



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

ANÁLISIS DE LA TECNOLOGÍA DE LOS ELEMENTOS SUPERCONDUCTORES APLICADOS EN EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA Y LAS TENDENCIAS FUTURAS

Autor: Gonzalo Sánchez García

Director: Ángel García-Franco Zúñiga

Madrid

Julio 2019

AUTORIZACIÓN PARA LA DIGITALIZACIÓN, DEPÓSITO Y DIVULGACIÓN EN RED DE PROYECTOS FIN DE GRADO, FIN DE MÁSTER, TESIS O MEMORIAS DE BACHILLERATO

1º. Declaración de la autoría y acreditación de la misma.

El autor D Gonzalo Sánchez García

DECLARA ser el titular de los derechos de propiedad intelectual de la obra: ANÁLISIS DE LA TECNOLOGÍA DE LOS ELEMENTOS SUPERCONDUCTORES APLICADOS EN EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA Y LAS TENDENCIAS FUTURAS, que ésta es una obra original, y que ostenta la condición de autor en el sentido que otorga la Ley de Propiedad Intelectual.

2º. Objeto y fines de la cesión.

Con el fin de dar la máxima difusión a la obra citada a través del Repositorio institucional de la Universidad, el autor **CEDE** a la Universidad Pontificia Comillas, de forma gratuita y no exclusiva, por el máximo plazo legal y con ámbito universal, los derechos de digitalización, de archivo, de reproducción, de distribución y de comunicación pública, incluido el derecho de puesta a disposición electrónica, tal y como se describen en la Ley de Propiedad Intelectual. El derecho de transformación se cede a los únicos efectos de lo dispuesto en la letra a) del apartado siguiente.

3º. Condiciones de la cesión y acceso

Sin perjuicio de la titularidad de la obra, que sigue correspondiendo a su autor, la cesión de derechos contemplada en esta licencia habilita para:

- a) Transformarla con el fin de adaptarla a cualquier tecnología que permita incorporarla a internet y hacerla accesible; incorporar metadatos para realizar el registro de la obra e incorporar “marcas de agua” o cualquier otro sistema de seguridad o de protección.
- b) Reproducir la en un soporte digital para su incorporación a una base de datos electrónica, incluyendo el derecho de reproducir y almacenar la obra en servidores, a los efectos de garantizar su seguridad, conservación y preservar el formato.
- c) Comunicarla, por defecto, a través de un archivo institucional abierto, accesible de modo libre y gratuito a través de internet.
- d) Cualquier otra forma de acceso (restringido, embargado, cerrado) deberá solicitarse expresamente y obedecer a causas justificadas.
- e) Asignar por defecto a estos trabajos una licencia Creative Commons.
- f) Asignar por defecto a estos trabajos un HANDLE (URL *persistente*).

4º. Derechos del autor.

El autor, en tanto que titular de una obra tiene derecho a:

- a) Que la Universidad identifique claramente su nombre como autor de la misma
- b) Comunicar y dar publicidad a la obra en la versión que ceda y en otras posteriores a través de cualquier medio.
- c) Solicitar la retirada de la obra del repositorio por causa justificada.
- d) Recibir notificación fehaciente de cualquier reclamación que puedan formular terceras personas en relación con la obra y, en particular, de reclamaciones relativas a los derechos de propiedad intelectual sobre ella.

5º. Deberes del autor.

El autor se compromete a:

- a) Garantizar que el compromiso que adquiere mediante el presente escrito no infringe ningún derecho de terceros, ya sean de propiedad industrial, intelectual o cualquier otro.
- b) Garantizar que el contenido de las obras no atenta contra los derechos al honor, a la

intimidad y a la imagen de terceros.

- c) Asumir toda reclamación o responsabilidad, incluyendo las indemnizaciones por daños, que pudieran ejercitarse contra la Universidad por terceros que vieran infringidos sus derechos e intereses a causa de la cesión.
- d) Asumir la responsabilidad en el caso de que las instituciones fueran condenadas por infracción de derechos derivada de las obras objeto de la cesión.

6º. Fines y funcionamiento del Repositorio Institucional.

La obra se pondrá a disposición de los usuarios para que hagan de ella un uso justo y respetuoso con los derechos del autor, según lo permitido por la legislación aplicable, y con fines de estudio, investigación, o cualquier otro fin lícito. Con dicha finalidad, la Universidad asume los siguientes deberes y se reserva las siguientes facultades:

- La Universidad informará a los usuarios del archivo sobre los usos permitidos, y no garantiza ni asume responsabilidad alguna por otras formas en que los usuarios hagan un uso posterior de las obras no conforme con la legislación vigente. El uso posterior, más allá de la copia privada, requerirá que se cite la fuente y se reconozca la autoría, que no se obtenga beneficio comercial, y que no se realicen obras derivadas.
- La Universidad no revisará el contenido de las obras, que en todo caso permanecerá bajo la responsabilidad exclusiva del autor y no estará obligada a ejercitar acciones legales en nombre del autor en el supuesto de infracciones a derechos de propiedad intelectual derivados del depósito y archivo de las obras. El autor renuncia a cualquier reclamación frente a la Universidad por las formas no ajustadas a la legislación vigente en que los usuarios hagan uso de las obras.
- La Universidad adoptará las medidas necesarias para la preservación de la obra en un futuro.
- La Universidad se reserva la facultad de retirar la obra, previa notificación al autor, en supuestos suficientemente justificados, o en caso de reclamaciones de terceros.

Madrid, a 24 de Junio de 2019

ACEPTA

Fdo Gonzalo Sánchez García



Motivos para solicitar el acceso restringido, cerrado o embargado del trabajo en el Repositorio Institucional:

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
**ANÁLISIS DE LA TECNOLOGÍA DE LOS ELEMENTOS
SUPERCONDUCTORES APLICADOS EN EQUIPOS DE RESONANCIA
MAGNÉTICA Y LAS TENDENCIAS FUTURAS**

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el
curso académico 2018-2019 es de mi autoría, original e inédito y
no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es plagio
de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada
de otros documentos está debidamente referenciada.

Fdo.: Gonzalo Sánchez García

Fecha: 24 / 06 / 2019

Autorizada la entrega del proyecto
EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.: Ángel García-Franco Zúñiga

Fecha: 24 / 6 / 2019



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

ANÁLISIS DE LA TECNOLOGÍA DE LOS ELEMENTOS SUPERCONDUCTORES APLICADOS EN EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA Y LAS TENDENCIAS FUTURAS

Autor: Gonzalo Sánchez García

Director: Ángel García-Franco Zúñiga

Madrid

Julio 2019

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría agradecerle a Ángel García-Franco Zúñiga el haber permitido que me embarcara en este proyecto con el que tanto he aprendido. Ha sido un honor y una suerte poder contar con su apoyo, tanto académico, como profesional, como personal.

Siguiendo en la misma línea, querría extender mis agradecimientos a todas las personas, tanto profesores como compañeros que han hecho posible alcanzar la meta de la carrera en ICAI. Esta universidad me ha ayudado a desarrollar y evolucionar mi mente y a formarme como persona durante estos últimos años. En cuanto a mis compañeros, siempre han estado ahí cuando necesitaba su ayuda en los momentos más complicados.

Finalmente, querría darle las gracias a mi familia por todo lo que me han apoyado durante el grado, siempre me han acompañado y aconsejado a la hora de tomar las decisiones importantes.

ANÁLISIS DE LA TECNOLOGÍA DE LOS ELEMENTOS SUPERCONDUCTORES APLICADOS EN EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA Y LAS TENDENCIAS FUTURAS

Autor: Sánchez García, Gonzalo.

Director: García-Franco Zúñiga, Ángel.

Entidad Colaboradora: Elytt Energy.

RESUMEN DEL PROYECTO

Este proyecto ha estudiado el efecto de la tecnología de los materiales superconductores y su aplicación a las actuales máquinas utilizadas en las pruebas de resonancia magnética. Se ha analizado al detalle la citada tecnología y una vez comprendida y estudiados cada uno de los elementos magnéticos de estos equipos, se calculó las actuaciones de los cables superconductores existentes en la actualidad en cuanto a campo magnético generado en un solenoide, mediante un modelo matemático desarrollado basado en las ecuaciones de campo magnético aplicables a estas configuraciones tan concretas. Se ha recolectado información para evaluar el mercado mundial de las máquinas de uso médico y en concreto las de MRI. A partir de toda la investigación anterior, se llevó a cabo un estudio tecnológico que condujo a establecer las bases requeridas para el prediseño de un sistema específico de resonancia magnética para estudios mamarios. Del mismo modo se procedió analizando sus características particulares para configurar una máquina de este tipo con cualidades portátiles. Ambas opciones han sido consideradas debido a la creciente demanda de la sociedad, siendo estos dos conceptos fundamentales para satisfacer las necesidades de una manera más eficiente, económica y amplia. Por último, se acometió la tarea de recabar los datos pertinentes sobre empresas tecnológicas españolas y analizar su capacidad para generar todos los elementos necesarios para construir una máquina 100 por 100 española.

Palabras clave:

Superconducción, Resonancia Magnética, Mamografía, Imanes Superconductores

1. Introducción

La tecnología superconductora comenzó su desarrollo en las últimas décadas. En los últimos años se ha demostrado su madurez técnica por su uso en instalaciones científicas del máximo prestigio como son CERN, ITER, XFEL, etc.... Los cables superconductores se han introducido rápidamente en los desarrollos últimos de máquinas médicas como son los de resonancia magnética que ha demostrado su gran utilidad para generar la última generación de datos para todo tipo de diagnósticos sin someter al paciente a ningún tipo de radiación.

2. Metodología

La metodología para este trabajo ha sido múltiple para cubrir los diferentes campos de estudio. Vamos a mencionar las de mayor importancia. Se ha recopilado información relativa a los diferentes materiales y cables disponibles en la actualidad [1]. Se ha utilizado ecuaciones provenientes de teorías de campos magnéticos para elaborar el modelo matemático [2]. Se ha buscado los datos técnicos de funcionamiento de los equipos de resonancia magnética, así como los específicos de sus componentes [3]. Se ha recopilado información sobre los últimos desarrollos de equipos específicos para estudios de mamas y sobre equipos portátiles. Finalmente hemos indagado en las estadísticas oficiales de la industria de la ciencia [4].

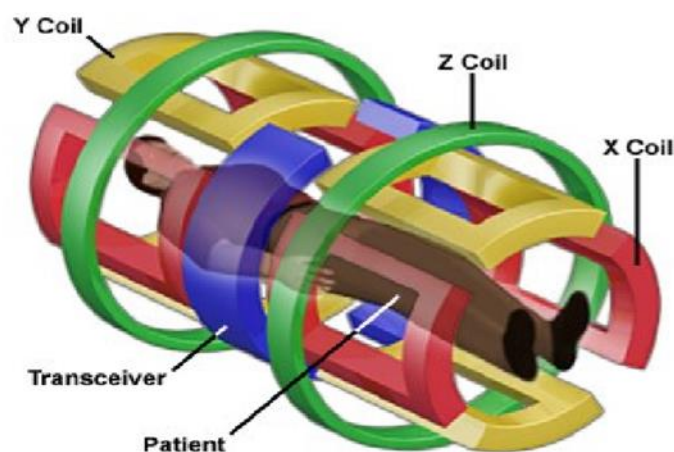


Ilustración 1: Bobinas de gradiente que actúan sobre el cuerpo humano [5]

3. Resultados

Tras finalizar el modelo matemático para el cálculo de campo creado por un solenoide en su interior, se obtiene un ajuste bastante significativo. Comparando con los valores aportados por el National High Magnetic Field Laboratory (USA) [6], el error relativo está entre el 2% y el 4%, para los diferentes materiales y cables empleado para la validación:

Material Superconductor	Campo magnético NHMFL (T)	Campo magnético simulado (T)	Error relativo
NbTi	6,85	6,987	2%
MgB ₂	7,00	7,266	3,8%
Nb ₃ Sn	11,40	10,970	3,8%

Tabla 1: Errores relativos del modelo matemático

4. Conclusiones

A la luz del trabajo realizado, las aportaciones planteadas serán de utilidad para proceder al diseño detallado de los equipos y/o sistemas.

Dentro de las tres opciones barajadas de materiales superconductores se considera que los requisitos para la máquina de análisis mamario estarían relacionados con que el mayor campo magnético a generar por las dimensiones reducidas del solenoide principal. Por el contrario, en el equipo portátil la necesidad de reducción de peso nos llevaría a superconductores con la más elevada temperatura de trabajo. En lo respecta a la máquina “made in Spain” existe un tejido empresarial con la cualificación necesaria para acometer esta cuestión.

5. Referencias

- [1] M.Breschi, “Stability modeling of the LHC Rutherford cables subjected to beam

losses”, Septiembre 2015.

https://indico.NHMFL.ch/event/372812/contributions/1792216/attachments/1158587/1666990/14_Breschi.pdf

- [2] Angel Franco García, “Campo magnético producido por un solenoide”, 2016.
<http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica3/magnetico/solenoide/solenoide.html>
- [3] Hospital Universitario 12 de octubre, “Pliego Técnico Para La Adquisición De Una Resonancia Magnética”, 2007.
<http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content-Disposition&blobheadervalue1=filename%3DT128985.pdf&blobkey=id&blobtable=MungoBlobs&blobwhere=1158604438180&ssbinary=truehttp://www.fao.org/docrep/MEETING/004/M2845E/M2845E00.HTM>
- [4] CDTI, “Spanish Capacities in Large Scientific Facilities”, Julio 2017.
https://www.cdti.es/recursos/publicaciones/archivos/25515_54542017161447.pdf
- [5] Christine Runyon, “Gradient Coils Inside MRI: What You Need To Know”, Mayo 2019. <https://www.amberusa.com/blog/gradient-coils-inside-mri-what-you-need-to-know>

ANALYSIS OF THE TECHNOLOGY OF THE SUPERCONDUCTING ELEMENTS APPLIED TO MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT AND THE FUTURE TRENDS

Author: Sánchez García, Gonzalo.

Director: García-Franco Zúñiga, Ángel.

Collaborating Entity: Elytt Energy.

ABSTRACT

This project has studied the effect of the technology of superconducting materials and its application to the current machines used in magnetic resonance tests. The aforementioned technology was analysed in detail and once each of the magnetic elements of these devices was understood and studied, the performances of the existing superconducting cables were calculated in terms of the magnetic field generated in a solenoid, by means of a developed mathematical model based on the magnetic field equations applicable to these very specific configurations. Information has been gathered to evaluate the world market of medical machines, specifically those of MRI. From all the previous research, a technological study was carried out that led to establish the required bases for the pre-design of a specific magnetic resonance system for breast studies. In the same way we proceeded analysing its particular characteristics to configure a machine of this type with portable qualities. Both options have been considered due to the growing demand of society, being these two fundamental concepts to satisfy the needs in a more efficient, economic and wide way. Finally, the task of gathering the pertinent data on Spanish technology companies was analysed and examined its capacity to generate all the necessary elements to build a 100 per cent Spanish machine.

Keywords:

Superconducting, Magnetic Resonance, Mammography, Superconducting Magnets

1. Introduction

Superconducting technology began its development in the last decades. In recent years its technical maturity has been demonstrated by its use in scientific facilities of the highest prestige such as CERN, ITER, XFEL, etc ... Superconducting cables have been introduced quickly in the latest developments of medical machines such as magnetic resonance which has proved its great utility to generate the latest generation of data for all types of diagnoses without subjecting the patient to any type of radiation.

2. Methodology

The methodology for this work has been multiple to cover the different fields of study. We are going to mention the most important ones. Information has been gathered regarding the different materials and cables available today [1]. It has been used equations from theories of magnetic fields to develop the mathematical model [2]. The technical performance data of the magnetic resonance equipment, as well as the specifics of its components, have been searched [3]. Information has been collected on the latest developments of specific equipment for breast studies and portable equipment. Finally, we have investigated the official statistics of the science industry [4].

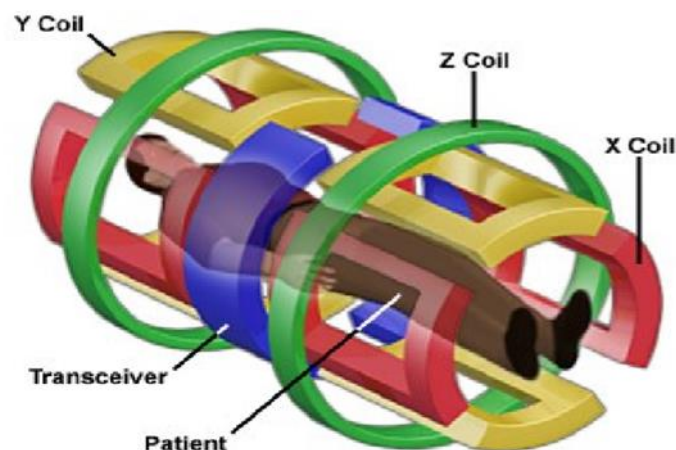


Ilustración 2: Gradient coils that act on the human body [5]

3. Results

After completing the mathematical model for the field calculation created by a solenoid inside, a fairly significant adjustment is obtained. Comparing with the values provided by the National High Magnetic Field Laboratory (USA), the relative error is between 2% and 4%, for the different materials and cables used for the validation:

Superconducting material	Magnetic field NHMFL (T)	Magnetic field simulated(T)	Relative error
NbTi	6,85	6,987	2%
MgB ₂	7,00	7,266	3,8%
Nb ₃ Sn	11,40	10,970	3,8%

Tabla 2: Relative errors of the mathematical model

4. Conclusions

In light of the work carried out, the proposed contributions will be useful to proceed with the detailed design of the equipment and / or systems.

Within the three shuffled options of superconducting materials it is considered that the requirements for the mammary analysis machine would be related to the greater magnetic field to be generated by the reduced dimensions of the main solenoid. On the other hand, in portable equipment the need for weight reduction would lead us to superconductors with the highest working temperature. As regards the "made in Spain" machine, there is a business fabric with the necessary qualifications to tackle this issue.

5. References

- [1] M.Breschi, "Stability modeling of the LHC Rutherford cables subjected to beam losses", Septiembre 2015.
https://indico.NHMFL.ch/event/372812/contributions/1792216/attachments/1158587/1666990/14_Breschi.pdf

- [2] Angel Franco García, “Campo magnético producido por un solenoide”, 2016.
<http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica3/magnetico/solenoide/solenoide.html>
- [3] Hospital Universitario 12 de octubre, “Pliego Técnico Para La Adquisición De Una Resonancia Magnética”, 2007.
<http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content-Disposition&blobheadervalue1=filename%3DT128985.pdf&blobkey=id&blobtable=MungoBlobs&blobwhere=1158604438180&ssbinary=truehttp://www.fao.org/docrep/MEETING/004/M2845E/M2845E00.HTM>
- [4] CDTI, “Spanish Capacities in Large Scientific Facilities”, Julio 2017.
https://www.cdti.es/recursos/publicaciones/archivos/25515_54542017161447.pdf
- [5] Christine Runyon, “Gradient Coils Inside MRI: What You Need To Know”, Mayo 2019. <https://www.amberusa.com/blog/gradient-coils-inside-mri-what-you-need-to-know>

Índice de la memoria

Capítulo 1. : INTRODUCCIÓN.....	17
1.1. MOTIVACIÓN DEL PROYECTO	17
1.2. OBJETIVOS DEL PROYECTO.....	18
1.3. RESONANCIA MAGNÉTICA: PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO	18
Capítulo 2. : SUPERCONDUCCIÓN EN LA MEDICNA	23
2.1 ESTADO DE LA CUESTIÓN.....	23
2.2 ELEMENTOS CONSTITUTIVOS DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNÉTICA.....	26
2.3 FÍSICA DE LOS ELEMENTOS SUPERCONDUCTORES.....	30
Capítulo 3. : CREACIÓN DE UN MODELO PARA EL CÁLCULO DE ACTUACIONES DE BOBINAS DE CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO	35
3.1 MODELO MATEMÁTICO.....	35
3.2 SOFTWARE UTILIZADO.....	40
3.3 COMPARACIÓN MATERIALES SUPERCONDUCTORES	41
3.4 RESULTADOS VARIACIÓN DE GEOMETRÍA.....	46
Capítulo 4. : NECESIDADES DEL FUTURO	49
4.1 MÁQUINAS PARA ESTUDIOS DE MAMAS	49
4.2 MÁQUINAS PORTÁTILES	53
Capítulo 5. : MERCADO DE EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA	57
5.1 EVOLUCIÓN DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA	59
5.2 SITUACIÓN ACTUAL	61
Capítulo 6. : EMPRESARIADO ESPAÑOL	63
6.1. DEFINICIÓN DE ÁREAS TECNOLÓGICAS NECESARIAS	64
6.2. ESTUDIO DEL TEJIDO INDUSTRIAL.....	65
6.3. TABLA DE EMPRESAS CON CAPACIDAD DE FABRICACIÓN.....	78
Capítulo 7. : CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE TRABAJOS FUTUROS.....	81
7.1. RESULTADOS.....	81
7.2. CONCLUSIONES	84
7.3. TRABAJOS FUTUROS	84
Capítulo 8. : REFERENCIAS.....	87
Capítulo 9. : ANEXOS.....	93

Índice de ilustraciones

Ilustración 1: Bobinas de gradiente que actúan sobre el cuerpo humano [5].....	2
Ilustración 2: Gradient coils that act on the human body [5]	6
Ilustración 3: Escáner de resonancia magnética [2].....	19
Ilustración 4: Esquema del funcionamiento de una resonancia magnética [3]	21
Ilustración 5: Perfil escáner de resonancia con refrigeración [5]	23
Ilustración 6: Medidas máquina MRI estándar [6].....	25
Ilustración 7: Bobinas de gradiente [9]	28
Ilustración 8: Componentes resonancia magnética [12]	30
Ilustración 9: Comparación resistividad metal-superconductor en función de la temperatura [13]	31
Ilustración 10: Efecto Meissner de una esfera superconductora [13]	32
Ilustración 11: Campo magnético en un punto del eje de una espira [15].....	36
Ilustración 12: Campo magnético en un solenoide finito [16].....	39
Ilustración 13: Ejemplo de cables superconductores [18]	42
Ilustración 14: Campo magnético producido por cables superconductores de Niobio de Titanio. Fuente: Elaboración propia	43
Ilustración 15: Campo magnético producido por cables superconductores de Triniobio de Estaño. Fuente: Elaboración propia	43
Ilustración 16: Campo magnético producido por cables superconductores de Diboruro de Magnesio. Fuente: Elaboración propia	44
Ilustración 17: Puntos de operación según el tipo de superconductor [21]	45
Ilustración 18: Campos magnéticos obtenidos a partir de un escáner de 30 cm de longitud. Fuente: Elaboración propia	47
Ilustración 19: Equipamiento necesario para una MRI de mama [30]	52
Ilustración 20: Ejemplo MRI portátil [33].....	53
Ilustración 21: Estructura de un SQUID [38]	55
Ilustración 22: Ejemplo de evolución de la MRI [40]	57
Ilustración 23: Distribución porcentual de los principales sectores de tecnología médica en 2017 [41]	58
Ilustración 24: Ranking de las principales empresas de tecnología médica a nivel mundial en 2017 (en miles de millones de dólares) [42]	59
Ilustración 25: Evolución anual del número de equipos de imagen por resonancia magnética en España de 2010 a 2016 [43]	60
Ilustración 26: Número de equipos de imagen por resonancia magnética en países seleccionados a fecha de 2016 [44]	61
Ilustración 27: Representación porcentual de las principales empresas en el mercado de la resonancia magnética [45]	62
Ilustración 28: Proyecto MRI Marca España [46].....	63
Ilustración 29: Distribución de las empresas españolas según el sector de producción [50].....	66
Ilustración 30: Diseño y fabricación de 16 paquetes de solenoides superconductores para el proyecto SARAF [52]	74
Ilustración 31: Amplificador de potencia (BUC Ka 10 W_v2) [53]	75

Ilustración 32: Instalación de tuberías de refrigeración en un equipo de resonancia magnética [54]	76
Ilustración 33: Proveedores de ingeniería de instrumentación y control para el reactor de fusión nuclear ITER [55]	77
Ilustración 34: Componentes mecanosoldados destinados a diferentes experimentos para el LHC en CERN [56]	78
Ilustración 35: Resultados de los campos magnéticos producidos por los distintos superconductores. Fuente: Elaboración propia.....	81
Ilustración 36: Resonancia del tejido mamario [59]	82
Ilustración 37: Prototipo MRI portátil [60].....	82
Ilustración 38: Distribución geográfica de las empresas selectas para el desarrollo de una MRI española [61].....	83

Índice de tablas

Tabla 1: Errores relativos del modelo matemático	3
Tabla 2: Relative errors of the mathematical model	7
Tabla 3: Tiempos de relajación (T1 y T2) según el tipo de tejido [4]	20
Tabla 4: Temperatura crítica en K de varios superconductores [13]	31
Tabla 5: Características de los cables superconductores a estudiar [19] [20]	42
Tabla 6: Tabla comparativa de los valores teóricos con los obtenidos empíricamente	46
Tabla 7: Características técnicas de las máquinas de diagnóstico [23] [24] [25]	50
Tabla 8: Características económicas de las máquinas de diagnóstico [27] [28]	51
Tabla 9: Empresas evaluadas para la ingeniería eléctrica	68
Tabla 10: Empresas evaluadas para la ingeniería electrónica [51]	70
Tabla 11: Empresas evaluadas para la refrigeración [51]	71
Tabla 12: Empresas evaluadas para la ingeniería de software [51]	72
Tabla 13: Empresas evaluadas para la fabricación [51]	73
Tabla 14: Resumen final de las empresas seleccionadas	79

Acrónimos y Abreviaturas

MRI: magnetic resonance imaging

T: tesla

K: grado kelvin

°C: grado centígrado

RF: radiofrecuencia

nV: nanovoltio

mV: milivoltio

NHMFL: National High Magnetic Field Laboratory

CERN: Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire

ITER: International Thermonuclear Experimental Reactor

XFEL: X-Ray Free-Electron Laser

OMS: Organización Mundial de la Salud

SQUID: Superconducting Quantum Interference Device

CDTI: Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial

BTESA: Broad Telecom Sociedad Anónima

TTI Norte: Total Terminal International

GMV: Grupo Mecánica de Vuelos

Capítulo 1. : INTRODUCCIÓN

1.1. *MOTIVACIÓN DEL PROYECTO*

La razón principal por la que he decidido trabajar en la resonancia magnética y la superconductividad es su gran aportación en el diagnóstico mediante pruebas no invasivas de alta precisión. Lo cual presenta grandes beneficios para los pacientes al ser un procedimiento indoloro y sin los efectos radiactivos de los rayos X, utilizados de forma ordinaria hasta la aparición de la resonancia magnética. Por lo que esta tecnología tiene múltiples ventajas en la salud. Hoy en día, las radiografías solo tienen la ventaja de su menor coste, pero esto cambiará en un corto espacio de tiempo.

Bajo mi punto de vista, la innovación consiste en trasladar hasta la sociedad las mejoras tecnológicas que se producen en el menor tiempo posible. El hecho de mejorar la resonancia magnética podrá proporcionar herramientas de diagnóstico para solucionar muchos de los problemas que hoy en día todavía no se pueden abordar.

Otra motivación para este trabajo de fin de grado es la adquisición de conocimientos relativos a la alta tecnología de los campos magnéticos y los materiales superconductores utilizados en la actualidad y en vías de desarrollo.

El último factor a considerar en el desarrollo de este proyecto es el creciente mercado actual de MRI. El mercado mundial del sistema de resonancia magnética crecerá hasta los 8,100 millones de euros en 2020, según un estudio de Reportstack ^[1]. Este informe sugiere que el crecimiento será impulsado por la evolución del diseño, la reducción de costos y la rápida adopción de sistemas más baratos en los mercados emergentes.

1.2. **OBJETIVOS DEL PROYECTO**

- 1 Elaboración de un modelo de cálculo para el estudio del campo magnético generados por distintos bobinados.
- 2 Análisis técnico, mediante el modelo de cálculo desarrollado, de la influencia del cambio tecnológico al utilizar diferentes materiales como el niobio de titanio (NbTi), Triniobio de estaño (Nb₃Sn) o diboruro de magnesio (MgB₂) sin modificar las geometrías actuales de los equipos de resonancia.
- 3 Estudio de la posible aplicación de la resonancia magnética al diagnóstico relacionado con estudios de mamas. Demostración de la viabilidad técnica en comparación con las mamografías tradicionales y la ecografía.
- 4 Definir las posibles líneas de actuación en el desarrollo de resonancias magnéticas portátiles.
- 5 Estudio del tejido industrial español con vistas al desarrollo de una máquina de resonancia magnética nacional.

1.3. **RESONANCIA MAGNÉTICA: PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO**

En la actualidad se está desarrollando un avance continuo de la tecnología de elementos superconductores aplicados a la generación de campos magnéticos. En el diagnóstico médico cada día se emplean más los equipos de resonancia magnética, cuyos componentes están basados en la generación de grandes campos magnéticos superiores a un Tesla. Para clarificar esta intensidad de campo, 1 Tesla es del orden de 10^6 veces superior al campo magnético emitido por la Tierra.



Ilustración 3: Escáner de resonancia magnética [2]

El cuerpo humano está compuesto en un 65 % de agua (H_2O). La resonancia magnética se basa en: manipular los espines magnéticos o protones de los átomos de hidrogeno. El funcionamiento consiste en la aplicación de un campo magnético de suficiente intensidad para lograr alinear en una única dirección los espines de los átomos de hidrógeno, coincidente con el campo magnético. A continuación, los átomos se someten a una señal variable de radiofrecuencia alterando su dirección de espín. Este fenómeno es conocido como la precesión de Larmor, que nos dice que, al someter un campo magnético a otro campo, los electrones saltan de nivel de energía. Cuando la señal cesa, los núcleos se vuelven a alinear con el campo magnético y regresan a su posición original, emitiendo una energía que se puede capturar por medio de un equipo receptor. Realmente lo que se mide es el período de reorientación denominado tiempo de relajación, T1 y T2, de cada uno de los puntos activados. T1 es el tiempo que tarda en recuperar el 63% de la magnetización longitudinal y T2 es el tiempo que emplea en perder el 63% de su magnetización transversal. Estos datos son los que se transforman en las imágenes que todos conocemos. Las distintas partes del cuerpo humano tienen distintos tiempos de relajación, lo que nos permite distinguir entre huesos, músculos, venas, arterias, órganos etc. A título de ejemplo el agua tiene un T1 y un T2 iguales y de valor 2500 ms ^[3].

Seguidamente, vamos a mostrar una serie de valores típicos de los tiempos de relajación dependiendo del tipo de tejido sometido a diferentes campos magnéticos.

Tejido	T2 (ms)	T1 (ms) a 0,5 T	T1 (ms) a 1 T	T1 (ms) a 1,5 T
Músculo	47±13	550±100	730±130	870±130
Corazón	57±16	580±90	750±120	870±120
Hígado	43±14	330±70	430±90	500±90
Riñón	58±24	500±130	590±160	650±160
Bazo	67±27	540±100	680±130	780±130
Grasa	84±36	219±60	240±60	270±70
Materia gris	110±13	660±110	810±140	920±140
Materia blanca	92±22	540±90	680±120	790±120

Tabla 3: Tiempos de relajación (T1 y T2) según el tipo de tejido [4]

Con el fin de esclarecer el funcionamiento de la resonancia magnética, se puede apreciar en el siguiente dibujo, los distintos campos magnéticos utilizados para alinear los espines de los átomos de hidrógeno en el cuerpo humano.

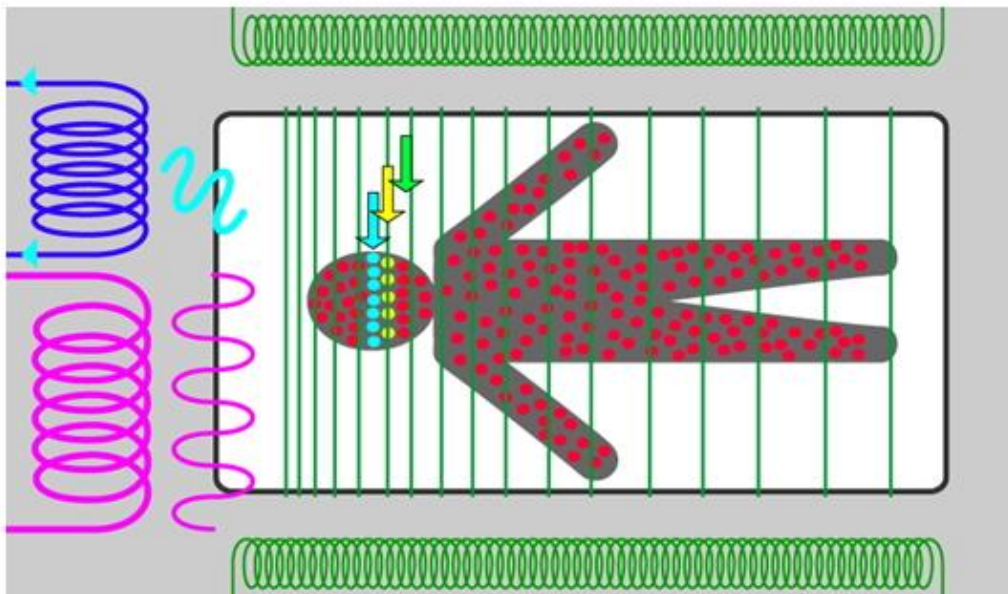


Ilustración 4: Esquema del funcionamiento de una resonancia magnética [3]

Las máquinas actuales de MRI están compuestas por un escáner, procesadores y almacenamiento de datos. A su vez, el escáner podemos distinguir: las bobinas de campo magnético estático, las bobinas de gradiente y las de radiofrecuencia. Las bobinas de campo magnético estático son las principales, las que van a ser la base del estudio que voy a realizar en este trabajo. Hay tres métodos para generar un campo magnético: usar un imán permanente, un imán resistivo o un imán superconductor. Los imanes permanentes y los imanes resistivos generalmente están restringidos a intensidades de campo por debajo de 0.4 T. La mayoría de los sistemas de imágenes de alta resolución utilizan imanes superconductores. Estos imanes necesitan que sus bobinas se empapen en helio líquido para reducir su temperatura a un valor cercano al cero absoluto que es su punto de trabajo en modo de superconducción.

Capítulo 2. : SUPERCONDUCCIÓN EN LA MEDICINA

2.1 ESTADO DE LA CUESTIÓN

Las aleaciones superconductoras se caracterizan por conseguir una resistividad eléctrica en corriente continua prácticamente nula, para ello, éstas son enfriadas a temperaturas cercanas al 0 absoluto. Esta propiedad es utilizada para producir un campo magnético extremadamente estable de intensidad muy elevada. Para el diseño de los imanes superconductores, se requiere un sistema de enfriamiento doble que utiliza nitrógeno líquido como líquido criogénico en un primer contenedor y helio líquido en el interno.

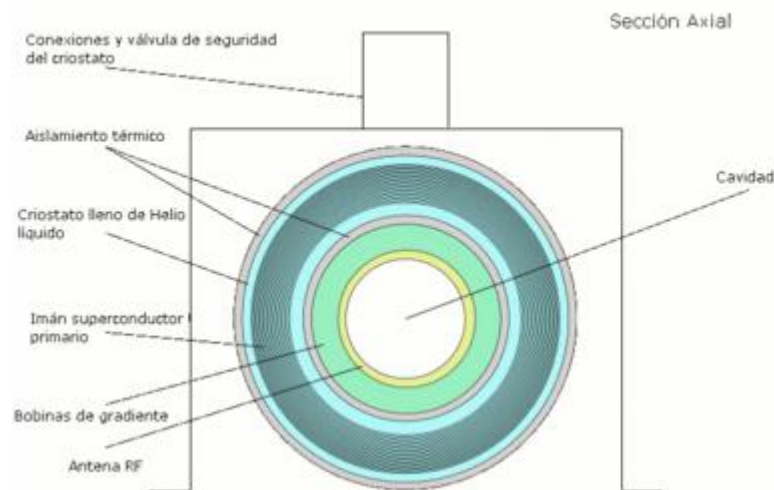


Ilustración 5: Perfil escáner de resonancia con refrigeración [5]

En la actualidad, los equipos utilizan para generar el campo magnético estático el material superconductor de NbTi. El niobio-titanio es un superconductor de Tipo-II con una temperatura crítica de 10 K, y un campo magnético crítico de 11 Teslas.

Para situarnos, vamos a establecer un orden de magnitud con respecto al número de unidades de MRI hoy en día y qué tipos de sistemas se utilizan en los hospitales. Se puede considerar como una aproximación del número de máquinas de MRI, un valor alrededor de 30,000 unidades a nivel mundial. La mayoría de las máquinas de MRI utilizadas en los hospitales son de 1.5 Teslas, aunque están comenzando a implementar las 3 Teslas. Además, las máquinas de MRI cerradas dominan el mercado de los sistemas de imágenes de resonancia magnética en la actualidad.

En lo referente a la geometría de una máquina de resonancia magnética estándar, sería: una longitud de 125 cm y un diámetro de 70 cm, estas medidas son las adecuadas para personas de complexión normal ^[6].



Ilustración 6: Medidas máquina MRI estándar [6]

Centrándose en los usos actuales de la MRI, esta tecnología se administra a pacientes que sufren los siguientes síntomas:

- inflamación o infección en un órgano
- enfermedades degenerativas
- contusiones
- trastornos musculoesqueléticos
- tumores
- otras irregularidades que existen en los tejidos u órganos de su cuerpo

El atractivo de los escáneres de campo ultra alto (7 Teslas o superior) es claro: cuanto más alto es el campo magnético, mayor es la relación señal-ruido, lo que significa que se puede tomar imágenes del cuerpo con una resolución mucho mayor, o con la misma resolución, pero más rápido, lo que mejora la precisión de los diagnósticos o el bienestar de los pacientes.

Por todo ello, este proyecto pretende estudiar y comparar las ventajas que disfrutamos en el presente con la resonancia magnética (1,5 T) de Niobio de Titanio frente al empleo de un material superconductor que nos permite obtener un campo magnético mucho mayor. Además, se estudiará la posibilidad de aplicar esta tecnología al desarrollo de equipo de resonancia magnética portable.

2.2 ELEMENTOS CONSTITUTIVOS DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNÉTICA

Los elementos principales de las máquinas de MRI se fundan en el electromagnetismo. Esta rama de la física se basa en la interacción que se establece entre campos magnéticos y campos eléctricos. Las cargas eléctricas en movimiento generan, a su alrededor, un campo eléctrico y también un campo magnético. Este campo magnético, a su vez, ejerce una fuerza sobre todas las cargas eléctricas que se hallan en su ámbito de acción: la fuerza electromagnética ^[7].

Una máquina de resonancia magnética consta de las siguientes partes principalmente:

- Bobinas de campo magnético estático
- Bobinas de gradiente
- Bobinas de radiofrecuencia
- Sistema de adquisición de datos
- Equipo de conversión de imágenes

BOBINAS DE CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO

La función que desempeñan estas bobinas consiste en la generación de un campo magnético fuerte para poder alinear los núcleos de hidrógeno del cuerpo humano. Para poder producir este campo, existen tres métodos: mediante un imán permanente, un imán resistivo o un imán superconductor. En la práctica no se suelen emplear los imanes permanentes y los imanes resistivos porque están restringidos a intensidades de campo inferiores a 0,4 T. En las máquinas de MRI generalmente están constituidas por imanes superconductores que permiten obtener imágenes con una alta precisión, debido al alto campo magnético que genera.

Estos imanes son esenciales para los equipos de MRI y por tanto son la base de la determinación del tamaño, coste y capacidad de los equipos. La característica de mayor importancia es la estabilidad y homogeneidad del campo magnético. A partir de este campo estable, los ejes de los espines magnéticos se alinean en su misma dirección y precesan a una frecuencia linealmente proporcional a la intensidad del campo.

Los imanes superconductores requieren de refrigeración cerca de 0 K, en la siguiente sección se explicará el porqué de su necesidad. Esta necesidad es un factor determinante para el diseño de las dimensiones y las restricciones que implican el uso de estas máquinas.

BOBINAS DE GRADIENTE

Las bobinas de gradiente funcionan a temperatura ambiente y se utilizan para producir variaciones controladas en el campo magnético principal. Normalmente, las máquinas presentan tres conjuntos de estas bobinas, uno por cada eje cartesiano (X, Y, Z). Estas variaciones permiten a los médicos la localización de los cortes de imagen, la codificación de fase y la codificación de frecuencia ^[8].

El conjunto de bobinas de gradiente para el eje z son pares de Helmholtz (consisten en dos bobinas circulares paralelas entre sí) y bobinas de silleta emparejadas para los ejes x e y.

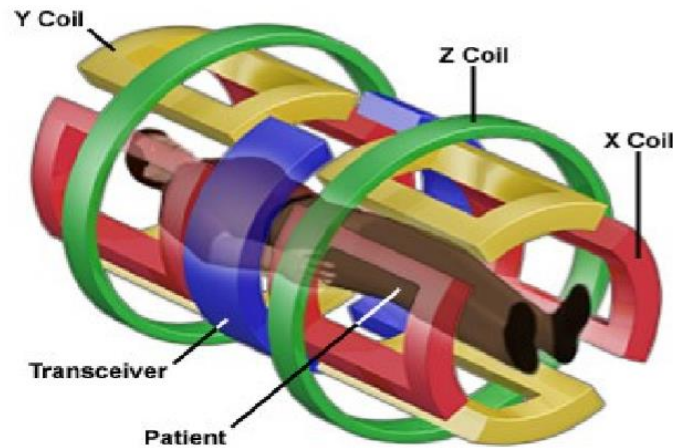


Ilustración 7: Bobinas de gradiente [9]

La intensidad del gradiente se mide en mT.m^{-1} o G.cm^{-1} , con intensidades máximas entre $20\text{-}100 \text{ mT.m}^{-1}$ [10].

BOBINAS DE RADIOFRECUENCIA

Estas bobinas de RF se utilizan para transmitir y recibir las señales de los espines de los átomos de hidrógeno. Un sintetizador de frecuencia genera unos breves pulsos de energía de RF que coincide con la frecuencia de Larmor o de precesión, de aquellos núcleos que se pretenden excitar. Los pulsos duran en torno a $10\text{-}1000 \text{ ms}$, provocando el cambio de dirección de los espines de la región a analizar. Una vez cesados los pulsos, los espines retornan a su posición inicial liberando energía que es capturada. Para la emisión y captación de estas señales, se utilizan amplificadores de potencia, antenas transmisoras y antenas receptoras, normalmente las dos últimas mencionadas, son un único elemento que realiza ambas funciones. Finalmente, utilizando la transformada de Fourier se transforma estas señales en imágenes. La frecuencia de Larmor se escala directamente con la intensidad del campo magnético principal (B_0), y para la MRI clínica se encuentra en el rango de decenas a cientos de MHz.

SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS

El sistema de adquisición de datos se encarga de capturar las señales transmitidas por el cambio de dirección de los espines, posteriormente se digitaliza con el fin de ser manejadas por un ordenador. Los equipos MRI suelen utilizar bobinas especiales capaces de registrar los voltajes inducidos por los espines tras el cese del pulso de radiofrecuencia.

La tensión emitida por los protones en este proceso es del orden de nV o mV de amplitud, por ello es necesario su amplificación como ya se había mencionado anteriormente.

Un aspecto importante a tener en cuenta es reducir lo máximo posible el ruido externo para no distorsionar las señales, por ello la sala en la que se encuentran los equipos de resonancia están rodeadas de cobre o de acero inoxidable, conocido como jaula de Faraday ^[11].

EQUIPO DE CONVERSION DE IMÁGENES

Y como último elemento, cabe destacar el equipo informático. Utilizando la transformada de Fourier y mediante algoritmos especiales, convierte las señales en imágenes que podemos observar con gran detalle en el ordenador. Dependiendo de la intensidad de campo magnético, podremos obtener imágenes con mayor o menor calidad, sabiendo que la relación que presentan estos dos factores es directa.

En la actualidad se obtienen tanto imágenes en 2D como en 3D, por consiguiente, conforme evolucione la tecnología aumentarán las facilidades para los médicos.

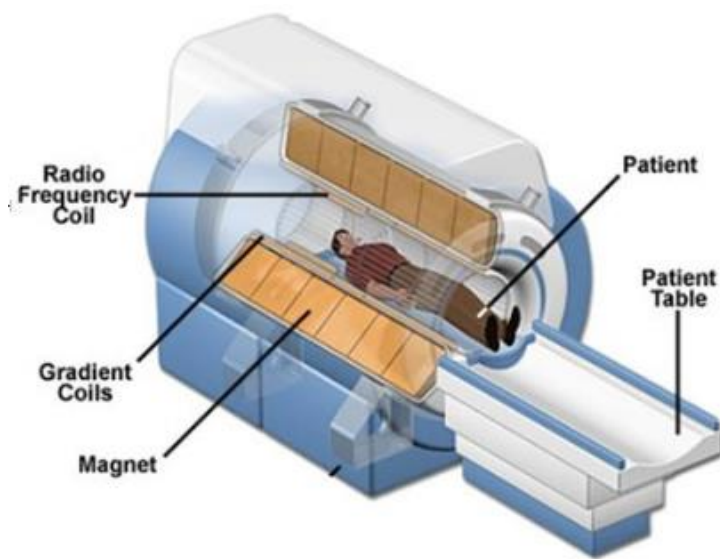


Ilustración 8: Componentes resonancia magnética [12]

2.3 FÍSICA DE LOS ELEMENTOS SUPERCONDUCTORES

Para poder analizar con mayor profundidad este proyecto, es necesario conocer las propiedades principales de un material superconductor.

Como ya se había mencionado anteriormente en el apartado 1.4, al reducir su temperatura hasta una crítica T_c , la resistividad eléctrica del material se aproxima 0, permitiendo la libre circulación de la corriente de forma constante y persistente. Esto representa una variación muy notable de la superconductividad del orden de 10.000 veces y por consecuencia se consigue una enorme disminución de las pérdidas por Joule, siendo habitualmente nulas en corriente continua y bajas en régimen alterno.

A continuación, se muestra una comparación de la resistividad de un metal común con la de un superconductor en función de la temperatura:

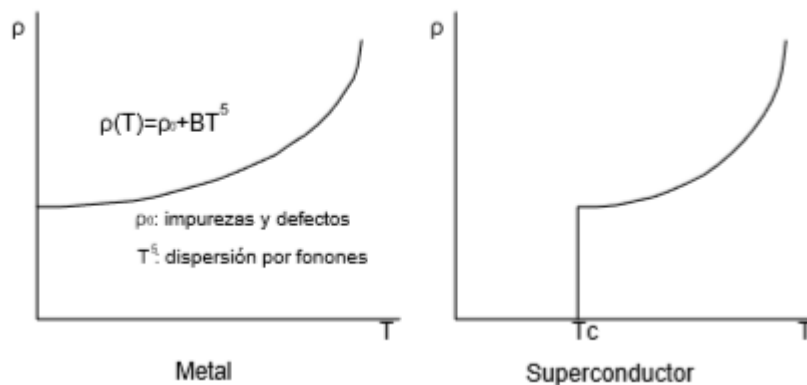


Ilustración 9: Comparación resistividad metal-superconductor en función de la temperatura [13]

La temperatura crítica depende del tipo de superconductor, normalmente se sitúa en torno a los 20 K (-253 °C). Para conseguir estas temperaturas, se suele utilizar helio líquido. En la siguiente tabla, se muestra varios superconductores con sus respectivas temperaturas críticas:

Compuesto	Temperatura crítica en grados Kelvin
Nb ₃ Sn	18,05
Nb ₃ Ge	23,20
Nb ₃ Al	17,50
NbN	16,02
NbTi	10,00
V ₃ Ga	16,50
V ₃ Si	17,10
MgB ₂	39,00
Ti ₂ Co	3,44
La ₃ In	10,40

Tabla 4: Temperatura crítica en K de varios superconductores [13]

En lo referente al magnetismo, los superconductores presentan propiedades extraordinarias, frente a un campo magnético débil manifiestan un comportamiento diamagnético perfecto, esto significa que la inducción magnética en su interior es nula dado que el flujo magnético es expulsado del interior del material. Este proceso es conocido como el efecto Meissner ^[13].

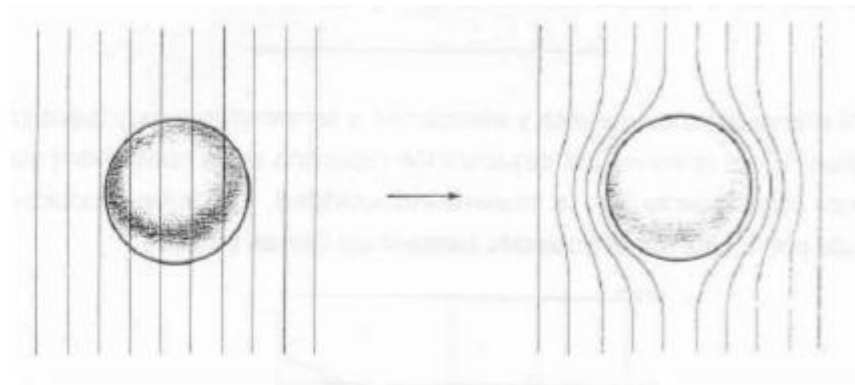


Ilustración 10: Efecto Meissner de una esfera superconductora [13]

Los materiales superconductores los podemos clasificar en 2 grandes grupos según su comportamiento físico: los de tipo I y los de tipo II.

El primer grupo se caracteriza por tener resistividad eléctrica nula por debajo de una temperatura crítica, cero campo magnético interno (efecto Meissner) y un único campo magnético crítico H_c , que al ser superado, pasa bruscamente del estado superconductor al normal. Por todo ello, el empleo del superconductor de tipo I ha sido limitado en la práctica debido a que presentan campos magnéticos críticos muy pequeños.

A continuación, presentamos las características del superconductor tipo II. Principalmente están compuestos por aleaciones, presentan propiedades mecánicas como la dureza, superiores a las de los superconductores tipo I. Asimismo, se caracterizan por exhibir campos magnéticos mayores, lo que les permite ser los más utilizados para la fabricación de imanes superconductores.

Comúnmente, el tipo I es conocido como superconductor “soft”, a diferencia de los de tipo II llamados superconductor “hard”, debido a su capacidad de mantener el estado de superconducción a campos magnéticos y temperaturas más altas ^[14].

Como resultado de todas estas características, los materiales superconductores son empleados en distintas ramas de la ciencia, entre otras como biología, medicina, química, transporte, industria... En este proyecto se enfoca concretamente en su función en la resonancia magnética dentro de la medicina.

El motivo principal de la aplicación de superconductores en las resonancias magnéticas es la capacidad de generación de campos magnéticos de alta intensidad y de gran estabilidad. Para la realización de esta actividad es necesario fabricar hilos de material superconductor conformando finalmente un solenoide. El material superconductor utilizado por excelencia es el Niobio de Titanio.

Capítulo 3. : CREACIÓN DE UN MODELO PARA EL CÁLCULO DE ACTUACIONES DE BOBINAS DE CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO

Basándonos en el previo conocimiento del concepto de resonancia magnética y sus componentes, se va a realizar un estudio de los distintos campos magnéticos que se podrían obtener empleando un modelo elaborado con el programa MatLab. Las distintas simulaciones se llevarán a cabo con el fin de investigar distintos posibles escenarios para la evolución de la resonancia.

Se comparará los valores teóricos de los materiales conocidos con los resultados obtenidos, comprobando la eficacia del programa, con el fin de poder ser utilizado en un futuro con otros materiales superconductores de nueva adquisición. Siguiendo en la misma línea, se introducirán distintas variantes en los parámetros del programa con las que finalmente se sacarán una serie de conclusiones que podrían enriquecer el pensamiento sobre la resonancia magnética.

3.1 MODELO MATEMÁTICO

Se va a realizar una serie de cálculos con el fin de conocer el campo magnético generado en el eje de un cilindro, que simula el escáner de la resonancia magnética. Para ello partiremos de la ecuación de la ley de Biot-Savart.

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3}$$

Aplicando dicha ley a una espira circular resulta:

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int d\mathbf{r}' \times \frac{(\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3}$$

A continuación, tomamos como eje z el de la espira.

$$\mathbf{r} = z\mathbf{u}_z$$

$$\mathbf{r}' = R(\cos \varphi' \mathbf{u}_x + \sin \varphi' \mathbf{u}_y)$$

$$d\mathbf{r}' = R(-\sin \varphi' \mathbf{u}_x + \cos \varphi' \mathbf{u}_y) d\varphi'$$

$$\mathbf{r} - \mathbf{r}' = -R \cos \varphi' \mathbf{u}_x - R \sin \varphi' \mathbf{u}_y + z\mathbf{u}_z$$

$$|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = \sqrt{R^2 + z^2}$$

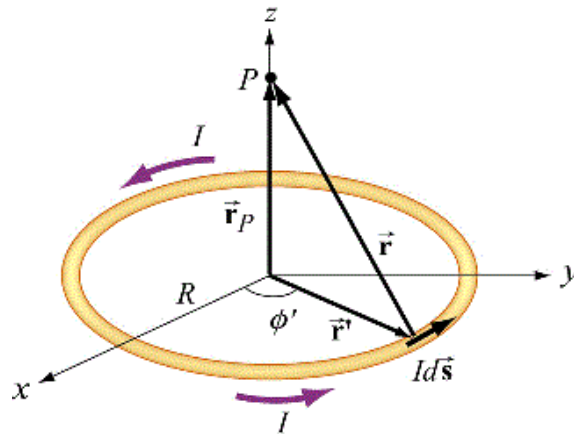


Ilustración 11: Campo magnético en un punto del eje de una espira [15]

Calculando el producto vectorial y sacando los términos constantes fuera de la integral:

$$\mathbf{B}(z) = \frac{\mu_0 I R}{4\pi (R^2 + z^2)^{3/2}} \left(\mathbf{u}_x z \int_0^{2\pi} \cos \varphi' d\varphi' + \mathbf{u}_y z \int_0^{2\pi} \sin \varphi' d\varphi' + \mathbf{u}_z R \int_0^{2\pi} d\varphi' \right)$$

Las integrales para B_x y B_y se anulan, lo que significa que tanto el campo horizontal como el diametral se cancelan debido a la simetría de la espira.

Integrando la componente B_z , el campo resultante nos queda:

$$B = \frac{\mu_0 I R^2}{2(R^2 + z^2)^{3/2}} \mathbf{U}_z$$

El siguiente paso, es aplicarlo para un cilindro finito de radio a compuesto de N espiras. El campo en cada uno de los puntos del eje Z puede aproximarse mediante el sumatorio del campo generado por las espiras en dicho punto. El campo debido a cada una de estas espiras va en la dirección del eje Z y depende de la altura como una función en forma de campana.

$$B = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_0 I a^2}{2(a^2 + (z - z_i)^2)^{3/2}} \mathbf{U}_z$$

Con esta expresión, vamos a sustituir lo que en realidad es una hélice por un conjunto de espiras circulares desconectadas entre sí.

$$\Delta z' = \frac{h}{N - 1} \simeq \frac{1}{n}$$

En el caso de un solenoide densamente enrollado, esta distancia equivale al diámetro del hilo, ya que no quedan intersticios entre vueltas sucesivas. Con lo que la expresión del sumatorio nos queda:

$$B \simeq \sum_{i=1}^N \frac{\mu_0 n I \Delta z' a^2}{2(a^2 + (z - z_i)^2)^{3/2}} \mathbf{U}_z$$

Haciendo $nI = K$, densidad de corriente superficial equivalente. Además, podemos reescribir el sumatorio en términos de $z' = z_i$, en vez de i , por tanto, el sumatorio nos queda como:

$$B \simeq \sum_{z'=0}^h \frac{\mu_0 K a^2}{2(a^2 + (z - z_i)^2)^{3/2}} \Delta z'$$

Teniendo en cuenta que $\Delta z'$ es una cantidad muy pequeña, comparada con la longitud de la bobina, podemos aproximar el sumatorio por una integral

$$B \simeq \int_0^h \frac{\mu_0 K a^2 \mathbf{U}_z}{2(a^2 + (z - z_i)^2)^{3/2}} dz'$$

Para resolver esta integral, hacemos el siguiente cambio de variable:

$$z' - z = a \operatorname{tg} \alpha$$

$$a^2 + (z - z')^2 = \frac{a^2}{\cos^2 \alpha}$$

$$dz' = \frac{a}{\cos^2 \alpha} d\alpha$$

La variable α representa la elevación con la que se ve un punto del solenoide, visto desde un punto del eje.

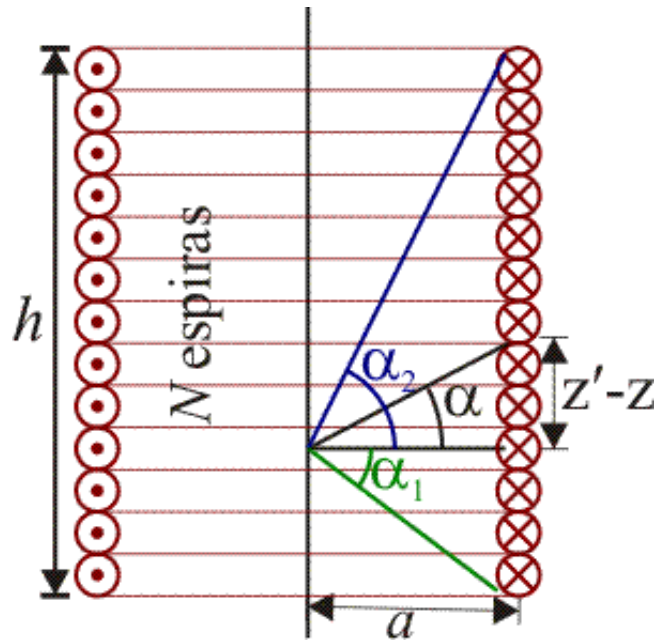


Ilustración 12: Campo magnético en un solenoide finito [16]

Este cambio de variable nos transforma la integral en la siguiente fórmula, donde α_1 y α_2 son los ángulos con los que se ven los extremos del solenoide ^[17].

$$B \simeq \frac{\mu_0 K U z}{2} \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} \cos \alpha \, d\alpha$$

$$B = \frac{\mu_0 K U z}{2} (\text{sen } \alpha_2 - \text{sen } \alpha_1)$$

3.2 SOFTWARE UTILIZADO

Para poder acometer sendas simulaciones es necesario la elaboración de unas líneas de código que incluyan las fórmulas del modelo matemático anterior. En primer lugar, al programa debemos de introducir una serie de parámetros iniciales, en lo referente al solenoide tenemos que introducir el tamaño deseado: longitud (L) en milímetros y su diámetro (D) en milímetros. Posteriormente, es necesario incluir los datos del cable que se va a estudiar: diámetro del cable superconductor (a) en milímetros, diámetro de los hilos del cable superconductor (ah) en milímetros, número de hilos por cable (nh). Por último, incluimos la densidad de corriente del material superconductor (J) en amperio por centímetro al cuadrado.

Otros valores que contiene este código, con el que se realizarán los cálculos, son: la permeabilidad magnética del vacío (μ_0) en Newton por Amperios al cuadrado, la superficie de los hilos del cable superconductor (Sh) en centímetros cuadrados calculado como:

$$Sh = \left(\frac{ah}{2}\right)^2 * \pi$$

Y como último dato estimado y no menos importante será la intensidad de corriente total que circulará por el solenoide (I) en amperios, con ayuda de la siguiente fórmula:

$$I = J * Sh * nh$$

Una vez recabada toda esta información, es necesario conocer el número aproximado de espiras (N) que contiene el solenoide, para ello usaremos los datos que hemos introducidos previamente. Además, se tendrá en cuenta un coeficiente de aumento (Pc) que representa las capas necesarias de cable superconductor para obtener los valores de

campo magnético establecidos para cada material. Un valor razonable con el que podemos estimar este reajuste sería entre 4 y 5 capas. Teniendo en cuenta todos estos factores, se deduce la expresión del número de espiras:

$$N = Pc * \frac{L}{a}$$

En las siguientes líneas de código se procede a la aplicación del modelo matemático para la obtención del campo magnético (B) en el eje del solenoide. Para poder representar los resultados en un gráfico se utiliza el comando plot, con su título y sus ejes debidamente ajustados.

El código fuente correspondiente al modelo matemático para el cálculo del campo magnético en el centro de un solenoide se encuentra en el Anexo I.

3.3 COMPARACIÓN MATERIALES SUPERCONDUCTORES

Vamos a analizar el campo magnético en el eje de un solenoide constituido por distintos materiales superconductores de última generación. En este estudio se compara los resultados obtenidos con el Niobio de Titanio, Triniobio de Estaño y el Diboruro de Magnesio.

Previamente vamos a presentar los datos de los cables con los que vamos a trabajar. Dichos cables con los que se va a simular el programa son aquellos empleados en el NHMFL con el fin de poder exponer todo el potencial de los materiales superconductores. Los hilos que lo conforman están embebidos en cobre, esto se debe a

que cuando el material deja de ser superconductor, es necesario un material por el que circule la corriente eléctrica y para que no sufra daños la instalación, por ello estos solenoides llevan varias capas de estas aleaciones con su respectiva proporción de cobre.

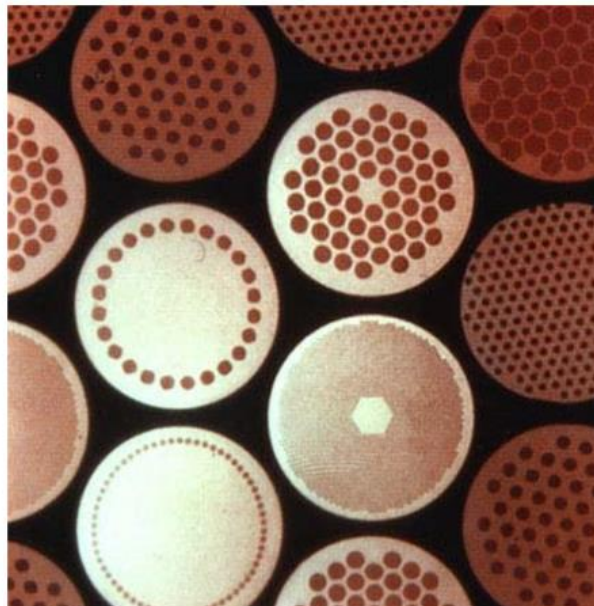


Ilustración 13: Ejemplo de cables superconductores [18]

Material Superconductor	NbTi	MgB ₂	Nb ₃ Sn
Diámetro del cable del superconductor (mm)	15,10	18,00	18,15
Diámetro de los hilos del cable superconductor (mm)	0,825	1,5	0,850
Número de hilos por cable	36	36	40
Densidad de corriente (A/cm ²)	10 ⁵	3*10 ⁴	1,6*10 ⁵

Tabla 5: Características de los cables superconductores a estudiar [19] [20]

A continuación, se muestra los campos obtenidos a partir de las distintas simulaciones:

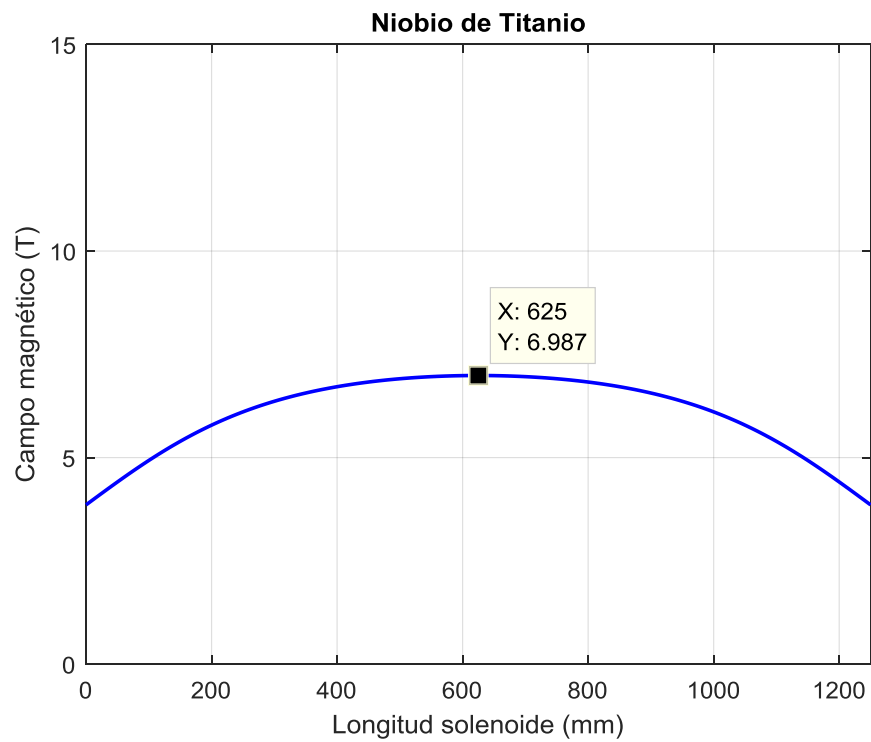


Ilustración 14: Campo magnético producido por cables superconductores de Niobio de Titanio. Fuente: Elaboración propia

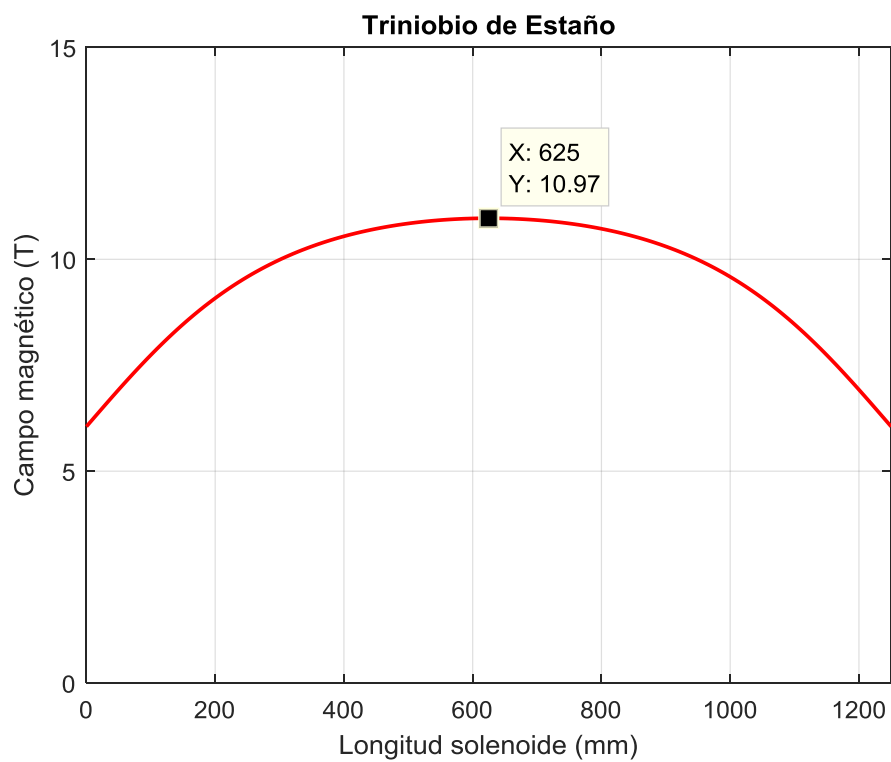
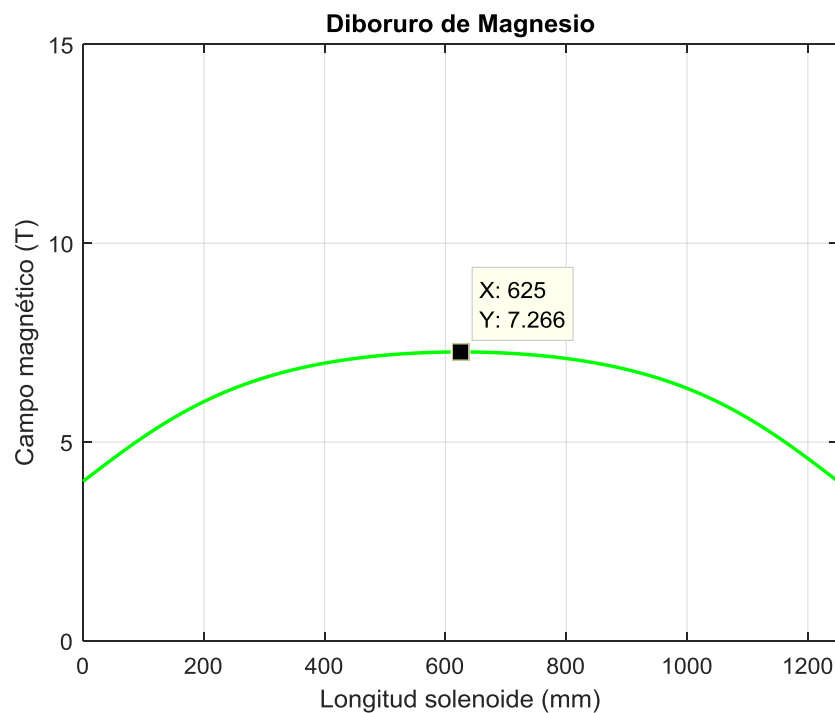


Ilustración 15: Campo magnético producido por cables superconductores de Triniobio de Estaño. Fuente: Elaboración propia



*Ilustración 16: Campo magnético producido por cables superconductores de Diboruro de Magnesio.
Fuente: Elaboración propia*

A la vista de los resultados obtenidos tras la simulación de los 3 superconductores principales para el empleo en máquinas de resonancia, se observa que el campo máximo se consigue en el centro del solenoide (0,625 m). También cabe destacar que el Nb₃Sn produce un campo superior al del resto de materiales estudiados (10,97 T).

Otra deducción que se desprende de los resultados es que el valor mínimo se obtiene en los bordes del solenoide. En este caso, el resultado más pequeño se da para el niobio de titanio y el diboruro de magnesio (4 T).

Por otro lado, podemos comparar los resultados del modelo con los valores publicados por el NHMFL para los citados materiales. Para ello, se va a ilustrar inmediatamente después una gráfica con los datos aportados por este organismo.

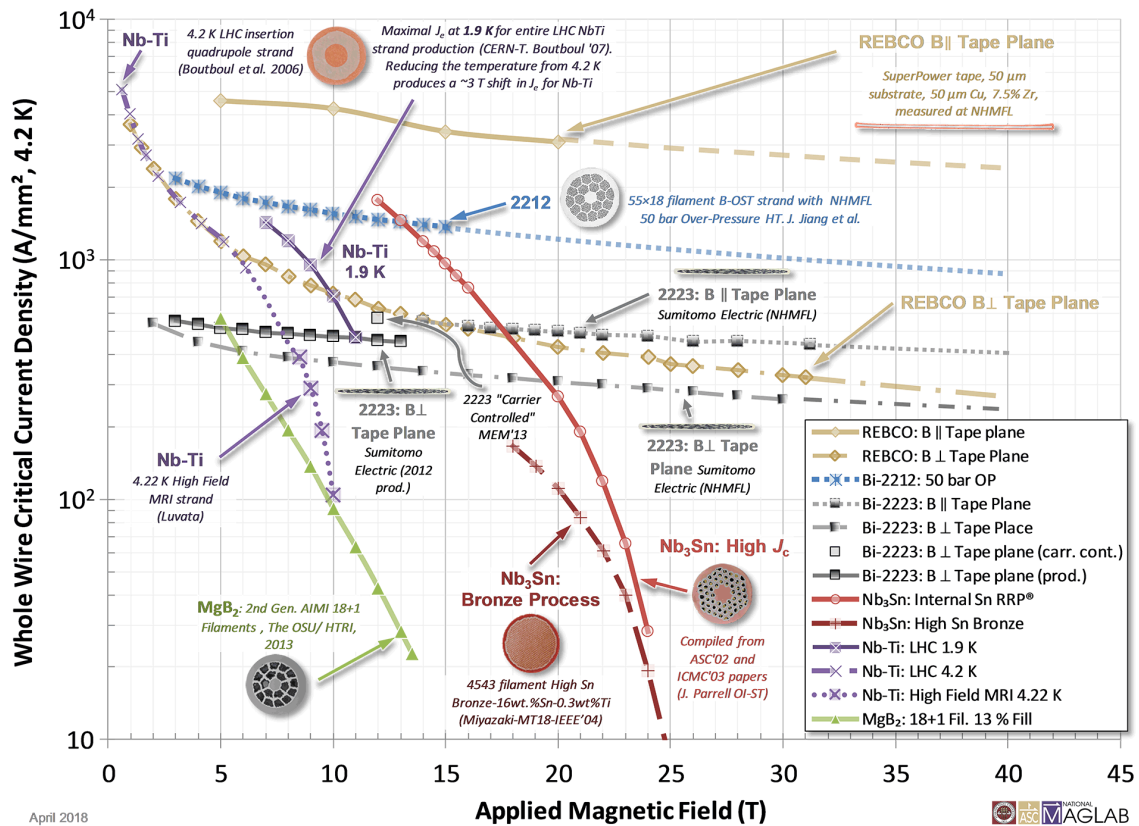


Ilustración 17: Puntos de operación según el tipo de superconductor [21]

Tal y como se aprecia en las curvas de la Ilustración 17, las pendientes son siempre negativas, esto quiere decir, al aumentar la intensidad disminuye el campo magnético generado, este fenómeno se debe al efecto Meissner mencionado en la sección 1.6.

Para facilitar la comprobación del correcto funcionamiento del modelo elaborado, vamos a recoger los valores principales en la siguiente tabla:

Material Superconductor	Campo magnético NHMFL (T)	Campo magnético simulado (T)	Error relativo
NbTi	6,85	6,987	2%
MgB ₂	7,00	7,266	3,8%
Nb ₃ Sn	11,40	10,970	3,8%

Tabla 6: Tabla comparativa de los valores teóricos con los obtenidos empíricamente

Una vez calculado el error relativo expuesto en la tabla 6, podemos confirmar el ajustado funcionamiento del modelo, consiguiendo un error del orden del 4%.

Por otro lado, hay que tener en cuenta que en la resonancia magnética no se utiliza el campo máximo en ningún momento. En los hospitales de hoy en día se emplean equipos de 1,5 y 3 Teslas. Además, cabe reseñar que las intensidades que soportan los circuitos de los hospitales son considerablemente inferiores a las disponibles en el NHMFL.

3.4 RESULTADOS VARIACIÓN DE GEOMETRÍA

Como bien hemos comentado anteriormente, lo habitual es que los equipos de MRI presenten grandes dimensiones (1,25 m de longitud), para poder realizar pruebas de todo el cuerpo humano. Imaginemos por un momento que existiese una máquina de tamaño reducido, con la capacidad de realizar imágenes específicas de una parte del cuerpo, como por ejemplo el tejido mamario. Esta invención facilitaría la comodidad del paciente, se evitaría la necesidad de almacenar el conjunto de datos y algoritmos para el análisis de todos los tejidos del cuerpo humano, limitándose a los de la región en la que se concentraría el estudio de este nuevo escáner.

Por todo ello, se va a simular el campo magnético que se obtendría a partir de los bobinados de la sección anterior, si se fabricase una máquina de unos 30 cm de longitud.

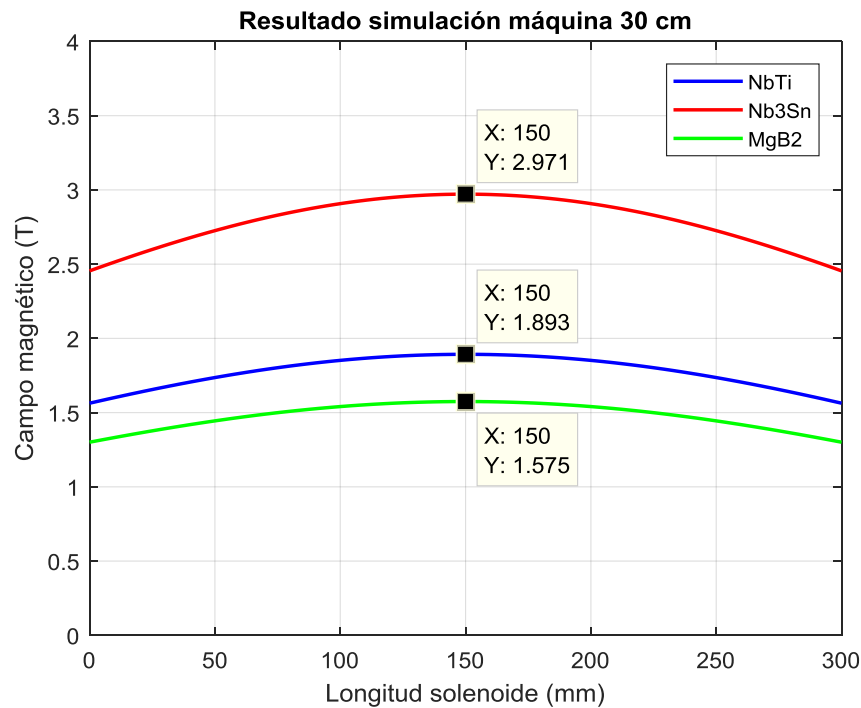


Ilustración 18: Campos magnéticos obtenidos a partir de un escáner de 30 cm de longitud. Fuente: Elaboración propia

A partir de los resultados obtenidos, se comprueba que empleando Nb₃Sn podemos alcanzar un campo magnético cercano a los 3 T, magnitud más que suficiente para la obtención de un diagnóstico de calidad de imágenes mamario.

Otra conclusión que podemos extraer de esta simulación es el rango entre los que se encuentran los distintos campos magnéticos (1,5 T-3 T). Los valores entre los que se encuentran dichas cifras de campo son aplicables al ser humano hoy en día y están aprobados por la OMS, por lo que parece atractivo continuar esta investigación.

Capítulo 4. : NECESIDADES DEL FUTURO

Como podemos observar en nuestro día a día, la tecnología evoluciona continuamente a una velocidad superior a la que nuestra mente se desarrolla. Nuevos descubrimientos surgen cada semana, por consiguiente, debemos amoldarnos a los avances y orientar en qué dirección se debería hacer injerencia el uso de las tecnologías que están a nuestro alcance. Por ello, este capítulo se centra en cuáles serían los avances tecnológicos en las resonancias magnéticas más necesarios en el presente en el que nos encontramos.

La finalidad fundamental de la MRI es la detección temprana de enfermedades relacionadas con tejidos blandos. Bajo mi punto de vista, las dos vertientes en las que se debe hacer un mayor hincapié son: el desarrollo de máquinas de resonancia para estudios mamarios y en la implantación de máquinas MRI portátiles.

Así pues, se va a analizar por qué se debería focalizar la atención de la tecnología en estos sectores relacionados con la resonancia magnética. Se analizarán sus múltiples ventajas, sus futuras consecuencias, y sus posibles líneas de actuación.

4.1 MÁQUINAS PARA ESTUDIOS DE MAMAS

A partir de los datos que nos aporta la Organización Mundial de la Salud, cada año se contabilizan 1,38 millones de nuevos casos y 458.000 muertes por cáncer de mama. Como está demostrado, el cáncer de mama es el más habitual en las mujeres, tanto en personas con alto poder adquisitivo como en las más desfavorecidas. En los países que están en vías de desarrollo, su ocurrencia se ha incrementado año tras año en las últimas décadas provocado por el ascenso de esperanza de vida, de la urbanización y a la modificación de sus tradicionales

modos de vida adoptando los hábitos de las sociedades occidentales. El cáncer de mama constituye el 16% de todos los cánceres femeninos. Por todo ello, debemos buscar nuevas soluciones para hacer frente a esta problemática ^[22].

En la actualidad existen distintos métodos para el diagnóstico de lesiones mamarias o ante un posible tumor, el más utilizado es la mamografía, pero existen otros medios para su detección como por ejemplo la ecografía o la resonancia magnética.

A continuación, se compara las características y las capacidades básicas de los sistemas de detección de cáncer de mama.

	Mamografía	Resonancia Magnética	Ecografía
Sensibilidad	85%	97%	82%
Radiación	Si	No	No
Especificidad	89%	95%	84%
Tiempo de prueba	15 min	30 min- 1 h	30 min

Tabla 7: Características técnicas de las máquinas de diagnóstico [23] [24] [25]

Para facilitar la comprensión de la tabla 7 en el contexto en el que nos encontramos, vamos a definir el significado de la sensibilidad y de la especificidad de una prueba:

“La sensibilidad nos indica la capacidad de nuestro estimador para dar como casos positivos los casos realmente enfermos; proporción de enfermos correctamente identificados. Es decir, la sensibilidad caracteriza la capacidad de la prueba para detectar la enfermedad en sujetos enfermos.” Su cálculo es sencillo:

$$\text{Sensibilidad: } \frac{VP}{VP + FN}$$

Siendo VP, verdaderos positivos y FN, falsos negativos ^[26].

“La especificidad de una prueba es la probabilidad de que un sujeto sano tenga un resultado negativo en la prueba. La especificidad es el porcentaje de verdaderos negativos o la probabilidad de que la prueba sea negativa si la enfermedad no está presente. Los falsos positivos son sujetos sanos diagnosticados como enfermos.” Se calcula según la siguiente formulación:

$$\text{Especificidad: } \frac{VN}{VN + FP}$$

VN representa los verdaderos negativos; y FP, los falsos positivos ^[26].

A continuación, se presenta los valores económicos relacionados con las diferentes máquinas de diagnóstico.

	Mamografía	Resonancia Magnética	Ecografía
Precio de la prueba (€)	60-85	150-250	40-60
Precio de la máquina (€)	25 k-50 k	500 k-2 M	5 k-15 k
Número aproximado de exámenes al año	16 k	8,4 k	12,5 k

Tabla 8: Características económicas de las máquinas de diagnóstico [27] [28]

Un parámetro significativo que influye en el resultado del examen es la densidad de los tejidos. Por lo tanto, esta característica constituye un factor a favor de la MRI, debido a su capacidad para obtener datos satisfactorios de los tejidos mamarios densos, a diferencia de la mamografía tradicional que presenta grandes dificultades para conseguir imágenes en estas situaciones ^[29].

Una vez analizados los datos de las tablas 7 y 8, se observa que la resonancia magnética mamaria tiene mayores porcentajes en cuanto a la sensibilidad y a la especificidad. Esto implica una mayor probabilidad de detección de un cáncer con éxito, el único inconveniente es que su coste es más elevado. Actualmente se emplea la máquina MRI de todo el cuerpo para los exámenes de mamas, colocando soportes especiales lo que ralentiza el proceso de la prueba.

Para poder llegar a un equilibrio entre un coste menor y el mayor nivel de calidad, es necesario el diseño de una máquina de resonancia magnética específica para mama. De esta manera se conseguiría reducir las dimensiones del escáner en aproximadamente hasta unos 30-50 cm de longitud. Se ahorraría en el coste de los componentes materiales de la máquina, se aprovecharía de forma más eficiente el espacio de la sala donde se realizan la prueba. Otra ventaja con la que nos podríamos beneficiar es la posibilidad del desarrollo de un software específico para este tipo de resonancias, permitiendo una mejora en la formación de imágenes, es decir, reduciendo el tiempo de duración de la prueba. Por todo ello el precio del estudio mamario por resonancia sería mucho más competitivo y al alcance de un mayor número de personas.



Ilustración 19: Equipamiento necesario para una MRI de mama [30]

4.2 MÁQUINAS PORTÁTILES

Uno de los problemas principales de la resonancia es el coste y su gran tamaño estructural. Actualmente los sistemas de MRI están situados en grandes salas de hospitales de referencia o de laboratorios científicos, ocupando un gran espacio e imposibilitando la posibilidad de transporte. Por todo lo anterior, las máquinas de MRI están disponibles para un grupo de personas reducido, es decir, no todo el mundo tiene acceso a ellas.

Un objetivo muy ambicioso y que podría revolucionar el sector de diagnosis es el desarrollo de un escáner portátil. Y la pregunta que nos surge es que podemos considerar como portable, cuya respuesta es el equivalente a un escáner de dimensiones inferiores a 100 kg (actualmente una máquina estándar de MRI pesa cercano a 4,5-13 toneladas) y con unas necesidades energéticas mínimas ^[31]. Esto quiere decir, un aparato móvil es aquel que puede introducirse en un vehículo de transporte ligero, pero la diferencia con respecto un dispositivo portátil es, que este último podemos trasladarlo sin necesidad de ningún transporte y por tanto podremos desplazarlo de un lugar a otro ^[32].

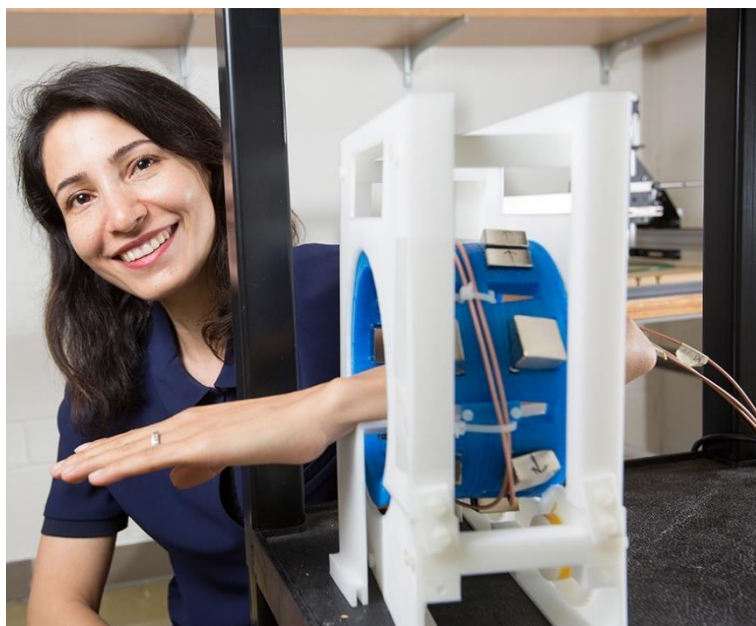


Ilustración 20: Ejemplo MRI portátil [33]

A continuación, se enumera las posibles vías de actuación para poder acometer este proyecto de máquinas MRI portátiles:

- Empleo de materiales que no requieran sistemas de refrigeración. Con esta solución, se conseguiría un ahorro importante para el tamaño y el peso del escáner (una máquina convencional requiere 2000 litros de helio líquido para refrigerar). Para la consecución del campo magnético deseado, se debería emplear materiales cuya temperatura crítica sea lo más elevada posible tal como el MgB_2 cuya temperatura crítica es 39 K.
- Estudio y desarrollo de un nuevo material que actúa como refrigerante. Hoy en día se emplea el helio, pero este gas es escaso en nuestro planeta y su coste es elevado debido a su uso generalizado en los sistemas de seguridad. Se ha descubierto un nuevo material molecular llamado acetato de gadolinio tetrahidrato, que es capaz de calentarse o enfriarse en función de la variación del campo magnético. Con ayuda de este material, se podría ahorrar considerablemente en el peso del escáner ^[34].
- La evolución más natural en busca de reducir el tamaño y el peso de las máquinas, mediante la reducción del volumen de He líquido la constituye la tecnología FREELIUM. Esta tecnología consiste en acoplar las bobinas de campo magnético estático dentro de un receptáculo hermético lleno de He líquido, pero en vez de emplear el promedio de 2.000 litros, este diseño solo necesita aproximadamente 20 litros. Los imanes con tecnología FREELIUM presentan una mayor independencia del helio, mucho más simple de colocar y eco-friendly. A favor de esta tecnología, los hospitales no requerirían una ventilación tan determinante y que a menudo necesita de un edificio apartado o un habitáculo de nueva construcción. A un imán de FREELIUM no precisaría recarga alguna ni durante su desplazamiento ni si quiera a lo largo su vida útil ^[35].

- Las máquinas que usamos hoy en día emplean campos de 1,5 o 3 Teslas y obtenemos imágenes de calidad sobresaliente, pero de elaborado proceso de obtención. Para hacer frente a esta situación, se propone la generación de campos magnéticos ultra bajos que originen imágenes de calidad suficiente. Para poder detectar este campo limitado, es necesario usar los dispositivos de interferencia cuántica superconductores o también conocidos por sus siglas en inglés SQUIDS. Fundamentalmente, es un transductor de flujo magnético a voltaje y está fabricado con un material superconductor basados en el efecto Josephson. Estos receptores “son lo suficientemente sensibles para medir campos tan bajos como 5 aT (attotesla), es decir, 5×10^{-18} T, con unos pocos datos de mediciones promediadas.” (recordemos que el campo magnético de la Tierra es de 10^{-6} T) ^{[36] [37]}.

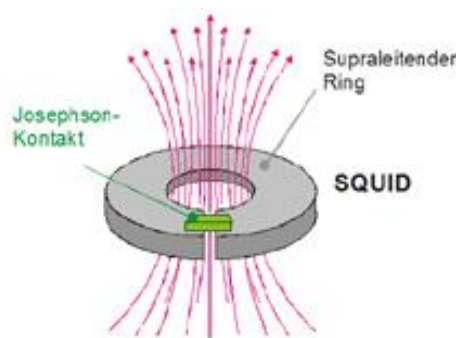


Ilustración 21: Estructura de un SQUID [38]

A partir de ideas aportadas, vamos a analizar las múltiples ventajas que podríamos obtener:

- Reducción del tiempo de instalación y de encendido de la máquina. En la actualidad, el tiempo de instalación de un sistema de resonancia necesita una semana, sin embargo, con el uso de estos sistemas portátiles se podrían poner en funcionamiento en menos de dos horas ^[39].

- Bajada general del precio de cada prueba, se reduciría de forma considerable el volumen de material y como consecuencia su coste. Esto facilitaría el alcance de la resonancia magnética a muchas más personas que hoy en día no pueden optar al uso de estas máquinas.
- Disponibilidad para cualquier persona, es decir, todos aquellos que viven en pueblos cuyas carreteras son dificultosas de circular debido al terreno tortuoso o inaccesible, la posible instalación en centros de atención médica rurales, en ambulancias en caso de un accidente...
- En el caso de utilizar campos ultra bajos, podría funcionar para hacer diagnósticos en las cercanías de los campos de batalla, al eliminar el riesgo del magnetismo con los posibles metales de las heridas.

La mayoría de estas vías de actuación pueden tener también aplicación, más o menos, directamente en el desarrollo de nuevos equipos para la resonancia magnética mamaria debido a que se trataría de un equipo de menos tamaño que los actuales.

Capítulo 5. : MERCADO DE EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA

Desde que se creó la primera máquina de MRI en 1972, no ha parado de evolucionar esta tecnología perteneciente al diagnóstico de imágenes. Para profundizar un poco más en el sector MRI, se va a estudiar la influencia de estas máquinas en el mercado de la medicina comprendiendo bajo varios aspectos, tales como los distintos sectores tecnológicos médicos, los ingresos que han alcanzado las empresas más destacadas en estos sectores, las principales compañías que protagonizan la venta de dichas máquinas... A continuación, se va a exponer como ha ido progresando el comercio de las propias máquinas MRI desde hace casi una década hasta la actualidad. Para finalizar este capítulo, se plasmará una previsión de los años venideros que le esperará a esta tecnología.

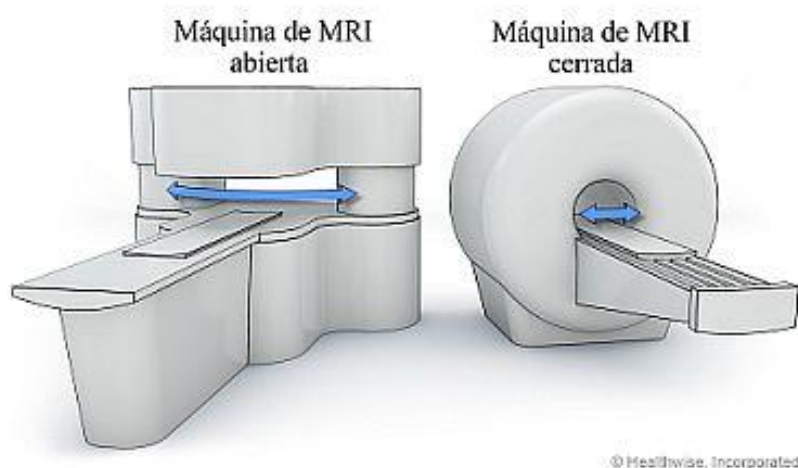


Ilustración 22: Ejemplo de evolución de la MRI [40]

La resonancia magnética es una de las muchas técnicas que se utilizan en la medicina. Con el fin de conocer la situación general de la medicina en el mundo de la tecnología, se va a exponer los porcentajes que abarcan los distintos sectores tecnológicos médicos, resaltando aquel que nos interesa en este proyecto.

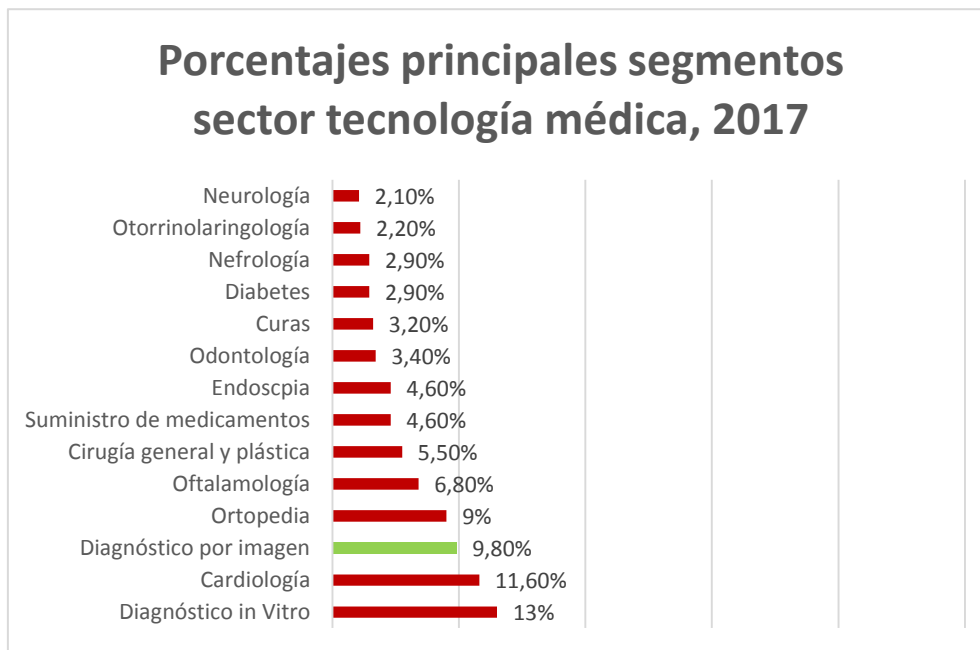


Ilustración 23: Distribución porcentual de los principales sectores de tecnología médica en 2017 [41]

Como podemos observar en la ilustración 23, el sector de diagnóstico de imágenes se encuentra en el top 3 de sectores tecnológicos médicos más importantes. Esta es una de las múltiples razones por la que debemos tener en cuenta la relevancia que tiene en la salud.

Otro dato importante que debemos considerar es el capital que se recauda a partir de la tecnología médica. Por ello vamos a incluir un gráfico que comprenda los ingresos obtenidos en 2017 por las distintas empresas que engloban el sector anteriormente mencionado.

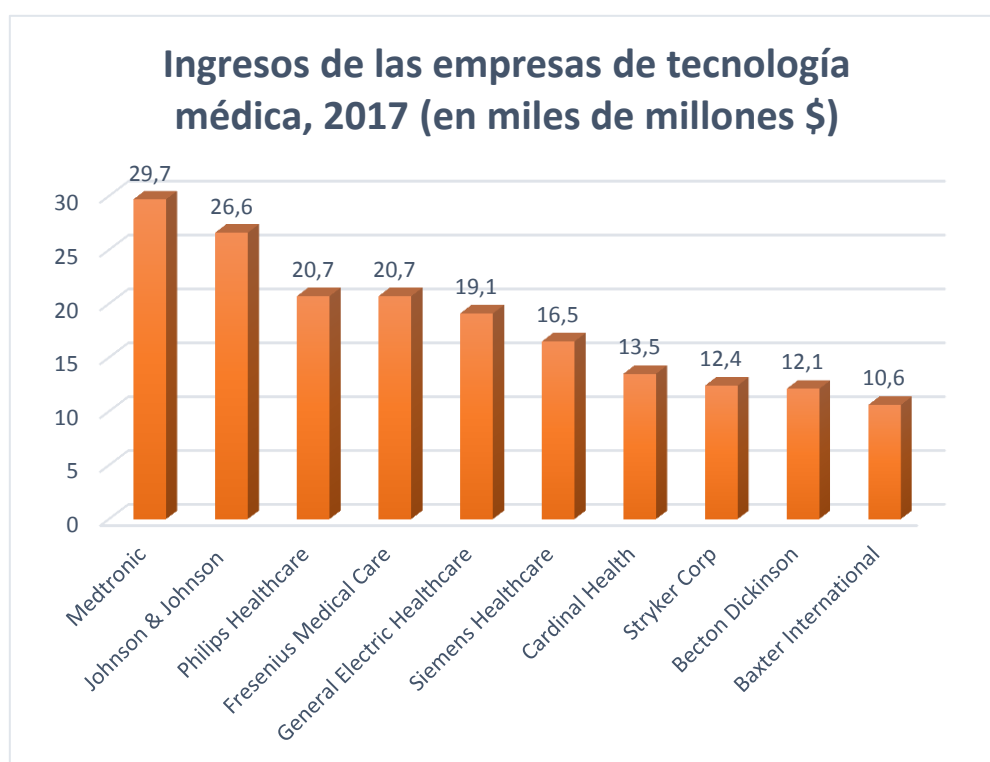


Ilustración 24: Ranking de las principales empresas de tecnología médica a nivel mundial en 2017 (en miles de millones de dólares) [42]

Con ayuda de la ilustración 24, podemos hacernos una idea de la horquilla que comprende los ingresos en la tecnología médica, en este caso entre 10 y 30 mil millones de dólares. Un matiz importante a recalcar es que no todas las empresas mostradas se dedican a la venta de equipos de MRI, en las siguientes secciones se hará hincapié en el mercado exclusivo del sistema de imágenes estudiado.

5.1 EVOLUCIÓN DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

La resonancia magnética ha experimentado un crecimiento notable en los últimos años. Una forma de percibir su avance es analizar la progresión que presenta el número de máquinas en un país. En este caso se ha seleccionado España por interés propio y con el

motivo de dar a conocer como ha variado la instalación de dichas máquinas en nuestro país.

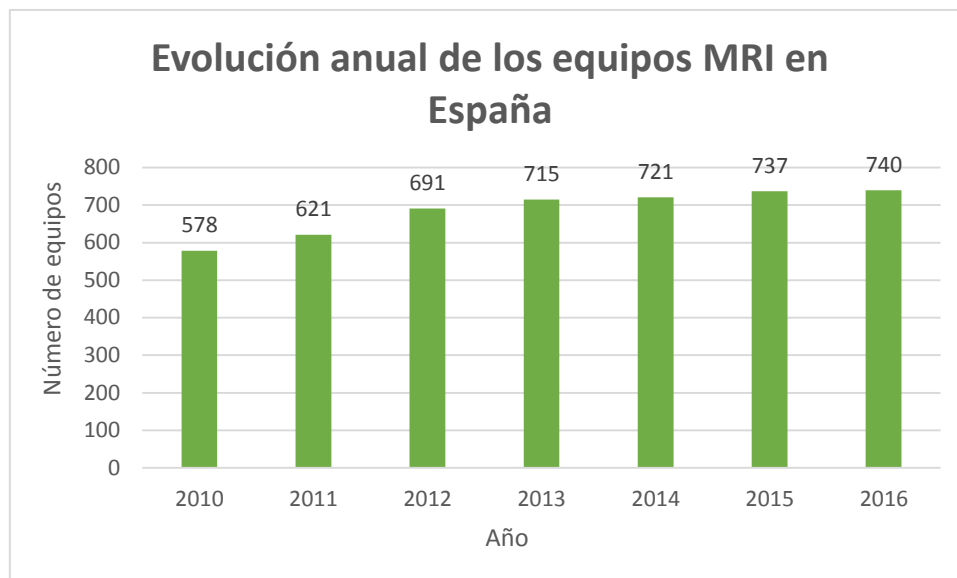


Ilustración 25: Evolución anual del número de equipos de imagen por resonancia magnética en España de 2010 a 2016 [43]

A la vista de la ilustración 25, podemos distinguir como ha ido ascendiendo el número de equipos de forma continua. Esto se debe a la creciente necesidad de las personas de tener un diagnóstico precoz ante los primeros síntomas de una posible enfermedad grave.

Para complementar los datos estadísticos anteriores, cabe decir que existen algunos equipos que, aunque ya han sido adquiridos, aún no están en funcionamiento debido a la complejidad para adaptar las salas donde se realizarán la prueba. Se espera que su instalación se produzca entre 1 o 2 años y a partir de entonces operen a pleno rendimiento.

5.2 SITUACIÓN ACTUAL

En lo referente al presente de la MRI, una cuestión importante es la cantidad de escáneres MRI que hay repartidos por el mundo. De todos los países que hay, se ha recogido la información de una muestra de 16 países con cifras más significativas, ordenados de mayor a menor según el número de máquinas que se encuentran activas en cada país.

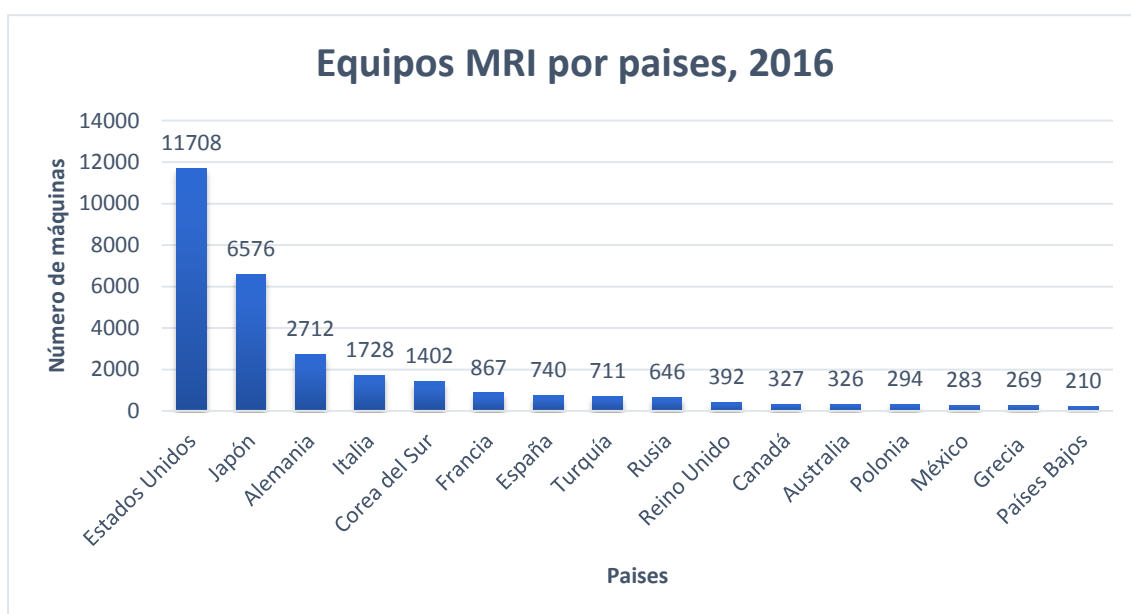


Ilustración 26: Número de equipos de imagen por resonancia magnética en países seleccionados a fecha de 2016 [44]

En primer lugar, cabe destacar que la distribución de los equipos MRI por el mundo, presenta una fuerte relación con respecto a la situación económica y al número de habitantes que residen en el país. Como era de esperar, Estados Unidos encabeza entre los países que disponen de un mayor número de máquinas, con un total de 11708 escáneres. Japón es el siguiente país que persigue su estela, no obstante, su cifra se aproxima a la mitad del país norteamericano. Por otro lado, España se encuentra en zona intermedia, destacando entre los países europeos. La media entre los países analizados se estima en unas 852 máquinas de MRI por país.

En segundo lugar, si analizamos el valor del número de máquinas por cada mil habitantes, el promedio europeo se aproxima a unas 15, España dispone de alrededor de 16 por cada mil habitantes. Esto nos lleva pensar que la situación española en comparación con la del resto de Europa, se encuentra en una zona algo superior a la media.

Anteriormente hemos mencionado las principales empresas en el sector tecnológico médico en general. Como estamos analizando el mercado de la resonancia, vamos a particularizar los distintos proveedores de máquinas MRI y sus respectivas cuotas de mercado.

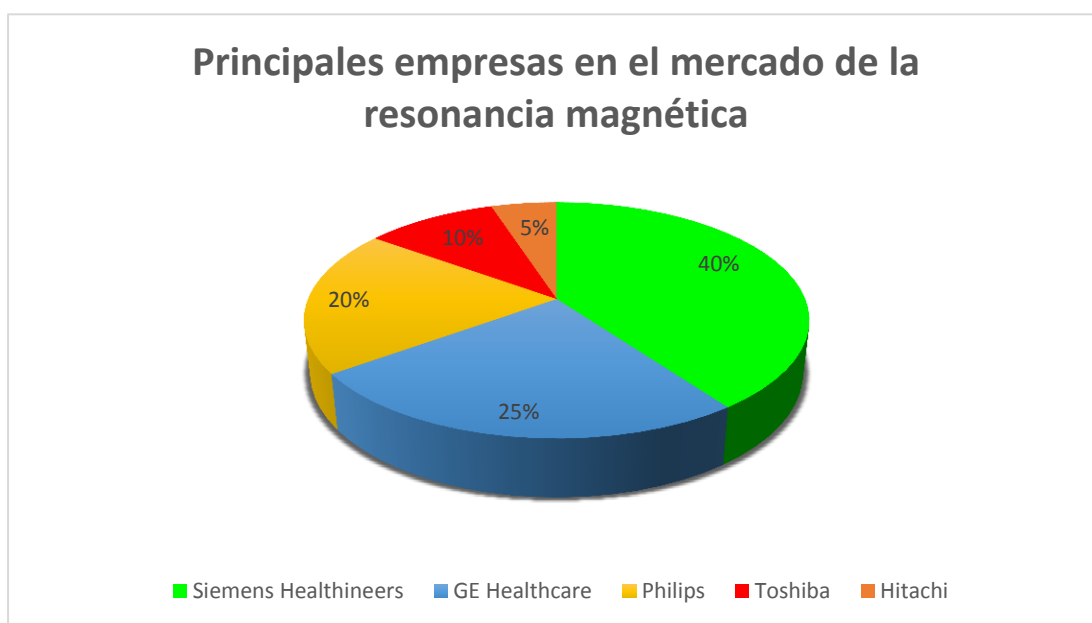


Ilustración 27: Representación porcentual de las principales empresas en el mercado de la resonancia magnética [45]

A la vista de la ilustración 27, Siemens Healthineers y General Electric se reparten, prácticamente 2/3 de las ventas a nivel mundial, mientras el tercio restante lo fabrica el resto de las empresas.

Capítulo 6. : EMPRESARIADO ESPAÑOL

Desde que se creó la primera máquina de MRI hasta los días en los que nos encontramos no ha existido ninguna máquina de resonancia magnética creada por una o varias empresas españolas. Los escáneres actuales pertenecen en su mayoría a las grandes empresas previamente mencionadas: General Electric Healthcare, Siemens Healthineers, Philips, Toshiba o Hitachi.

Este capítulo va a tratar de proponer diversas empresas españolas, según su sector, que podrían intervenir en la elaboración de una máquina MRI de Marca España. Para poder llevar a cabo este estudio, se utilizará los datos públicos procedentes del CDTI.



Ilustración 28: Proyecto MRI Marca España [46]

6.1. *DEFINICIÓN DE ÁREAS TECNOLÓGICAS NECESARIAS*

En primer lugar, para poder acotar el número de empresas, debemos señalar las partes de la máquina que se van a diseñar. Con el objetivo de que sea lo más ajustable a la realidad, nos basaremos en las características principales de una especificación técnica habitual ^[47].

1. Imán superconductor
2. Sistema de radiofrecuencia
3. Sistema de gradiente
4. Sistema informático
5. Amplificadores
6. Sistema de refrigeración
7. Blindaje

En función de los sistemas anteriormente enunciados, se procede a seleccionar los sectores tecnológicos que podrían intervenir en su producción, tanto para la fabricación de partes completas del sistema como elementos de los distintos subsistemas. Los dos pilares industriales sobre los que se sustentarán las distintas áreas tecnológicas con las que vamos a trabajar son: el sector de fusión nuclear y el sector de física de partículas.

En lo referente a estos dos sectores, cabe destacar las siguientes ramas tecnológicas, necesarias para hacer posible este objetivo:

- Ingeniería eléctrica: se encargará del diseño de los imanes superconductores, mediciones industriales estándar, control y regulación.
- Ingeniería electrónica: se encomendará el trabajo del sistema de radiofrecuencia, los múltiples sensores, los amplificadores.
- Tecnología de vacío y baja temperatura: intervendrá en el diseño de la refrigeración.

- Ingeniería de software: se involucrará en el procesamiento de información, procesamiento de imágenes mediante los algoritmos pertinentes.
- Fabricación: encargado de los procesos de soldadura, arranque de material, fundición y deformación de materiales requeridos.

El planteamiento ideal consistiría en que una sola empresa pudiera construir una máquina MRI por sí misma (como ocurre en el mercado actual con las empresas multinacionales existentes), pero como podemos observar, para alcanzar el éxito es necesario la intervención de numerosas y variadas áreas tecnológicas. Esto provoca fundar nuestra hipótesis en la colaboración de distintas compañías de alto nivel tecnológico.

6.2. *ESTUDIO DEL TEJIDO INDUSTRIAL*

Según el registro de 2018, en España existen 3.337.646 de empresas activas. Desde 2014, se han ido incrementando de forma continua el número de entidades, facilitando la creación y adaptación a las nuevas tecnologías. En 2018 se han registrado en España aproximadamente 200.000 empresas pertenecientes al sector industrial. Teniendo en cuenta las especificaciones técnicas que necesitamos, podemos reducir cuantiosamente la cifra de las posibles candidatas, descartando aquellas que no estén involucradas en las actividades deseadas^{[48] [49]}.

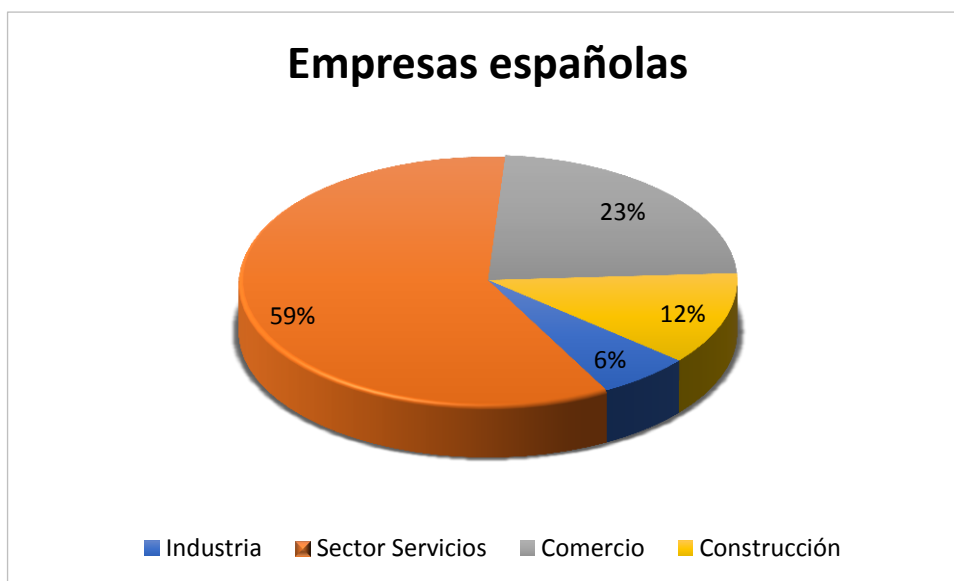


Ilustración 29: Distribución de las empresas españolas según el sector de producción [50]

A pesar del reducido tamaño del sector industrial del empresariado español, las compañías tecnológicas industriales de nuestro país gozan de un gran prestigio a nivel mundial en la fabricación de componentes para las infraestructuras científicas más punteras.

Llegados a este punto, se va a recopilar los datos de las empresas con las capacidades que consideramos imprescindibles en cada una de las áreas tecnológicas.

Ingeniería eléctrica

Empresa	Descripción	Proyectos
Antec Magnets	Diseño, ingeniería, fabricación, montaje y comercialización de sistemas y dispositivos principalmente	• Imanes superconductores combinados (2 dipolos + 1 cuadripolo super férreo) para X-

	magnéticos.	FEL. Serie de 103 imanes. • Diseño y fabricación de un ciclotrón compacto superconductor para la producción de radioisótopos para aplicaciones médicas de PET
Empresarios Agrupados Internacional	Promoción y contratación en el extranjero de servicios y suministros relativos a instalaciones industriales, especialmente centros generadores de energía térmica, convencional y nuclear.	• Aceleradores y tecnologías para grandes instalaciones para CDTI.
Elytt Energy	Diseña y fabrica componentes para instalaciones científicas. Líder mundial en impregnación y fabricación de bobinas superconductoras para reactores de fusión	• Diseño y fabricación de 16 paquetes de solenoides superconductores para CEA en el proyecto SARAF y suministro de 8 cuadripolos superconductores

		para CIEMAT en el proyecto IFMIF LIPAC. • Fabricación de 10 paquetes de bobina superconductores para bobinas de campo toroidal para ITER / F4E.
--	--	--

Tabla 9: Empresas evaluadas para la ingeniería eléctrica

Ingeniería electrónica

Empresa	Descripción	Proyectos
Alter Technology TUV Nord	Empresa enfocada hacia la calidad que ofrece servicios de aprovisionamiento, ingeniería y ensayos para componentes y sistemas electrónicos.	Desarrollo de procedimientos internos y de cumplimiento para el control de export y los componentes de uso dual.
BTESA	BTESA es la empresa española líder en el suministro de Transmisores de TV y Amplificadores de estado sólido de alta potencia. Ofrece soluciones a medida para equipos RF y	• CERN: Fabricación y prueba de 180 amplificadores de radiofrecuencia de potencia de estado sólido (RF) de

	sistemas llave en mano.	3kW a 17 MHz para el PS (acelerador de sincrotrón de protones). • CERN: Diseño y fabricación de 11 amplificadores de RF de estado sólido por pulsos de 1200 W a 704 MHz para el sistema de banco de pruebas MB-IOT para ESS.
TTI Norte	Diseña y desarrolla soluciones a medida en el campo de las tecnologías de Radiofrecuencia y Antenas, además de ofrecer servicios de ingeniería “on-site” en instalaciones de cliente.	• Diseño y fabricación de banco de pruebas para acondicionamiento de acopladores RF de alta potencia. • Diseño y fabricación del prototipo de cadena RF para IFMIF /

		EVEDA.
--	--	--------

Tabla 10: Empresas evaluadas para la ingeniería electrónica [51]

Refrigeración

Empresa	Descripción	Proyectos
AWGE Technology	AWGE ofrece Investigación, Diseño, Innovación, Fabricación, Soporte y Consultoría y Pruebas en RF, Microondas, Antenas, Mecánica, Sistemas Criogénicos y Ultra Alto Vacío.	Sellado ultra alto al vacío no tripulado para áreas con alto nivel de neutrones.
Cryovac	Diseño, ingeniería, instalación, fabricación y mantenimiento en las áreas de criogenia, alto vacío, alta presión y mantenimiento de precisión.	• Celdas de volumen para el estudio de materiales en condiciones extremas de alta presión, campo magnético y temperatura. • Líneas de transferencia criogénica, la

		próxima generación.
The Vacuum-Projects	Ofrece a la industria y al sector de la investigación sus conocimientos en el campo del alto vacío y la criogenia.	Líneas de helio para ALMA.

Tabla 11: Empresas evaluadas para la refrigeración [51]

Ingeniería de software

Empresa	Descripción	Proyectos
GMV	Aporta soluciones desde servicios de consultoría e ingeniería, hasta el desarrollo de software y hardware, integración de sistemas llave en mano y soporte a las operaciones.	SWARM (medidas magnéticas) simulador de rendimiento del sistema / procesador de datos del instrumento operacional.
GTD Sistemas de Información SAU	Ofrece ingeniería de primera clase en software, comunicación y control. Implementa tanto productos como soluciones "llave en mano" para los sectores más	Diseño preliminar del hardware y software del controlador del sistema de la planta de diagnóstico magnético.

	exigentes del mundo.	
Seven Solutions	Compañía con gran experiencia en sistemas embebidos, distribución y transferencia de frecuencia líder en subnanosegundos para aplicaciones industriales y científicas confiables.	Compatibilidad electromagnética y conmutadores de conejo blanco tender para el GSI.

Tabla 12: Empresas evaluadas para la ingeniería de software [51]

Fabricación

Empresa	Descripción	Proyectos
Ingemetal	Empresa dedicada a la distribución de postes metálicos, luminarias para alumbrado público, diseño, manufactura y comercialización de estructuras metálicas en el área metalmecánica.	Fabricación, suministro y montaje de estructuras metálicas, fachadas y cubiertas metálicas en TB06.
Nortemecánica	Fabricación, compraventa, representación, suministro, alquiler y reparación de toda	Fabricación y suministro de 14 recipientes de vacío de módulo Schuffling y 2

	clase de bienes de equipo, maquinaria y componentes de los mismos.	prototipos para el Gran Colisionador de Hadrones (LHC).
SENER Ingeniería y Sistemas	Grupo privado de ingeniería y tecnología que se distingue por proporcionar soluciones innovadoras de gran calidad en: Ingeniería y Construcción, Energía, Medio ambiente y Aeroespacial.	Unidad conceptual de estabilización de campo E-ELT M5 y demostrador.

Tabla 13: Empresas evaluadas para la fabricación [51]

Justo a continuación de presentar el contexto empresarial en el que nos encontramos, se va a realizar una selección exhaustiva los posibles colaboradores para la finalidad de nuestra meta. Siguiendo en la misma línea, mencionaremos una descripción más concreta de la empresa escogida y posteriormente una justificación del por qué es considerada óptima para llevar a cabo el desarrollo planteado en esta sección.

Elytt Energy, S.L.

Descripción: Elytt Energy diseña y fabrica electroimanes resistivos y superconductores para aceleradores de partículas de todos los tipos y diseña y fabrica fuentes de alimentación reguladas actuales con alta estabilidad, bajo ruido y confiabilidad utilizadas en aceleradores y laboratorios de investigación.

La compañía proporciona un completo servicio de ingeniería electromagnética, diseño, fabricación y prueba. Diseña imanes resistivos estándar y personalizados, desde pequeños correctores hasta imanes muy grandes, utiliza 2D y 3D para el modelado de campos magnéticos.



Ilustración 30: Diseño y fabricación de 16 paquetes de solenoides superconductores para el proyecto SARAF [52]

Justificación: basándonos en el amplio conocimiento en la materia de electromagnetismo y en los proyectos en los que ha colaborado, contribuiría en el diseño del imán superconductor utilizado en la máquina de resonancia magnética.

TTI Norte, S.L.

Descripción: TTI diseña equipos en el área de radiofrecuencia y tecnología de antenas, desarrollando nuevos productos para su posterior producción en masa, e integrando complejos sistemas de comunicación, proporcionando soluciones llave en mano.

Diseña y desarrolla módulos/equipos de RF y microondas, amplificadores de potencia (SSPA/BUC), amplificadores de bajo ruido (LNA/LNB), conversores, transceptores, filtros, osciladores, desde bandas de frecuencia VHF/UHF hasta banda Ka etc.

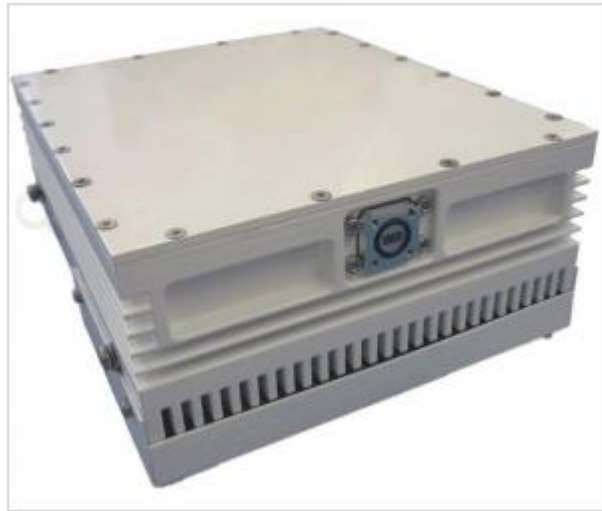


Ilustración 31: Amplificador de potencia (BUC Ka 10 W_v2) [53]

Justificación: esta empresa reúne las características esenciales para el desarrollo del sistema de radiofrecuencia y de los amplificadores. Además, tiene experiencia en otras aéreas contiguas, por lo que su experiencia para este sector puede ser muy beneficiosa para el diseño de las bobinas de RF.

Cryovac, S.L.

Descripción: trabaja en la criogenia, vacío, fabricación e instalación de equipos de alta presión, sistemas de control y precisiones de mecanizado y soldadura.

Producen e instalan líneas personalizadas de aislamiento al vacío para todos los líquidos criogénicos. También diseñan criostatos personalizados, cámaras térmicas de vacío y equipos de control de temperatura para calefacción y refrigeración por líquido o refrigerador criogénicos.

Diseñan y construyen los sistemas de control basados en hardware y software para temperatura, vacío, gases a alta presión y líquidos criogénicos.



Ilustración 32: Instalación de tuberías de refrigeración en un equipo de resonancia magnética [54]

Justificación: como hemos comentado anteriormente, para poder conseguir la resistividad eléctrica nula en el superconductor es necesaria su refrigeración. Esta empresa posee experiencia en la instalación del sistema de criogenia para los equipos de resonancia magnética por lo que se considera apta para llevar a cabo esta actividad.

GTD Sistemas de Información SAU

Descripción: compañía de tecnología global comprometida con el diseño, la integración y el funcionamiento de aplicaciones, sistemas complejos de gran valor intrínseco y de controles críticos en todo el mundo. La excelencia en garantizar el rendimiento, la disponibilidad y la solidez hacen de GTD la opción ideal para proyectos estratégicos.

Los principales sectores con los que trabaja GTD son: espacial, aeronáutico, defensa y seguridad, logística y transporte, energético.

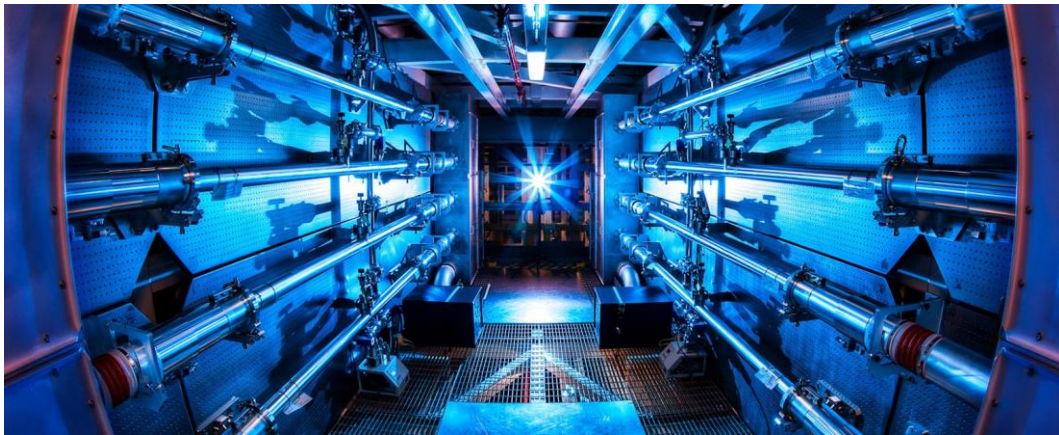


Ilustración 33: Proveedores de ingeniería de instrumentación y control para el reactor de fusión nuclear ITER [55]

Justificación: El motivo principal por el que nos hemos decantado por esta empresa, es el hecho de haber trabajado en el prediseño del hardware y software del controlador del sistema de una planta de diagnóstico magnético. Tomando como referencia este proyecto, GTD podría resultarnos de gran utilidad a la hora del diseño del software de la máquina MRI.

Nortemecánica, S.A.

Descripción: Referente en la fabricación, montaje y puesta en marcha de bienes de equipo, maquinaria y repuestos para la industria.

Nortemecánica centra su actividad en distintos sectores tales como: grandes instalaciones científicas, equipamiento médico, recipientes a presión, sector siderúrgico, energía eólica u otros bienes de equipo.



Ilustración 34: Componentes mecosoldados destinados a diferentes experimentos para el LHC en CERN [56]

Justificación: puede ser útil para la fabricación del blindaje de la máquina. La razón principal por la que se optado por esta empresa es por su capacidad de fabricación y por su conocimiento de elementos para el equipamiento médico.

6.3. TABLA DE EMPRESAS CON CAPACIDAD DE FABRICACIÓN

Como resumen de todo lo anteriormente expuesto, se recoge a continuación en formato de tabla las empresas seleccionadas en relación con cada área tecnológica.

ÁREAS TECNOLÓGICAS	EMPRESA	RAZONAMIENTO
Ingeniería eléctrica	Elytt Energy, S.L.	Diseña y fabrica electroimanes resistivos y superconductores.
Ingeniería electrónica	TTI Norte, S.L.	Diseña equipos en el área de radiofrecuencia y tecnología de antenas.
Refrigeración	Cryovac, S.L.	Producen e instalan líneas personalizadas de aislamiento al vacío para todos los líquidos criogénicos.
Ingeniería de software	GTD Sistemas de Información SAU	Diseño del hardware y software del controlador del sistema de una planta de diagnóstico magnético.
Fabricación	Nortemecánica, S.A.	Referente en la fabricación, montaje y puesta en marcha de bienes de equipo, maquinaria y repuestos para la industria.

Tabla 14: Resumen final de las empresas seleccionadas

“La expedición de Magallanes y Elcano fue una expedición marítima del siglo XVI financiada por la Corona española y capitaneada por Fernando de Magallanes. Esta expedición, al mando de Juan Sebastián Elcano en su retorno, completó la primera circunnavegación de la Tierra de la historia.”^[57]

“El mundo no volvió a ser el mismo después de esta expedición. El lunes 10 de agosto de 1519, doscientos treinta y nueve hombres y cinco naos partieron de Sevilla en busca de una ruta por el oeste hacia la Especiería. Tres años después, regresaron dieciocho hombres y una nao, después de haber dado la vuelta al mundo.” [58]

Magallanes, Elcano y sus naos disponían de la tecnología necesaria para llevar a cabo su proyecto. El trabajo fue duro, pero la hazaña llegó a su fin y fue magnífica. Este año celebramos el V aniversario de esa gesta española.

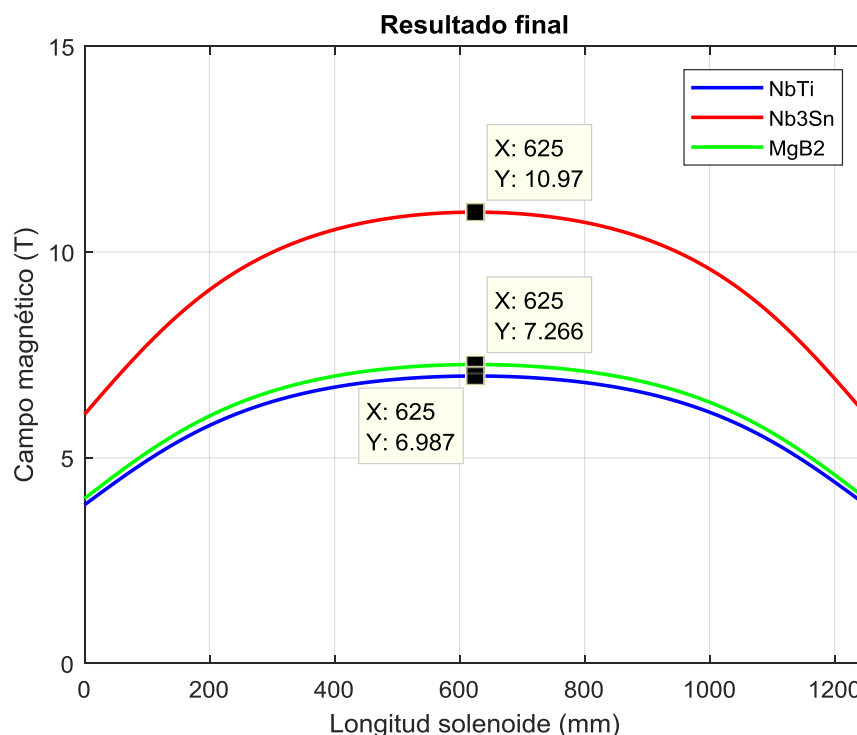
En comparación con la posibilidad de desarrollar un MRI nacional, existen los elementos humanos y la tecnología requerida para culminación del proyecto, al igual que la gesta de los insignes navegantes, será necesario un gran esfuerzo por parte de todos y necesitará varios años para consolidarse. Pero al igual que la hazaña que conmemoramos, valdría la pena emprender este viaje.

Capítulo 7. : CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE TRABAJOS FUTUROS

7.1. RESULTADOS

Para finalizar este proyecto vamos a recoger las soluciones aportadas a cada uno de los objetivos planteados en la sección 1.2 de este proyecto.

En correspondencia con el **modelo matemático**, se ha procedido a programar un código en MatLab que proporciona el cálculo del campo magnético de un solenoide compuesto por cables comerciales de materiales superconductores. Se ha planteado 3 posibles configuraciones de una longitud usual y otras 3 de un caso específico para un nuevo equipo dedicado al estudio mamario. En la siguiente gráfica, se han agrupado los campos obtenidos para los distintos cableados en un sistema de uso habitual en un hospital, lo que nos permite una sencilla comparación a simple vista.



*Ilustración 35: Resultados de los campos magnéticos producidos por los distintos superconductores.
Fuente: Elaboración propia*

El siguiente objetivo sugería el análisis del estado del arte de la tecnología con vistas a la posibilidad de la elaboración de una **máquina de MRI exclusiva para las mamas**. En la próxima imagen, podemos distinguir los elementos básicos que podrían ser parte del citado equipo.

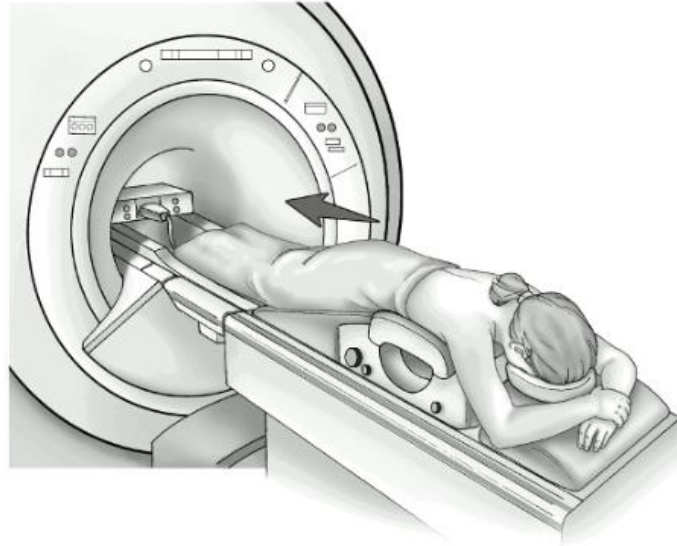


Ilustración 36: Resonancia del tejido mamario [59]

Otro de los objetivos que nos propusimos radicaba en proyectar nuevas ideas en la línea de la **MRI portátil**. Se han buscado soluciones para reducir el peso y el tamaño partiendo de las actuales configuraciones. Un ejemplo del aspecto que podría tener una máquina de estas características se puede percibir en la ilustración 37 situada inmediatamente después.

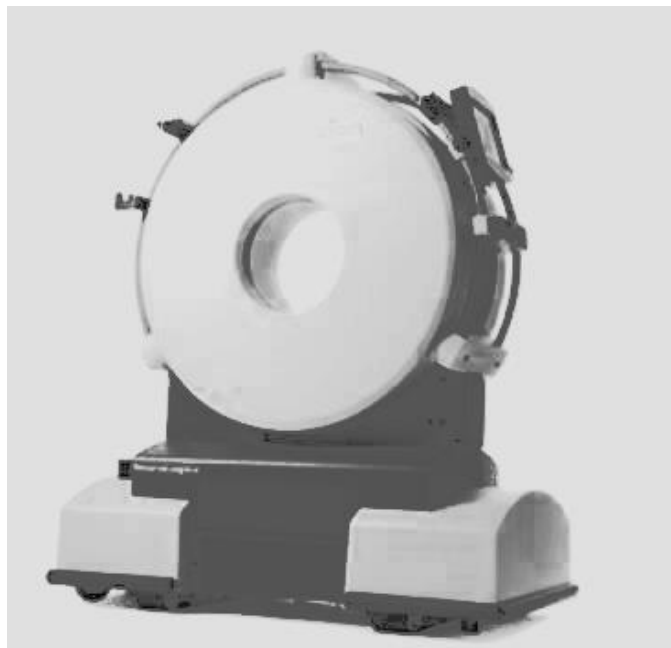


Ilustración 37: Prototipo MRI portátil [60]

Por último, hicimos frente al complicado objetivo de localizar empresas españolas con la alta capacidad tecnológica requerida para fabricar un **equipo de MRI español**. Se han determinado las entidades cuyas habilidades serían imprescindibles para alcanzar este propósito. A partir de las compañías seleccionadas, vamos a representar su distribución geográfica repartida por nuestro país.

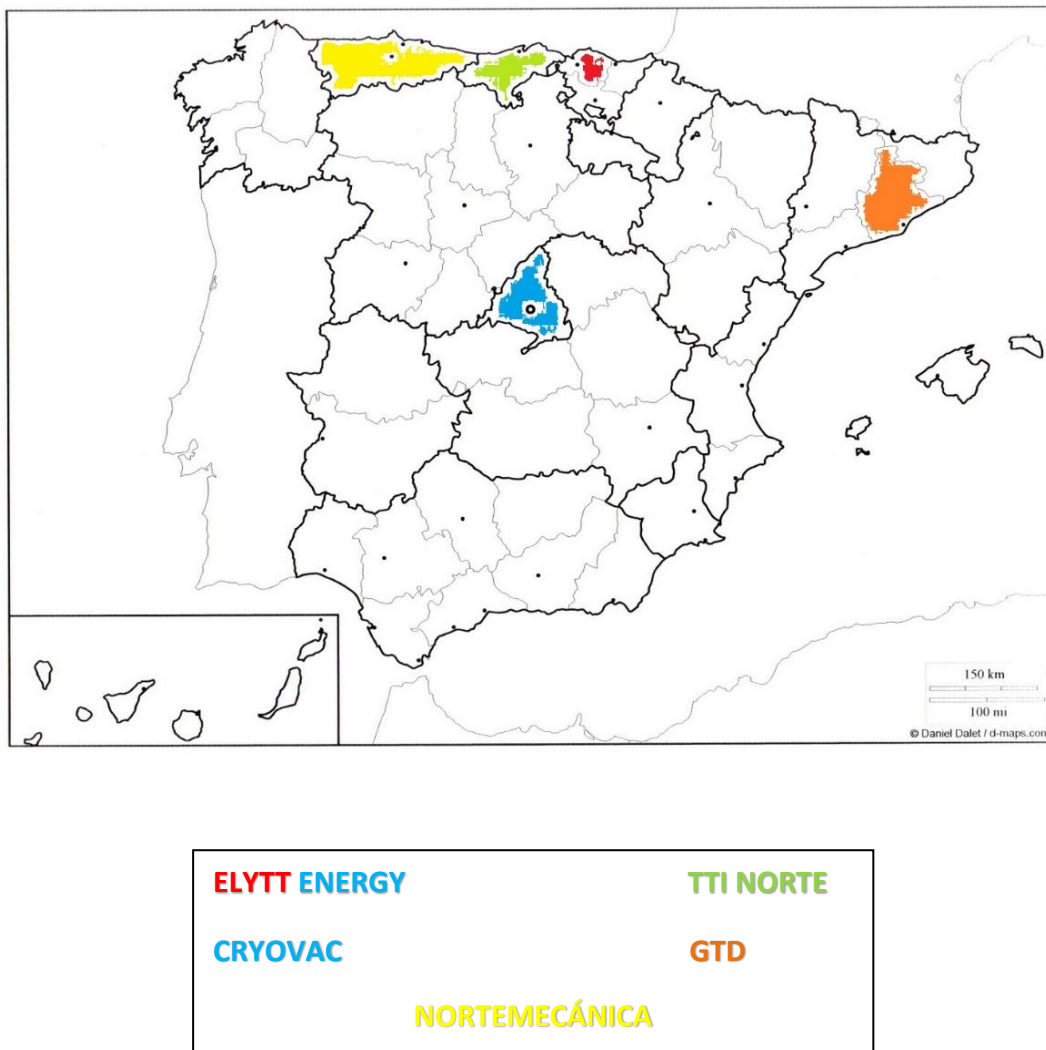


Ilustración 38: Distribución geográfica de las empresas selectas para el desarrollo de una MRI española
[61]

7.2. CONCLUSIONES

- El modelo matemático diseñado aporta resultados con buena precisión en comparación con los cables de referencia del NHMFL.
- La tecnología actual tiene los elementos científicos necesarios para acometer el desarrollo de MRI específicos para pruebas de carácter mamario.
- Asimismo, la tecnología desarrollada en nuestros días está capacitada para desarrollar nuevos equipos MRI portátiles, aunque estos equipos no son directamente intraducibles hoy en día en el mercado pues necesitan cierta maduración de algunas de las tecnologías necesarias.
- La tecnología SQUID va a beneficiarse directamente, en los próximos años, de los desarrollos de nuevos dispositivos cuánticos que harán más aplicables estos nuevos dispositivos.
- La tecnología FREELIUM es la más madura y simple de aplicar a todas las nuevas generaciones de máquinas de resonancia magnética.
- La industria nacional ha demostrado en diferentes colaboraciones, en el desarrollo de proyectos relacionados que estas tecnologías, que tiene el know-how suficiente para acometer el reto que se ha planteado en este trabajo.
- La evolución de los procesadores está siendo muy importante, por todo ello posibilitará nuevos algoritmos vectorializados o paralelizados que reduzcan drásticamente el tiempo de generación de imágenes.

7.3. TRABAJOS FUTUROS

Se precisa llevar a cabo un estudio imán principal para tratar de hallar las configuraciones de la intensidad y también se podría tratar las inserciones de hierro frío o caliente para poder alcanzar el campo magnético esperado mientras el campo magnético permanece a unos valores bajos en el superconductor que permitan utilizar únicamente NbTi a 4,22 K.

La elección del cable superconductor es de máxima importancia, ya que afectará el margen operativo del imán, las características de protección y el costo general del sistema. Debería ser un tema de un análisis más detallado.

El diseño criogénico y térmico, como se ha indicado a lo largo de este trabajo, es de la mayor relevancia, se tendría que buscar otras posibles soluciones basadas en un sistema con un simple baño de He líquido completo apoyado el uso de refrigeradores criogénicos. En cualquier caso, el diseño debe permitir un tiempo suficientemente largo entre las operaciones programadas de mantenimiento.

También habría que desarrollar ciertos estudios de integración que deberían incluir modelo conceptual del sistema en 3D para determinar las dimensiones generales y el peso de los componentes críticos.

En lo concerniente al modelo matemático, se debería incluir algún algoritmo que tenga en cuenta de alguna manera el efecto Meissner.

Con respecto a la posibilidad de generar un consorcio empresarial con el propósito de generar una máquina de resonancia magnética competitiva habría que profundizar el análisis de cada una de las empresas y promover que ELYTT ENERGY iniciara conversaciones con posibles socios interesados.

Por último, se debería considerar aspectos tales como el impacto de las nuevas instalaciones de equipo en el sitio previstos por los clientes.

Capítulo 8. : REFERENCIAS

- [1] Medical Government/ NHS related news, “Global valor de mercado de los sistemas de resonancia magnética para llegar a \$ 9.2bn en 2020”, Enero 2015.
<https://es.zenopa.com/news/801771694/global-valor-de-mercado-de-los-sistemas-de-resonancia-magnetica-para-llegar-a-92bn-en-2020>
- [2] Avante, Health Solutions, “GE Optima MR450w 1.5T MRI System”,
<https://avantehs.com/p/13796/es>
- [3] Pilar Manchón, “¿Cómo funciona la resonancia magnética?”, Febrero 2017.
<https://pilarmanchon.es/2017/02/14/como-funciona-la-resonancia-magnetica/>
- [4] Pablo Turmero, “Resonancia magnética nuclear”, 2002.
<https://www.monografias.com/trabajos106/resonancia-magnetica-nuclear/resonancia-magnetica-nuclear2.shtml>
- [5] ChumpusRex, “Esquema IRM”, Diciembre 2007.
<https://eltamiz.com/2008/02/15/%C2%BFen-que-consiste-una-resonancia-magnetica-nuclear-nrm/>
- [6] Siemens Healthcare, “MAGNETOM Espree”, Agosto 2013.
<https://integritymed.com/sites/default/files/brochures/esprea-product-brochure-01376920.pdf>
- [7] Julián Pérez Porto, “Definición de electromagnetismo”, 2017,
<https://definicion.de/electromagnetismo/>
- [8] Dr Bruno Di Muzio, “Gradients Coils”, 2005-2019.
<https://radiopaedia.org/articles/gradient-coils-1>
- [9] Christine Runyon, “Gradient Coils Inside MRI: What You Need To Know”, Mayo 2019. <https://www.amberusa.com/blog/gradient-coils-inside-mri-what-you-need-to-know>
- [10] Wikipedia, “Physics of magnetic resonance imaging”, Junio 2019.
https://en.wikipedia.org/wiki/Physics_of_magnetic_resonance_imaging
- [11] Henry Gabriel, “Equipo de imagen por resonancia magnética”,
http://members.tripod.com/henry_gabriel.ar/equipos.htm
- [12] Nuclear Physics Experience and its respective owners, “La radiación nuclear en la medicina” 2012-2018.
<http://www.nupecc.org/NUPEX/index.php?g=textcontent/nuclearapplications/nuclearinmed&lang=es>
- [13] “Superconductividad” <http://users.df.uba.ar/giribet/f4/Supercv2.pdf>

- [14] M Olmo R Nave, "Superconductores de Tipos I y II", <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Solids/scond.html>
- [15] Miguel Pla, "Cálculo del campo magnético en una espira", Septiembre 2012.
<https://forum.lawebdefisica.com/threads/22063-C%C3%A1lculo-del-campo-magn%C3%A9tico-en-una-espira>
- [16] Universidad de Sevilla, "Alfa-Solenoides", Abril 2009.
<http://laplace.us.es/wiki/index.php/Archivo:Alfa-solenoides.png>
- [17] Angel Franco García, "Campo magnético producido por un solenoide", 2016.
<http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica3/magnetico/solenoides/solenoides.html>
- [18] Martin N Wilson, Rutherford Lab $\Rightarrow$ Oxford Instruments $\Rightarrow$ CERN $\Rightarrow$ consultant, "Superconducting Wires and Cable", Abril 2005.
https://qps.web.cern.ch/qps/download/pdf/Quench_Wilson_1.pdf
- [19] A. Ballarino and R. Flükiger, "Status of MgB₂ wire and cable applications in Europe, 2017. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/871/1/012098/pdf>
- [20] Enrico Felcini, "Analysis of the Stability Margin of Nb₃Sn QXF cable for the Hi-Lumi LHC Project", Octubre 2015.
https://indico.cern.ch/event/449889/attachments/1164315/1715713/Felcini_presentation.pdf
- [21] National High Magnetic Field Laboratory, "Use of best engineering Je", slide 19, Abril 2018. <https://www.slideshare.net/foussata/trends-in-accelerator-and-detector-magnet-projects-a-foussat>
- [22] Grupo Gamma, "Cáncer de Mama: Cifras mundiales actuales", Octubre 2016.
<https://www.grupogamma.com/cancer-de-mama-cifras-mundiales-actuales/>
- [23] Planned Parenthood, "¿Qué sucede durante una mamografía?", 2019.
<https://www.plannedparenthood.org/es/temas-de-salud/cancer/cancer-de-seno/que-sucede-durante-una-mamografia>
- [24] Elaine Schattner, "All Women Should Have Access To Ultrasound Screening For Breast Cancer", Febrero 2016.
<https://www.forbes.com/sites/elainschattner/2015/02/16/all-women-should-have-access-to-ultrasound-screening-for-breast-cancer/>
- [25] Med J Malaysia, "The comparative accuracy of ultrasound and mammography in the detection of breast cancer", Abril 2014.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25241817>

- [26] Wikipedia, "Sensibilidad y especificidad", Mayo 2019.
[https://es.wikipedia.org/wiki/Sensibilidad_y_especificidad_\(estad%C3%A9stica\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Sensibilidad_y_especificidad_(estad%C3%A9stica))
- [27] Saludonnet, "Cuál es el precio de una resonancia magnética", Junio 2016.
<https://blog.saludonnet.com/cual-es-el-precio-de-una-resonancia-magnetica>
- [28] Verónica Zapana, "Se requieren \$us 300 mil para comprar 6 mamógrafos", Noviembre 2013. <https://www.paginasiete.bo/sociedad/2013/11/8/requieren-para-comprar-mamografos-5406.html>
- [29] Catherine Klifa, "Magnetic resonance imaging for secondary assessment of breast density in a high-risk cohort", Julio 2014.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4087111/>
- [30] Itn technology news, "Mri near infrared spectral tomography increases specificity breast cancer imaging",
<https://www.itnonline.com/content/mri-near-infrared-spectral-tomography-increases-specificity-breast-cancer-imaging>
- [31] AD Elster, ELSTER LLC, "What are the components of a complete MR system and where are they located?", 2018. <http://mriquestions.com/mr-system-layout.html>
- [32] Dr. Yuriy Sarkisov, "On The Go Imaging With A Portable Mri Scanner – Is It Possible?", Septiembre 2015. <https://es.bimedis.com/latest-news/browse/94/on-the-go-imaging-with-a-portable-mri-scanner-is-it-possible>
- [33] Federica Giannelli, "New software paves the way for portable MRIs", Octubre 2016. <https://news.usask.ca/articles/research/2016/new-software-paves-the-way-for-portable-mris.php>
- [34] Marco Evangelisti, CSIC, "Identificado un nuevo material molecular para refrigerar a temperaturas cercanas al cero absoluto", Junio 2011.
http://www.csic.es/buscar?p_p_state=maximized&p_p_lifecycle=1&contentviewerservice_WAR_alfresco_packportlet_struts_action=%2Fcontentviewer%2Fview&p_p_id=contentviewerservice_WAR_alfresco_packportlet&contentviewerservice_WAR_alfresco_packportlet_nodeRef=workspace%3A%2F%2FSpacesStore%2Ffba5d14b-1439-441a-a095-8325006751a0&p_p_mode=view&contentType=news
- [35] Itn technology news, GE introduces freelium technology reduce mri helium needs", <https://www.itnonline.com/content/ge-introduces-freelium-technology-reduce-mri-helium-needs>

- [36] Algis V. Urbaitis, “Bringing MRI Where It’s Needed Most”, Diciembre 2017.
https://www.huffpost.com/entry/bringing-mri-where-its-ne_b_9482012?guccounter=1&guce_referrer_us=aHR0cHM6Ly93d3cuZ29vZ2xILmVzLw&guce_referrer_cs=rCp70LMgApAOE9wcoRK-g
- [37] Clarke, John, “The SQUID Handbook: Applications of SQUIDs and SQUID Systems”, 2006. <https://en.wikipedia.org/wiki/SQUID>
- [38] Supracon, “How does a SQUID sensor work?”,
<http://www.supracon.com/cms/html/2/browse/232>
- [39] G.S. Mudur, “A decade of building portable MRI scanner”, Julio 2018.
<https://www.telegraphindia.com/india/a-decade-of-building-portable-mri-scanner/cid/1351293>
- [40] Healthwise Staff, “MRI of the Heart: About This Test”, Junio 2015.
<https://myhealth.alberta.ca/Health/aftercareinformation/pages/conditions.aspx?hwid=abq2650>
- [41] Statista, “Ranking de los principales segmentos del sector tecnología médica en 2017 y 2024, por cuota de mercado”, 2019.
<https://es.statista.com/estadisticas/601374/cuota-de-mercado-global-de-sector-de-tecnologia-medica-por-segmentos/>
- [42] Statista, “Ranking de las principales empresas de tecnología médica a nivel mundial en 2017, según ingresos (en miles de millones de dólares)”, 2019.
<https://es.statista.com/estadisticas/636145/empresas-de-tecnologia-medica-lideres-a-nivel-mundial-por-ingresos/>
- [43] Statista, “Evolución anual del número de equipos de imagen por resonancia magnética en España de 2010 a 2016”, 2019.
<https://es.statista.com/estadisticas/648798/equipos-de-resonancia-magnetica-en-espana/>
- [44] Statista, “Número de equipos de imagen por resonancia magnética (IRM) en países seleccionados a fecha de 2016 (por millón de habitantes)”, 2019.
<https://es.statista.com/estadisticas/636176/equipos-de-imagen-por-resonancia-magnetica-por-paises/>
- [45] Meditegic, “Tendencias En El Mercado De La MRI (Imagen Por Resonancia Magnética)”, <https://www.meditegic.com/es/medical-equipment-es/tendencias/>

- [46] Economía, España, “Máximo Histórico De La Confianza En La Marca España”, Julio 2018. <https://www.cuentamealgobueno.com/2018/07/maximo-historico-de-la-confianza-en-la-marca-espana/>
- [47] Hospital Universitario 12 de octubre, “Pliego Técnico Para La Adquisición De Una Resonancia Magnética”, 2007.
<http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content-Disposition&blobheadervalue1=filename%3D128985.pdf&blobkey=id&blobtable=MungoBlobs&blobwhere=1158604438180&ssbinary=truehttp://www.fao.org/docrep/MEETING/004/M2845E/M2845E00.HTM>
- [48] Statista, “Número de empresas activas en España de 2007 a 2018”, 2019.
<https://es.statista.com/estadisticas/506932/empresas-registradas-en-espana/>
- [49] INE, “Estructura y dinamismo del tejido empresarial en España. Directorio Central de Empresas (DIRCE) a 1 de enero de 2018”, Julio 2018.
https://www.ine.es/prensa/dirce_2018.pdf
- [50] Estadísticas PYME, “Evolución e Indicadores”, Marzo 2018.
<http://www.ipyme.org/publicaciones/estadisticas-pyme-2017.pdf>
- [51] CDTI, “Spanish Capacities in Large Scientific Facilities”, Julio 2017.
https://www.cdti.es/recursos/publicaciones/archivos/25515_54542017161447.pdf
- [52] Elytt Energy, “ELYTT design and manufacturing 16 superconducting solenoid packages for SARAF project”,
<http://www.elytt.com/#!modules/pages/content/44>
- [53] TTI, “RF & Microondas”,http://www.ttinorte.es/?page_id=225
- [54] Cryovac, “Equipamiento de seguridad criogénica”, 2012.
http://www.cryovac.es/pdf/120914_cryovac_criogenia.pdf
- [55] GTD, “Reactor de fusión ITER”, 2015 <https://www.gtd.es/es/sectores/ciencia-infraestructuras-y-robotica>
- [56] Nortemecánica, “Proyectos en el CERN”,
<http://www.nortemecanica.es/es/proyectos>
- [57] Wikipedia, “Expedición de Magallanes-Elcano”, Junio 2019.
https://es.wikipedia.org/wiki/Expedici%C3%B3n_de_Magallanes-Elcano

- [58] V/Centenario 1ª Vuelta al mundo, “Historia de la expedición”, 2019.
<http://vcentenario.es/la-historia/>
- [59] Sam and Amy Collins, “Breast MRI Scans”, 2018.
<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/breast-mri-scans.html>
- [60] American Capital Group, “Portable MRI”, Junio 2012.
<http://blog.acgcapital.com/newsletter/portable-mri/>
- [61] “Mapa Mudo”, <http://profesoradeletras.blogspot.com/2015/09/lenguas-de-espana-variedades-del-espanol.html>

Capítulo 9. : ANEXOS

Anexo I

Código fuente empleado para la obtención del modelo matemático

```
% Datos caso base empleando NbTi

L=1250; % (mm). Longitud del solenoide.
D=700; % (mm). Diámetro del solenoide.
mu0=4*pi*1e-7; % (N/A^2). Permeabilidad magnética del vacío.
a=15.1; % (mm). Diámetro del cable del superconductor.
ah=0.825; % (mm). Diámetro filamentos del cable superconductor
nh=36; % Número de hilos en el cable
Sh=((ah/10)/2)^2*pi; % (cm^2). Sección de filamentos
J=1e5; % (A/cm^2). Densidad de corriente
I=J*Sh*nh; % (A). Intensidad total

% Cálculos

%Número de espiras
Pc=4; % Parámetro capas en el solenoide
N=Pc*(L/a);

x=0:L;
alfa1=-atan(x/(D/2));
alfa2=atan((L-x)/(D/2));

B=((mu0*N*I)/2)*(sin(alfa2)-sin(alfa1)); % (T). Campo magnético en
el eje

%Gráfica del campo B

figure(1)
clf
plot(x,B,'b','linewidth',1.5);
set(gca,'xlim',[0 L]);
set(gca,'ylim',[0 15]);
grid on
title('Niobio de Titanio');
ylabel('Campo magnético (T)');
xlabel('Longitud solenoide (mm)');
```

```

% Datos caso base empleando Nb3Sn

L=1250; % (mm). Longitud del solenoide.
D=700; % (mm). Diámetro del solenoide.
mu0=4*pi*1e-7; % (N/A^(2)). Permeabilidad magnética del vacío.
a=18.15; % (mm). Diámetro del cable del superconductor.
ah=0.85; % (mm). Diámetro filamentos del cable superconductor
nh=40; % Número de hilos en el cable
Sh=((ah/10)/2)^2*pi; % (cm^2). Sección de filamentos
J=1.6e5; % (A/cm^2). Densidad de corriente
I=J*Sh*nh; % (A). Intensidad total

% Cálculos

%Número de espiras
Pc=4; % Parámetro capas en el solenoide
N=Pc*(L/a);

x=0:L;
alfa1=-atan(x/(D/2));
alfa2=atan((L-x)/(D/2));

B=((mu0*N*I)/2)*(sin(alfa2)-sin(alfa1)); % (T). Campo magnético en
el eje

%Gráfica del campo B

figure(1)
clf
plot(x,B,'r','linewidth',1.5);
set(gca,'xlim',[0 L]);
set(gca,'ylim',[0 15]);
grid on
title('Triniobio de Estaño');
ylabel('Campo magnético (T)');
xlabel('Longitud solenoide (mm)');

% Datos caso base empleando MgB2

L=1250; % (mm). Longitud del solenoide.
D=700; % (mm). Diámetro del solenoide.
mu0=4*pi*1e-7; % (N/A^(2)). Permeabilidad magnética del vacío.
a=18; % (mm). Diámetro del cable del superconductor.
ah=1.5; % (mm). Diámetro filamentos del cable superconductor
nh=36; % Número de hilos en el cable
Sh=((ah/10)/2)^2*pi; % (cm^2). Sección de filamentos
J=3e4; % (A/cm^2). Densidad de corriente
I=J*Sh*nh; % (A). Intensidad total

% Cálculos

%Número de espiras
Pc=5; % Parámetro capas en el solenoide
N=Pc*(L/a);

```



```

x=0:L;
alfa1=-atan(x/(D/2));
alfa2=atan((L-x)/(D/2));

B=((mu0*N*I)/2)*(sin(alfa2)-sin(alfa1)); % (T). Campo magnético en
el eje

%Gráfica del campo B

figure(1)
clf
plot(x,B,'g','linewidth',1.5);
set(gca,'xlim',[0 L]);
set(gca,'ylim',[0 15]);
grid on
title('Diboruro de Magnesio');
ylabel('Campo magnético (T)');
xlabel('Longitud solenoide (mm)');

```