

## Diseño, implementación y pruebas de antenas para ablación por microondas

*Laugero Silvio J.; Perez María C.; Bonfils, Edgardo A.; Faust, Omar A.; Adur, Javier F.*

Autoras/es: Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos. Ruta provincial 11, km 10 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina.

Contacto: [silvio.laugero@uner.edu.ar](mailto:silvio.laugero@uner.edu.ar)

ARK: <https://id.caicyt.gov.ar/ark:/s22504559/lkfj0ok4>

### Resumen

El siguiente trabajo aborda la temática de ablación por microondas (Micro Wave Ablation o MWA en Ingles) y está compuesto de dos partes. La primera se refiere a la puesta a punto de un prototipo de generador de MO fabricado por el equipo de la Cátedra Radiaciones No Ionizantes de FIUNER y la segunda, trata el diseño e implementación de distintos tipos de antenas para ablación. Finalmente se prueba todo el conjunto emisor-antena-tejido sobre hígado vacuno, obteniendo resultados comparables en ciertos aspectos a trabajos ya realizados.

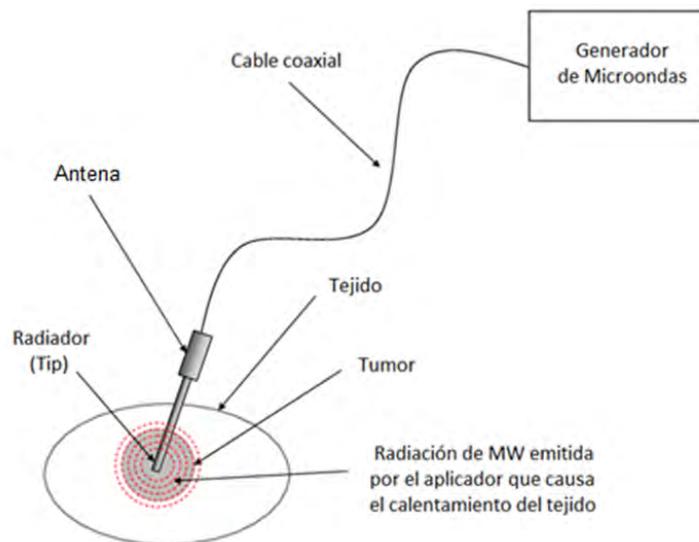
**Palabras clave:** Ablación, microondas, antenas, tratamiento tumores.

## Introducción

La ablación por microondas (MWA) es una de las técnicas de ablación térmica, la cual utiliza radiación de microondas para elevar la temperatura del tejido. La misma se encuentra en desarrollo y crecimiento dentro de la industria médica. Es una alternativa para el tratamiento de tumores no tratables quirúrgicamente, principalmente aplicadas en el hígado, pulmón, riñón y estudiada para ser aplicada en neoplasias de hueso, páncreas y mama [1].

Durante la terapia las microondas se aplican directamente a los tejidos para producir necrosis por coagulación debido al rápido incremento de temperatura, en combinación con quimioterapia o radioterapia. Diversos estudios clínicos efectuados en pacientes humanos con tumores hepáticos, pulmonares y renales han demostrado resultados similares a los de la cirugía. En el caso del hígado, al ser un órgano difícil de operar, la MWA se postula como un tratamiento alternativo con excelente potencial.

Un dispositivo de MWA está formado por un generador de microondas, una línea de transmisión de energía y una antena de ablación, como se muestra en la Fig.1. Las frecuencias utilizadas son 915MHz y 2,45GHz, cuya profundidad de penetración las hacen adecuadas para una gran variedad de tejidos. Además, el diseño de la antena de microondas es crítico para el rendimiento del dispositivo.



**Figura 1.** Sistema básico para ablación por MO.

Es importante tener en cuenta el patrón de calentamiento producido, la tasa de absorción específica (SAR) y la eficiencia del acoplamiento de energía en el tejido. Uno de los desafíos asociados con el calentamiento selectivo de tumores profundos es la aplicación del mismo sin dañar el tejido circundante. El desarrollo de modernas herramientas de software y métodos computacionales han llevado al diseño y optimización de nuevas configuraciones de antenas y aplicadores para la generación de microondas para ablación de tumores.

El objetivo principal de este trabajo se centra en la puesta a punto de un generador ya existente, adecuarlo para el uso en MWA, y en la fabricación y pruebas de las antenas utilizando dicho generador.

## Materiales y métodos

### 1) Emisor de Microondas

El generador de microondas está fabricado en base a un magnetrón de horno de microondas, el modelo 2M218 de la marca Daewo [2]. Este magnetrón cuenta con una potencia nominal de salida de 900W que excede la potencia deseada, por lo que para poder trabajar en valores más bajos se implementó un circuito de control como se observa en la Fig.2. Tomando como referencia las curvas del magnetrón, sobre todo la que vincula la potencia de salida con la tensión de ánodo, se realizó una fuente con salidas independientes para filamento y cátodo, con el objetivo de controlarlas individualmente. La tensión del primario del transformador de alto voltaje es manejada por un circuito tipo “dimmer” cuya regulación está basada en el control por TRIAC (Triodo para Corriente Alterna).

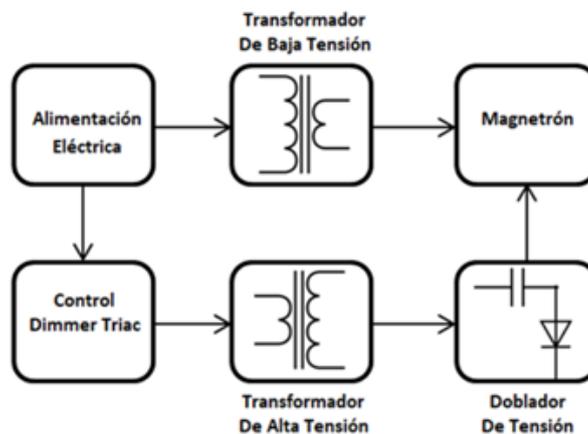


Figura 2. Diagrama en bloques del generador de MO

El magnetrón emite ondas electromagnéticas mediante una antena, por lo cual fue colocado en una cavidad resonante para generar el acople a un cable coaxial, como se observa en la Fig.3. La cavidad fue fabricada con medidas específicas necesarias para poder realizar este acople con el máximo rendimiento posible. Esta funciona como una guía de ondas rectangular en modo TE<sub>10</sub> transportando las ondas electromagnéticas emitidas desde el magnetrón hasta una antena de salida colocada en el otro extremo de la cavidad, en la cual son captadas las microondas y así poder transmitir las por el cable coaxial hasta la antena a utilizar.

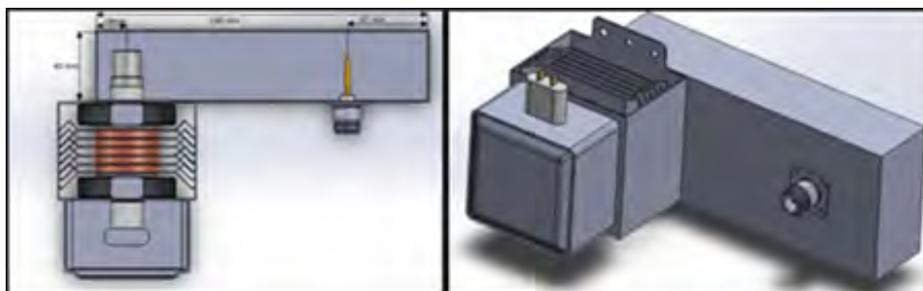
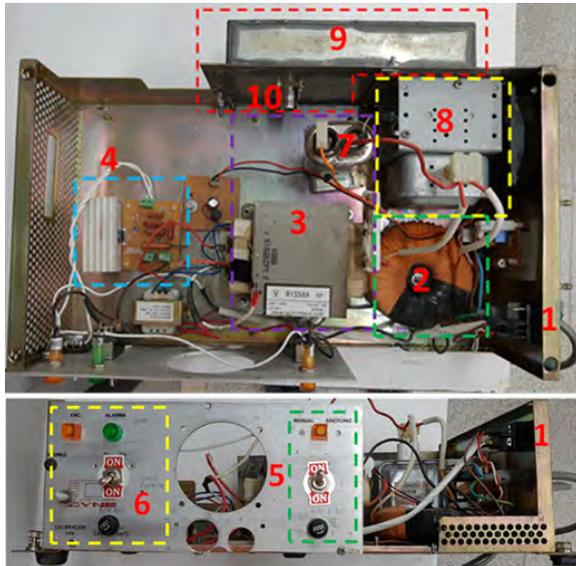


Figura 3. Cavidad de acople magnetrón-antena.

### 1.1 Equipo implementado y pruebas de funcionamiento

En la Fig. 4 se observa el equipo implementado según el diagrama en bloques de la Fig. 2 y sus referencias. En 9 y 10 se observan la cavidad diseñada y el conector del cable coaxil, mostrados en la Fig.3.



REFERENCIAS
1. Entrada de red eléctrica.
2. Alimentación de baja tensión.
3. Alimentación de alta tensión.
4. Control de potencia con Triac.
6. Control de alta tensión.
5. Control de alimentación de Filamento.
7. Doblador de Voltaje.
8. Magnetron.
9. Cavidad de acople a coaxial.
10. Salida cable coaxial.

Figura 4. Sistema Implementado.

La prueba de funcionamiento del generador consistió en la implementación de una configuración de medición. Ésta involucra el generador de microondas, cables coaxiales, una carga fantasma e instrumentos de medición como lo son el vatímetro y el analizador de espectro. Estos elementos se conectan como se observa en la Fig. 5.

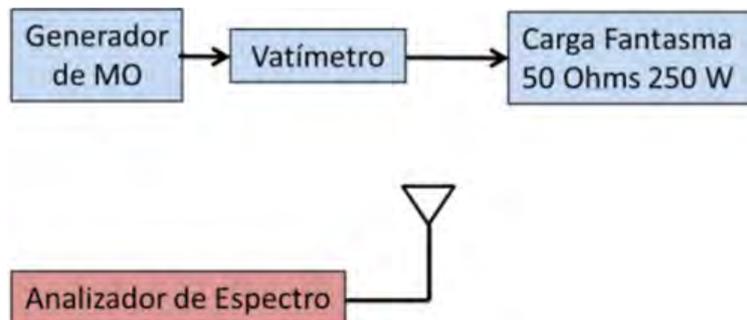


Figura 5 Configuración de prueba.

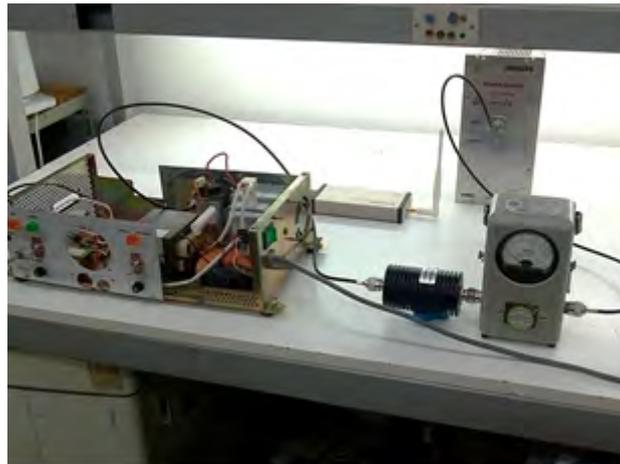
**Vatímetro:** BirdThruLine / 43 / Con elemento de medición de 25W en el rango de 2400 a 2500MHz. Conectores tipo N de entrada y salida. Impedancia característica de 50 Ohms (Model 43 RF Wattmeter | Bird - The RF Experts, s. f.)

**Carga fantasma:** RF Power / RFP-250-50TC / capacidad de disipación de 250W continuos, impedancia de 50 Ohms puramente resistivos, apta para el rango de DC-3GHz (RFP-250-50TC.pdf, s. f.)

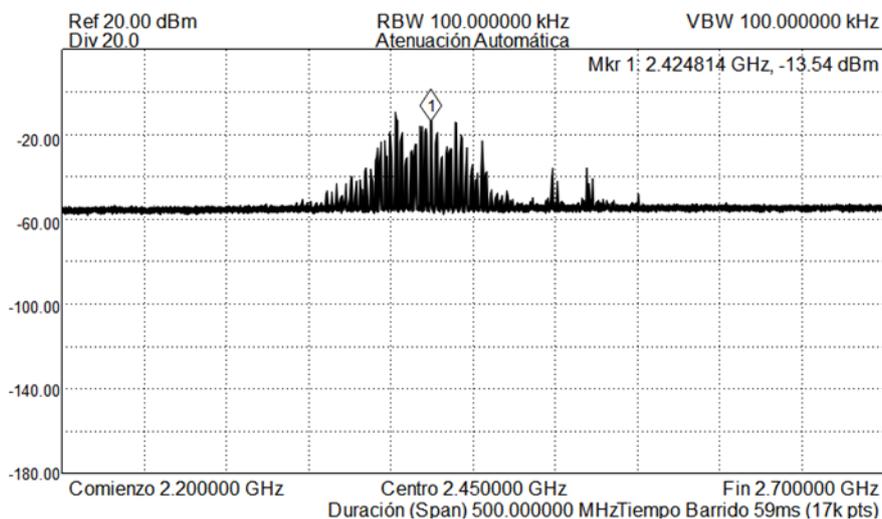
**Analizador de espectro:** SignalHound / USB-SA44B / conexión vía USB a una PC, permite visualizar el espectro electromagnético en un rango desde 1 Hz a 4 GHz, en este caso el rango se acotó desde 2,2 a 2,7 GHz («USB-SA44B — 4.4 GHz SpectrumAnalyzer», s. f.)

La prueba consistió en medir la potencia entregada a la carga mientras se analiza todo el comportamiento del sistema, tensiones en el transformador, control de potencia, calentamientos, etc. La potencia máxima medible es de 25 W.

En la Fig. 6 se observa la configuración de prueba con el emisor, la carga y los elementos de medición, y en la Fig. 7 uno de los espectros tomados de la emisión espúrea.



**Figura 6.** Configuración de prueba con sus elementos.



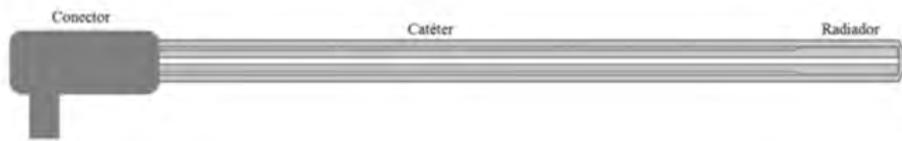
**Figura 7.** Espectro de emisión del generador a baja potencia obtenido con el analizador Signal Hound USB-SA44B. Se observa que el espectro abarca desde 2.35GHz hasta los 2.55GHz.

## 2) Antenas para MWA

Las antenas juegan un rol clave en esta técnica, ya que es la responsable de la distribución de energía de microondas hacia el tejido y de ellas depende el rendimiento del

dispositivo. Estas se diseñan y optimizan mediante software y métodos computacionales para alcanzar la antena ideal, la cual debe lograr el patrón de ablación buscado, junto con una baja invasividad y alta eficiencia en la deposición de energía [3][4][5].

La geometría básica de una antena es similar a la de un cable coaxial delgado con diámetros en el rango de 1,5 a 2,5 mm [6]. Poseen un conductor central, un conductor externo en forma de malla o cilindro hueco, ambos separados por un material dieléctrico, como se muestra en la Fig.8. En los extremos se encuentra un conector para realizar la conexión al generador mediante un cable coaxial y en el otro extremo se encuentra el elemento radiante llamado radiador. La antena en su totalidad debe estar recubierta de un material aislante, generalmente teflón.



**Figura 8.** Modelo de una antena para MWA

El radiador es el elemento que define la mayoría de las características de la antena, de este depende el patrón de radiación, impedancia y eficiencia de acople al tejido. En la periferia del radiador es donde se produce el proceso de ablación. La impedancia de entrada de la antena debe ser igual a la impedancia de salida, es decir donde acopla al tejido. Esto asegura que se produzca la máxima transferencia de energía al tejido. Si la impedancia no es igual se provoca un efecto de reflexión de la onda electromagnética, lo cual tiene como consecuencia que disminuya la deposición de energía en el tejido, que se generen ondas estacionarias y debido a éstas se produzca retro calentamiento sobre el vástago de la antena. Este último efecto no deseado provoca que las zonas de ablación sean alargadas, adquiriendo la forma denominada comúnmente “de cometa”.

Para minimizar estos efectos debido a las altas temperaturas que se generan a lo largo del eje de la antena durante el calentamiento de los tejidos, se utiliza un sistema de refrigeración que hace pasar un líquido frío a través del eje de la misma.

Existen diversos tipos de antenas para ablación por microondas que pueden dividirse y organizarse como lo propone Huang et al., 2021 en su artículo, del cual se extrajo este diagrama. Fig. 9.

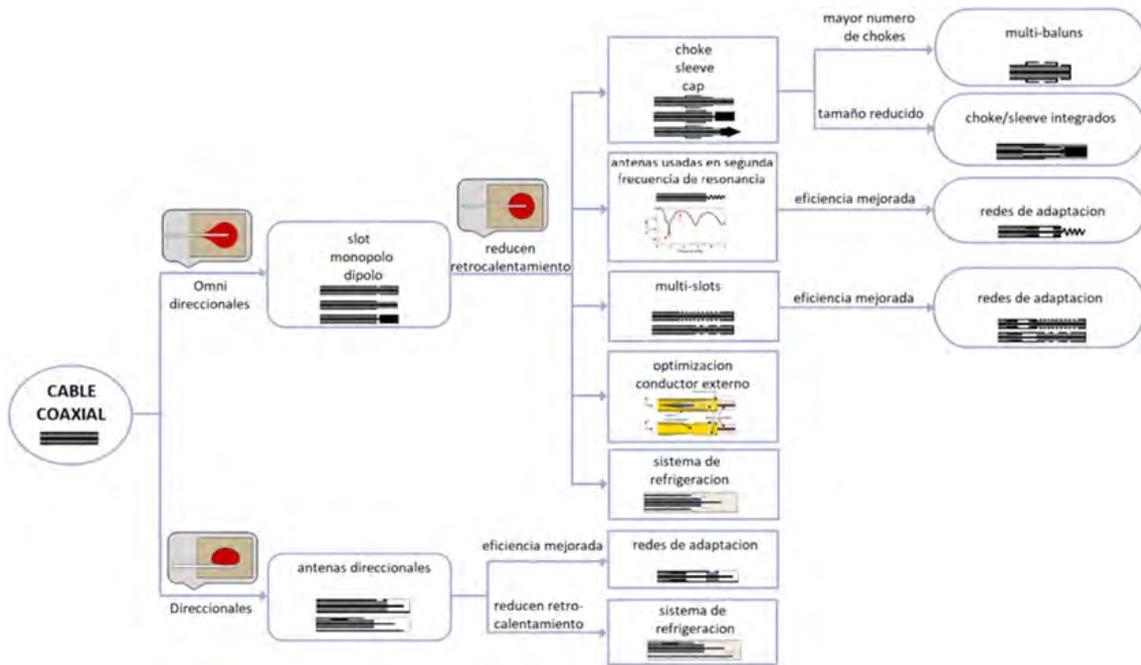


Figura 9. Organización de las antenas.

En el diagrama se aprecia que las antenas pueden dividirse en dos grandes grupos, las direccionales y las omni-direccionales [2]. Las primeras logran focalizar la emisión en un pequeño volumen en una única dirección, mientras que las omnidireccionales emiten en todo el volumen que rodea a la antena. Este último tipo de antenas es el más común ya que esta técnica generalmente se utiliza tumores cuya geometría es aproximadamente esférica, y además son más sencillas de fabricar.

Las antenas omni-direccionales presentan 3 tipos de diseño: **monopolo, dipolo y ranura**. Todas éstas tienen como inconveniente el calentamiento del vástago, también llamado retro calentamiento, que deja como marca característica un patrón de calentamiento alargado en forma de gota o cometa.

Este patrón indeseado se busca reducir mediante diseños geométricos más complejos de antenas, en las cuales distintas estructuras conductoras logran reducir este efecto. Se encuentran aquí las antenas *multislot, sleeve, choke y cap*.

Finalmente la mayoría de estos tipos de antenas pueden mejorarse agregando redes de adaptación de impedancia y refrigeración. Como se observó anteriormente, la refrigeración es una de las técnicas más implementadas ya que evita el retro calentamiento y además permite manejar potencias más elevadas ya que mantiene la temperatura de la misma.

Las antenas pueden a su vez ser utilizadas de forma simple o implementando un arreglo para lograr una geometría particular o generar patrones de ablación más grandes de los que se podrían lograr con una única antena. Esto a su vez depende de la capacidad del generador o disponibilidad de múltiples generadores.

Los diámetros varían según el fabricante y el tipo de aplicación. Para aplicaciones percutáneas se busca que sean lo más pequeñas posibles, mientras que si se utilizan en cirugías abiertas no sería de gran importancia el diámetro de la misma. La aplicación

más frecuente es percutánea con diámetros que varían desde 1.4 mm a 2.8 mm, como se mencionó anteriormente, mientras que si es abierta los diámetros pueden ser mayores y se suele trabajar con 5 mm.

## 2.1 Simulaciones realizadas

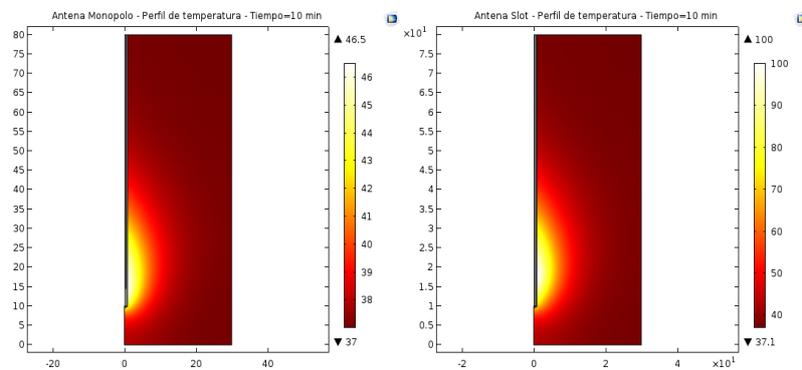
Se diseñó un modelo en elementos finitos del acoplamiento de las ecuaciones de Maxwell y la ecuación de bioalentamiento para el estudio de campos electromagnéticos, campos de temperatura, patrón de calentamiento y SAR utilizando COMSOL 5.3.1.180.

Se estudiaron dos configuraciones de antenas para MWA: antena monopolo y antena de ranura (Antena Slot), teniendo en cuenta la geometría de la antena, los materiales de construcción, el tipo de tejido, la potencia aplicada y el efecto de la irrigación sanguínea.

### 2.1.1 Resultados

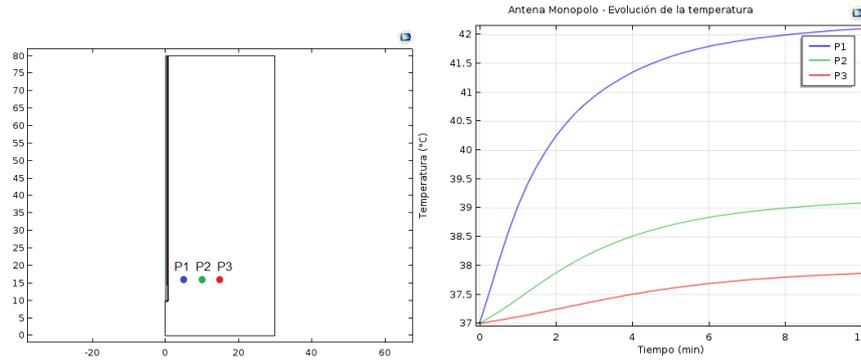
#### I. Perfil de temperatura

La Fig.10 muestra la distribución de temperatura resultante en el tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W luego de un tiempo típico de aplicación de la terapia de 10 minutos. En ambos casos la temperatura es más alta cerca del radiador de la antena y disminuye con la distancia alcanzando los 37°C cerca de los límites externos del dominio computacional. Sin embargo, las temperaturas alcanzadas en la antena slot son mucho mayores que en la antena monopolo.

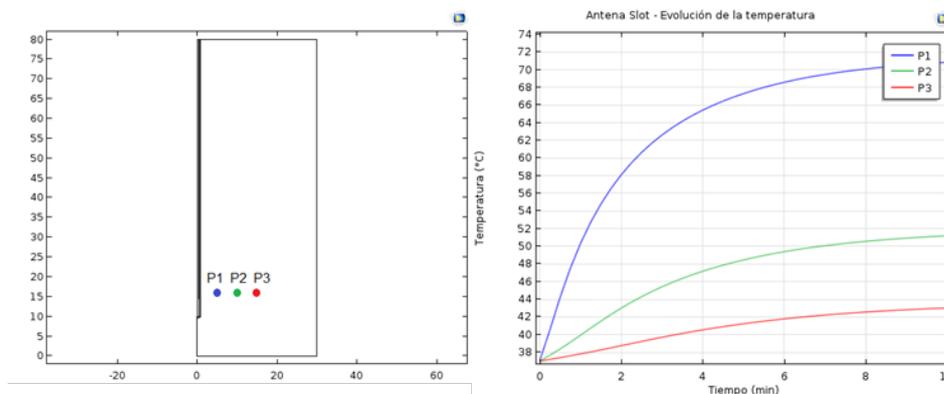


**Figura 10.** Perfil de temperatura en el tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en ambas antenas luego de un tiempo de aplicación de 10 minutos (Izquierda: Antena monopolo – Derecha: Antena Slot).

En las siguientes figuras se muestra la evolución temporal de la temperatura en 3 puntos del tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en la antena monopolo (Fig.11) y en la antena Slot (Fig. 12).



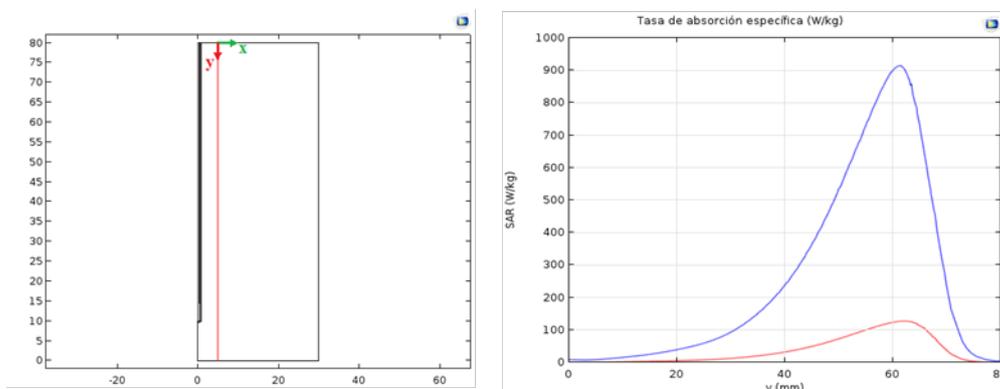
**Figura 11.** Evolución de la temperatura en 3 puntos (P1 – P2 – P3) del tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en la antena monopolo.



**Figura 12.** Evolución de la temperatura en 3 puntos (P1 – P2 – P3) del tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en la antena Slot.

## II. Tasa de absorción específica

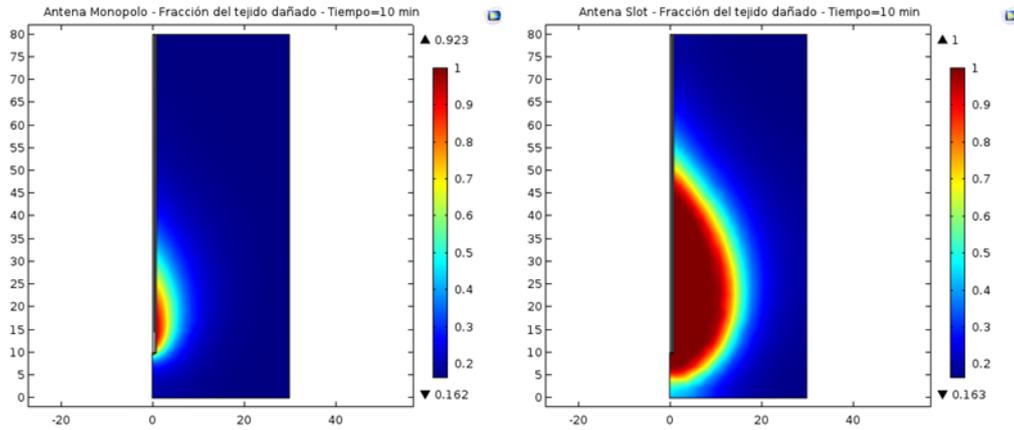
La Fig. 13 determina el SAR en ambas configuraciones a lo largo de una línea paralela a la antena que se encuentra a una distancia de 5 mm del eje de la misma. Se observa una mayor tasa de absorción específica en la antena Slot.



**Figura 13.** SAR a lo largo de una línea paralela a la antena que se encuentra a una distancia de 5 mm del eje de la misma en la antena monopolo (rojo) y en la antena Slot (azul). La punta de la antena se encuentra en  $y = 70$  mm.

### III. Fracción de tejido necrótico

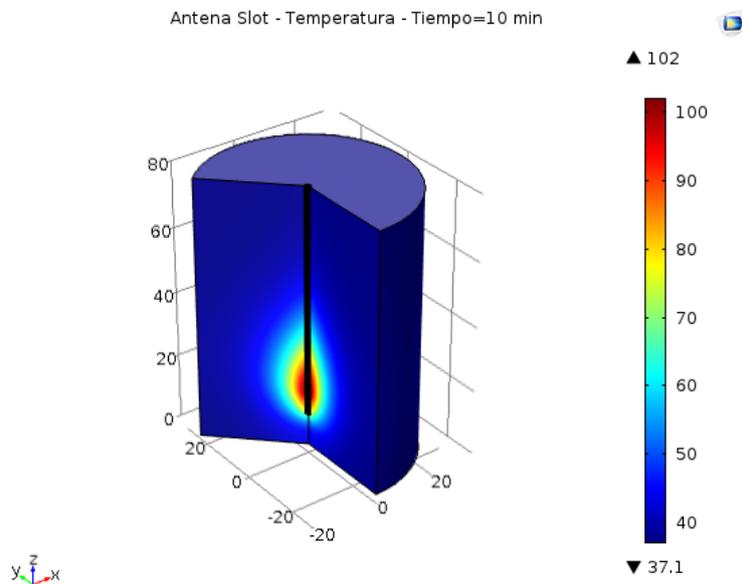
En la Fig. 14 se puede visualizar la fracción de tejido necrótico o dañado en ambas configuraciones luego de un tiempo de aplicación de la terapia de 10 minutos.



**Figura 14.** Fracción de tejido necrótico en la antena monopolo (izquierda) y antena Slot (derecha).

### IV. Eficiencia de la Antena Slot

La Fig. 15 muestra el perfil de temperatura en 3D de la antena Slot. Se observa que la misma alcanza valores cercanos a los 100°C en las cercanías del radiador de la antena. De los análisis realizados se determinó una mayor eficiencia en este tipo de configuración, obteniéndose mayores valores de temperatura y SAR en el tejido necesarias para el tratamiento efectivo de tumores.



**Figura 15.** Perfil de temperatura en 3D de la antena Slot.

## 2.2 Discusión de los resultados obtenidos en las simulaciones

Se diseñaron dos configuraciones de antenas típicas de MWA, monopolo y antena Slot o de ranura, utilizando técnicas de simulación por EF. El uso de esta técnica para el diseño nos permite modelizar la antena y el tejido circundante utilizando las ecuaciones de campo electromagnético acoplado a la ecuación de biocalentamiento en 2D. Este modelo permitió comparar los perfiles de temperatura, la fracción de tejido necrótico y la tasa de absorción específica en el tejido. Por otra parte, el modelo desarrollado permite evaluar la influencia de la geometría de la antena, los materiales de construcción, otros tipos de tejido (pulmón, riñón) y el efecto de la potencia aplicada, entre otros.

## 2.2 Implementación de las antenas

Esta sección muestra los pasos básicos para fabricar una antena coaxial slot en el laboratorio. Para otros tipos de antenas se utiliza un procedimiento similar. Los materiales y herramientas manuales requeridas incluyen: cable coaxial de microondas RG174 y RG142, conectores coaxiales BNC, cinta de teflón, pinza crimpeadora, cortador de cable coaxial, cortador (cutter), calibre, regla, soldador y estaño.

- Se parte del diseño de la antena slot definiendo el tamaño del radiador y el tamaño de la ranura.
- Se corta el cable coaxial de la longitud aproximada deseada de la antena (15cm aproximadamente).
- Utilizando regla y calibre se marca la longitud del radiador y la posición de la ranura.
- Se corta la ranura haciendo uso del cortador.
- En la punta de la antena, se suelda el conductor externo con el conductor central del cable coaxial.
- Se recubre la ranura y la antena con doble vuelta de cinta de teflón.
- Haciendo uso de la herramienta crimpeadora se coloca el conector BNC en el otro extremo de la antena.

En la Figura 16 se muestran dos antenas fabricadas utilizando el procedimiento antes descrito.



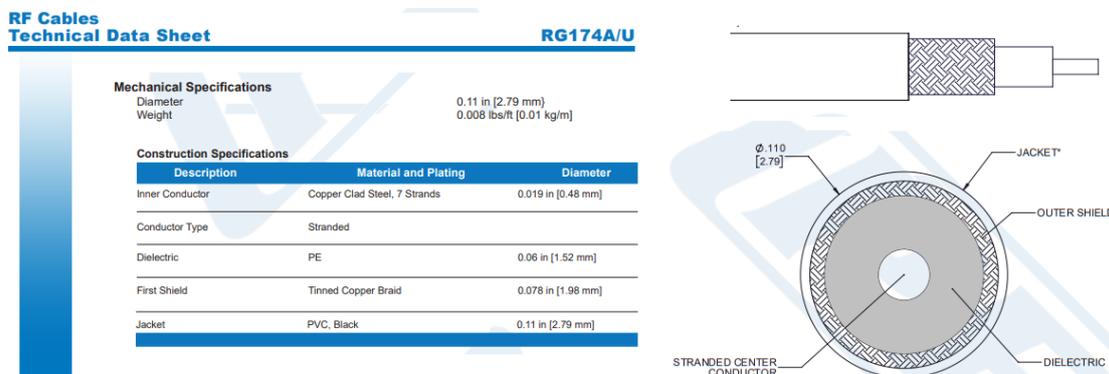
**Figura 16.** Antenas fabricadas.(a) Antena monopolo fabricada con cable coaxial RG142. (b) Antena monopolo fabricada con cable coaxial RG174.

### 2.2.1 Cables coaxiales

Las distintos tipos de antenas se fabricaron con los cables coaxiales RG174 y RG142 los cuales tienen distinto diámetro externo. No se utilizó el cable RG405-U modelado en las simulaciones del capítulo anterior debido a que el mismo no se consigue a nivel nacional e internacionalmente el mismo se vende por rollo con un precio elevado.

#### 2.2.1.1 Cable coaxial RG174

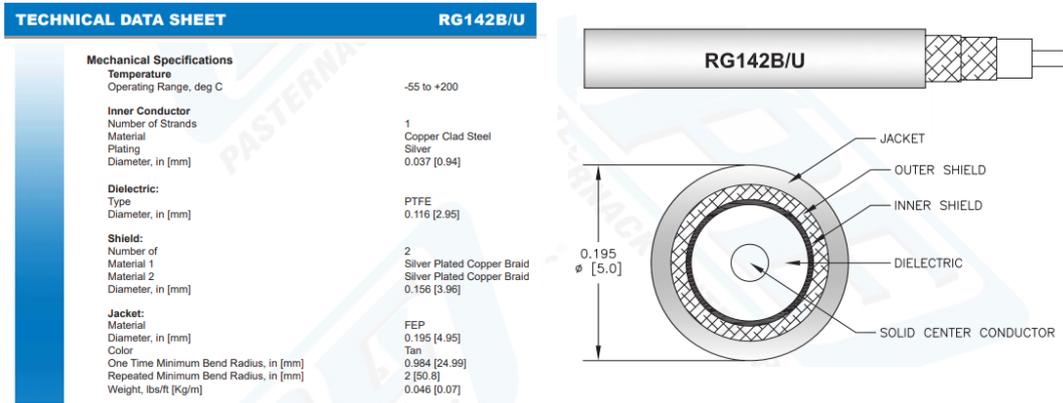
El cable RG174 es un cable coaxial flexible para microondas, con una impedancia característica de 50 Ohms, una potencia máxima de 17W y una atenuación de 32dB a 1GHz. En la Fig.17 se muestran las especificaciones mecánicas y dimensiones del cable coaxial RG 174.



**Figura 17.** Especificaciones mecánicas y dimensiones del cable coaxial RG174. Imagen obtenida de <https://www.pasternack.com/images/ProductPDF/RG174A/U.pdf>

### 2.2.1.2 Cable coaxial RG142

El cable RG142 es un cable coaxial flexible con doble blindaje para microondas, con una impedancia de 50 Ohms, una atenuación de 12,9dB a 1GHz y una frecuencia máxima de operación de 8GHz. En la Fig. 18 se muestran las especificaciones mecánicas y dimensiones del cable coaxial RG142B/U.



**Figura 18.** Especificaciones mecánicas y dimensiones del cable coaxial RG142B-U. Imagen obtenida de <https://www.pasternack.com/images/ProductPDF/RG142B-U.pdf>

En la Tabla 1 se muestran las dimensiones de las antenas basadas en los cables coaxiales RG142 y RG174.

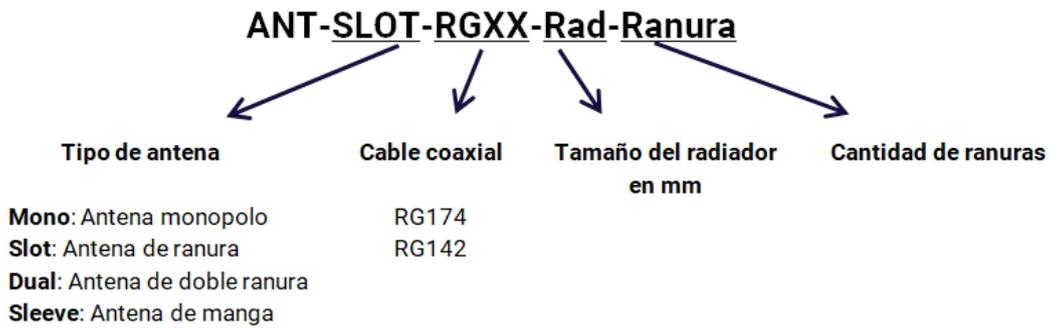
**Tabla 1.** Dimensiones de las antenas basadas en los cables coaxiales RG174 y RG142.

(\*) El diámetro externo del catéter se determina considerando que el mismo se recubre con doble capa de cinta de teflón de 100um de espesor.

Dimensión	Antena RG174	Antena RG142
Radio del conductor central (mm)	0,24	0,47
Radio interior del conductor externo (mm)	0,76	1,475
Radio exterior del conductor externo (mm)	0,99	1,98
Radio del catéter (mm)*	1,19	2,18

### 2.3 Antenas fabricadas

Se fabricaron 9 antenas de distinto tipo, incluyendo antenas monopolo, slot, dual slot y sleeve utilizando distintos tipos de cable coaxial y cambiando algunas características de la geometría como el tamaño y posición de las ranuras. Las mismas fueron codificadas para poder ser identificadas durante las pruebas experimentales como se muestra en la Fig.19



**Figura 19.** Codificación utilizada en la identificación de las antenas fabricadas.

Como ejemplo, en las Tablas 2 y 3 se muestran las características constructivas de dos antenas identificando el tipo, cable coaxial con el cual se fabricaron, la cantidad y tamaño de las ranuras.

**Tabla 2.** Antena monopolo fabricada para las pruebas experimentales.

Antena	Tipo	Cable coaxial	Cantidad de ranuras	Tamaño de radiador (mm)	Tamaño de la ranura (mm)
ANT-MONO-RG142-08-X	MONOPOLO	RG142	NC	8	NC

**Tabla 3.** Antenas slot fabricadas para las pruebas experimentales.

Antena	Tipo	Cable coaxial	Cantidad de ranuras	Tamaño de radiador (mm)	Tamaño de la ranura (mm)
ANT-SLOT-RG174-08-1	SLOT	RG174	1	8	1
ANT-SLOT-RG142-08-1	SLOT	RG142	1	8	1

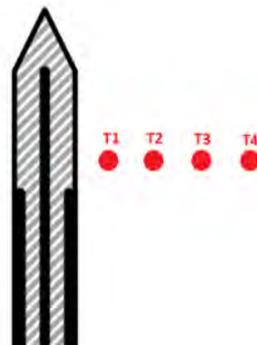
## 2.4 Caracterización de las antenas implementadas

Las simulaciones permiten obtener información de cuál es la forma geométrica de mayor rendimiento para cada tipo de antena y su comportamiento con el tejido. Parámetros como la tasa de absorción específica (SAR), reflexión de potencia o coeficiente de reflexión, fracción de tejido necrótico, esfericidad y perfil de temperatura, son los más estudiados. Esta información es la base con la que se realizará la caracterización de las antenas. Particularmente en este trabajo se tomaron la reflexión de potencia, esfericidad y perfil de temperatura, ya que son las variables que se pueden cuantificar en las pruebas.

La forma utilizada para medir la reflexión de potencia o coeficiente de reflexión fue mediante un vatímetro, el cual permite medir la onda incidente tanto como la reflejada. Este método sólo permite obtener información del coeficiente de reflexión en términos de valores absolutos para una frecuencia fija dada por las características del vatímetro y del generador utilizado. Por esto es que se comparó solamente el coeficiente de reflexión de la antena en la frecuencia de 2.45 GHz, ya que la medición se encuentra limitada por el generador que es de frecuencia fija y el ancho de banda del vatímetro, que es de 2.4 a 2.5GHz.

El perfil de temperatura es posible obtenerlo mediante la medición en distintos puntos en la periferia de la antena. Esto tiene dos inconvenientes, el primero de ellos es la cantidad de sondas que son necesarias si se desea levantar el perfil completo de temperatura y el otro inconveniente importante, es el material de la sonda. La mayoría de las sondas de medición están fabricadas con metal, lo que es un inconveniente si se la coloca en las cercanías de la antena mientras se encuentra emitiendo.

Se realizaron mediciones de temperatura con sondas termorresistivas a distintas distancias de la antena durante una prueba de ablación. Los primeros resultados indican que las termorresistencias a pesar de tener componentes metálicos no se vieron afectadas, en principio y de manera significativa, por las microondas. Tampoco se vio afectado el patrón de ablación, por lo que se decide utilizarlas para realizar la medición de temperatura y poder estudiar su perfil. La solución a la que se arriba es medir la temperatura en puntos ubicados a una distancia conocida de la antena, como se observa en la Fig.20. De esta forma se puede llegar a obtener curvas de temperatura a lo largo del tiempo en puntos que se ubican radialmente a la antena.



**Figura 20.** Disposición de antenas y sondas

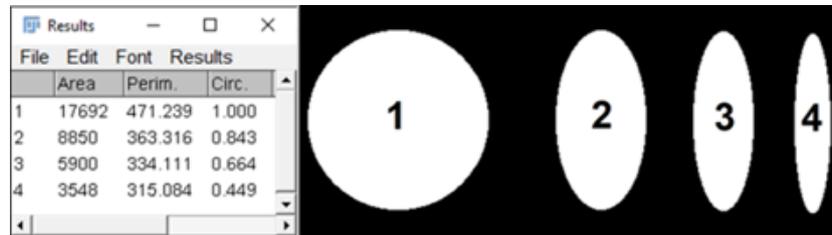
La fracción de tejido necrótico puede analizarse al final del proceso de ablación, capturando una imagen del tejido, donde se observa el cambio de coloración y se lo compara con los perfiles que se obtienen de simulaciones u otros trabajos de investigación. Además dicha imagen permite mediante software calcular la esfericidad del patrón de ablación, otro parámetro posible de comparación con los resultados obtenidos por otros investigadores.

Para ello se utiliza el programa *ImageJ*, el cual permite calcular la esfericidad de una figura mediante el demarcado de su perímetro.

La esfericidad se indica como circularidad, la cual se calcula como:

$$Circularidad = \frac{4\pi\text{área}}{\text{perímetro}^2}$$

En la Fig. 20 y a modo de ejemplo, se presentan cuatro figuras geométricas para tener noción del parámetro de esfericidad.



**Figura 21.** Circularidad

En dicha figura, la sub figura 1 es un círculo perfecto, por lo que su circularidad es 1, mientras que las sub figuras 2, 3 y 4 corresponden a elipses cuyos radios mayores son respectivamente 2, 3 y 5 veces mayores que su radio menor. Como vemos la circularidad disminuye a medida que la figura va tomando forma más alargada.

## 2.4 Método

Las antenas se probaron sobre hígado bovino debido a las propiedades eléctricas del mismo. Numerosos trabajos se realizaron también sobre este tejido, lo que permitió comparar resultados [1][7][8].

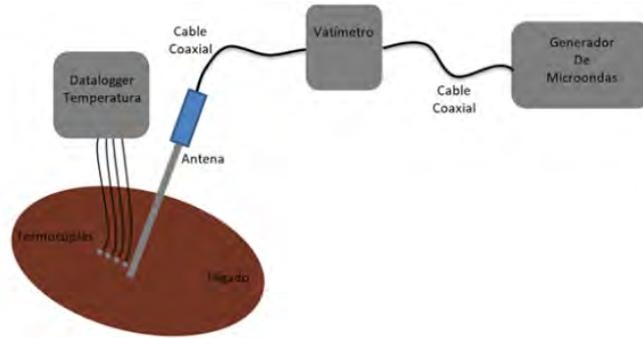
El tejido debe tener por lo menos 6 cm de espesor, a fines de colocar la antena en el medio y que la misma quede cubierta por al menos 3 cm de tejido en toda su periferia. Esto es necesario porque si el tejido es demasiado fino, la emisión de microondas se puede ver afectada por los materiales circundantes, alterando el resultado de las pruebas.

Definidas las características particulares del tejido, se define la configuración que se utilizó en las pruebas, para que las mismas cumplan con un estándar y así poder comparar los resultados entre los distintos tipos de antenas.

Los puntos importantes que se consideraron en la elaboración de la configuración son:

- - Circuito a utilizar.
- - Medición de potencia.
- - Posición de la antena.
- - Medición de temperatura.
- - Potencia a utilizar.
- - Tiempo de emisión.

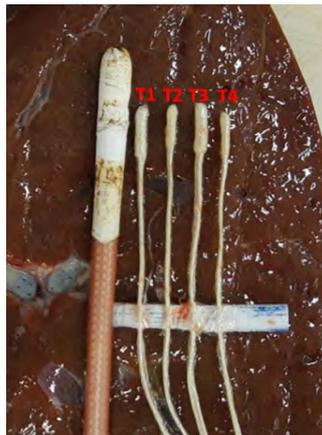
El circuito a utilizar se observa en la Fig.22, consiste en el generador de microondas, seguido del vatímetro y finalmente la antena en el tejido, de esta forma se puede medir directamente la potencia que se está entregando al mismo. El circuito implementado de esta forma permite medir potencia incidente o reflejada de hasta 25 W, ya que es el límite que posee el vatímetro.



**Figura 22.** Configuración para pruebas de antenas.

La posición de la antena debe ser tal que la mitad distal de la misma quede completamente introducida en el tejido, con un espesor mínimo de tejido de 3 cm en toda la periferia. La colocación de la antena en el tejido requiere que se corte una fracción de carne, abriendo como si fuese un libro, introduciendo la antena en su interior. Esto facilitó la colocación de la antena y de las sondas de medición de temperatura, como así también la visualización del patrón en el tejido.

La medición de temperatura se realizó utilizando termorresistencias como fue explicado anteriormente. Se colocaron 4 sondas en una línea perpendicular al vástago de la antena como se ve en la Fig.23.



**Figura 23.** Antena y las sondas de temperatura

La distancia de separación elegida fue 5, 10, 15 y 20 mm respecto de la antena, de esta forma se pudo levantar 4 curvas del perfil de temperatura. Para asegurar que las distancias de medición de los sensores sea la misma en todas las pruebas se implementó un soporte de teflón para sujetar las sondas a la distancia correspondiente de la antena. Se desea que la temperatura no supere los 70°C, ya que a partir de esa temperatura las propiedades eléctricas de los tejidos cambian considerablemente y el comportamiento de la antena ya no será el mismo.

La adquisición de los valores de temperatura en función del tiempo se llevó a cabo mediante dos datalogger de la marca PASCO, modelos XPLOERER GLX. Cada uno cuenta con dos canales de adquisición de temperatura con sus respectivas sondas. Fig.24.



- Permite la captura, análisis, almacenamiento e impresión de datos - adquiridos.
- Incluye una pantalla LCD de 320 x 240 en escala de grises.
- Incluye 2 sensores de temperatura.
- Memoria interna de 12 MB.

**Figura 24.**Datalogger Pasco, Xplorer GLX

Se realizó una prueba contrastando la medición con un multímetro y se observó que ambos instrumentos medían la misma temperatura durante un ensayo, por lo que se concluye que la medición es correcta y no se ve afectada significativamente por las microondas.

Estos equipos permiten configurar la frecuencia de muestreo, la cual se ajustó en 2 muestras por segundo, siendo ésta suficiente para describir el comportamiento de la temperatura. También permiten colocarle una etiqueta a cada canal, lo que facilita la identificación de cada sonda.

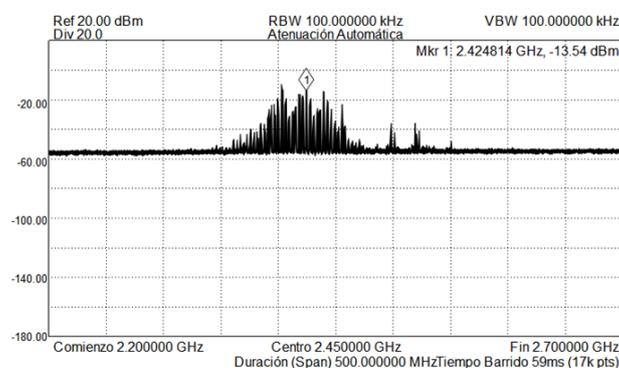
Cuando uno inicia el proceso de muestreo el datalogger almacena los datos de temperatura en una tabla junto con el número de muestra y el instante de tiempo en la que fue adquirida.

La potencia a utilizar y el tiempo de emisión son dos variables que están relacionadas. En general a mayor potencia, menor será el tiempo de emisión para un mismo efecto deseado. Las pruebas que se realizaron apuntaron a poder estudiar los efectos de la geometría de las antenas, la influencia del tiempo y la potencia aplicada, efectos de la energía depositada y poder realizar una comparación con los resultados obtenidos por otros autores.

Una vez finalizado el proceso de ablación, se abrió el tejido para obtener una imagen del mismo junto con una regla, que permitió luego obtener las medidas del tejido tratado y realizar el cálculo de esfericidad del patrón de ablación.

### 3. Resultados

Respecto al generador se tuvieron que hacer múltiples ajustes que involucraron modificaciones en el control electrónico, en la cavidad, cambio de conectores y prueba de cables coaxiales. El espectro de emisión mejor logrado es el mostrado en la Fig. 25.



**Figura 25.** Espectro de emisión del generador.

Respecto de las antenas, las pruebas realizadas permitieron comparar los distintos diseños en tres casos diferentes: manteniendo potencia y tiempo de aplicación constantes, variando la potencia sobre un mismo diseño y variando el tiempo en un mismo diseño. En la Tabla 4 se muestran estos resultados.

**Tabla 4.** Datos obtenidos

Prueba	Antena	Potencia Incidente	Potencia Reflejada	Tiempo	Temperatura Máxima en la sonda 1	Esfericidad
1	MONO-RG142-08-X	10W	5W	180"	46.4°C	0.512
2	SLOT-RG174-08-1	10W	2W	180"	84.2°C	0.676
3	SLOT-RG142-08-1	10W	1W	180"	56.4°C	0.673
4	DUAL-RG174-19-2	10W	5W	180"	43°C	0.943
5	DUAL-RG142-19-2	10W	4W	180"	54°C	0.944
6	DUAL-RG174-18-2	10W	2W	180"	65.6°C	0.626
7	DUAL-RG142-18-2	10W	4W	180"	56.5°C	0.966
8	SLEEVE-RG174-20-2	10W	1.5W	180"	88.5°C	0.740
9	SLEEVE-RG142-20-2	10W	2W	180"	83.7°C	0.818
10	DUAL-RG142-18-2	10W	-	120"	48.9°C	0.881
11	DUAL-RG142-18-2	10W	-	180"	55.6°C	0.960
12	DUAL-RG142-18-2	10W	-	240"	62.9°C	0.964
13	DUAL-RG142-18-2	10W	-	360"	62.1°C	0.985
14	DUAL-RG142-18-2	10W	-	120"	48°C	0.927
15	DUAL-RG142-18-2	15W	-	120"	65.9°C	0.975
16	DUAL-RG142-18-2	20W	-	120"	82°C	0.939

Según la tabla 4, durante las pruebas del 1 al 9 se mantienen la potencia y el tiempo, en las del 10 al 13 se mantiene la potencia y se modifica tiempo, y en las del 14 al 15 se modifica la potencia a tiempo constante. Dado que las pruebas del 1 al 9 marcan las diferencias entre cada antena y que la extensión del trabajo en su totalidad excede el formato de la reseña, se tendrá en cuenta solo el análisis de estas pruebas.

### 3.1 Comportamiento de las antenas

La antena **monopolo**, la cual es referencia para analizar los otros diseños ya que es la que presenta todas las características indeseadas, presentó la segunda menor temperatura en el tejido, llegando a los 46.4°C con el peor índice de esfericidad y la mayor reflexión de potencia entorno del 50%.

Las antenas **slot** consiguieron alcanzar mayores temperaturas que la antena monopolo, con menor reflexión de potencia, pero también con un índice de esfericidad desfavorable, lo cual es esperado ya que estas antenas presentan retro calentamiento.

Las antenas **sleeve** presentaron un comportamiento similar en términos de reflexión de potencia comparándolas con las slot, pero alcanzaron ambas temperaturas mayores de 80°C, con índices de esfericidad mejores que las anteriores. Este resultado es indicador del gran acople al tejido de las antenas, que permiten depositar una mayor cantidad de energía. Los índices de esfericidad obtenidos eran esperados, ya que el

tercer conductor que estas antenas poseen tiene la función de reducir el retro calentamiento, favoreciendo la deposición de energía en la zona del radiador y acortando el patrón de ablación alargado.

Finalmente las antenas **dual slot**, son las que lograron menores temperaturas, con reflexión de potencia mayor que las sleeve y slot, pero generaron los patrones de ablación más esféricos que se obtuvieron, eliminando prácticamente por completo el retro calentamiento. No era esperado que se produzcan ablaciones prácticamente esféricas, ya que los antecedentes no indicaban este fenómeno.

Podemos deducir de estas pruebas que a igual potencia y tiempo de emisión las antenas dual slot presentan mejores índices de esfericidad con menores temperaturas y al contrario las antenas sleeve obtienen mayores temperaturas con índices de esfericidad menores.

La antena DUAL-RG174-18-2 presentó un comportamiento muy dispar respecto a las otras antenas dual slot, comportándose de forma similar a una slot, esto puede deberse al diseño de la antena en sí o una falla de fabricación de la misma.

Se observó además que en general las antenas implementadas con cable RG142 obtuvieron mejores resultados que las implementadas con RG174, en términos de temperatura y esfericidad. Esto puede ser debido a que el proceso de fabricación fue más sencillo en antenas de mayor calibre. En la figura 26 se pueden observar todos los patrones de las antenas ensayadas, mediante el método explicado anteriormente en el método (ítem 2.4).



**Figura 26.** Patrones de ablación de las Pruebas 1-9 con las correspondientes etiquetas de las antenas en estudio.

### 3.2 Discusión

Respecto de la tabla 4, los resultados de las pruebas 4, 5, 7 y 8 permiten realizar una comparación con resultados obtenidos por otros investigadores, ya que utilizaron los mismos diseños de antenas. Haciendo la salvedad de que en las pruebas realizadas no se utilizó la misma potencia y tiempo que dichos investigadores usaron. Esto se debe a que no es posible realizar mediciones de potencia por encima de 25 W, por la limitante del vatímetro. Por lo que no es posible comparar las temperaturas alcanzadas, ni las dimensiones de los patrones de ablación, pero siendo posible comparar potencia reflejada y esfericidad. Tabla 5.

**Tabla 5.** Comparativas

Antena	Referencia		Resultados de Investigadores	Resultados Propio
DUAL-RG174-19-2	(Ibitoye et al., 2021)	Esfericidad Reflexión	0.905 25%	0.943 50%
DUAL-RG142-19-2	(Ibitoye et al., 2021)	Esfericidad Reflexión	0.969 20%	0.944 40%
DUAL-RG142-18-2	(Etoz & Brace, 2018)	Esfericidad Reflexión	0.893 19%	0.966 40%
SLEEVE-RG174-20-2	(Yang et al., 2006)	Esfericidad Reflexión	0.885 3%	0.740 15%

Como se puede ver la reflexión de potencia que se obtuvieron en las pruebas son considerablemente mayores, siendo el doble en 3 de ellas y 5 veces mayor en una de las pruebas. Esto puede deberse a que el generador en sí mismo posee una desadaptación de impedancia, además se debe considerar que los materiales con los cuales se hicieron las antenas no son idénticos, habiendo diferencias en los tipos de cables. Se puede observar que las pruebas con antena DUAL-RG174-19-2 y DUAL-RG142-19-2 obtuvieron índices de esfericidad muy similares, no así con los otros dos diseños de antenas que las esfericidad son más dispares.

### 3.3 Conclusiones

Tanto las antenas como la cavidad de acople del magnetron fueron simuladas con el software COMSOL. Respecto de la cavidad, las simulaciones permitieron el ajuste luego del diseño, buscando la optimización de la misma y su adaptación para la aplicación en MWA.

Luego se probó el generador, obteniendo resultados satisfactorios a pesar de la reflexión de potencia que en éste persistía. Se comprobó además que los conectores utilizados afectaban en gran medida el calentamiento del sistema, problema que fue resuelto luego de haberlos cambiado por conectores de calidad superior. Con todo esto, se arribó a un generador de microondas funcional apto para la aplicación en MWA.

Respecto de las antenas, éstas representaron otro desafío. Luego de haber elegido, simulado, adquirido los cables y conectores a utilizar, se las fabricaron de manera artesanal con el uso de herramientas manuales. Esto fue una tarea laboriosa debido a las pequeñas dimensiones de las mismas y que las alteraciones de éstas podían afectar seriamente el desempeño. A pesar de ello se pudieron implementar 11 tipos, las cuales se probaron con el generador al que se había arribado anteriormente.

Las pruebas permitieron corroborar por una parte el correcto funcionamiento del generador para la aplicación deseada y a su vez, poder estudiar los efectos que producen los distintos tipos de antenas, con distintas potencias y tiempos utilizados.

Finalmente a pesar de haberse presentado dificultades debido principalmente a inconvenientes con la reflexión de potencia y calentamiento de conductores, pudo lograrse un prototipo funcional de un sistema de ablación. Este dispositivo no cuenta con las características necesarias para ser utilizado en seres vivos, sin embargo, abre las puertas para seguir investigando y trabajando en esta área. Mejorar y adecuar este mismo generador, buscar la posibilidad de adquirir un sistema basado en semiconduc-

tores (oscilador y amplificador), probar y mejorar nuevos diseños de antenas, como también analizar técnicas en el uso de ablación por microondas; son firmes propuestas a futuro.

## Indicadores de producción

### Artículos publicados en revistas de difusión científica

Publicación en la Revista de la Sociedad argentina de Bioingeniería.

### Presentaciones a congresos nacionales

1- <http://venus.santa-fe-conicet.gov.ar/ojs/index.php/mc/article/view/5977>

## Referencias

- Ibitoye, A., Ogese, O., Adedokun, M., Habeebu, M., Nwoye, E., & Aweda, A. (2021). Evaluation of the performance of designed coaxial antennas for hyperthermia using simulation and experimental methods. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 27, 109-117. <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2021-0013>
- Magnetrons Serie 2M218 | PDF | Power Supply | Electrical Engineering*. (s. f.). Scribd. Recuperado 2 de septiembre de 2022, de <https://www.scribd.com/document/33863933/Magnetrons-serie-2M218>.
- Pérez, M. C., & Adur, J. F. (2019). Modelización y Diseño de Antenas de Microondas para Tratamiento de Cáncer. *Mecánica Computacional*, 37(41), Art. 41.
- Huang, H., Zhang, L., Moser, M. A. J., Zhang, W., & Zhang, B. (2021). A review of antenna designs for percutaneous microwave ablation. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 84, 254-264. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.03.010>  
URL <http://doi.acm.org/10.1145/2461466.2461522>
- Yu, J., & Liang, P. (2017). Status and advancement of microwave ablation in China. *International Journal of Hyperthermia*, 33(3), 278-287. <https://doi.org/10.1080/02656736.2016.1243261>
- Antenas y Lineas de Transmision | PDF*. (s. f.). Scribd. Recuperado 6 de septiembre de 2022, de <https://es.scribd.com/doc/54976451/Antenas-y-Lineas-de-Transmision>
- Etoz, S., & Brace, C. L. (2018). Analysis of microwave ablation antenna optimization techniques. *International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering*, 28(3), e21224. <https://doi.org/10.1002/mmce.21224>
- Yang, D. (2005). Measurements, antenna design and advanced computer modeling for microwave tissue ablation [Phd]. University of Wisconsin at Madison
- [9] Yang, D., Bertram, J. M., Converse, M. C., O'Rourke, A. P., Webster, J. G., Hagness, S. C., Will, J. A., & Mahvi, D. M. (2006). A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(3), 533-537. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.869794>

**PID 6209**

**Denominación del Proyecto**

Diseño, implementación y pruebas de antenas para ablación por microondas

**Director**

Laugero Silvio Jorge

**Codirectora**

Perez María Cecilia

**Unidad de Ejecución**

Universidad Nacional de Entre Ríos

**Dependencia**

Facultad de Ingeniería

**Contacto**

[silvio.laugero@uner.edu.ar](mailto:silvio.laugero@uner.edu.ar)

**Cátedra/s, área o disciplina científica**

Radiaciones no ionizantes

**Integrantes del proyecto**

Docentes UNER: Bonfils, Edgardo Arturo. Faust, Omar Alejandro. Docente colaborador: Adur, Javier Fernando.

**Fechas de iniciación y de finalización efectivas**

02/03/2020 y 22/01/2024

Aprobación del Informe Final por Resolución C.S. N° 241/24 (30-08-2024)