



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ciencias

Taller Interdisciplinario de Física y Biomedicina 1

“Diseño de un fantoma para el registro de la temperatura interna, en un sistema IRM de ultra bajo campo magnético”.

Práctica profesional supervisada

Para obtener el grado:
Física Biomédica

Presenta:
Juan Alberto Martínez Martínez

Asesor:
Dr. Sergio Enrique Solís Nájera



**CONSTANCIA DE
PRESENTACIÓN DE
PRÁCTICA
PROFESIONAL
SUPERVISADA**

En la Facultad de Ciencias, Ciudad Universitaria, el **1 de agosto de 2019**, se celebró la presentación oral del trabajo realizado, que para obtener el título de **Física Biomédica (Ciencias Médicas y de la Salud)** por la modalidad de Práctica Profesional Supervisada, sustentó **Juan Alberto Martínez Martínez**, de nacionalidad **mexicana**, registrado(a) con el número de cuenta **312063245**, quien cursó los estudios en el periodo comprendido de **2015-1 a 2019-2**, obtuvo un promedio de **8.26** y cumplió los requisitos académicos señalados en el Plan de Estudios correspondiente, habiendo presentado el reporte titulado: **“Diseño de un fantoma para el registro de la temperatura interna, en un sistema IRM de ultra bajo campo magnético”** bajo la supervisión del **Dr. Sergio Enrique Solís Nájera**.

Los invitados especiales presentes así como su tutor, emitieron la siguiente opinión sobre su exposición:

*El estudiante presentó una buena defensa de su trabajo y
mostró un buen conocimiento del tema de trabajo.*

Se dio por concluido el acto académico con las firmas de los invitados especiales que asistieron, así como del tutor del estudiante:

Dr. Mathieu Christian Anne Hautefeuille

Dr. Jaime Fabián Vázquez de la Rosa

Dr. Sergio Enrique Solís Nájera Tutor

“POR MI RAZA HABLARA EL ESPIRITU”

La suscrita, **Coordinadora de la licenciatura de Física Biomédica** certifica que las firmas son auténticas y corresponden a los invitados asistentes y a la tutora.

DRA. LUCÍA MEDINA GÓMEZ



FACULTAD DE CIENCIAS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
Licenciatura de Física Biomédica

Asunto: Constancia de término de estudios

A QUIEN CORRESPONDA:

No. de Cuenta: **312063245**

Se hace constar que el alumno **JUAN ALBERTO MARTÍNEZ MARTÍNEZ** ha cubierto el 100% de los créditos y ha cumplido con todos los requisitos estipulados en el plan de estudios de la licenciatura de Física Biomédica.

El Comité Académico autorizó la obtención del título de **Físico Biomédico (en Ciencias Médicas y de la Salud)** mediante la modalidad de **Práctica Profesional Supervisada** misma que presentó en foro abierto el 1 de agosto de 2019.

Atentamente

"POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU"

Ciudad Universitaria, D. F., a 1 de agosto de 2019.

La Coordinadora de la Licenciatura de Física Biomédica

Dra. Lucía Medina Gómez

Índice temático

1. Introducción	05
1.1 Sistema de resonancia magnética de bajo campo “ <i>Terranova</i> ”	05
1.2 Relaxometría por RM	05
1.3 Sistemas de registro de temperatura en los equipos de resonancia magnética	06
2. Metodología	07
2.1.1 Análisis de relaxometría de muestras con soluciones acuosas de sulfato cúprico pentahidratado ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$)	07
2.1.2 Elaboración de muestras	07
2.1.3 Pruebas de relaxometría con agua purificada comercial	07
2.1.4 Solidificación de muestras con $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	08
2.1.5 Estimación de la densidad para soluciones de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ solidificadas con grenetina	10
2.3 Calibración de sensores de temperatura de tipo termistor con coeficiente de temperatura negativo (NTC)	11
2.3.1 Calibración de termistores de montaje superficial NTHS1206N02N1002JE en aire	12
2.4 Desarrollo y construcción del sistema electrónico de registro de temperatura	14
2.5 Diseño de la estructura del fantoma y la caja de protección para el circuito de medición	15
2.6 Registro de temperatura en el interior del fantoma durante las adquisiciones de imágenes espín eco y gradiente eco	19
2.6.1 Registro de temperatura en estudio de imagen 2D espín eco y gradiente eco con bobina de prepolarización en uso	19
2.6.2 Registro de temperatura en estudio de imagen 2D espín eco y gradiente eco sin la activación de la bobina de prepolarización	20

3. Resultados	21
3.1 Valores de tiempos de relajación en T1Bp, T1Be y T2 para el contenido del sistema fantoma	21
3.1.1 Valores de tiempos de relajación de disoluciones con el segundo tipo de agua purificada y CuSO4 5H2O	22
3.1.2 Valores de relaxometría en muestras solidificadas	24
3.1.3 Valores de densidad obtenidos de las muestras de CuSO4 5H2O con agua e-pura y grenetina ...	24
3.2 Coeficientes del sistema de ecuaciones por el método de Steinhart-Hart para la calibración del sensor NTHS1206N02N1002JE y curvas características	25
3.2.1 Coeficientes obtenidos durante registro de resistencia en los cinco sensores en inmersión, utilizando un termómetro de alcohol	25
3.2.2 Coeficientes obtenidos durante registro de resistencia en los cinco sensores de sensores de temperatura superficial dentro de sistema hermético	30
3.3 Registro de temperaturas interna con los termistores de montaje superficial NTHS1206N02N1002JE en muestras solidificadas	35
3.3.1 Registro de temperatura durante secuencias de imagen espín eco de una hora de duración, dejando la bobina de prepolarización activa	35
3.3.2 Registro de temperatura durante secuencias de imagen gradiente eco de una hora de duración, dejando la bobina de prepolarización activa	36
3.3.3 Registro de temperatura durante secuencias de imagen gradiente eco de una hora de duración, inhabilitando la bobina de prepolarización	
3.3.4 Registro de temperatura durante secuencias de imagen espín eco de una hora de duración, inhabilitando la bobina de prepolarización	37
 4. Conclusiones	 39
 5. Anexo	 41

Antecedentes

En los últimos años los estudios de imagen con la técnica de resonancia magnética nuclear han adquirido mayor relevancia en un gran número de sectores, como el clínico y a nivel de investigación, no sólo porque se desarrollan técnicas novedosas que permiten aprovechar de mejor manera los sistemas con campos magnéticos de gran tamaño en el área de espectroscopia y terapia, también gracias a estos estudios se pueden realizar seguimientos a diferentes enfermedades que afectan al organismo, especialmente a tejidos blandos, y que con otras técnicas convencionales sería complicado de detectar. Además de ser un procedimiento que no utiliza radiación ionizante, por lo que, en este aspecto no se corre riesgo de efectos biológicos. [1]

Son importantes en el área de investigación y docencia, no sólo los equipos que cuentan con campos magnéticos grandes (del orden de teslas), también lo son los sistemas de resonancia y espectroscopia de ultra bajo campo magnético, ya que estos sistemas son una alternativa adecuada debido a su bajo coste (comprado con un sistema clínico), su fácil manejo instrumental y de software, no requiere de un sistema de enfriamiento con helio (es muy escaso), y su flexibilidad para desarrollar técnicas o experimentos no convencionales con fines de docencia y desarrollo clínico. [2]

De igual manera se presenta un gran número de desventajas en estos sistemas, desde la baja calidad de imagen, la gran cantidad de tiempo que requieren los experimento para adquirir una señal de resonancia o imagen adecuada, y el hecho de que los efectos térmicos cobran mayor importancia por la emisión de calor debido al material conductor, o la temperatura ambiente, entre otras problemáticas. [3]

Otro aspecto importante en los sistemas de RM, es el conocer cómo influye la absorción de energía electromagnética de los tejidos en el incremento de la temperatura y qué efectos biológicos intrínsecos negativos se puedan presentar a mediano, corto y largo plazo. [4]

Objetivo

Desarrollar y construir un sistema de registro y almacenamiento de temperatura, formado por un arreglo de cinco sensores de tipo termistor, acoplados a un modelo sintético conocido como fantoma para resonancia magnética de ultra bajo campo, utilizando un microprocesador Atmega328P, para determinar el cambio en la temperatura asociado con la absorción de energía dentro del fantoma en diferentes regiones dentro de este.

Realizar el registro de la temperatura durante experimentos convencionales resonancia magnética, con la finalidad de adquirir los cambios de temperatura en una muestra durante periodos prolongados de tiempo.

1. Introducción

1.1 Sistema de resonancia magnética de bajo campo “*Terranova*.”

El sistema de resonancia magnética Terranova es un sistema que emplea el campo magnético terrestre para obtener la señal de resonancia proveniente de la magnetización de los protones presentes en una muestra, y así poder realizar estudios básicos de imagen y espectroscopia.

El sistema esta formado por tres conjuntos de embobinados y/o antenas principales; la bobina de polarización (Bp) es el embobinado más externo que, al momento de iniciar un experimento, esta es alimentada de manea gradual por una corriente eléctrica, y sirve para alinear el sistema de espines que compone la magnetización de manera eficiente y en una dirección distinta de la dirección del campo magnético terrestre, generando un campo de aproximadamente 50 militesla. Posteriormente el campo magnético de polarización se apaga de manera gradual para permitir un realineamiento de la magnetización en dirección del campo magnético terrestre.

El siguiente sistema de embobinados son los gradientes y se encuentra en la parte central del Terranova, cuya función es la de homogeneizar el campo magnético terrestre dentro de la región del equipo donde se coloca la muestra (“bore”) y realizar la codificación de la imagen.

El último embobinado lo compone la antena de radiofrecuencia (B1) que es la antena transceptora de la cual se obtiene la información de resonancia de los espines. [5]

1.2 Relaxometría por RM

La relaxometría por RM es el estudio y determinación de las constantes de relajación magnética que presentan sustancias con espín no nulo, y determinan ciertas propiedades químicas de interés, debido a la interacción de una magnetización formada por los espines individuales con un campo de radiofrecuencia, un magnético, y con sus alrededores.

La relajación en la componente longitudinal de la magnetización está relacionada con el fenómeno de latencia de espín, que describe las interacciones termodinámicas de los espines con su entorno, hasta alcanzar un equilibrio termodinámico, y sucede cuando los espines se alinean en la dirección del campo magnético aplicado, esta relajación de latencia queda caracterizada por el tiempo de relajación T1.

La relajación en la componente transversal está relacionada con las interacciones entre los propios espines de una sustancia (espín-espín), que conlleva una pérdida de coherencia en su fase durante su precesión. Esta interacción está caracterizada por el tiempo de relajación T2.

La relaxometría en resonancia magnética es imprescindible porque debido a ello se puede conocer el comportamiento de los materiales cuando se someten a campo magnéticos y de radiofrecuencia, esto permiten la obtención de contrastes en imágenes ponderadas y el conocer la composición química de sustancias de interés con estudios de espectroscopia por RM. [6]

El sistema Terranova cuenta con unas secuencias de pulso par adquirir los valores de relaxometría T1 con el campo magnético terrestre (T1Be), con el campo de polarización (T1Bp) y T2.

Se utiliza una secuencia de pulsos espín eco en la obtención de T2, la cual consiste en enviar un pulso de RF que invierte la magnetización 90° del eje longitudinal (en la dirección del campo magnético externo) y después de un tiempo eco, se envía un pulso de 180° en la componente transversal para volver a poner en fase los espines y adquirir la señal, en una secuencia de tiempos eco.

Las secuencias de pulsos utilizados para la obtención de T1Bp consiste en alinear la magnetización en dirección al campo de polarización e ir disminuyendo la amplitud de este campo para adquirir el cambio en la amplitud de la señal, por último, para adquirir T1Be se requiere que la bobina de prepolarización aumente la magnitud de la magnetización antes de que esta sea alineada con el campo magnético terrestre y que se proceda a enviar los pulso de 90° .

Secuencia gradiente eco: consiste en utilizar los gradientes para recuperar la fase de los espines, en vez de utilizar pulsos de RF de 180° permitiendo adquirir un eco de la señal, estas secuencias son utilizadas para adquirir imágenes por eco de gradiente. [7]

1.3 Sistemas de registro de temperatura en los equipos de resonancia magnética

En la actualidad no se conocen sistemas o artefactos de medición empleados en el registro de temperatura interna de fantomas para sistemas de resonancia de bajo campo, con sensores de tipo termistor. Se tiene registro de dispositivos que utilizan sensores de fibra óptica para el monitoreo de temperatura durante tratamientos de ablación térmica con ayuda de imagen por resonancia magnética, como lo que se emplean en el sistema de ultrasonido focalizado de alta intensidad HIFU, además de otras técnicas de ablación por radiofrecuencia (RF), infrarrojo (IR) o por microondas. [8]

Existe un sistema de medición de temperatura interna basado en sensores resistivos de película delgada (RTD) para medir la distribución de temperatura en el interior de un fantoma, empleado para sistemas HIFU guiados por resonancia en equipos con campos magnéticos altos. [9]

Otros métodos empleados para la determinación de temperatura consisten en modelos y simulaciones computacionales o adquisiciones de imágenes de temperatura con resonancia magnética. [11]

2. Metodología

La evaluación de la imagen y de los espectros de los sistemas de resonancia magnética se puede realizar con la ayuda de fantomas. Éstos están constituidos por sustancias paramagnéticas, las cuales pueden ser caracterizadas por las secuencias de pulsos de los sistemas de RM. Al integrar los sensores de temperatura a los fantomas, se puede generar un registro en tiempo real de la temperatura de la muestra para conocer su distribución.

El primer paso para el diseño y construcción de los fantomas fue obtener los valores de relaxometría, propiedades paramagnéticas y densidad de la sustancia empleada. Posteriormente se realizó la calibración de diferentes tipos de sensores para hacer pruebas de temperatura y determinar cuál sensor fue el adecuado para formar parte del sistema final. Además se procedió a diseñar y armar un sistema electrónico de registro y almacenamiento de datos para realizar el registro de temperatura. A continuación se diseñaron los componentes que constituyeron la base para el fantoma y la protección del dispositivo de registro de temperaturas. Por último se realizaron mediciones de temperatura con dos secuencias básicas de imagen: espín eco y gradiente eco.

2.1 Análisis de relaxometría de muestras con soluciones acuosas de sulfato cúprico pentahidratado ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$)

Se realizaron muestras con diferentes concentraciones de una sustancia paramagnética disuelta en agua purificada, y se obtuvieron los valores de los tiempos de relajación para cada una de ellas. Con el objetivo de obtener valores de tiempo análogos a tiempos de relajación para tejidos biológicos. La sustancia paramagnética utilizada fue $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ (sulfato de cobre pentahidratado), con un peso molecular aproximado de 249.6861 gr/mol.

2.1 Elaboración de muestras

Se determinó la cantidad de sulfato cúprico requerido para la realización de muestras con distintas concentraciones, utilizando el peso molecular del sulfato y la concentración deseada:

$$\text{Masa de soluto (g)} = \text{Peso molecular [g/mol]} * \text{volumen de agua [l]} * \text{Concentración deseada [mol/l]}$$

Se utilizó una báscula 'ADAM NIMBUS' modelo 'NBL 223e 1mg' para pesar las muestras esperando a que la cantidad señalada se mantuviera constante, a continuación se agregaron 600ml de agua purificada en un vaso de precipitado para disolver el sulfato cúprico. Finalmente se utilizó un agitador tipo mosca y parrilla para disolver por completo el sulfato en el agua durante cinco minutos a una velocidad de 500 RPM. Finalmente se colocó la muestra en recipientes plásticos para su utilización.

2.2 Pruebas de relaxometría con agua purificada comercial

Se utilizó agua purificada de dos marcas comerciales para la elaboración de muestras de 600 ml con diferentes soluciones de sulfato cúprico y la adquisición de sus valores de relaxometría. Las concentraciones molares empleadas para el primer tipo de agua fueron de:

246.9767 μM , 500.628 μM , 994.58 μM y 2009.189 μM .



Fig. 1: Muestras obtenidas con concentraciones de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ a diferentes concentraciones molares. De izquierda a derecha 250 μM , 500 μM , 1000 μM y 2000 μM

Las concentraciones elaboradas con el segundo tipo de agua y sulfato fueron de: 0 μM , 253.652 μM , 400.503 μM , 600.754 μM , 801.006 μM , 1001.257 μM , 1501.886 μM , 2002.514 μM , 2503.143 μM , 3003.772 μM y 4005.029 μM .

Los valores fueron adquiridos con el software del sistema Terranova "Prospa", además se determinaron manualmente. El tiempo de relajación T1 con el campo magnético terrestre B_e , se obtuvo con un ajuste mono exponencial, el tiempo T1 con el campo magnético de polarización B_p , se obtuvo con un ajuste exponencial de tres parámetros, mientras que el tiempo de relajación T2 se obtuvo con un ajuste mono exponencial (decreciente) pero obtenido cuando la amplitud de la señal alcanza un 37% (por definición de T2). Para todas las mediciones se llevó a cabo un registro de temperatura dentro de la habitación, en la cercanías del sistema de resonancia con ayuda de un sensor de temperatura de la marca 'LabQuest Vernier'. La temperatura registrada durante las pruebas de relaxometría variaron de 22 a 24 grados centígrados.

2.3 Solidificación de muestras con $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$

Se solidificaron las muestras de sulfato cúprico con grenetina, de tal manera que se pudiera obtener una solución que imitara algún componente de tejido biológico semisólido. Se obtuvieron los valores de relaxometría para estas sustancias con el sistema Terranova y los valores de densidad para distintas concentraciones de grenetina.

El procedimiento empleado para la solidificación fue elaborar las muestras con su respectiva concentración de sulfato en un volumen de 600ml y calentar esa muestra con una parrilla de laboratorio durante quince minutos o hasta alcanzar una temperatura de 80°C. A continuación se agregó la cantidad de grenetina previamente pesada en báscula y se agitó la mezcla con ayuda de un agitador tipo mosca hasta que quedara totalmente disuelta y sin presencia de grumos. Por último se vació la mezcla en un contenedor de plástico para su refrigeración y posterior utilización.



Fig. 2: Preparación de muestra con grenetina.



Fig. 3: Disolución de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ con grenetina (50g).



Fig. 4: Muestras de grenetina solidificadas en recipientes plásticos para pruebas de relaxometría.

Las concentraciones y muestras obtenidas con grenetina fueron:

Concentración de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ [μM]	Volumen de muestra [ml]	Cantidad de grenetina [g]
2002.5632	600 ± 30	25.048
2002.5143	600 ± 30	35.016
2002.5143	600 ± 30	50.010
2002.5143	600 ± 30	75.561

Tabla 1: muestras obtenidas con diferentes cantidades de grenetina.

Estimación de la densidad para soluciones de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ solidificadas con grenetina

Se estimaron los valores de densidad para diferentes concentraciones de grenetina en muestras de 600ml con la finalidad de poder determinar la cantidad adecuada para la muestra empleada en el registro de temperatura interna.

La metodología llevada a cabo en la estimación de la densidad se basó en el pesaje de cinco submuestras de una misma concentración de grenetina a temperatura ambiente, después se sumergieron en un volumen arbitrario de agua para medir el volumen desplazado por cada submuestra y se registraron los datos. Este proceso se realizó con cada concentración de grenetina. Con los datos obtenidos de masa y volumen se calcularon las densidades de las diferentes muestras.

El equipo utilizado fue un sensor de temperatura superficial corporal, vasos de precipitado de 40ml y 60ml y jeringas de 5ml de capacidad, así como una báscula de la marca “Adam Nimbus” modelo NBL223e cuya mínima escala fue de un gramo.



Fig. 5: Pesaje de submuestras solidificadas con grenetina en báscula.



Fig. 6: estimación del volumen de agua ocupado por la submuestra solidificada con grenetina.



Fig. 7: determinación de la temperatura en la submuestra.

2.3 Calibración de sensores de temperatura de tipo termistor con coeficiente de temperatura negativo (NTC)

Se calibraron tres modelos de sensores NTC y se eligió el adecuado que formó parte del sistema de registro. Los modelos empleados fueron el CL-160, MF52-103 y NTHS1206N02N1002JE.

La calibración fue realizada de dos maneras: en inmersión y dentro de un sistema hermético. Para el proceso de inmersión se utilizó un termómetro de alcohol como sensor de referencia. Se colocaron los sensores y el termómetro de mercurio en el interior de un vaso de precipitado de un litro de capacidad, con un volumen de 600ml de agua y hielo para poder comenzar el registro a una temperatura de cuatro grados centígrados.

Se utilizó una parrilla con la que se controló el cambio de temperatura del agua y así poder registrar los cambios en la resistencia de los sensores para cada aumento en un grado de temperatura en el termómetro. Para evitar que las terminales de los sensores hicieran contacto y se produjera un posible corto circuito en el arreglo de sensores al estar inmersas en agua, se les selló con un cubrimiento de aislante epóxico, evitando sellar la zona de contacto térmico.

Para poder obtener valores de temperatura asociados a un cambio en la resistencia se utilizó el método de Steinhart-Hart, el cuál requiere de tres pares de valores de temperatura y resistencia (dos valores son temperaturas en los extremos del intervalo de calibración que debe de abarcar el rango de operación, y otra temperatura centrada en el intervalo)

El modelo semi empírico Steinhart-Hart describe el comportamiento de la resistencia en semiconductores ante los cambios en la temperatura. Esta ecuación se emplea para convertir los valores de resistencia a valores de temperatura basados en el comportamiento exponencial de las curvas para sensores NTC de resistencia contra temperatura y viene dada como [12]:

$$1/T = A + \ln[R]*B + \ln[R]^3*C$$

Donde “R” es la resistencia medida en ohm del semiconductor a la temperatura “T” en Kelvin, mientras que A, B, C son coeficientes de temperatura que se deben de determinar con la ayuda de un sistema de tres ecuaciones, correspondiente a para cada par de valores de resistencia contra temperatura del intervalo de interés. [13]



Fig. 8: procedimiento de calibrado para sistema de sensores en inmersión.

2.3.1 Calibración de termistores de montaje superficial NTHS1206N02N1002JE en aire

Se utilizó el modelo de termistores de montaje superficial para el registro de temperatura interna en el sistema fantoma debido a sus características y tamaño, comparado con los otros dos sensores. Se realizó la calibración de cinco sensores al mismo tiempo utilizando el sistema de registro de temperatura en arduino fuera de inmersión. Se colocaron los sensores en el interior de un sistema hermético formado por dos cajas de poliestireno expandido (EPS o unicel), una caja dentro de otra, y sellándolo con plástico para envolver (de material PVC).

La caja hermética contó con un sistema de calentamiento formado por una resistencia tipo resorte (1000W, 110V a 127V) dentro de una caja metálica que sirvió como un calentador tipo parrilla, y fue conectada a un transformador variable de voltaje ('variac'), que sirvió para regular el voltaje alterno requerido para alimentar el calentador, con ello se controló el aumento de temperatura en el interior del sistema. El voltaje utilizado fue de tres voltios en corriente alterna.

Se utilizó el sensor de temperatura superficial del sistema de registro 'Vernier LabQuest', con el que se realizó la adquisición de valores de temperatura en el interior del sistema, mientras los registros de la resistencia se efectuaron con el microcontrolador.

Para poder adquirir valores de temperatura en un valor mínimo de 14°C, se introdujeron botellas de plástico con hielo entre las dos cajas de unicel que formaban el sistema hermético y se sellaron, luego se realizó un registro de la temperatura y se esperó hasta que se alcanzara la mínima posible y se mantuviera constante.

A partir de ese punto, se alimentó el sistema de calefacción desde el interior con tres voltios (AC) y se comenzó a tomar el registro tanto de temperatura, como de resistencia en el interior de la caja hermética hasta alcanzar una temperatura máxima de treinta y cinco grados centígrados. Se realizaron tres registros en estas condiciones.

Se adquirieron los tres valores de temperatura con su respectiva resistencia para cada sensor durante diez minutos por cada valor de temperatura y se obtuvo el promedio de la resistencia para cada punto de temperatura, con ello se adquirieron los valores para ajustar la ecuación de Steinhart-Hart.

DIMENSIONS in inches (millimeters)

L	W
0.040 ± 0.004 (1.02 ± 0.10)	0.022 ± 0.006 (0.56 ± 0.15)
BW	t_{max.}
0.010 ± 0.004 (0.25 ± 0.10)	0.028 (0.71)

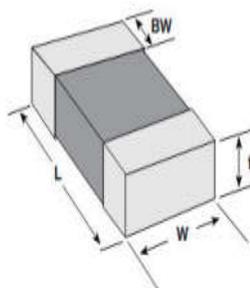


Fig. 9: medidas del sensor de temperatura superficial: NTHS1206N02N1002JE.



Fig. 10: estructura del sistema hermético formado por dos compartimentos de UNICEL. interior de la caja hermética.



Fig. 11: Sistema de sensores de montaje superficial para temperatura, utilizados en la calibración y para el sistema de registro de temperatura interna, numerados del uno al cinco de izquierda a derecha.



Fig. 12: Se aprecia el dispositivo para aumentar la temperatura en el interior.



Fig. 13: imagen del sistema de registro de resistencia para obtener las curvas características de los sensores.

2.4 Desarrollo y construcción del sistema electrónico de registro de temperatura

Se utilizó un circuito divisor de voltaje para cada uno de los cinco sensores, que fueron suministrados con el pin de cinco voltios DC integrado en arduino ATmega328, el arreglo de resistencias en serie estuvo formado por una resistencia de 10k Ω (aproximadamente) y el sensor de temperatura termistor (componente con resistencia variable de 10k Ω a temperatura de 25 °C). Esta configuración permitió medir la mitad del voltaje de entrada en los pines de lectura cuando se estuviera a un temperatura estándar de 25°C, temperatura en el centro del intervalo de operación, además de obtener una mayor sensibilidad de lectura.

El arreglo de divisores de voltaje y el circuito para la lectura de la tarjeta microSD, fueron realizados en una placa de cobre a manera de chip o módulo insertable en el microcontrolador.

Para poder obtener datos de temperatura dentro del sistema de resonancia magnética se construyó un cable conductor formado por seis alambres de cobre calibre 39 (0.089 mm) de 5.3 metros de largo, además se utilizó manguera de silicona de 5 mm de diámetro para proteger el cable conductor, con la misma longitud.

El cable fue necesario para poder obtener mediciones de temperatura al exterior de la habitación donde se hallaba el sistema de resonancia, de esa forma se evitó el ruido debido a la electrónica de la computadora utilizada en la recolección de datos, y un aumento importante de temperatura en la sala.

Se utilizaron termistores de montaje superficial NTC para el diseño del sistema, puesto que, al ser de estado sólido y poseer una mínima cantidad de material conductor, son los sensores de temperatura adecuados para someterlos al campo magnético del Terranova y para evitar introducir un nivel de ruido significativo que afecte los estudios, además de tener un tiempo de respuesta rápido. El sistema de registro de temperatura fue realizado en una placa microcontroladora ATmega328P, además los datos fueron guardados en una tarjeta de memoria micro SD utilizando el módulo microSD para el mismo.

El código implementado registra el cambio en los valores (de 0 a 1023) que pueden medir las entradas analógicas del microcontrolador, dichos valores son convertidos a una escala de cero a, cinco voltios. El valor medido en la salida fue de 4.833 voltios, medido con multímetro de mano marca 'Fluke'.

El cambio en el voltaje de entrada de los pines analógicos es una función de la variación de resistencia en un circuito divisor de voltaje. El divisor de voltaje es un circuito sencillo formado por un arreglo de dos resistencias en serie (dos o más resistencias) cuyo propósito es obtener alguna fracción de voltaje de entrada, cuando este se mide en la segunda resistencia. El voltaje en la resistencia en un divisor de voltaje viene dado como:

$$V_2 = V_{in} \cdot (R_2) / (R_2 + R_1)$$

Donde 'V2' es el voltaje medido en la resistencia dos 'R2'; 'Vin' es el voltaje de entrada, y 'R1' y 'R2' son las resistencias uno y dos que forman el circuito. [14]

De la ecuación anterior se obtiene el valor de la segunda resistencia si se conoce el valor de ambos voltajes y de la resistencia uno, por lo que se puede determinar el valor de un componente de resistencia variable como función del cambio en el valor de voltaje medido:

$$R2(V2)= R1*V2/(Vin-V2)$$

Al ingresar esta expresión al código, se obtiene el valor de la resistencia de un sensor de temperatura tipo termistor. Los valores obtenidos fueron comparados con valores de resistencia registrados con un multímetro de banco de la marca 'Keysight 34465A', para asegurar una correcta medición de valores de voltaje y resistencia medidos por el sistema prototipo. Por último se implementó un código para guardar los datos en una memoria microSD.

2.5 Diseño de la estructura del fantoma y la caja de protección para el circuito de medición

Se utilizaron contenedores cilíndricos de polimetilmetacrilato (PMMA) y unas tapas base de poliácido láctico (PLA), sellando el contenido con empaques o'rings de fluorocarbón (vitón). Las medidas del cilindro de acrílico fueron las siguientes:

Diámetro interno del cilindro: 57 mm
Diámetro externo del cilindro: 60 mm
Largo del cilindro: 160 mm
Grosor del cilindro: 3 mm

El diseño de la base y las tapas de PLA para el recipiente fue hecho con el software libre “FreeCAD”, con el que se modelaron las formas y estructuras. Posteriormente, se imprimió el diseño en una impresora 3D.

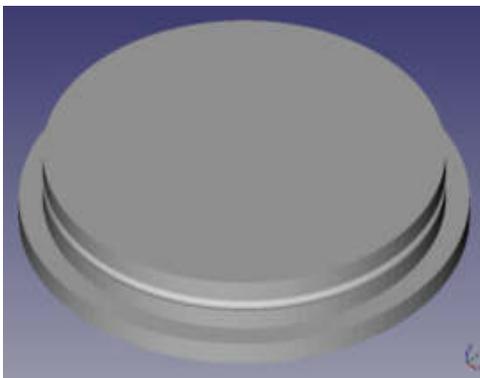


Fig. 14: tapa inferior para el contenedor modelada en FreeCAD.

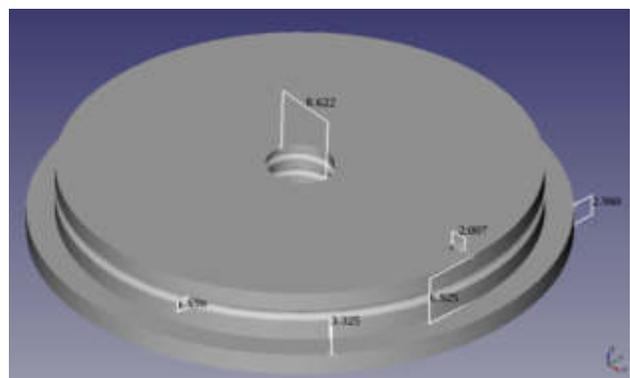


Fig. 15: tapa superior para el contenedor modelada en FreeCAD. Medidas dadas en (mm).

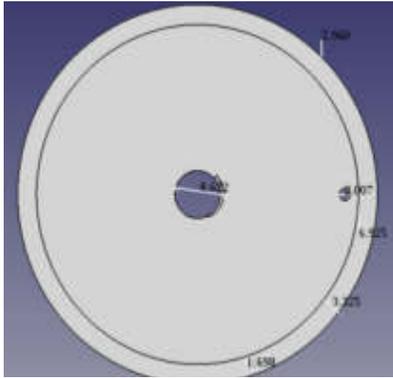


Fig. 16: tapa superior para el contenedor, vista superior. Medidas dadas en (mm).

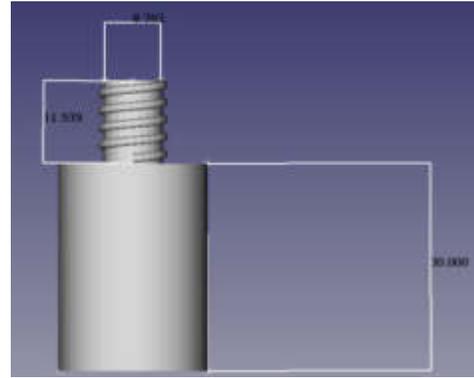


Fig. 17: Tapón rotatorio para la tapa del contenedor. Medidas dadas en (mm).

Se realizó una prueba de imagen 2D dentro del sistema de resonancia magnética de ultra bajo campo magnético Terranova sin alguna muestra, solamente introduciendo el cilindro de acrílico vacío y las tapas en el 'bore'. La prueba fue realizada con el objetivo de verificar que no se obtuviera un ruido registrado en la imagen de resonancia en secuencias de imagen, para que únicamente se tuvieran señales de las muestras introducidas en el interior de la estructura. Las imágenes fueron comparadas con otras imágenes que no contuvieran el cilindro en su interior.

No se obtuvo alguna diferencia entre las imágenes que tuvieron el cilindro comparándolas con las imágenes que no tuvieron el cilindro en el interior en tres estudios diferentes de imagen gradiente eco y espín eco de una hora de duración, por lo que el recipiente mismo no es generador de ruido o interferencia.



Fig. 18: estructura para fantoma con agua en su interior.

Posteriormente se diseñó una base con PLA en FreeCAD para colocar los termistores de montaje superficial, de tal manera que se colocaran cinco termistores equiespaciados en la parte central del fantoma y que fueran alineados lo largo de su sección transversal.

Se diseñó procurando que el área de contacto térmico de los sensores no estuviera en contacto con el material de la base.

Se diseñó una caja en 'FreeCad' para proteger el circuito divisor de voltaje y el microcontrolador. EL material utilizado para su construcción fue una placa de fibra de madera de densidad media (MDF), de 3mm de grosor, cortado con láser.

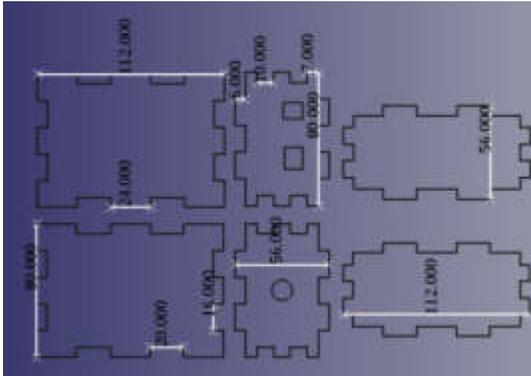


Fig. 24: planos para la caja de protección diseñados en 'FreeCad'. Las dimensiones señaladas están en milímetros.



Fig. 25: diseño en MDF y armado.



Fig. 26: entada para alimentación de sensores.

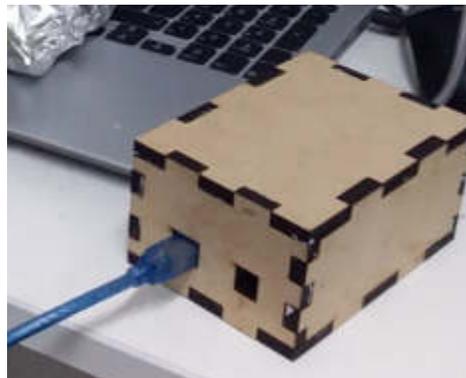


Fig. 27: Entrada para puerto serie de arduino.

2.6 Registro de temperatura en el interior del fantoma durante las adquisiciones de imágenes espín eco y gradiente eco

Se ingresó una cantidad de $380\text{ml} \pm 19\text{ml}$ de sustancia solidificada en el fantoma para el registro de temperatura en su interior y la secuencia de imágenes. Una muestra fue preparada a $1001.257\mu\text{Mol}$ (cercano a $2000\mu\text{Mol}$) y otra a $1992.502\mu\text{Mol}$ (cercano a $2000\mu\text{Mol}$)



Fig. 28: fantoma con el sistema de registro de temperatura preparado para pruebas de imagen.

Anterior a este registro, se midió la temperatura en un prototipo más básico de fantoma, con un termistor CL-160 en el Terranova y otro MF52-103 en un sistema clínico de resonancia de 0.3 T.

2.6.1 Registro de temperatura en estudio de imagen 2D espín eco y gradiente eco con bobina de prepolarización en uso

Se realizó un registro de temperatura con el fantoma y el sistema de registro en el interior del equipo de RM Terranova, esto durante un estudio de imagen espín eco y gradiente eco de una hora de duración aproximadamente (59 minutos con 44 segundos) dejando en funcionamiento la antena de prepolarización. Los parámetros de la imagen fueron ajustados para la concentración de $1000\mu\text{Mol}$ de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$.

En estos dos casos se tomó el registro de temperatura en el fantoma dentro del bore veinte minutos (1800 segundos) antes de iniciar la secuencia y durante treinta minutos (1800 segundos) después de haber terminado los estudios de imagen, para ver si el incremento de la temperatura se debía al aumento de temperatura de los alrededores debido a la potencia disipada.

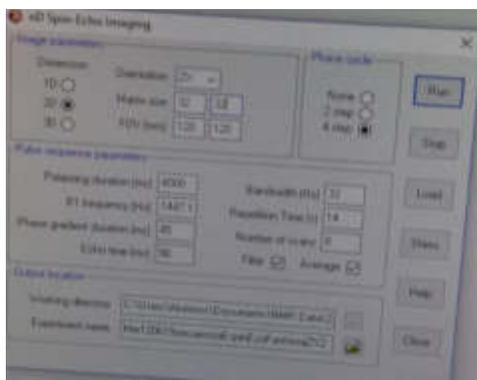


Fig. 29: captura de pantalla de parámetros utilizados para secuencia de imagen espín eco. Para muestra a 1000 micromolar.



Fig. 30: captura de pantalla de parámetros utilizados para secuencia de imagen gradiente eco. Para muestra a 1000 micromolar.

2.6.2 Registro de temperatura en estudio de imagen 2D espín eco y gradiente eco sin la activación de la bobina de prepolarización

Se realizó otro registro de temperatura para un estudio de imagen espín eco y gradiente eco de 59 minutos con 4 segundos de duración, pero ahora se ajustaron los parámetros para evitar que se encendiera el gradiente de prepolarización, y que únicamente se tuviera la influencia del campo de radiofrecuencia de la antena transceptora (B1) del sistema de resonancia “Terranova” en el incremento de temperatura. Este registro se realizó con los parámetros de imagen para la muestra de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ a $2000\mu\text{Mol}$.

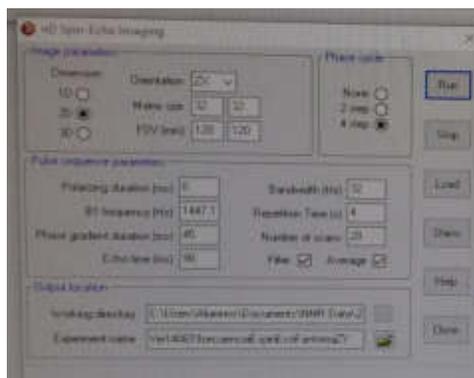


Fig. 31: captura de pantalla de parámetros utilizados para secuencia de imagen espín eco. Para muestra a 2000 micromolar.

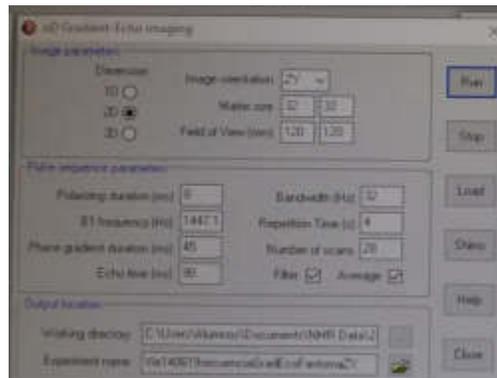


Fig. 32: captura de pantalla de parámetros utilizados para secuencia de imagen gradiente eco. Para muestra a 2000 micromolar.

3. Resultados

3.1 Valores de tiempos de relajación en T1Bp, T1Be y T2 para el contenido del sistema fantoma

Se obtuvieron los valores de tiempos de relajación para muestras con sulfato de cobre pentahidratado además se observó que al día siguiente de haber terminado el estudio, el CuSO 5H2O se sedimentó en la muestra, por lo que ya no se contó con una mezcla homogénea.

Con base en la información nutrimental publicada en la página de la marca de agua, se encontró que hubo una cantidad de 2.7 miligramos de sodio (Na) por cada 100ml de agua, correspondiente a una concentración aproximada de 1174.4 μ M.

Esta concentración relativamente grande en el agua pudo ser la responsable de obtener un nivel de saturación elevado en nuestras muestras por lo que la disolución perdió homogeneidad y los movimientos brownianos de las partículas contenidas en el agua pudieron alterar la adquisición de los tiempos de relajación.

Concentración de CuSO4 5H2O [μ Molar]	T1 Bp [ms]	T1 Be [ms]	T2 [ms]
246.9767	2600 \pm 100	2790 \pm 90	2000 \pm 300
500.628	2270 \pm 90	2640 \pm 60	2300 \pm 300
994.582	900 \pm 70	1070 \pm 40	1300 \pm 200
2009.189	2600 \pm 600	2680 \pm 80	2200 \pm 300

Tabla 2: valores de los tiempos de relajación, T1 y T2 de las muestras con sulfato cúprico y el primer tipo de agua purificada.

3.1.1 Valores de tiempos de relajación de disoluciones con el segundo tipo de agua purificada y CuSO4 5H2O

Se observó que el valor de los tiempos de relajación en todas las muestras disminuyó cuando aumentó la concentración. Además se obtuvieron valores con menor variación en su registro al utilizar el segundo tipo de agua purificada para la obtención de los tiempos de relajación comparados con las muestras anteriores.

Concentración de CuSO4 5H2O [μ Molar]	T1 Bp [ms]	T1 Be [ms]	T2 [ms]
0	2605 \pm 45	2680 \pm 80	1400 \pm 200
253.652	980 \pm 30	1220 \pm 30	870 \pm 80
400.503	750 \pm 60	910 \pm 10	740 \pm 50
600.754	610 \pm 10	670 \pm 20	530 \pm 40
801.0057	400 \pm 20	510 \pm 10	400 \pm 50
1001.257	400 \pm 40	310 \pm 20	400 \pm 30
1501.886	267 \pm 6	180 \pm 20	270 \pm 40
2002.514	235 \pm 6	246 \pm 7	270 \pm 30
2503.143	162 \pm 10	185 \pm 7	175 \pm 35
3003.772	139 \pm 4	140 \pm 7	150 \pm 50
4005.029	105 \pm 7	129 \pm 8	40 \pm 10

Tabla 3: valores de los tiempos de relajación, T1 y T2 de las muestras con sulfato cúprico y el segundo tipo de agua purificada.

Concentración de CuSO4 5H2O [μ Molar]	T1 Bp [ms]	T1 Be [ms]	T2 [ms]
0	2617.061	2668.075	1571.280
253.652	1254.147	1039.313	756.425
400.503	912.892	819.229	793.618
600.754	672.048	661.713	593.619
801.0057	514.700	382.963	447.106
1001.257	345.594	369.139	424.452
1501.886	266.638	291.993	300.973
2002.514	240.863	240.587	317.747
2503.143	187.021	186.854	224.034
3003.772	148.823	149.353	99.735
4005.029	136.752	101.223	63.318

Tabla 4: valores de los tiempos de relajación, T1 y T2 de las muestras con sulfato cúprico y el segundo tipo de agua purificada. Ajustando los datos manualmente.

Gráficas (fig. 33 y 34) que muestran el comportamiento de los tiempo de relajación en función de la concentración

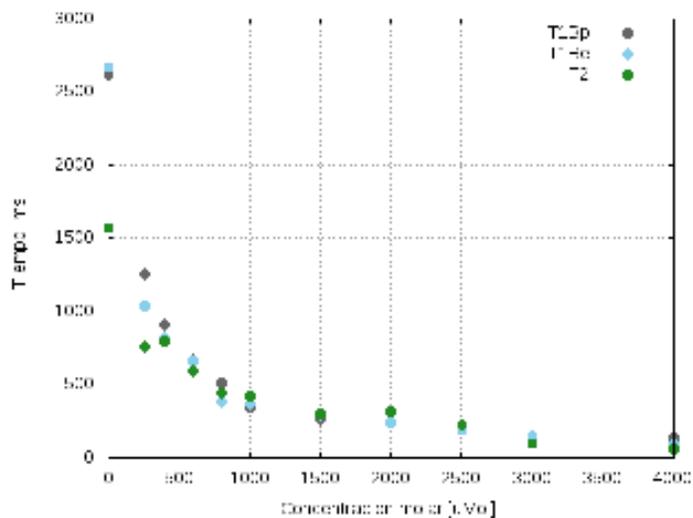


Fig. 33: valores de relaxometría como función de la concentración, obtenidos con el software del Terranova.

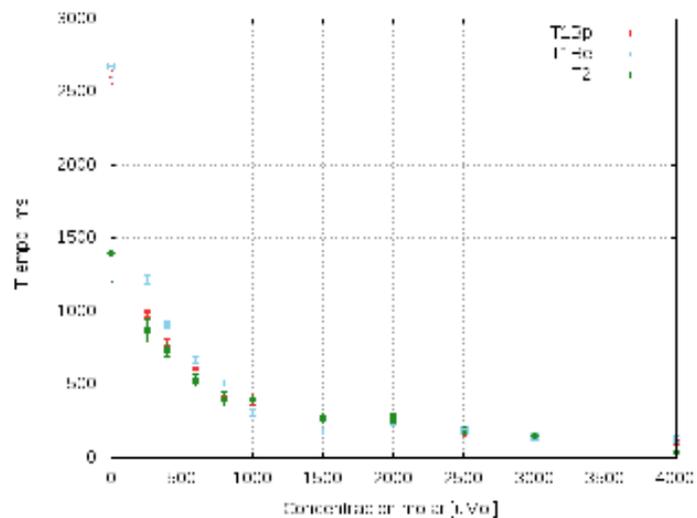


Fig. 34: valores de relaxometría como función de la concentración, obtenidos con el ajuste manual.

3.1.2 Valores de relaxometría en muestras solidificadas

Se estimaron los tiempos de relajación para las soluciones solidificadas con grenetina (geles) a temperatura ambiente, puesto que ya se contaba con un sistema que regulara de mejor manera la temperatura. Después de cada experimento de adquisición de tiempos de relajación se ventiló la habitación durante quince minutos para que no hubiera un aumento de temperatura dentro del cuarto y se mantuviera dentro de un rango aceptable de operación (22°C a 23°C).

Concentración de CuSO ₄ 5H ₂ O [μM]	Cantidad de grenetina [g]	T1 Bp [ms]	T1 Be [ms]	T2 [ms]	Temperaturas registradas en la sala de estudio [°C]
1989.16	0	189 ± 6	245 ± 4	190±20	23.3-23.4
2002.5632	25.048	104 ± 4	140 ± 9	140 ± 10	22.6-22.9
2002.5143	35.014	105 ± 4	150 ± 10	130 ± 40	22.7-23.3
2002.5143	50.015	113 ± 6	130 ± 8	100 ± 30	23.3-24
2002.5143	75.561	68 ± 5	103 ± 8	80 ± 10	24.1-24.4

Tabla 5: valores de los tiempos de relajación de muestras solidificadas.

3.1.3 Valores de densidad obtenidos de las muestras de CuSO₄ 5H₂O con agua e-pura y grenetina.

La sustancia solidificada con 50.015g de grenetina presentó un cambio menor en su relación masa-volumen cuando se le sometió a las distintas condiciones de ambiente, por ello se eligió esta cantidad de grenetina para solidificar muestras de sulfato de cobre en el fantoma.

La densidad de la muestra a utilizar emula de manera adecuada la densidad de diferentes tejidos en el cuerpo humano como la del tejido adiposo y del pecho,

La densidad de las muestras no se vio afectada en gran medida al cambiar la cantidad de esta, puesto que la grenetina posee una densidad característica (está hecha a partir de compuestos proteicos de origen animal, como la queratina), lo que se puede interpretar como que la grenetina se hidrató en diferentes niveles sin modificar su densidad al variar la cantidad de grenetina para las muestras.

Cantidad de grenetina [g]	Densidad [g/ml]
25.048	0.969 ± 0.032
35.016	0.972 ± 0.032
50.015	0.965 ± 0.013
75.561	0.914 ± 0.018

Tabla 6: valores de densidad de muestras de CuSO₄ 5H₂O a 2000μMol solidificadas con grenetina.

3.2 Coeficientes del sistema de ecuaciones por el método de Steinhart Hart para la calibración del sensor NTHS1206N02N1002JE y curvas características

3.2.1 Coeficientes obtenidos durante registro de resistencia en los cinco sensores en inmersión, utilizando un termómetro de alcohol

Sensor	T [°C]	R [Ω]	Ka	Kb	Kc
1	14	15222.114 \pm 977.885	2.69E-004	3.63E-004	-3.113E-007
	15	9619.732 \pm 382.789			
	16	6351.313 \pm 131.826			
2	14	14977.761 \pm 1506.868	3.94E-006	4.03E-004	-4.457E-007
	15	9544.223 \pm 825.942			
	16	6373.953 \pm 296.149			
3	14	15185.457 \pm 1470.243	8.03E-004	2.73E-004	5.71E-008
	15	9722.849 \pm 604.80			
	16	6413.384 \pm 357.477			
4	14	15332.047 \pm 747.085	-2.26E-005	4.08E-004	-4.78E-007
	15	9706.578 \pm 415.297			
	16	6454.439 \pm 142.178			
5	14	15146.739 \pm 1479.342	4.63E-004	3.28E-004	-1.55E-007
	15	9680.795 \pm 710.516			
	16	6421.118 \pm 289.898			

Tabla 7: valores de los coeficientes, obtenidos al resolver el sistema de ecuaciones con el método de Steinhart-Hart para cada uno de los termistores.

Curvas características de los sensores de temperatura superficial NTHS1206N02N1002JE. Se muestran los datos de resistencia contra valores de temperatura, utilizando el termómetro de alcohol.

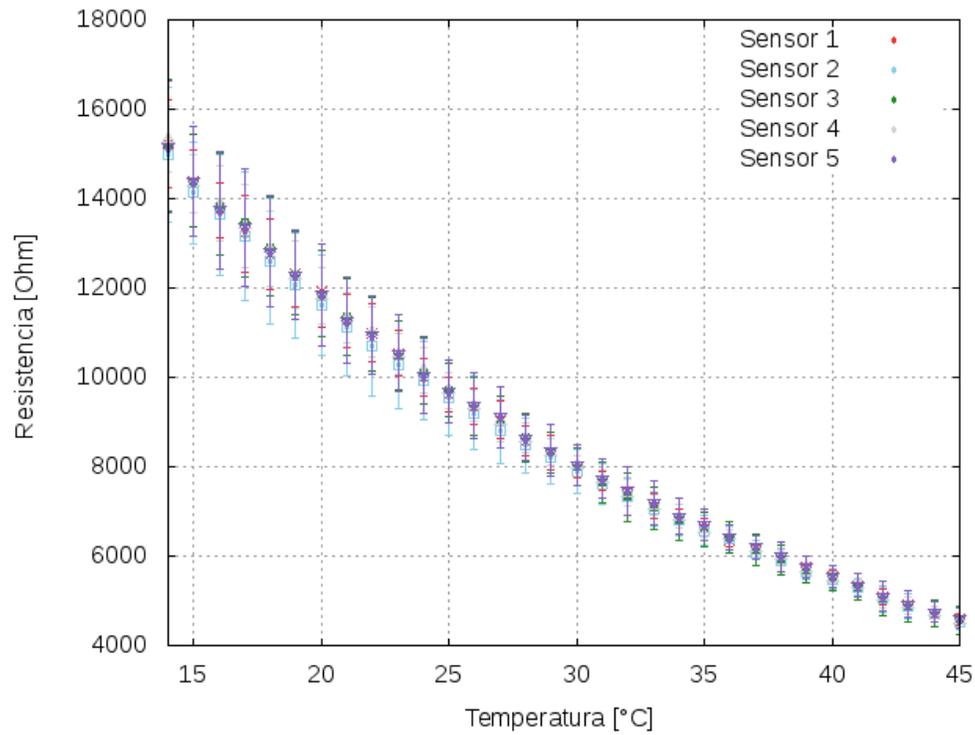


Fig. 35: Valores de resistencia medidos durante el incremento de temperatura (14°C a 45°C), registrados en inmersión, utilizando termómetro de alcohol

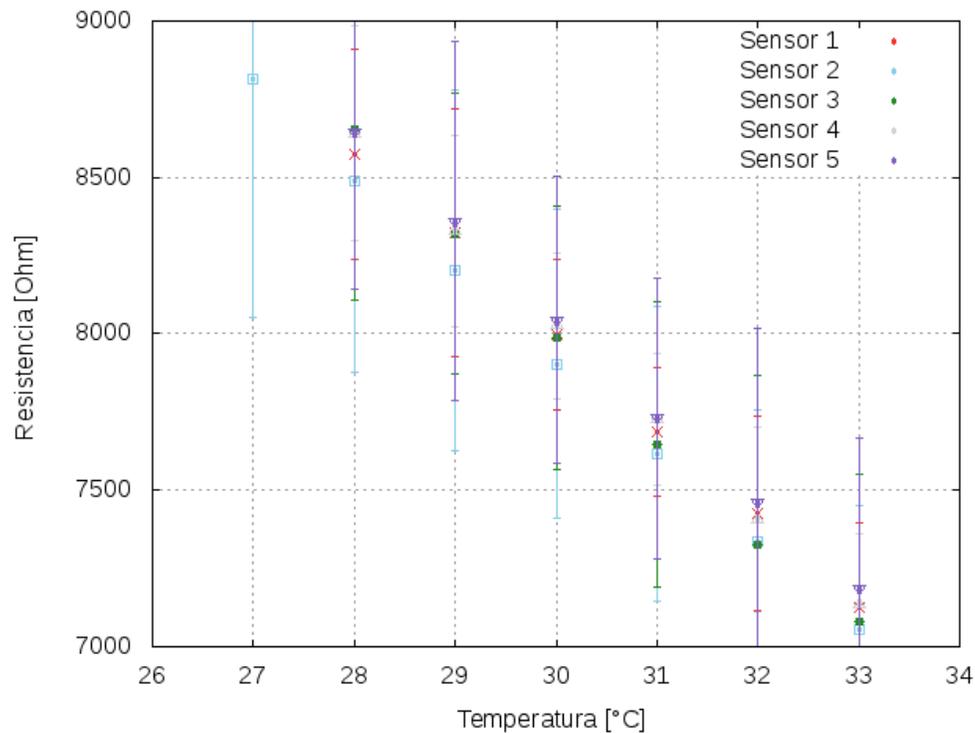


Fig. 35: se aprecian variaciones en los valores de resistencia para cada uno de los cinco sensores.

Se graficó el logaritmo natural de los valores de resistencia contra temperatura para corroborar el comportamiento exponencial que presentan los sensores NTC para el aumento de temperatura, y obtener un factor de sensibilidad a partir de la pendiente de la recta en el modelo lineal (fig. 36 y 37).

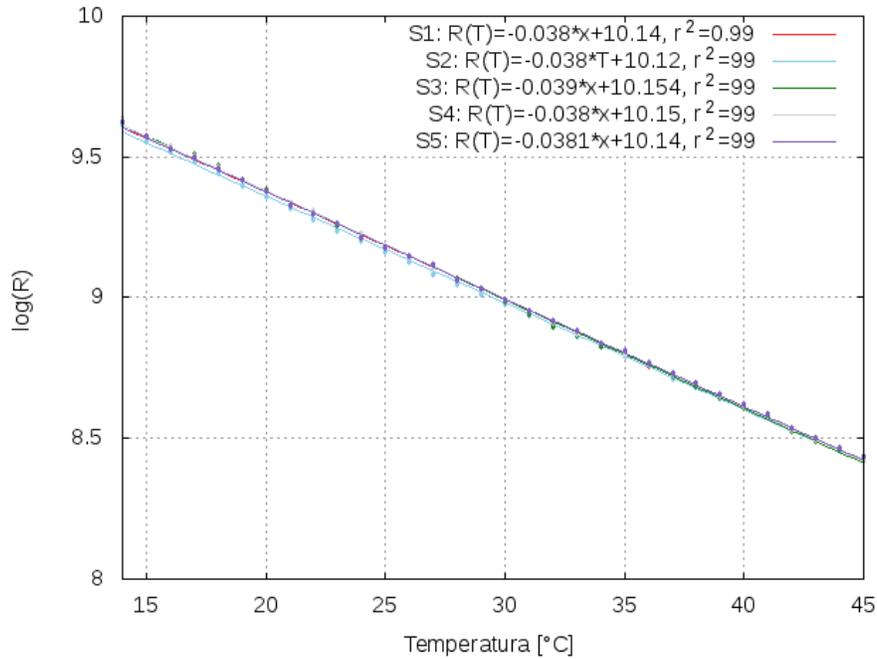


Fig. 36: logaritmo natural de la resistencia como función de la temperatura.

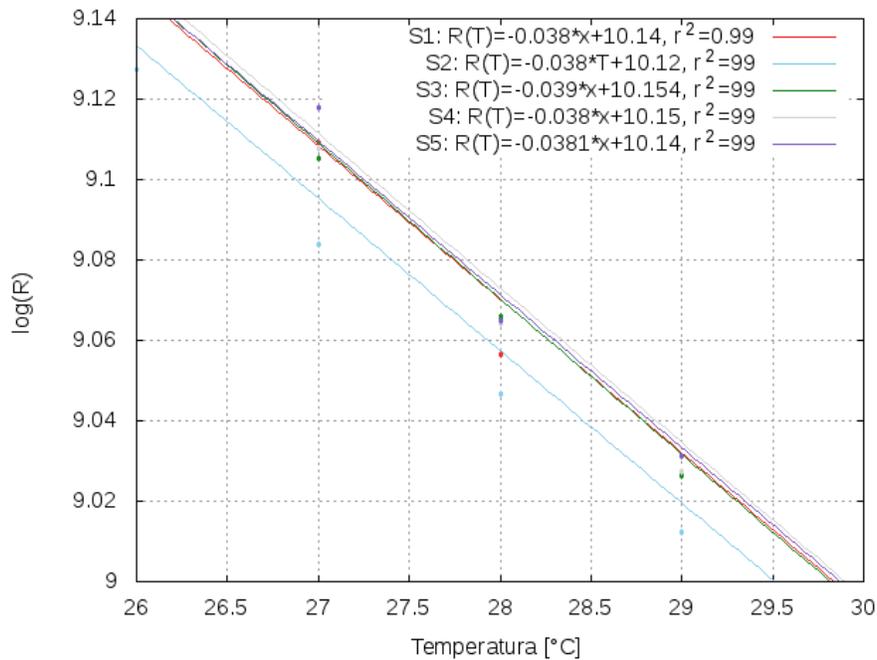


Fig. 37: se observa la diferencia en el ajuste de cada sensor cuando se realiza un acercamiento de la gráfica.

Comparación de los valores de temperatura dados por los cinco termistores y el sensor de temperatura de referencia 'Venier' (figuras 38 a 42).

Los valores de temperatura de los termistores fueron obtenidos a partir de la ecuación Steinhart-Hart, midiendo lo tres puntos de resistencia a tres temperaturas en inmersión y utilizando el termómetro de alcohol.

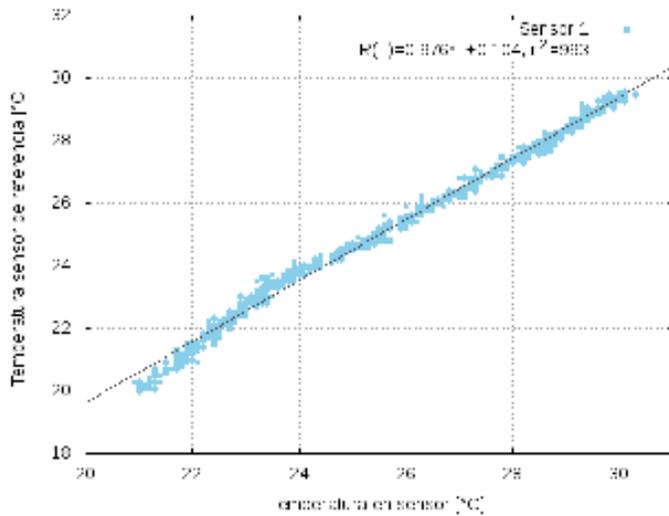


Fig. 38: valores de temperatura obtenidos del primer termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'Vernier'.

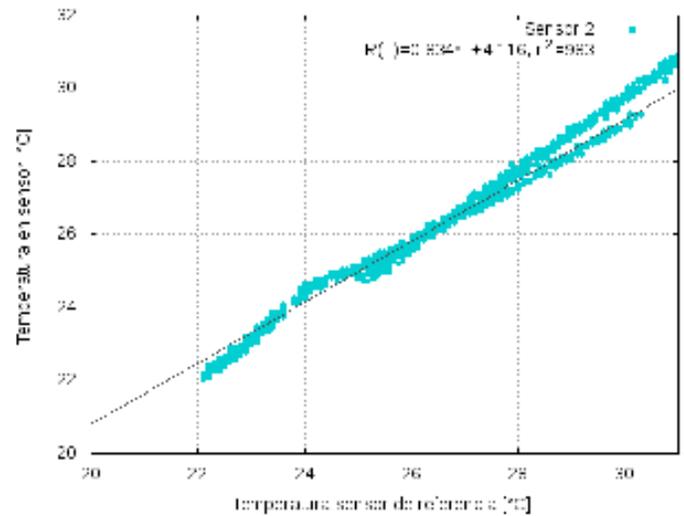


Fig. 39: valores de temperatura obtenidos del segundo termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'Vernier'. Se aprecia un registro erróneo de los datos.

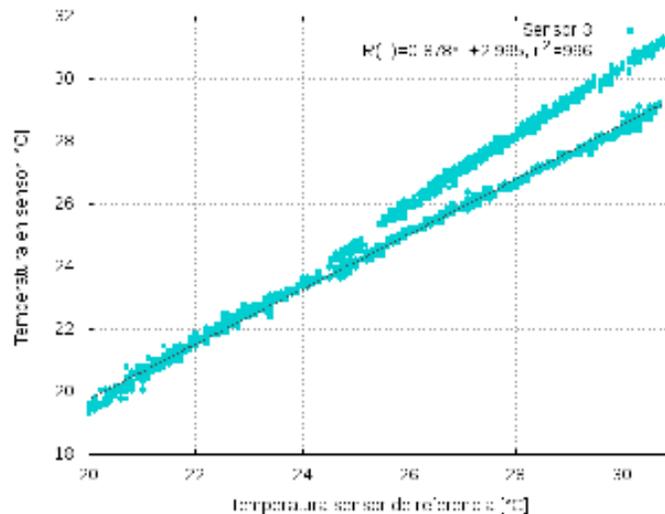


Fig. 40: valores de temperatura obtenidos del tercer termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'vernier'. Se observa el mismo comportametro que el segundo sensor debido al erróneo registro de datos.

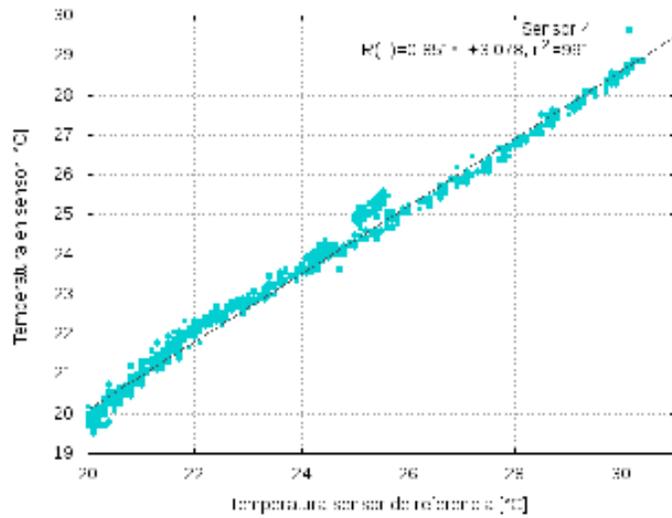


Fig. 41: valores de temperatura obtenidos del cuarto termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'Vernier'.

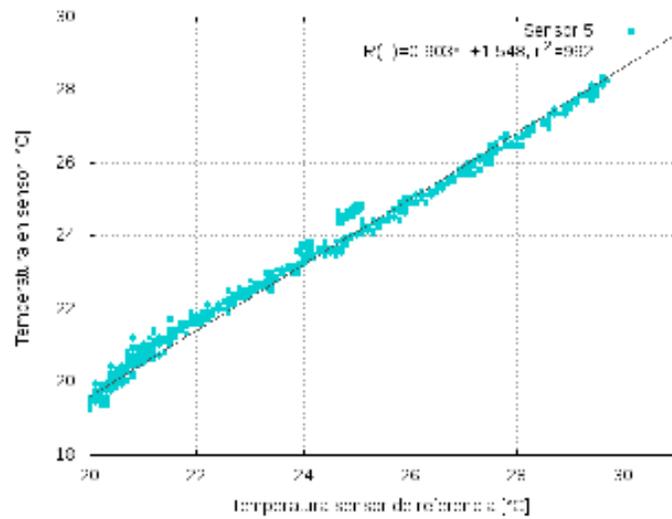


Fig. 42: valores de temperatura obtenidos del quinto termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'Vernier'.

3.2.2 Coeficientes obtenidos durante registro de resistencia en los cinco sensores de temperatura superficial dentro de sistema hermético y utilizando el sensor de temperatura 'Vernier' para obtener los tres valores de resistencia y temperatura requeridos por el método de Steinhart-Hart.

Sensor	T [°C]	R [Ω]	Ka	Kb	Kc
1	15.9 ± 0.1	14020.929 ± 39.771	1.26E-003	2.01E-004	3.29E-007
	24.9 ± 0.1	9709.492 ± 30.972			
	34.2 ± 0.2	6800.976 ± 34.49			
2	15.9 ± 0.1	14426.044 ± 42.04	1.02E-003	2.37E-004	2.02E-007
	24.9 ± 0.1	10027.866 ± 27.515			
	34.2 ± 0.2	7072.758 ± 39.443			
3	15.9 ± 0.1	13979.75 ± 40.97	5.47E-004	3.11E-004	-6.54E-008
	24.9 ± 0.1	9762.215 ± 27.633			
	34.2 ± 0.2	6958.595 ± 40.536			
4	15.9 ± 0.1	14387.024 ± 44.963	1.14E-004	3.78E-004	-3.10E-007
	24.9 ± 0.1	10070.847 ± 26.46			
	34.2 ± 0.2	7232.108 ± 45.334			
5	15.9 ± 0.1	14077.45 ± 42.299	-2.72E-004	4.39E-004	-5.32E-007
	24.9 ± 0.1	9890.53 ± 27.965			
	34.2 ± 0.2	7157.165 ± 43.546			

Tabla 8: valores de los coeficientes, obtenidos con el método de Steinhart-Hart para los 5 termistores.

Curvas características de los sensores de temperatura superficial NTHS1206N02N1002JE (figuras 43 y 44). Se muestran los datos de resistencia contra valores de temperatura, que fueron obtenidos utilizando el sensor 'Vernier', además los valores de temperatura de los termistores fueron adquiridos con la placa ATmega328P y el sistema de registro cada segundo.

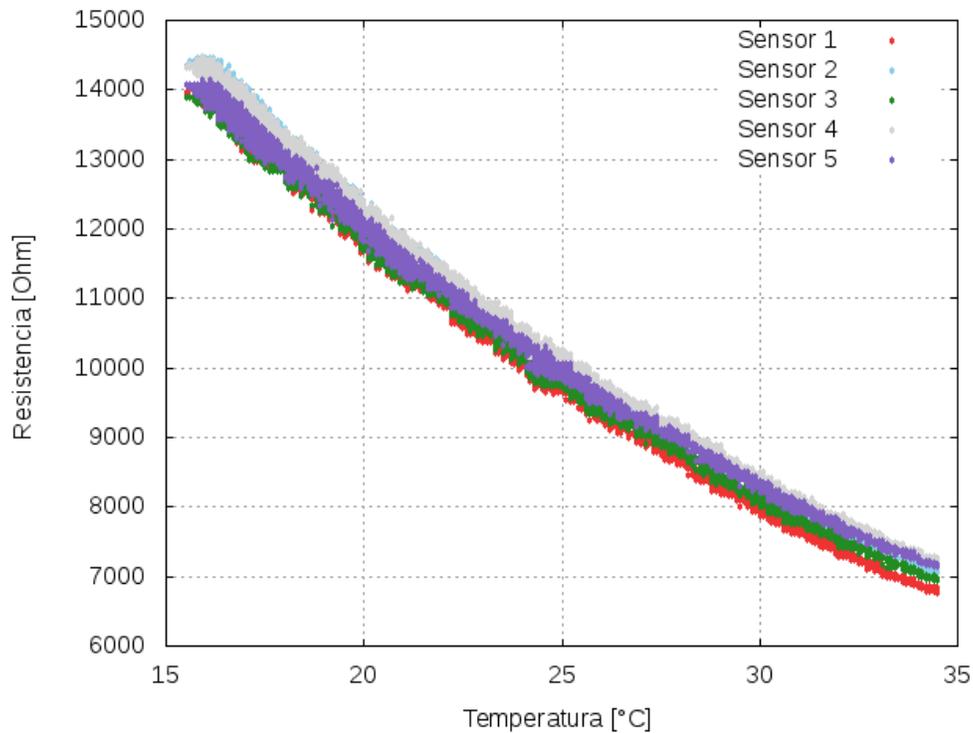


Fig. 43: valores de resistencia como función de la temperatura, obtenidos en el interior del sistema hermético, con sensor 'Vernier'.

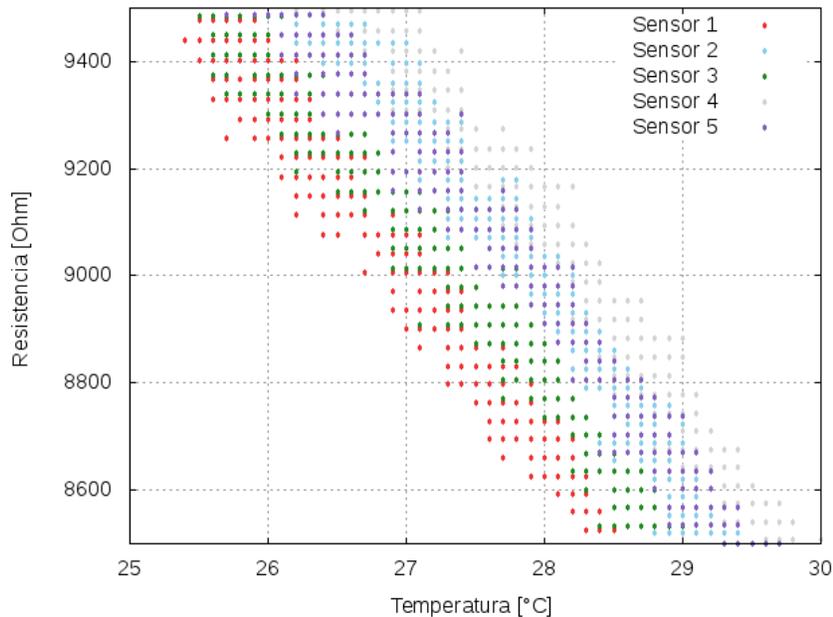


Fig. 44: se aprecia un comportamiento decreciente diferente para cada sensor al realizar un acercamiento de los datos anteriores.

Se graficó el logaritmo natural de los valores de resistencia contra temperatura para corroborar el comportamiento exponencial que presentan los sensores NTC ante los cambios de temperatura (fig. 45 y 46), así obtener el factor de sensibilidad a partir de la pendiente de la recta en el modelo lineal de las curvas de resistencia, de los datos obtenidos durante la calibración en ambiente hermético.

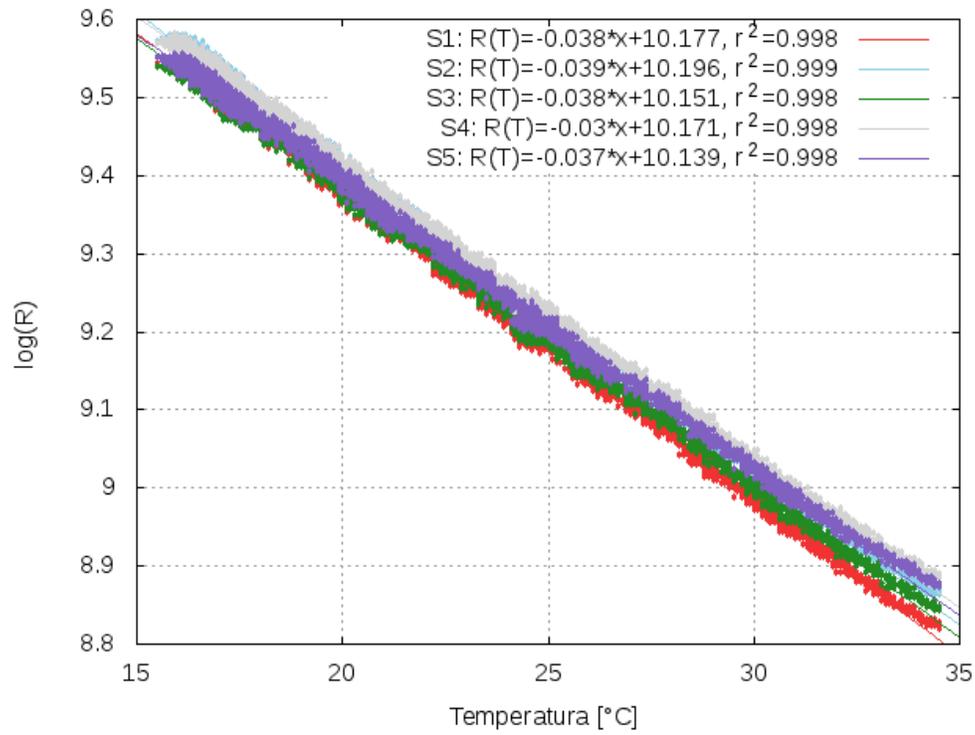


Fig. 45: los valores del logaritmo natural de la resistencia contra la temperatura muestran una relación lineal

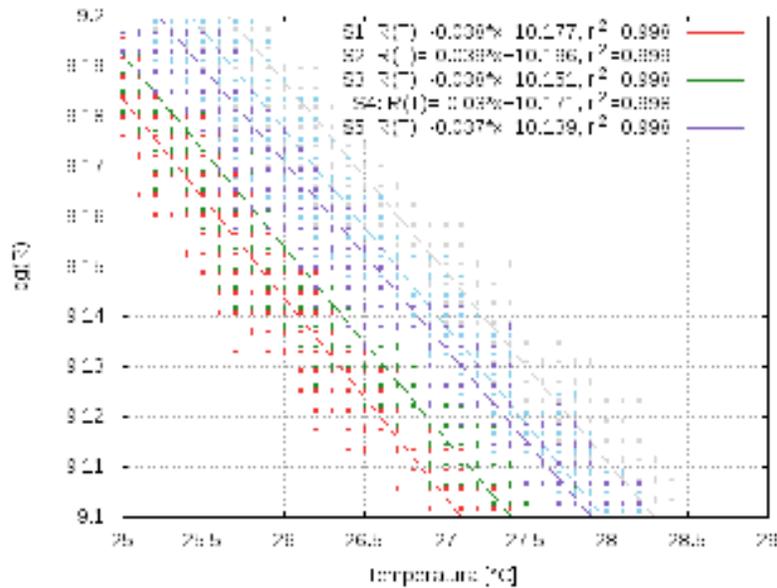
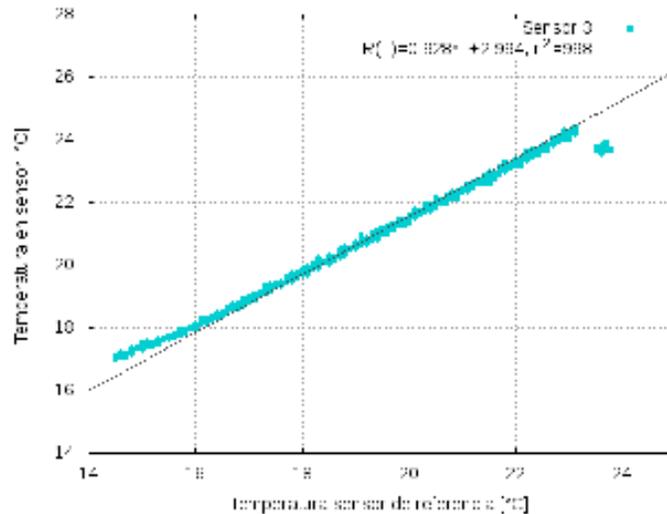
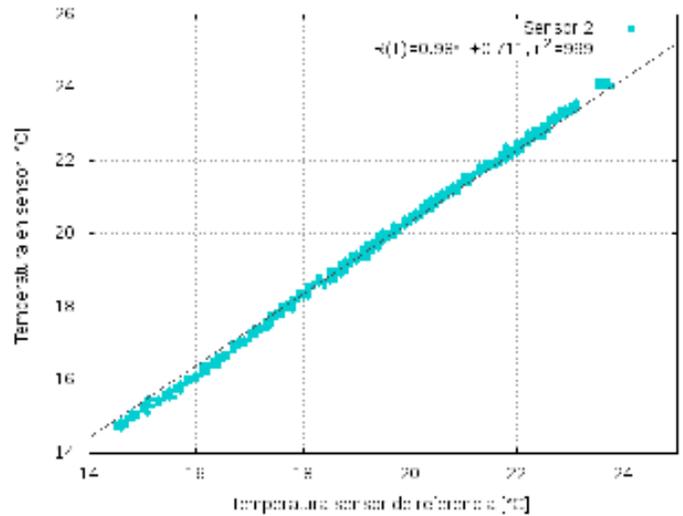
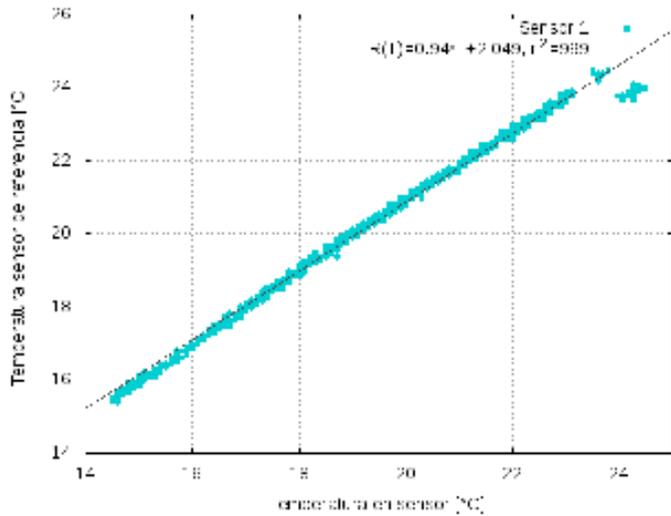


Fig. 46: se observan los diferentes ajustes para cada sensor al realizar un acercamiento.

Curvas que muestran la relación entre la temperatura medida por los termistores contra temperatura medida por el sensor de referencia “Vernier”, para la calibración dentro del sistema hermético (figuras 47 a 51) .

Los valores de temperatura de los termistores fueron obtenidos a partir de la ecuación Steinhart-Hart, midiendo lo tres puntos de resistencia a tres temperaturas en inmersión y utilizando el sensor 'Vernier'.



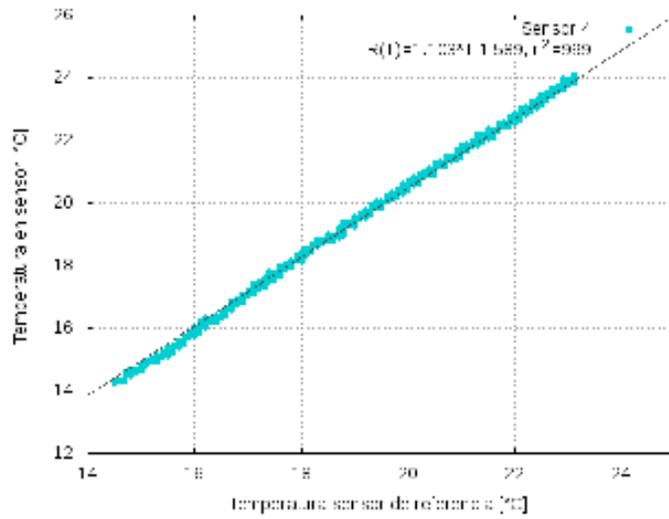


Fig. 50: valores de temperatura obtenidos del cuarto termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'Vernier'.

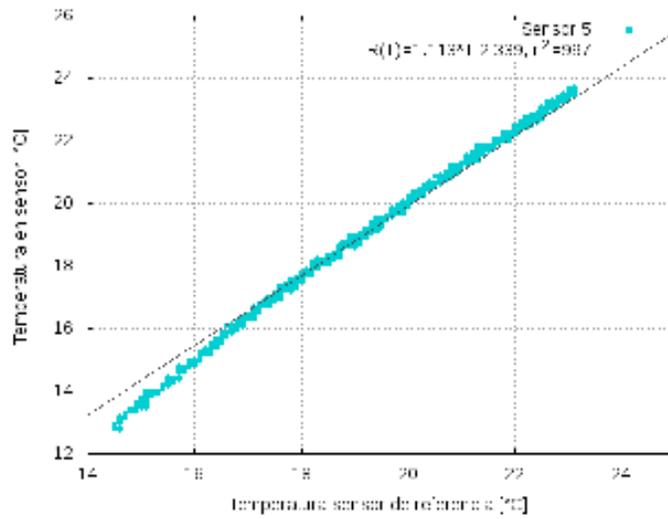


Fig. 51: valores de temperatura obtenidos del quinto termistor contra valores de temperatura dados por el sensor de referencia 'Vernier'.

3.3 Registro de temperaturas interna con los termistores de montaje superficial NTHS1206N02N1002JE en muestras solidificadas

3.3.1 Registro de temperatura durante secuencias de imagen espín eco de una hora de duración, dejando la bobina de prepolarización activa (figuras 53 y 54)

Se observaron cambios significativos en los valores de temperatura de los sensores de 25.5 a 26 grados centígrados en promedio, incluso se observaron incrementos aún después de la adquisición de imagen.

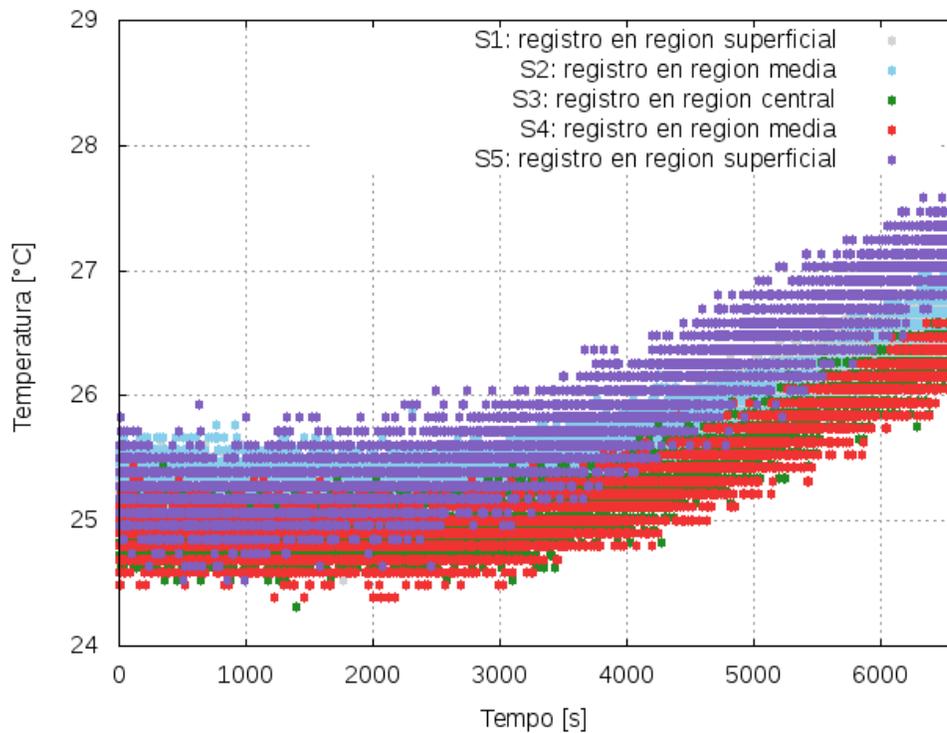


Fig. 53: temperatura registrada a lo largo del estudio de imagen gradiente eco, con la bobina Bp en funcionamiento.

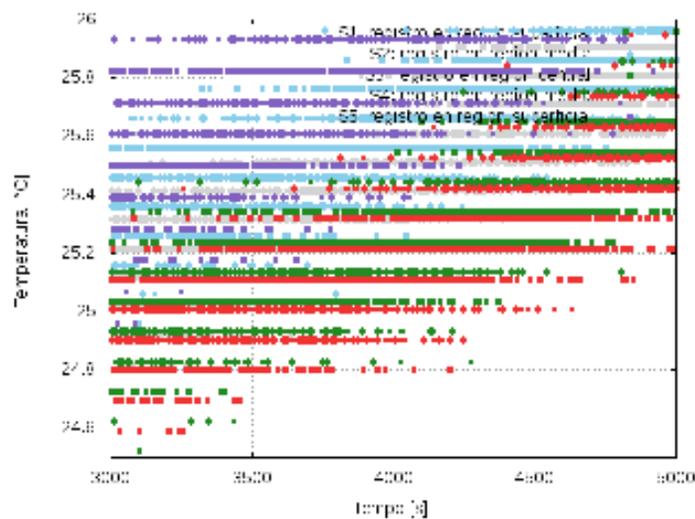


Fig. 54: el acercamiento muestra diferencias en los valores de temperatura registrados por cada sensor.

3.3.2 Registro de temperatura durante secuencias de imagen gradiente eco de una hora de duración, dejando la bobina de prepolarización activa (figuras 55 y 56)

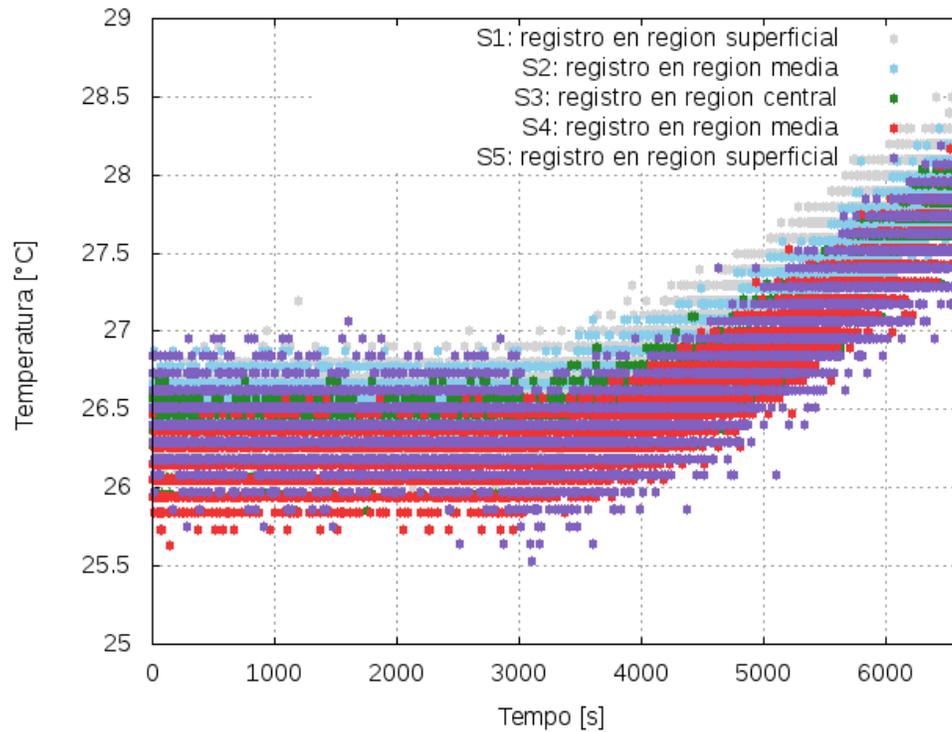


Fig. 55: temperatura registrada a lo largo del estudio de imagen espín eco, con la bobina Bp en funcionamiento.

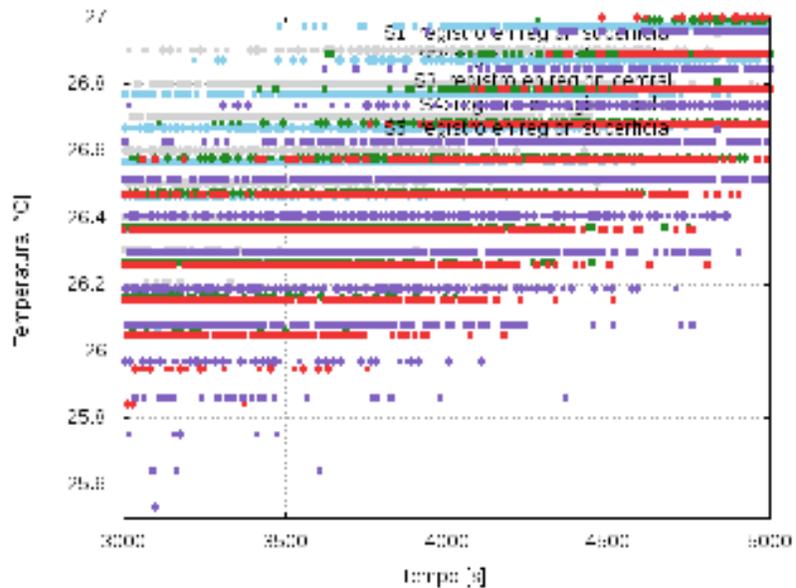


Fig. 56: el acercamiento a la gráfica muestra la variación de la temperatura registrada por cada sensor.

3.3.3 Registro de temperatura durante secuencias de imagen gradiente eco de una hora de duración, inhabilitando la bobina de prepolarización (figuras 57 y 58)

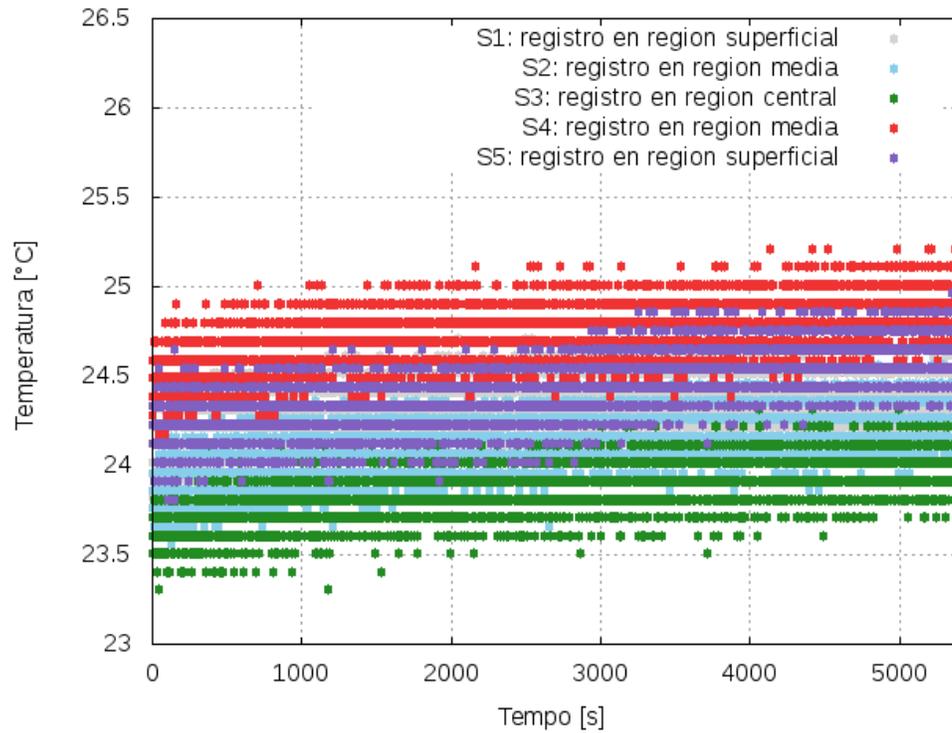


Fig. 57: temperatura registrada a lo largo del estudio de imagen gradiente eco, con la bobina B_p inactiva.

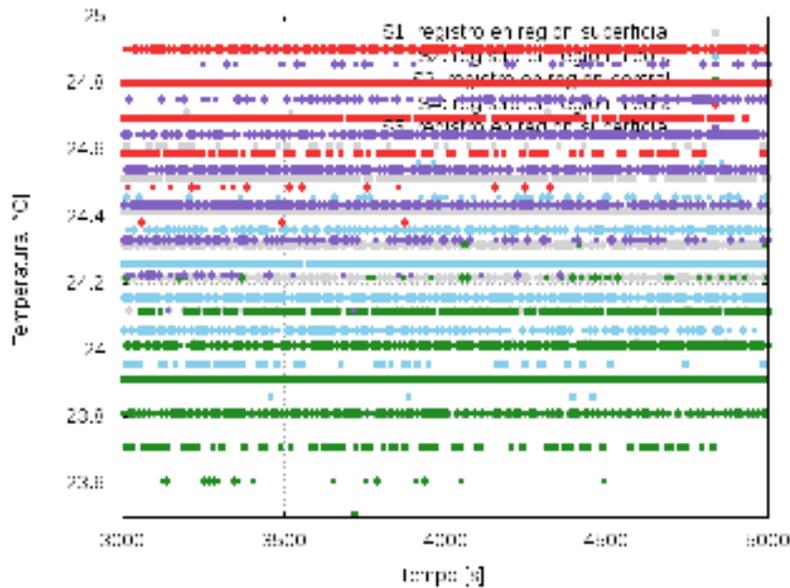


Fig. 58: el acercamiento de la figura anterior muestra las variaciones en los valores registrados por cada sensor.

3.3.4 Registro de temperatura durante secuencias de imagen espín eco de una hora de duración, inhabilitando la bobina de prepolarización (figuras 59 y 60)

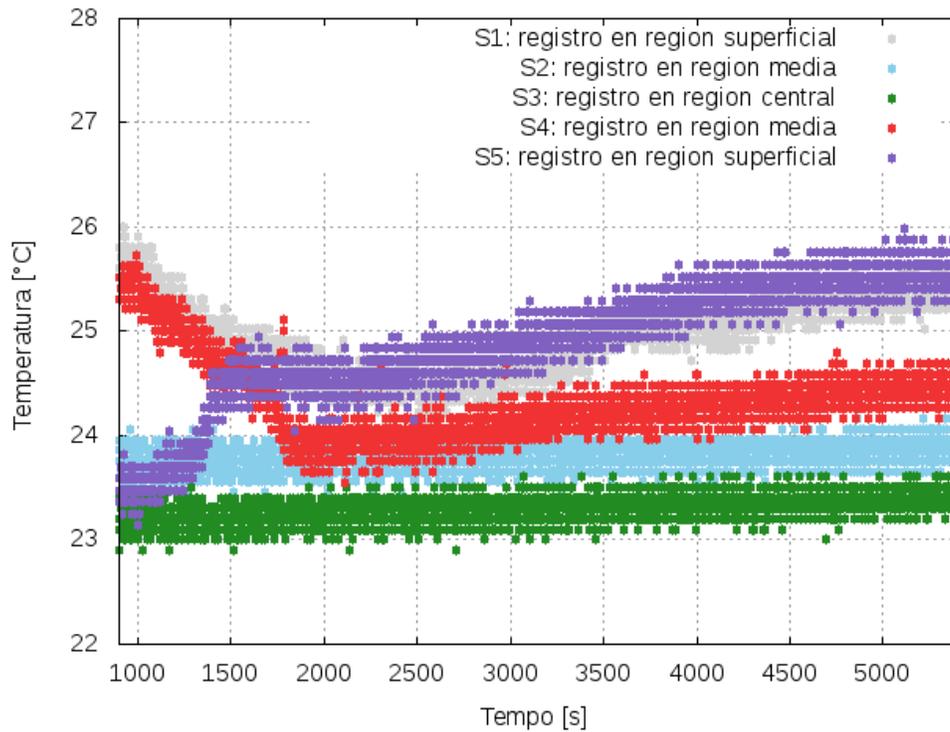


Fig. 59: temperatura registrada a lo largo del estudio de imagen espín eco, con la bobina B_p inactiva.

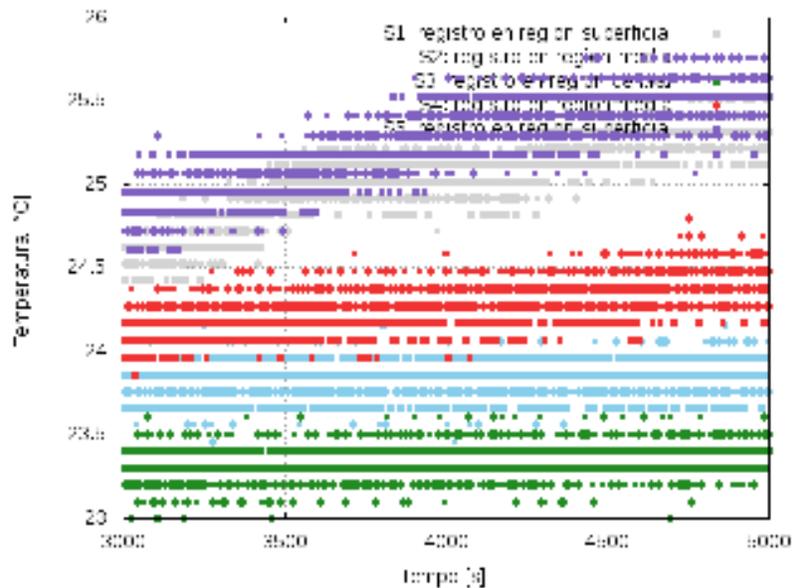


Fig. 60: acercamiento de la figura anterior, que muestra las diferencias en los valores de temperatura obtenidos por cada uno de los sensores.

4. Conclusiones

Se diseñó y construyó un fantoma acoplado a un sistema de registro de temperatura para la medición en procedimientos y pruebas de resonancia magnética de ultra bajo campo magnético utilizando el microcontrolador ATmega328P. Así como tener caracterizados, los componentes del sistema y las propiedades de interés en resonancia magnética de la muestra paramagnética empleada en el fantoma.

Se obtuvieron los valores de relaxometría y densidad en muestras de sulfato cúprico pentahidratado acuoso y solidificado para diferentes concentraciones en el sistemas RM de ultra bajo campo 'Terranova'.

Se observó un comportamiento decreciente en los valores de los tiempos de relajación de las muestra conforme aumenta la concentración de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$.

Las muestras generadas con la primera muestra de agua purificada no fueron adecuadas para procedimientos con el sistema fantoma, puesto que se sedimentó el $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ después de cierto periodo de tiempo, por lo tanto se utilizaron muestras disueltas en agua que poseyera una cantidad mínima de componentes salinos para favorecer una disolución de una sustancia con propiedades paramagnéticas, por ello utilizó la segunda muestra de agua purificada para el fantoma.

Se observaron diferencias entre los valores de relaxometría de las muestras solidificadas comparados con las muestras sin solidificar, siendo valores menores a los de disoluciones acuosas, esto pudo deberse un ambiente en el agua (los espines de los protones) muy diferente cuando se disuelve una sustancia paramagnética y se solidifica con un agente coloide como la grenetina (colágeno), lo que se especula que los espines tienden a alinearse de manera más rápida con el campo electromagnético de la antena de radiofrecuencia B1.

De determinó la densidad adecuada de la solución solidificada con grenetina para poder hacer un fantoma que simulara en su mayoría el tejido graso y que no se modificara su consistencia en periodos prolongados de tiempo, así como valores de tiempos de relajación similares a ese tejido. Se utilizó una proporción de cincuenta gramos de grenetina sin sabor por cada seiscientos mililitros de agua purificada, obteniendo una densidad promedio de de 0.096 g/cm^3 , parecida al tejido adiposo.

Se eligió el sensor adecuado para el registro de temperatura en el interior del fantoma, utilizando un termistor para registro de temperatura superficial, debido a que no produce inhomogeneidades e interferencias con el campo magnético, además de tener un tamaño adecuado para el registro en regiones pequeñas y específicas del fantoma.

Se obtuvieron las curvas características de los sensores utilizados en el sistema de registro de temperatura para el fantoma. Así como los coeficientes utilizados para la conversión de resistencia a temperatura con el método de Steinhart-Hart mediante una calibración adecuada fuera de inmersión dentro de un sistema hermético.

Se realizó un código en arduino para el registro de temperatura obtenida por los sensores donde se pudiera almacenar la información dentro de una tarjeta memoria microSD para su análisis posterior, además de implementar un temporizador para definir el tiempo de registro.

Se desarrolló un chip de montaje para el microcontrolador que tuviera el circuito de alimentación del módulo para tarjeta de memoria y el registro de la señal de los termistores, basado en un arreglo de divisores de voltaje en paralelo.

Se construyó un contenedor para fantoma y el sistema de montaje de sensores a base de acrílico y PLA, diseñado en el software 'FreeCAD'. De igual manera se diseñó una caja de protección para el circuito de registro hecho de MDF.

Se lograron realizar dos registros de temperatura dentro del fantoma para estudios de imagen espín eco y gradiente eco dentro de un sistema de resonancia magnética de ultra bajo campo magnético, en donde se observó un incremento en la temperatura de hasta dos grados centígrados mientras este se realizaba, pero en el último estudio de imagen por espín eco, este fue sesgado por la falta de control de la temperatura en el interior del sistema. Por lo que se propone como trabajo futuro mejorar el control de temperatura en el sistema de resonancia de ultra bajo campo magnético.

Las temperaturas variaron en un intervalo de 26.2 a 28 grados centígrados de manera diferente para cada posición en la que se encontraron los sensores, durante los estudios de imagen gradiente eco y espín eco sin activar la bobina de prepolarización (Bp). Este cambio no solo es atribuible al campo de radiofrecuencia, también pudo deberse a que el interior de la habitación y el calor producido por los gradientes fue factor para tener incrementos dramáticos en el interior, puesto que en esta adquisición los gradientes adquieren una mayor importancia ya que se mantienen funcionando durante más tiempo, aparte de contar con la potencia disipada de la bobina Bp.

Se obtuvieron cambios menos significativos en la temperatura a lo largo de las secuencias de imagen cuando se mantuvo la bobina de Bp inactiva, esto puede ser indicador de que los sensores registraron un cambio más drástico debido a la energía disipada de la bobina en los estudios de imagen durante la inactivación de la bobina Bp.

Por otro lado se adquirieron valores muy grandes en la temperatura cuando se realizó el estudio de imagen espín eco, incluso antes de se pusiera en marcha la secuencia de imagen. Esto se pudo atribuir a un envío erróneo de la señal eléctrica de los sensores al sistema de medición debido a que se pudo filtrar un poco de la sustancia paramagnética (conductora eléctrica) en las terminales previamente selladas de los sensores. Otra posible razón pudo ser que los sensores detectaron un gradiente de temperatura anómalo dentro de la muestra debido a la diferencia de temperatura entre esta y la habitación. Se necesita una mayor cantidad de pruebas para corroborar la hipótesis.

5. Anexo

Adquisición de temperatura en el interior de un sistema de resonancia magnética de 0.3T con el sensor MF52-103

Como antecedente a la realización del dispositivo de medición de temperatura se realizaron estudios donde se registró la temperatura en el interior de una muestra de 600ml de agua destilada con sulfato de cobre pentahidratado a 1000uM y 50g de grenetina, dentro de un sistema clínico de resonancia magnética de 0.3 Tesla, durante una secuencia de imagen espín eco para cabeza, de treinta minutos y treinta segundos de duración. También se realizó un registro durante una adquisición de imagen por la secuencia gradiente eco para cabeza de quince minutos con quince segundos de duración.

El estudio consistió en colocar la muestra tipo fantoma dentro de la habitación en la región de la camilla donde va colocada la cabeza, junto con la antena de resonancia para cabeza. Posteriormente se colocó el multímetro digital a tres metros y medio de la muestra y del imán del sistema para evitar interferencia.

Los datos fueron registrados cada minuto desde que inició cada adquisición y durante cinco minutos después de su finalización, tomando tres mediciones por cada minuto, para ello se utilizó un multímetro de mano cuya resolución sólo era de dos decimales.

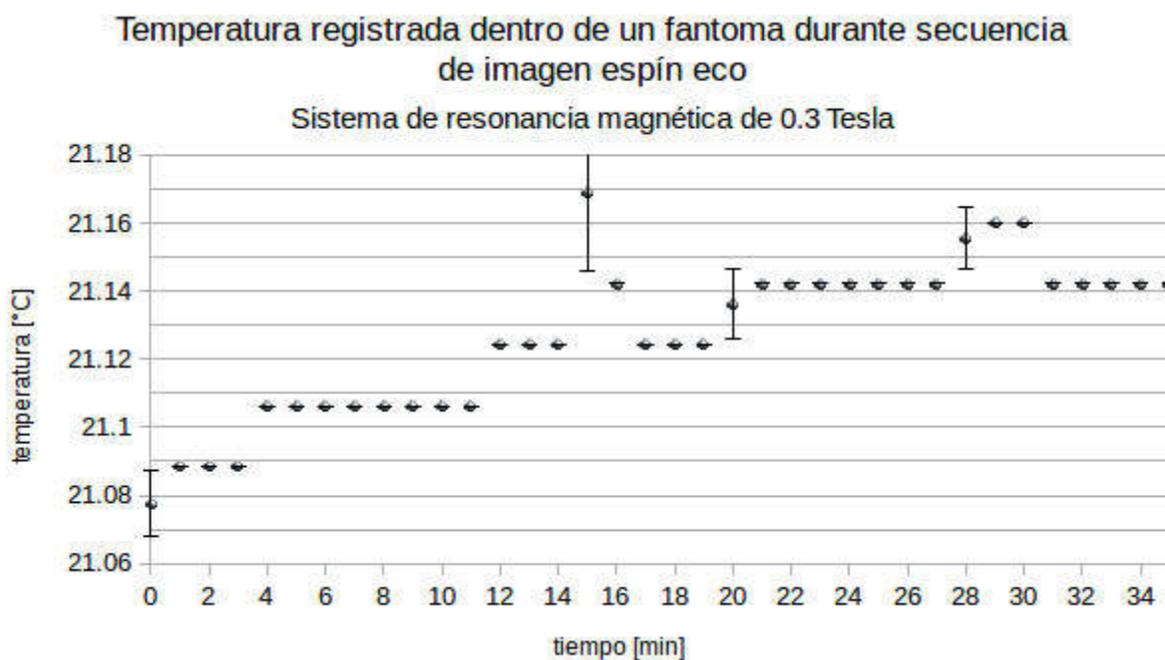


Fig. 61: valores de temperatura adquiridos durante estudio espín eco en sistema de 0.3T.

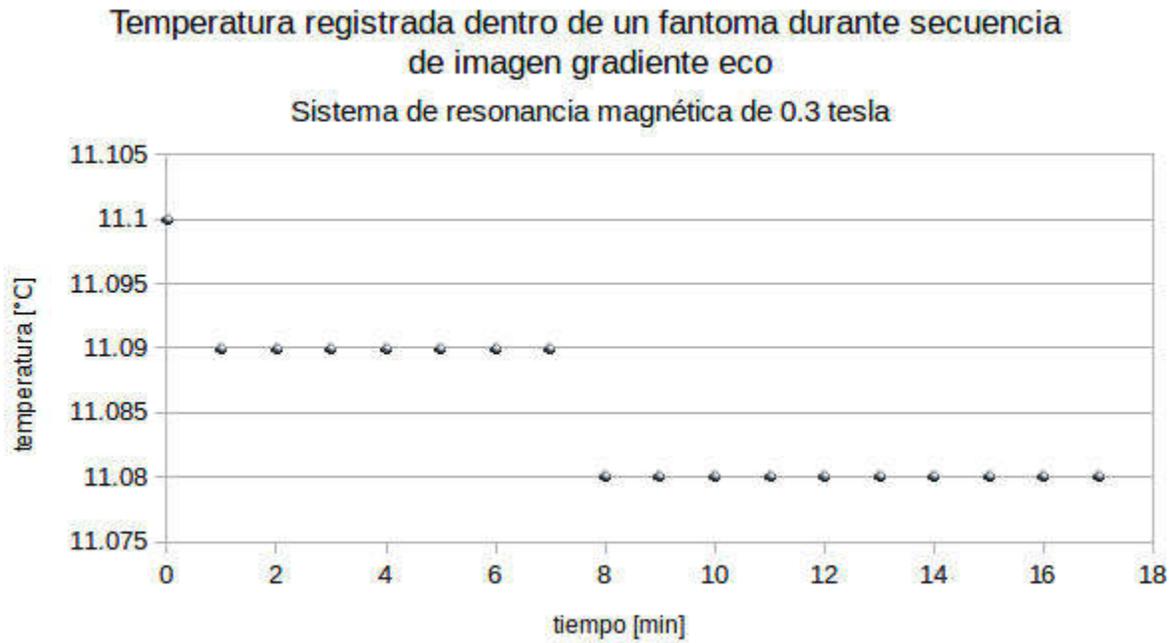


Fig. 62: valores de temperatura adquiridos durante estudio gradiente eco en sistema de 0.3T.



Fig. 63: fantoma puesto en el interior del sistema de resonancia de 0.3T.



Fig. 64: sistema de resonancia de 0.3T utilizada para realizar estudios.



Fig. 65: se observa la habitación y el equipo de RM.

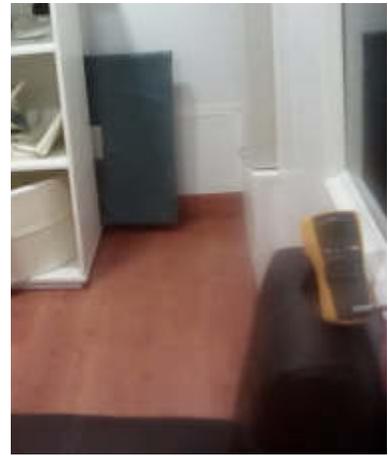


Fig. 66: se observa el multímetro 'Fluke' utilizado para el registro de resistencia.



Fig. 67: imagen 2D espín eco, adquirida en el sistema de 0.3T.



Fig. 68: comparación entre la imagen adquirida del fantoma de registro de temperatura (derecha) y el fantoma clínico (izquierda).

No se observaron cambios significativos en la temperatura de la muestra cuando se realizaron los estudios de imagen, sin embargo sí hubo variaciones en esta, aunque fueran de alrededor de 0.01°C .

Lo estudios de imagen clínicos tienen una duración menor comparada con los la duración del sistema Terranova, por lo tanto el tiempo de registro fue menor, otro factor que pudo perjudicar las mediciones fue que se utilizó un multímetro cuya resolución quizá no fue muy buena para detectar cambios pequeños en la resistencia del sensor dentro de la muestra.

Referencias

- [1] Zhengchao Dong, Trevor Andrews, Chuanmiao Xie and Takeshi Yokoo. *Advances in MRI Techniques and Applications*. Recuperado de: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/139043/>
- [2] José P. Marques, Frank E.J. Simonis, Andrew G. Webb. *Low-field MRI (2019): An physics perspective*. Recuperado de: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/jmri.26637>
- [3] Rex Lindey (2019). *A Breakdown of the Differences Between Low Field and High Field MRI Systems*. Recuperado de: <https://blog.healthcare.oxinst.com/comparing-low-field-vs-high-field-mri-advantages-and-disadvantages/>
- [4] Valentina Hartwig, Giulio Giovannetti, Nicola Vanello, Massimo Lombardi, Luigi Landini, and Silvana Simi (2009). *Biological Effects and Safety in Magnetic Resonance Imaging: A review*. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2705217/>
- [5] Terranova EFMRI User's Manual
- [6] McRobbie, D., Moore, E., Graves, M. & Prince, M. (2006) *MRI from picture to proton, 2nd Edition*.
- [7] Brown, M., Semelka, (2003). *MRI Basic Principles and Applications* , 3rd Edition. John Wiley & Sons.
- [8] Emiliano Schena, Daniele Tosi, Paola Saccomandi, Elfed Lewis, and Taesung Kim (2016). *Fiber Optic Sensors for Temperature Monitoring during Thermal Treatments: An Overview*. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4970186/>
- [9] Jai Kyoung Sim, Jaeyub Hyun, Il Doh, Bongyoung Ahn and Yong Tae Kim (2017). *Thin-film resistance temperature detector array for the measurement of temperature distribution inside a phantom*. Recuperado de: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1681-7575/aa90bd>
- [10] Jerome NP, Papoutsaki MV, Orton MR, Parkes HG, Winfield JM, Boss MA, Leach MO, deSouza NM, Collins DJ (2016). Development of a temperature-controlled phantom for magnetic resonance quality assurance of diffusion, dynamic, and relaxometry measurements. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27277048>
- [11] B. Akca BS, Imran, Ferhanoglu MS, Onur, Guney MSc, Sevin, Tasci, Onur, Akca, Imran, Ferhanoglu, Onur, Yeung, Christopher, Guney, Sevin, Tasci, Tufan, Atalar, Ergin (2007). *Measuring local RF heating in MRI: Simulating perfusion in a perfusionless phantom*. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/227508012_Measuring_local_RF_heating_in_MRI_Simulating_perfusion_in_a_perfusionless_phantom

[12] Standford Research Systems (2012). *Calibrate Steinhart-Hart Coefficients for Thermistors*. Recuperado de: <https://www.thinksrs.com/downloads/pdfs/applicationnotes/LDC%20Note%204%20NTC%20Calculator.pdf>

[13] ILX Lightwave (2006). *Thermistor Calibration and the Steinhart-Heart Ecuation*. Recuperado de: https://www.newport.com/medias/sys_master/images/images/h67/hc1/8797049487390/AN04-Thermistor-Calibration-and-Steinhart-Hart.pdf

[14] Willy McAllister. *Voltage Divider*. Recuperado de: <https://www.khanacademy.org/science/electrical-engineering/ee-circuit-analysis-topic/ee-resistor-circuits/a/ee-voltage-divider>