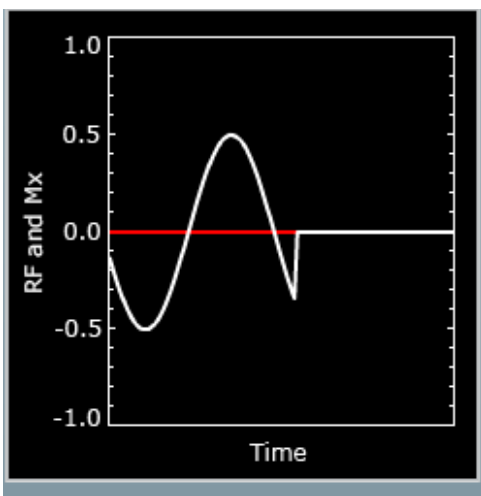
Figura 17. Sistema de referencia rotatorio, en el cual el vector de magnetización (barra blanca) permanece estático, y es el suelo, que es el que representa el plano transversal, gira continuamente [Hanson, 2016].

4.4 Equilibrio térmico

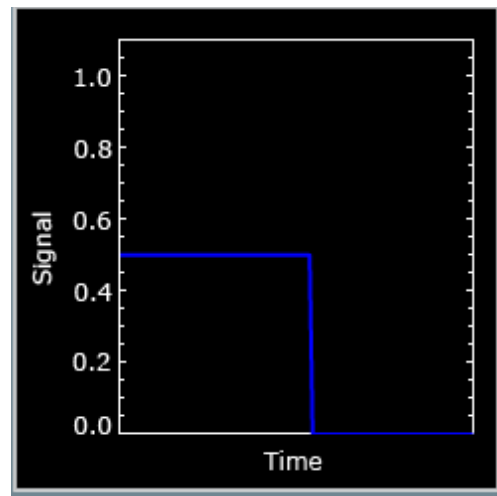
En el botón de la ventana del simulador podemos elegir una determinada condición inicial, por ejemplo, el equilibrio térmico. Al aplicar esta condición, en la Figura 18 (a) veremos cómo el vector de magnetización (diferencia entre los estados posibles “up” and “down”) se mantiene en una posición vertical estática. Al mismo tiempo, en la Figura 18 (b) observamos que el gráfico que representa la componente x del vector de magnetización se mantiene constante en 0. Por otro lado, en la Figura 18 (c) se aprecia cómo el gráfico que representa la señal obtenida se mantiene también constante en 0 [Hanson, 2016].



(a)



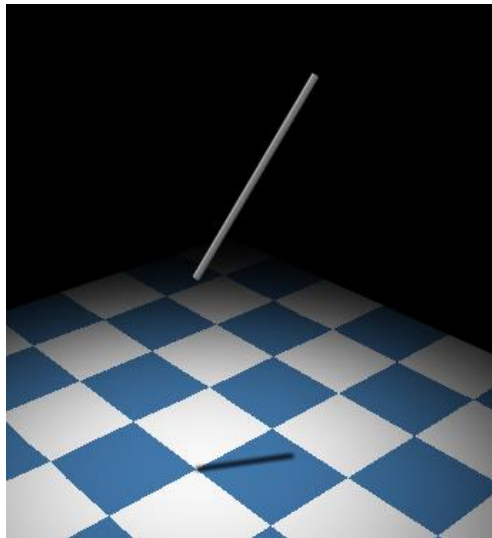
(b)



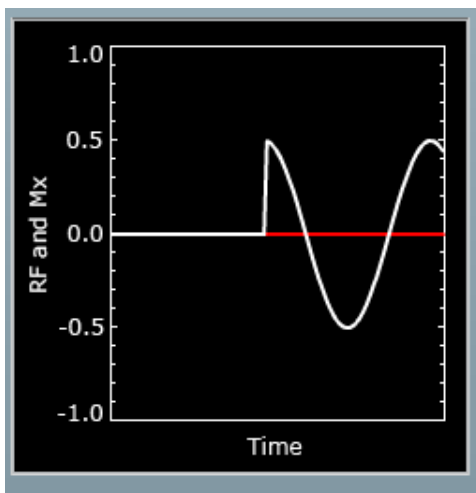
(c)

Figura 18. La barra blanca simboliza el vector de magnetización, M , manteniéndose en una posición estática vertical, esto se debe al equilibrio. El suelo representa el plano transversal x - y (a). La curva blanca, que simboliza la componente x del vector M , pasa a ser constante en 0. La línea roja, que representa la señal de RF se mantiene constante en 0 (b). La intensidad de la señal que proviene del movimiento de precesión se mantiene constante en 0 (c) [Hanson, 2016].

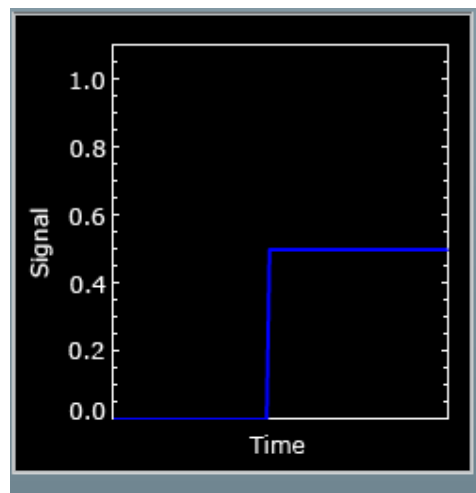
Si volvemos a la ventana y cambiamos de nuevo a la condición “precession”, volvemos a la situación en la cual nos encontrábamos. Se puede apreciar el cambio en la Figura 19 (a, b y c), donde el vector M vuelve a girar bajo el campo magnético B_0 a la frecuencia de precesión (a) [Hanson, 2016]. Los gráficos que representan la componente x del vector M y la intensidad de la señal dejan de ser constantes en 0 (b y c) [Hanson, 2016].



(a)



(b)



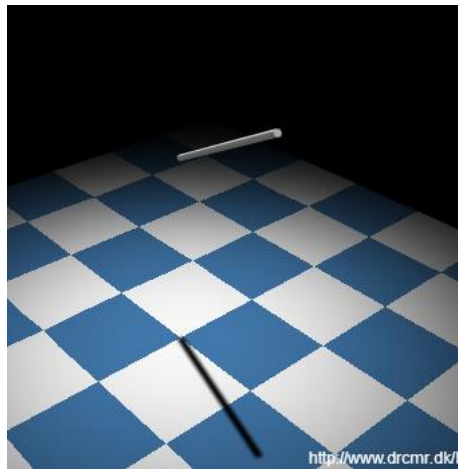
(c)

Figura 19. La barra blanca, que simboliza la magnetización, vuelve a girar en torno al eje longitudinal bajo el campo magnético B_0 y a la frecuencia de precesión (a). El vector M (curva blanca) deja de ser constante en 0, mientras que la señal de RF (línea roja) se mantiene constante en 0 (b). La intensidad de la señal que proviene de movimiento de precesión deja de ser constante en 0 (c) [Hanson, 2016].

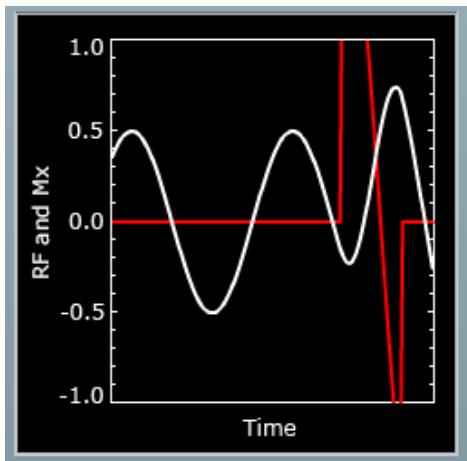
4.5 Excitación

A través de este programa es posible también activar la función de una excitación, por ejemplo, de 90 grados no selectiva. Lo vemos en la Figura 20 (a, b y c), donde la barra blanca se tumba sobre el suelo [Hanson, 2016]. En el gráfico que representa la componente x del vector M (curva blanca) vemos un aumento en la intensidad y velocidad de las ondas, y la señal de RF (curva roja) presenta un aumento y disminución de la intensidad para después mantenerse constante de nuevo.

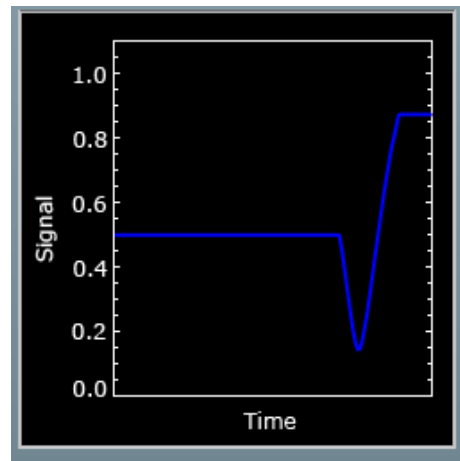
Y por último, en el gráfico que representa la intensidad de la señal (c) se produce una disminución acompañada de un aumento de la intensidad, manteniéndose constante tras dicho aumento.



(a)



(b)



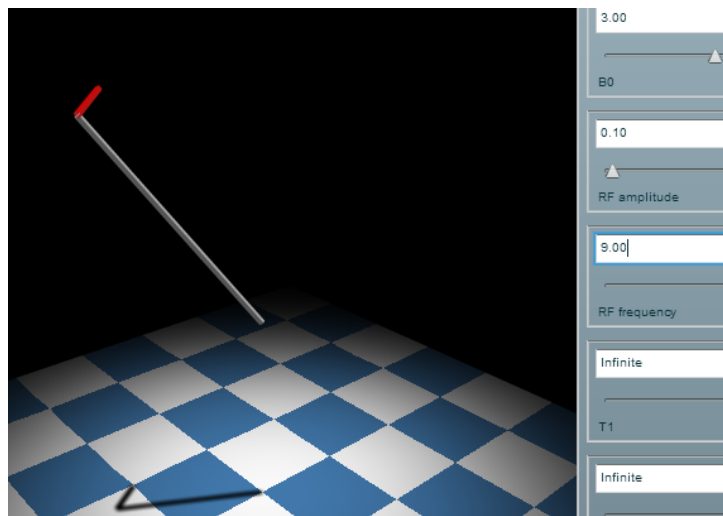
(c)

Figura 20. El vector M se tumba sobre el suelo, es decir, sobre el plano transversal (a). Al aplicar un pulso de 90 grados no selectivo, se produce un aumento de la intensidad en la componente x del vector M , es decir, la frecuencia de precesión oscila más rápido. En la señal de RF (curva roja) se produce un aumento y disminución de la intensidad, y luego se mantiene constante (b). La intensidad de la señal crece de forma rápida debido al pulso de 90 grados no selectivo (c) [Hanson, 2016].

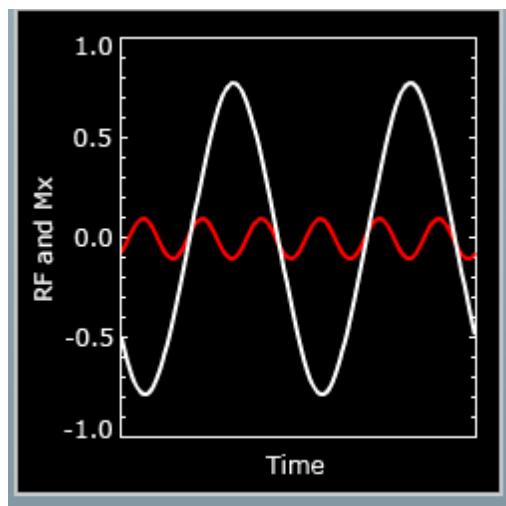
A continuación añadiremos un nuevo campo magnético B_1 oscilante transversal (campo de RF). En “The Bloch Simulator” esto se realiza mediante un cambio en la amplitud, que en este caso pasa de valer 0 a 0,1. Lo vemos en la Figura 21 (a) [Hanson, 2016].

Podemos observar también que este fenómeno no provoca mucho cambio, es decir, no tiene mucho efecto sobre la frecuencia de precesión de Larmor, y esto es debido a que las ondas de RF son aplicadas fuera de resonancia.

Dicho efecto lo vemos en el gráfico de la Figura 21 (b), donde se aprecia una curva roja, que representa la señal de RF (oscilando más rápido que la frecuencia de precesión de Larmor) [Hanson, 2016].



(a)



(b)

Figura 21. Al añadir un campo transversal B_1 , la barra roja, que es el par de dicho campo, ejerce un empuje sobre la magnetización. Este empuje es perpendicular a la magnetización (a). La curva roja, que representa la señal de RF oscila con más rapidez que la curva blanca, que representa la frecuencia de Larmor (b) [Hanson, 2016].

Esta herramienta de aprendizaje, como bien se ha comentado anteriormente, es capaz de mostrar la magnetización en distintos marcos de referencia. A continuación veremos cómo estos cambios de referencia influyen sobre la componente x del vector magnetización.

Al cambiar de una estructura de referencia estacionaria a un marco que gira a la frecuencia de Larmor, la componente x del vector M ondula de una forma más ligera, al igual que la señal de RF. Esto lo vemos en la Figura 22 (a) [Hanson, 2016]. Sin embargo, cuando volvemos a la estructura de referencia estacionaria, la componente x del vector M y la señal de RF ondulan de una forma menos ligera. Esto lo apreciamos en la Figura 22 (b) [Hanson, 2016].

El cambio de un marco de referencia a otro también influye sobre la magnetización. Al aplicar la condición de marco que giratorio, el suelo (plano transversal) gira muy rápidamente, y la barra blanca (vector M), es empujada constantemente de una manera incompatible de ida y vuelta. Podemos observar esto en la Figura 23 [Hanson, 2016].

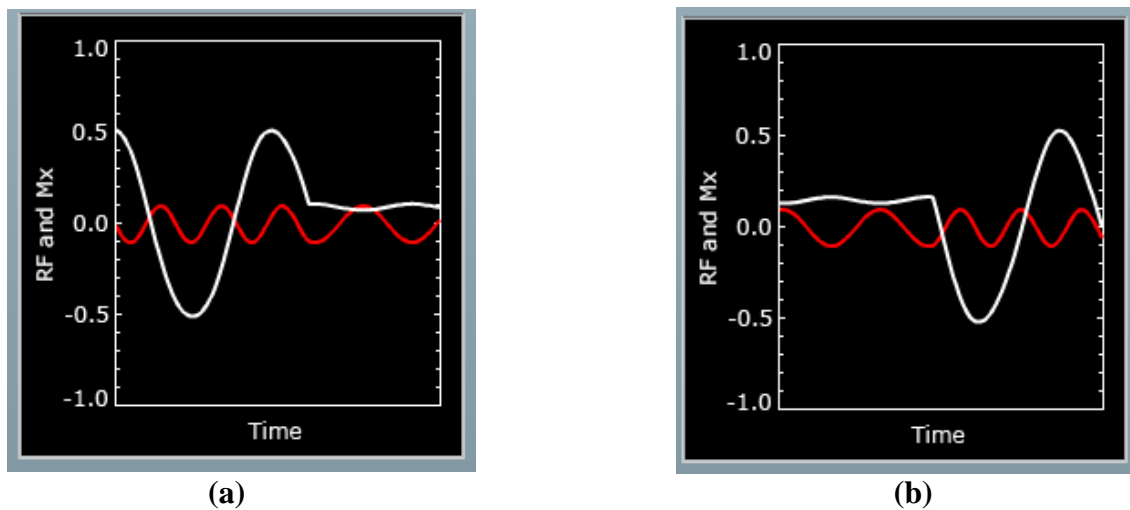


Figura 22. Marco de referencia rotatorio. La curva blanca, que representa la componente x del vector M , ondula ligeramente. La curva roja, que representa la señal de RF, presenta unas ondas menos destacadas (a). Estructura de referencia estacionaria. La curva blanca, que representa la componente x del vector M , ondula de una forma más destacada, al igual que la señal de RF (curva roja) (b) [Hanson, 2016].

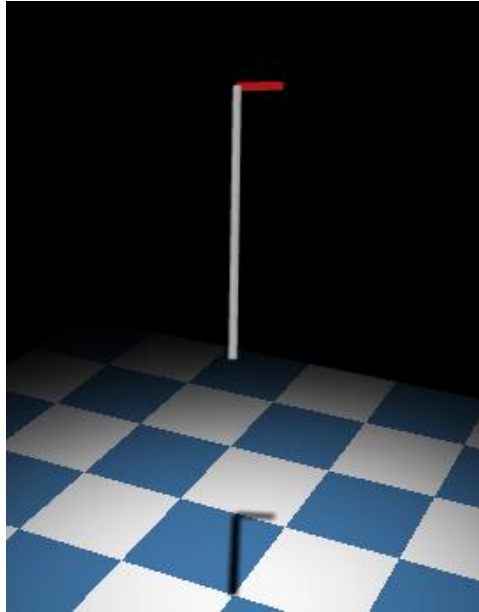


Figura 23. Marco de referencial rotatorio. La barra blanca, que representa el vector M , es empujada de una forma incompatible de ida y vuelta. El suelo, que simboliza el plano transversal, gira constantemente [Hanson, 2016].

Con la herramienta “The Bloch Simulator” es posible ajustar la frecuencia de Larmor a la resonancia, y esto es posible con el cambio a 0 en “RF frequency” y con el campo magnético B_0 también a 0. En la Figura 24 se aprecian estos cambios [5]. Al realizar dicho ajuste, la magnetización es empujada constantemente en una dirección, y esto lo vemos en la Figura 25 (a, b y c) [Hanson, 2016].

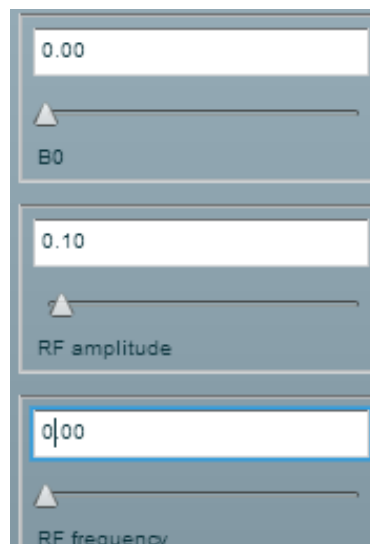
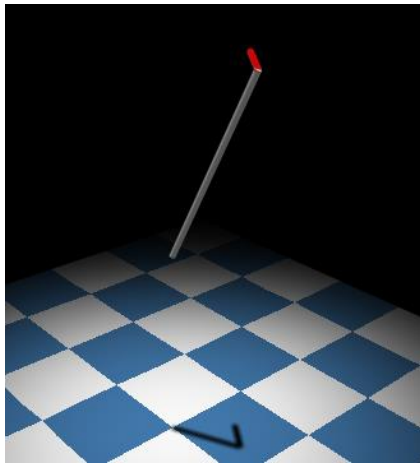
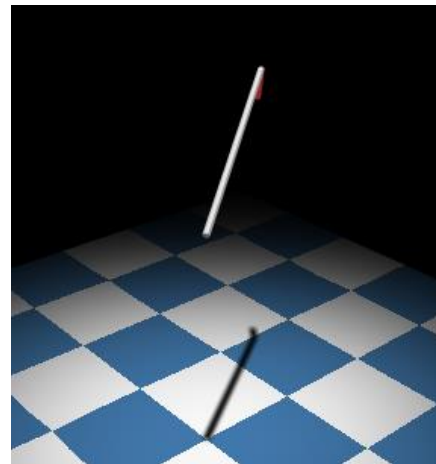


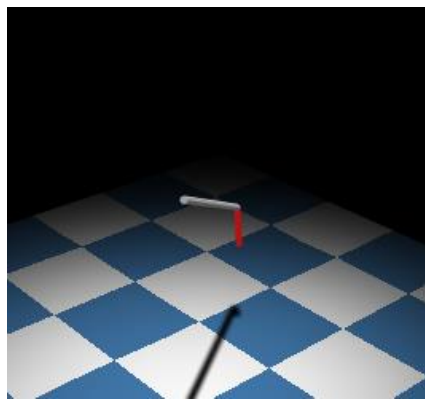
Figura 24. La frecuencia de Larmor es ajustada a la resonancia. El campo B_0 y la “RF frequency” se igualan a 0 [Hanson, 2016].



(a)



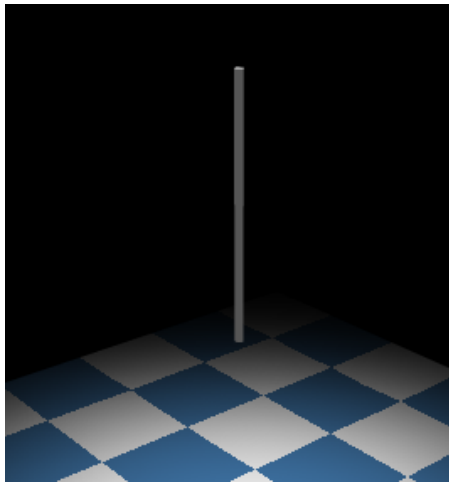
(b)



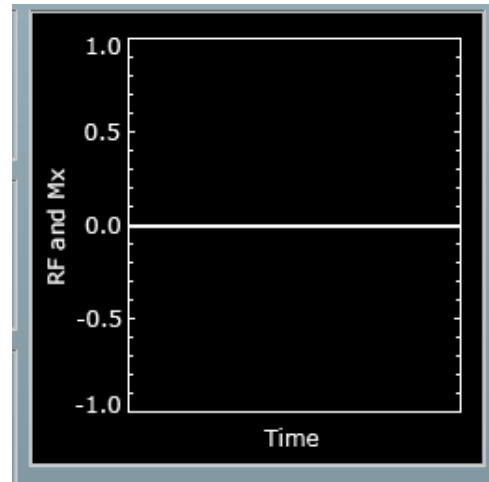
(c)

Figura 25. La barra blanca, que representa el vector M , es empujada de una forma constante en la misma dirección (a, b, c) [Hanson, 2016].

Antes de aplicar un pulso de RF, en la mayor parte de los casos se empieza con la magnetización en equilibrio, es decir, perpendicular al plano transversal, o lo que es lo mismo en el programa, la barra blanca perpendicular al suelo. Podemos ver esto en la Figura 26 (a). Por otro lado, en la Figura 26 (b) apreciamos la componente x del vector M , la cual en el equilibrio se mantiene constante en 0 [Hanson, 2016].



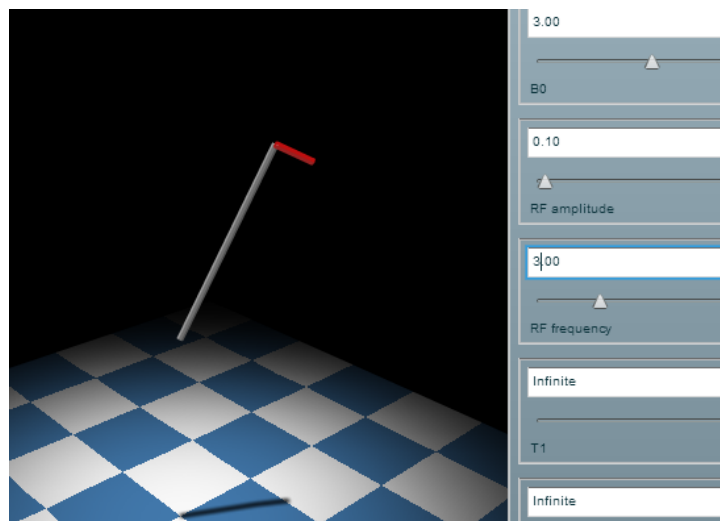
(a)



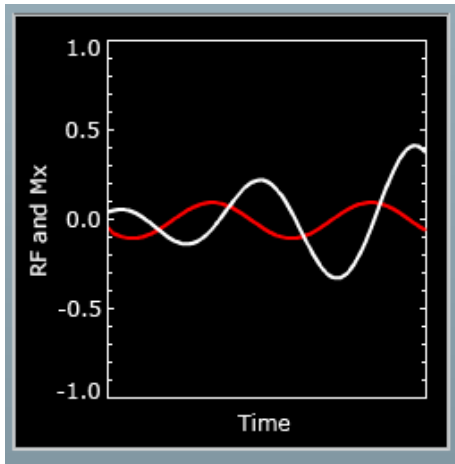
(b)

Figura 26. La barra blanca, que representa la magnetización, se encuentra perpendicular al suelo, el cual representa el plano transversal (a). La componente x del vector M se mantiene constante en 0, ya que éste se encuentra en el equilibrio (b) [Hanson, 2016].

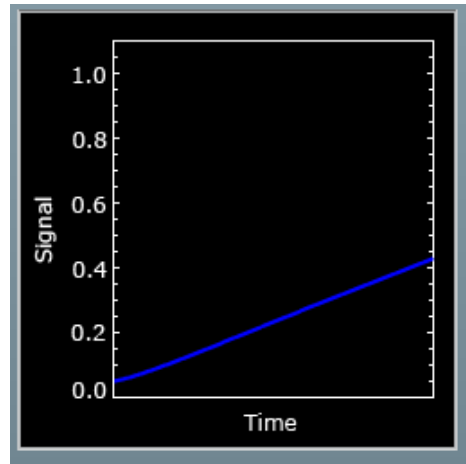
En “The Bloch Simulator” es posible aplicar un pulso de RF, en el cual las ondas de RF se aplican dentro de la resonancia, es decir, se ajusta la frecuencia de Larmor a la resonancia. Para hacer posible esto, el campo magnético B_0 y la “RF frequency” deben presentar el mismo valor. En este caso, como bien se aprecia en la Figura 27 (a), es cuando la magnetización empieza a dar vueltas alrededor del eje longitudinal dirigiéndose hacia el plano transversal [Hanson, 2016]. Al mismo tiempo, la componente x del vector M , M_x aumenta su intensidad en las ondas, mientras que la señal de RF se mantiene constante. Esto lo vemos en la Figura 27 (b) [Hanson, 2016]. Por último, en la Figura 27 (c) se puede observar un aumento en la señal proveniente de la intensidad del movimiento de precesión [Hanson, 2016].



(a)



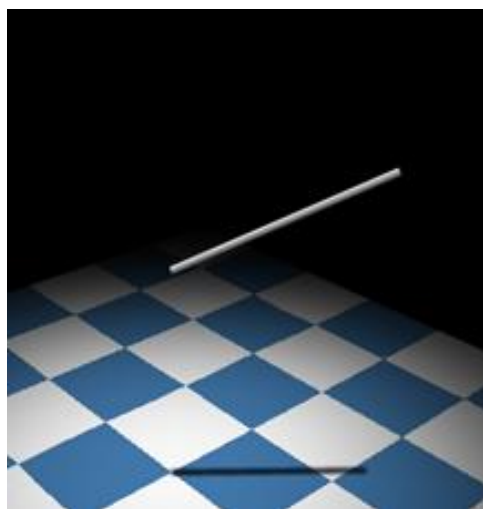
(b)



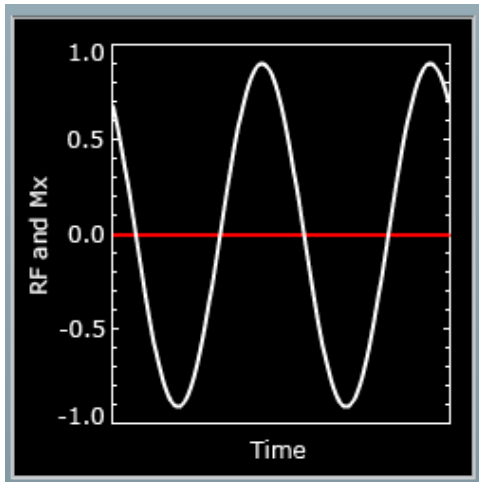
(c)

Figura 27. El vector de magnetización (barra blanca) gira en torno al eje z mientras se dirige hacia el plano transversal (a). La curva roja, representa la señal de RF, la cual ondula de una forma constante, sin embargo, la curva blanca (componente x del vector M , M_x), aumenta su intensidad en las ondas (b). La señal proveniente de la intensidad del movimiento de precesión aumenta de una manera notable (c) [Hanson, 2016].

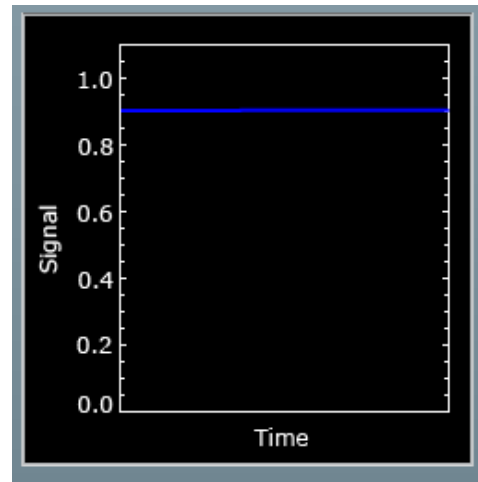
Una vez alcanzada la señal que deseamos, podemos desactivar el transmisor de RF. Al darle a esta opción, como se puede observar en la Figura 28 (a), el programa muestra el vector M dando vueltas sobre el eje longitudinal sin dirigirse hacia el equilibrio. En la Figura 28 (b) se puede contemplar cómo la señal de RF es constante en 0, y la señal proveniente del vector M_x presenta una ondulación constante de alta intensidad, ya que el vector M continua girando alrededor del eje z [Hanson, 2016]. Finalmente, en la Figura 28 (c) observamos la señal que deseamos [Hanson, 2016].



(a)



(b)



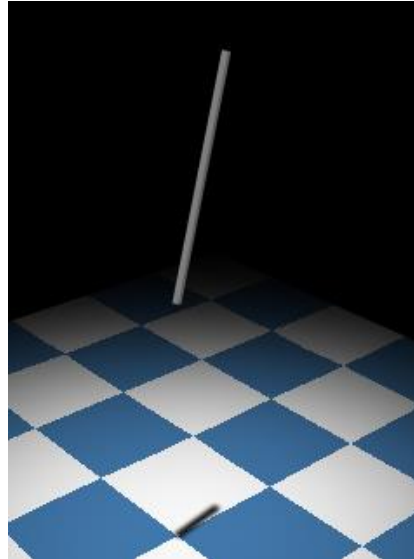
(c)

Figura 28. La barra blanca (vector M) gira en torno al eje longitudinal sin dirigirse ni hacia el equilibrio ni hacia el plano x - y (a). La curva blanca (señal que proviene de M_x), presenta unas ondas de igual intensidad, mientras que la línea roja (señal de RF) permanece constante en 0 (b). Señal deseada resultante de la intensidad del movimiento de precesión (c) [Hanson, 2016].

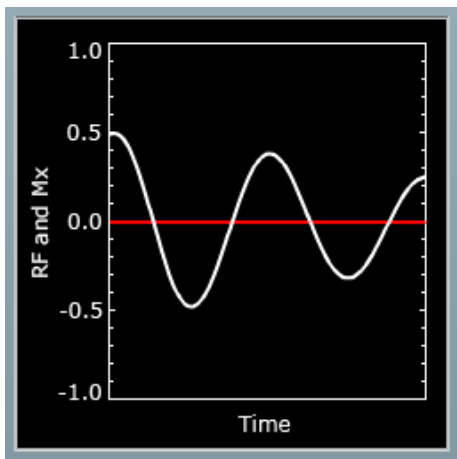
4.6 Relajación

En el proceso de la relajación, el vector M , es decir, la barra blanca, debe volver por inercia vuelve a su sitio, al equilibrio, y tarda un cierto tiempo. En RM, esto lo interpretaremos como que el vector de magnetización vuelve a su sitio en dos escalas de tiempo diferentes: T_1 y T_2 , siendo el primero la relajación en el eje longitudinal y el segundo la relajación en el plano transversal.

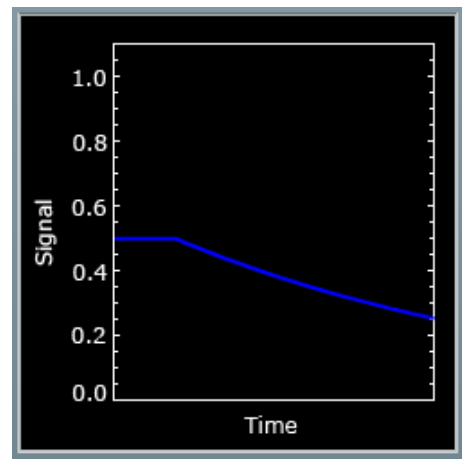
Por tanto, en este programa va a ser posible observar la facilidad en la liberación energética, T_1 (interacción espín-medio) y el sincronismo de la relajación de los núcleos, T_2 (tiempo de relajación espín-espín). Al poner T_2 a 5 segundos en el programa, observamos en la Figura 29 (a) cómo la magnetización transversal decae en distancia, es decir, la sombra proyectada en el suelo cada vez se hace más pequeña [Hanson, 2016]. Este procedimiento lo vemos reflejado en la señal, que cae exponencialmente como bien se aprecia en la Figura 29 (c) [Hanson, 2016]. La señal resultante del vector M_x empieza a ondular más lentamente hasta llegar a 0. Lo vemos en la Figura 29 (b) [Hanson, 2016].



(a)



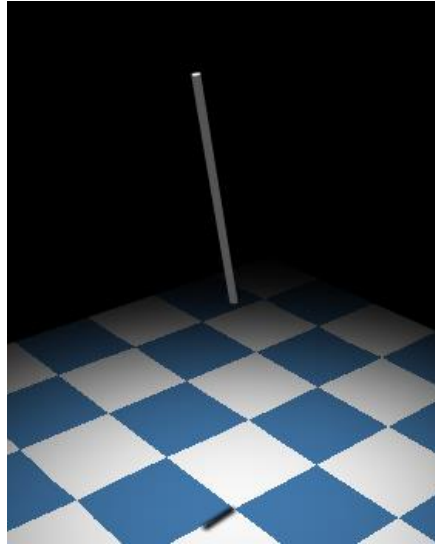
(b)



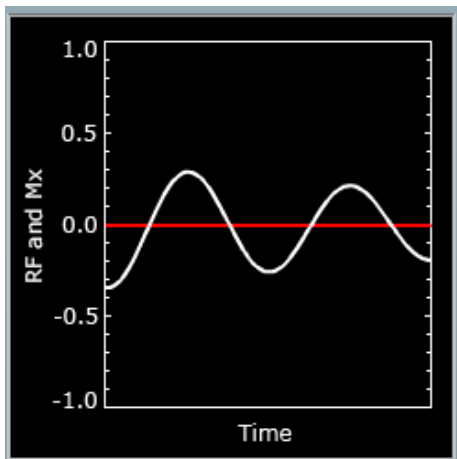
(c)

Figura 29. La barra blanca, que representa la magnetización, vuelve poco a poco a su estado de equilibrio, y lo hace dando vueltas sobre el eje longitudinal. La sombra que se observa en el suelo es la proyección del vector M sobre el plano transversal, y dicha sombra se hace cada vez más pequeño (a). La curva blanca, señal que proviene del vector M_x , disminuye su intensidad y deja de ondular lentamente hasta llegar a 0 y mantenerse nula (b). La señal que resulta del movimiento de precesión disminuye constantemente hasta ser nula (c) [Hanson, 2016].

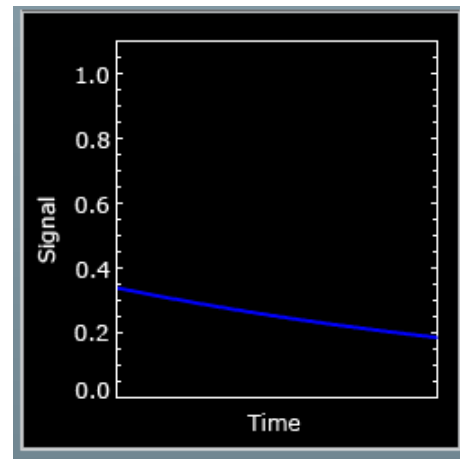
De la misma forma que con T2, si ponemos T1 a 7 segundos por ejemplo, se aprecia en la Figura 30 (a) cómo la magnetización longitudinal se recupera en esta escala de tiempo. En este caso se aprecia la facilidad en la liberación energética [Hanson, 2016]. Por otra parte, en la Figura 30 (b), vemos que la señal que resulta del vector M_x va disminuyendo hasta ser nula. Finalmente, la señal proveniente del movimiento de precesión disminuye notablemente [Hanson, 2016]. Lo apreciamos en la Figura 30 (c) [Hanson, 2016].



(a)



(b)

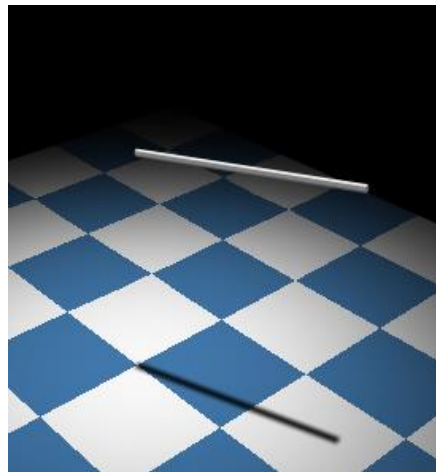


(c)

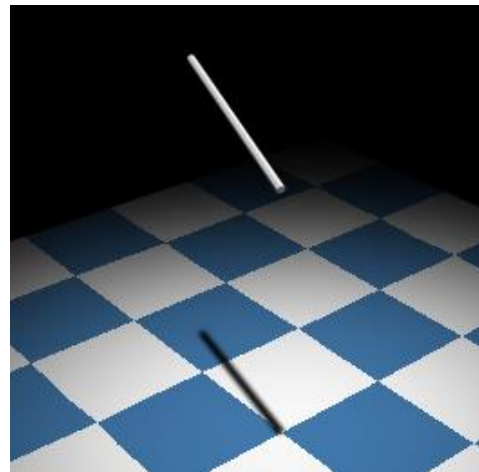
Figura 30. La barra blanca, que simboliza el vector M , vuelve a su posición de equilibrio girando en torno al eje z . La magnetización longitudinal se recupera (a). La señal que proviene del vector M_x disminuye notablemente hasta llegar a 0 (b). La señal que resulta del movimiento de precesión también disminuye hasta llegar a ser nula (c) [Hanson, 2016].

En el programa es posible ver cómo los dos procesos T1 y T2 ocurren simultáneamente, y esto se realiza mediante un pulso de por ejemplo, 90 grados. En la Figura 31 (a) podemos observar cómo el vector M se tumba en el plano transversal después de aplicar el pulso de 90 grados [Hanson, 2016]. Tras este pulso, la magnetización vuelve a su posición de equilibrio dando vueltas sobre el eje z , y por tanto, la magnetización longitudinal se va recuperando. Esto se puede apreciar en la Figura 31 (b) [Hanson, 2016].

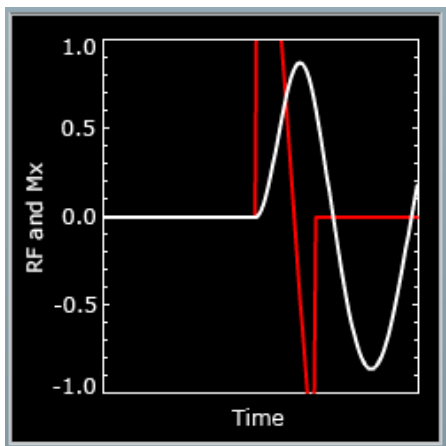
En la Figura 31 (c), se ve cómo la magnetización transversal se recupera, donde la señal que resulta del vector M_x empieza a disminuir tras el aumento en intensidad [Hanson, 2016]. También se puede observar cómo la señal de RF decae en intensidad cuando la magnetización empieza a recuperar su posición inicial. Por último, en la Figura 31 (d) se puede apreciar la disminución de la señal resultante del movimiento de precesión, debido a la recuperación del equilibrio.



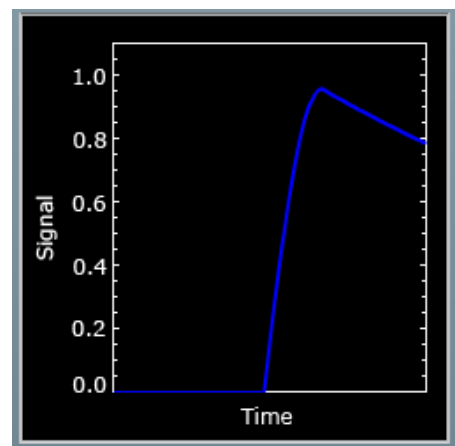
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 31. Tras aplicar el pulso de 90 grados, el vector M (barra blanca) es tumbado en el plano x - y (a). Después de ser tumbado, empieza a girar en torno al eje z con la intención de volver a su posición de equilibrio inicial y recuperar así la magnetización longitudinal (b). La curva blanca, que es la señal que proviene del vector M_x , aumenta su intensidad notablemente justo al aplicar el pulso de RF y después empieza a disminuir recuperándose así la magnetización transversal. Por otro lado, la señal de RF también aumenta en intensidad justo después del pulso de 90 grados aplicado, y luego vuelve inmediatamente a 0 (c). La señal que proviene del movimiento de precesión aumenta considerablemente tras el pulso, y al ir recuperando el equilibrio el vector M , dicha señal disminuye (d) [Hanson, 2016].

Para terminar la relajación, podemos introducir una mezcla de diferentes tipos de tejidos, y esto se hace con la elección en la condición inicial de la "Materia Mixta". Con esta condición, se pretende hacer visibles, tras una excitación, los tipos de tejidos que están presentes.

En la Figura 32 observamos el vector M en su posición inicial de equilibrio después de haber puesto la opción de "Materia Mixta" en la herramienta de estudio [Hanson, 2016].

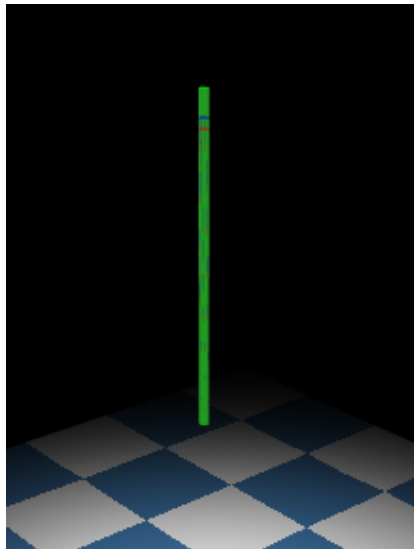
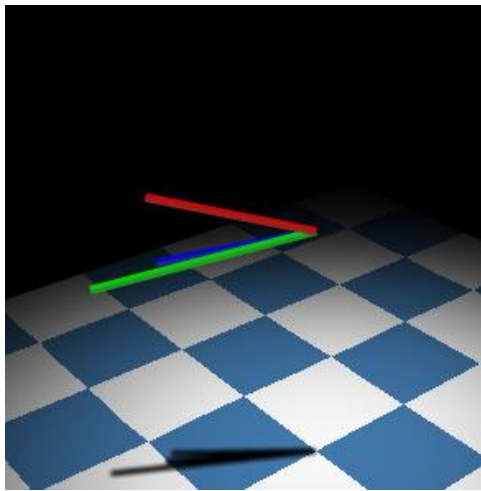
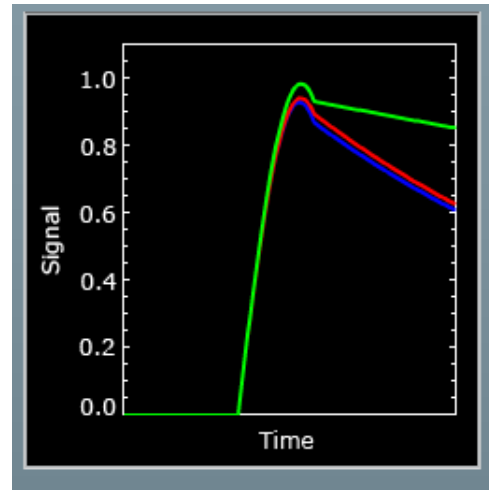


Figura 32. El vector de magnetización es representado mediante una barra verde, y se encuentra en la posición de equilibrio tras aplicar la condición de "Materia Mixta" en el programa [Hanson, 2016].

En "The Bloch Simulator" se puede obtener una recuperación de la magnetización en diferentes escalas de tiempo como bien se aprecia en la Figura 33 (a), gracias a la opción "Materia Mixta" anteriormente nombrada [Hanson, 2016]. La recuperación de la magnetización también se refleja en las curvas de la señal de la Figura 33 (b) [Hanson, 2016].



(a)



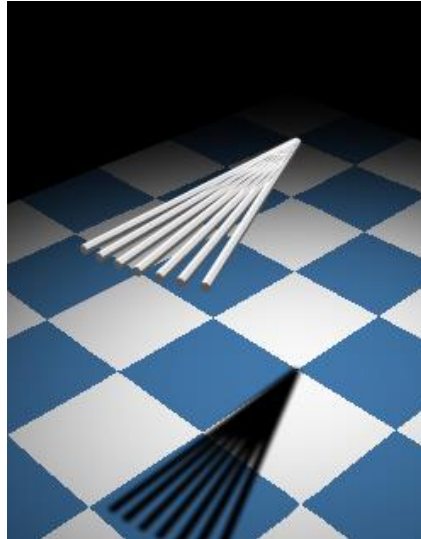
(b)

Figura 33. Las tres barras representan la recuperación del vector M en diferentes escalas de tiempo (a). Tras añadir un pulso de RF, se obtiene una señal que acaba dividiéndose en tres. Cada una de estas señales corresponde a la recuperación al equilibrio de la magnetización en distintas escalas de tiempo (b) [Hanson, 2016].

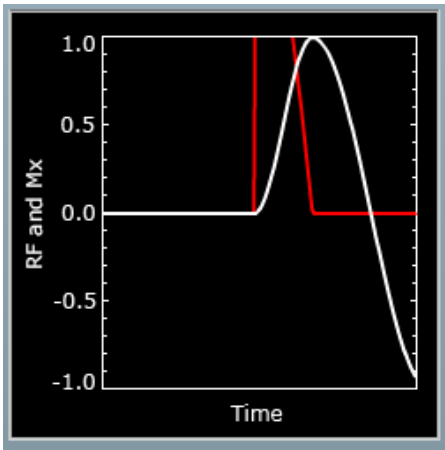
4.7 Desfase y reorientación

En el programa también se pueden observar otros aspectos importantes de la RM, como el desfase y la reorientación después de un pulso de RF. El eco de espín puede ser representado mediante este programa eligiendo primero como condición inicial “falta de homogeneidad débil” y situándonos ante un bastidor fijo de referencia. Después de ejercer una excitación no selectiva de 90 grados, se produce un desfase desde la posición de partida (en fase) hasta llegar a la orientación al azar, que es cuando la magnetización se encuentra en equilibrio.

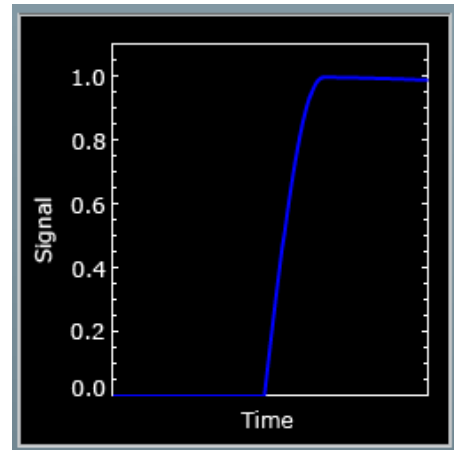
En la Figura 34 (a) se aprecia un ligero desfase tras la excitación aplicada [Hanson, 2016]. Por otro lado, en la Figura 34 (b) se observa que la señal que resulta del vector M_x , ondula con una elevada intensidad, y la señal de RF deja de ser constante por un momento debido al pulso [Hanson, 2016]. Finalmente, la señal resultante del movimiento de precesión aumenta notablemente, y esto lo apreciamos en la Figura 34 (c) [Hanson, 2016].



(a)



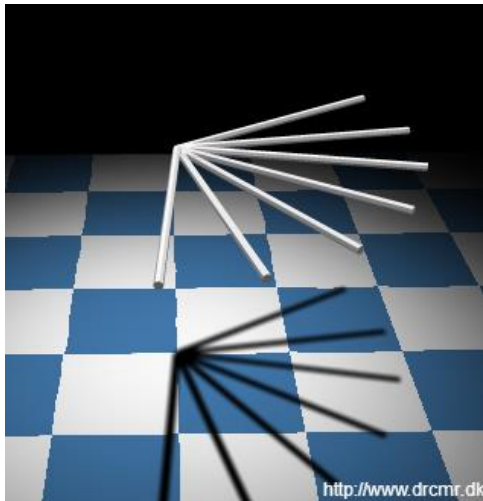
(b)



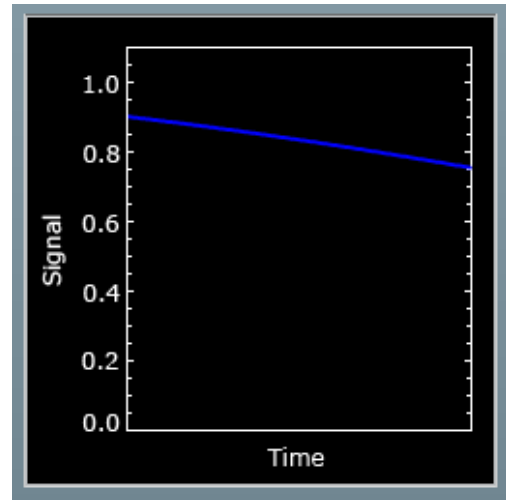
(c)

Figura 34. Las barras blancas representan el inicio del desfase tras la excitación no selectiva de 90 grados (a). La señal que proviene de la componente x de la magnetización empieza a ondular y deja de ser constante en 0 tras la excitación aplicada. La señal de RF deja de ser constante en 0 por un momento pero luego vuelve a serlo (b). La señal que proviene del movimiento de precesión aumenta de manera notable después de aplicar la excitación no selectiva de 90 grados (c) [Hanson, 2016].

Una vez aplicado el pulso de RF, la magnetización se encuentra en fase como bien hemos dicho anteriormente. El vector de magnetización vuelve a su posición de partida que es el equilibrio, y en el transcurso de ese tiempo es cuando se produce el desfase, el cual se puede observar mejor en la Figura 35 (a) [Hanson, 2016]. La señal resultante del movimiento de precesión empieza a disminuir a medida que la magnetización vuelve a la orientación al azar. Dicha señal se aprecia en la Figura 35 (b) [Hanson, 2016].



(a)



(b)

Figura 35. Las barras blancas representan el desfase producido debido a la recuperación de la magnetización a la orientación al azar (a). La línea azul representa la señal que proviene del movimiento de precesión, que en esta ocasión empieza a disminuir a la vez que se produce el desfase (b) [Hanson, 2016].

El programa muestra algo distinto al aplicar un pulso de 180 grados, en el cual la distribución de fase se invierte, o lo que es lo mismo, los espines se invierten. A esta excitación se le llama pulso inversor. En la Figura 36 se aprecia qué ocurre cuando en la herramienta de estudio se aplica la excitación de 180 grados [Hanson, 2016].

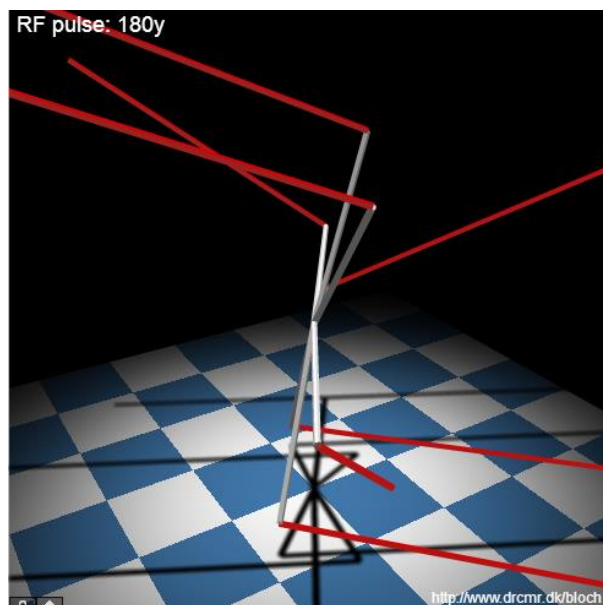


Figura 36. Las barras blancas representan los espines, los cuales se invierten debido a la excitación de 180 grados aplicada. Las barras rojas son el par del campo, y ejercen el empuje para invertir dichos espines [Hanson, 2016].

La formación del eco se produce con la aplicación de un pulso de 90 grados en primer lugar. Tras éste, se excita de nuevo la muestra pero con un pulso inversor, es decir, de 180 grados, y dicho pulso se aplica en el desfase antes de que la magnetización haya llegado a la orientación al azar. El eco se ha formado en “The Bloch Simulator” a partir de las Figuras 34 (a), 35 (a), y 37 (a), (b) y (c) [Hanson, 2016]. En las Figura 37 (a) y (b) se ve cómo los espines, después del pulso inversor, empiezan a estar en fase. Cuando se llega a la fase es cuando los espines se invierten, es decir, los que estaban a un lado pasan al otro y viceversa, y a partir de ahí empieza de nuevo el desfase. Este desfase se aprecia en la Figura 37 (c), y por último, la señal que aparece en la Figura 37 (d) es la que representa la disminución de la señal debido a dicho desfase [Hanson, 2016].

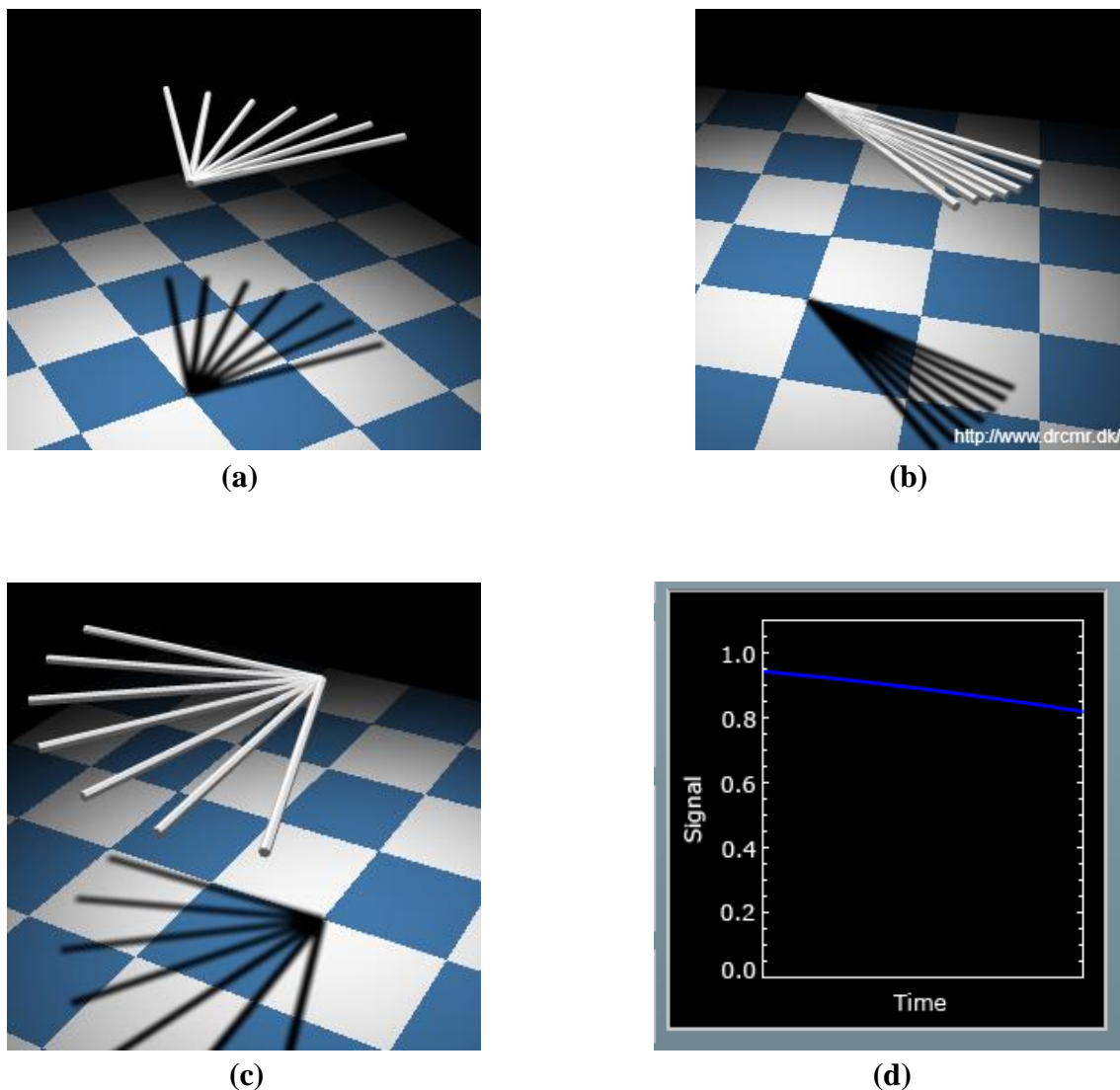
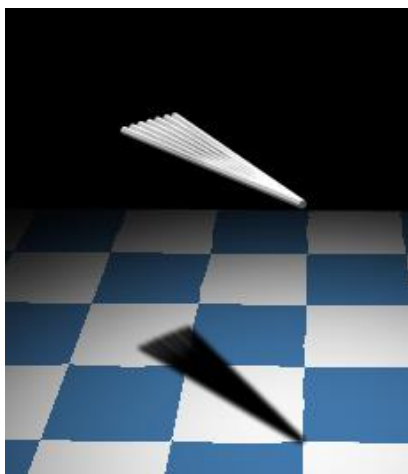


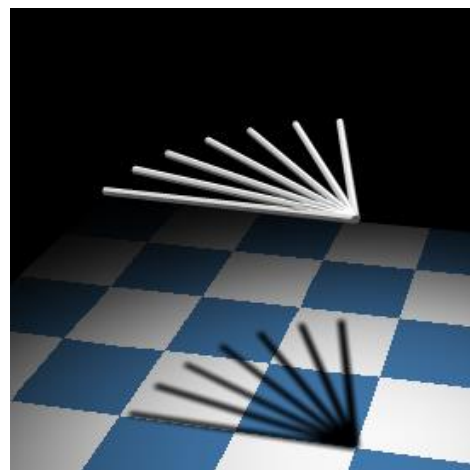
Figura 37. Las barras blancas simbolizan los espines justo después del pulso inversor de 180 grados (a). Los espines se van juntando con el propósito de llegar a estar en fase, aumentando de esta forma la señal (b). Los espines (barras blancas) se invierten y vuelven a entrar en desfase por inercia (c), y esto se ve reflejado en la señal, que decae de nuevo (d) [Hanson, 2016].

Con “The Bloch Simulator” es posible también obtener el eco de espín desde un marco de referencia rotatorio, en el cual se ve de una mejor forma la fase y el desfase de los espines. De igual forma que antes, primero se elige la opción "falta de homogeneidad débil" como condición inicial, y luego se aplica la excitación de 90 grados, donde los espines pasarán a estar en fase tal y como se observa en la Figura 38 (a) [5].

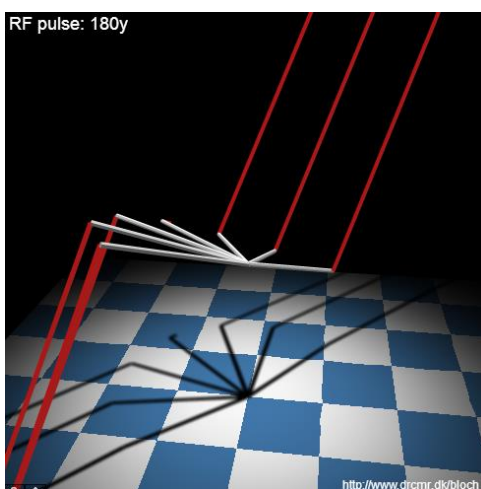
Una vez se ha fijado dicho pulso, los espines empiezan a entrar en desfase, dirigiéndose hacia la orientación al azar de los espines. Esto se puede ver en la Figura 37 (b) [Hanson, 2016]. A continuación en la Figura 38 (c) se aprecia la excitación de la muestra mediante un pulso inversor, el cual provocará que los espines vuelvan a entrar en fase, tal y como se observa en las Figuras 38 (d) y (e) [Hanson, 2016]. Las barras blancas, que simbolizan los espines, se invierten debido al pulso de 180 grados, y esto lo vemos en la Figura 38 (f) [Hanson, 2016]. Por último, en la Figura 38 (g), se aprecia que tras la inversión de los espines. Éstos vuelven a entrar en desfase, que es donde la señal decae de nuevo, la cual se observa en la Figura 38 (h) [Hanson, 2016].



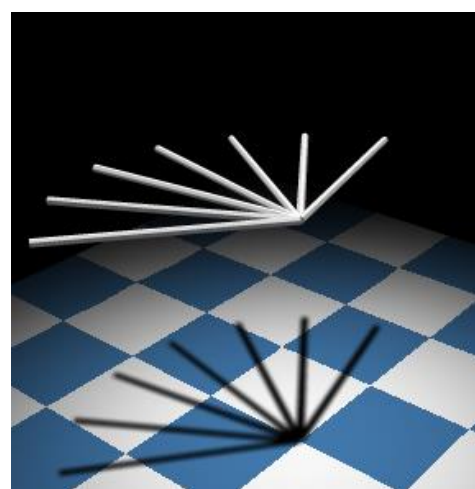
(a)



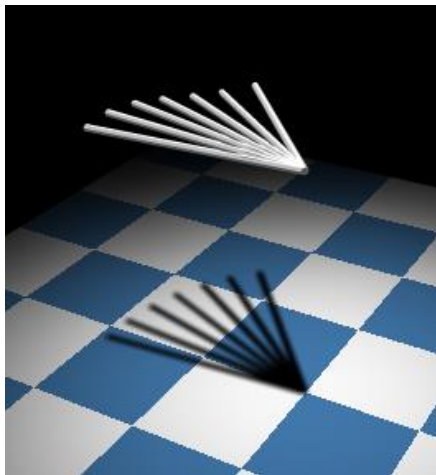
(b)



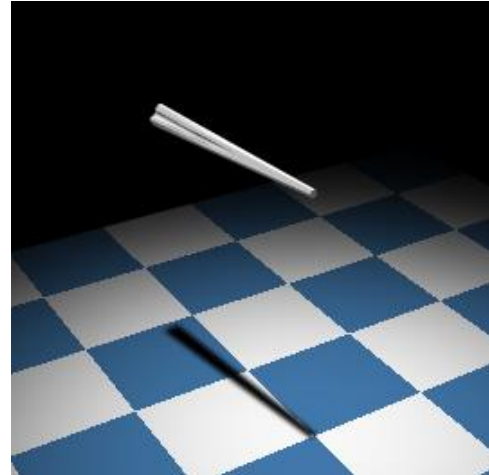
(c)



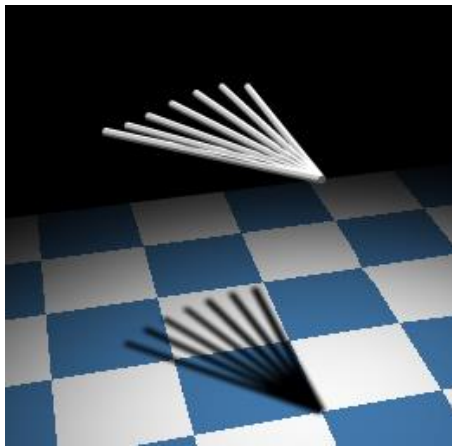
(d)



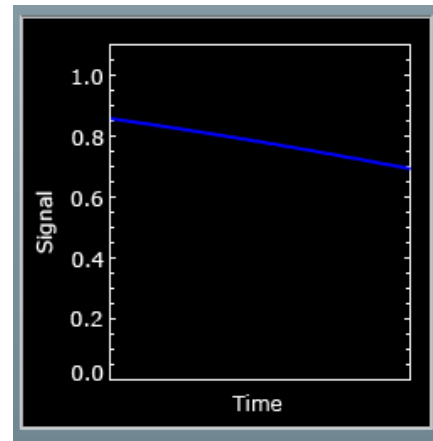
(e)



(f)



(g)



(h)

Figura 38. Las barras blancas representan los espines en fase, ya que se le ha aplicado al programa la opción de un pulso de 90 grados no selectivo (a). Los espines entran en desfase, disminuyendo de esta forma la señal (b). Se aplica un pulso inversor de 180 grados (c). Tras esta excitación, los espines entran en fase (d) y (e). Una vez alcanzada la fase, dichos espines se invierten, pasando de un lado a otro y viceversa (f). Los espines entran de nuevo en desfase (g), haciendo que la señal decaiga de nuevo (h) [Hanson, 2016].

4.8 Espacio- k

La metodología del espacio- k también puede ser explorada en 1 dimensión. Para esto, necesitamos gradientes y una distribución espacial de los núcleos. En el programa primero se selecciona como condición inicial "Gradiente" y se aumenta la imagen para una mejor visibilidad mediante el zoom que nos proporciona "The Bloch Simulator". En la Figura 39 se puede ver una fila de núcleos en un gradiente de campo [Hanson, 2016].

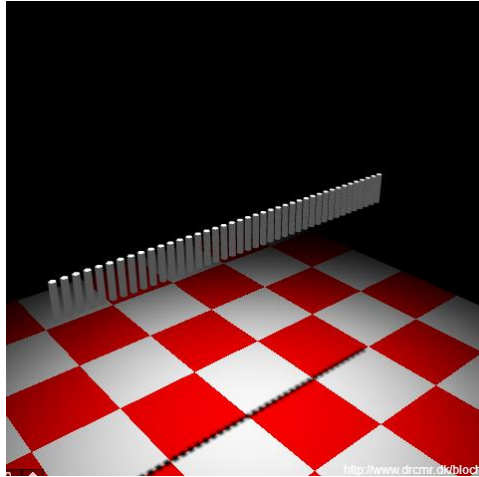


Figura 39. Las barras blancas situadas de forma perpendicular al suelo representan los núcleos dentro de un gradiente de campo [Hanson, 2016].

El campo aumenta linealmente de izquierda a derecha por lo que los núcleos experimentan diferentes campos. En primer lugar, se realiza una excitación. Tras el pulso se ve que los núcleos a la izquierda precesan más lentamente que los núcleos a la derecha, y esto es porque los de la derecha experimentan un campo magnético mayor debido al gradiente. Lo vemos en la Figura 40 [Hanson, 2016].



Figura 40. Los núcleos presentes en la izquierda tienen una velocidad de precesión más lenta que los de la derecha debido al campo magnético mayor en la izquierda [Hanson, 2016].

Por otra parte, en un marco de referencia que gira a la frecuencia media de Larmor, los núcleos precesan lentamente tanto en sentido horario como en sentido antihorario. A continuación se repite el experimento en el marco de referencia en rotación para centraremos en la fila de fase que se acumula después de la excitación, y la señal que se pierde debido al desfase.

Empezamos en el programa en el equilibrio, hacemos una excitación, y por último, cambiamos el ángulo de visión para ver la escena desde arriba. Lo vemos en la Figura 41 (a) [Hanson, 2016]. Tras la excitación la señal aumenta, lo cual se aprecia en la Figura 41 (b) [Hanson, 2016]. En la Figura 41 (c) se ve cómo una fase en eventos es acumulada, y debido a esto se pierde la señal a medida que nos alejamos del centro del espacio- k , como bien se observa en la Figura 41 (d) [Hanson, 2016].

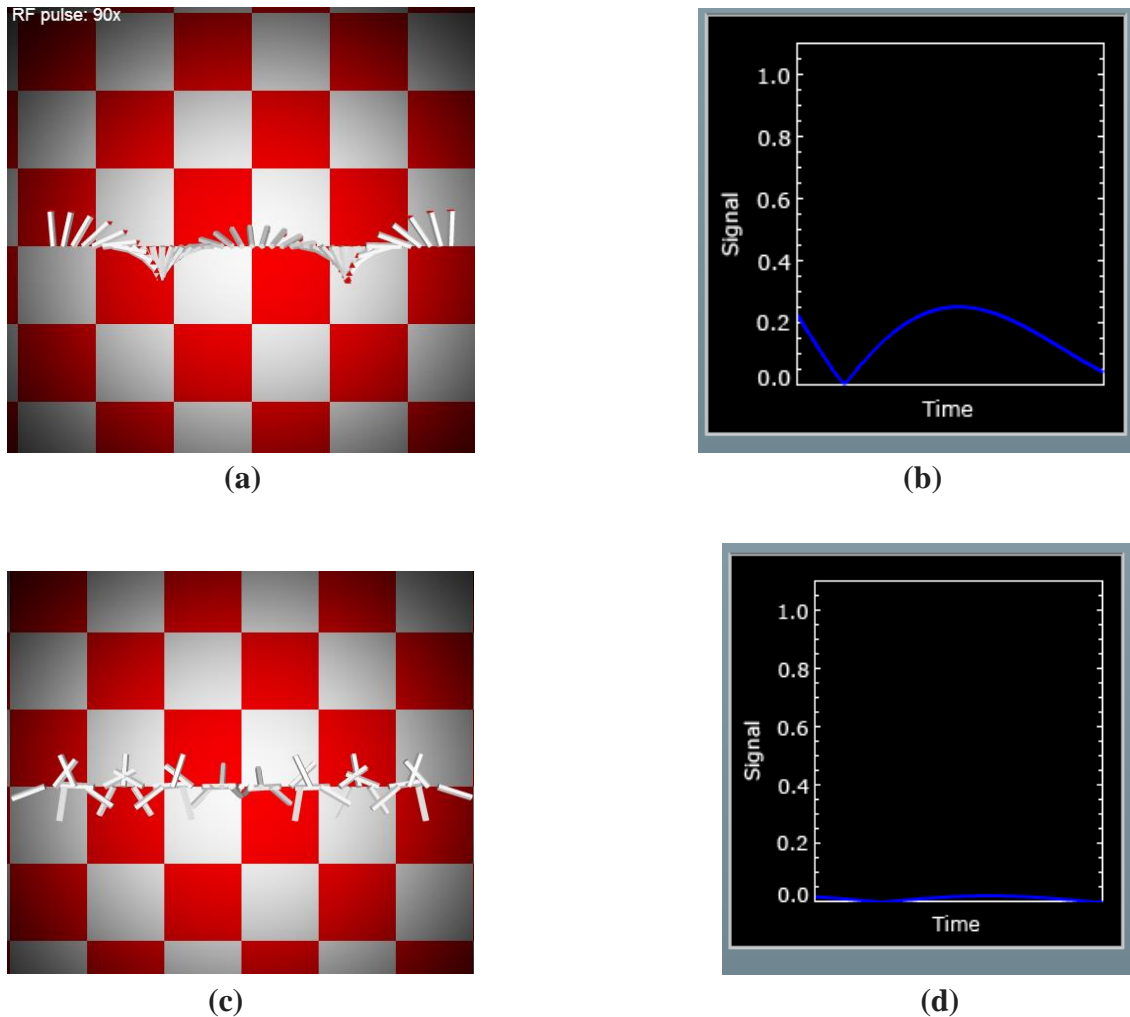
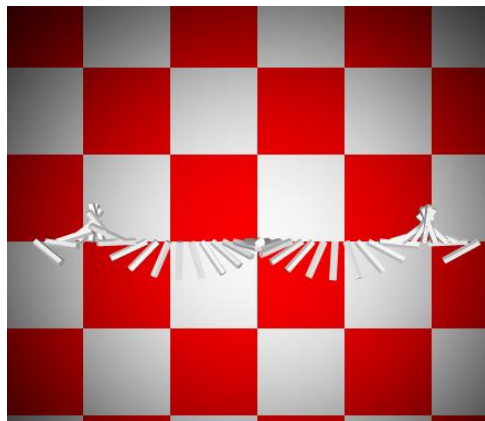
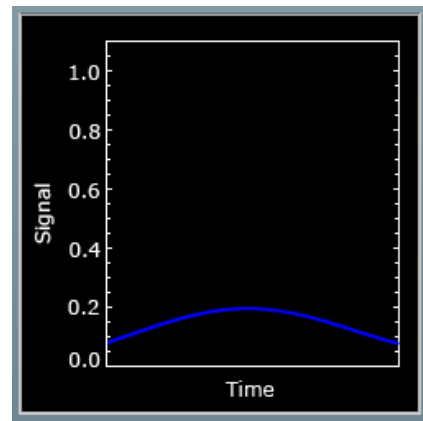


Figura 41. Los núcleos quedan dispuestos de esta forma tras un pulso de RF de 90 grados, y se cambia el ángulo de visión para ver la escena desde arriba (a). Tras la excitación la señal aumenta (b). Una vez ha transcurrido un cierto tiempo, queda como una especie de fase acumulada (c), y debido a esto la señal decae (d) [Hanson, 2016].

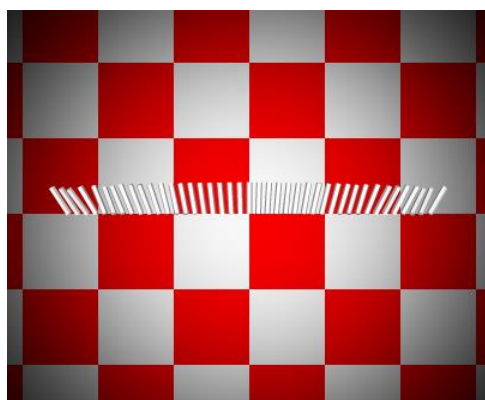
Mediante la herramienta de estudio es posible utilizar un pulso de reenfoque de 180 grados como el que vemos en la Figura 42 (a), para saltar al otro lado del espacio- k [Hanson, 2016]. En consecuencia, la señal aumenta por un momento pero luego vuelve a disminuir. Lo vemos en la Figura 42 (b) [Hanson, 2016]. Tras un cierto tiempo la señal se recuperará gradualmente a medida que nos acercamos de nuevo al centro del espacio- k , tal y como se aprecia en la Figura 42 (c), y será máxima cuando se forma el eco de gradiente. Dicha señal máxima se puede ver en la Figura 42 (d) [Hanson, 2016].



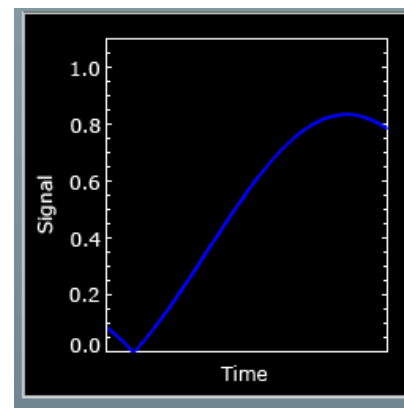
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 42. Tras un pulso de 180 grados, los núcleos, representados por las barras blancas, se disponen de esta forma (a). La señal aumenta tras la excitación y a continuación vuelve a decaer (b). Una vez transcurrido un cierto tiempo, nos acercamos de nuevo al espacio- k (c), aumentando de nuevo la señal, de manera que ésta sea máxima (d) [5].

Mediante el programa se puede realizar un espacio- k dimensional de un objeto estructurado. Para enfatizar la naturaleza de la imagen del espacio- k , podemos seleccionar una distribución espacial de los núcleos, siendo ésta periódica. Esto lo observamos en la Figura 43 [Hanson, 2016].

En contraste con la distribución uniforme de giro vista antes, ésta es periódica con las regiones de alta densidad que forman las barras blancas y las de baja intensidad de protones que ocupan las regiones intercaladas. Se espera una variación periódica de la densidad de espín que se localiza en el espacio- k .

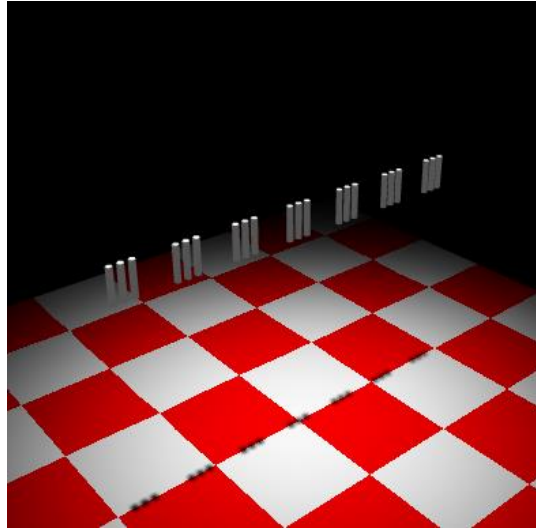
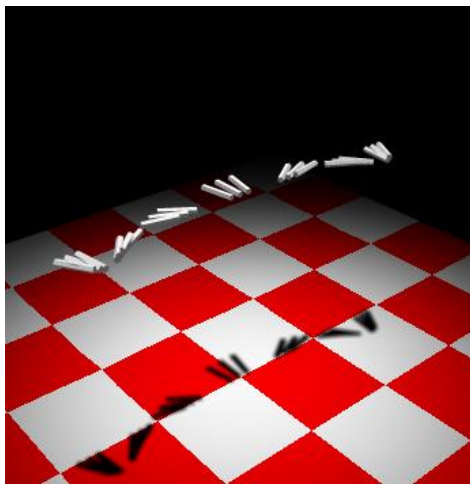
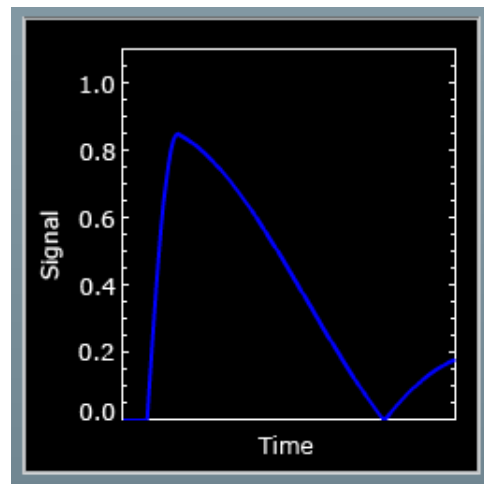


Figura 43. Las barras blancas representan los núcleos de alta densidad de protones, mientras que los espacios entre ellas representan las regiones de baja densidad de protones [Hanson, 2016].

En la Figura 44 (a) se puede observar cómo se repite el experimento para demostrar que, la señal se pierde a medida que nos alejamos del centro del espacio- k , como bien aparece en la Figura 44 (b) [Hanson, 2016]. Una vez más, comenzamos en equilibrio y luego se realiza una excitación.



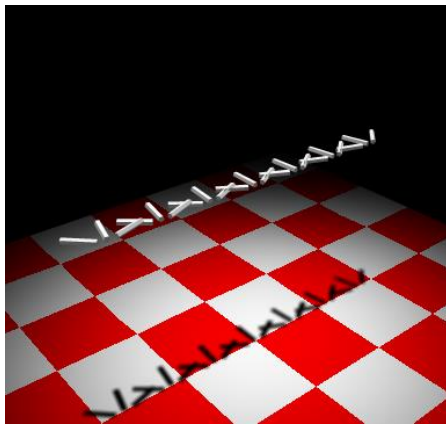
(a)



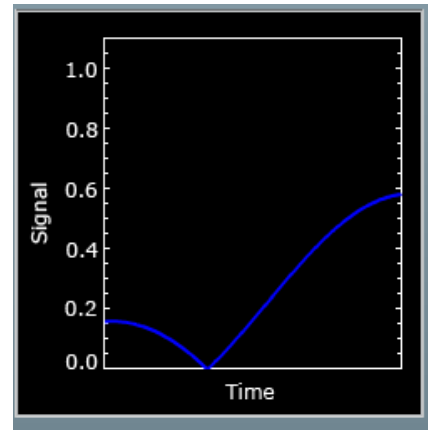
(b)

Figura 44. Se realiza una excitación estando en el equilibrio (a). La señal obtenida se pierde a medida que nos alejamos del centro del espacio- k (b) [Hanson, 2016].

En este caso, la señal será parcialmente reformada después de un tiempo, cuando la longitud de onda de la fase de eventos coincida con la estructura periódica del objeto. En la Figura 45 (a) se ve que los núcleos de un alto grado apuntan en la misma dirección, y que, por tanto, nos dan una señal significativa, como la de la Figura 45 (b) [Hanson, 2016].



(a)



(b)

Figura 45. Las barras blancas representan los núcleos, de los cuales algunos presentan un mayor grado y apuntan en la misma dirección (a). Debido a esto se obtiene una señal que aumenta parcialmente (b) [Hanson, 2016].

Si no hubiera "agujeros" en el objeto, no habría cancelación de la señal. Si ahora ejecutamos un pulso de 180 grados, como en el de la Figura 46, nos movemos hacia el lado opuesto del espacio- k , y seremos capaces de ver mediante el programa toda la distribución de la señal en el espacio- k [Hanson, 2016].

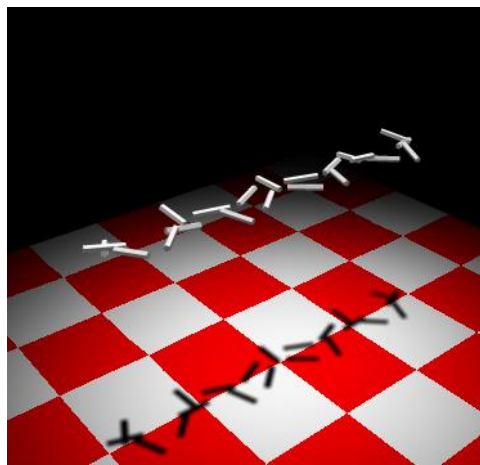
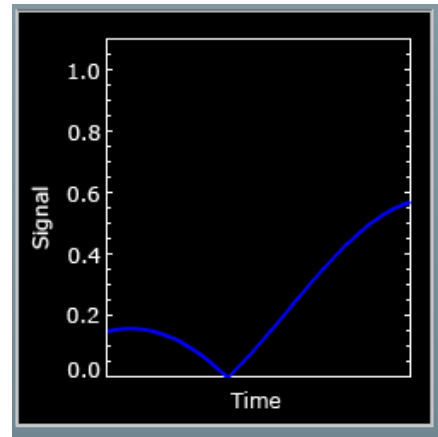


Figura 46. Los núcleos de disponen de tal forma que nos movamos al lado opuesto del espacio- k , y esto se debe a pulso de 180 grados aplicado [Hanson, 2016].

Tras un cierto tiempo, se acerca el lóbulo lateral del espacio- k y los núcleos entran en fase de nuevo. Lo vemos en la Figura 47 (a) [Hanson, 2016]. La señal, por tanto, aumenta gradualmente, tal y como se aprecia en la Figura 47 (b), y en esta situación se llega al lóbulo lateral en el espacio- k [Hanson, 2016].



(a)



(b)

Figura 47. Las barras blancas, que representan los núcleos, entran de nuevo en fase una vez ha transcurrido un tiempo después del pulso de 180 grados (a). En consecuencia y gracias a este tiempo transcurrido, la señal aumenta notablemente (b) [Hanson, 2016].

Tras la excitación, la señal se ve aumentada de una manera notable una vez ha pasado un cierto tiempo. Más tarde, dicha señal decae de nuevo, como se aprecia en la Figura 48 [Hanson, 2016].

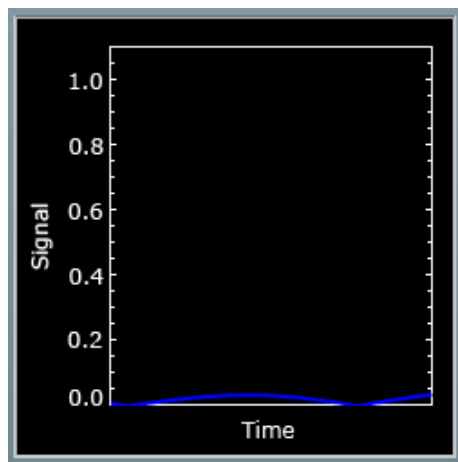


Figura 48. La señal disminuye nuevamente tras el aumento de la misma debido al pulso de 180 grados aplicado en el programa [Hanson, 2016].

4.9 Estados de energía “up” y “down”

A través del programa, es posible observar los núcleos de H distribuidos en dos estados posibles de energía, tal y como se ve en la Figura 49 [Hanson, 2016]. Dichos núcleos se encuentran bajo un campo magnético, por lo tanto giran continuamente alrededor del eje longitudinal. El vector de magnetización que aparece es la diferencia entre estos dos posibles estados “up” y “down”.

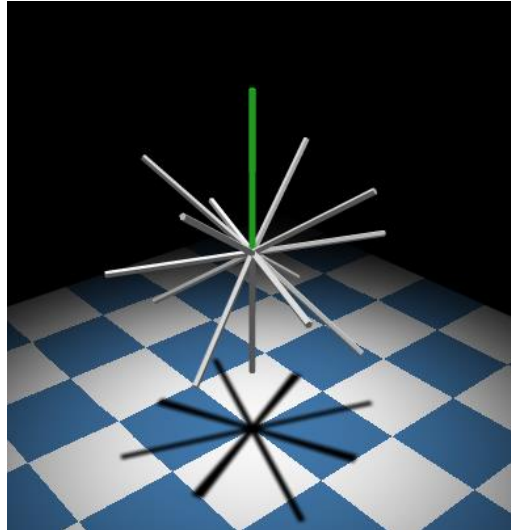
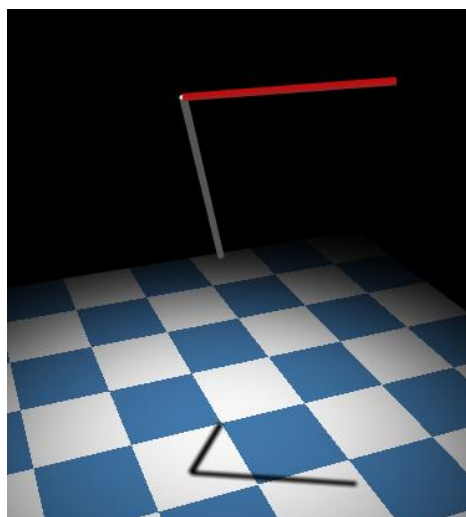
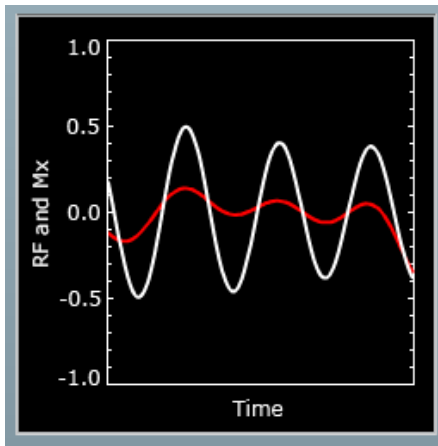


Figura 49. Las barras blancas representan los núcleos de H se encuentran distribuidos en sus dos posibles estados energéticos, “up” y “down”. La barra verde simboliza el vector de magnetización resultante de estos núcleos [Hanson, 2016].

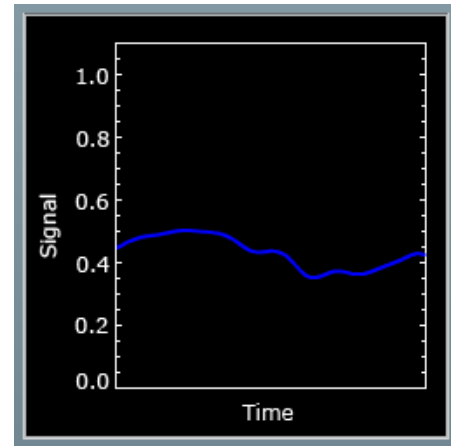
Por último, y para finalizar con este programa, si ponemos como condición inicial “Random RF”, aparece el vector magnetización precesando aleatoriamente. Lo vemos en la Figura 50 (a) [Hanson, 2016]. Debido a este movimiento de precesión aleatorio, en la Figura 50 (b), se aprecian dos señales; la señal de radiofrecuencia y la señal resultante de la componente x del vector M , las cuales presentan unas ondulaciones no periódicas [Hanson, 2016]. Por otra parte, aparece en el programa la gráfica correspondiente a la señal que proviene del movimiento de precesión. Dicha señal se encuentra también ondulando de forma aleatoria, tal y como se puede observar en la Figura 50 (c) [Hanson, 2016].



(a)



(b)



(c)

Figura 50. La barra blanca representa el vector M , el cual gira alrededor del eje longitudinal de forma aleatoria. La barra roja representa el par del campo magnético, y ejerce un empuje sobre la magnetización (a). La curva blanca, que corresponde con la señal que resulta del vector Mx , y la curva roja, que simboliza la señal de RF, se encuentran ondulando aleatoriamente (b). La curva azul corresponde con la señal proveniente del movimiento de precesión, y ésta también presenta ondulaciones de manera aleatoria (c) [Hanson, 2016].

5. COMPARATIVA CON OTRAS HERRAMIENTAS

5.1 ODIN – Object-Oriented Development Interface for NMR

ODIN es un marco de software libre para el prototipado rápido de secuencias de imágenes por RM. Las secuencias pueden ser probadas, simuladas y ejecutadas en el hardware de escáner de diferentes fabricantes, y su forma de uso es sencilla. Se accede al programa a través de una interfaz gráfica del usuario, en la cual se realiza desde la compilación de la secuencia hasta el trazado o la simulación de la misma. Está escrito en C ++ con un diseño orientado a objetos [Jochimsen y Mengerhausen, 2004]. Esta herramienta es modulable, flexible y requiere muy poco código para escribir las secuencias que vienen con ODIN, las cuales son fáciles de entender y modificar [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

El fundador del proyecto y el principal desarrollador fue Thies Jochimsen y la última actualización hecha en esta herramienta fue el 30 de mayo del año 2016. El programa se ha probado y ha funcionado con los siguientes sistemas operativos: debian GNU / Linux 3,0 - 5,0, Red Hat Enterprise Linux 3/4, Windows NT4 / XP / Vista / 7 (Uso de MinGW), MacOS X 10.4 (Tiger), 10.5 (Leopard) y por último, VxWorks [Jochimsen y Mengerhausen, 2004]. Este programa se puede descargar e instalar en cualquier ordenador a través de la página web <https://sourceforge.net/projects/odin/>, siendo su última fecha de actualización el 25 de enero del 2016.

Algunas de los aspectos más importantes del programa son los siguientes [Jochimsen y Mengerhausen, 2004]:

- El trazado de la evolución en el tiempo de una secuencia en una interfaz gráfica del usuario.
- La simulación de los espines de la secuencia usando un maniquí virtual para generar una señal de RM virtual.
- Las imperfecciones del sistema (corrientes de Foucault, falta de homogeneidad y ruido) se pueden activar y desactivar a voluntad durante la simulación.
- La visualización de la trayectoria del espacio- k , las corrientes de Eddy, etc.
- Es altamente adaptable y presenta un marco de la reconstrucción de imágenes multiprocesadas.

En la Figura 51 podemos observar cómo el programa proporciona una interfaz gráfica del usuario con esta herramienta para la generación y simulación de pulsos de RF [Jochimsen y Mengerhausen, 2004]. Los parámetros del pulso se pueden editar de forma interactiva y el perfil de excitación correspondiente se muestra de forma simultánea. El enfoque modular se utiliza para una máxima flexibilidad: la función de la forma del pulso, la trayectoria del espacio- k y el filtro del pulso son generadas por

funciones independientes. Éstas pueden combinarse de muchas maneras, por ejemplo, un pulso en forma de caja puede ser generado usando cualquiera de las trayectorias espirales y cualquiera de las funciones de filtro. Las funciones del pulso se implementan utilizando un mecanismo de enchufe (clases base abstractas de C++, donde las funciones se implementan en las clases derivadas) [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

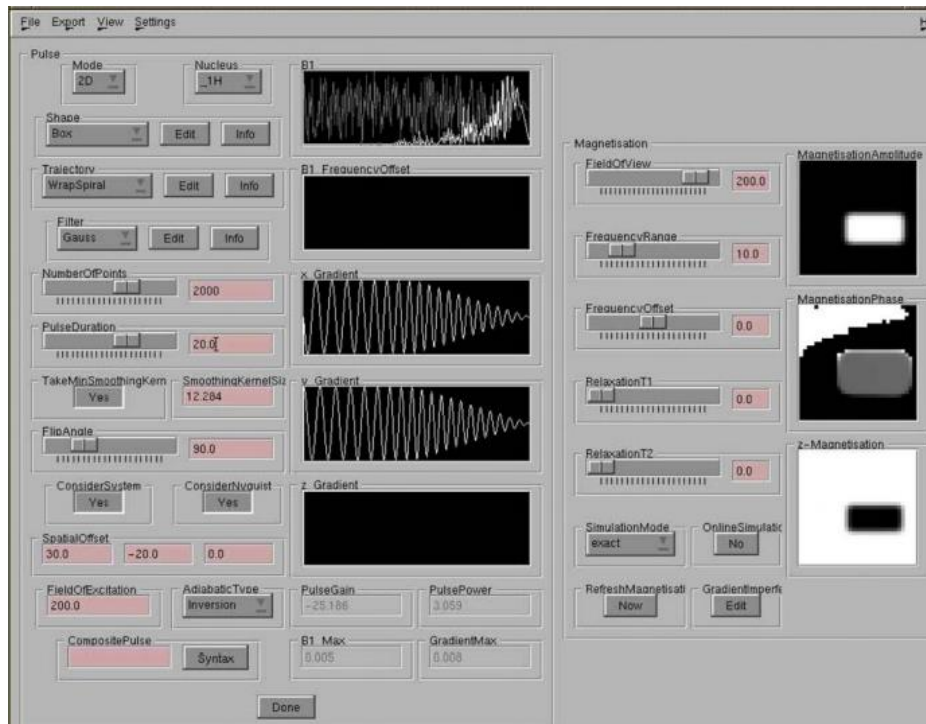


Figura 51. La interfaz del usuario para el diseño y simulación interactiva de pulsos. El panel que aparece a la izquierda permite la edición de los parámetros del pulso y muestra la evolución temporal de los campos de RF y gradiente. Los ajustes actuales muestran un pulso selectivo 2D, es decir, un pulso que restringe los espines excitados en dos dimensiones. El lado derecho muestra el resultado de una simulación con este pulso [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

Esta herramienta proporciona la posibilidad de ajustar las propiedades de la pantalla (contraste y brillo). Por otra parte, el valor de las regiones y los puntos individuales pueden ser recuperados, y los perfiles de escaneo de línea se pueden generar de forma interactiva. Esto lo apreciamos en la Figura 52 [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

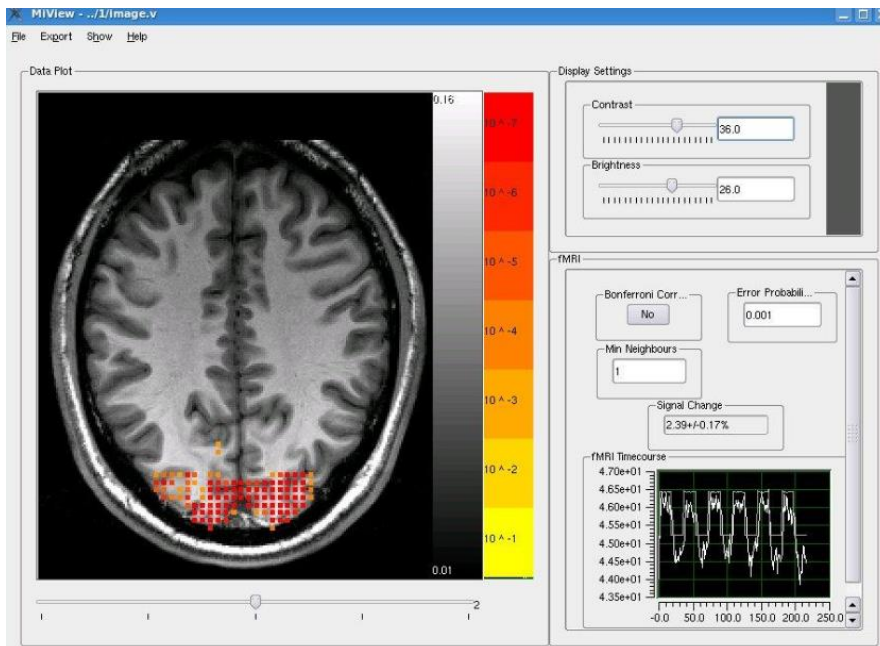


Figura 52. Visor de datos de interfaz de línea de comandos [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

Por otro lado, en la Figura 53 podemos ver un editor geométrico que exporta los parámetros de geometría seleccionados en el marco de desarrollo de la secuencia de ODIN [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

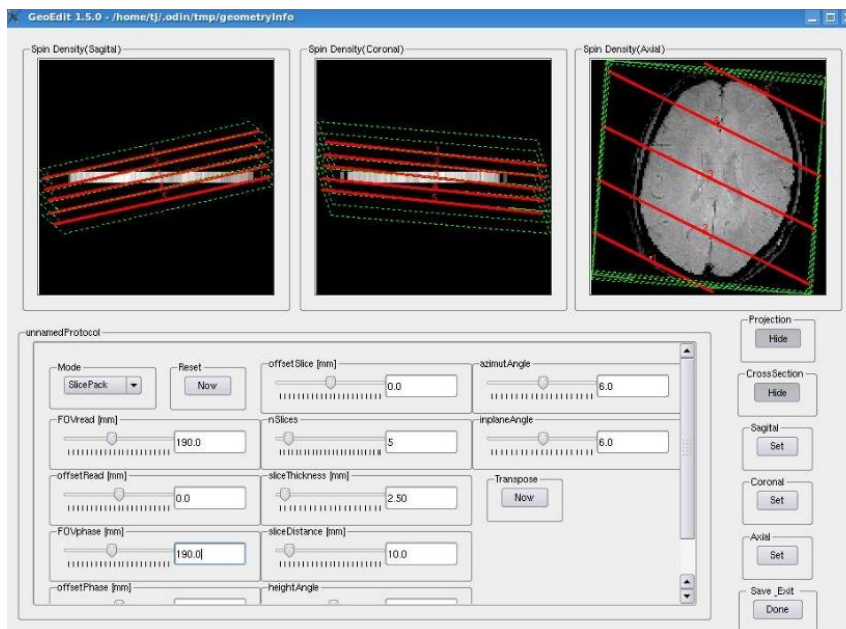


Figura 53. Interfaz del usuario con el programa para el editor geométrico [Jochimsen y Mengerhausen, 2004].

5.2 SpinBench

SpinBench es un entorno de software diseñado para la creación rápida de prototipos y análisis de experimentos de RM. Las secuencias de pulsos de la imagen por RM pueden ser fácilmente definidas y simuladas de muchas formas, todas a través de una interfaz gráfica del usuario. Este programa también es útil como una herramienta de enseñanza para los cursos que cubren la física subyacente a la RM.

Aunque la mayoría de las secuencias pueden ser implementadas sin codificación significativa, los módulos adicionales se pueden agregar para proporcionar capacidades únicas. Las secuencias se pueden simular gráficamente muy rápido, reduciendo así el tiempo de desarrollo, y proporciona una actualización en tiempo real con el cambio de parámetros. Esta herramienta fue desarrollada por William R. Overall y John M. Pauly en el Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Stanford, y pertenece a la compañía de dispositivos médicos HeartVista de Stanford. Para descargar y ejecutar este programa primero se rellena un formulario y luego se debe acceder a la página web <http://www.heartvista.com/spinbench/> [Overall y Pauly, 2016].

Los requisitos del sistema son los siguientes [Overall y Pauly, 2016]:

- Binario universal para PowerPC (G4 / G5) o procesador Intel.
- Mac OS X versión 10.5 (Leopard) o posterior.
- Para el modo de 64 bits, se requiere un Intel Mac OS y la versión de 64 bits 10.6 (Snow Leopard).
- 1 GB de RAM recomendado.

Esta herramienta presenta las siguientes características [Overall y Pauly, 2016]:

- Simulación multidimensional con los ejes de los parámetros seleccionables por el usuario.
- Múltiples opciones de visualización, incluyendo gráficos 1D, imágenes 2D, la transformada de Fourier y el diagrama vectorial del espín.
- Secuencia de visualización de formas de onda frente al tiempo o a la trayectoria del espacio- k .
- Se pueden añadir fácilmente nuevas características a través de un cuaderno de Objective-C.
- Un promedio de cualquier número de ejes de parámetros.
- El administrador de pulso estándar puede generar pulsos de RF y de gradiente o importarlos desde archivos externos.

- El diseñador de secuencia puede montar de forma gráfica las secuencias que varían arbitrariamente de tiempo de repetición (TR) a TR.
- Los anclajes de pulsos permiten el posicionamiento de los pulsos de gradiente y RF.
- Soporte para el movimiento del espín.
- Gráficos de arrastrar y soltar en otras aplicaciones médicas.
- El modo de animación muestra la progresión del espín a través del tiempo.
- Divide las tareas entre los procesadores disponibles.

En la Figura 54 se puede apreciar una interfaz del usuario, en la cual aparece la gráfica del tiempo T2, la de los gradientes G_x, G_y y G_z, y la de la RF [Overall y Pauly, 2016]. Podemos observar también una zona en la cual se modifican parámetros como por ejemplo el FOV (campo de visión).

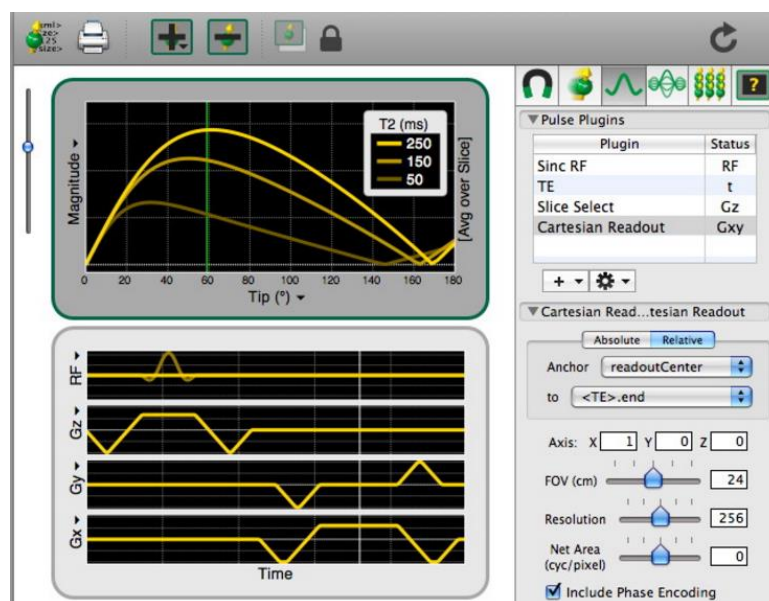


Figura 54. Interfaz del usuario en la cual se accede a la modificación de los parámetros [Overall y Pauly, 2016].

A continuación, en la Figura 55 podemos ver una interfaz del usuario con la intención de diseñar una secuencia de RM, donde se aprecia también la posible modificación de parámetros, como podría ser el centro del espacio-*k* [Overall y Pauly, 2016].

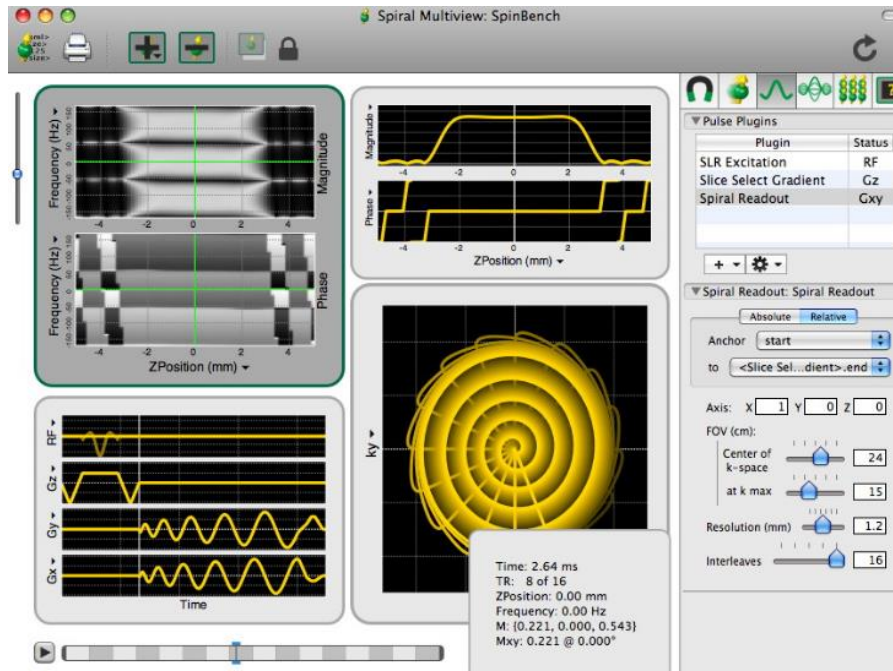


Figura 55. Diseño de una secuencia de RM [Overall y Pauly, 2016].

A través de la interacción del usuario, este programa permite la simulación del espín, como bien se observa en la Figura 56 [Overall y Pauly, 2016].

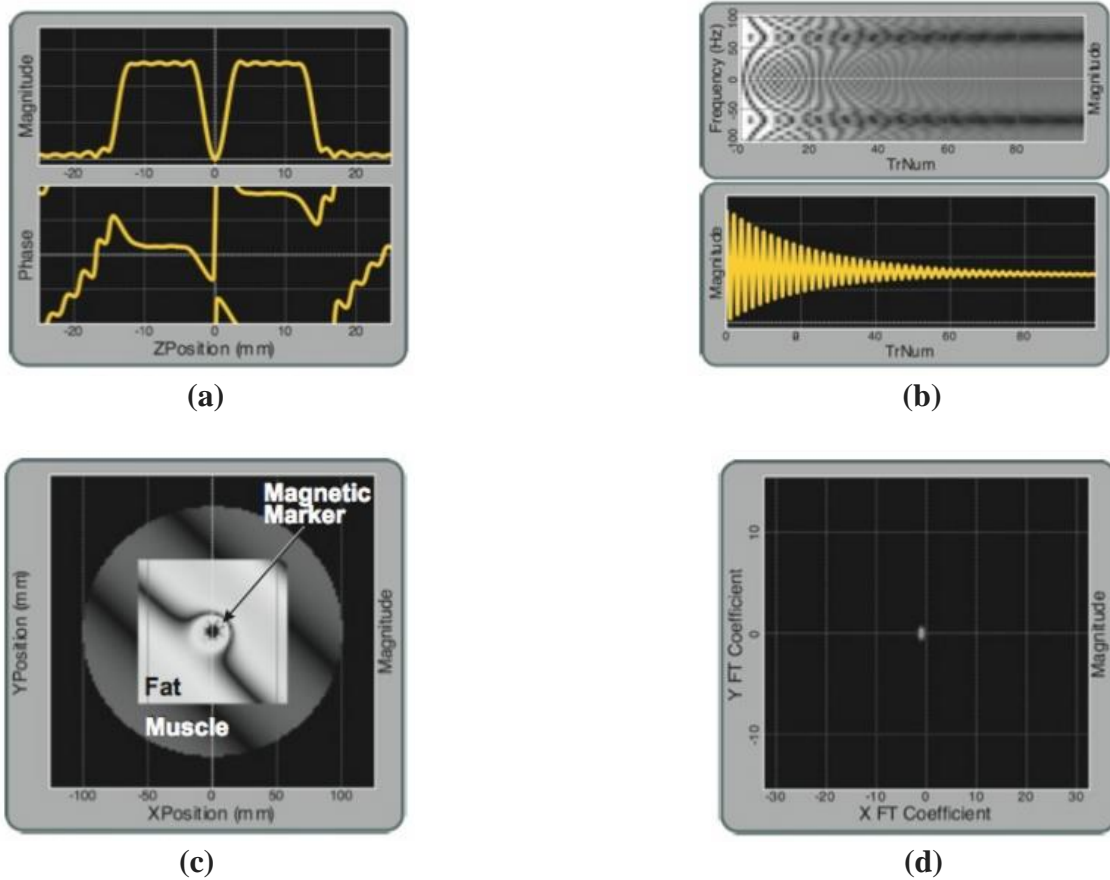


Figura 56. Perfil de excitación para de un pulso de RF de banda dual (a). Transición del estado estacionario frente a la frecuencia de resonancia (b). Excitación fantasma SSPF con una variación del campo lineal (c). Función de dispersión de puntos de espines fuera de resonancia (d) [Overall y Pauly, 2016].

Por otro lado, SpinBench crea la posibilidad de ver en 3D los errores que se producen en la fase tras aplicar un pulso selectivo de RF de 90° . Lo vemos en la Figura 57 (a) [Overall y Pauly, 2016]. También es capaz de mostrar en 3D el progreso del espín cuando se encuentra fuera de resonancia, tal y como se aprecia en la Figura 57 (b) [Overall y Pauly, 2016].

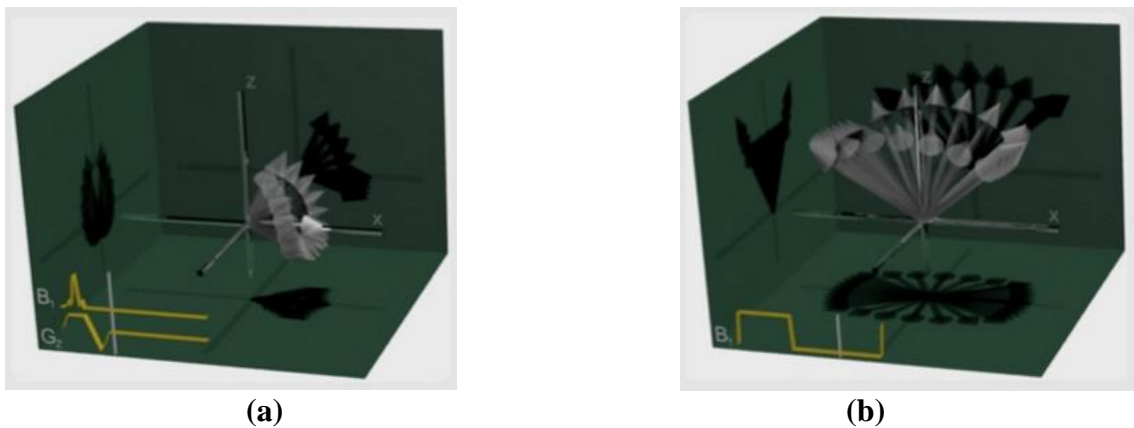


Figura 57. Errores de fase a lo largo del eje z para una excitación selectiva de 90° (a). Progresión del espín fuera de resonancia en una secuencia (b) [Overall y Pauly, 2016].

5.3 JEMRIS – marco de simulación de IRM

Esta herramienta de estudio es un marco de simulación de RM extensible que proporciona un entorno de desarrollo y de simulación de secuencias de imagen por RM. El desarrollo fue impulsado por el deseo de alcanzar la generalidad de los experimentos simulados en 3D de RM, que reflejan unos sistemas modernos de hardware de RM. La carga de cálculo adjunta se supera por medio de la computación paralela. Hay una gran cantidad de aspectos que hasta ahora no han sido investigados de forma simultánea en las simulaciones generales, y algunos de estos son: la RM de transmisión en paralelo, importantes efectos fuera de resonancia, gradientes no lineales, y las variaciones de los parámetros espacio-temporales arbitrarias en diferentes niveles [Stoecker, 2016].

La interfaz del usuario con JEMRIS es muy simple de usar, aunque es cierto que presenta algunas limitaciones. Las secuencias de RM con formas de onda arbitrarias y los módulos interdependientes complejos se modelan en un entorno basado en la interfaz gráfica del usuario que no requiere programación adicional.

El programa, utilizando una biblioteca optimizada para soluciones numéricas de las ecuaciones diferenciales (CVODE), proporciona información precisa en 3D de resultados de la simulación de RM en los casos en que hay una solución analítica disponible [Stoecker, 2016]. Un ejemplo de esto podría ser la simulación de las formas de onda de RF no lineales para la excitación selectiva.

JEMRIS puede hacer frente a las formas de onda arbitrarias de RF y de gradiente, y también a muchos conceptos físicos importantes, tales como gradientes lineales, desplazamiento químico, desfase reversible del espín ($T2^*$), susceptibilidad inducida fuera de resonancia, diferentes temporales de procesos del objeto (por ejemplo, movimiento o flujo), campos de gradiente concomitantes, etc.

Por otra parte, los cálculos matemáticos simbólicos son apoyados por medio de la biblioteca GiNaC, por tanto, hay muchas extensiones que están disponibles sin necesidad de programación adicional. También, las rutinas de simulación de núcleo se aprovechan del procesamiento paralelo masivo (utilizando el estándar MPI) y están disponibles en diferentes arquitecturas de hardware. Las simulaciones de JEMRIS se encuentran a nivel de escala de hardware de un solo núcleo y también en supercomputadoras masivamente paralelas [Stoecker, 2016].

Esta herramienta proporciona una interfaz gráfica del usuario con Matlab, con la que todos los parámetros de simulación están configurados, incluyendo secuencias de RM complejas casi arbitrarias. La interfaz gráfica del usuario almacena estas configuraciones en formato XML, y es analizada por el simulador utilizando la librería Xerces [Stoecker, 2016].

Es de código abierto y se le anima a la comunidad a que hagan contribuciones al proyecto bajo la página web www.jemris.org. Se ha probado con éxito en Linux, Windows y Mac OS X [9]. JEMRIS está mantenido y desarrollado por Tony Stoecker, y la última actualización hecha en este programa fue el 25 de Marzo del 2016 [Stoecker, 2016]. Esta herramienta se descarga y ejecuta desde la página web <http://www.jemris.org/>.

Todas las rutinas básicas de JEMRIS están escritas en C++. Simplificado, el modo de acción del programa es el siguiente: un proceso maestro divide la muestra en partes iguales, las cuales son posteriormente distribuidas a los procesos de los nodos de cálculo. La secuencia de imagen por RM devuelve los valores de todos los ejes de pulsos en los puntos de tiempo deseados para el modelo físico, que resuelve numéricamente la ecuación de Bloch de forma individual para cada espín [Stoecker, 2016]. El conjunto ordenado de bobinas recibe y suma la señal neta en cada punto de tiempo deseado, el cual es enviado de nuevo al proceso principal, donde finalmente se resume y se almacena la señal mayor.

A través de esta herramienta se ha demostrado que la aceptación del software se incrementa si se proporciona una interfaz gráfica con el usuario, mientras que los datos de E/S estén soportados desde Matlab, de tal manera que los usuarios puedan probar fácilmente el código Matlab auto-escrito, ya sea para la construcción de la muestra o el procesamiento de señales. Por estas razones, se desarrollan tres interfaces gráficas del usuario con Matlab: una para el diseño de forma interactiva con la secuencia de imagen por RM, otro para definir la configuración de la bobina, y una para la configuración y ejecución del simulador principal [Stoecker, 2016]. Esta última interfaz proporciona algunas muestras predefinidas, así como la posibilidad de la entrada de una muestra definida por el usuario.

Un ejemplo de esta herramienta podría ser la simulación del artefacto de desplazamiento químico en EPI, que se lleva a cabo de la siguiente forma:

Para empezar, se copia la secuencia de EPI de la instalación de JEMRIS al directorio de trabajo, y a continuación se modifica. En primer lugar se cambia la resolución del parámetro nodo, por ejemplo, $N_x=96$ y $N_y=96$. A continuación, en el mismo nodo, se cambia el tiempo de eco (TE) y el tiempo de repetición (TR) a 100 ms y 200 ms respectivamente. Luego se efectúa un cambio en el tiempo de la superficie plana del gradiente de lectura a 1,5 ms. Por último, todos los gradientes X e Y deben ser conmutados, lo que es más fácil de conseguir mediante una rotación de 90 grados de todos los gradientes. Esto se realiza cambiando el “RotAngle” de los nodos A2, A3 y A4 de la secuencia anatómica a 90 grados.

Una vez se obtiene el código XML, se inicia la simulación de MATLAB y se cambia a la “muestra de cerebro”: se elige “slice” 45 para obtener una “rebanada” más baja en la cual haya más grasa. Además, se pone $T2^*$ a 0 para una negligencia local del desfase del espín. Al ejecutar la simulación, se obtiene el resultado esperado, como bien se observa en la Figura 58 [Stoecker, 2016].

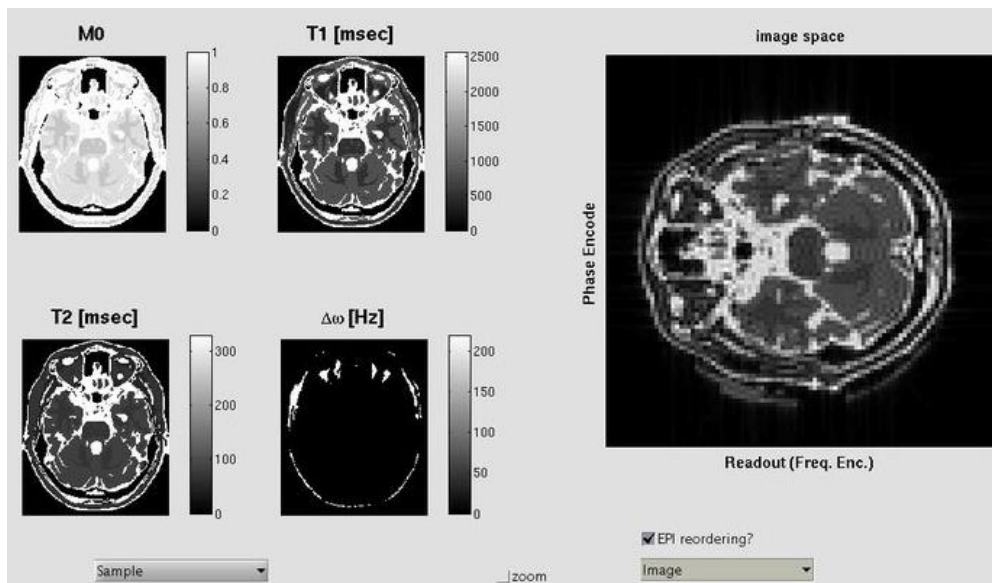


Figura 58. Secuencia de imágenes por RM resultantes de la simulación de Matlab [Stoecker, 2016].

A continuación, observaremos un ejemplo sobre el uso de gradientes no lineales con JEMRIS. Como bien se aprecia en la Figura 59, el programa es capaz de mostrar el resultado para el arco tangente mediante el uso de Matlab [Stoecker, 2016]. La imagen 1D representa la resolución más alta de codificación en el medio de la muestra, donde la función arco tangente tiene la pendiente más grande, es decir, el gradiente más fuerte de codificación es llevado a cabo. Este tipo de simulaciones sólo necesitan algunos segundos en una sola CPU.

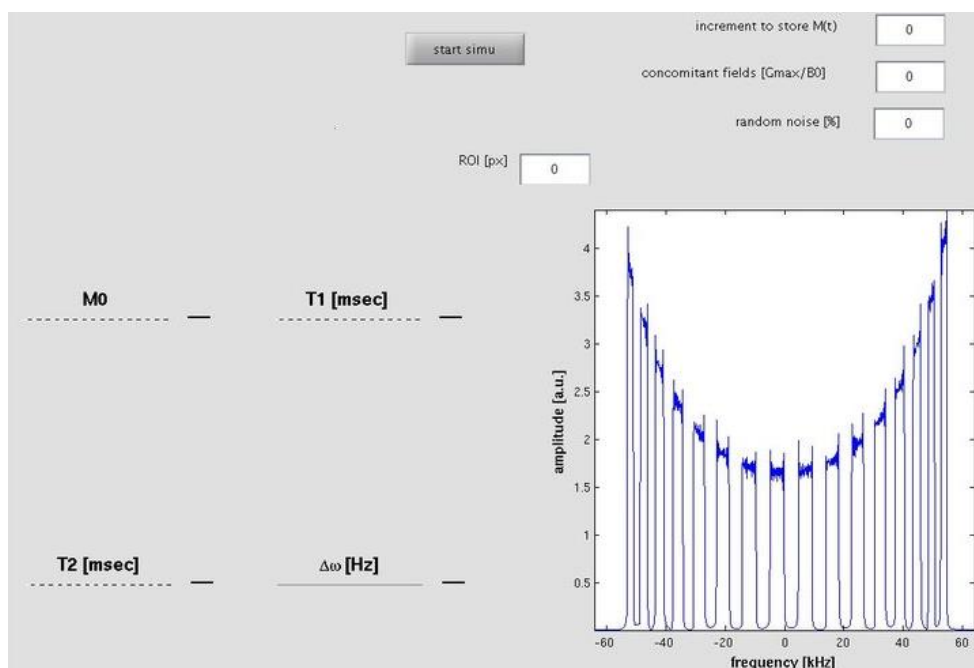


Figura 59. Codificación de la posición con campos no lineales [Stoecker, 2016].

5.4 MRiLab

MRiLab es un paquete de simulación numérica de imagen por RM. Se ha inventado y desarrollado para simular la formación de imágenes de RM, la adquisición del espacio- k y la adquisición de la imagen. Esta herramienta ofrece varias cajas de herramientas dedicadas para los investigadores de RM para analizar el pulso de RF y la secuencia de diseño de RM, configurar la transmisión múltiple y las bobinas receptoras, investigar la falta de homogeneidad de campo y poner a prueba la técnica en tiempo real con el objeto [10]. La plataforma de simulación principal combinada con estas cajas de herramientas se puede aplicar para mover la personalización de varios experimentos de RM virtuales, los cuales pueden servir como una etapa previa para la creación de prototipos y pruebas de nuevas técnicas de RM y aplicaciones [Liu, 2016].

Las características de esta herramienta se basan principalmente en una gran interacción en la interfaz con el usuario, para un diseño más fácil. Se consigue una alta precisión de la simulación mediante la simulación discreta de la evolución del espín a un pequeño intervalo de tiempo, usando las ecuaciones de Bloch y un modelo apropiado del espín.

MRiLab es un software libre, lo que significa que cualquier persona es libre de usar y modificar este software bajo sus necesidades, siempre y cuando se reconozca al autor original en cualquier trabajo futuro [Liu, 2016].

La versión de MRiLab v1.2 ya está disponible, con las nuevas características de [Liu, 2016]:

- Hasta 2 veces aumento de velocidad.
- Una nueva herramienta de diseño fantasma.
- Mejor diseño de la secuencia de RM.

La versión de MRiLab v1.3 estará disponible en breve, con soportes para el modelo de tejido multicomponente generalizado, pero por el momento se dispone de la anteriormente nombrada.

Esta herramienta fue desarrollada en el Departamento de Física Médica en la Universidad de Wisconsin-Madison, por el autor Liu Fang, y la última actualización de la página se realizó el 19 de enero del año 2016 [Liu, 2016]. Este programa se puede descargar e instalar accediendo a la página web <https://sourceforge.net/projects/mrilab/>, la cual tuvo su última actualización el 6 de enero del 2016.

Las principales características de este programa son las siguientes [Liu, 2016]:

- Alta interacción del usuario mediante una interfaz gráfica.

- Diseño y análisis de la secuencia de pulsos de RM.
- Módulos de RF y de gradiente para el análisis de los campos B_1 y B_0 .
- Simulación rápida y precisa paralelizada para la respuesta del tejido en 3D.
- Funciones enriquecidas de visualización de imágenes y el análisis multidimensional.
- Requisito de hardware de bajo cómputo.

Mediante una interfaz del usuario con este programa, es posible diseñar, tal y como se aprecia en la Figura 60, una bobina [Liu, 2016]. Este procedimiento, en “The Bloch Simulator”, resultaría inviable.

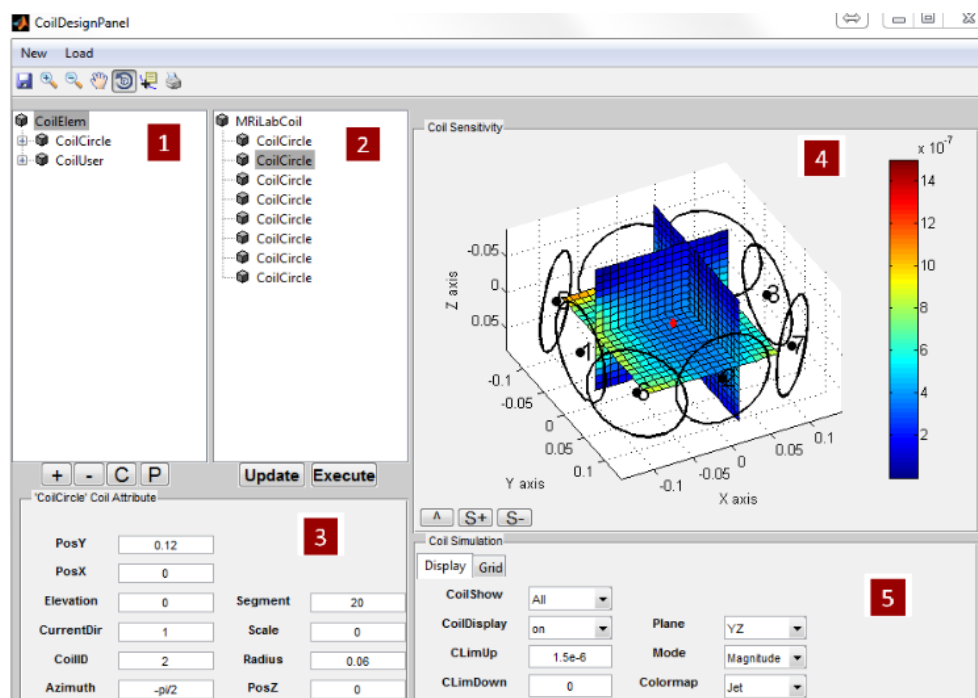


Figura 60. Diseño de la bobina mediante la interfaz gráfica del usuario [Liu, 2016].

Por otro lado, en la Figura 61, podemos observar cómo MRiLab es capaz de mostrar en tres dimensiones la trayectoria del espacio- k [Liu, 2016].

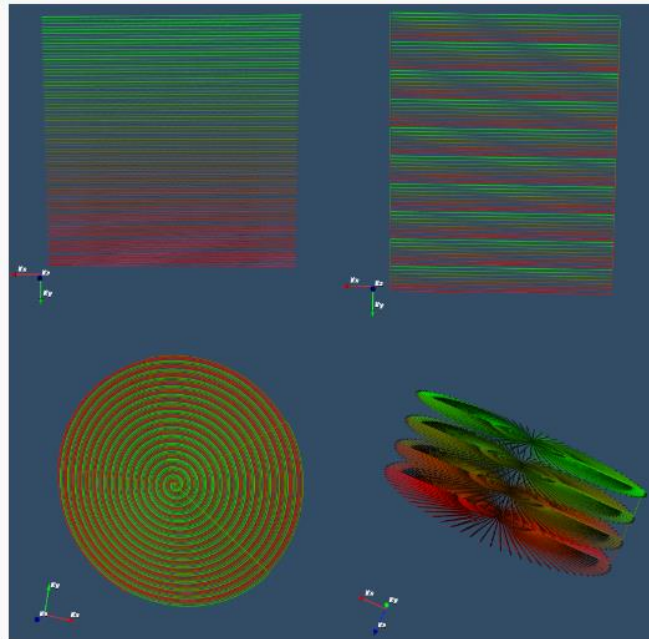


Figura 61. Trayectoria en 3D del espacio-k [Liu, 2016].

Y como último ejemplo de este programa, en la Figura 62 se muestra la visualización de la imagen y su posterior análisis en un entorno más real, en 3D [Liu, 2016].

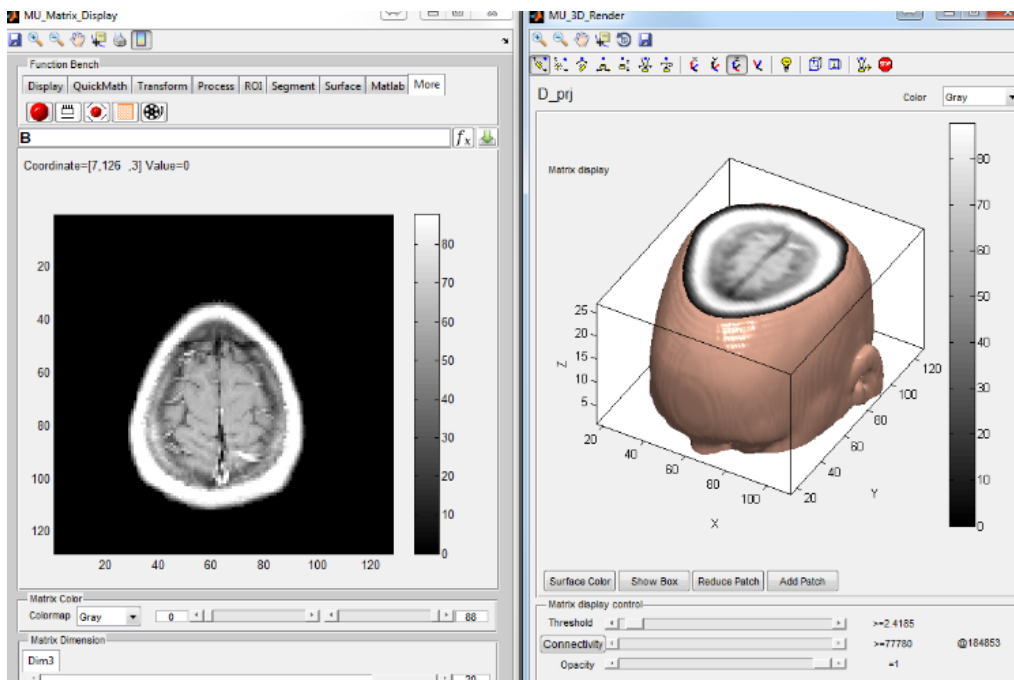


Figura 62. Análisis de la imagen en pantalla [Liu, 2016].

5.5 SIMRI – Un simulador 3D versátil e interactivo de IRM

La simulación por RM es una contraparte importante para las adquisiciones de la RM Nuclear. La simulación se adapta de forma natural para adquirir la comprensión teórica de la tecnología de la RM compleja. Este programa también puede utilizarse como una herramienta educativa en entornos médicos y técnicos, y permite la investigación de las causas y efectos de los artefactos de las imágenes. Del mismo modo, esta simulación puede ayudar en el desarrollo y optimización de las secuencias de la RM.

Por último, con el creciente interés en los métodos de resonancia magnética asistida por ordenador de análisis de imágenes (segmentación, fusión de datos, cuantificación...), este simulador de RM proporciona una herramienta de evaluación interesante, ya que genera imágenes realistas en 3D de objetos virtuales médicos perfectamente conocidos [Benoit-Cattin, 2015].

El simulador SIMRI está basado en las ecuaciones de Bloch, e incluye una gestión eficiente del efecto T2*. Se tiene en cuenta el valor principal del campo magnético estático y permite simulaciones realistas del artefacto de desplazamiento químico incluyendo fenómenos fuera de resonancia. También simula los artefactos vinculados a la falta de homogeneidad de campo estático, así como la variación de susceptibilidad dentro de un objeto [Benoit-Cattin, 2015].

Se implementa en el lenguaje C y la programación de secuencias de RM se realiza mediante funciones de alto nivel C con una interfaz de programación sencilla [Benoit-Cattin, 2015]. Para gestionar grandes simulaciones, el núcleo de la magnetización se lleva a cabo de una manera paralelizada, permitiendo así la simulación en la arquitectura de red del PC. Además, este simulador incluye una interfaz interactiva de una dimensión para el propósito pedagógico que ilustra la magnetización de vectores de movimiento, así como el contraste de la imagen por RM [Benoit-Cattin, 2015].

La visión general del simulador es la siguiente. A partir de un objeto virtual en 3D, la definición del campo estático y una secuencia de RM, la magnetización del núcleo calcula un conjunto de señales de RF, es decir, el espacio- k . Para simular imágenes realistas, el ruido puede ser añadido al espacio- k , el cual puede ser filtrado como en un reproductor de imágenes real antes de la reconstrucción de la imagen de RM (módulo y fase) utilizando la transformada rápida de Fourier.

Por el momento, esta herramienta contiene el eco de espín y las secuencias de eco de gradiente de imágenes 1D, 2D y 3D. También contiene FISP, la saturación de recuperación y las secuencias de inversión-recuperación. Todo el código del simulador Simri está escrito en lenguaje ANSI C y se separa en diferentes módulos de software que trabajan de forma idéntica en sistemas operativos Microsoft Windows y Linux [Benoit-Cattin, 2015].

Se descarga y ejecuta fácilmente desde cualquier pc a través de la página web <https://sourceforge.net/projects/simri/>, la cual tuvo su última fecha de actualización el 23 de abril del 2013.

El paquete de simulación conjunto está vinculado a una biblioteca dinámica envuelta para ser usado con el lenguaje de programación Python [Benoit-Cattin, 2015]. Esta biblioteca se ha utilizado para desarrollar un simulador de 1D portátil interactivo para propósitos pedagógicos, el “SpinPlayer”. Por último, el núcleo de magnetización se paraleliza usando MPI para que el simulador pueda funcionar en una arquitectura cuadrícula de datos con el fin de reducir significativamente el tiempo de simulación.

SIMRI dispone de dos versiones, la primera, Version 1.0, fue desarrollada el 8 de Noviembre del 2005. La segunda, Version 2.0, el 20 de diciembre del 2006 [Benoit-Cattin, 2015]. Este programa se creó en la Universidad Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, Francia, y los principales autores son Hugues Benoit-Cattin, Guylaine Collewet, Boubakeur Belaroussi, Christophe Odet, Hervé Saint-Jalmes y Fabrice Bellet. La última actualización de la página fue el 14 de julio del 2015 [Benoit-Cattin, 2015].

A través de este programa se puede mostrar, tal y como se observa en la Figura 63, el artefacto de susceptibilidad en una imagen 256x256.

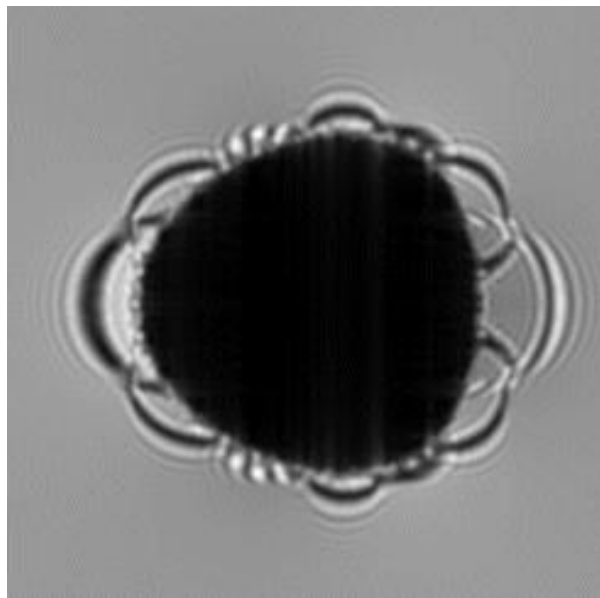


Figura 63. Artefacto de susceptibilidad [Benoit-Cattin, 2015].

Po otro lado, en la Figura 64 vemos cómo esta herramienta también es capaz de proporcionar una imagen del artefacto de desplazamiento químico.



Figura 64. Artefacto de desplazamiento químico [Benoit-Cattin, 2015].

6. PRESUPUESTO

| Código | Ud. | Denominación de la mano de obra | Precio | Rendimiento | Total |
|---------------------------|------------|--|---------------|--------------------|--------------|
| MO.TDP | h | Tutores/directores del proyecto | 22 | 30 | 660 |
| MO.TFG | h | Alumno TFG | 0 | 300 | 0 |
| Total mano de obra | | | | | 660 € |

| Código | Ud. | Programas | Precio | Rendimiento | Total |
|------------------------|------------|---------------------|---------------|--------------------|--------------|
| | u | Matlab 2015 | 0 | 3 | 0 |
| | u | The Bloch Simulator | 0 | 10 | 0 |
| | u | ODIN | 0 | 7 | 0 |
| | u | SpinBench | 0 | 4 | 0 |
| | u | JEMRIS | 0 | 4 | 0 |
| | u | MRiLab | 0 | 4 | 0 |
| | u | SIMRI | 0 | 6 | 0 |
| Total programas | | | | | 0 € |

7. CONCLUSIONES

Tras haber interactuado con “The Bloch Simulator”, podemos concluir que este programa supone un buen método para el estudio y aprendizaje de los principios físicos de una técnica tan importante y ampliamente utilizada en diagnóstico por imagen como la resonancia magnética. Por lo que resulta un buen entorno interactivo para el estudio de dichos principios.

En primer lugar, hemos podido comprobar que el vector magnetización es representado de una forma precisa y clara mediante una barra blanca. De esta forma, entendemos y vemos tridimensionalmente dicho vector. También se puede apreciar mediante una forma 3D, la forma en la que la magnetización precesa bajo un campo magnético estático B_0 . Se puede demostrar la dependencia de la frecuencia de precesión con dicho campo magnético aplicado.

El programa también nos permite cambiar el ángulo de visión, de tal forma que veamos el vector magnetización desde una perspectiva u otra, según nos convenga. Esta aplicación es muy importante, ya que por ejemplo, podría interesarnos ver desde arriba cualquier movimiento del vector M .

La herramienta de estudio nos proporciona información también sobre el movimiento de la magnetización al activar la función de una excitación. Hemos podido comprobar cómo el vector se tumba sobre el plano transversal una vez aplicada la excitación de por ejemplo, 90 grados. Es una forma de ver tridimensionalmente este movimiento sin tener que imaginarlo.

Como bien se ha comentado anteriormente, después de la excitación viene la relajación, en la cual la magnetización vuelve a su estado de equilibrio. A través del programa se ha podido observar en cuánto tiempo y cómo el vector M vuelve por inercia a su posición inicial. El tiempo en el que vuelve a su estado de equilibrio se interpreta mediante dos escalas de tiempo: T1 y T2. Por tanto, interactuando con “The Bloch Simulator” es posible ver la facilidad en la liberación energética (T1) y el sincronismo de la relajación de los núcleos (T2).

Por otro lado, podemos apreciar otros aspectos fundamentales de la RM, tales como el desfase y la reorientación. Mediante la aplicación de pulsos no selectivos de 90 y 180 grados los espines entran en fase y en desfase formando así el eco de espín. Esto nos sirve para entender de una mejor forma la formación de los ecos, ya que resulta complicado imaginar cómo se comportan los espines con estas excitaciones.

Por último, este programa permite explorar en 1D la metodología del espacio- k . Dicha exploración requiere de gradientes y de una distribución espacial de los núcleos.

Mediante este Trabajo Fin de Grado se ha desarrollado pues una guía que permite el estudio de los principios físicos de la RM haciendo uso de “The Bloch Simulator”, y se ha comparado su uso y facilidad de aprendizaje y seguimiento con otras herramientas similares, tales como ODIN, SpinBench, JEMRIS, MRiLab y Simri. Estas otras herramientas tienen el mismo funcionamiento que “The Bloch Simulator”, pero proporcionan otros aspectos importantes para el estudio completo de la Resonancia Magnética Nuclear.

En primer lugar tenemos la herramienta ODIN, que representa un software libre para el prototipado de secuencias de imágenes por RM, y éstas pueden ser probadas, simuladas y ejecutadas en el hardware de escáner de varios fabricantes. El acceso a ODIN se realiza mediante una interfaz gráfica del usuario con el ordenador, y tiene una forma de uso sencilla. Este programa se caracteriza por disponer de varios aspectos como la activación y desactivación de las imperfecciones del sistema durante la simulación (corrientes de Foucault, falta de homogeneidad y ruido), la visualización de las corrientes de Eddy, y la reconstrucción de imágenes multiprocesadas.

En segundo lugar, se ha estudiado la herramienta SpinBench, que representa un software diseñado para crear de forma rápida prototipos y análisis de experimentos de RM. Se accede fácilmente a este programa como en la herramienta anteriormente nombrada, es decir, a través de una interfaz gráfica del usuario. SpinBench se basa principalmente en la simulación multidimensional, la visualización de formas de onda frente al tiempo o a la trayectoria del espacio- k , y la generación de pulsos tanto de RF como de gradiente que pueden ser importados desde cualquier archivo externo. Proporciona una gran cantidad de opciones de visualización, tales como gráficos 1D, imágenes 2D, transformada de Fourier y diagrama vectorial del espín.

Por otro lado, se ha analizado el programa JEMRIS, un software que proporciona un entorno de desarrollo y de simulación de secuencias de imagen por RM. Su principal objetivo es el alcance de la generalidad de los experimentos simulados en 3D de RM, los cuales reflejan unos sistemas modernos de hardware de RM. Esta herramienta ofrece una interfaz gráfica del usuario con Matlab, en la cual todos los parámetros de simulación están configurados. Por último, los aspectos más importantes a destacar son la simulación del artefacto químico en EPI y el uso de gradientes no lineales.

Otra herramienta estudiada ha sido MRiLab, basada en un paquete de simulación numérica de imagen por RM. Se caracteriza por tener una alta interacción del usuario mediante una interfaz gráfica y por no necesitar un hardware de alto cómputo. Sus principales objetivos son la simulación de la formación de imágenes de RM y la adquisición tanto del espacio- k como de la imagen. Este programa proporciona diversos aspectos de la RM, tales como la simulación rápida y precisa paralelizada para la respuesta del tejido en 3D, el diseño y análisis de la secuencia de pulsos de RM, módulos de RF y de gradiente para el análisis de los campos B_1 y B_0 , y la visualización en 3D de la trayectoria del espacio- k .

Por último, se ha analizado la herramienta SIMRI, que representa un software basado en la adquisición teórica de la tecnología de la RM compleja. Este programa permite simular de forma real el artefacto de desplazamiento químico, los artefactos vinculados a la falta de homogeneidad de campo estático y la variación de susceptibilidad dentro de un objeto. Proporciona una gestión eficiente del efecto T2*, y también contiene las secuencias de eco de gradiente de imágenes 1D, 2D y 3D, la saturación de recuperación, FISP, y las secuencias de inversión-recuperación.

8. LÍNEAS FUTURAS

Después de haber interactuado con otros simuladores de RM, hemos podido comprobar cuáles son las ventajas e inconvenientes de cada uno con “The Bloch Simulator”. En primer lugar, se ha analizado la herramienta ODIN, la cual proporciona una interfaz del usuario para el diseño y simulación interactiva de pulsos. Dentro de ésta, se puede apreciar un panel que permite la edición de los parámetros del pulso, así como la evolución temporal de los campos de RF y gradiente, cosa de la cual carece “The Bloch Simulator”.

Otra característica que le faltaría al principal programa estudiado en este trabajo sería editor geométrico que exportara los parámetros de geometría seleccionados en el marco de desarrollo de la secuencia, y esto sí que es permitido por ODIN. Sin embargo, “The Bloch Simulator” es una herramienta mucho más sencilla de usar, ya que no necesita programación y además la página web te proporciona unos vídeos explicativos para aprender a interactuar con ella.

Otra herramienta estudiada ha sido SpinBench, la cual requiere de un Mac OS X versión 10.5 (Leopard) o posterior para poder ser descargada e instalada en el ordenador. Esta es la principal desventaja que presenta frente a “The Bloch Simulator”, ya que éste puede ser usado en cualquier ordenador sin necesidad de descargarlo e instalarlo. A través de éste último, es más sencillo el análisis del vector magnetización, se entiende mejor qué es lo que le ocurre a ésta, por ejemplo, al aplicar un pulso de 90 grados.

Los dos programas tienen la capacidad de mostrar múltiples opciones de visualización, incluyendo gráficos 1D e imágenes 2D, pero con SpinBench es posible visualizar también la transformada de Fourier y el diagrama vectorial del espín, así como las secuencias que varían arbitrariamente de tiempo de repetición (TR) a TR. Y por último, esta herramienta estudiada, SpinBench, muestra de una forma más clara la transición del estado estacionario frente a la frecuencia de resonancia.

Por otro lado, se ha analizado también el programa JEMRIS, que resulta sencillo de manejar pero requiere de programación con Matlab a la hora de realizar las simulaciones, cosa que “The Bloch Simulator” no necesita, ya que funciona sin programación. JEMRIS posibilita ver en una misma pantalla una secuencia de imágenes por RM resultantes de la simulación de Matlab, dentro de las cuales tenemos, por ejemplo, imágenes potenciadas en T1 y T2. Esta herramienta también proporciona ejemplos sobre el uso de gradientes no lineales, mostrando así mostrando el resultado para el arco tangente mediante el uso de Matlab. Sin embargo, con “The Bloch Simulator” se apreciaría mejor la forma en la cual el vector magnetización vuelve a su estado de equilibrio, según los tiempos T1 y T2.

Finalmente, se ha analizado el programa SIMRI, el cual proporciona frente a “The Bloch Simulator” una gestión eficiente del efecto T2*. También es capaz de simular los artefactos resultantes de la falta de homogeneidad de campo estático, así como la variación de susceptibilidad dentro de un objeto.

Este programa contiene FISP, de lo que carece “The Bloch Simulator”. Se interactúa con SIMRI a través de una interfaz de programación sencilla, pero aun así es más complicado de manejar que “The Bloch Simulator”, mostrando este último unas secuencias de inversión-recuperación más claras.

Lo ideal sería una combinación de todos estos programas, ya que con todos ellos se podría estudiar completamente toda la física que subyace a la Resonancia Magnética Nuclear.

9. BIBLIOGRAFÍA

[Moratal Pérez y otros, 2006] David Moratal Pérez, Luis Martí-Bonmatí, Ana Vallés Lluch: “Resonancia Magnética: Principios físicos y aplicaciones”. Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Valencia, 2006. pp: 79-101.

[Santa Marta Pastrana, 2004] Cristina Santa Marta Pastrana: “Secuencias rápidas de eco de espín en Imagen por Resonancia Magnética”. Departamento de Tecnología Fotónica, Universidad Politécnica de Madrid, 2004. pp: 9-17.

[Maestre Rendón, 2007] Juan Rodolfo Maestre Rendón: “Imágenes de Resonancia Magnética – Características y aplicaciones para el estudio médico”. Universidad Politécnica de Madrid, 2007. pp: 1-3.

[Hanson, 2016] Lars G. Hanson: “Bloch Simulator for education in MRI and NMR”. Centro Danés de Investigación de Resonancia Magnética, Hvidovre Hospital, 2016. <http://www.drcomr.dk/bloch>. Fecha de último acceso: 16/03/2016.

[Hanson, 2016] “Bloch Simulator for education in MRI and NMR”. Centro Danés de Investigación de Resonancia Magnética, Hvidovre Hospital, 2016. <http://www.drcomr.dk/BlochSimulator/>. Fecha de último acceso: 25/03/2016.

[Jochimsen y Mengerhausen, 2004] Thies H. Jochimsen, Michael von Mengerhausen: “ODIN - Object-Oriented Development Interface for NMR”. Max-Planck-Institute of Cognitive Neuroscience, Journal of Magnetic Resonance, 2004. <http://od1n.sourceforge.net/> Fecha de último acceso: 28/04/2016.

[Overall y Pauly, 2016] William R. Overall y John M. Pauly: “SpinBench”. HeartVista, Inc., Magnetic Resonance Systems Research Laboratory (MRSRL), Stanford University, 2016. <http://www.heartvista.com/spinbench/>. Fecha de último acceso: 2/05/2016.

[Stoecker, 2016] Tony Stoecker: “JEMRIS 2.8, Open source MRI simulations”. German Center for Neurodegenerative Diseases (DZNE), 2016. <http://www.jemris.org/>. Fecha de último acceso: 5/05/2016.

[Liu, 2015] Fang Liu: “MRiLab – A Numerical MRI Simulation Platform”. Department of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison, 2016. <http://mrilab.sourceforge.net/>. Fecha de último acceso: 9/05/2016.

[Liu, 2016] Fang Liu: “MRiLab – A Numerical MRI Simulation Platform”. Department of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison, 2016. <https://sourceforge.net/projects/mrilab/>. Fecha de último acceso: 12/05/2016.

[Benoit-Cattin, 2016] Hugues Benoit-Cattin, Guylaine Collewet, Boubakeur Belaroussi, Christophe Odet, Hervé Saint-Jalmes y Fabrice Bellet: “SIMRI – A versatile and interactive 3D MRI simulator”. Claude Bernard Lyon 1 University, Villeurbanne, France, 2016. <http://www.simri.org/>. Fecha de último acceso: 16/05/2016.