



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

**TRABAJO FIN DE MASTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL**

# **DISEÑO DE BOBINA DE RADIOFRECUENCIA E IMPLEMENTACIÓN DE SECUENCIAS DE PULSOS PARA EQUIPO DE IMAGEN DENTAL POR RESONANCIA MAGNÉTICA**

AUTOR: HÉCTOR SÁNCHEZ IZQUIERDO

TUTOR: ÁNGEL VALERA FERNÁNDEZ

COTUTORA: ELENA DÍAZ CABALLERO

**Curso Académico: 2017-18**



# Agradecimientos

“ A mis familia,  
por apoyarme durante todo este camino. ”



# Resumen

El presente trabajo de fin de Máster en Ingeniería Industrial ha sido desarrollado en el Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular y tiene como objetivo el desarrollo del diseño de una bobina de radiofrecuencia para un equipo de imagen médica por resonancia magnética, así como la implementación de secuencias de pulsos específicas para la visualización de tejido duro. Todo ello orientado a solucionar la problemática de adquisición de imagen de este tipo de tejido (concretamente dientes) mediante resonancia magnética.

Para ello, en primer lugar, se pretende diseñar la bobina de radiofrecuencia del equipo, escogiendo la tipología más adecuada, modelando la misma, y realizando simulaciones con elementos finitos para ajustarse a las especificaciones del equipo. Finalmente, se presentará un diseño listo para fabricarse, con un soporte y un circuito de adaptación. Para esta tarea se usarán programas de modelado 3D (Autodesk Inventor) y de elementos finitos (COMSOL Multiphysics).

En cuanto a las secuencias de pulsos, para la adquisición de imagen de tejidos duros (dientes), se implementarán las secuencias SPRITE y UTE, cuya programación se llevará a cabo usando MATLAB y C/C++. La viabilidad de las mismas se comprobará con ensayos con piezas dentales reales, de manera que se validen y queden listas para incorporarse al *software* del citado equipo. De este modo, quedará desarrollada tanto la parte de *hardware* (el diseño completo de la bobina), como la de *software* (secuencias de pulsos) de la parte de radiofrecuencia del equipo MRI para imagen dental.

**Palabras Clave:** Resonancia magnética, MRI, radiofrecuencia, secuencias de pulsos, dientes, elementos finitos, SPRITE, UTE, bobina, tejido duro, imagen médica.



# Resum

El present treball de fi de Màster en Enginyeria Industrial ha estat desenvolupat a l'Institut d'Instrumentació per a Imatge Molecular i té com a objectiu el desenvolupament del disseny d'una bobina de radiofreqüència per a un equip d'imatge mèdica per ressonància magnètica, així com la implementació de seqüències de polsos específiques per a la visualització de teixit dur. Tot això orientat a solucionar la problemàtica d'adquisició d'imatge d'aquest tipus de teixit (concretament dents) mitjançant ressonància magnètica.

Per a això, en primer lloc, es pretén dissenyar la bobina de radiofreqüència de l'equip, escollint la tipologia més adequada, modelant la mateixa, i realitzant simulacions amb elements finits per ajustar-se a les especificacions de l'equip. Finalment, es presentarà un disseny enllestit per fabricar-se, amb un suport i un circuit d'adaptació. Per a aquesta tasca es faran servir programes de modelatge 3D (Autodesk Inventor) i d'elements finits (COMSOL Multiphysics).

Pel que fa a les seqüències de polsos, per a l'adquisició d'imatge de teixits durs (dents), es durà a terme la implementació de les seqüències SPRITE i UTE, la programació es durà a terme utilitzant MATLAB i C / C ++. La viabilitat de les mateixes es comprovarà amb assajos amb peces dentals reals, de manera que es validin i quedin enllestides per incorporar-se al programari de l'esmentat equip. D'aquesta manera, quedarà desenvolupada tant la part de *hardware* (el disseny complet de la bobina), com la de *software* (seqüències de polsos) de que fa a la part de radiofreqüència de l'equip MRI per imatge dental.

**Paraules clau:** Ressonància magnètica, MRI, radiofreqüència, seqüències de polsos, dents, elements finits, SPRITE, UTE, bobina, teixit dur, imatge mèdica.



# Abstract

This Industrial Engineering Master's Degree Thesis has been developed at the *Instituto de Instrumentación para Imagen Modular* and pretends to carry out the design of a radiofrequency coil for a magnetic resonance equipment. It also pretends to implement specific pulse sequences for hard tissue visualization. All of this is done to resolve the difficulties of getting images of this type of tissue (specifically teeth) by magnetic resonance imaging.

To achieve these goals, we pretend to design the radiofrequency coil for the equipment, choosing the most appropriate typology, modeling it, and carrying out simulations with finite elements to adjust the coil to the equipment specifications. Finally, a design ready for being built, with support and an adaptation circuit will be presented. For this task, 3D modelling software (Autodesk Inventor) and finite elements software (COMOSOL Multiphysics) will be used.

Regarding the pulse sequences for hard tissues image acquisition (teeth), SPRITE and UTE sequences will be implemented. Its programming will be carried out using MATLAB and C/C++. The viability of these sequences will be checked with tests using real dental pieces. Thus, they will be validated and will be ready to be included in the equipment software. In this way, the hardware (the coil complete design) and the software (pulse sequences) of the radiofrequency part of the MRI dental equipment will be developed.

**Keywords:** Magnetic resonance imaging, MRI, radiofrequency, pulse sequences, teeth, finite elements method, SPRITE, UTE, coil, hard tissue, medical imaging.



# Índice general

Resumen	v
Índice general	XI
I Memoria	1
1 Introducción	3
1.1 Objetivos del trabajo	4
1.2 Estructura del documento	5
2 Imagen por resonancia magnética. Principales conceptos y fundamentos	7
2.1 Fundamentos de la imagen por resonancia magnética	7
2.1.1 Fundamentos físicos	7
2.1.2 Formación de la imagen	12
2.1.3 Secuencias de pulsos	15
a. Secuencia SPIN-ECHO (SE)	16
b. Secuencia GRADIENT-ECHO (GE)	17
2.1.4 Equipo e instrumentación	18
a. Radiofrecuencia (RF)	19
2.2 Introducción a la problemática de la visión de tejido duro	20
2.2.1 Tejido duro y tejido blando	20
2.2.2 Anatomía dental	21
3 Diseño y fabricación de una bobina de radiofrecuencia	23
3.1 Especificaciones	23
3.2 Diseño de la bobina	24
3.3 Simulación de la bobina	27
3.3.1 Definición de la física del problema	28
3.3.2 Definición de la geometría y las condiciones de contorno	28
3.3.3 Mallado del modelo	30

3.3.4 Ejecución de la simulación por elementos finitos . . . . .	32
3.4 Adaptación de la bobina . . . . .	32
3.4.1 Inclusión del circuito de adaptación en el modelo de simulación . . . . .	34
3.4.2 Diseño de la placa de circuito impreso para el circuito de adaptación. . . . .	35
3.5 Diseño del soporte . . . . .	36
3.6 Resultados . . . . .	39
3.6.1 Diseño final de la bobina. . . . .	39
3.6.2 Resultados de la simulación. . . . .	40
3.6.3 Resultados de la adaptación de la bobina. . . . .	44
3.6.4 Resultados de la simulación final de la bobina adaptada. . . . .	47
4 Programación de secuencias de pulsos orientadas a la visualización de dientes: SPRITE, UTE . . . . .	53
4.1 Introducción y planteamiento de la visualización de tejido duro en resonancia magnética . . . . .	53
4.1.1 Equipo de pruebas. . . . .	56
a. RadioProcessor-G SpinCore . . . . .	56
b. Software de control MRIGUI. . . . .	58
c. Otros elementos . . . . .	60
4.2 Secuencia SPRITE: Simple Point Ramped Imaging with T1 Enhancement. . . . .	61
4.2.1 Implementación de SPRITE en el equipo . . . . .	63
4.3 Secuencia UTE: Ultra Short Echo Time . . . . .	63
4.3.1 Implementación de UTE en el equipo . . . . .	66
4.4 Resultados . . . . .	66
4.4.1 Resultados de la secuencia SPRITE . . . . .	71
4.4.2 Resultados de la secuencia UTE . . . . .	77
5 Conclusiones y trabajos futuros . . . . .	79
5.1 Conclusiones Extraídas . . . . .	79
5.2 Trabajos futuros . . . . .	81
II Presupuesto . . . . .	83
III Planos . . . . .	89
Lista de figuras . . . . .	99
Lista de tablas . . . . .	103
Bibliografía . . . . .	105

**Parte I**

**Memoria**



## Capítulo 1

# Introducción

*En este primer capítulo de este trabajo se pretende presentar brevemente la resonancia magnética como una de las técnicas actuales de imagen médica más utilizadas, exponiendo sus ventajas y desventajas. También se plantearán los objetivos del presente trabajo, así como una breve explicación de la estructura y contenidos del mismo.*

La imagen por resonancia magnética, IRM, o también conocida por sus siglas en inglés MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) es una de las técnicas de imagen médica más utilizada en la medicina moderna. Su popularidad es debida a que ofrece un excelente contraste entre tejidos blandos con una alta resolución espacial. Además, se trata de una técnica no invasiva, que no hace uso de ningún tipo de radiación ionizante y que es incruenta. Utiliza campos magnéticos para obtener información gráfica sobre el cuerpo gracias al fenómeno de la resonancia magnética nuclear. Por ello es también conocida como imagen por resonancia magnética nuclear (IRMN) o tomografía por resonancia magnética (TRM).

Tiene como principal aplicación la detección de cáncer y otras patologías debido a las características ya mencionadas y la capacidad de demostrar cambios fisiológicos dinámicos. Por ello es una de las técnicas más comunes y ampliamente extendidas, por lo que prácticamente la totalidad de instalaciones de radiología cuenta con equipos específicos para este fin.

A pesar de su potencial, existen ciertos factores limitantes de esta tecnología que hacen que actualmente deba convivir con otras técnicas de imagen:

- En primer lugar, con la tecnología actual se precisa un tiempo muy elevado para realizar la adquisición de una imagen. Esto se explicará más adelante cuando se expongan los principios fundamentales. Estos largos tiempos se consideran un inconveniente debido a los problemas que generan en los pacientes. Las largas exposiciones dentro de las estructuras cilíndricas típicas de los equipos de resonancia magnética pueden producir claustrofobia y nerviosismo en los pacientes. Además, para lograr una buena calidad de imagen es necesario que el paciente no se mueva, lo cual es difícil de conseguir de manera prolongada. Por último, el hecho de que consista en pruebas muy largas hace que el número de pacientes que se puedan tratar sea pequeño, lo que conlleva un impacto en el sistema sanitario y económico.

- En segundo lugar, los equipos de resonancia magnética tienen un alto coste al ser máquinas complejas que requieren unas condiciones de operación particulares.
- Por último, la imagen por resonancia magnética tiene ciertas funcionalidades limitadas, es decir, actualmente no sirve para visualizar todo tipo de tejidos. Su principal uso está restringido a tejido blando, quedando la visualización de tejido duro (huesos, dientes, etc) relegada a otras técnicas de imagen médica.

Es este último punto en el que se centra este trabajo de fin de máster. Aunque los equipos actuales están orientados a la visualización de tejido blando, es posible realizar resonancias magnéticas para obtener imágenes de tejido duro. Las técnicas necesarias para dicho fin son el objetivo de la segunda parte de este trabajo de final de máster.

## 1.1 Objetivos del trabajo

Este trabajo ha sido realizado en el Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular (I3M), centro mixto del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) y de la Universitat Politècnica de València (UPV). Como colaboradores se ha contado con Tesoro Imaging S.L. y Weinberg Medical Physics LLC.

A partir de lo expuesto en el punto anterior, en este trabajo de fin de máster se pretende alcanzar los siguientes objetivos:

- Estudiar y comprender los fundamentos de la resonancia magnética, en especial los aspectos relacionados con la radiofrecuencia y las secuencias de pulsos.
- Introducir la problemática de la visualización de tejido duro en MRI. Contemplar las diferentes alternativas que pueden existir para lograr este fin.
- Estudiar y llevar a cabo el diseño de una bobina de radiofrecuencia para un determinado equipo y especificaciones. Realizar también su circuito de adaptación, así como el soporte necesario y la caracterización del diseño final para lograr un prototipo funcional.
- Analizar las secuencias de pulsos actuales para la visualización de tejido duro. Implementación de secuencias tipo SPRITE y UTE.
- Estudio y pruebas de viabilidad de las secuencias desarrolladas con piezas dentales, en un equipo de resonancia magnética de bajo coste.
- Extracción de conclusiones con los resultados obtenidos sobre el diseño de una bobina de radiofrecuencia y sobre los pulsos implementados para la visualización de tejido duro.

## 1.2 Estructura del documento

En cuanto a la estructura del documento, en el **capítulo 2** se expondrá con detenimiento el funcionamiento teórico de la resonancia magnética, así como los principios físicos y matemáticos que la hacen posible. Este punto teórico e introductorio es necesario, ya que el funcionamiento de esta técnica no es trivial y es menos directo que el de otras alternativas de imagen médica como pueden ser los ultrasonidos, la tomografía por emisión de positrones (PET), o la tomografía axial computerizada (TAC, o TC). También se realizará una descripción de los componentes y el equipo necesario para llevar a cabo una resonancia magnética. Por otra parte, se presentará la problemática de adquirir imagen de tejido duro (huesos, dientes, etc) mediante MRI.

En el **capítulo 3** se estudiarán diferentes tipologías de bobinas de radiofrecuencia, y se escogerá la más idónea para satisfacer ciertas especificaciones para un nuevo equipo de resonancia magnética. También se realizará el diseño de la misma haciendo uso de *software* de modelado 3D (Autodesk INVENTOR [Inv]) y se simulará su funcionamiento mediante elementos finitos (COM-SOL Multiphysics [Com]). Los resultados de esta simulación se tratarán con MATLAB [Mat] para presentarlos de manera que aporten información útil sobre el comportamiento de la bobina.

Por otra parte, en el **capítulo 4** se realizará el desarrollo de las secuencias de pulsos para tejido duro. Se realizará la programación utilizando MATLAB de secuencias de pulsos tipo SPRITE o UTE. Además, se llevarán a cabo pruebas con piezas dentales y será en este capítulo donde se muestren las imágenes logradas.

Finalmente, en el **capítulo 5**, se expondrán las conclusiones a las que se puede llegar con el trabajo desarrollado y se propondrán trabajos futuros teniendo en cuenta los resultados obtenidos. Junto a esta memoria también se presenta en este documento un presupuesto del proyecto y los planos realizados en el diseño de la bobina de radiofrecuencia.



# Imagen por resonancia magnética. Principales conceptos y fundamentos

*En este capítulo se describen los aspectos fundamentales de la imagen por resonancia médica necesarios para abordar y contextualizar este trabajo de fin de máster. Más información detallada puede encontrarse en [WR11][Mor+06][ZM07].*

## 2.1 Fundamentos de la imagen por resonancia magnética

### 2.1.1 Fundamentos físicos

El fundamento básico que hace posible la imagen por resonancia magnética es una propiedad física de partículas subatómicas conocida como *espín* por la cual las mismas poseen un momento angular,  $\mu$ , de valor fijo, que crea un campo magnético a su alrededor. Se trata de una propiedad subatómica intrínseca, al igual que la carga y la masa que puede adquirir valores cuantizados, es decir, solo enteros o semienteros discretos. Aunque el espín es una propiedad cuántica, es habitual visualizarlo como una partícula rotando sobre sí misma. Sobre su eje coinciden el momento magnético y el espín, los cuales son proporcionales [ZM07].

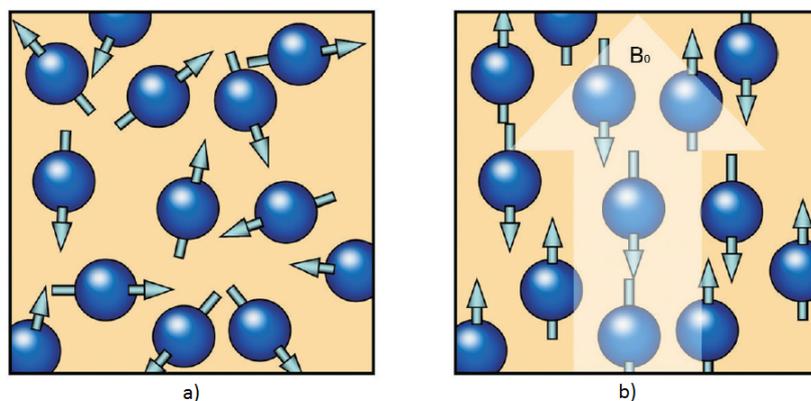
No todos los átomos presentan esta propiedad, y es en este fenómeno en el que se apoya la resonancia magnética. El espín del átomo viene definido por los espines individuales de sus partículas subatómicas. En átomos en los que el número de protones no es igual que el de neutrones, es decir, con un número másico impar, aparece un momento angular o espín. Estos átomos son conocidos como núcleos activos, y son útiles para la MRI. Al someter a los núcleos activos a la acción de un campo magnético, estos tienden a alinear su eje de rotación con la dirección de dicho campo magnético. Esto es debido a que dichos núcleos tienen un momento angular y cargas eléctricas positivas (protones), por lo que según la ley de inducción electromagnética, al tratarse de cargas eléctricas en movimiento (rotación), adquieren un momento magnético y se alinean con campos magnéticos externos [WR11]. Este comportamiento puede asemejarse al de un pequeño imán situado en el interior de un campo magnético, y recibe el nombre de **polarización**.

La mayoría de las resonancias magnéticas clínicas actuales se basan en el núcleo de hidrógeno o protón simple, que posee la propiedad de espín. El átomo de hidrógeno es el más abundante en el cuerpo humano debido a su existencia en las moléculas de agua y grasa, aunque otros núcleos

también presentes en el cuerpo humano como pueden ser el carbono 13, el nitrógeno 15, etc, también son núcleos activos útiles para la resonancia magnética.

Concretamente, es uno de los isotopos del hidrógeno, el protio ( $^1\text{H}$ ), el núcleo empleado en MRI. Contiene un solo protón (sin neutrones), y esto le confiere un momento magnético relativamente grande. Para el protio sólo existen dos estados de energía debido a su número de espín nuclear  $S = 1/2$  (al igual que  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ , o  $^{31}\text{P}$ ).

En ausencia de un campo magnético, los átomos de hidrógeno en el cuerpo se encuentran orientados de manera aleatoria. Al someterlos a un campo magnético externo, los espines tienden a alinearse con la dirección principal de dicho campo magnético, de manera paralela (estado de baja energía) o antiparalela (estado de alta energía), debido a los dos únicos posibles estados de energía del hidrógeno. Esto puede observarse en la figura 2.1, donde los espines se alinean de manera paralela (mismo sentido que el campo magnético) o antiparalela (sentido opuesto).



**Figura 2.1:** a. Alineamiento aleatorio es ausencia de campo magnético externo. b. Alineamiento con campo magnético externo  $B_0$ . [WR11]

Al ser el estado paralelo el de menor energía, existe una mayoría de núcleos que se alinean en el mismo sentido que el campo magnético principal, por lo que los átomos de hidrógeno producen un vector magnético,  $M$ , con un valor suficiente como para ser usado en MRI (siendo las siglas en inglés de este fenómeno *NMV: net magnetization vector*). El vector  $M$  indica el balance entre espines en el estado de baja energía y el de alta. Esta es la señal que hace posible obtener una imagen a partir del uso de campos magnéticos. Conforme el campo magnético al que se someten los espines es mayor, este vector magnético es mayor, lo que produce una mejor señal.

Además, los espines orientados en la dirección de un campo realizan otro movimiento alrededor de un eje paralelo a dicho campo conocido como **precesión** (figura 2.2), moviéndose a una frecuencia de giro conocida como la frecuencia de Larmor. El valor de esta frecuencia viene determinado por la ecuación 2.1, conocida como la Ecuación de Larmor.

$$\omega_0 = B_0 \times \lambda \quad (2.1)$$

donde:

$\omega_0$  Frecuencia de Larmor

$B_0$  Campo magnético principal

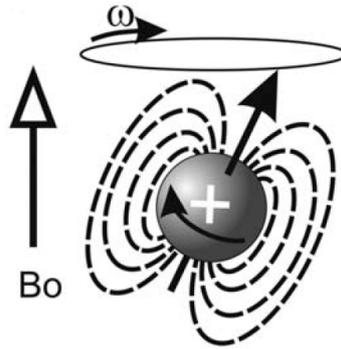


Figura 2.2: Movimiento de precesión. [PK12]

### $\lambda$ Constante giromagnética nuclear

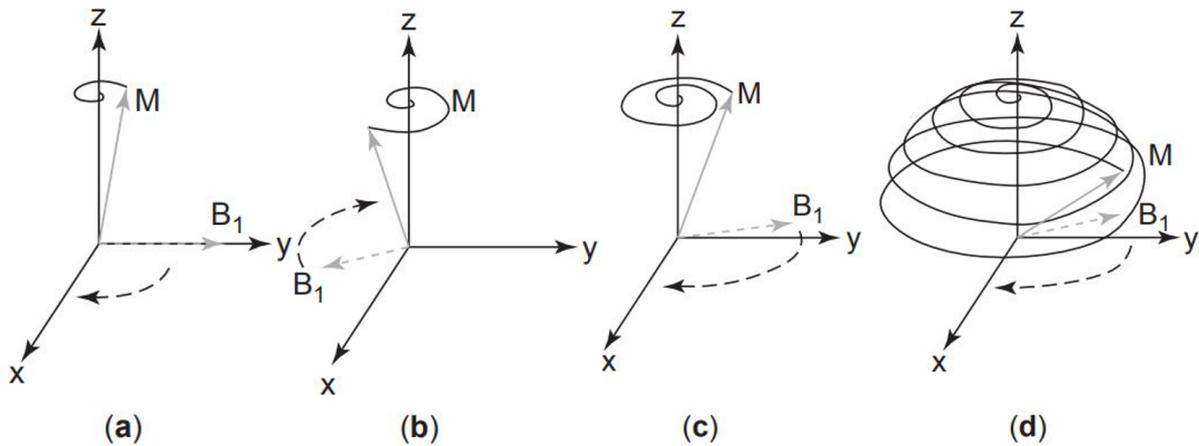
La constante giromagnética nuclear,  $\lambda$ , es una propiedad de cada núcleo, y suele venir expresada en MHz/T. De esta manera, para un mismo campo magnético, diferentes átomos precesaran a diferentes frecuencias. Con un campo magnético principal más fuerte, la frecuencia de Larmor será mayor. En el caso del protio,  $\lambda$  adquiere un valor de 42,57 MHz para un campo de 1 Tesla. En MRI el campo magnético externo al que se someten los espines para alinearnos y entorno al cual precesan se conoce como campo magnético principal ( $B_0$ ) y normalmente está producido por un gran imán con una cavidad donde se introduce al paciente.

El siguiente fenómeno que hace posible la MRI, es el de **resonancia** o excitación. Cuando un núcleo se ve expuesto a una perturbación de frecuencia similar o igual a la frecuencia natural del átomo, este gana energía de dicha perturbación, de manera que se dice que el núcleo o átomo resuena. Esta absorción de energía produce que algunos de los espines que se encuentran en el estado de baja energía pasen al estado de alta energía. La diferencia de energía entre las dos poblaciones corresponde a la energía necesaria para producir resonancia por excitación.

En el caso de la MRI, la resonancia se logra creando un campo magnético  $B_1$ , generado a la frecuencia de Larmor, actúa sobre los espines alineados con un campo magnético principal  $B_0$ . Si  $B_1$  es estático, los espines expuestos a  $B_0$  y  $B_1$  tienden a linearse con la resultante de ambos campos. Sin embargo, al crear un campo  $B_1$  de frecuencia igual a la frecuencia de precesión de los espines, la magnetización (vector  $M$ ) acaba quedando alineada solamente en la dirección del campo  $B_1$ . Este fenómeno puede observarse en la figura 2.3. El campo  $B_1$  es perpendicular al plano  $B_0$  sobre el cual se encuentra precesando el vector de magnetización  $M$  y al rotar su dirección sobre el plano transversal (x-y) a la misma frecuencia que la frecuencia de Larmor, el vector  $M$  comienza a inclinarse hasta alcanzar el ángulo de  $90^\circ$  al que se encuentra  $B_1$ .

El campo  $B_1$  es producido en la MRI por una bobina de radiofrecuencia. Alimentando dicha bobina, se puede obtener un campo magnético  $B_1$  en una determinada dirección y a una frecuencia igual a la de precesión de los espines. Por esto, al campo  $B_1$  también se le conoce como el *campo de RF*.

Al ángulo de inclinación alcanzado por el vector  $M$  se le conoce en la literatura anglosajona como *flip angle*. El grado de inclinación depende de la duración y la amplitud del pulso de radiofrecuencia. Comúnmente, se alcanza una inclinación o *flip angle* de  $90^\circ$ , pero otras inclinaciones pueden ser de interés en MRI.



**Figura 2.3:** Proceso de inclinación al aplicar un pulso de RF, generando un campo  $B_1$ . [Mor+06]

Por otra parte, los espines afectados por esta excitación, entran en resonancia y fase, o lo que es lo mismo, adquieren energía y empiezan a girar todos desde el mismo punto de su trayectoria de precesión a la misma velocidad.

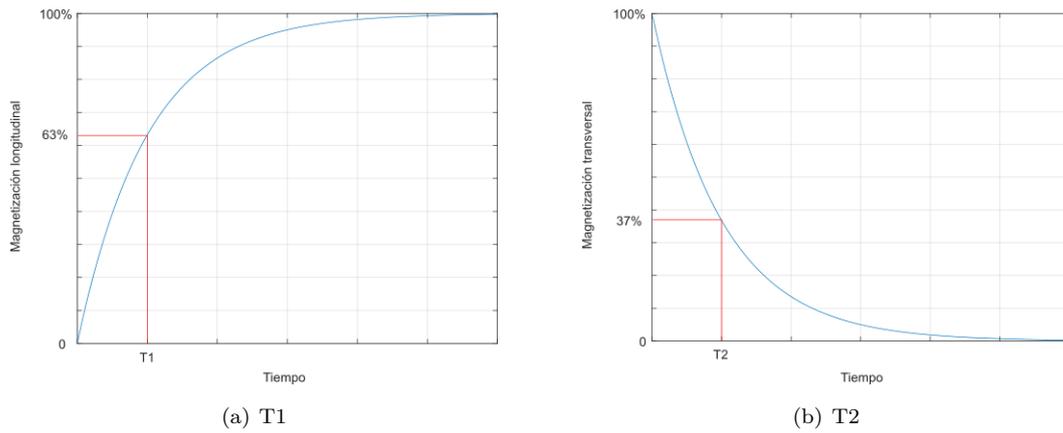
El último fenómeno relevante para la MRI es el de **relajación**. En el momento en el que el pulso de radiofrecuencia cesa, deja de existir un campo  $B_1$ , por lo que los espines pierden energía, dejan de estar alineados con la dirección transversal y vuelven a estar únicamente influenciados por el campo magnético principal,  $B_0$ . Por tanto, análogamente a como los espines cambian su alineación con  $B_0$  a  $B_1$ , en este caso los espines vuelven a quedar alineados con  $B_0$ . A este proceso por el cual los núcleos de hidrógeno pierden energía se le conoce como relajación, y dentro del mismo existe:

- Una recuperación de la magnetización longitudinal producida por la cesión de energía por parte de los núcleos a su entorno. Al tiempo en el que se ha recuperado el 63 % de la magnetización longitudinal se le llama **T1**. (Figura 2.4)
- Un decaimiento de la señal en el plano transversal debido a las interacciones entre los espines. Al tiempo en el que se ha perdido un 63 % de la magnetización transversal (o que queda un 37 %) se le llama **T2**. Esta pérdida de señal en el plano transversal se debe a la pérdida de fase entre los espines. (Figura 2.4)

Ambos procesos siguen una tendencia exponencial, y T1 siempre es mayor que T2. Sus valores pueden variar desde segundos hasta microsegundos. Los diferentes tejidos que conforman el cuerpo humano presentan diferentes tiempos de relajación, hecho que es utilizado para obtener contraste en las imágenes, puesto que los espines de los diferentes tejidos tendrán su magnetización orientada de distinta manera según el instante de tiempo. A esta diferenciación se le llama ponderación en T1 o en T2.

Existe otro concepto más en cuanto a relajación se refiere, el T2\*, que trata de corregir el planteamiento perfecto del T2 e incorpora los efectos de desfase de los espines ya contemplados en el T2, y añade los producidos por las inhomogeneidades del campo  $B_0$ . Por tanto, es evidente que el tiempo T2\* será siempre menor que el T2.

Todo el comportamiento dinámico de la magnetización (polarización, precesión, excitación resonancia) queda descrito en la ecuación de Bloch [Blo46].



**Figura 2.4:** Tiempos de recuperación de la magnetización en el eje longitudinal (T1) y decaimiento de la magnetización en el eje transversal (T2).

$$\frac{dM}{dt} = (M \times \lambda B_0) + \frac{M_0 - M_z}{T_1} - \frac{M_{xy}}{T_2} \quad (2.2)$$

siendo:

$M$  Vector Magnetización

$M_0$  Magnetización resultante de someter al espín al campo magnético principal  $B_0$

$M_z$  Magnetización en el plano longitudinal

$M_{xy}$  Magnetización en el plano transversal

$T_1$  Tiempo de relajación de la magnetización longitudinal

$T_2$  Tiempo de relajación de la magnetización transversal

$\lambda$  Constante giromagnética nuclear

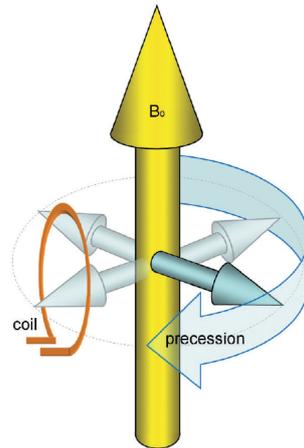
Una vez conocidos los fenómenos físicos de importancia en la resonancia magnética, es posible explicar brevemente como se utilizan todos ellos para lograr obtener imágenes.

El paciente o la muestra se introduce en un campo magnético principal, o  $B_0$  (comunmente en la dirección Z), lo que produce la alineación de todos sus espines en la dirección de dicho campo magnético. Adicionalmente, estos espines comenzarán a precesar alrededor de la dirección del campo  $B_0$  a la frecuencia de Larmor. Es en ese momento en el que se emite un pulso de radiofrecuencia<sup>1</sup> exactamente a la frecuencia de Larmor del protio. De esta manera los otros núcleos, que también se han alineado con el campo magnético  $B_0$ , no resuenan ya que su frecuencia de precesión es distinta, y solamente los átomos de hidrógeno absorben energía. El vector  $M$  abandona su posición paralela a  $B_0$  (dirección o plano longitudinal) y queda orientado perpendicular al mismo (dirección o plano transversal). Durante esta inclinación, el vector de magnetización rota a la frecuencia de Larmor. Es entonces con el vector de magnetización precesando en el plano transversal a la frecuencia de Larmor cuando se puede proceder a obtener una señal procedente de los átomos de hidrógeno de la muestra o paciente. Al tratarse de un campo magnético oscilante, si una bobina se coloca en un área bajo la acción de dicho campo, por la ley de inducción electromagnética de Faraday, se induce un voltaje en la bobina (figura 2.5)<sup>2</sup>. Este es el principio por el cual se obtiene

<sup>1</sup>Se considera radiofrecuencia a la banda del espectro electromagnético situada entre 3 KHz y 300 GHz

<sup>2</sup>Debido al fenómeno de relajación explicado anteriormente, en cuanto el pulso de RF cesa, el vector de magnetización deja de estar situado en el plano transversal y vuelve a alinearse con  $B_0$ . De esta manera, la señal que se puede adquirir con

una señal eléctrica a partir de los núcleos de hidrógeno del paciente, de manera que posteriormente se podrá crear una imagen a partir de la señal obtenida. Sin embargo, la señal captada por la antena de radiofrecuencia es demasiado débil para aportar información y obtener una imagen, por ello, lo que en realidad se lee es un eco de la misma. A continuación se expondrá de manera detallada esta obtención de la imagen a partir de la señal producida por los espines en resonancia, así como de todo el equipo que hace lo hace posible.



**Figura 2.5:** Recepción de la señal generada por el vector de momento magnético precesando en el plano transversal. [WR11]

### 2.1.2 Formación de la imagen

La señal de los núcleos que han sido excitados debe ser distinguible espacialmente, es decir, se debe poder saber de qué parte de la muestra procede cada señal para reconstruir la imagen. Aprovechando que los espines precesan a distinta frecuencia según sea la intensidad del campo a la que están sometidos (ecuación 2.1), puede utilizarse esta propiedad para conocer la localización espacial de las señales recibidas según su frecuencia. Para conseguir esta diferencia de frecuencias, se necesita un campo magnético con intensidad variable a lo largo del espacio. La tarea de conseguir este campo variable en intensidad pero no en dirección, es llevada a cabo por gradientes. Los gradientes son alteraciones de la intensidad del campo magnético principal  $B_0$  producidas por pares de bobinas. Al alimentar estas bobinas se produce un aumento de la magnitud del campo en una cierta región, y una disminución en otra, quedando la región central con la misma intensidad del campo inicial (isocentro). De esta manera, suponiendo un gradiente que actúe linealmente sobre el eje X, la frecuencia de resonancia o frecuencia de Larmor de espines situados a lo largo de ese eje será:

$$\omega(x) = \lambda(B_0 + Gx) \quad (2.3)$$

siendo:

$G$  la intensidad del gradiente

$x$  la posición en el eje X desde el isocentro (positiva o negativa)

---

una bobina perpendicular al plano transversal va disminuyendo a medida que la relajación tiene lugar. A este fenómeno se le conoce en la literatura anglosajona como *free induction decay (FID)*.

Con esto se consigue que unos espines se aceleren y otros se frenen, por lo que la posición de cada espín puede ser identificada a lo largo de la zona de acción del gradiente con su frecuencia de precesión. A este fenómeno se le llama codificación espacial. Para lograr una codificación espacial completa, en los equipos de MRI se colocan dos gradientes más en los otros dos ejes del espacio, para tener un campo magnético con tendencia lineal en las tres dimensiones. Por convenio, se toma como eje Z el eje de la dirección del campo magnético principal, como eje Y el vertical y como X el restante. En los tres casos, el isocentro, punto central de los tres ejes, permanece con el valor de  $B_0$ . Con los gradientes actuando, es posible realizar las siguientes tres funciones de codificación:

- **Selección del plano tomográfico (o slice selection):** Aplicando un pulso de RF con un determinado ancho de banda entorno a una la frecuencia, es posible hacer resonar los espines cuya frecuencia de Larmor coincide con la frecuencia del pulso, así como los que se encuentren dentro de la banda emitida en el pulso. De esta manera, al aplicar un gradiente, es posible seleccionar un plano tomográfico y hacer resonar a los espines de la región donde sus frecuencias de precesión coincidan con el ancho de banda del pulso. Para aumentar el grosor del plano seleccionado se puede utilizar gradientes con menor amplitud, o anchos de banda del pulso de RF mayores, y para disminuir el grosor, lo contrario, gradientes con mayores amplitudes o anchos de banda más estrechos. El gradiente encargado de esta función debe actuar durante la emisión del pulso de RF, como es lógico, en el eje longitudinal (Z). En la literatura anglosajona es conocido como *slice selection gradiente*.
- **Codificación de frecuencia (o frequency encoding):** Con el plano tomográfico seleccionado, durante la lectura de la señal procedente de los espines, se activa el segundo gradiente, en otra de las direcciones del espacio (normalmente X o Y). De la misma manera que sucede con el gradiente de selección de plano, la variación del campo generada por el mismo produce que los espines a lo largo del eje de actuación (X o Y), tengan frecuencias de precesión distintas. Recibe el nombre también de *readout gradient*. La amplitud de este gradiente determina el campo de visión de la muestra en este eje, es decir, define el tamaño del campo de visión o *field of view* (FOV) del eje en el que se aplica.
- **Codificación de fase (o phase encoding):** Este último gradiente se aplica después del pulso de excitación, sobre el eje restante (X o Y), y altera la fase de los espines a lo largo de su eje de actuación. La amplitud del gradiente de codificación de fase determina el grado de desplazamiento de fase a lo largo del eje de actuación. Los núcleos sometidos a un mayor campo magnético se adelantan en fase respecto a aquellos con un campo menor. Al apagar el gradiente los núcleos estarán desfasados, pero volverán a precesar a la misma frecuencia. De esta manera, se logra una codificación utilizando la fase.

Con la activación de los gradientes se obtiene por tanto una codificación espacial: seleccionando un plano tomográfico, y logrando una variación en la frecuencia de precesión en un eje y en la fase en el restante. Ahora es posible saber de qué posición en el espacio proviene una señal recibida en la bobina en función de su frecuencia y su posición a lo largo de su recorrido de precesión, es decir, su fase.

Para obtener posteriormente una imagen<sup>3</sup>, debe almacenarse toda la información proveniente de las señales captadas por la bobina de lectura, y esto se hace en el **espacio k**. Recibe su nombre

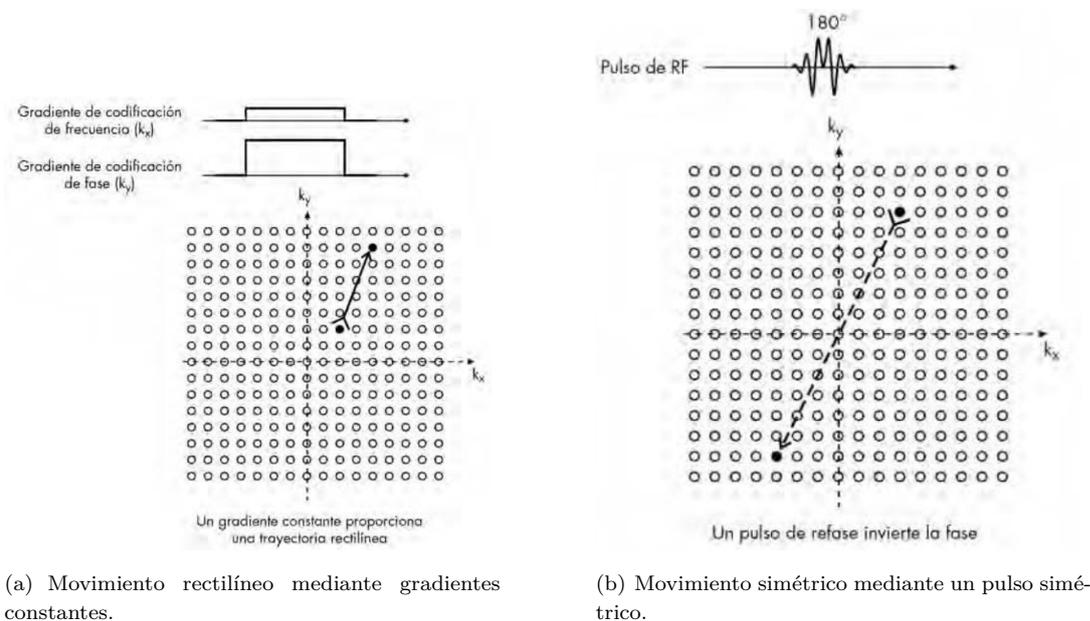
---

<sup>3</sup>Para más información sobre el proceso de formación de la imagen, así como del funcionamiento del espacio k y las técnicas de llenado del mismo se recomienda consultar la bibliografía referenciada a lo largo del capítulo, pues no es el

debido a que la frecuencia espacial suele venir representada por la letra  $k$ . Su unidad es el radian por centímetro y se encuentra en el dominio de la frecuencia. Sus ejes corresponden a los ejes de frecuencia (horizontal) y de fase (vertical). En el espacio  $k$  se almacenan, o mejor dicho, se digitalizan, los ecos de las señales provenientes de la relajación los núcleos excitados. A partir de estos valores, se puede aplicar la transformada de Fourier para identificar a partir de la frecuencia espacial.

El proceso de digitalización de las señales analógicas captadas está compuesto de manera simplificada por una amplificación de la señal, una demodulación (que da lugar a los dos componentes del espacio  $k$ : real e imaginario), y finalmente un muestreo, que debe cumplir con la frecuencia de Nyquist. En la resonancia magnética convencional, cada una de las líneas del espacio  $k$  corresponde al eco proveniente de una señal de excitación (o pulso de RF). En cada adquisición, el gradiente de frecuencia es activado produciendo así una línea horizontal de la matriz y el gradiente de fase es activado previamente de manera que produce un desplazamiento vertical y cambia de línea de la matriz. Para moverse por los diferentes puntos del espacio  $k$  solo existen dos maneras:

- Aplicando gradientes: Al aplicar el gradiente de codificación de frecuencia es posible desplazarse horizontalmente en el espacio  $k$ , y al aplicar el de codificación de fase es posible hacerlo verticalmente. Mientras el gradiente sea constante la trayectoria será rectilínea. Puede deducirse que si se aplican ambos a la vez, la trayectoria puede ser diagonal, curva, etcétera, dependiendo de la intensidad de ambos (figura 2.6(a)).
- Aplicando pulsos de refase: En este caso, aplicando un pulso de RF que consiga el refase de los espines excitados, es posible moverse en el espacio  $k$  a un punto simétrico con respecto del origen (figura 2.6(b)).



**Figura 2.6:** Movimiento por el espacio  $k$ . [ZM07]

objetivo de éste exponer los detalles del proceso de formación de la imagen de resonancia magnética, si no introducir los conceptos necesarios para la contextualización y comprensión de ese trabajo fin de máster.

La resolución deseada de la imagen influye en el número de codificaciones de fase y frecuencia que deben realizarse. En cada punto de la matriz se almacena un valor, que no debe confundirse con la información de un píxel de la imagen real, pues cada punto contiene información sobre la imagen completa. Las transformadas de Fourier permiten pasar de espacio k a imagen real y viceversa [ZM07]. Los valores más externos de la matriz están más relacionados con la resolución espacial, mientras que los valores más internos están más vinculados al contraste. La forma de adquirir la información que se almacena en el espacio k está muy relacionado con parámetros importantes como la resolución de la imagen final, el campo de visión (FOV) o el tiempo total de adquisición. Cabe destacar algunas técnicas de llenado del espacio k que hacen uso de lecturas parciales (aprovechando la simetría del espacio k) o recorren el espacio de manera diferente a la típica trayectoria rectilínea (radial, espiral, etc). Con la completa adquisición del espacio k solo resta realizar la transformada de Fourier de los datos almacenados para obtener la imagen final.

### 2.1.3 *Secuencias de pulsos*

Las secuencias de pulsos son el siguiente punto básico que debe introducirse en este capítulo. Se entiende como secuencia de pulsos a

*la combinación de pulsos de radiofrecuencia y gradientes de campo magnético que se aplican de forma ordenada y secuencial, bajo el control de un ordenador, de forma que sean capaces de proporcionar información relevante sobre la muestra.*[ZM07]

Antes de exponer algunas de las secuencias más importantes, existen dos conceptos que deben ser introducidos:

- **TE (tiempo de eco):** Tiempo que transcurre entre el pulso de RF (normalmente para tumbar el vector de magnetización  $90^\circ$ ) y el centro de la adquisición cuando la señal o eco es máxima. Controla la cantidad de decaimiento de la señal en el plano transversal que llega a ocurrir ( $T_2$ ).
- **TR (tiempo de repetición):** Tiempo que transcurre entre un pulso de RF para un plano tomográfico y el siguiente. Controla la cantidad de recuperación longitudinal que llega a ocurrir ( $T_1$ ).

Variando los parámetros que conforman una secuencia de pulsos (periodos de tiempo, amplitud de los gradientes, orden de ejecución, etc) se logran diferentes secuencias de pulsos, con aplicaciones e imágenes distintas, pues dependiendo de la secuencia es posible observar unos contrastes u otros. A continuación se expondrán las dos secuencias más básicas e importantes, ya que de su principio de funcionamiento se derivan muchas otras.

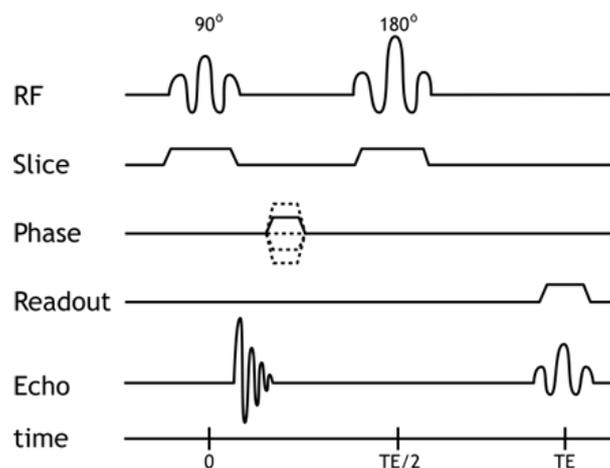
a. *Secuencia SPIN-ECHO (SE)*

La secuencia Spin Echo se basa en el uso de ecos de la señal para lograr la imagen por resonancia magnética. En primer lugar, se define un pulso de excitación que logre un *flip angle* de  $90^\circ$ . Con esto se logra situar completamente el vector de magnetización (NMV) en el plano transversal, por lo que se induce un voltaje en la bobina de lectura. Junto al pulso de RF se aplica el gradiente de selección de plano tomográfico (*Slice Gradient*). Cuando el pulso de RF cesa, comienza la caída de inducción libre (FID), por lo que la señal cada vez es más débil. Por ello, se aplica un pulso de  $180^\circ$  que invierte el vector y se produce el refase. Los momentos magnéticos que se encontraban desfasándose y volviendo a alinearse con  $B_0$ , vuelven a estar en fase y a reagruparse generando que el vector de magnetización vuelva a producir en la bobina una señal más fuerte. A este fenómeno se le conoce como eco de espín, pues este eco muestra un máximo. Entre los dos pulsos de RF, los gradientes de fase y de frecuencia se activan para moverse por las filas del espacio k que se deseen adquirir, y durante el el pulso de refase se activa el gradiente de frecuencia para realizar la adquisición y rellenar la correspondiente fila.

Con esta secuencia se pueden obtener imágenes potenciadas tanto en T1 como en T2. Es quizás la secuencia más básica y extendida, ya que sirve para prácticamente cualquier tipo de imagen de resonancia magnética y consigue una buena calidad de imagen. Las inhomogeneidades existentes en el campo magnético principal se ven corregidas con *spin echo*. Sin embargo, los tiempos de escaneo con esta secuencia son relativamente largos, lo que la hace más sensible al movimiento.

Existe la posibilidad de realizar una secuencia Spin Echo con dos ecos en lugar de uno. Para ello se emplean un pulso de  $90^\circ$  y dos de  $180^\circ$ . Es útil para producir imágenes ponderadas en T2 y en densidad de protones.

De esta secuencia se derivan muchas otras de gran importancia, que no se detallarán en este trabajo, pues quedan fuera del alcance del mismo. Algunas de ellas son *Turbo Spin Echo (TSE)*, *Single Shot Fast Spin Echo (SS-FSE)*, *Inversion Recovery (IR)*, *Short Tau Inversion Recovery (STIR)*, *Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR)*, etc.



**Figura 2.7:** Diagrama de la secuencia SPIN ECHO, con un solo pulso de  $180^\circ$ . [Autb]

b. *Secuencia GRADIENT-ECHO (GE)*

Las secuencias de pulso de tipo *Gradient Echo* se caracterizan por utilizar un pulso de radiofrecuencia de intensidad y duración variable que puede lograr un *flip angle* distinto a  $90^\circ$  y por la obtención del eco mediante el uso de gradientes de codificación de fase bipolares. Estos se aplican tras el pulso de RF y el gradiente de fase.

Al aplicar el primer gradiente de codificación de fase se produce un desfase en los espines. Al aplicar el segundo con polaridad opuesta, se logra una inversión que produce que los espines comiencen a volver a estar en fase, lo que a su vez producirá un eco. Es importante destacar, que contrariamente a las secuencias *Spin Echo*, las inhomogeneidades del campo  $B_0$  y de los tejidos no son subsanadas, por lo que el contraste que se obtiene es de  $T2^*$  en lugar de  $T2$ . Esto se traduce en que es recomendable utilizar tiempos de eco cortos para disminuir los efectos adversos de estas inhomogeneidades.

Este tipo de secuencias se implementaron con la intención de disminuir los tiempos de las secuencias *Spin Echo*, ya que evitan tener que emplear, al menos, dos pulsos de RF, por lo que se logra reducir el TR.

Existen ciertas directrices importantes que deben tenerse en cuenta a la hora de aplicar una secuencia GE. A pesar de que se reduce el tiempo total de escaneo con TR más cortos, una reducción demasiado grande puede suponer que la magnetización no vuelva por completo a su orientación original (dirección longitudinal), es decir, que no se alcancen los tiempos de relajación y quede una magnetización residual en el plano transversal que estropee la lectura. Por otra parte, el valor del *flip angle* debe ser escogido de manera que no sea ni muy grande, y haga que los tiempos de recuperación sean más largos, ni muy pequeño, con lo que se tendría una señal producida por el NMV en el plano transversal demasiado débil. Al igual que ocurre con las secuencias *Spin Echo*, se han desarrollado multitud de secuencias a partir de este concepto más básico. Algunas de las más relevantes son: *Secuencia ecoplanar (EPI)*, *Turbo Gradient Echo (TGE)*, etc.

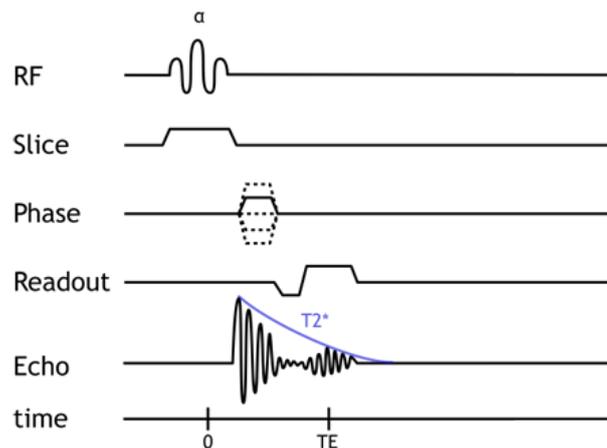


Figura 2.8: Diagrama de la secuencia GRADIENT ECHO.[Autb]

#### 2.1.4 Equipo e instrumentación

Puesto que en los puntos siguientes de esta memoria se desarrollará el diseño de componentes de un equipo de MRI, otro de los apartados fundamentales que debe cubrirse en este capítulo de introducción es el del *hardware* necesario para llevar a cabo una resonancia magnética.

Los principales componentes de un equipo de MRI son los siguientes:

- **Imán principal generador de  $B_0$ :** Se pueden emplear varios tipos de imán para este propósito, como por ejemplo imanes permanentes, electroimanes, o electroimanes superconductores. Las características más deseables para un imán de un equipo de MRI son la uniformidad del campo que generen (entorno a 10ppm ya es un resultado muy deseable) y la intensidad del mismo. Una intensidad mayor produce que más espines alcancen el estado de menor energía, por lo que se logra una señal mayor que a su vez produce una mejor imagen. EL campo  $B_0$  suele tomar diferentes valores según el equipo, desde 0,15T hasta valores cercanos a los 10T [WR11]. Se ha estandarizado el valor de 1,5T para escáneres clínicos, pero en los últimos años y con las nuevas normativas, se está subiendo ese límite a valores de 3 y 4 teslas.
- **Bobinas de *Shimming*:** Se trata de unas bobinas colocadas normalmente cerca del imán principal, cuyo objetivo es crear un campo magnético que mejore la homogeneidad del campo magnético principal. Pueden ser de tipo pasivo (calibradas en el momento de la instalación haciendo uso de un *phantom*), activo (calibradas para cada escaneo), o mixtas.
- **Gradientes:** Un equipo típico de resonancia magnética tiene tres gradientes, o mejor dicho, tres pares de bobinas encargadas de generar un gradiente de campo magnético en una dirección del espacio. Como ya se ha mencionado en la sección 2.1.2, los gradientes crean una variación lineal del campo magnético principal (sustrayendo intensidad del campo a un lado del isocentro y añadiendo al otro), de manera que gracias a ellos se pueda realizar la codificación espacial de la señal. Dependiendo del diseño y las características del gradiente, se pueden lograr gradientes más potentes, más rápidos, etc.
- **Radiofrecuencia:** La fuente de radiofrecuencia, o bobina de radiofrecuencia, es la encargada de generar el campo  $B_1$ , esencial para producir una señal proveniente de la muestra. Dada la importancia de esta parte del equipo para este TFM, se estudiará con más profundidad en el siguiente subapartado de esta memoria.
- **Sistema de control:** Todo equipo de MRI necesita un sistema de control que gestione el encendido de las bobinas, la intensidad que se entra a las mismas, los tiempos, y la adquisición de datos. Normalmente se utiliza un sistema informático, conformado por un equipo central (ordenador) y una serie de tarjetas de adquisición y control del *hardware*. Es necesario que el sistema de control tenga un *software* específico que haga funcionar todo el equipo y provea al usuario una interfaz con la que trabajar.
- **Otros elementos:** Además de los elementos ya mencionados, son necesarios otros como por ejemplo aislamientos, sistemas de refrigeración, elementos mecánicos de soporte y estructura, sistemas para el alojamiento del paciente o de la muestras, etc.

### a. Radiofrecuencia (RF)

La parte de radiofrecuencia de un equipo MRI es la encargada de aportar energía a la muestra, haciendo que los espines absorban energía y alteren su posición de alineamiento con el campo  $B_0$ . Para lograr la excitación de los espines, como ya se ha introducido en la sección 2.1.1, la bobina de radiofrecuencia debe transmitir a una frecuencia igual a la frecuencia de Larmor del hidrógeno (ecuación 2.1). Dependiendo del campo magnético principal, esta frecuencia tomará un determinado valor, comprendido en la banda del espectro electromagnético perteneciente a la radiofrecuencia (3Hz-300GHz). El equipo encargado de realizar dicha tarea es una bobina. Al hacer circular una corriente alterna por la bobina, esta genera una onda electromagnética, cuyo componente magnético crea un campo magnético  $B_1$  con una orientación perpendicular a  $B_0$ . Este campo es el responsable de transmitir la energía a la muestra, pues se crea un pulso a la frecuencia de Larmor del hidrógeno que hace que los espines entren en resonancia y se alineen en la dirección paralela a  $B_1$ .

Además de la transmisión (Tx), el equipo de radiofrecuencia debe encargarse de la recepción de la señal (Rx). Si se posiciona una bobina dentro de un campo oscilante se induce una corriente en la bobina según la ley de inducción de Faraday. Este principio físico se utiliza para captar la señal proveniente de la oscilación del NMV. Una bobina se sitúa de manera que sea capaz de captar esta señal y de esta manera adquirir la información necesaria para generar una imagen posteriormente. Existen diseños que separan las bobinas de transmisión y recepción, mientras que en otros casos se utiliza la misma (transceptor), ya que nunca se emite y recibe a la vez.

En cuanto al diseño, es importante que la bobina abarque la zona de interés de la muestra o del paciente. De esta manera durante la transmisión se excitarán los espines de la región de interés, y durante la lectura se podrá captar la señal de los mismos. Para ello existen diferentes tipos de bobinas:

- **Bobinas de superficie:** Suelen estar formadas por una única espira, y se utilizan para obtener imagen de las zonas cercanas a la superficie sobre la que se colocan (aproximadamente a una profundidad de hasta del 75 % del diámetro de la bobina [WR11]). Algunos ejemplos de este tipo de bobinas son: las bobinas lineales, el par de bobinas Helmholtz, el par de bobinas Maxwell, etc.
- **Bobinas de volumen:** Recogen toda la muestra en su interior, y proporcionan una uniformidad mayor que las de superficie. Son más utilizadas en MRI que las de superficie, pues permiten tener un FOV mayor. Las configuraciones que pueden adquirir son: solenoide, *bird cage coil*, o configuración tipo *saddle*, entre otras.
- **Bobinas múltiples:** Estas bobinas, conocidas como *phased array*, están compuestas por varias bobinas, de manera que ciertas limitaciones derivadas de usar una única bobinas se eliminan. Un ejemplo de esto es el área de escaneo, pues con múltiples bobinas de Tx y Rx es posible obtener buena señal de más regiones a la vez.

## 2.2 Introducción a la problemática de la visión de tejido duro

### 2.2.1 Tejido duro y tejido blando

La técnica de resonancia magnética está ampliamente extendida como herramienta de imagen médica por la excelente diferenciación de tejidos que logra. Sin embargo, no todos los tejidos son susceptibles de producir un contraste en una imagen por resonancia magnética.

Como se ha visto en el punto anterior, la señal procedente de la muestra y el contraste entre tejidos se logran gracias a que los átomos de hidrógeno se excitan y tardan un tiempo en volver a su estado de reposo, tiempo durante el cual es posible realizar una adquisición de la señal. Dependiendo del tiempo de relajación, propio de cada tejido, se producirá más o menos señal en el momento de la adquisición.

Cada átomo tiene sus propios tiempos de relajación, y por este motivo existen tejidos que por su baja concentración de átomos de hidrógeno tienen unos tiempos de relajación muy cortos. Si el tiempo de relajación es demasiado pequeño, no es posible captar su señal con secuencias de pulsos comunes, pues para cuando se pretende realizar la adquisición, la señal ya no existe. Algunos de los tiempos de relajación de los tejidos del cuerpo humano se detallan en la tabla 2.1.

**Tabla 2.1:** T2 de tejidos del cuerpo humano [HB05][WR11]

Tejido	Media de T2
Líquido Cerebroespinal	300 ms
Materia Blanca	100 ms
Ligamentos	4 - 10 ms
Tendón de Aquiles	4 - 7 ms
Menisco de la rodilla	5 - 8 ms
Hueso cortical	0,4 - 0,5 ms
Dentina	0,15 ms
Esmalte dental	70 $\mu$ s

Existe una diferenciación entre tejidos debido a su estructura y que también se cumple en lo que a sus tiempos de relajación se refiere. Por una parte están los tejidos blandos, que son aquellos que se diferencian con facilidad en las imágenes por resonancia magnética ya que la señal que producen es fácilmente adquirible. Por otra parte se pueden encontrar los tejidos duros, cuyos tiempos de relajación tan rápidos impiden que la resonancia magnética actual logre imágenes lo suficientemente buenas. De los tejidos enumerados en la tabla 2.1, el fluido cerebroespinal y la materia blanca se consideran tejidos blandos, mientras que el resto son tejidos duros. Como puede apreciarse, sus tiempos de relajación difieren en varios órdenes de magnitud. Las secuencias de pulsos más comunes son capaces de captar la señal de los tejidos blandos, ya que sus tiempos de eco (TE) son de la misma magnitud, desde decenas a centenas de milisegundos [HB05]. Para ser capaces de captar la señal de tejidos duros, se necesitan secuencias más rápidas, con unos TE menores que los tiempos de relajación que se quieren visualizar.

Actualmente, otras técnicas de imagen médica proporcionan imágenes de mayor calidad en cuanto a tejidos duros se refiere. Las más comunes son los rayos X o la tomografía axial computerizada

(TAC). Sin embargo, ambas utilizan radiación, por lo que la MRI es una interesante alternativa a estudiar.

Dentro de los tejidos duros, los dientes se caracterizan por tener unos tiempos de relajación muy cortos, por lo que las secuencias de pulsos que permiten visualizarlos son más exigentes que las convencionales. En los apartados siguientes de esta memoria se profundizará más sobre esto.

### 2.2.2 Anatomía dental

Puesto que a lo largo de los siguiente puntos se va a trabajar con muestras de dientes, es necesario realizar una muy breve introducción de la anatomía dental para comprender que se observa en la imágenes captadas con el equipo.

Los componentes más importantes del diente son las que aparecen en la figura 2.9. De entre ellos, los más relevantes para este trabajo son:

- **Esmalte:** Se trata de la capa externa, la que sobresale de la encía. Es la más dura y tiene unos tiempos de relajación ( $T2^*$ ) de  $12 \mu s$  a  $1 ms$  [Sch+91] , por lo que se considera un tejido duro.
- **Dentina:** Es la siguiente capa más externa, la que dota de estructura dura al diente. Sus tiempos de relajación ( $T2^*$ ) son de  $4$  a  $240 \mu s$  [Fun+84] , por lo que es también un tejido duro.
- **Pulpa:** Es el tejido interno del diente y, a diferencia de los dos anteriores, es un tejido blando. En su interior se encuentran los nervios y el suministro sanguíneo.

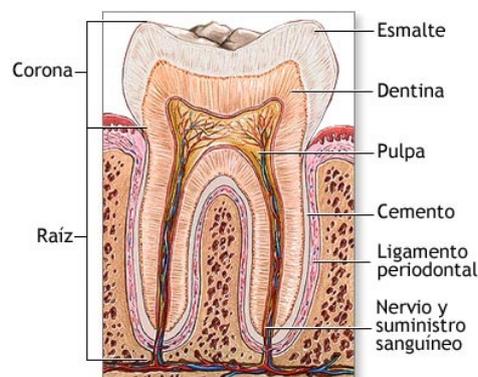


Figura 2.9: Partes y componentes del diente [Auta]



# Diseño y fabricación de una bobina de radiofrecuencia

*El capítulo 3 aborda el diseño de una bobina de radiofrecuencia para un equipo experimental<sup>a</sup>. A partir de unas determinadas especificaciones se diseñará el componente, y se simulará para verificar el cumplimiento de las mismas. En los puntos siguientes se describe detalladamente el proceso de diseño de la bobina: modelado, simulación, adaptación, etc. Los resultados se presentan en el apartado 3.6.*

---

<sup>a</sup>El resto de elementos de la parte de RF del equipo (generación del pulso, amplificación, *switching* entre Tx y Rx, etc.) no se tratarán en este capítulo, únicamente se lleva a cabo el diseño de lo concerniente a la bobina.

### 3.1 Especificaciones

El equipo para el cual se requiere el diseño de la parte de RF es un instrumento experimental, en fase de desarrollo. El objetivo de este equipo es llegar a ser un equipo completo de IRM de bajo presupuesto. Concretamente, se trata de un sistema demostrador de concepto orientado a la visualización de tejido duro dental. Actualmente se encuentra en fase de construcción, y el primer prototipo está pensado para realizar una resonancia sobre pequeñas muestras. Primeramente se pretende hacer pruebas sobre la cabeza de un gato para visualizar su mandíbula, aunque debe ser capaz de albergar otras muestras de un tamaño parecido como ratones pequeños.

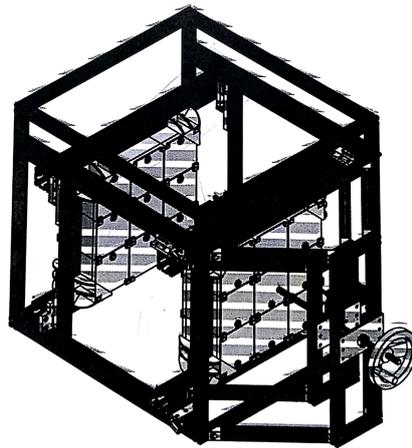
El equipo está siendo desarrollado por el Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular, Tesoro Imaging y Weinberg Medical Physics.

Las primeras especificaciones para este prototipo, en lo que al apartado de radiofrecuencia se refieren son las siguientes:

- **Campo magnético principal  $B_0$ :** La bobina actuará dentro de un campo magnético principal de  $B_0 = 0,15T$ , producido por un *electropermanent magnet* (EPM) de tipo *double sided*. El sistema posee la capacidad de modificar la distancia entre polos del campo magnético principal, posibilitando así la modificación del campo y que se puedan estudiar muestras de distintos tamaños (figura 3.1). El rango de distancias va desde 200 mm hasta 250 mm. Para el campo de 0,15 T la separación es de 250 mm. Aunque el valor de este campo es

pequeño, comparado con equipos comerciales, los valores son suficientes para obtener resultados en este diseño para una primeras pruebas experimentales. Además, tener un campo de esta magnitud simplifica el sistema, evitando por ejemplo, el uso de apantallamiento. En un futuro el valor de  $B_0$  aumentará, por lo que será necesario un rediseño de la bobina de RF. Dentro del FOV, el campo magnético principal garantiza una variación máxima de 0.45mT (20kHz de anchura de línea (*linewidth*)).

- **Tipo de bobina:** Dado el prototipo del equipo, y el uso para el que está destinado, la bobina de RF, además de generar un campo magnético  $B_1$  perpendicular al campo magnético principal, debe servir también como soporte de la muestra, por lo que para garantizar tanto la dirección y homogeneidad del campo como la función estructural, la tipología de bobina más adecuada es la de un **solenoid**. Además, la misma bobina debe cumplir las funciones de transmisión (Tx) y recepción (Rx).
- **Dimensiones:** El FOV final deseado es de 80x80x80mm, pero para las pruebas iniciales, se diseñará la parte de radiofrecuencia para garantizar un FOV de 40x40x40mm. Por ello, la bobina debe ser volumétrica para albergar en su interior la muestra y además debe garantizar que en su espacio interior se genere un campo  $B_1$  suficientemente homogéneo.



**Figura 3.1:** Vista tridimensional del primer prototipo del *Electropermanent Magnet*. En color negro la estructura de aluminio y con rayas grises las dos partes del imán *double sided*.

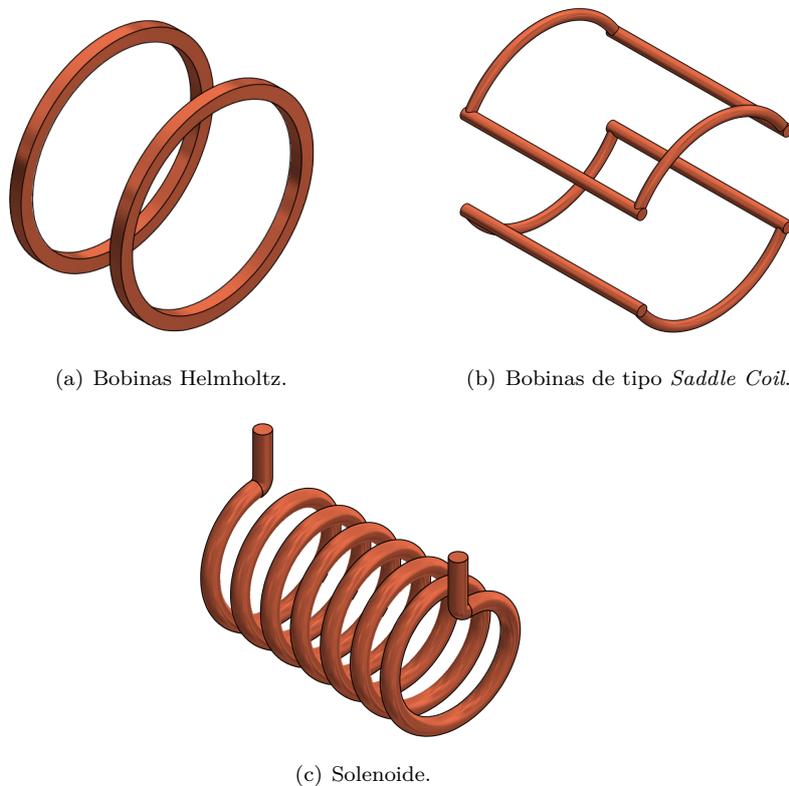
## 3.2 Diseño de la bobina

Las especificaciones del equipo proporcionan un punto de partida para iniciar el diseño de la bobina. A continuación, se describe el proceso de diseño de la pieza, que ha sido iterativo: a partir de las especificaciones se ha podido acotar el problema y encontrar una solución inicial que pueda resolverlo, pero ha sido necesario simular e ir modificando las diferentes alternativas hasta encontrar la solución que mejor se adapte al problema y cumpla las especificaciones. Por ello, aquí se detallan únicamente los pasos seguidos hasta alcanzar la solución definitiva, cuyos resultados se detallan en el apartado 3.6.

En primer lugar debe justificarse la tipología de la bobina escogida. Aunque en el punto anterior se ha adelantado que la elección fue un solenoide, se contempló la idea de realizar el diseño siguiendo una tipología de tipo *Helmholtz* (figura 3.2(a)). La principal ventaja de este tipo es la simplicidad del mismo, tanto de diseño mecánico como eléctrico. La homogeneidad de estas bobinas no es lo suficientemente buena para el fin deseado, existiendo otros tipos de topología más adecuadas. Además, el hecho de querer emplear la bobina de RF como soporte de la muestra, hace descartar el par de bobinas Helmholtz.

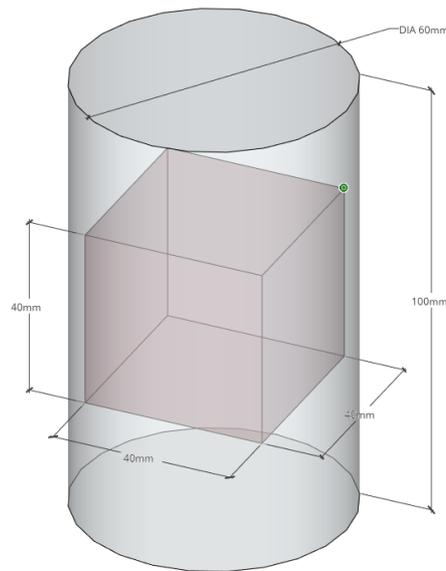
El uso de bobinas de tipo *saddle coil* (figura 3.2(b)) también es factible para este diseño, sin embargo análogamente a lo que ocurre con las bobinas Helmholtz, las características del solenoide lo hacen más apropiado para esta aplicación.

La topología más adecuada para resolver el problema es la solenoidal 3.2(c). Ya se ha comentado que el campo magnético  $B_1$  debe ser ortogonal al campo magnético principal  $B_0$ , cuya dirección, en este caso al ser *double sided*, es de polo a polo. Como se ha indicado en el capítulo 2.1, generar un campo magnético ortogonal al principal produce que los espines de la muestra abandonen su alineamiento con la dirección de  $B_0$  para alinearse con  $B_1$ , de manera que se pueda captar una señal de los espines excitados. Puesto que el campo magnético originado en el interior de un solenoide es paralelo al eje longitudinal del mismo, si introducimos éste paralelamente a los polos del imán principal, cumpliremos la condición de ortogonalidad entre  $B_1$  y  $B_0$ . Además, la homogeneidad en el interior de un solenoide es muy buena y su forma geométrica puede utilizarse para colocar la muestra en su interior, lo que la hace ideal para esta solución.



**Figura 3.2:** Topologías de bobinas estudiadas.

Una vez decidida la topología de bobina, la primera especificación más restrictiva para el diseño del solenoide ha sido que garantice un espacio interior de, al menos, 40x40x40mm para poder introducir la muestra en la cavidad existente. Con esta limitación ya es posible trabajar sobre un tamaño orientativo. Por ello, el punto de partida del diseño ha sido un cilindro de dimensiones aproximadas de 100 mm de altura y 60 mm de diámetro, lo que proporciona un espacio lo suficientemente grande, sin exceder tampoco demasiado las dimensiones del FOV.



**Figura 3.3:** Distribución espacial del FOV dentro de las dimensiones preliminares del cilindro generado por el solenoide.

Comenzar el diseño con una altura mayor que el diámetro viene justificado por el hecho de conseguir una buena homogeneidad en el interior del solenoide. En solenoides con una relación longitud-diámetro cercana a la unidad el campo decrece rápidamente desde el centro a la periferia, por lo que lograr una buena homogeneidad espacial del mismo no es factible, y debe emplearse un solenoide con más longitud que diámetro.

A partir de una primera altura preliminar, se puede fijar el número de vueltas del solenoide teniendo en cuenta que la distancia óptima entre vueltas es del doble del diámetro del cable utilizado (ec. 3.1). Para este diseño se ha empleado un cable de cobre de sección  $2,62 \text{ mm}^2$  (AWG 13), diámetro 1,83 mm con aislamiento de poliéster y óxido de poliamida.

Con este cable, siendo  $2d$  la separación óptima entre vueltas, el número de vueltas  $N$  óptimo que se obtiene es de:

$$N = H/(2d) = 100/(2 \cdot 1,83) = 27,332 \simeq 27 \quad (3.1)$$

donde:

$H$  Altura total del solenoide

$d$  Diámetro del cable

**Tabla 3.1:** Especificaciones del cable empleado en el diseño de la bobina de RF [Tem]

Cable RF	
Sección	2,62 mm <sup>2</sup> (13AWG)
Diámetro con aislamiento	1,92 mm
Diámetro sin aislamiento	1,83 mm
Material conductor	Cobre
Esmalte aislante base	Poliéster
Esmalte aislante recubrimiento	Poliamida-imida
Geometría de la sección	Circular

Por tanto, conociendo los parámetros básicos de la geometría del solenoide inicial (tamaño, cable, número de vueltas, paso), ya puede obtenerse un primer modelo para simular el solenoide. Con los valores que se obtengan en las simulaciones descritas en el apartado 3.3, se puede alterar la geometría hasta lograr cumplir las especificaciones deseadas. Los resultados del diseño final, tras este proceso iterativo de diseño, se muestran en el apartado 3.6.1.

Para modelar la bobina, se ha utilizado Autodesk INVENTOR, de manera que se disponga de un modelo 3D que pueda ser utilizado en un programa de elementos finitos, donde posteriormente se simulará el funcionamiento de la bobina. El plano plano 1 adjuntado en el apartado de planos de este trabajo contiene el diseño de la bobina de RF diseñada.

### 3.3 Simulación de la bobina

Con el modelo CAD de la bobina, es posible simular su comportamiento utilizando elementos finitos para determinar con certeza cual es la mejor configuración de los parámetros del solenoide. Como se ha mencionado en el punto anterior, a partir de unas especificaciones se han podido concretar algunos parámetros de la bobina (tipología, orden de magnitud del tamaño, etc), pero hasta que no se realizan simulaciones y se verifica que se cumplen las especificaciones, el proceso de diseño no termina. A continuación, se expone el procedimiento seguido para plantear el problema y simularlo usando elementos finitos. Concretamente, el *software* empleado ha sido COMSOL Multiphysics 5.0. Con la simulación se logra obtener una estimación teórica de la distribución de campo magnético y de la homogeneidad del mismo en unas condiciones de operación ideales. El comportamiento de la bobina real podrá distar de los resultados aquí obtenidos, pero sin duda estos sirven para diseñar la bobina y validarla.

Para conocer mediante elementos finitos el campo magnético  $B_1$  que generará la bobina, se debe seguir una serie de pasos que aseguren que el problema simulado se corresponde con el real y que los resultados obtenidos son coherentes con lo esperado.

### 3.3.1 Definición de la física del problema

En primer lugar, de las muchas posibilidades de simulación que ofrece COMSOL, es necesario seleccionar el módulo de físicas que mejor se ajuste al problema. Cada módulo (o "física") está formado por un conjunto de herramientas, ecuaciones y métodos que permiten modelizar un problema de un área física determinada para obtener una solución mediante elementos finitos. Una de las ventajas de COMSOL es que permite emplear en un proyecto tantas físicas como se desee, por lo que se puede vincular los resultados de un fenómeno físico con los de otro, todo dentro del mismo proyecto.

En cuanto a simulación de campos magnéticos, existen diferentes módulos que pueden proporcionar una solución. Aunque una opción válida sería desarrollar el modelo utilizando el módulo dedicado a campos magnéticos, COMSOL posee un **módulo de radiofrecuencia**, que está especialmente preparado para simular pulsos y mostrar todo tipo de resultados. Con esta opción, fijar las condiciones del modelo y de simulación es más sencillo, y los resultados obtenidos aportan toda la información deseada sobre el modelo.

Dentro de este módulo, COMSOL ofrece la posibilidad de realizar diferentes estudios: en el dominio del tiempo, en el de la frecuencia, periodos transitorios, estudios específicos de líneas de transmisión, etc.

Para esta simulación, el estudio idóneo es el del dominio de la frecuencia. El punto de partida de la simulación viene dado por las especificaciones del proyecto, y tal y como se ha introducido en el capítulo 2.1, las condiciones de operación de la radiofrecuencia vienen dadas por la frecuencia de Larmor. En este caso, la muestra está sometida a un  $B_0 = 0,15T$ , por lo que de acuerdo a la ecuación 2.1, la frecuencia a la que se emitirá el pulso de radiofrecuencia será de:

$$\omega_0 = B_0 \times \lambda = 0,15 \times 42,57 = 6,3864MHz \quad (3.2)$$

Por tanto, la simulación se centrará en el comportamiento de la bobina a esa frecuencia. La alimentación de la bobina queda fuera del estudio, esa parte se simulará de manera ideal y el estudio quedará delimitado únicamente a la bobina ya alimentada para observar el campo magnético  $B_1$  que genera.

### 3.3.2 Definición de la geometría y las condiciones de contorno

Una vez definido el estudio que se quiere realizar sobre la pieza, se puede comenzar a definir la geometría, condiciones de contorno, y el resto de elementos que componen el modelo para poder simularlo.

El elemento más importante del modelo es, evidentemente, la propia bobina. El modelo en CAD de la misma debe ser lo más parecido al real en todas sus propiedades: geometría, material, etc. En este caso, la relativa simplicidad de la geometría hace que se pueda utilizar las herramientas de dibujo en 2D y 3D que COMSOL proporciona para generar el modelo tridimensional. Sin embargo, la opción más rápida y versátil es trabajar en COMSOL con el modelo generado en Autodesk INVENTOR en el apartado anterior usando las herramientas de importación de geometrías.

El solenoide se situará en el origen de coordenadas del espacio del modelo. Debe tenerse en cuenta que, a pesar de que en el punto 3.2 se ha tomado como diámetro de cable empleado el valor del cobre con el aislamiento, para la simulación se debe utilizar únicamente la sección de cobre, por lo que el cable tendrá un diámetro de 1,83mm. También se debe indicar que el material que

forma el solenoide es cobre. En este caso se han empleado los materiales disponibles en la base de datos de COMSOL, pues las propiedades magnéticas, y eléctricas son las correctas. Por último, debe añadirse a la bobina la condición de contorno que indique que no se trata de un conductor perfecto, de manera que la simulación tenga en cuenta la permitividad relativa, la permeabilidad relativa y la conductividad eléctrica del material, en este caso cobre.

Para la alimentación de la bobina, deben añadirse ciertos elementos e información al modelo que en la realidad no formarán parte del equipo, pero son imprescindibles para la simulación. El módulo de ondas electromagnéticas de COMSOL proporciona diferentes maneras de simular la alimentación de la bobina y para este modelo se ha escogido un puerto. Con este elemento se fija un voltaje y se alimenta a los objetos que estén en contacto con él. Geométricamente cualquier cuerpo puede ser un puerto. Por simplicidad y con la intención de no alterar el modelo real, se ha escogido una geometría bidimensional, un rectángulo. Las propiedades fijadas para el puerto han sido las siguientes:

- Tipo de terminal: cable
- Excitación en el puerto (ondas) activada.
- Voltaje: 1V.
- Impedancia característica:  $50\Omega$ <sup>1</sup>

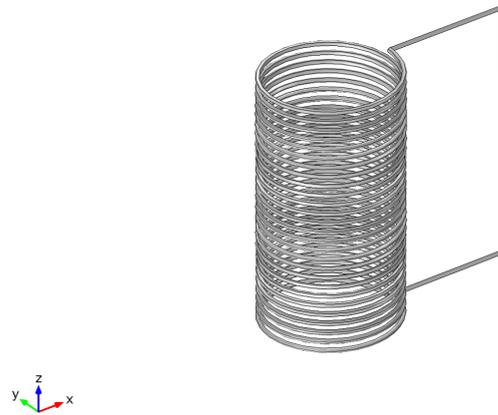
El hecho de alimentar la bobina a 1V viene dado porque lo que realmente se desea conocer en estas simulaciones es la distribución del campo magnético  $B_1$ , no su magnitud. Durante la utilización de la bobina, esta podrá ser alimentada de mayor o menor manera, dependiendo del tipo de pulso que se quiera emitir. Sin embargo, la distribución del campo siempre será la misma, por lo tanto, alimentándola en la simulación con 1V es suficiente para poder caracterizar el campo  $B_1$ . En la sección 3.6 se analizarán los resultados de manera que estos queden normalizados para cualquier alimentación.

Para terminar de alimentar la bobina solo resta conectarla al puerto, por lo que se han generado otros rectángulos con la propiedad de conductores eléctricos perfectos. De esta manera no se produce ningún tipo de pérdida ni se altera el resultado de la simulación, y puede centrarse exclusivamente en la bobina. Los cuatro elementos creados (bobina, puerto, y dos conductores perfectos) deben quedar perfectamente unidos. El aspecto final de la bobina con su alimentación puede observarse en la figura 3.4.

A continuación, es necesario definir el entorno de la bobina para asemejar el entorno de la simulación a unas condiciones reales. Para ello se ha definido una esfera con corteza en cuyo centro se encuentra la bobina. El espacio existente entre la bobina y la esfera se ha definido como aire (también de los materiales predefinidos en COMSOL). El diámetro de la esfera se ha fijado en 300mm, de manera que la superficie de la misma no interfiera con la bobina, y el espesor de la corteza se ha definido en 50mm. Con la corteza de la esfera se pretende que las ondas generadas abandonen en modelo con un mínimo de reflexiones artificiales, es decir, que al abandonar la geometría definida (bobina y aire circundante) no exista la posibilidad de que reflecten y vuelvan hacia el modelo, alterando los resultados. Para lograr esto, se ha definido la corteza como *Perfectly Matched Layer* de tipo esférica y su superficie como conductora magnética perfecta que es manera

---

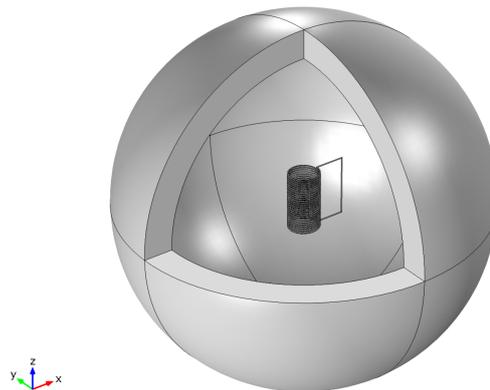
<sup>1</sup>Se escoge este valor debido a los cables que se utilizarán posteriormente para alimentar la bobina: coaxiales de  $50\Omega$ .



**Figura 3.4:** Bobina de RF conectada a un puerto (azul) mediante dos conductores perfectos (gris) en COMSOL.

de indicarle a COMSOL las propiedades deseadas.

Con la esfera y el aire interior queda terminado el modelo físico completo (figura 3.5).



**Figura 3.5:** Modelo físico completo en COMSOL: Bobina, puerto de alimentación, conductores perfectos, y aire circundante (esfera).

### 3.3.3 Mallado del modelo

Antes de proceder a la simulación, queda realizar el mallado del modelo. En este caso, se ha mallado con diferentes tamaños y geometrías de los elementos de la malla, adaptándose al tamaño de cada componente (figura 3.6). Los elementos de la malla para la bobina se han hecho pequeños y de tipo tetraédricos, de manera que se adapten a la curvatura del cable y no alteren la geometría creando aristas y superficies planas demasiado grandes que puedan influir en los resultados. Esto se hace especialmente notable en los puntos de contacto de la bobina con los conectores, donde se ha hecho un mallado más fino para adaptarse a las esquinas y pequeños espacios que se crean. En cuanto a la esfera, dada la naturaleza de su geometría y tamaño, se ha usado un barrido para mallarla, creando elementos superpuestos pero del mismo tipo que recorren toda la corteza.

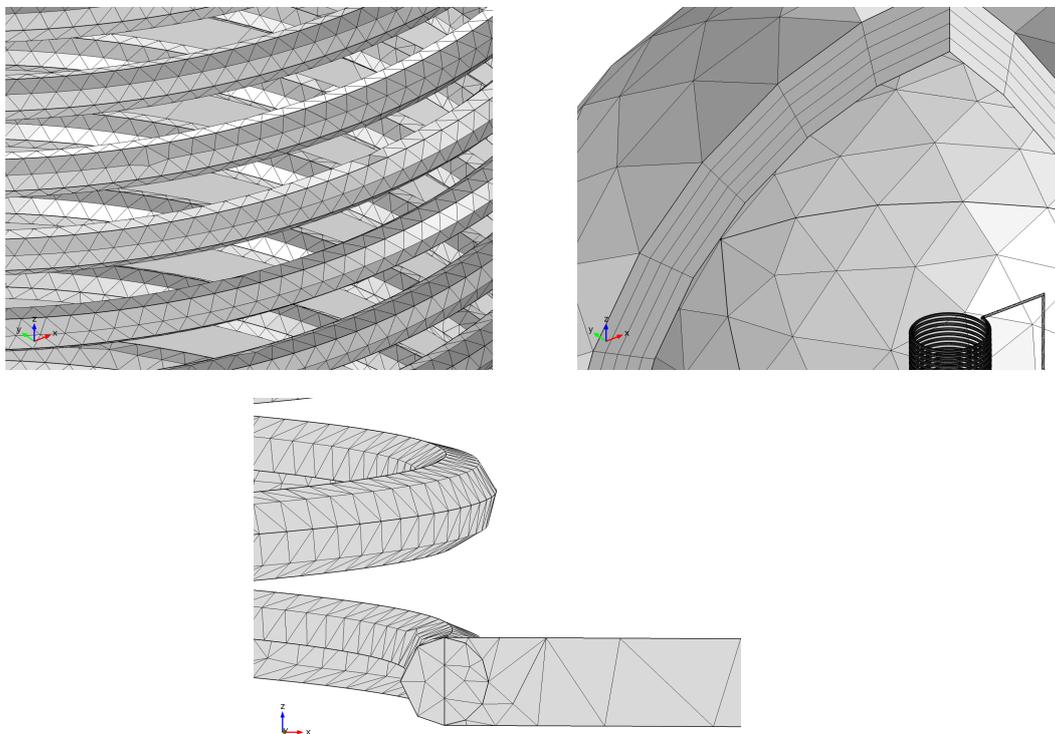


Figura 3.6: Detalles del mallado en distintas partes del modelo.

Tabla 3.2: Tipo y tamaño de los elementos de la malla.

Componente	Geometría malla	Tamaño máximo elemento	Tamaño mínimo elemento
Bobina	Tetraedro	3.3 mm	1 mm
Puerto	Tetraedro	6 mm	1 mm
Conectores	Tetraedro	5 mm	0.5 mm
Esfera	Barrido	60 mm	5 mm

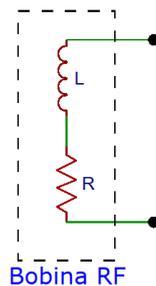
### 3.3.4 Ejecución de la simulación por elementos finitos

Por último, solo resta iniciar el estudio, especificando que se quiere trabajar en el dominio de la frecuencia, concretamente a 6.3864MHz. A partir de los resultados obtenidos puede hacerse un ajuste de la geometría para encontrar el diseño que cumpla los requerimientos del equipo. Los resultados del campo magnético  $B_1$  del diseño final se presentan en la sección 3.6.2.

## 3.4 Adaptación de la bobina

Además de diseñar la bobina, es necesario diseñar un circuito de adaptación para la misma. El hecho de realizar la adaptación de la bobina tiene como objetivo lograr que toda, o la mayor parte posible, de energía entregada a la bobina se disipe en ella, es decir, que no se produzca un efecto de reflexión desde la carga hacia la línea de transmisión. Si esto ocurre, la onda reflejada hacia la fuente y la onda enviada hacia la bobina pueden generar ondas estacionarias que produzcan problemas: aumento de pérdidas, aumento del voltaje, rotura de componentes, etc. Sin embargo, el principal problema es la imperfecta transmisión de energía entre la fuente y la bobina.

En este caso, y debido a la tipología de bobina, se puede modelar el solenoide como una resistencia (debido a las pérdidas generadas por el cobre, al no ser un conductor ideal) y una inductancia en serie (figura 3.7).



**Figura 3.7:** Modelo eléctrico de la bobina de RF.

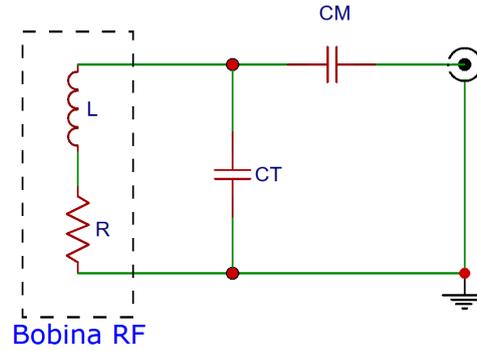
El componente inductivo es dependiente de la frecuencia, y el objetivo de la adaptación es lograr que a la frecuencia de operación, en este caso 6,3864 MHz, la reactancia de la bobina se anule, quedando la impedancia de la misma únicamente como una resistencia del mismo valor que el circuito de alimentación de la bobina, en este caso  $50 \Omega$ .

En muchos equipos de resonancia magnética, al igual que en el que ocupa este trabajo, la bobina de RF hace las tareas tanto de emisión (Tx) como recepción (Rx). La bobina está conectada a la fuente mediante un cable coaxial, de impedancia  $50 \Omega$ , por tanto la adaptación se realizará de manera que el circuito de adaptación de la bobina consiga que la impedancia de la bobina vista desde la línea de transmisión cambie de tener parte real e imaginaria a únicamente real y con valor de  $50 \Omega$ .

Existen diferentes circuitos que pueden eliminar o contrarrestar la parte inductiva propia de la bobina, como puede ser el uso de condensadores en paralelo, o mediante bobinas de acoplamiento. El esquema escogido ha sido el mostrado en la figura 3.8 y consta de un condensador en serie y otro en paralelo [MLB06]. El efecto conjunto de estos dos condensadores logra anular la parte inductiva de la impedancia, y adaptar la resistiva al valor deseado. En esta configuración del circuito de

adaptación mostrada en la figura 3.8, el condensador en serie con la bobina corresponde con el condensador de adaptación  $C_M$  (*Matching Capacitor*), y el condensador en paralelo con el condensador de sintonización  $C_T$  (*Tuning Capacitor*).

El condensador  $C_T$  es el encargado de conseguir que la parte real de la impedancia sea igual a la impedancia característica del cable coaxial,  $Z_0 = 50\Omega$ . El condensador  $C_M$ , por su parte, compensa con su valor capacitivo el valor de la reactancia presente en el circuito a adaptar, que en este caso y por tratarse de un bobina es inductiva.



**Figura 3.8:** Esquema eléctrico del circuito de adaptación de la bobina escogido.

Partiendo del modelo de la bobina con los condensadores de adaptación, es posible plantear un sistema de ecuaciones para resolver los valores de los condensadores necesarios para la adaptación. Evidentemente, estos valores dependerán de la impedancia de la bobina. A partir de los valores deseados para el funcionamiento de la bobina a una frecuencia  $f$ , puede establecerse la condición de que visto desde el cable, la impedancia de la bobina y el circuito de adaptación no tenga parte reactiva, y su parte resistiva tenga el valor de la impedancia del coaxial. Las incógnitas de dicho sistema serán cuatro: los dos valores de impedancia de la bobina (parte real e imaginaria), y los dos valores de la capacidad de los condensadores. Teniendo únicamente dos condiciones no es posible resolver el sistema, por lo que es necesario conocer el valor de la impedancia de la bobina a esa frecuencia para poder hallar el de los condensadores.

Desarrollando matemáticamente esta idea, es posible despejar el valor de los condensadores en función del valor de la impedancia de la bobina [MLB06]:

$$C_T = \frac{Q - A}{B \cdot \omega_s} \quad (3.3)$$

$$C_M = \frac{1}{\omega_s \cdot Z_0 \cdot A} \quad (3.4)$$

donde:

$$Q = \frac{L\omega_s}{r} \quad (3.5)$$

$$A = \sqrt{\frac{B}{Z_0} - 1} \quad (3.6)$$

$$B = r(1 + Q^2) \quad (3.7)$$

y siendo:

$\omega_s$ , frecuencia de trabajo en radianes

$r$ , resistencia de la bobina

$L$ , inductancia de la bobina

$Z_0$ , impedancia característica de la línea de transmisión

Para resolver las ecuaciones 3.3 y 3.4, es necesario conocer previamente el valor de la frecuencia de trabajo  $\omega_s$ , impedancia de la bobina a dicha frecuencia ( $r$ ,  $L$ ) y la impedancia característica de la línea ( $Z_0$ ).

La frecuencia de trabajo es conocida ( $f = 6,3864MHz$ ) viene dada por el campo magnético principal a partir de la ecuación de Larmor. La impedancia del cable coaxial es de  $50 \Omega$ . Sin embargo, la impedancia de la bobina es desconocida, y debe hallarse de algún modo.

Para obtener estos valores puede hacerse uso de la simulación planteada en la sección 3.3. COMSOL permite obtener el valor que presenta la impedancia a la frecuencia de simulación. Cabe recordar que al tratarse de una bobina trabajando en corriente alterna, la impedancia no se mantiene constante, sino que es dependiente de la frecuencia. Para ello basta con añadir, en el apartado de resultados de COMSOL, una representación de la resistencia y de la inductancia observadas, respectivamente, en los bornes de la bobina, en función de la frecuencia, entorno a la frecuencia de trabajo.

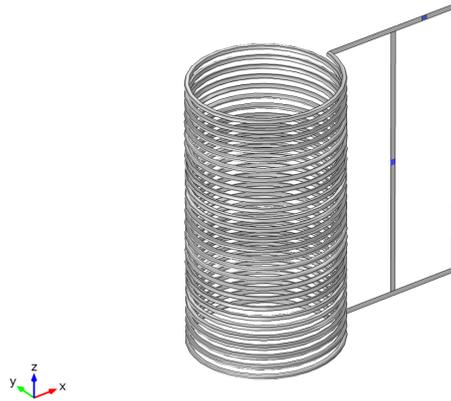
A partir de estos valores, mostrados en la sección de resultados 3.6.3, ya es posible resolver las ecuaciones 3.3 y 3.4 y obtener el valor de  $C_T$  y  $C_M$ .

### 3.4.1 Inclusión del circuito de adaptación en el modelo de simulación

El hecho de adaptar el la bobina hace que esta entre en resonancia a la frecuencia deseada, y por tanto, los resultados de campo magnético  $B_1$  cambiarán. Para verificar que los valores de los condensadores son los correctos y que por tanto la adaptación ha sido exitosa, a partir del modelo inicial descrito en el apartado 3.3, se debe realizar una nueva simulación del modelo añadiendo el circuito de adaptación. Para ello, en COMSOL, debe alterarse ligeramente la simulación detallada en el punto anterior y añadir ciertos componentes o condiciones de contorno que modelen la adaptación:

- Tanto la bobina como su entorno, es decir, todos los componentes del modelo anterior deben mantenerse.
- En la parte de alimentación de la bobina, deben añadirse componentes que simulen el efecto de los condensadores. La manera de hacerlo es replicar el circuito de la figura 3.8. Por ello, al puerto y los conductores perfectos del modelo (figura 3.4) debe añadirse una rama en la que se colocará otro elemento geométrico que simulará el condensador de *tuning* y en uno de los conductores perfectos anteriormente definidos, el condensador de *matching*. El resultado de añadir estos elementos es el mostrado en la figura 3.9, donde se pueden apreciar dos rectángulos que son la representación de los condensadores.

- Por último, para simular el circuito de adaptación, deben añadirse ciertas condiciones de contorno al modelo. Los elementos de unión de los condensadores al resto de la alimentación se han marcado en COMSOL como conductores eléctricos perfectos. Por otra parte, los condensadores se han implementado mediante elementos de tipo puerto, indicando que trabajan como elementos capacitivos y especificando su valor, calculado a partir de las ecuaciones 3.4, 3.3 y los datos de impedancia de la simulación anterior.



**Figura 3.9:** Nuevo modelo para simulación de la bobina con el circuito de adaptación. En azul los dos elementos que simulan los condensadores del circuito de adaptación

Los resultados de la nueva simulación, ya con la bobina adaptada, pueden consultarse en la sección 3.6.4.

### 3.4.2 *Diseño de la placa de circuito impreso para el circuito de adaptación*

Una vez se ha obtenido el valor de los condensadores del circuito de adaptación y se ha verificado el funcionamiento con la segunda simulación, solo resta pasar al diseño de la PCB (*Printed Circuit Board*) que contendrá el circuito e irá acoplada a la bobina en su soporte.

Para esta función se ha empleado el *software* de diseño de PCBs, Autodesk EAGLE [Eag]. A partir del esquema del circuito de adaptación se ha realizado el diagrama esquemático añadiendo los componentes pertinentes y conectándolos entre sí. Se ha de tener en cuenta qué tipo de componentes se escogen (conectores, condensadores, etc.) de manera que sean compatibles con el resto del equipo y no creen interferencias. Por ello, los condensadores comerciales escogidos no deben ser magnéticos.

Una vez hecho esto, se ha diseñado el *layout* de la PCB, teniendo en cuenta que en la misma deben ubicarse todos los elementos que forman, y que las pistas del circuito deben posicionarse de manera que se eviten cruces y se facilite el acceso a los terminales del circuito en los extremos de la placa. Además, el tamaño de la placa debe ser reducido, de manera que se pueda acoplar al soporte diseñado en el apartado 3.5.

El diseño final de la placa, así como la elección de los componentes finales de la misma se detalla en el apartado 3.6.3.

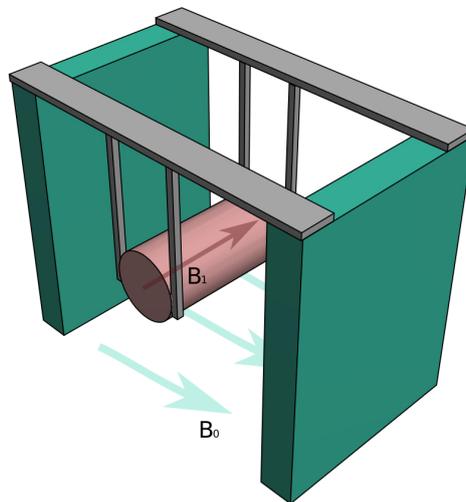
### 3.5 Diseño del soporte

Adicionalmente al diseño, simulación y adaptación de la bobina, se ha desarrollado también un soporte para integrarla en el equipo.

Como se ha especificado al inicio de este capítulo, el equipo para el que está destinada la bobina es un *double sided* de anchura regulable. La parte de radiofrecuencia se desea que sea modular, al menos para el primer prototipo, para poder probar con diferentes bobinas a distintas anchuras de los imanes del campo magnético principal. De esta manera que las bobinas deben poder extraerse y cambiarse con facilidad.

El modo escogido para intercambiar bobinas es acoplarlas a soportes de plástico fácilmente atornillables a la estructura del equipo, de manera que tanto bobina como circuito de adaptación queden ensamblados en una pieza modular, de fácil montaje y conexión.

Un esquema del montaje de las bobinas en el equipo puede verse en la figura 3.10.

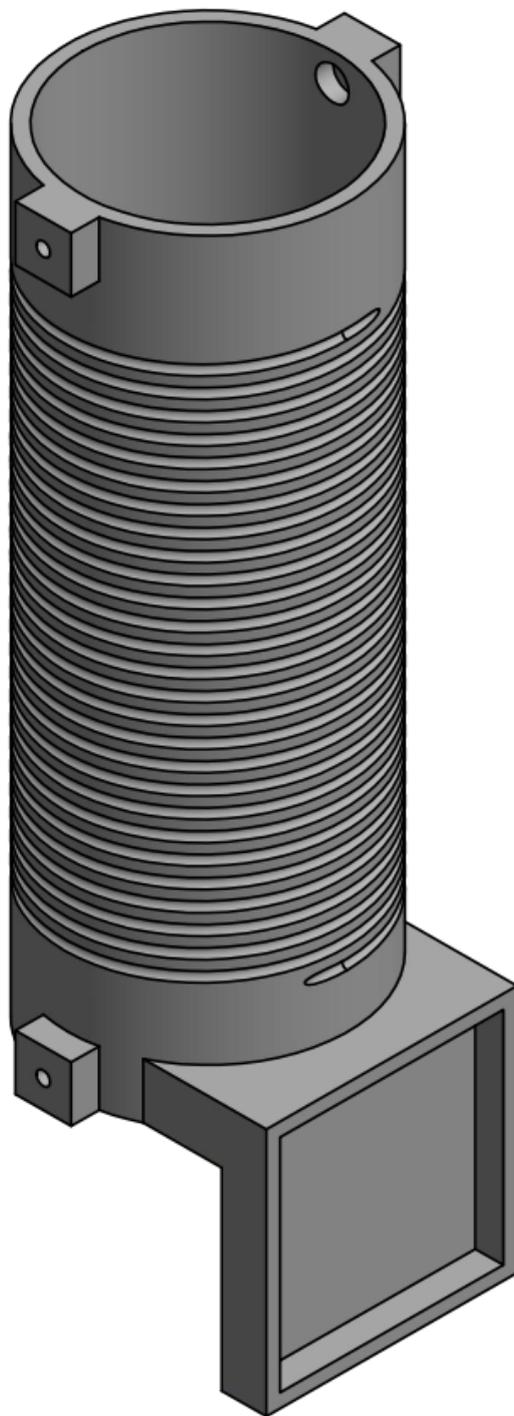


**Figura 3.10:** Esquema del equipo, formado por un *electropermanent magnet* de tipo *double sided* (verde) y la bobina de RF (rosa).

El soporte debe ser de una material no magnético, y no conductor, por lo que el nylon es un buen candidato. Además, en él debe poder ensamblarse la bobina y poder albergar en su interior la muestra. También debe tener un espacio para colocar el circuito de adaptación. Por último, es necesario que se pueda acoplar al equipo como en el esquema de la figura 3.10.

A partir de estos requerimientos, se ha modelado en 3D, utilizando el software Autodesk INVENTOR, el soporte para la bobina de RF diseñada. En la figura 3.11 se puede observar la pieza, formada por: un cilindro hueco para albergar la muestra con una muesca a lo largo de toda su superficie exterior para bobinar el solenoide; una cavidad rectangular en el lateral del soporte para almacenar el circuito de adaptación, con un espacio interior de las medidas justas de la PCB; y cuatro agujeros con rosca para poder atornillar el soporte al equipo. De esta forma se puede utilizar el mismo equipo de IRM con diferentes bobinas de radiofrecuencia, dependiendo de la aplicación o de la muestra en cuestión.

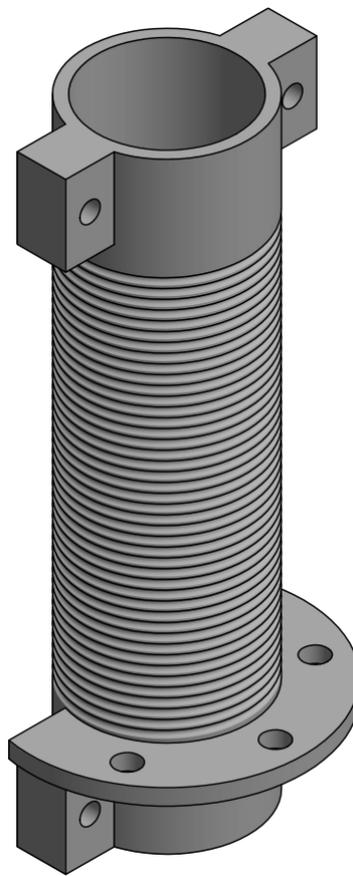
El soporte está diseñado para fabricarse mediante impresión 3D, concretamente de nylon.



**Figura 3.11:** Modelo 3D del soporte para la bobina de RF.

Con este diseño se logra la modularidad deseada, respetando las especificaciones del equipo y aportando una solución económica y sencilla. El plano correspondiente (número 2) puede consultarse en la sección de planos.

El diseño presentado es el diseño final para el prototipo del equipo. Sin embargo, está pensado para ser utilizado con la PCB final de unas dimensiones fijas. Durante las pruebas de ajuste, no se dispone de la PCB, pues es un componente que se debe pedir a un fabricante externo. Para poder probar el equipo antes de solicitar la fabricación de la placa, se suele probar con un circuito provisional, hecho en el mismo laboratorio. Por este motivo, a partir del soporte de la bobina de RF, se he creado un soporte para pruebas, sin la cavidad para la PCB pero con un saliente al que sujetar o atornillar el circuito de pruebas. Se ha diseñado con diferentes tamaños para poder probar distintas bobinas, pero siempre con la misma distribución. En la figura 3.12 se muestra el soporte de pruebas, en uno de sus tamaños.



**Figura 3.12:** Modelo 3D del soporte de pruebas para la bobina de RF.

### 3.6 Resultados

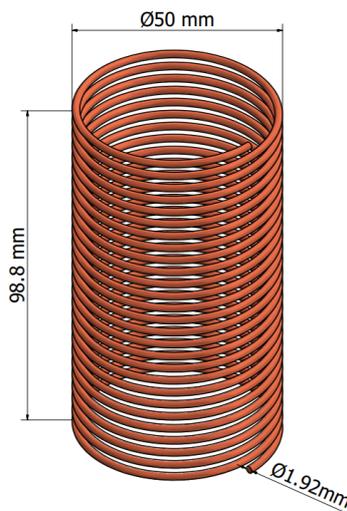
Una vez conocido y expuesto el proceso completo de diseño de la bobina, a continuación se presentan los resultados y el diseño definitivo de la misma.

#### 3.6.1 *Diseño final de la bobina.*

Partiendo de las dimensiones iniciales expuestas en el apartado 3.2, se ha simulado el modelo y ajustado geoméricamente para alcanzar el cumplimiento de las especificaciones.

Los valores de diseño finales de la bobina son:

- **Tipo de bobina:** Solenoide Rx/Tx.
- **Diámetro de la bobina:** 50 mm.
- **Número de vueltas del solenoide:** 27.
- **Altura total del solenoide:** 98,8 mm.
- **Diámetro del cable con aislante:** 1,92 mm.
- **Diámetro del cable:** 1,83 mm.

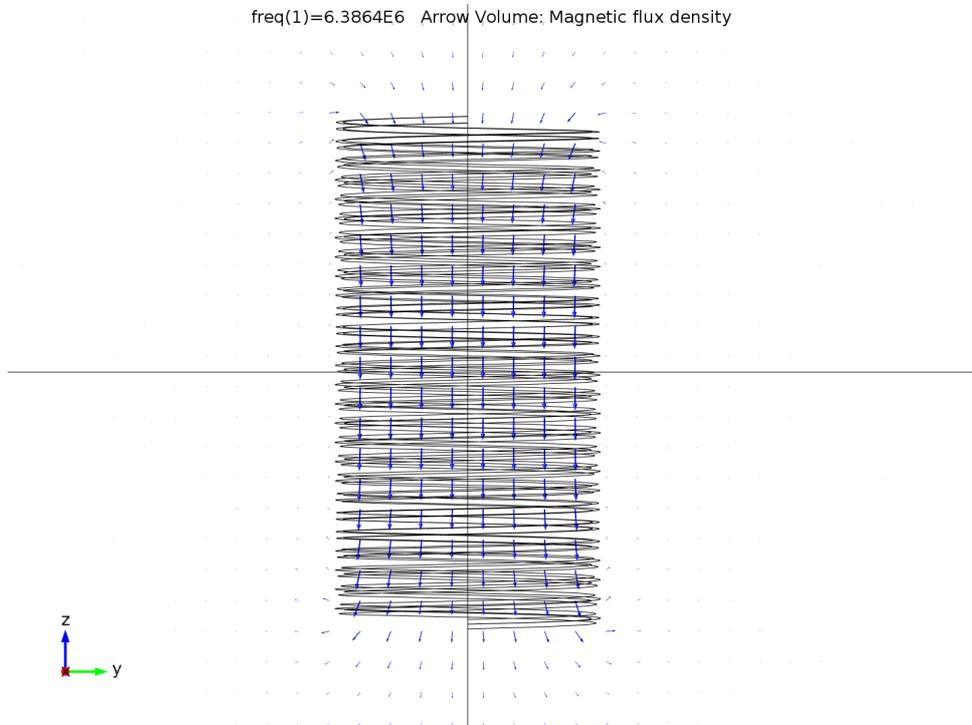


**Figura 3.13:** Diseño final de la bobina de RF.

Aunque las dimensiones iniciales partían de 10 cm de alto y 6 cm de diámetro, tras las simulaciones se ha reducido la altura de la bobina a 9,88 cm para conseguir un número de vueltas completo y el diámetro a 5 cm para conseguir una mayor homogeneidad del campo. Estos valores han sido el resultado de realizar diferentes simulaciones variando la geometría, hasta encontrar el resultado más idóneo.

### 3.6.2 Resultados de la simulación.

Para las dimensiones finales de la bobina, la distribución de campo magnético  $B_1$  generada por la bobina, sin adaptar, puede observarse en las figuras 3.14, 3.15, 3.16.



**Figura 3.14:** Campo magnético  $B_1$  generado en el interior de la bobina.

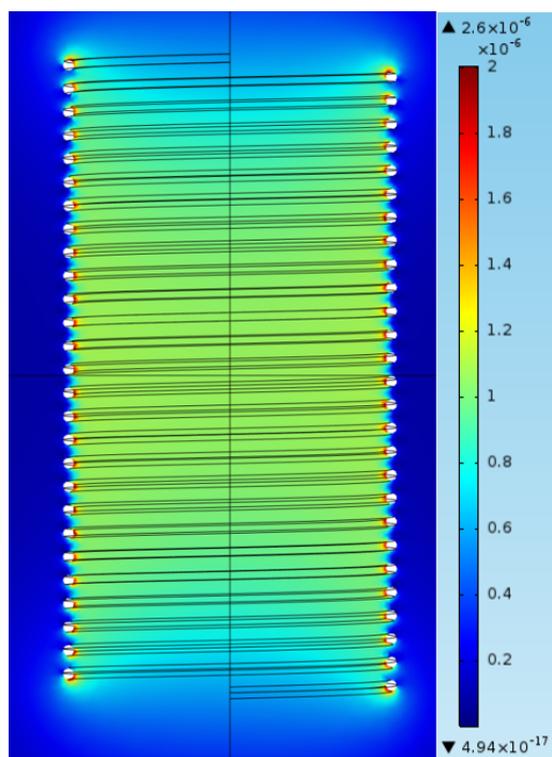
Como ya se ha avanzado en la sección 3.3, las condiciones de simulación de la bobina han sido a una frecuencia de 6,3864 MHz, y alimentándola a 1V. La distribución de campo magnético obtenida en las simulaciones es la misma que se obtendría alimentando la bobina con otra intensidad, pero escalando los valores de amplitud según sea la tensión de alimentación.

En los resultados del campo de los planos longitudinal y transversal se comprueba que la simulación es coherente con lo esperado, ya que adquieren la típica distribución de los solenoides, con polarización del campo paralela al eje longitudinal en el interior del solenoide y magnitud decreciente según nos acercamos a los extremos del solenoide.

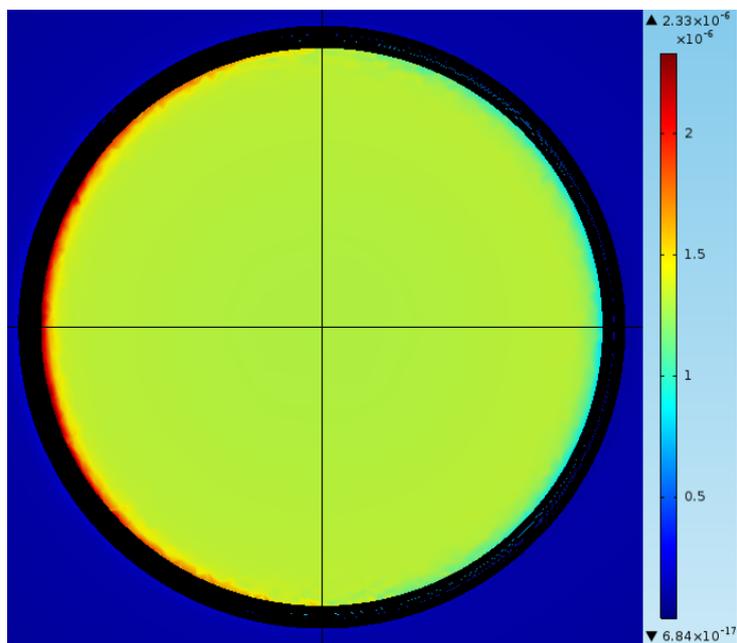
Si se analizan con más detalle estos valores de campo, se puede estudiar el mismo a lo largo de los ejes longitudinal (toda la altura pasando por el centro) y radial (atravesando por su diámetro en la parte central) del solenoide, para así poder valorar cuantitativamente la uniformidad del mismo en ambos ejes. Para ello se han importado los datos en MATLAB y se han tratado para una adecuada visualización. Los valores a lo largo de estos ejes se muestran en las figuras 3.17 y 3.18.

Analizando el campo a lo largo de los ejes, se observa que para el eje longitudinal, en el centro de la bobina es donde se alcanzan los mayores valores, y que a medida que se está más lejos del centro, el campo empieza a decrecer. Para el eje radial, ocurre al contrario: al alejarse del cable de la bobina, el campo va disminuyendo hasta encontrar su mínimo <sup>2</sup>. Los valores anómalos o los

<sup>2</sup>Es importante destacar que en la figura 3.18 sólo se han representado los valores en el interior de la bobina, excluyendo los cables de la misma, pues los valores de campo en ellos distorsionarían la gráfica.



**Figura 3.15:** Magnitud del campo magnético  $B_1$  (en Teslas) en el plano longitudinal generado en el interior de la bobina.



**Figura 3.16:** Magnitud del campo magnético  $B_1$  (en Teslas) en el plano transversal generado en el interior de la bobina.

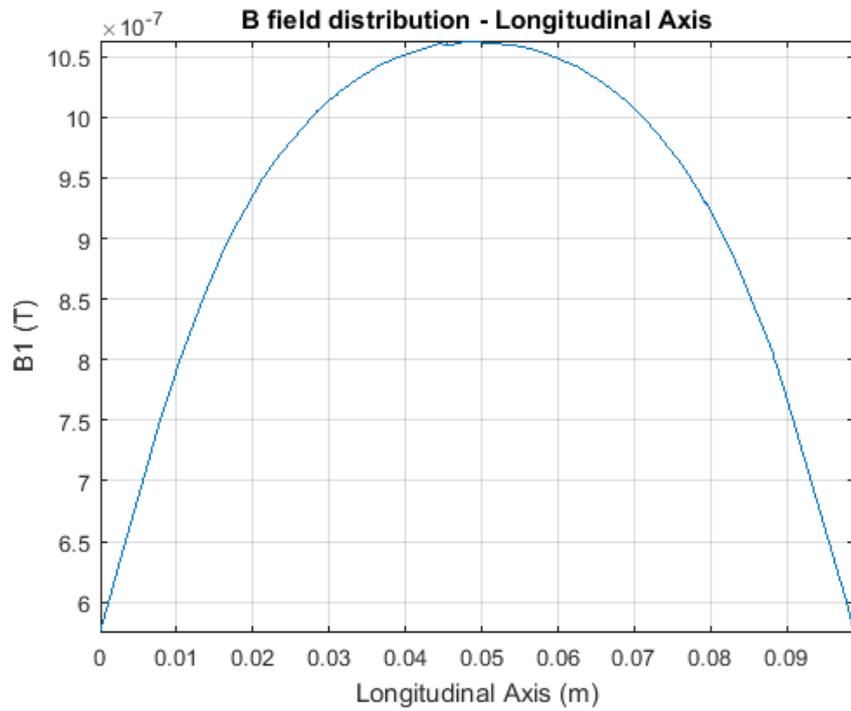


Figura 3.17: Campo magnético  $B_1$  (en Teslas) a lo largo del eje longitudinal de la bobina.

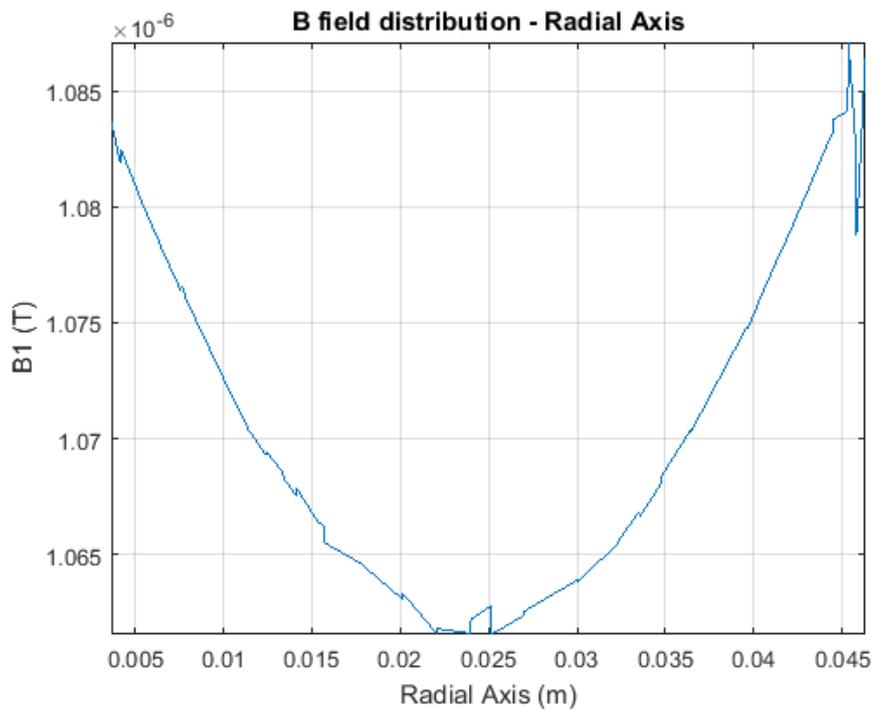


Figura 3.18: Campo magnético  $B_1$  (en Teslas) a lo largo del eje radial de la bobina.

picos que aparecen son producto de la discretización provocada por el mallado del modelo en la simulación. Un mallado más fino podría eliminar estas distorsiones, pero aumentaría el tiempo de cómputo y los requerimientos de *hardware* del equipo encargado de la simulación.

Para el diseño de la bobina el valor más importante de los anteriormente representados es el que se da en el centro de la misma. Esto es debido a que a partir de este valor central, se puede definir la homogeneidad del campo, pues en ese punto se tiene el valor de referencia de campo deseado o esperado, y al separarse del centro se puede determinar qué porcentaje de intensidad de campo ha variado, o lo que es lo mismo, qué homogeneidad tiene el campo. La muestra irá colocada siempre en el interior de la bobina, y todo el equipo está orientado a que el FOV (*field of view*, o campo de visión) situado en el centro del solenoide de la bobina sea la zona con mejores condiciones de homogeneidad.

Por tanto, para conocer la homogeneidad del campo, se han tratado los datos con MATLAB, tomando el valor del punto central y calculando la variación del campo en el resto de puntos con respecto a este. A partir de estas variaciones se puede determinar en qué volumen se está cumpliendo una cierta homogeneidad de  $B_1$ .

Las figuras 3.19 y 3.20 muestran la variación del campo magnético con respecto al centro de la bobina a lo largo de los ejes longitudinal y radial, respectivamente. Se puede apreciar que conforme más se aumenta la distancia al centro, mayor es la variación del campo  $B_1$ . Esta variación indica la homogeneidad que presenta el campo espacialmente. Aunque en estas gráficas se representa la variación como porcentaje, es importante destacar que como ya se ha comentado, esta variación puede ser positiva o negativa: en el caso longitudinal el campo decrece al alejarse del centro y en el radial aumenta.

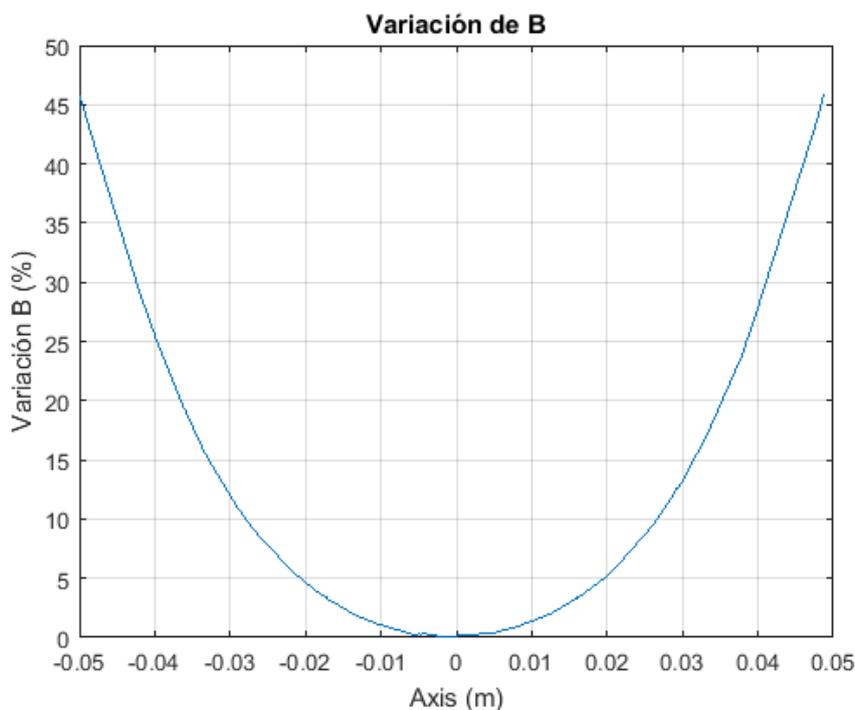


Figura 3.19: Homogeneidad del campo  $B_1$  a lo largo del eje longitudinal de la bobina.

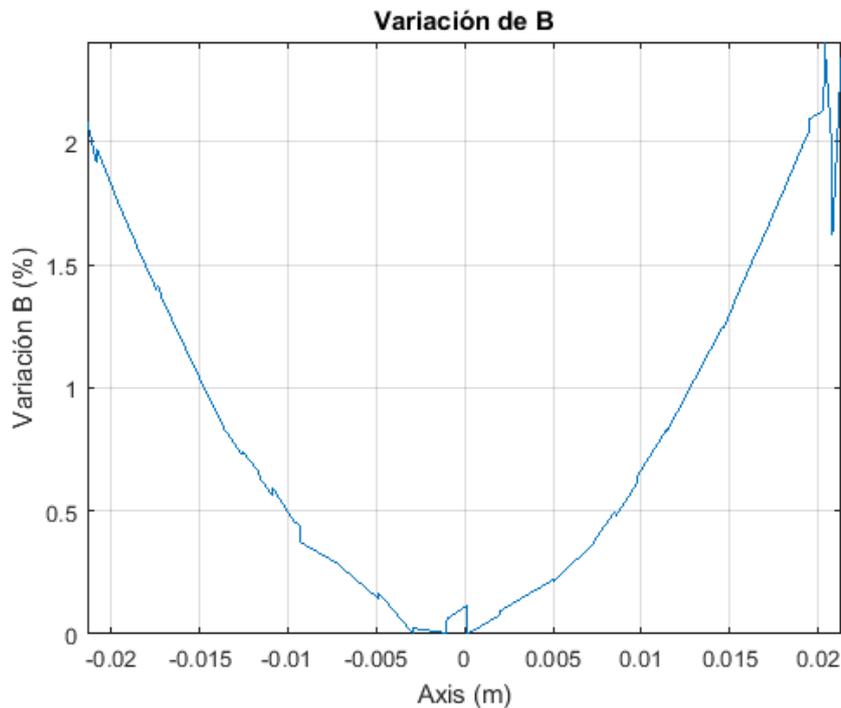


Figura 3.20: Homogeneidad del campo  $B_1$  a lo largo del eje radial de la bobina.

Con estos datos se observa que, para el FOV deseado de 40x40x40mm, se puede garantizar en el eje longitudinal una homogeneidad de aproximadamente el 4-5 %, mientras que el radial del 2 %. Por tanto, teniendo en cuenta la dirección más restrictiva, es posible garantizar en el interior de la bobina una homogeneidad del campo  $B_1$  de  $\pm 4\%$  .

Otra manera de mostrar estas zonas donde se cumple la homogeneidad deseada es representando los cortes longitudinal y transversal de la bobina e indicando qué zonas de las mismas presentan un valor de campo dentro de esos márgenes. En las figuras 3.21 y 3.22 se puede observar el campo en ambos cortes, y la homogeneidad que presenta en una región de aproximadamente 40x40mm.

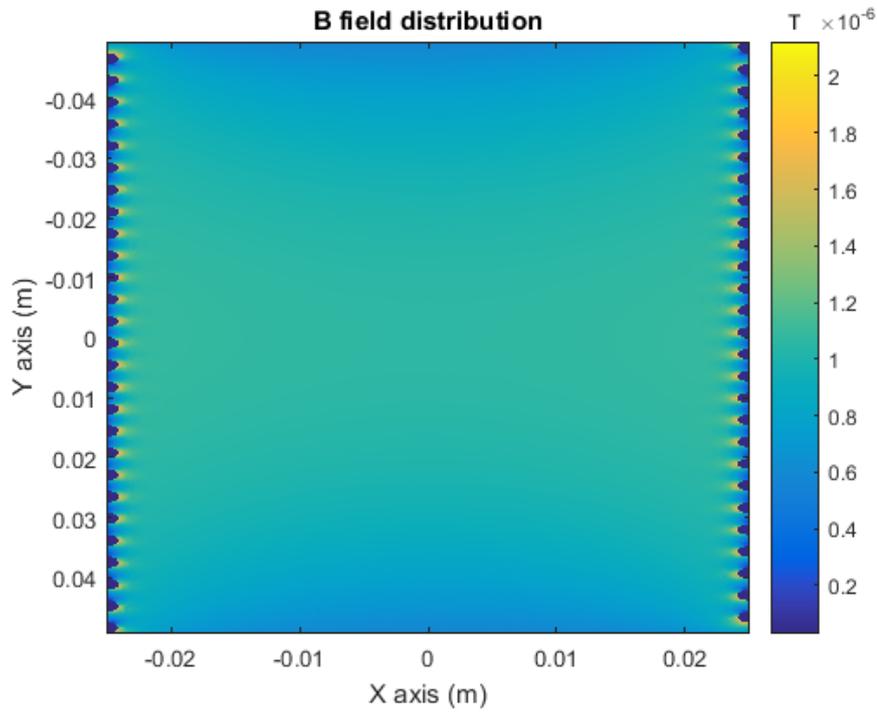
### 3.6.3 Resultados de la adaptación de la bobina.

Además de una buena homogeneidad, es deseable conseguir los mayores valores de campo posibles en el interior de la bobina. Para lograrlo, es necesario realizar la adaptación de la bobina. Como ya se ha detallado en el apartado 3.4, el primer paso es conocer la impedancia que presenta la bobina trabajando a esa frecuencia.

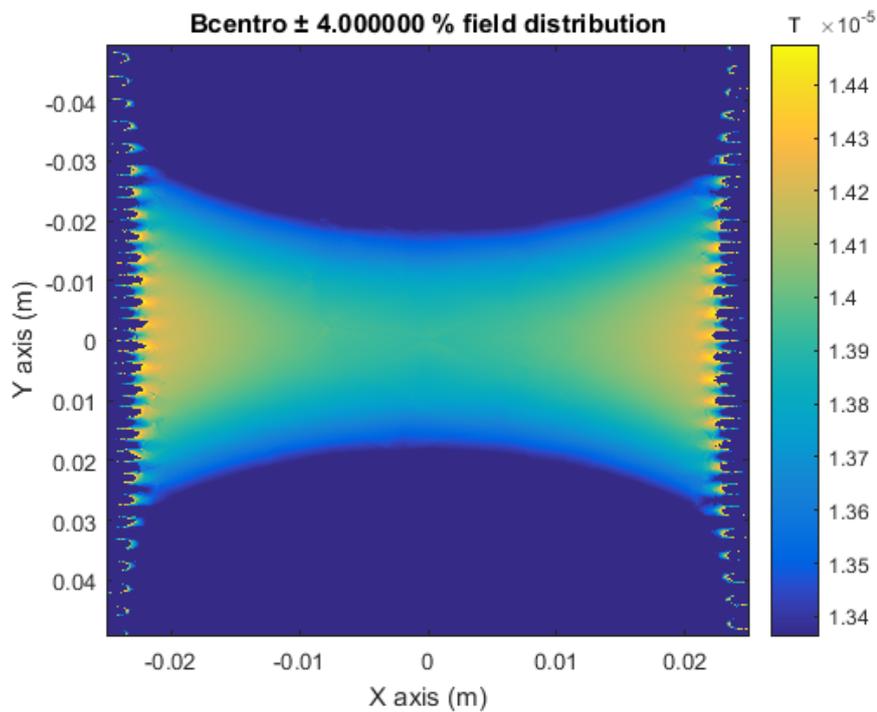
A partir de los datos que proporciona la simulación, se sabe que los valores de impedancia que presenta la bobina son:

- Resistencia =  $1,055\Omega$
- Reactancia =  $597,541\Omega$

Con estos valores y conociendo la impedancia característica del cable coaxial ( $50\Omega$ ) y la frecuencia de 6.3864MHz, con las ecuaciones 3.3 y 3.4 se obtiene que la capacidad de los condensadores para adaptar la bobina son:

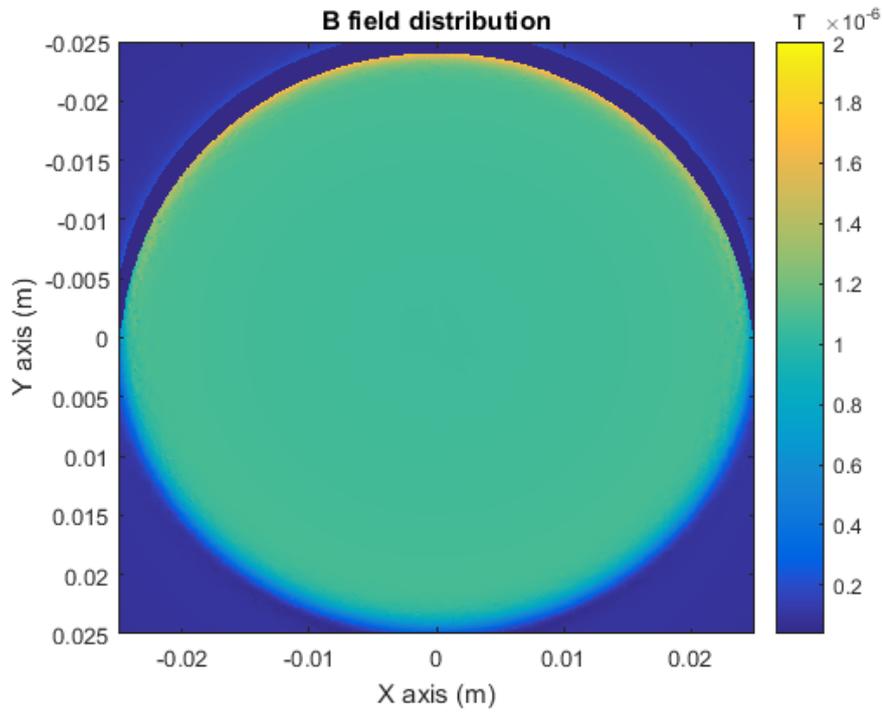


(a) Distribución de  $B_1$  en el interior de la bobina. Plano longitudinal

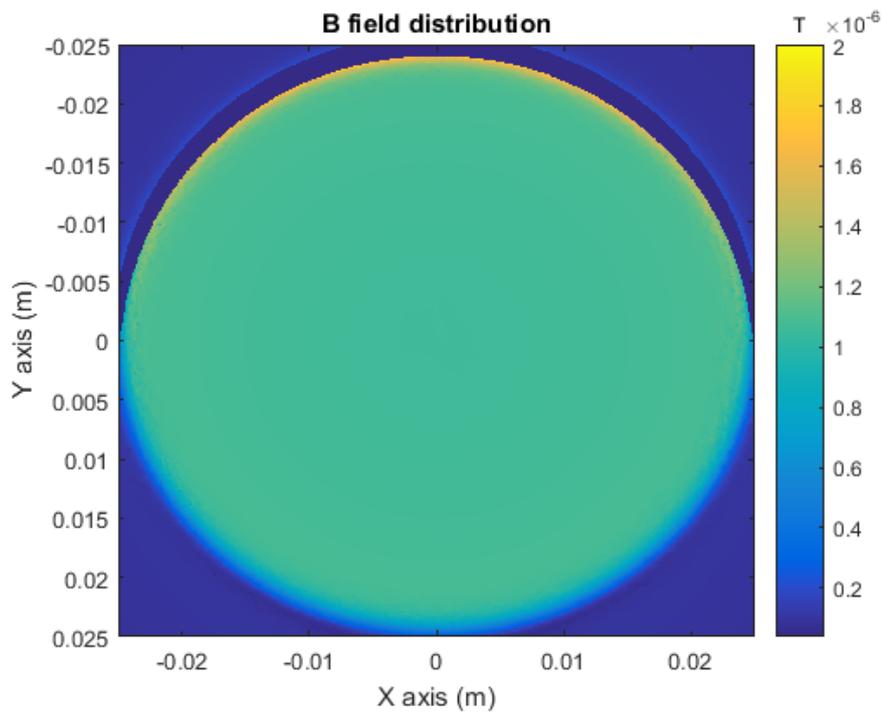


(b) Zonas con una homogeneidad del  $B_1 \pm 4\%$ .

**Figura 3.21:** Homogeneidad del campo  $B_1$  en el plano longitudinal.



(a) Distribución de  $B_1$  en el interior de la bobina. Plano transversal



(b) Zonas con una homogeneidad del  $B_1 \pm 2\%$ .

**Figura 3.22:** Homogeneidad del campo  $B_1$  en el plano transversal.

$$C_T = 35,64794pF \quad (3.8)$$

$$C_M = 6,058543pF \quad (3.9)$$

El siguiente paso para finalizar la adaptación es escoger los componentes comerciales que formarán parte del diseño de la PCB. Para los condensadores se ha tenido en cuenta que al tratarse de un equipo con un campo  $B_0$  que puede cambiar según la separación de los polos del imán principal, se tiene que poder modificar ligeramente su valor, por lo que se han escogido condensadores variables. Además, deben ser especiales para RF, lo que significa que no se vean alterados por las frecuencias de uso y por los campos magnéticos que se generen.

Las características finales del circuito de adaptación son:

- **Matching:** Un único condensador Vishay BFC2820823109, variable, de capacidad 3-10pF.
- **Tuning:** Dos condensadores en paralelo; uno de ellos fijo Vishay Vj0505D240JXPAJ de capacidad 24pF, y el otro variable Vishay BFC280811339 de capacidad 3-33pF.
- **Conector para cable coaxial:** Multicomp SPC20113.
- **Conector para la bobina:** Conector WAGO 255-402/233-000 de bornes para los extremos de cable de la bobina.
- **PCB:** placa de 2 capas de 40x40mm, de acuerdo al hueco reservado en el soporte de la bobina.

Los detalles de la PCB del circuito de adaptación pueden consultarse en el plano 3 de la sección de planos.

#### 3.6.4 Resultados de la simulación final de la bobina adaptada.

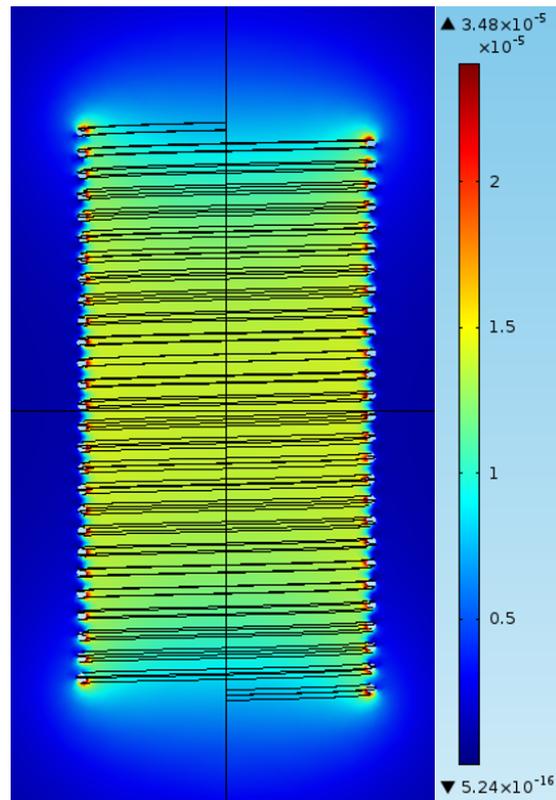
Con los condensadores de adaptación ya calculados, se han incluido en el modelo de COMSOL tal y como se ha explicado en el apartado 3.4 y se ha vuelto a simular.

Los nuevos y definitivos resultados muestran una distribución del campo prácticamente idéntica a la obtenida sin el circuito de adaptación, pero con mayores valores de campo, tal y como se podría esperar. Concretamente, en la tabla 3.3 se muestran las diferencias de valores de campo obtenidos en el centro de la bobina. Esto es debido a que la nueva impedancia que presenta el conjunto de la bobina junto a su circuito de adaptación es igual a la impedancia característica del cable coaxial,  $50\Omega$ .

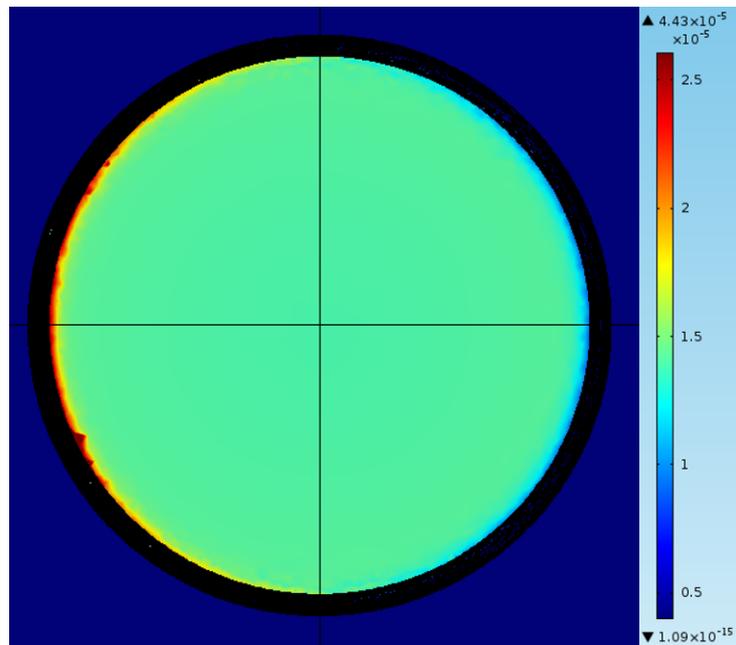
**Tabla 3.3:** Diferencia de valor del campo en la bobina sin y con adaptación.

Intensidad del campo magnético en el centro de la bobina de RF	
Sin adaptación	1,062 $\mu$ T
Con adaptación	13,93 $\mu$ T

Como puede apreciarse, se trata de valores muy pequeños debido a la alimentación escogida para la simulación, pero muestran el efecto de la adaptación. En el resto de los puntos del espacio interior de la bobina ocurre lo mismo, tal y como se aprecia en las figuras 3.23, 3.24, 3.25 y 3.26.



**Figura 3.23:** Campo magnético  $B_1$  (en Teslas) en el plano longitudinal generado en el interior de la bobina adaptada.



**Figura 3.24:** Campo magnético  $B_1$  (en Teslas) en el plano transversal generado en el interior de la bobina adaptada.

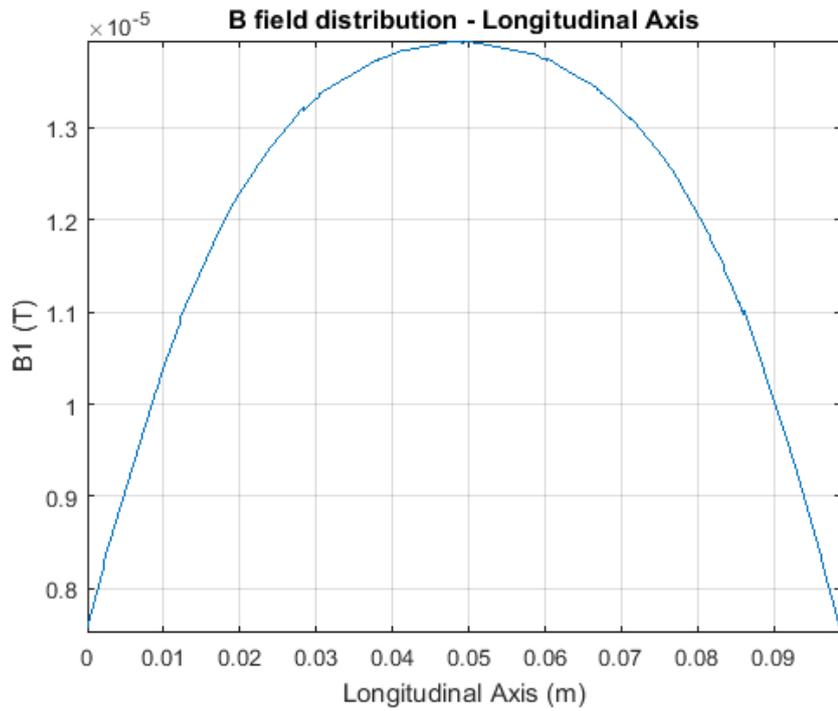


Figura 3.25: Campo magnético  $B_1$  (en Teslas) a lo largo del eje longitudinal de la bobina adaptada.

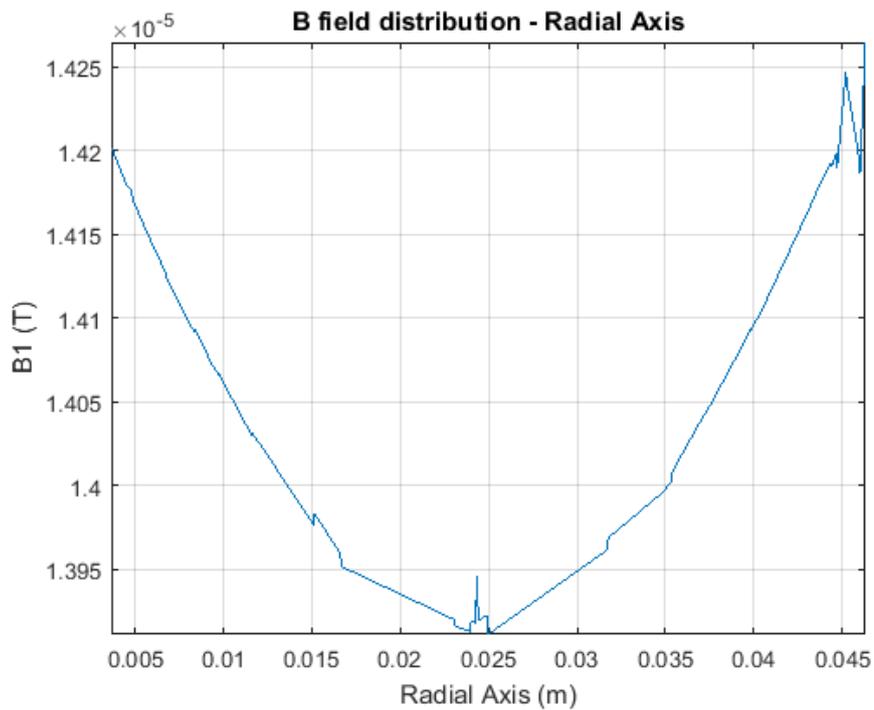


Figura 3.26: Campo magnético  $B_1$  (en Teslas) a lo largo del eje radial de la bobina adaptada.

En cuanto a la homogeneidad, dado que la distribución del campo se ha mantenido intacta, se sigue cumpliendo dentro de los 40x40x40mm de FOV (ver figuras 3.27, 3.28, 3.29, y 3.30).

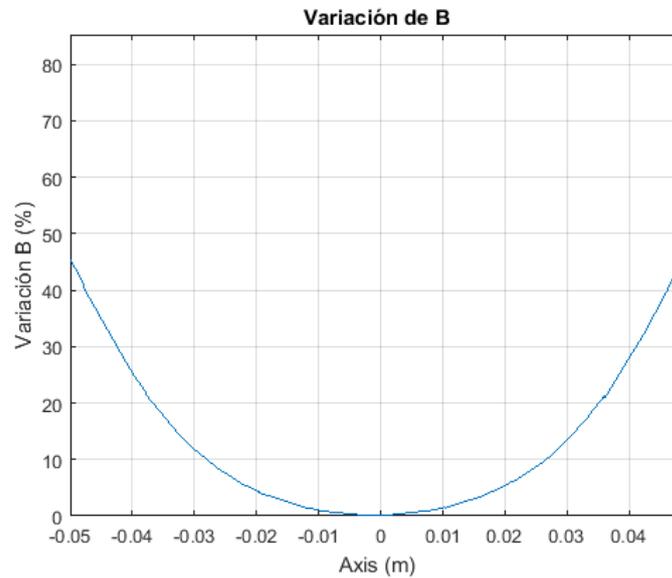


Figura 3.27: Homogeneidad del campo  $B_1$  a lo largo del eje longitudinal de la bobina adaptada.

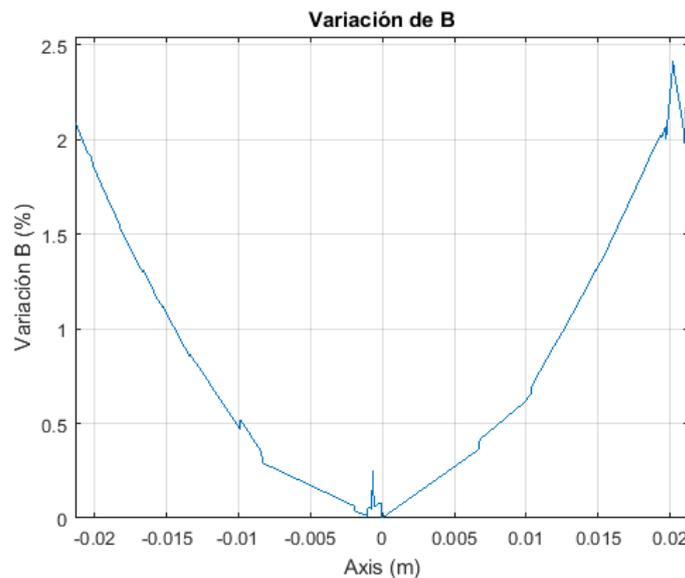
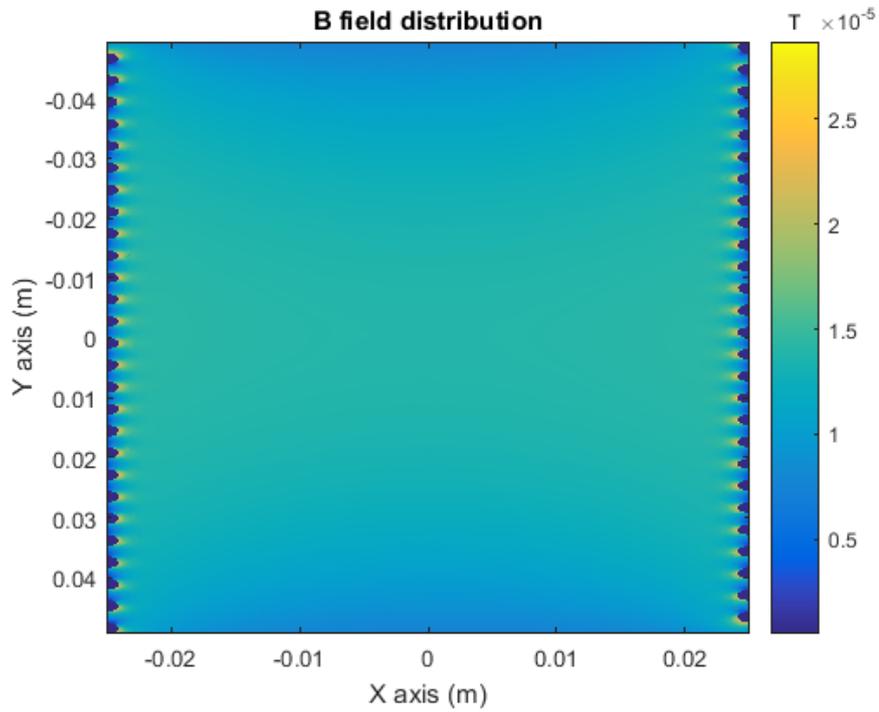
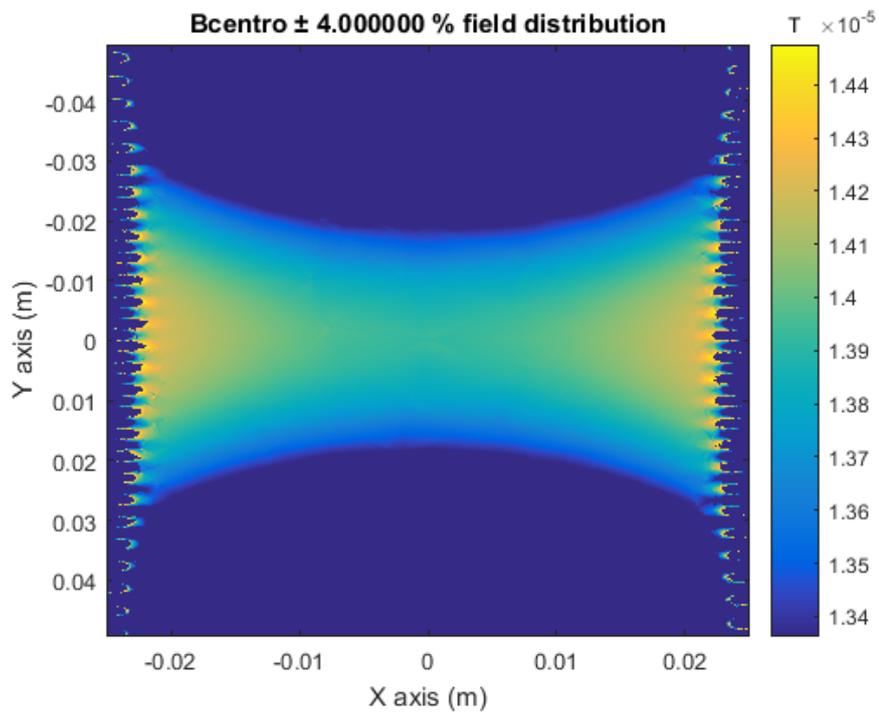


Figura 3.28: Homogeneidad del campo  $B_1$  a lo largo del eje radial de la bobina adaptada.

Para finalizar el diseño de la bobina, ya con todos los elementos terminados, el ensamblaje final del conjunto bobina-circuito-soporte puede consultarse en el plano 4 del apartado de planos del presente trabajo. En él se aprecia como queda el conjunto de bobina modular, que sería fácilmente intercambiable en el equipo.

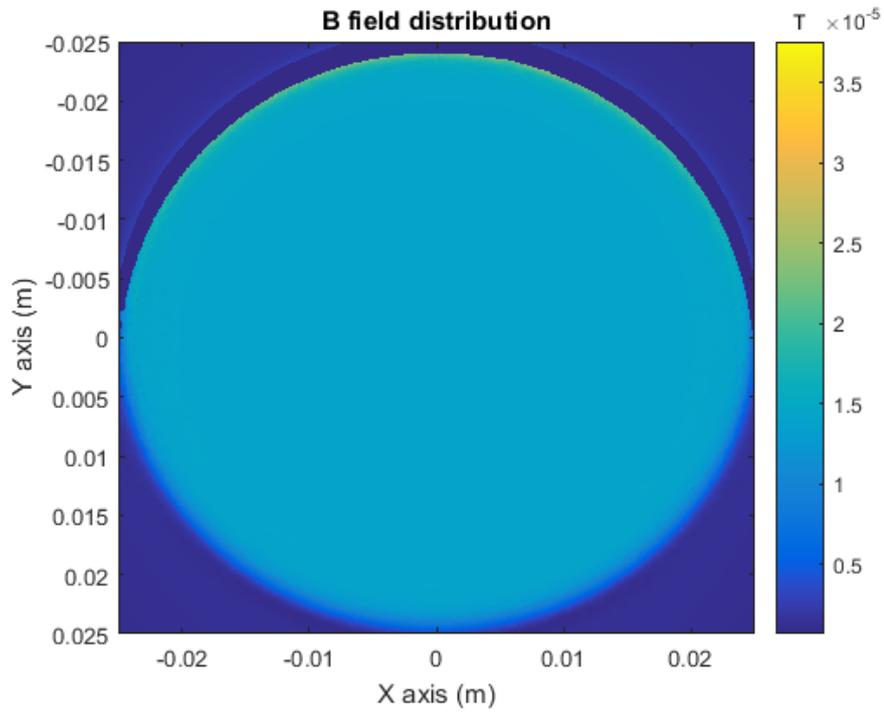


(a) Distribución de  $B_1$  en el interior de la bobina adaptada. Plano longitudinal

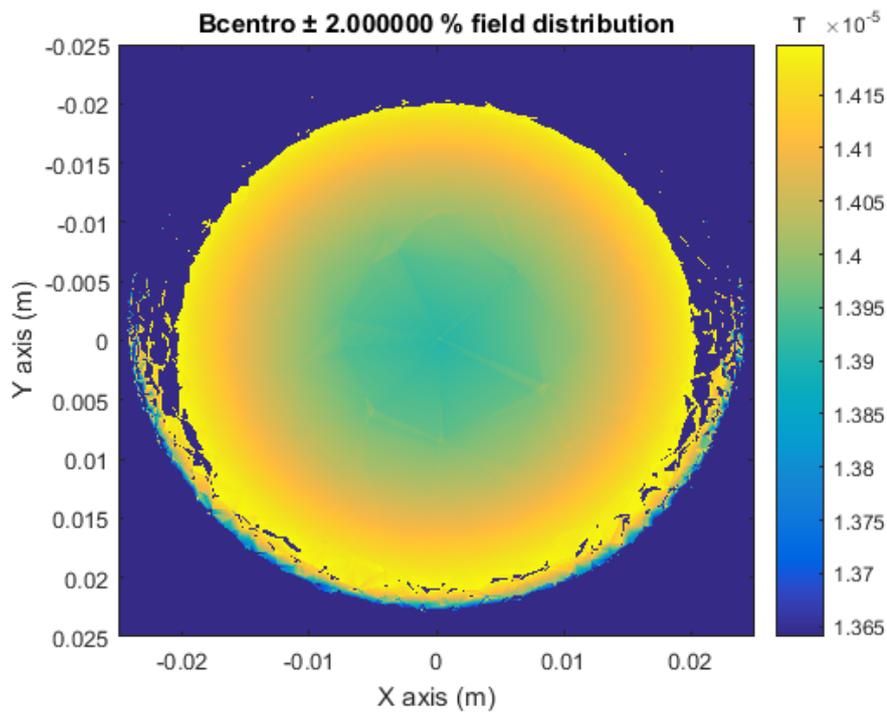


(b) Zonas con una homogeneidad del  $B_1 \pm 4\%$ .

**Figura 3.29:** Homogeneidad del campo  $B_1$  en el plano longitudinal. Bobina adaptada



(a) Distribución de  $B_1$  en el interior de la bobina adaptada. Plano transversal



(b) Zonas con una homogeneidad del  $B_1 \pm 2\%$ .

Figura 3.30: Homogeneidad del campo  $B_1$  en el plano transversal. Bobina adaptada

# Programación de secuencias de pulsos orientadas a la visualización de dientes: SPRITE, UTE

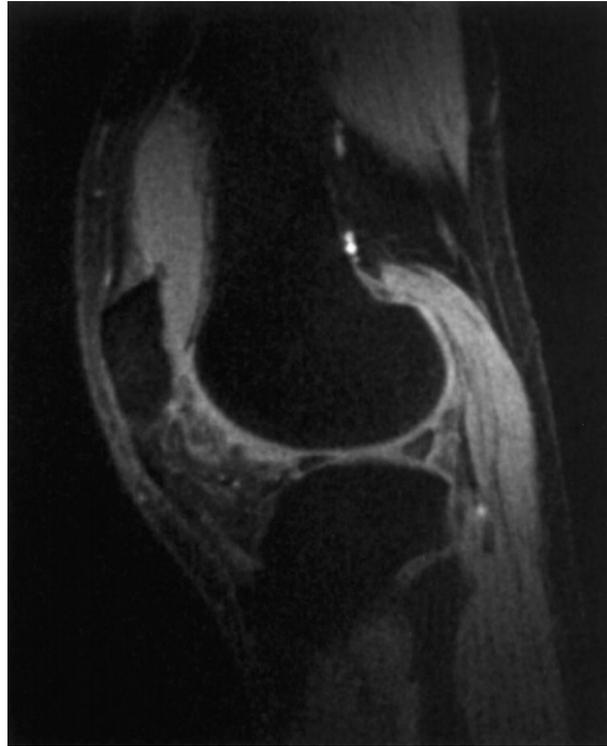
*El capítulo 4 aborda el estudio y programación de secuencias de pulsos de tiempos más cortos con la intención de visualizar tejido duro, concretamente dientes. Para ello se planteará el estado del arte de este tema en resonancia magnética, se plantearán las diferentes alternativas que existen para conseguir este objetivo, y se describirá el proceso de programación de las técnicas escogidas. Por último se presentarán los resultados sobre muestras ex vivo de dientes de humano conseguidos con estas técnicas.*

## 4.1 Introducción y planteamiento de la visualización de tejido duro en resonancia magnética

Tal y como se ha introducido en la sección 2.2, actualmente la resonancia magnética no es empleada en la visualización de tejidos duros como pueden ser el hueso o los dientes. Otras técnicas son más adecuadas para esta función, quedando la MRI reservada a tejidos con tiempos de relajación más largos. Para marcar una frontera, se consideran tiempos cortos de relajación aquellos de menos de 10ms. Actualmente la técnica más utilizada para obtener imágenes de dientes es la *Cone Beam Computer Tomography (CBCT)*[DP12], que conlleva radiación ionizante. El principal problema que impide que la resonancia se utilice en este campo es justamente ese, los procedimientos actuales no son capaces de captar la señal proveniente de tejidos duros, ya sea por la velocidad a la que los espines vuelven a quedar alineados con el campo magnético principal, o bien por la escasa señal que estos tejidos producen, que también puede quedar eclipsada por la señal de tejidos blandos colindantes.

Por estos motivos, en las resonancias magnéticas actuales, los dientes aparecen de color negro, puesto que no se está captando ninguna señal de los mismos, o es muy escasa. De esta manera, no es posible conseguir información de los mismos, ya que se podría decir que en las imágenes aparecen

como un negativo de lo que son en la realidad. Muestra de esto son las imágenes presentadas en las figuras 4.1 y 4.2.

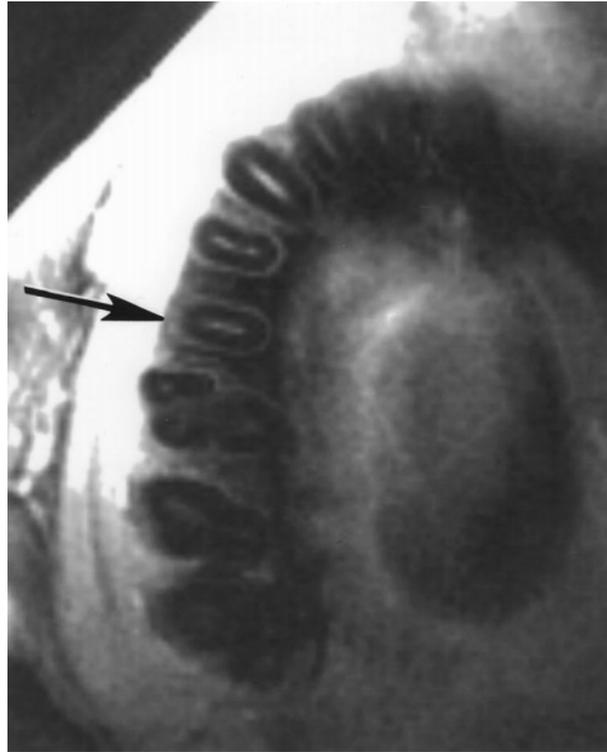


**Figura 4.1:** Imagen común de huesos en MRI, concretamente de la rodilla. [GB03]

Para lograr evitar este fenómeno, y poder obtener señal del tejido duro, pueden seguirse diferentes alternativas. Las más importantes son las dos siguientes:

- **Mejorar el *hardware*:** Uno de las principales limitaciones que impiden captar señal proveniente de tejido duro es el *hardware* del equipo. Concretamente, los gradientes suelen ser los limitantes en cuanto a la adquisición de la señal, ya que los tiempos de sus transitorios (o *rise time*) son demasiado largos en comparación con los tiempos de relajación de las piezas dentales. Por este motivo, al activar o desactivar gradientes la señal proveniente de los espines excitados ya se ha extinguido. Atendiendo a diferentes estudios, para los dientes, estos tiempos son de aproximadamente  $12\mu s$ - $1ms$  para la dentina [Sch+91] y  $4$ - $240\mu s$  para el esmalte [Fun+84]. Como puede deducirse, no todos los gradientes son capaces de alcanzar su punto de funcionamiento tan rápido, por lo que son la principal limitación. Para corregirlo, se pueden utilizar gradientes *super rápidos*, con unos tiempos de subida muy pequeños, tecnología sobre la cual la empresa Tesoro Imaging tiene licitada la patente de Weinberg Medical Physics, superando la tradicional barrera impuesta por la estimulación periférica nerviosa y yendo más allá de ella [Wei16].

Con estos gradientes existen ciertos problemas que deben tenerse en cuenta si se escoge mejorar esta limitación. El uso de gradientes más potentes conlleva campos magnéticos con una intensidad más elevada, lo que tiene diversas consecuencias. Por una parte la alimentación de estas bobinas debe ser considerablemente mayor, por lo que debe dotarse de la infraestructura necesaria para entregar toda esa potencia. Además, este aumento produce que los sistemas de refrigeración deban ser los adecuados, así como el sistema de control de



**Figura 4.2:** Imagen común de los dientes en MRI.[GB03]

los gradientes. Como es lógico, esto encarece el coste del equipo.

Comunmente, deben tomarse precauciones, pues al utilizar gradientes de este tipo las corrientes de Foucault (también conocidas como *eddy current*) y sus efectos no son despreciables. Puede darse el caso de que se produzca una estimulación nervios periférica en el paciente. Sin embargo, la patente anteriormente citada ofrece una solución a este problema tradicional.

- **Mejorar el *software*:** Se trata de desarrollar secuencias de pulsos, estrategias de adquisición y otras técnicas que permitan captar las señales provenientes de los dientes. Las secuencias convencionales no son capaces de adquirir la información de los espines del tejido duro, y pierden esta información, mostrando únicamente la del tejido blando. Algunas de las secuencias que tratan de aportar una solución a este problema son SPRITE, UTE, y sus derivados.

De estas opciones, en este trabajo se plantea el desarrollo de la segunda, por lo que en los siguientes puntos se desarrolla la implementación de secuencias de pulsos especiales para visualización de tejido duro.

#### 4.1.1 Equipo de pruebas

Para probar las secuencias se necesita un equipo con el que se verifique el funcionamiento de las mismas. Aunque la implementación de las secuencias para tejido duro tiene como uno de sus objetivos poder ejecutarlas en el equipo para el cual se ha diseñado la parte de RF en el apartado 3, al no disponer de tal equipo por no estar completamente terminado, se han probado en otro.

En este caso, el equipo está formado por dos componentes principales: un *hardware* comercial, el sistema *RadioProcessor-G* de la marca *SpinCore Technologies, Inc.* [Spi]; y un software propio del I3M y *Tesoro Imaging* desarrollado en MATLAB y C/C++ a partir de las librerías que *SpinCore* proporciona para controlar su producto. Además, a estos dos componentes les acompañan otros, presentados en la sección 4.1.1. A este equipo comercial pensado para espectroscopía, se le han añadido las bobinas de gradientes necesarias para formar la imagen MRI [Rig+14]

Se trata de un equipo compacto y transportable de resonancia magnética para biopsias [Nac+14] [Rig+16a]. Está pensado para realizar análisis de pequeñas muestras (10x10x10mm de FOV) en quirófanos o laboratorios. Sus principales componentes y características se detallan a continuación.

##### a. *RadioProcessor-G SpinCore*

El principal elemento del equipo es el sistema de propósito general, de banda ancha y de adquisición de datos y excitación de RF, *RadioProcessor-G*, de *SpinCore*[Spi]. Se trata de una tarjeta que puede servir como consola completa para un equipo de resonancia magnética, con un rango de frecuencias de 0 a 100MHz. Está compuesta, entre otros, de los siguientes elementos:

- **Salida y entrada de la señal de radiofrecuencia:** La tarjeta es capaz de emitir el pulso de radiofrecuencia según se haya programado a través de un convertidor digital - analógico, y también es capaz de ejecutar la función de recepción y adquirir los datos provenientes de la adquisición con un convertidor analógico - digital de alta resolución. Es necesario que tanto la señal de salida (Tx), como la de entrada (Rx) sean amplificadas y filtradas justo después de ser emitida, y antes de ser recibida, respectivamente.
- **Tres salidas para los gradientes:** Dispone de tres salidas analógicas para cada uno de los gradientes en las tres direcciones espaciales, X, Y, Z. Pueden generar pulsos de duraciones variables y de ambas polaridades, positivos y negativos. Al igual que ocurre con la RF, la señal de salida debe ser amplificada antes de llegar a las bobinas de los gradientes.
- **Sistema de control:** Por último, el tercer elemento más importante es el sistema de control, que permite configurar secuencias y enviarlas al *RadioProcessor-G* para ejecutarlas. Conectando la tarjeta a un PC, es posible programar en MATLAB y C/C++ secuencias de pulsos mediante instrucciones específicas de la suite de *SpinCore*, volcarlas en la tarjeta, y proceder a su ejecución. El sistema de control se encarga de transformar estas instrucciones en señales ordenadas, y devolver al PC la información captada durante la adquisición.

Como ya se ha mencionado, el *RadioProcessor-G* debe estar conectado a un PC via PCI, como una tarjeta más del ordenador. Haciendo uso de la API proporcionada por *SpinCore* se programa la secuencia de pulsos en MATLAB, y se envía al dispositivo, el cual ya es capaz de ejecutar esta secuencia. Los datos recibidos se almacenan en la RAM y son accesibles desde el PC.



**Figura 4.3:** Tarjeta RadioProcessor-G de SpinCore Technologies Inc. [Spi].

**Tabla 4.1:** Especificaciones de la tarjeta RadioProcessor-G de SpinCore Technologies Inc. [Spi].

	Parámetro	Valor	Unidades
Entradas Analógicas	Rango de frecuencias de entrada	0 - 100	MHz
	A/D precisión de muestreo	14	bits
	Rango de voltaje de entrada (peak-peak)	1.13	V
	A/D frecuencia de muestreo	75	MHz
Salida Analógica de RF	D/A tasa de muestreo	300	MHz
	D/A precisión de muestreo	14	bits
	Rango de voltaje de salida (peak-peak)	1.2	V
	Resolución de frecuencia	0.28	Hz
Sal. Analóg. Gradientes	Voltaje de salida	-3.3 - 3.3	V
	Resolución	16	bits
	Tasa de actualización	66.6	ns
Salidas Digitales	Nº de salidas digitales	4	-
	1 Lógico (salida)	3.3	V
	0 Lógico (salida)	0	V
	Corriente de salida	25	mA
	Tiempo de subida/bajada	<5	ns
Entradas Digitales	1 Lógico (entrada)	1.7 - 4.1	V
	0 Lógico (entrada)	-0.5 - 0.7	V
Programa de pulsos	Nº de palabras de instrucción	2048	palabras

### b. Software de control MRIGUI

Aunque *SpinCore* proporciona una API para facilitar la programación de las secuencias de pulsos, es una labor no demasiado intuitiva, pues debe programarse en C/C++ escribiendo en los registros de la tarjeta. Para un uso fijo o puntual puede ser una solución viable, pero para realizar pruebas de manera habitual, el sistema necesita una interfaz gráfica para el usuario. Este es el propósito de MRIGUI, la interfaz gráfica desarrollada en MATLAB por el I3M y Tesoro Imaging, que además de proporcionar una interfaz dota de más herramientas al equipo (figuras 4.4 y 4.5). El hecho de estar desarrollado en MATLAB hace que se pueda utilizar la potencia del mismo para realizar más tareas como el análisis, importación y exportación de datos, etc. De hecho, la secuencia se configura por completo en MATLAB y éste crea un fichero de texto con los parámetros principales necesarios para que las librerías del código C/C++ puedan configurar correctamente el *RadioProcessor-G* para generar los pulsos adecuados.

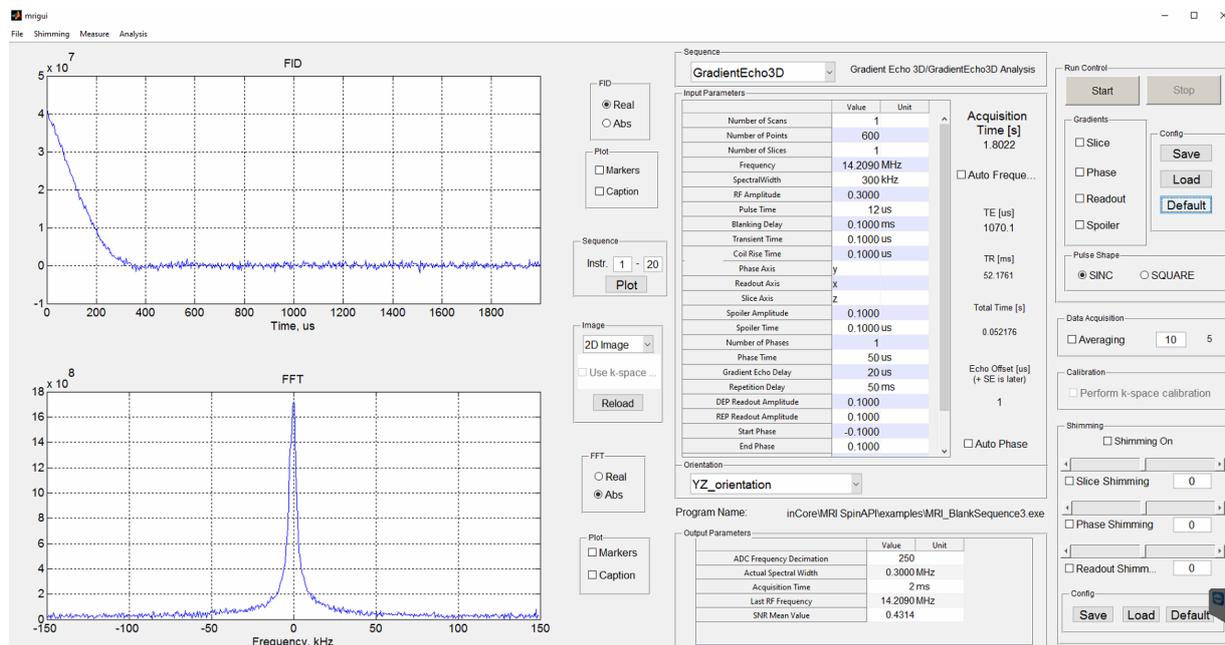


Figura 4.4: Interfaz gráfica MRIGUI. Ventana principal.

El *software* permite definir diferentes secuencias de pulsos mediante el uso de clases. Con esto se logra que la programación de la secuencia sea mucho más sencilla para el usuario. Por otro lado, desde la interfaz gráfica es posible introducir los distintos parámetros característicos de la secuencia en cuestión.

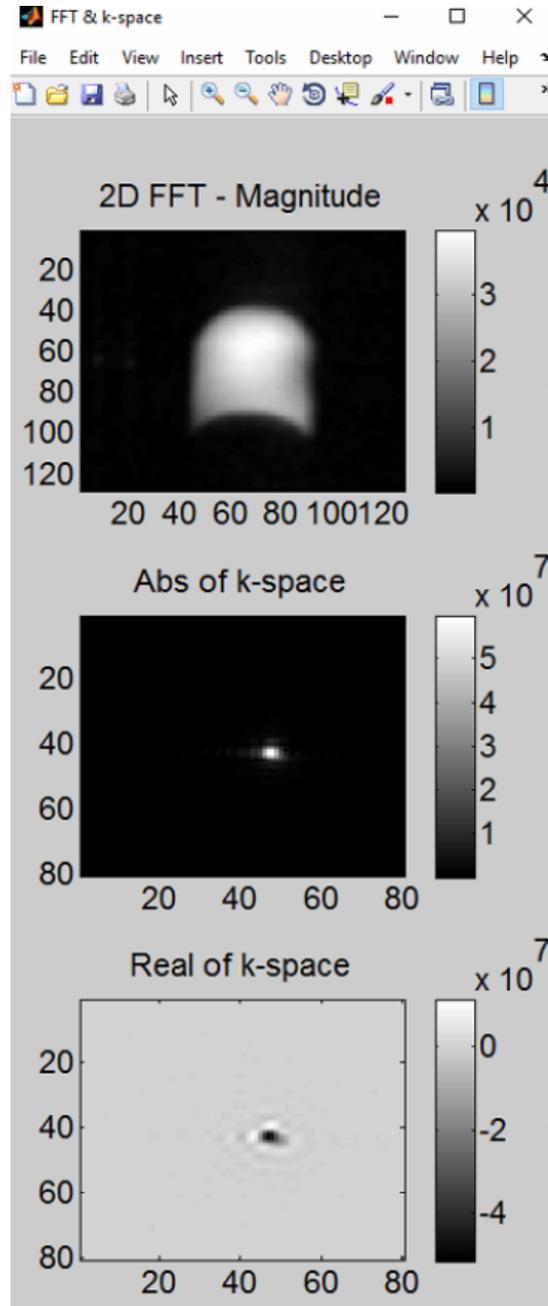


Figura 4.5: Interfaz gráfica MRIGUI. Ventana de resultados.

*c. Otros elementos*

El resto de elementos que conforman el equipo son los siguientes:

- **Imán principal:** Modelo M4S [Mag] de la marca *SpinCore*. Se trata de un imán permanente, con un espacio entre polos de 30mm, que produce un campo magnético principal  $B_0$  de 0,335T [Rig+16b] . Esto supone que la frecuencia de trabajo será de 14,2 MHz aproximadamente.
- **Holder con bobina de RF y gradientes:** Sensor RF para NMR de la marca *SpinCore*. El equipo dispone de soporte en el que se encuentra la bobina de RF. Se trata de un solenoide con un espacio interior de 10x10x10mm en el cual se introduce una probeta con la muestra en su interior. En el mismo holder se acoplan los 3 pares de bobinas de los gradientes, de manera que queda todo el conjunto compacto en el espacio del imán permanente.
- **Jaula de Faraday:** Tanto el imán principal, como el holder y sus elementos se encuentran dentro de una jaula de faraday para minimizar las posibles interferencias y ruidos, provenientes de equipos e instalaciones circundantes.
- **Amplificadores:** El equipo dispone de amplificadores para la parte de radiofrecuencia (modelo iSpin-NMR de *SpinCore*) y para los gradientes (amplificadores CMX2000V de la marca QSC [Qsc]).
- **Tarjeta adaptadora SMA-BNC:** [Bnc].
- **Duplexor Tx-Rx:** Para alternar entre transmisión y recepción.
- **PC:** Equipo en el cual se encuentra instalada la tarjeta RadioProcessor-G y se ejecuta el *software*.

La figura 4.6 muestra el equipo descrito, dentro de la jaula, donde se puede apreciar el imán permanente y el holder en su interior, con los cables de alimentación de los gradientes y el coaxial para la RF.

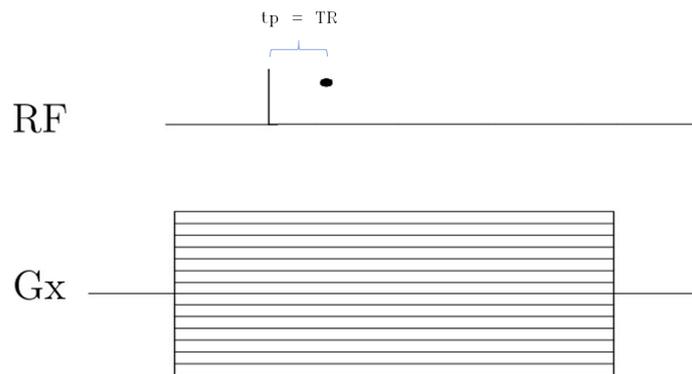


**Figura 4.6:** Equipo MRI empleado en las pruebas de las secuencias de pulsos implementadas.

## 4.2 Secuencia SPRITE: Simple Point Ramped Imaging with T1 Enhancement

La primera de las secuencias implementadas es una secuencia basada en el método *Single Point Imaging* (SPI) pero con diversas modificaciones que la hacen más adecuada para tejidos con tiempos de relajación muy cortos.

Las secuencias SPI se basan en el muestreo del espacio k punto por punto, excitando la muestra con un pulso de RF mientras los gradientes están activos, a diferencia de la técnica común que consiste en primer excitar la muestra y a continuación aplicar los gradientes [GC94]. En la figura 4.7 se aprecia este funcionamiento. En la RF, la línea vertical simula un pulso rápido de radiofrecuencia, y el punto la adquisición de datos. Los pulsos de RF para SPI deben ser cortos, menores que los  $T2^*$  de la muestra. Algunas de sus ventajas son que permite visualizar tejidos duros de sólidos, y que no produce distorsiones en las imágenes. El problema que presentan las secuencias basadas en SPI es que para cada adquisición deben activarse los gradientes, para lo que hacen falta pulsos muy rápidos e intensos, que pueden producir vibraciones fuertes no deseadas. Además, esto hace que la secuencia sea mucho más ineficiente que sus evoluciones, como puede ser SPRITE, siglas de *Single-Point Ramped Imaging with T1 Enhancement*.



**Figura 4.7:** Ejemplo del mecanismo de las secuencias SPI en una dimensión.

La secuencia SPRITE [Bal+96] aporta una solución a estos problemas, reduciendo los tiempos de adquisición de la imagen, minimizando la vibración de los gradientes y añadiendo la posibilidad de realizar contraste T1. Se basa en el hecho de escalonar uno de sus gradientes, de manera que entre cada adquisición, o pulso de RF, no se debe desconectar al completo el gradiente y volver a conectarlo, sino que lo que se hace es variar su amplitud [Bal98]. Por este motivo es posible catalogarla como una versión SPI pero con gradientes escalonados. Además, estas secuencias eliminan el típico ruido producido por los gradientes. En la figura 4.8 se muestra cual es esquema básico de una secuencia SPRITE. En la secuencia SPRITE, uno de los dos gradientes va disminuyendo su amplitud, y en cada uno de estos escalones se emite un pulso de RF y se adquiere un punto del espacio k.

También es posible llevar esta técnica a la resonancia magnética para imagen tridimensional. El fundamento es el mismo, pero añadiendo un tercer gradiente y escalonando en este caso dos de ellos. En la figura 4.9 se muestra el esquema de los pulsos de los gradientes para 3D.

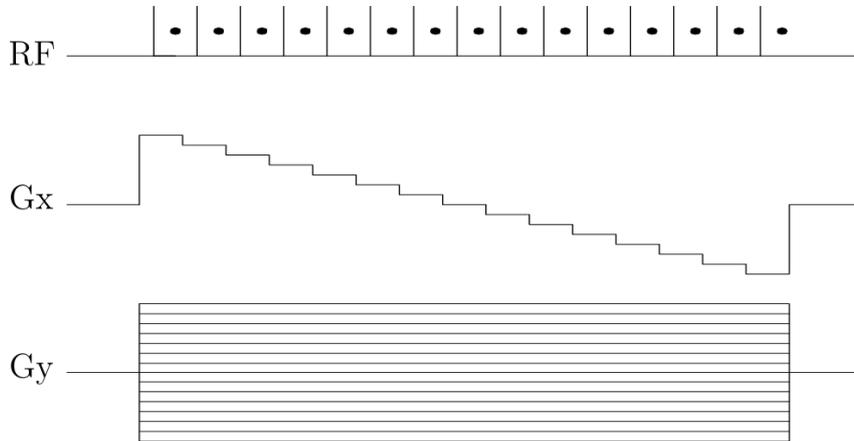


Figura 4.8: Esquema de la secuencia SPRITE para dos dimensiones.

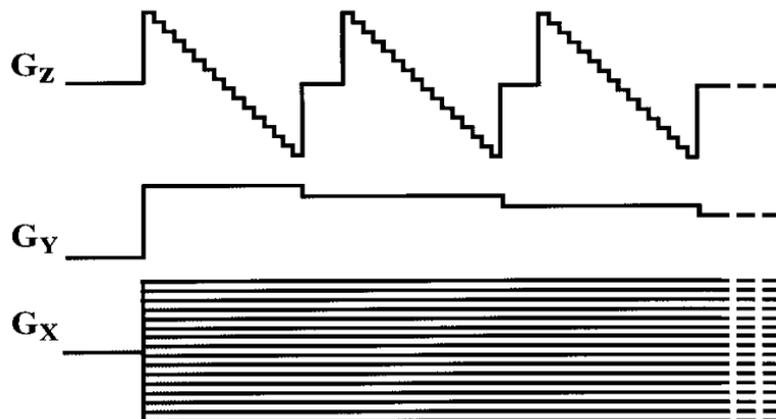


Figura 4.9: Esquema de los pulsos de gradientes para SPRITE en tres dimensiones. [Bal+96]

Esta técnica requiere un *hardware* potente y rápido, pero dentro de la normalidad de los equipos comunes. No se llega a necesitar un equipo de gradientes súper-rápidos.

#### 4.2.1 Implementación de *SPRITE* en el equipo

Para implementar la secuencia en el equipo, debe conocerse cómo funciona tanto la tarjeta *RadioProcessor-G*, como el programa MRIGUI, y programar las instrucciones necesarias para que el equipo se comporte de acuerdo al funcionamiento de la secuencia.

Como ya se ha mencionado, el programa MRIGUI se encarga de hacer de interfaz entre el usuario y la tarjeta. Ofrece la posibilidad de introducir datos y valores que serán después enviados en el formato correcto a la tarjeta. Además, es posible seleccionar entre distintos tipos de secuencias, siempre y cuando estén programadas e incluidas en el software.

Para ello, cada secuencia es un clase. Se dispone de una clase base, con las herramientas más básicas, la cual se hereda, y sobre ella se deben programar las instrucciones de cada uno de los pulsos, tiempos, etc que forman la secuencia.

La manera en la que se ha programado la secuencia *SPRITE* ha sido descomponiendo para cada instante la secuencia, y se ha analizado qué valores tendrían que tener los registros de la tarjeta para replicar la secuencia.

Los registros de la tarjeta sobre los que se deben realizar operaciones de escritura y lectura son los que aparecen en la table 4.2.

Por tanto, la clase desarrollada en MATLAB ha sido programada de manera que siga una secuencia utilizando las herramientas de MATLAB, y escriba en cada instante el valor de los registros que produzcan el efecto deseado. Además, la clases coordina el cambio a recepción por parte de la bobina de RF, y se ha programado la adquisición de datos provenientes de la señal.

En comparación con una secuencia típica, como puede ser Gradient Echo, aquí es donde se han tenido que programar las diferencias más notables, por la manera en la que se debe activar la RF y rápidamente pasar a adquisición, todo ello con los gradientes encendidos, mientras que normalmente se realiza una cosa después de la otra.

La implementación de la secuencia ha requerido también el desarrollo del análisis de los datos, para formar la imagen. Todo ello ha hecho que se deba tener en cuenta el tamaño de los lotes de datos en la comunicación entre la tarjeta y el PC.

Los resultados e imágenes derivados de utilizar la secuencia pueden consultarse en el apartado 4.4.1.

### 4.3 Secuencia UTE: Ultra Short Echo Time

El segundo tipo de secuencias implementado es UTE, siglas de *Ultra Short Echo Time*. Este tipo de secuencia está orientado también a adquirir imagen de tejidos con tiempos de relajación muy cortos. En concreto esta secuencia está diseñada para excitar componentes con T2 muy cortos y capturar su señal antes de que decaigan por completo [Rob+03].

Para lograrlo, esta secuencia tiene una serie de particularidades.

En primer lugar, el pulso de excitación debe ser medio pulso, disparado a la vez que un gradiente de selección de *slice*. El motivo de esto es desactivar rápidamente el pulso para poder adquirir la señal que rápidamente decae. Para adquirir una línea completa del espacio k, se debe realizar otro medio pulso de RF junto con un gradiente de selección de *slice* pero de polaridad opuesta al

**Tabla 4.2:** Principales registros de la tarjeta RadioProcessor-G de SpinCore Technologies, Inc.

Parámetro	Tipo	Descripción
DAC_amp	double	Amplitud de salida de los gradientes (digital to analogic converter, DAC). [-1.0 - 1.0]
DAC_adress	char	Parámetro para definir qué DAC (que gradiente) se activa en cada instrucción.
write	char	Debe estar activo para poder escribir la amplitud en los registros DAC_amp.
update	char	Actualiza la información de amplitud en los registros DAC_amp. Las salidas reflejan dichos valores.
clear	char	Limpia los registros anteriores y cesa en envío de datos de salida.
Tx	int	Activa la salida del pulso de RF
Rx	int	Activa la lectura de señal proveniente de la muestra.
envelope	char	Indica el tipo de pulso de RF: 0 pulso SINC, 7 pulso SQUARE
delay	double	Duración de la instrucción

primero.

Para moverse a lo largo del espacio k de la manera más eficiente posible, durante la adquisición en UTE se activan los gradientes restantes (dos si es para imagen tridimensional y uno para imagen bidimensional) pero aumentando o disminuyendo su intensidad linealmente durante la adquisición. De esta manera si se dibuja un esquema de la secuencia, se ve como los gradientes tienen pendiente durante las adquisiciones, quedando con forma de rampa. Al hacer esto se consigue recorrer el espacio k de manera más rápida. Con esta forma de aplicar los gradientes, la secuencia UTE se convierte en una secuencia de tipo radial, es decir, con un recorrido del espacio k con trayectoria radial. Estas trayectorias son más rápidas que las tradicionales trayectorias cartesianas [BKZ04]. Los ya mencionados dos semi-pulsos de RF son los que sirven para recorrer radialmente en una dirección o en otra, marcando el cambio de sentido la polaridad del gradiente de *slice*. Una de las desventajas de la adquisición radial es que produce un FOV cuadrado que puede no ser el más adecuado, con un sobremuestreo en la parte central y menos datos en la periferia.

En ocasiones se utiliza un pulso largo de RF que desfase la señal de los componentes con T2 largo, de manera que al excitar la muestra con los pulsos de la secuencia únicamente se capte la señal de los tejidos que se desea [HB05].

En cuanto a los requisitos de *hardware*, sucede algo parecido a lo que ocurría con SPRITE, requiere de unos gradientes y RF rápidos, pero no fuera de lo común. Además, en esta secuencia el uso de campos  $B_0$  de poca intensidad favorece los mecanismos de contraste de T1, lo cual favorece a este tipo de secuencias [Ty1+07].

Existen otras secuencias que utilizan principios similares a los de UTE, como puede ser ZTE (*Zero Echo Time*) [Wei+12], que también son adecuadas para tejidos con tiempos de relajación cortos.

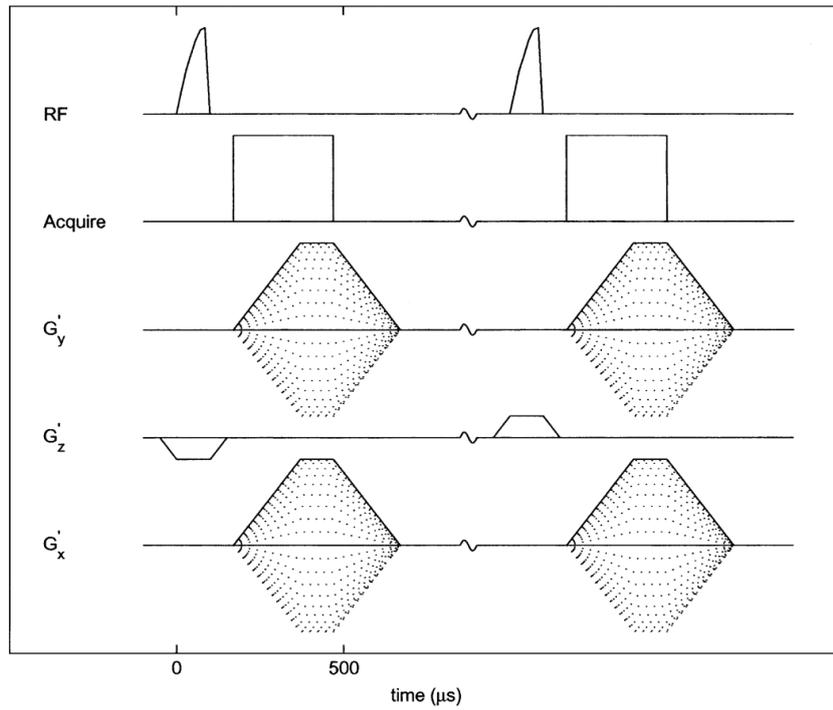


Figura 4.10: Esquema de la secuencia de pulsos UTE para tres dimensiones. [HB05]

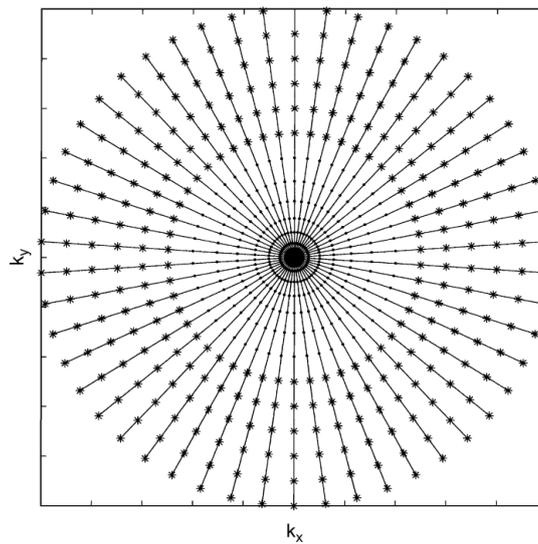


Figura 4.11: Ejemplo de adquisición radial del espacio k. [HB05]

### 4.3.1 Implementación de UTE en el equipo

Análogamente al proceso realizado en el apartado 4.2.1, se ha implementado la secuencia UTE en el equipo de pruebas.

A partir de la teoría anteriormente expuesta, se ha determinado para cada instante, qué registros y con qué valores debían activarse para que se siguiese la secuencia tal cual fue diseñada.

De la misma manera, esto se ha hecho con una clase en MATLAB, a la que se puede acceder desde la interfaz MRIGUI y con la cual se modifican los parámetros necesarios de tiempos, amplitudes, entre otros.

Además, igual que se ha hecho con SPRITE, se ha desarrollado una clase específica de esta secuencia para el análisis de los datos de entrada, de manera que al usuario final se le presente una imagen.

Una de las particularidades de esta secuencia ha sido el hecho de programar un semi-pulso de radiofrecuencia. La tarjeta *RadioProcessor-G* no tiene predefinida la opción de truncar el pulso de radiofrecuencia. De hecho, las opciones predefinidas de la tarjeta solo contemplan la opción de pulso cuadrado o con forma SINC. Aunque es posible modificar el pulso programando directamente en C/C++ sobre la tarjeta, y no desde MATLAB, para lograr una simplificación de este problema, se ha optado por emplear el pulso de tipo SQUARE, ya que la mitad de un pulso cuadrado es también otro pulso cuadrado.

Otra de las características que se ha tenido en cuenta, es que esta secuencia, como ya se ha explicado anteriormente, hace un recorrido del espacio k de tipo radial, por lo que se ha trabajado también para tener esto en cuenta y que la construcción del espacio k sea la correcta.

Los resultados de la secuencia UTE en el equipo de pruebas pueden consultarse en el apartado 4.4.2.

## 4.4 Resultados

Antes de realizar las pruebas con las secuencias de pulsos implementadas, se han realizado diferentes imágenes a distintas muestras con la secuencia Gradient Echo, para así tener un punto de referencia para comparar los resultados, y además, conocer las posibilidades del equipo.

Una de las muestras más sencillas de visualizar es el agua, por lo que para validar las secuencias, los ajustes del equipo o cualquier cambio que se realice, se suele introducir en el *holder* del equipo una probeta con agua (figura 4.12). Las imágenes de la figura 4.13 muestran cómo captura la imagen el equipo, con una secuencia Gradient Echo. En esta imagen se muestra tanto la imagen final como el espacio k.

Esta imagen es relativamente fácil de conseguir, pues el agua da mucha señal, pero sirve para tener una referencia de lo buena que puede llegar a ser la imagen con el equipo de pruebas. La calidad de la imagen dependerá en gran medida de la muestra.

En la tabla 4.3 se puede consultar qué valores toman los parámetros más importantes de esta secuencia, todo ello programado desde el *software* MRIGUI. Entre ellos, los principales son el número de puntos y de fases, que definen la resolución final (100x100) y la frecuencia del pulso de RF, 14,2613MHz, la correspondiente al campo  $B_0$  de 0,33T. Otros de los valores mostrados en dicha tabla son las amplitudes de los gradientes, la amplitud del pulso de RF, y todos los tiempos

correspondientes a una secuencia de tipo Gradient Echo, ajustados y programados para optimizar el resultado para esta muestra.



**Figura 4.12:** Imagen óptica del agua utilizada como muestra.

Ya que el agua es muy fácil de visualizar, se puede utilizar para detallar hasta qué punto tiene resolución el equipo. En este caso se ha optado por fabricar una pequeña pieza de plástico con orificios cuadrados (figura 4.14) para sumergirla en agua y ver la imagen que genera el equipo. Los resultados (figura 4.15) muestran que se puede ver con precisión las ranuras de 3mm, 2.5mm y 2mm de lado, quedando la de 1mm fuera del FOV, pero se aprecia que hasta 1mm puede lograrse visualizarse.

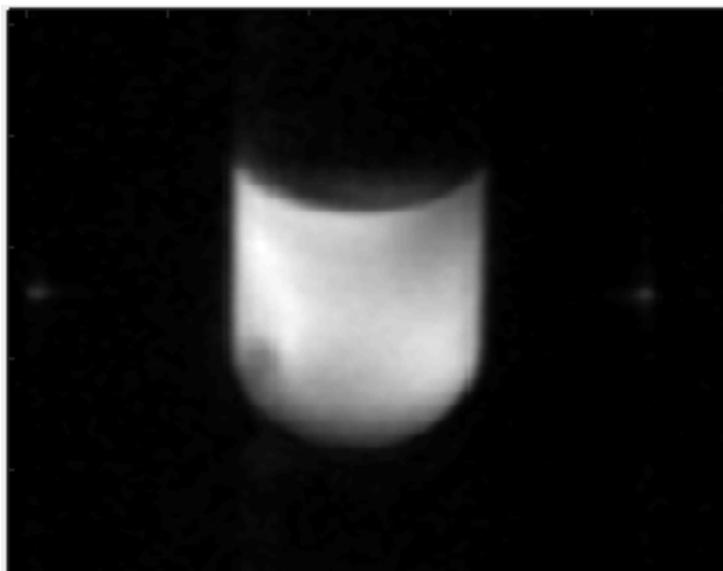
Todo esto, cabe recordar, es para el caso más favorable, con una muestra prácticamente ideal, por lo que es de esperar que para tejido duro, una secuencia como Gradient Echo, no devuelva resultados tan nítidos.

Para comprobar la viabilidad de las secuencias programadas, se ha examinado una muestra *ex vivo* de un diente premolar (figura 4.16), de un grosor irregular, pero no mayor de 10mm, para poder introducirlo en el equipo con una probeta.

Antes de proceder a generar imagen con SPRITE o UTE, al igual que se han conseguido imágenes de agua para conocer la mayor calidad de imagen alcanzable por el equipo, debe hacerse lo mismo con la muestra dental. En este caso, se ha escogido una vez más la secuencia Gradient Echo. Los resultados de la imagen final y del espacio k se muestran en la imagen 4.17.

Como puede apreciarse, la calidad de la imagen baja mucho con respecto a la imagen del agua. Esto es debido a que el diente genera mucha menos señal, por lo que tiene menos intensidad y la imagen no es tan nítida como la de un caso ideal.

Los parámetros programados para dicha secuencia se presentan en la tabla 4.4. Entre ellos, destaca



(a) Imagen de agua. Secuencia Gradient Echo

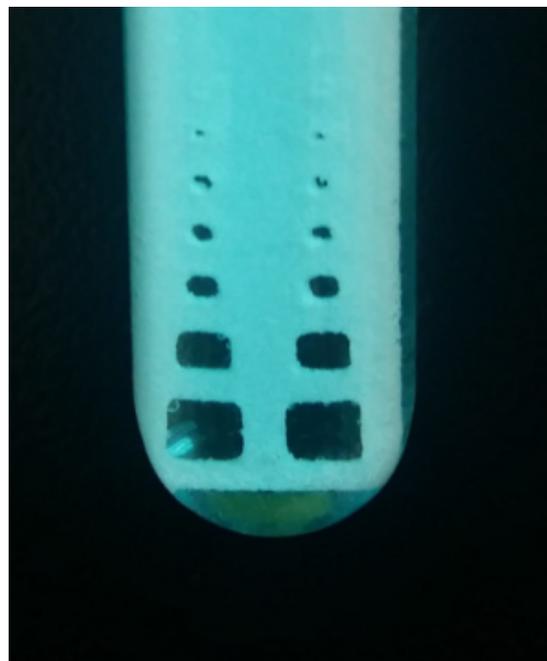


(b) Espacio k de agua. Secuencia Gradient Echo

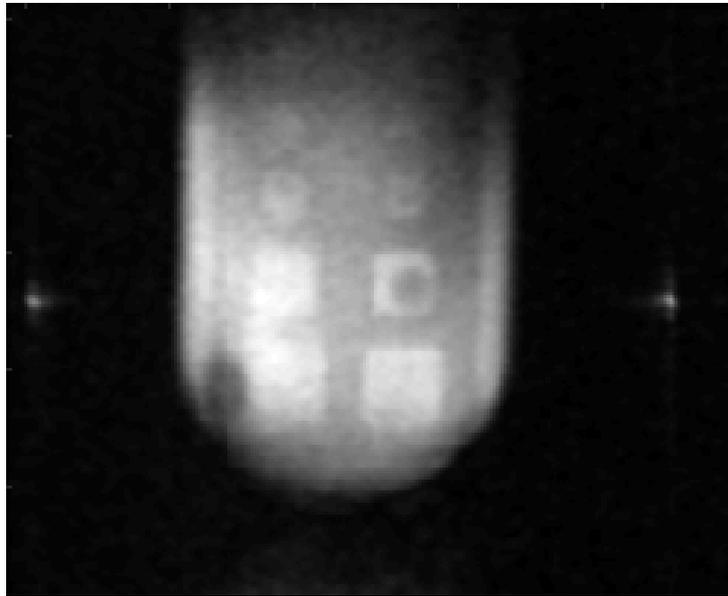
**Figura 4.13:** Agua capturada con Gradient Echo

**Tabla 4.3:** Parámetros secuencia Gradient Echo para visualizar agua. (Imagen 4.13)

Parámetro	Valor
Number of Scans	40
Number of Points	100
Number of Phases	100
Frequency, MHz	14.2613
SpectralWidth, kHz	300
RF Amplitude	0.3
Pulse Time, us	65.5
Blanking Delay, ms	0.1
Phase Time, us	60
Gradient Echo Delay, us	40
Repetition Delay, ms	50
DEP Readout Amplitude	0.35
REP Readout Amplitude	0.35
Start Phase	-0.35
End Phase	0.35



**Figura 4.14:** Imagen óptica de la pieza con orificios de diferentes dimensiones.



(a) Imagen de la pieza con diferentes orificios. Secuencia Gradient Echo



(b) Espacio k de la pieza con diferentes orificios. Secuencia Gradient Echo

**Figura 4.15:** Pieza con diferentes orificios capturada con Gradient Echo



**Figura 4.16:** Imagen óptica del diente.

el uso de 50 *scans* o promediados para lograr esta imagen. Esto quiere decir que dada la baja señal registrada, se ha tenido que realizar un promediado de 50 imágenes para lograr el resultado final mostrado en la figura 4.17(a). En cuanto a los tiempos de la secuencia, se necesitaron 7 minutos para adquirir esa imagen ( $TE=223,43\mu s$  y  $TR=100,48ms$ ).

Con estos resultados ya se tiene una referencia con la que poder comparar los resultados que se obtengan de las secuencias implementadas.

#### **4.4.1 Resultados de la secuencia *SPRITE***

Al igual que se ha realizado con la secuencia Gradient Echo, un buen punto de partida es conseguir una imagen con agua que sirva para aprender a ajustar los parámetros de la secuencia.

En este caso, la misma muestra de agua utilizada anteriormente (figura 4.12) se ha introducido en el equipo para obtener imagen usando la secuencia *SPRITE*.

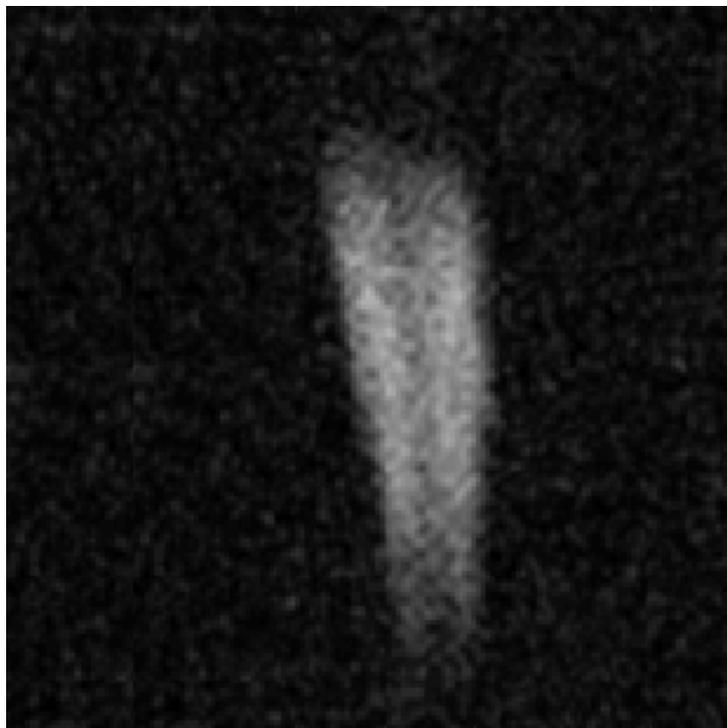
Los resultados se muestran en la figura 4.18, y en ellos se aprecia que la calidad final de la imagen no es tan buena como con Gradient Echo, pero no se trata de malos resultados. Esto es debido a las exigencias de la secuencia sobre el equipo, que hacen que deba trabajar con tiempos de adquisición y excitación más rápidos. Sin embargo, donde resulta más interesante esta secuencia es en la imagen capturada del diente.

La figura 4.19 muestra los resultados de introducir el diente premolar *ex vivo* en el equipo y generar imagen usando la secuencia *SPRITE*.

Los resultados en este caso son muy interesantes, pues se observa que la secuencia cumple su propósito y es capaz de obtener la imagen del diente con mucha señal.

En concreto, es interesante observar (tabla 4.6) que para realizar esa imagen, tan solo ha hecho falta 1 *scan*, frente a los 50 de la secuencia Gradient Echo.

Esto indica que esta secuencia es mucho más capaz a la hora de adquirir señales que decaen rápidamente, pues con un único promediado de imagen se obtiene mucha más señal. Este dato



(a) Imagen de un diente. Secuencia Gradient Echo



(b) Espacio k de un diente. Secuencia Gradient Echo

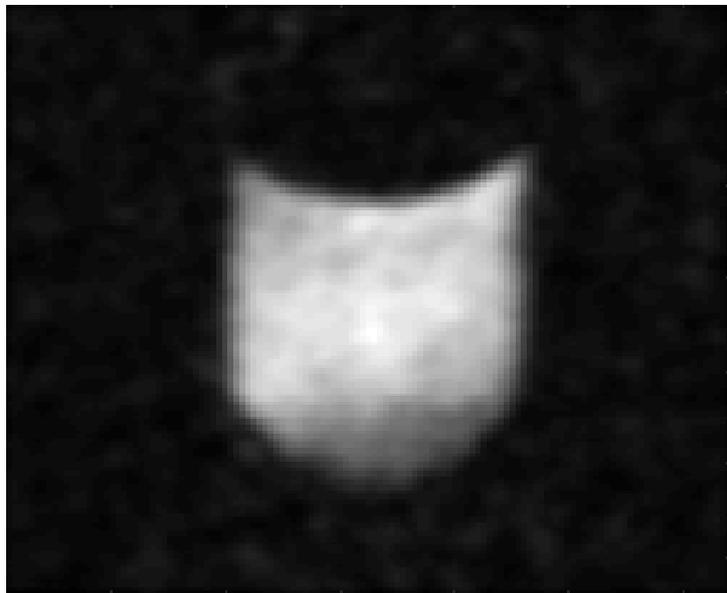
**Figura 4.17:** Diente capturado con Gradient Echo

**Tabla 4.4:** Parámetros secuencia Gradient Echo para visualizar diente. (Imagen 4.17)

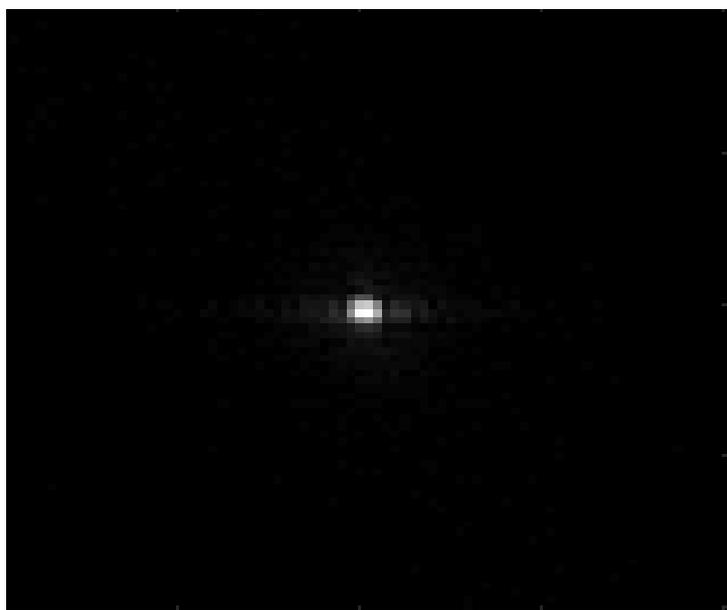
Parámetro	Valor
Number of Scans	50
Number of Points	80
Number of Phases	80
Frequency, MHz	14.2785
SpectralWidth, kHz	300
RF Amplitude	0.3
Pulse Time, us	64.132
Blanking Delay, ms	0.1
Phase Time, us	50
Gradient Echo Delay, us	40
Repetition Delay, ms	100
DEP Readout Amplitude	0.3
REP Readout Amplitude	0.3
Start Phase	-0.3
End Phase	0.3

**Tabla 4.5:** Parámetros secuencia SPRITE para visualizar agua. (Imagen 4.18)

Parámetro	Valor
Number of Scans	1
Number of Readouts	80
Number of Phases	80
Frequency, MHz	14.256
SpectralWidth, kHz	600
RF Amplitude	0.3
Pulse Time, us	65.9
Blanking Delay, ms	0.1
Coil Rise Time, us	10
Phase Encode Time, us	50
Repetition Delay, ms	50
Start Readout	-0.2
End Readout	0.2
Start Phase	-0.2
End Phase	0.2
Prepulse Duration, ms	10
Prepulse Delay, ms	10
Prepulse TR, s	0.1



(a) Imagen de agua. Secuencia SPRITE



(b) Espacio k de agua. Secuencia SPRITE

**Figura 4.18:** Agua capturada con SPRITE

**Tabla 4.6:** Parámetros secuencia SPRITE para visualizar diente. (Imagen 4.19)

Parámetro	Valor
Number of Scans	1
Number of Readouts	100
Number of Phases	100
Frequency, MHz	14.2385
SpectralWidth, kHz	600
RF Amplitude	0.3
Pulse Time, us	60.7303
Blanking Delay, ms	0.1
Coil Rise Time, us	1
Phase Encode Time, us	50
Repetition Delay, ms	50
Start Readout	-0.3
End Readout	0.3
Start Phase	-0.3
End Phase	0.3
Prepulse Duration, ms	10
Prepulse Delay, ms	10
Prepulse TR, s	0.1

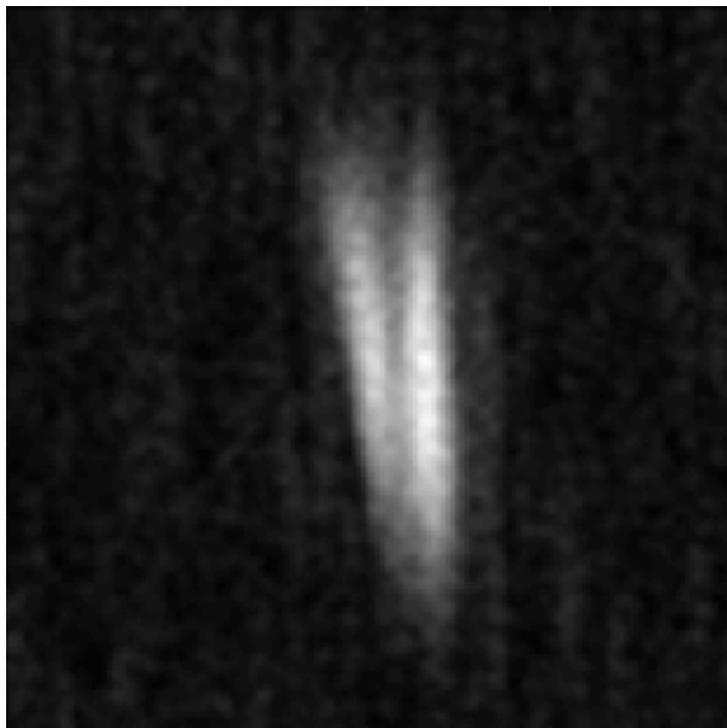
también puede observarse en el SNR (*signal to noise ratio*) de la imagen. Para este caso adquiere un valor de 3.045, mientras que para la imagen 4.17(a) es de 0.9286. La diferencia es muy grande, y sobretodo teniendo en cuenta la diferencia de *scans* antes comentada.

En cuanto a la resolución, es destacable que se llega a apreciar a lo largo de la raíz del diente, la cavidad en la que se encuentra la pulpa y los nervios.

Uno de los detalles más destacables de la secuencia es que debe fijarse un *coil rise time*, o tiempo de subida de la RF bastante bajo, en comparación con otras secuencias, para así ceñirse a la teoría y emitir y recibir muy rápidamente.

Sobre los resultados de tiempos, para realizar estas imágenes se tardó 40 minutos (TE=80.46 $\mu$ s y TR=427.27ms).

Los resultados de esta prueba han sido publicados en el congreso europeo ESMRMB en su edición de 2017 [SDC+17]. Se trata de resultados altamente positivos, por lo que queda demostrada la viabilidad de esta secuencia para la visualización de tejido duro, en concreto dientes.



(a) Imagen de un diente. Secuencia SPRITE



(b) Espacio k de un diente. Secuencia SPRITE

**Figura 4.19:** Diente capturado con SPRITE

**Tabla 4.7:** Parámetros secuencia UTE para visualizar agua. (Imagen 4.20)

Parámetro	Valor
Number of Scans	1
Number of Readouts	80
Number of Phases	80
Frequency, MHz	14.2555
SpectralWidth, kHz	600
RF Amplitude	0.3
Pulse Time, us	61.7
Blanking Delay, ms	0.06
Nº of Points to Average	3
Phase Encode Time, us	80
Repetition Delay, ms	50
Start Readout	-0.5
End Readout	0.5
Start Phase	-0.5
End Phase	0.5
Prepulse Duration, ms	10
Prepulse Delay, ms	10
Prepulse TR, s	1

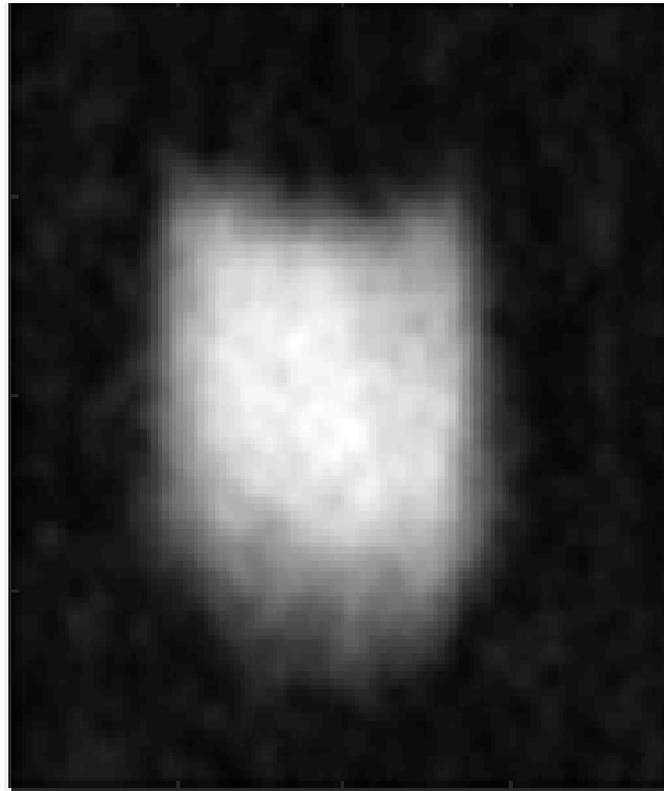
#### 4.4.2 Resultados de la secuencia UTE

Por último, se ha implementado la secuencia UTE, y para probarla se ha procedido de manera análoga a las anteriores, ajustando la secuencia primeramente con muestras de agua.

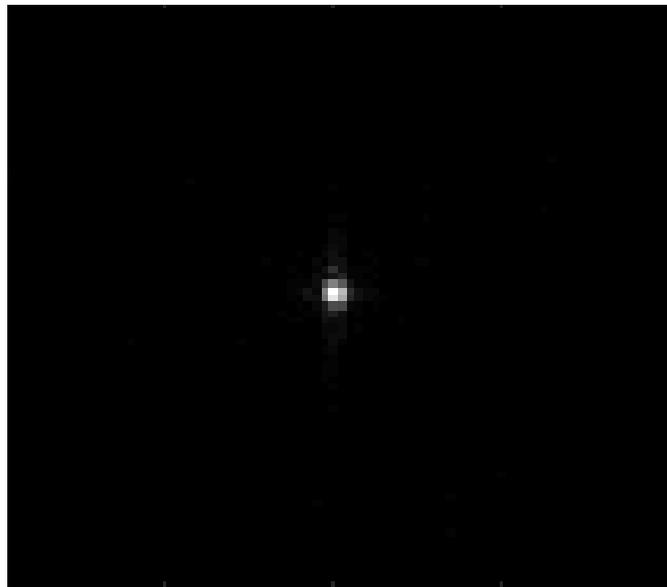
En concreto, los resultados de esta secuencia capturando agua se muestran en la figura 4.20, y los valores programados para la misma en la tabla 4.7.

Cabe destacar que en este caso, se ha tenido que ajustar la adquisición a una secuencia de tipo radial como es UTE, por lo que se se ha tenido que añadir un parámetro (*Nº points to average*) para que la reconstrucción fuese correcta.

Aunque no se ha podido obtener imagen de diente por disponibilidad de recursos, los resultados del agua muestran una imagen de la que se pueden extraer conclusiones parecidas a las de la secuencia SPRITE: con muchos menos *scans* que una secuencia convencional, se logra captar mucha señal del diente. Por tanto, con una orientación más hacia trabajos futuros, se puede concluir que también se ha comprobado la viabilidad de la secuencia para visualizar tejidos duros.



(a) Imagen de agua. Secuencia UTE



(b) Espacio k de agua. Secuencia UTE

**Figura 4.20:** Agua capturada con UTE

# Conclusiones y trabajos futuros

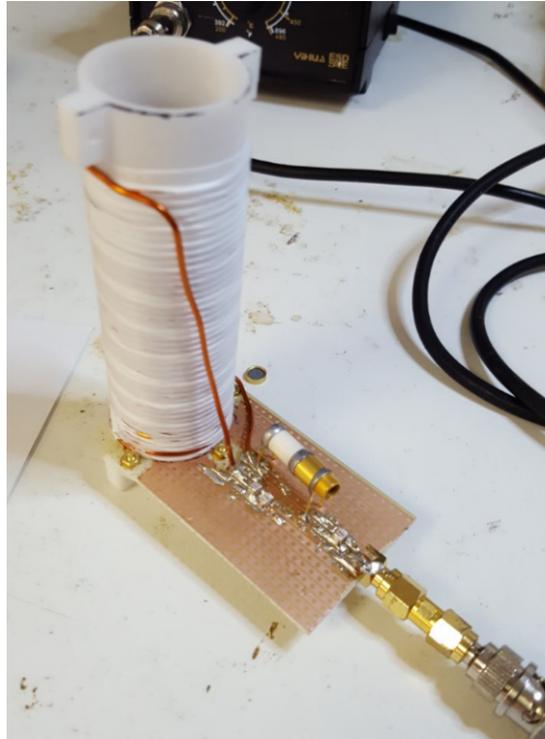
A partir de todo el trabajo expuesto en los capítulos anteriores, es posible extraer ciertas conclusiones para cada uno de los resultados que se han obtenido. Además, con estas conclusiones y los objetivos planteados al inicio de este trabajo de fin de máster, se pueden plantear nuevos retos y esbozar líneas de trabajos futuros que continúen los resultados más prometedores de este trabajo.

### 5.1 Conclusiones Extraídas

Las principales conclusiones que pueden extraerse del desarrollo de este trabajo son las siguientes:

- Se han logrado cumplir todos los objetivos planteados al inicio del trabajo: se han estudiado las nociones necesarias de resonancia magnética para poder contextualizar este trabajo y poder plantear soluciones a los problemas planteados, concretamente a la visualización de tejido duro con MRI.
- Se ha realizado el diseño completo de una bobina de radiofrecuencia: partiendo de unas especificaciones para un equipo de MRI, se ha modelado la bobina, se ha simulado su comportamiento para validarla, y se ha realizado la adaptación de la misma. Además se ha diseñado un soporte para acoplarla al equipo para el que estaba pensada. Muestra de que este objetivo ha sido alcanzado son las figuras 5.1 y 5.2, donde se aprecia la bobina fabricada en los soportes de pruebas diseñados, y diferentes tamaños del soporte modular también diseñado en este trabajo. Con esto se concluye que se ha realizado el diseño de un prototipo funcional, que formará parte de un futuro equipo comercial.
- Se han estudiado secuencias de pulsos orientadas a la visualización de tejido duro (SPRITE y UTE) y se han implementado en el equipo de pruebas del laboratorio. Los resultados obtenidos han sido altamente positivos por lo que se han validado estas secuencias para este uso, y la implementación desarrollada queda disponible para poder ser añadida a un futuro *software* comercial. Especialmente buenos han sido los resultados con SPRITE, siendo capaz de captar más señal proveniente de un diente que las secuencias convencionales, además de

ser más silenciosa debido a su naturaleza. Muestra de ello es la publicación de los resultados obtenidos en un congreso de nivel europeo [SDC+17].



**Figura 5.1:** Bobina diseñada montada sobre el soporte de pruebas, con un circuito de adaptación provisional.



**Figura 5.2:** Soportes de pruebas de distintos tamaños, fabricados a partir del diseño presentado en este trabajo

Además de cumplir los objetivos del trabajo, durante su desarrollo se ha brindado la posibilidad de participar en otros proyectos del I3M aprendiendo de otros aspectos de la resonancia magnética a la vez que aportando los conocimientos adquiridos con este trabajo. Este trabajo relacionado con el trabajo, queda plasmado en las siguientes publicaciones, de las cuales se ha formado parte en todas ellas: [GRS+17] [CR+17] [RGR+17].

## 5.2 Trabajos futuros

Por otra parte, como trabajos futuros se señalan los siguientes puntos de interés:

- A partir del diseño realizado para una bobina de radiofrecuencia, se podría profundizar en el análisis de su comportamiento, analizando por ejemplo el SAR que produce. Para ello podría seguirse un proceso parecido, realizando simulaciones y posteriormente validando su funcionamiento con medidas experimentales.
- En cuanto a la implementación de las secuencias SPRITE y UTE, visto su potencial, se deberían trasladar al equipo final, y mejorarse la eficiencia de las mismas, en lo que a tiempos de adquisición se refiere. Algunas posibilidades podrían ser el uso de un muestro del espacio  $k$  de tipo espiral o cónico, o el uso de técnicas de *parallel imaging*.
- Por otro lado, quedan otras secuencias interesantes que podrían dar resultados buenos, como por ejemplo ZTE, por lo que su implementación en un reto futuro.
- En cuanto al equipo, el camino a seguir en un futuro cercano es el de pasar de prototipo a comercial, por lo que debe hacer una importante labor tanto en el apartado *hardware*, como en el de *software* (por ejemplo migrando de MATLAB a *python*, como actualmente se está contemplando).



Parte II

**Presupuesto**



# Presupuesto

Al igual que cualquier proyecto de ingeniería, este debe ser acompañado por un presupuesto que refleje el coste del desarrollo del mismo. En este caso, al tratarse de un proyecto de investigación, las pautas seguidas para su elaboración han sido extraídas de las recomendaciones que la Universitat Politècnica de València indica para proyectos de I+D+i. Concretamente, se ha seguido el documento RECOMENDACIONES EN LA ELABORACIÓN DE PRESUPUESTOS EN ACTIVIDADES DE I+D+I del Servicio de Gestión de la I+D+i de la Universitat Politècnica de València [Ser], en su revisión para 2017.

De esta manera, se deben tener en cuenta una serie de conceptos, más adelante detallados, de acuerdo con el tipo de proyecto que se lleve a cabo.

En este presupuesto se ha plasmado el coste completo de la realización del proyecto, lo que ha incluido una fase de documentación y planteamiento del problema, el diseño de la bobina de RF, la programación de secuencias de pulsos, el coste de las licencias del *software* comercial empleado, el uso de los equipos de pruebas, el coste de los materiales utilizados, y la redacción y elaboración de la presente memoria y sus planos.

Es importante destacar que se trata de un presupuesto de desarrollo de un proyecto, y no de ejecución, por lo que, por ejemplo, se valoran los recursos empleados para el diseño de la bobina (equipo, *software*, horas), pero no los recursos de fabricación de la misma (coste de los materiales, coste de la impresora 3D para el soporte, etc.).

Con todo ello queda un presupuesto real que refleja el coste de la realización de este trabajo de investigación, ya sea para un entorno público como puede ser la universidad, como para un privado.

## 1. PERSONAL

La fórmula planteada para el cálculo de los costes de personal en proyectos de I+D+i es la siguiente:

$$\text{Coste(€)} = Ch \times Dh$$

Siendo:

Ch = Coste horario (€)

Dh = Dedicación en horas

Para la realización de este proyecto ha sido necesario el trabajo de un ingeniero industrial, que de acuerdo al anexo del documento consultado, tiene un coste anual con S.S. (32,1 %) e indemnizaciones (3,04 %) de entre 21.192,79 y 43.975,20 €, para 1760 horas al año (40 horas/semana). En términos de horas se puede fijar un coste, incluyendo S.S., de 24,99 €. En cuanto a la dedicación, se estima que la realización del proyecto ha necesitado 300 horas. Por tanto, el cálculo del coste de personal queda de la siguiente manera:

$$Coste = 24,99 \times 300 = 7497\text{€}$$

## 2. MATERIAL INVENTARIABLE

En cuanto a los equipos utilizados para el desarrollo del trabajo, se debe presupuestar la amortización de los mismos de la siguiente manera:

$$Coste(\text{€}) = (A/B) \times C \times D$$

Siendo:

A = número de meses de uso del equipo

B = periodo de amortización en años

C = coste del equipo

D = porcentaje del uso del equipo en el proyecto

Aunque la estimación de horas del proyecto ha sido de 300, no se han llevado todas de manera continua a jornada completa, por lo que se estima que aproximadamente entre un tercio y la mitad de la jornada laboral se ha ocupado en la realización de este TFM. Por tanto, los meses de uso del equipo pueden estimarse a partir de este supuesto. Para los periodos de amortización, se han seguido los valores indicados en el documento arriba citado, siendo de 10 años para los equipos de investigación, 6 años para equipos de procesamiento de información (PC en este caso) y 6 años para las adquisiciones de *software*. Los porcentajes de uso varían dependiendo del equipo.

De esta manera, el coste del material inventariable queda así:

Material	A(meses)	B(años amort)	C(coste)	D(%uso)	TOTAL(€)
RadioPrecessor-G Board	4	10	8995	0.4	1439.20
Imán permanente M4S	4	10	5223	0.4	835.68
Amplificador RF iSpin-NMR	4	10	3445	0.4	551.20
Sensor RF NMR	4	10	4995	0.4	799.20
SMA-BNC adapter board	4	10	195	0.4	31.20
Duplexor Tx/RX Switch	4	10	695	0.4	111.20
Amp. Grad. CMX2000V	4	10	3000	0.4	480.00
PC + periféricos	4	6	900	0.8	480.00
Monitor	4	6	110	0.8	58.67
Licencia MATLAB	4	6	2000	0.2	266.67
Licencia COMSOL+módulo RF	4	6	19985	0.3	3997.00
Licencia INVENTOR	4	6	2492.6	0.3	498.52
Licencia WINDOWS 7 Pro	4	6	201.54	0.8	107.49

Haciendo un total de:

$$Coste = 9656,02\text{€}$$

Concepto	Coste (€)
Material de oficina	10
Guantes para laboratorio	15
Probetas de ensayo para muestras	15

### 3. MATERIAL FUNGIBLE

También debe reflejarse el uso de materiales y herramientas de vida útil corta, que sean necesarios para realizar el trabajo. En este caso:

Lo que genera un total de:

$$\text{Coste} = 40\text{€}$$

### 4. COSTES INDIRECTOS

Según las recomendaciones de Servicio de Gestión de la I+D+i de la UPV, se aconseja aplicar un 25 % de gastos indirectos sobre los gastos anteriores. Con esto se cubren gastos administrativos, de las instalaciones donde se ha realizado el trabajo, y otros conceptos difícilmente identificables de manera explícita.

## PRESUPUESTO FINAL

Con lo anteriormente expuesto, sumando el coste del personal, el del material inventariable, el del material fungible, y los gastos indirectos, solo queda aplicar un 21 % de IVA.

Por tanto, una vez aplicado el IVA, el coste total del proyecto asciende a un total de **veinteséis mil cuatro euros con cuarenta y dos céntimos (26004,45 €)**.

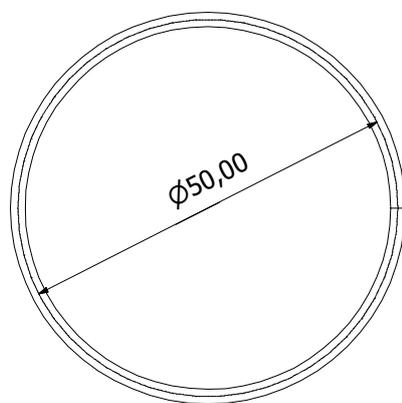
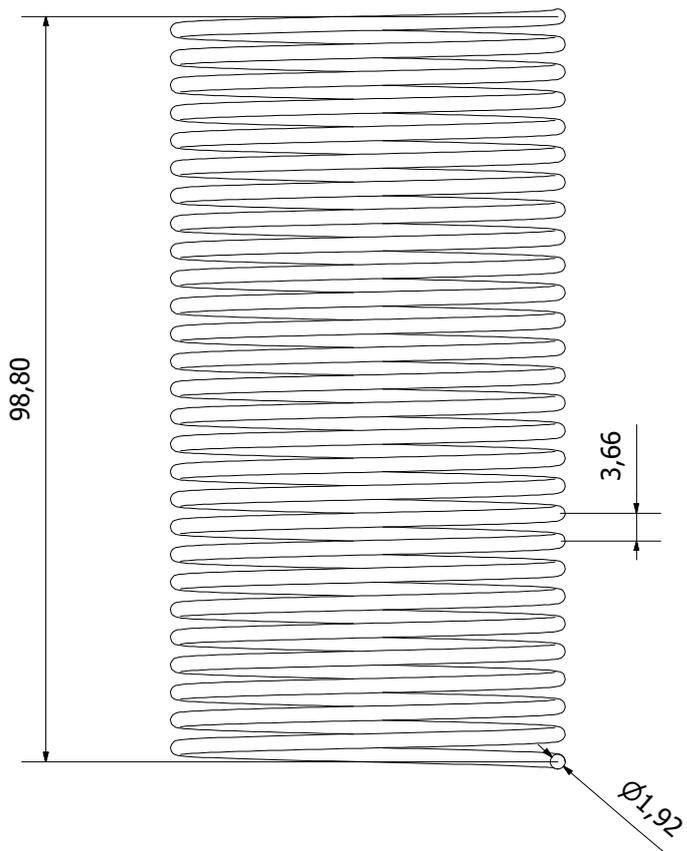
<b>TOTAL PRESUPUESTO</b>	
Coste personal	7497 €
Coste material inventariable	9656,02 €
Coste material fungible	40 €
Gastos indirectos (25 %)	4298,26 €
<hr/>	
COSTE PARCIAL DEL PROYECTO	21491,28 €
I.V.A. (21 %)	4513,18 €
<hr/>	
<b>COSTE TOTAL DEL PROYECTO</b>	<b>26004,45 €</b>



**Parte III**

**Planos**

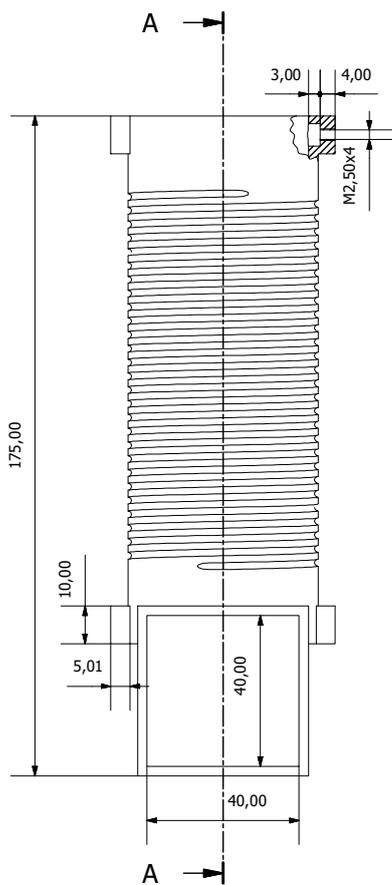




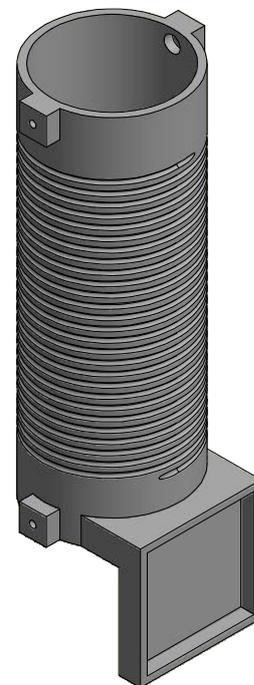
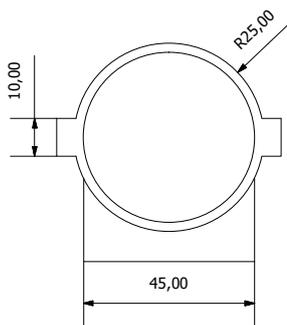
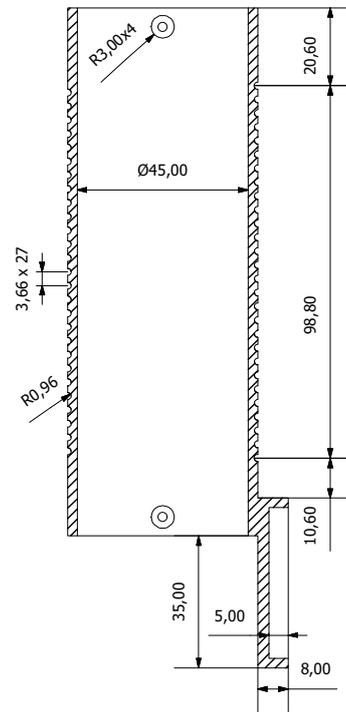
INFORMACIÓN DE LA BOBINA	
Cable empleado	Cobre-13AWG
Nº de revoluciones	27

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL 	<u>Proyecto:</u> Diseño de bobina de radiofrecuencia e implementación de secuencias de pulsos para equipo de imagen dental por resonancia magnética	<u>Plano:</u> Bobina de Radiofrecuencia	<u>Fecha:</u> Marzo 2018	<u>Nº Plano:</u> <b>1</b>
		<u>Autor:</u> Héctor Sánchez Izquierdo	<u>Escala:</u> 1:1	





A-A ( 1 : 2 )



TRABAJO DE FIN DE MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Proyecto:

Diseño de bobina de  
radiofrecuencia e  
implementación de secuencias  
de pulsos para equipo de  
imagen dental por resonancia  
magnética

Plano:

Soporte para bobina de  
radiofrecuencia

Autor:

Héctor Sánchez Izquierdo

Fecha:

Marzo 2018

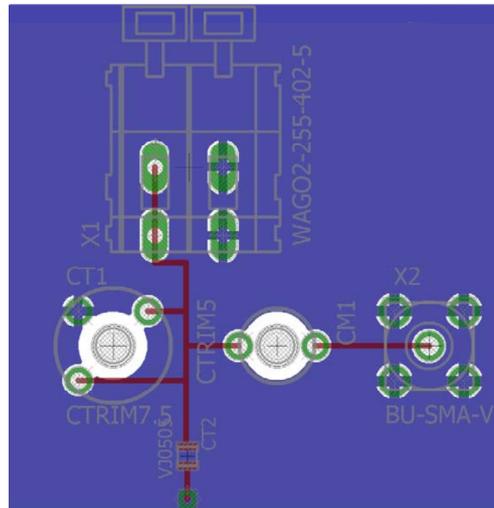
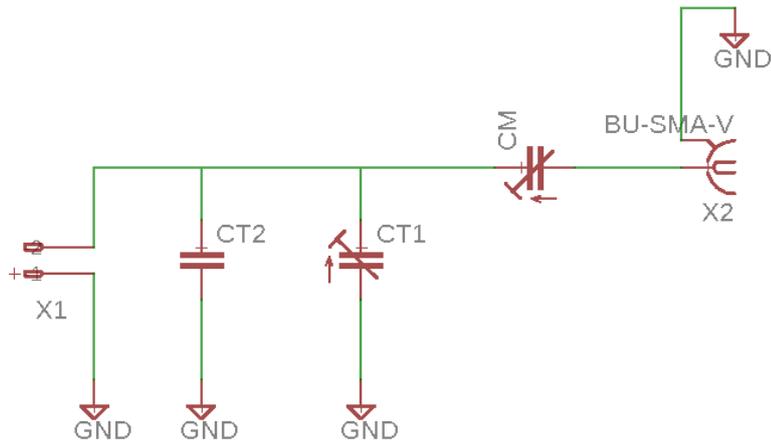
Escala:

1:2

Nº Plano:

**2**





### LISTA DE COMPONENTES

NOMBRE	COMPONENTE	DESCRIPCIÓN
X1	WAGO 255-402/333-000	Conector SMD de regleta de bornes con palancas de accionamiento manual para la bobina.
X2	Multicomp SPC20113	Conector SMA vertical para cable coaxial.
CM	Vishay BFC2820823109	Condensador variable matching 3-10 pF
CT1	Vishay BFC280811339	Condensador variable tuning 3-33 pF
CT2	Vishay VJ0505D240JXPAJ	Condensador tuning 24 pF

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL



Proyecto:

Diseño de bobina de radiofrecuencia e implementación de secuencias de pulsos para equipo de imagen dental por resonancia magnética

Plano:

Circuito de adaptación

Autor:

Héctor Sánchez Izquierdo

Fecha:

Marzo 2018

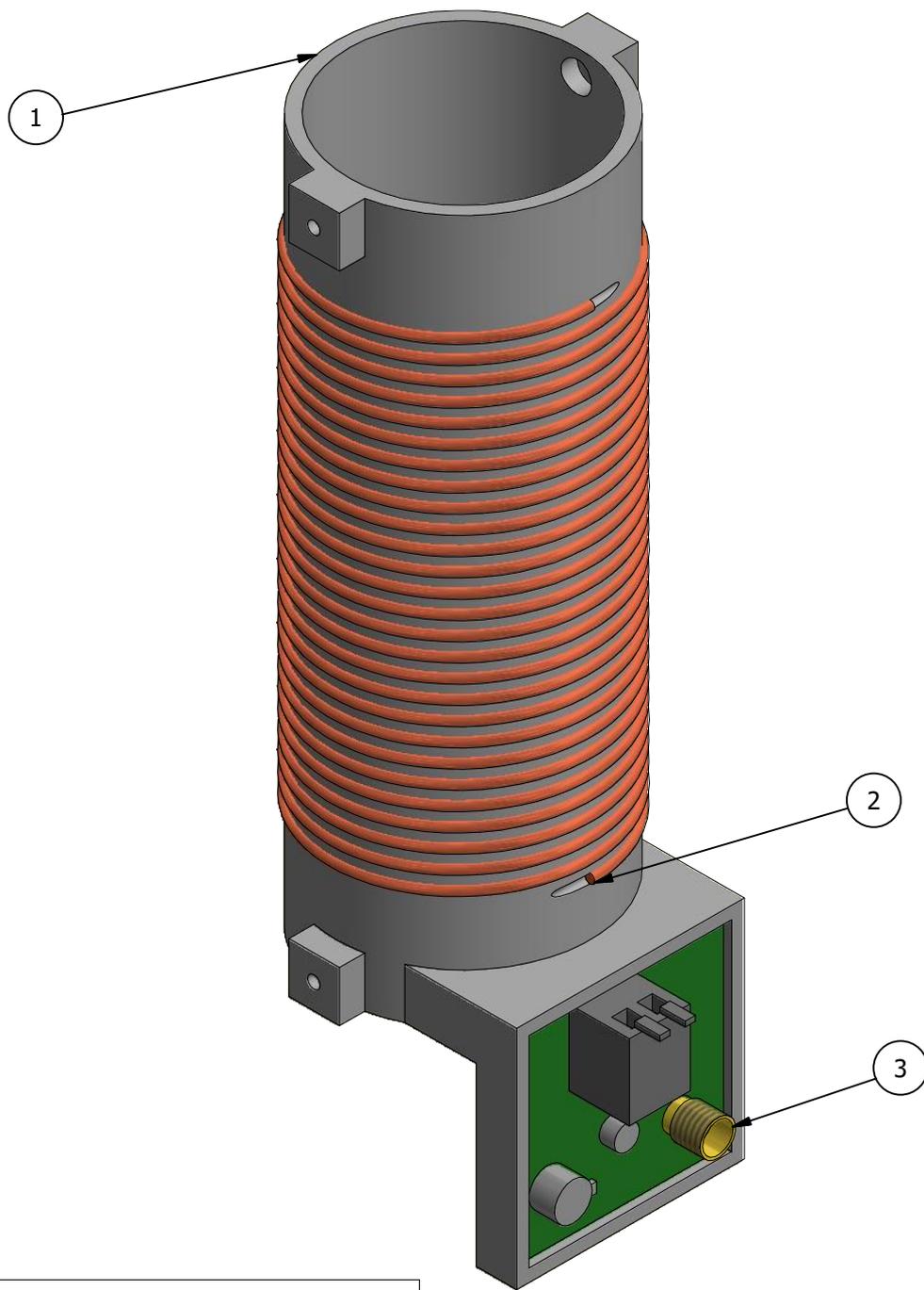
Escala:

S/E

N Plano:

**3**





LISTA DE PIEZAS

ELEMENTO	CTDAD	PIEZA
1	1	Soporte Bobina Radiofrecuencia
2	1	Bobina Radiofrecuencia
3	1	Circuito de Adaptación

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Proyecto:

Diseño de bobina de radiofrecuencia e implementación de secuencias de pulsos para equipo de imagen dental por resonancia magnética

Plano:

Montaje de la bobina y del circuito de adaptación en el soporte

Autor:

Héctor Sánchez Izquierdo

Fecha:

Marzo 2018

Escala:

1:1

Nº Plano:

4



# Índice de figuras

2.1. <b>a.</b> Alineamiento aleatorio es ausencia de campo magnético externo. <b>b.</b> Alineamiento con campo magnético externo $B_0$ . [WR11] . . . . .	8
2.2. Movimiento de precesión. [PK12] . . . . .	9
2.3. Proceso de inclinación al aplicar un pulso de RF, generando un campo $B_1$ . [Mor+06]	10
2.4. Tiempos de recuperación de la magnetización en el eje longitudinal (T1) y decaimiento de la magnetización en el eje transversal (T2). . . . .	11
2.5. Recepción de la señal generada por el vector de momento magnético precesando en el plano transversal. [WR11] . . . . .	12
2.6. Movimiento por el espacio k. [ZM07] . . . . .	14
2.7. Diagrama de la secuencia SPIN ECHO, con un solo pulso de $180^\circ$ . [Autb] . . . . .	16
2.8. Diagrama de la secuencia GRADIENT ECHO. [Autb] . . . . .	17
2.9. Partes y componentes del diente [Auta] . . . . .	21
3.1. Vista tridimensional del primer prototipo del <i>Electropermanent Magnet</i> . En color negro la estructura de aluminio y con rayas grises las dos partes del imán <i>double sided</i> . . . . .	24
3.2. Topologías de bobinas estudiadas. . . . .	25
3.3. Distribución espacial del FOV dentro de las dimensiones preliminares del cilindro generado por el solenoide. . . . .	26
3.4. Bobina de RF conectada a un puerto (azul) mediante dos conductores perfectos (gris) en COMSOL. . . . .	30
3.5. Modelo físico completo en COMSOL: Bobina, puerto de alimentación, conductores perfectos, y aire circundante (esfera). . . . .	30
3.6. Detalles del mallado en distintas partes del modelo. . . . .	31
3.7. Modelo eléctrico de la bobina de RF. . . . .	32

3.8. Esquema eléctrico del circuito de adaptación de la bobina escogido. . . . .	33
3.9. Nuevo modelo para simulación de la bobina con el circuito de adaptación. En azul los dos elementos que simulan los condensadores del circuito de adaptación . . . .	35
3.10. Esquema del equipo, formado por un <i>electropermanent magnet</i> de tipo <i>double sided</i> (verde) y la bobina de RF (rosa). . . . .	36
3.11. Modelo 3D del soporte para la bobina de RF. . . . .	37
3.12. Modelo 3D del soporte de pruebas para la bobina de RF. . . . .	38
3.13. Diseño final de la bobina de RF. . . . .	39
3.14. Campo magnético $B_1$ generado en el interior de la bobina. . . . .	40
3.15. Magnitud del campo magnético $B_1$ (en Teslas) en el plano longitudinal generado en el interior de la bobina. . . . .	41
3.16. Magnitud del campo magnético $B_1$ (en Teslas) en el plano transversal generado en el interior de la bobina. . . . .	41
3.17. Campo magnético $B_1$ (en Teslas) a lo largo del eje longitudinal de la bobina. . . .	42
3.18. Campo magnético $B_1$ (en Teslas) a lo largo del eje radial de la bobina. . . . .	42
3.19. Homogeneidad del campo $B_1$ a lo largo del eje longitudinal de la bobina. . . . .	43
3.20. Homogeneidad del campo $B_1$ a lo largo del eje radial de la bobina. . . . .	44
3.21. Homogeneidad del campo $B_1$ en el plano longitudinal. . . . .	45
3.22. Homogeneidad del campo $B_1$ en el plano transversal. . . . .	46
3.23. Campo magnético $B_1$ (en Teslas) en el plano longitudinal generado en el interior de la bobina adaptada. . . . .	48
3.24. Campo magnético $B_1$ (en Teslas) en el plano transversal generado en el interior de la bobina adaptada. . . . .	48
3.25. Campo magnético $B_1$ (en Teslas) a lo largo del eje longitudinal de la bobina adaptada.	49
3.26. Campo magnético $B_1$ (en Teslas) a lo largo del eje radial de la bobina adaptada. .	49
3.27. Homogeneidad del campo $B_1$ a lo largo del eje longitudinal de la bobina adaptada.	50
3.28. Homogeneidad del campo $B_1$ a lo largo del eje radial de la bobina adaptada. . . .	50
3.29. Homogeneidad del campo $B_1$ en el plano longitudinal. Bobina adaptada . . . . .	51
3.30. Homogeneidad del campo $B_1$ en el plano transversal. Bobina adaptada . . . . .	52
4.1. Imagen común de huesos en MRI, concretamente de la rodilla.[GB03] . . . . .	54
4.2. Imagen común de los dientes en MRI.[GB03] . . . . .	55
4.3. Tarjeta RadioProcessor-G de SpinCore Technologies Inc. [Spi]. . . . .	57
4.4. Interfaz gráfica MRIGUI. Ventana principal. . . . .	58

4.5. Interfaz gráfica MRIGUI. Ventana de resultados. . . . .	59
4.6. Equipo MRI empleado en las pruebas de las secuencias de pulsos implementadas. .	60
4.7. Ejemplo del mecanismo de las secuencias SPI en una dimensión. . . . .	61
4.8. Esquema de la secuencia SPRITE para dos dimensiones. . . . .	62
4.9. Esquema de los pulsos de gradientes para SPRITE en tres dimensiones. [Bal+96] .	62
4.10. Esquema de la secuencia de pulsos UTE para tres dimensiones. [HB05] . . . . .	65
4.11. Ejemplo de adquisición radial del espacio k. [HB05] . . . . .	65
4.12. Imagen óptica del agua utilizada como muestra. . . . .	67
4.13. Agua capturada con Gradient Echo . . . . .	68
4.14. Imagen óptica de la pieza con orificios de diferentes dimensiones. . . . .	69
4.15. Pieza con diferentes orificios capturada con Gradient Echo . . . . .	70
4.16. Imagen óptica del diente. . . . .	71
4.17. Diente capturado con Gradient Echo . . . . .	72
4.18. Agua capturada con SPRITE . . . . .	74
4.19. Diente capturado con SPRITE . . . . .	76
4.20. Agua capturada con UTE . . . . .	78
5.1. Bobina diseñada montada sobre el soporte de pruebas, con un circuito de adaptación provisional. . . . .	80
5.2. Soportes de pruebas de distintos tamaños, fabricados a partir del diseño presentado en este trabajo . . . . .	80



# Índice de tablas

2.1. T2 de tejidos del cuerpo humano [HB05][WR11] . . . . .	20
3.1. Especificaciones del cable empleado en el diseño de la bobina de RF [Tem] . . . . .	27
3.2. Tipo y tamaño de los elementos de la malla. . . . .	31
3.3. Diferencia de valor del campo en la bobina sin y con adaptación. . . . .	47
4.1. Especificaciones de la tarjeta RadioProcessor-G de SpinCore Technologies Inc. [Spi].	57
4.2. Principales registros de la tarjeta RadioProcessor-G de SpinCore Technologies, Inc.	64
4.3. Parámetros secuencia Gradient Echo para visualizar agua. (Imagen 4.13) . . . . .	69
4.4. Parámetros secuencia Gradient Echo para visualizar diente. (Imagen 4.17) . . . . .	73
4.5. Parámetros secuencia SPRITE para visualizar agua. (Imagen 4.18) . . . . .	73
4.6. Parámetros secuencia SPRITE para visualizar diente. (Imagen 4.19) . . . . .	75
4.7. Parámetros secuencia UTE para visualizar agua. (Imagen 4.20) . . . . .	77



# Bibliografía

- [Auta] Varios Autores. *Anatomía Dental*. url <http://hmc.pennstatehealth.org/>. Accedido 28-12-2017 (vid. pág. 21).
- [Autb] Varios Autores. *Esquemas de secuencias*. url <http://xrayphysics.com/>. Accedido 21-12-2017 (vid. págs. 16, 17).
- [Bal+96] Bruce J Balcom y col. *Single-Point Ramped Imaging with T1 Enhancement (SPRITE)*. 1996 (vid. págs. 61, 62).
- [Bal98] Bruce J Balcom. «SPRITE imaging of short relaxation time nuclei». En: *Spatially Resolved Magnetic Resonance: Methods, Materials, Medicine, Biology, Rheology, Geology, Ecology, Hardware* (1998), págs. 75-86 (vid. pág. 61).
- [BKZ04] Matt A Bernstein, Kevin F King y Xiaohong Joe Zhou. *Handbook of MRI pulse sequences. 2004*. Burlington MA Elsevier Google Scholar, 2004, pág. 1040 (vid. pág. 64).
- [Blo46] Felix Bloch. «Nuclear induction». En: *Physical review* 70.7-8 (1946), pág. 460 (vid. pág. 10).
- [Bnc] *BNC Adapter by Spincore*. url <http://spincore.com/products/SMA-BNCAdapter/SMA-BNCAdapter.shtml> (vid. pág. 60).
- [Com] *COMSOL Multiphysics Modeling Software*. url <https://www.comsol.com/>. Accedido 01-02-2018 (vid. pág. 5).
- [CR+17] GP Casáns, JP Rigla y col. «8 Dual Channel Power Module for MRI shimming System». En: *ESMRMB-2017 Conference Record, Barcelona (Spain)* (2017) (vid. pág. 80).
- [DP12] Conor Durack y Shanon Patel. «Cone beam computed tomography in endodontics». En: *Brazilian dental journal* 23.3 (2012), págs. 179-191 (vid. pág. 53).

- [Eag] *EAGLE, PCB design software*. url <https://www.autodesk.es/products/eagle/overview>. Accedido 01-02-2018 (vid. pág. 35).
- [Fun+84] N Funduk y col. «Composition and relaxation of the proton magnetization of human enamel and its contribution to the tooth NMR image». En: *Magnetic resonance in medicine* 1.1 (1984), págs. 66-75 (vid. págs. 21, 54).
- [GB03] PD Gatehouse y GM Bydder. «Magnetic resonance imaging of short T2 components in tissue». En: *Clinical radiology* 58.1 (2003), págs. 1-19 (vid. págs. 54, 55).
- [GC94] Samuel Gravina y DG Cory. «Sensitivity and resolution of constant-time imaging». En: *Journal of Magnetic Resonance, Series B* 104.1 (1994), págs. 53-61 (vid. pág. 61).
- [GRS+17] D Grau-Ruiz, H Sánchez y col. «High efficiency strength biplanar MRI gradient coil design based on fast combinatorial optimization». En: *ESMRMB-2017 Conference Record, Barcelona (Spain)* (2017) (vid. pág. 80).
- [HB05] Joanne E Holmes y Graeme M Bydder. «MR imaging with ultrashort TE (UTE) pulse sequences: Basic principles». En: *Radiography* 11.3 (2005), págs. 163-174 (vid. págs. 20, 64, 65).
- [Inv] *Autodesk INVENTOR, Software de CAD 3D para el desarrollo de productos*. url <https://www.autodesk.es/products/inventor/overview>. Accedido 01-02-2018 (vid. pág. 5).
- [Mag] *Magnet Model 4S by SpinCore*. url <http://spincore.com/products/Magnets/NMR-Permanent-Magnets> (vid. pág. 60).
- [Mat] *MATLAB, software de cálculo*. url <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>. Accedido 01-02-2018 (vid. pág. 5).
- [MLB06] Joël Mispelter, Mihaela Lupu y André Briguët. *NMR Probeheads for biophysical and biomedical experiments: Theoretical Principles & Practical Guidelines*. 2006 (vid. págs. 32, 33).
- [Mor+06] David Moratal y col. «NMR Imaging». En: *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering* (2006) (vid. págs. 7, 10).
- [Nac+14] A Nacev y col. «A quiet, fast, high-resolution desktop MRI capable of imaging solids». En: *Proceedings of ISMRM2014, Milan (Italy)* (2014) (vid. pág. 56).
- [PK12] Donald B Plewes y Walter Kucharczyk. «Physics of MRI: a primer». En: *Journal of magnetic resonance imaging* 35.5 (2012), págs. 1038-1054 (vid. pág. 9).
- [Qsc] *QSC*. url <https://www.qsc.com/>. Accedido 18-02-2018 (vid. pág. 60).

- [RGR+17] JP Rigla, D Grau-Ruiz y col. «Multi-Coil Shimming System for an Electropermanent Magnet MRI System». En: *ESMRMB-2017 Conference Record, Barcelona (Spain)* (2017) (vid. pág. 80).
- [Rig+14] JP Rigla y col. «Design and additive manufacturing of MRI gradient coils». En: *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2014 IEEE*. IEEE. 2014, págs. 1-4 (vid. pág. 56).
- [Rig+16a] JP Rigla y col. «Tabletop MRI system development for intraoperative biopsy analysis». En: *Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), 2016*. IEEE. 2016, págs. 1-4 (vid. pág. 56).
- [Rig+16b] Juan Rigla y col. «Magnetic Characterization of a Compact Biplanar Permanent Magnet for Intraoperative Biopsy Analysis». En: 2016 (vid. pág. 60).
- [Rob+03] Matthew D Robson y col. «Magnetic resonance: an introduction to ultrashort TE (UTE) imaging». En: *Journal of computer assisted tomography* 27.6 (2003), págs. 825-846 (vid. pág. 63).
- [Sch+91] LJ Schreiner y col. «Proton NMR spin grouping and exchange in dentin». En: *Biophysical journal* 59.3 (1991), págs. 629-639 (vid. págs. 21, 54).
- [SDC+17] H Sánchez, E Díaz-Caballero y col. «Study of suitability of SPRITE pulse sequence for dental MRI». En: *ESMRMB-2017 Conference Record, Barcelona (Spain)* (2017) (vid. págs. 75, 80).
- [Ser] *Servicio de Gestión de la I+D+i (UPV)*. url <http://www.upv.es/entidades/SGI/>. Accedido 01-03-2018 (vid. pág. 85).
- [Spi] *SpinCore Technologies, Inc.* url <http://www.spincore.com> (vid. págs. 56, 57).
- [Tem] *TEMCo*. url <https://temcoindustrial.com>. Accedido 31-01-2018 (vid. pág. 27).
- [Tyl+07] Damian J Tyler y col. «Magnetic resonance imaging with ultrashort TE (UTE) PULSE sequences: technical considerations». En: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 25.2 (2007), págs. 279-289 (vid. pág. 64).
- [Wei+12] Markus Weiger y col. «High-resolution ZTE imaging of human teeth». En: *NMR in Biomedicine* 25.10 (2012), págs. 1144-1151 (vid. pág. 64).
- [Wei16] Irving N Weinberg. *Apparatus and method for decreasing bio-effects of magnetic gradient field gradients*. US Patent 9,411,030. 2016 (vid. pág. 54).
- [WR11] Catherine Westbrook y Carolyn Kaut Roth. *MRI in Practice*. John Wiley & Sons, 2011 (vid. págs. 7, 8, 12, 18-20).

- [ZM07] Laura Oleaga Zufiría y Javier Lafuente Martínez. *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Editorial Médica Panamericana, 2007 (vid. págs. 7, 14, 15).