

**“CUANTIFICACIÓN DE LOS CAMBIOS MORFOLÓGICOS DEL PARÉNQUIMA
HEPÁTICO DURANTE LA ABLACIÓN POR MICROONDAS.
- ESTUDIO EX-VIVO -”**

Hospital de Clínicas: Dpto. Clínico de Imagenología

AFILIACIÓN:

Angelero Bettina
Castillo Andrea
Estévez María Jesús
Leizagoyen Iriana
Palleiro Sofía
Rocca Alejandra

Orientadores:

Prof. Adj. Joaquín García
Prof. Agda. Liliana Servente
Prof. Agda. Verónica Gigirey

Ciclo de Metodología Científica II-2022. Grupo: 107

ÍNDICE

1. Título	pág. 1
2. Índice de Figuras.....	pág. 3
3. Resumen.....	pág. 4
4. Introducción.....	pág. 6
5. Objetivo general y objetivos específicos.....	pág. 9
6. Metodología:	
6.1 Tipo de estudio.....	pág. 10
6.2 Materiales y métodos.....	pág.10
6.3 Modelo Experimental.....	pág. 10
6.4 Población, criterios de inclusión y exclusión.....	pág. 12
6.5 Variables de estudio.....	pág. 13
6.6 Análisis estadístico.....	pág. 13
7. Hipótesis, aspectos éticos y financiación.....	pág.14
8. Resultados.....	pág. 15
9. Discusión.....	pág. 18
10. Conclusiones.....	pág. 20
11. Bibliografía.....	pág. 21
12. Agradecimientos.....	pág. 23

ÍNDICE DE FIGURAS

- **Figura 1: Equipo de microondas, base y antena pág. 9**
- **Figura 2: Setup experimental en camilla de tomógrafo.....pág. 9**
- **Figura 3: Modelo experimental constituido por madera e hígado con antena de MO y filamentos correspondientes al eje "x" e "y"pág. 9**
- **Figura 4: Imagen tomográfica de la ubicación de la antena en el parénquima. Se observa marcado los últimos 2 cm distales de la antena.....pág. 10**
- **Figura 5: Aspecto macroscópico del hígado luego de la ablación. Se indican con flechas los orificios de los filamentos y antena de MO.....pág. 14**
- **Figura 6: Imágenes tomográficas en distintos tiempos. N° 1: T0; N° 2: T1; N° 3: T4; N° 4: T5.....pág. 14**
- **Tabla 1 de regresión lineal múltiple eje X.....pág. 15**
- **Tabla 2 de regresión lineal múltiple eje Y.....pág. 15**
- **Gráfica 1: eje "Y"pág. 16**
- **Gráfica 2: eje "X"pág. 16**

Resumen: En el presente análisis experimental, se intenta caracterizar mediante tomografía computada el desplazamiento del tejido hepático bovino en un modelo ex-vivo, sometido a ablación por microondas (MO). Se propone como objetivo evidenciar el comportamiento del parénquima hepático frente a la energía térmica irradiada por la MO. Resaltando su importancia en el ámbito de la medicina ya que el hepatocarcinoma tiene una gran morbimortalidad a nivel regional y mundial, siendo causante de un porcentaje relevante de muertes por año. Su importancia no solo radica en su letalidad siendo la lesión primaria hepática de mayor frecuencia, si no la posibilidad de realizar un diagnóstico oportuno y precoz en pacientes con hepatopatía.

Al incorporarse técnicas menos invasivas en el tratamiento de los tumores hepáticos, como la ablación percutánea. Esta se define exitosa cuando se logra la destrucción total del tumor hepático sin extirparlo. El objetivo de la ablación es obtener la necrosis total y su efectividad depende del tamaño, localización, vascularización tumoral y el equipamiento disponible. Estas técnicas pueden tener un fin curativo, paliativo o para realizar un “downstaging” (en hepatocarcinoma en hígados cirróticos) para que los pacientes sean candidatos posteriormente a lista de espera para trasplante hepático. Se intenta abarcar pacientes con numerosas lesiones o con criterio de irreseabilidad, dando una posibilidad, para el tratamiento curativo.

Para esto se utilizó un modelo conformado por la pieza a ablacionar sobre una tabla de madera rectangular. Se utilizaron nueve piezas hepáticas que se ablacionaron por MO y se analizó mediante tomografía computada el desplazamiento de tres filamentos colocados a lo largo de la aguja de MO en función del tiempo. La antena de MO fue colocada en la convergencia de dos ejes “X” e “Y”, ambos perpendiculares entre sí. Estos ejes fueron conformados cada uno por tres filamentos.

Las variables planteadas son el tiempo de ablación y la distancia de los marcadores en relación a la antena. En el modelo utilizado, se observó el desplazamiento en los ejes correspondientes al plano transversal y longitudinal, obteniéndose como resultado conductas distintas. Se observó en el eje “X” una contracción mientras que en el eje “Y”, por el contrario, se observó una dilatación. El modelo tiene algunas limitaciones y no puede ser extrapolado al modelo “in vivo” por múltiples factores. La ablación por MO es una técnica innovadora por lo que pensamos que este estudio pueda ser de utilidad para futuros análisis.

Se logró demostrar la deformidad del parénquima hepático frente al proceso de ablación térmica.

Palabras clave: Ablación, microondas, tomografía computada, desplazamiento, hígado.

Summary: In the present experimental analysis, an attempt is made to characterize by means of computed tomography the displacement of bovine liver tissue in an ex-vivo model, subjected to microwave ablation (MO). Its importance in the field of medicine since hepatocarcinoma has a high morbidity and mortality at a regional and global level, being the cause of a relevant percentage of deaths per year. Its importance lies not only in its lethality, being the most frequent primary liver lesion, but also in the possibility of making a timely and early diagnosis in patients with said liver disease.

The objective is to show the behavior of the hepatic parenchyma against the thermal energy radiated by the MO.

By incorporating less invasive techniques in liver tumors, such as percutaneous ablation. This is defined as successful when the total destruction of the liver tumor is achieved without removing it. The objective of ablation is to obtain total necrosis and its effectiveness depends on the size, location, tumor vascularization and the equipment available. These techniques can have a curative, palliative purpose or to perform a "downstaging" (in hepatocellular carcinoma in cirrhotic livers) so that patients are later candidates for the waiting list for liver transplantation. An attempt is made to cover patients with numerous lesions or with criteria of unresectability, giving a possibility for curative treatment.

For this, a model made up of the piece to be ablated on a rectangular wooden board was used. Nine liver pieces that were ablated by MO were used and the displacement of three filaments placed along the MO needle as a function of time was analyzed by computed tomography. The MO antenna was placed at the convergence of two axes "x" and "y", both perpendicular to each other. These axes were each made up of three filaments.

The variables proposed are the ablation time and the distance of the markers in relation to the antenna. In the model used, displacement was observed in the axes corresponding to the transverse and longitudinal planes, obtaining different behaviors as a result. A greater displacement (contraction) was observed on the "x" axis, while on the "y" axis, on the contrary, a dilation was observed. The model has some limitations and cannot be extrapolated to the "in vivo" model due to multiple factors. MO ablation is an innovative technique, so we think that this study may be useful for future analyses.

It was possible to demonstrate the deformity of the liver parenchyma against the thermal ablation process.

Key words: Thermal ablation, microwave ablation, computed tomography, tissue contraction, liver.

INTRODUCCIÓN:

Las lesiones tumorales hepáticas malignas pueden ser primarias o secundarias, dentro de las primarias el hepatocarcinoma es el más frecuente. Junto con las metástasis hepáticas, son neoplasias de alta incidencia a nivel mundial y regional.

El hepatocarcinoma es el sexto cáncer más prevalente y el segundo en mortalidad de los neoplasmas malignos en el mundo **(1)**. También es la neoplasia hepática primaria más frecuente y su incidencia ha ido incrementándose en las últimas décadas **(2)**. En Uruguay, actualmente se hacen aproximadamente cien diagnósticos por año (según datos del Ministerio de Salud Pública), y dentro de ellos, más del 90% están asociados a cirrosis, por lo que la incidencia en la población cirrótica es de 3 - 5%, siendo la principal causa de muerte en este grupo de pacientes. **(3)**

En las dos últimas décadas hemos asistido a una verdadera revolución a nivel mundial en lo que respecta al conocimiento y comprensión de esta enfermedad (desde la biología molecular y la genética hasta la epidemiología global). Este hecho ha derivado en el desarrollo de nuevas estrategias diagnósticas y terapéuticas. **(3)**

La resección quirúrgica para tumores primarios y/o secundarios del hígado es el tratamiento de primera línea para el cáncer hepático. Sin embargo, una gran parte de los pacientes no se beneficiarán de la cirugía; pacientes con múltiples lesiones hepáticas, edad avanzada, mayor deterioro de la función hepática, irresecabilidad de las lesiones o contraindicaciones mayores a la cirugía. **(1)**.

En los últimos años se han incorporado nuevas técnicas menos invasivas en los tumores de hígado como lo son las técnicas de ablación percutánea. **(4)** Esta ha estado incrementándose en las últimas décadas y consiste en la destrucción total del tumor hepático sin extirparlo. **(4)** El objetivo de la ablación es obtener la necrosis total y su efectividad depende del tamaño, localización, vascularización tumoral y el equipamiento disponible. **(5)** Estas técnicas pueden tener un fin curativo, paliativo o para realizar un “downstaging” (en hepatocarcinoma en hígados cirróticos) para que los pacientes sean candidatos posteriormente a lista de espera para trasplante hepático.

Numerosas lesiones o aquellas con criterios de irresecabilidad, ya no son una estricta contraindicación para el tratamiento curativo y las recurrencias también pueden ser tratadas. **(6)**.

Existen diferentes sistemas de ablación percutánea: por calor, por productos químicos (alcohol), por frío, por ultrasonido, etc. Dentro de los sistemas de ablación térmica hay dos

métodos: por radiofrecuencia (RF) y por microondas (MO). También contamos con diferentes métodos para guiar la ablación en forma percutánea: guiada por ecografía o por TC, teniendo cada tipo de guía sus ventajas y desventajas y dependerá de la preferencia del radiólogo intervencionista, del equipamiento disponible y de la localización de la lesión a tratar.

La ablación percutánea por microondas es una técnica prometedora para el tratamiento de los tumores hepáticos locales, aunque no está completamente establecida en todo el mundo como sí lo está la radiofrecuencia **(7)**. El sistema por MO funciona generando calor a través de energía dieléctrica sobre la zona objetivo produciendo así la necrosis tisular **(5)**. El calor es generado por altas frecuencias de energía electromagnética (mayores a 900 MHz).

La primera generación de microondas para la práctica clínica fue reportada en 1990. **(1)** En nuestro país esta técnica empezó a realizarse aproximadamente en 2015. En el Hospital de Clínicas se comenzó a practicar en 2018 y se mantiene vigente.

Actualmente la radiofrecuencia es considerada la técnica de ablación predominante en cuanto a su utilización. **(1)** Algunos estudios realizados con hígado “ex vivo” de bovino han reportado que las zonas ablacionadas por microondas se contraen en mayor volumen que las realizadas por radiofrecuencia **(7)**. La MO alcanza temperaturas más elevadas y logra resultados en menor tiempo, abarcando uniformemente mayores volúmenes de necrosis celular. Además, la RF necesita una vía conductora de energía, mientras que la MO no, ya que puede propagarse a través de los tejidos sin conductividad. **(5)**

Hasta el momento existen investigaciones que han encontrado discrepancias entre algoritmos de ablación proporcionados por fabricantes y el tamaño de las zonas realmente ablacionadas. Se ha observado que en modelos “in vivo” los volúmenes de ablación son significativamente más bajos de los valores preestablecidos. **(8)**

El tiempo de ablación es un determinante para el diámetro de la zona a ablacionar. Para tiempos mayores de 8 minutos en un modelo “ex vivo”, el diámetro de ablación continúa incrementándose, mientras que en modelo “in vivo” los diámetros se mantienen constantes, sugiriendo una meseta que probablemente sea ocasionada por el efecto antagonista de la perfusión. **(8)**

Es necesario destacar que la conductividad térmica varía según las características del tejido hepático.

Se evidencia un 20% más de conductividad térmica en el tejido tumoral. Por el contrario, el parénquima graso, tiene 50% menos de conductividad respecto al tejido sano. Finalmente, el volumen de ablación se puede incrementar en un 36% en pacientes con hígado cirrótico, en comparación con hígados de tejido sano por presentar menor perfusión. **(8)**

Una limitación del modelo en hígados de animales (“ex vivo”) es que se toma en cuenta parénquima hepático sin tumor ni enfermedad previa, mientras que en el modelo “in vivo” sí lo hace. **(8)**.

En Uruguay no hay estudios experimentales previos que analicen el comportamiento del parénquima hepático con las diferentes técnicas de ablación. Es por esto que nos proponemos realizar un estudio experimental con hígado bovino y valorar el desplazamiento del parénquima hepático con la técnica de ablación por microondas mediante un análisis por TC. De esta manera podremos tener una aproximación del volumen real a ablacionar sabiendo que existen diferencias entre un modelo “ex vivo” e “in vivo”.

OBJETIVOS:

Objetivo General:

- Analizar el desplazamiento del parénquima hepático en dos dimensiones: temporal y espacial durante técnicas de ablación por microondas en tejido “ex vivo”.

Objetivos Específicos:

- Valorar el grado de desplazamiento a nivel temporal.
- Valorar el grado de desplazamiento a nivel espacial.

METODOLOGÍA:

Tipo de estudio:

Estudio de investigación de tipo experimental, prospectivo.

Materiales y métodos:

Los procedimientos de ablación se realizaron en el Departamento de Imagenología del Hospital de Clínicas, sector de Tomografía. Fueron realizados por el Profesor Adjunto Dr. Joaquín García, quien cuenta con experiencia en dicho procedimiento.

Equipo de microondas: (Fig. 1).

Marca comercial: Medtronic.

Modelo: Emprint con Thermasphere.

Antena de microondas: 13G x 15 cm.

Potencia de ablación: 100W.

Tomógrafo:(Fig. 2).

Se utilizó un equipo de Tomografía Computada multicorte 16 hileras marca General Electric modelo Optima CT 520 disponible en el Departamento Clínico de Imagenología.

Se adquirieron imágenes volumétricas de TC sin contraste con espesor de corte de 1.25mm, Pitch 1, MAs 200, y Kv 120.

Modelo experimental:

Se utilizaron nueve hígados vacunos frescos adquiridos en carnicerías locales, que se conservaron en heladera hasta 12 horas previo al procedimiento. Una vez a temperatura ambiente, cada hígado de textura lo más homogénea posible se trozó de forma aproximadamente



Fig 1. Equipo de microondas, base y antena.



Fig 2. Setup experimental en camilla de tomógrafo.



Fig 3. Modelo experimental constituido por madera e hígado con antena de MO y filamentos correspondientes al

rectangular. Cada pieza se colocó en un modelo constituido por una tabla de madera rectangular de 60cm x 10cm con dos laterales de madera y papel film que contenían la pieza de estudio (Fig. 3).

Se colocó la antena de MO en el sector inferior y lateral de la pieza. Siguiendo el eje longitudinal, se dispusieron en total 6 marcadores metálicos finos (filamentos) en paralelo a la antena de ablación previo al procedimiento, utilizando una guía fija. Tres de ellos en el eje vertical (eje Y) y otros tres en el eje horizontal (eje X), cada uno separado aproximadamente por 1 cm de distancia entre sí y respecto a la aguja.

Metodología:

El modelo experimental se montó en la sala contigua al tomógrafo. Una vez obtenido el modelo, se pasó a la sala de tomografía para la ablación. Cada pieza de hígado fue ablacionada por la técnica de microondas durante 10 minutos con una potencia de 100W.

Para evaluar el grado de desplazamiento hepático se realizó una tomografía computada (TC) previa al procedimiento (basal), de la pieza hepática con aguja de ablación y marcadores metálicos insertados. Durante la ablación se realizaron otras adquisiciones de TC a los tiempos basal (minuto cero), 1, 3, 5, 7 y 10 minutos que corresponden a los tiempos T0, T1, T2, T3, T4, T5 respectivamente.

Se dispuso y coordinó con el Servicio la utilización del Tomógrafo en el horario del mediodía para minimizar la interferencia con la asistencia de los pacientes. Una vez finalizado el procedimiento se llevó a cabo el proceso de higiene habitual del tomógrafo. Se realizaron los procedimientos en diferentes días, de acuerdo a la disponibilidad de antenas y equipo de MO durante un lapso de sesenta días

completando así la ablación de las nueve piezas de estudio.

Las imágenes de la TC se exportaron al PACS en formato DICOM, se realizó respaldo de imágenes en CD y se analizaron en la estación de trabajo (Advantage GE ADW 4.7). Se realizaron reconstrucciones multiplanares y se midió la distancia de cada uno de los filamentos respecto a la antena de MO en los diferentes tiempos y piezas de estudio.

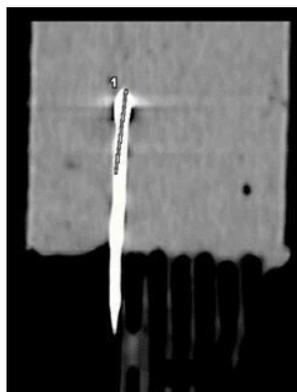


Fig. 4 Imagen tomográfica de la ubicación de la antena en el parénquima. Se observa marcado los últimos 2 cm distales de la antena.

Las medidas se realizaron en un plano ortogonal al eje de la antena de MO, a 2 cm de la punta de la misma (Fig. 4).

Población, criterios de inclusión y exclusión:

Al tratarse de un estudio experimental con tejido “ex vivo”, no contamos con una población de estudio por lo que no se seleccionó una muestra. Se excluyeron aquellos modelos que no quedaron bien montados (un caso) y en los que hubieron fallas en la antena de MO (un caso). También se excluyeron aquellas piezas de hígado que tuvieran alteraciones macroscópicamente visibles (esto no sucedió).

VARIABLES:

- 1)** Tiempo de ablación: variable cuantitativa continua independiente, medida en minutos, en los tiempos: T0, T1, T2, T3, T4, T5.
- 2)** Distancia de los marcadores: variable cuantitativa continua de razón, dependiente.
Distancia del marcador 1 y 2: operacionalización: medir la distancia del primer marcador con respecto a la aguja central. Si la distancia es negativa significa contracción, si la misma es positiva hablamos de dilatación, y si su valor es cero no se miden cambios.
- 3)** Caracterización Cualitativa de la deformidad hepática. Variable discreta. Macroscópicamente se valora la coloración y la deformidad hepática. Por TC se evalúa la densidad y la formación de burbujas.

Análisis del desplazamiento temporal y espacial:

Se realizó un análisis cualitativo. Microscópicamente se evidenciaron cambios en el color y tamaño de la pieza. A su vez se identificaron cambios en la TC en cuanto a modificaciones en la densidad y la formación de burbujas de gas (zona hipodensa) alrededor de la antena de MO.

Se hizo un análisis cuantitativo para valorar el desplazamiento hepático en función del tiempo. Se tomaron las distancias en mm de cada uno de los filamentos respecto a la antena de MO tanto en el eje X como en el Y para cada tiempo predeterminado. Luego se calculó el porcentaje de contracción o dilatación respecto a la medida absoluta. La negatividad de los mismos reflejan la contracción del parénquima, mientras que la positividad representa su dilatación.

Las medidas se realizaron en todos los casos en el plano perpendicular localizado a 2 cm del extremo distal de la antena de ablación, ya que es el centro del sector activo de la antena, por lo tanto, va a producir los mayores cambios tisulares.

Análisis estadístico: Los datos obtenidos fueron agrupados en una tabla Excel, se calculó media, rango y desvío estándar de la distancia para cada marcador metálico para sus respectivos tiempos y ejes. Se realizaron tablas y gráficos del porcentaje de desplazamiento en función del tiempo en cada eje del modelo. A partir de los resultados obtenidos se analizó el comportamiento del tejido hepático ablacionado en el eje X e Y.

Para el estudio del desplazamiento hepático se utilizó un modelo de Regresión lineal múltiple. Las variables explicativas a tener en cuenta fueron el tiempo y los filamentos.

Hipótesis:

- **Ho:** no hay desplazamiento del parénquima hepático.
- **Ha:** hay desplazamiento del parénquima hepático.

Aspectos éticos:

Se trata de un estudio experimental realizado en ex-vivo bovino. Al no ser participantes humanos ni animales no se requieren consideraciones del Comité de Ética.

Financiación:

- No requiere, los materiales están disponibles en el Depto. Clínico de Imagenología.

RESULTADOS

Análisis cualitativo:

El presente análisis tiene en cuenta tanto la pieza macroscópica (Fig. 5) cómo los cambios evidenciados en la Tomografía Computada (TC) (Fig. 6). Macroscópicamente se observa que, finalizados los diez minutos del procedimiento, se reduce el tamaño de la zona ablacionada. Asimismo, se evidencian cambios en la coloración tornándose más pálido respecto al parénquima hepático circundante. En el halo próximo a la antena se advierten cambios en la textura, quedando de consistencia más sólida y rugosa.

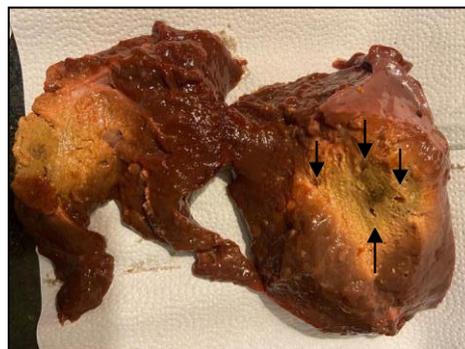


Figura 5. Aspecto macroscópico del hígado luego de la ablación. Corte a la mitad de la pieza. Se indican con flechas los orificios de los filamentos y antena de MO.

En la Figura 6 se muestran imágenes seleccionadas de la tomografía computada. La imagen N°1 corresponde al tiempo basal previo a la ablación, y se muestra la antena de MO señalizada por la flecha roja. En la imagen N°2 con flechas amarillas se ven los filamentos correspondientes al eje "X" y con flechas verdes el eje "Y".

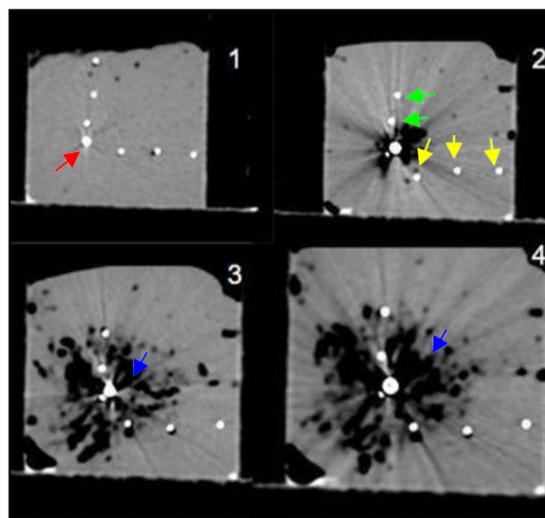


Fig 6. Imágenes tomográficas en distintos tiempos. N° 1: T0; N° 2: T1; N° 3: T4; N° 4: T5

Como consecuencia de la ablación comienza a aparecer una zona hipodensa alrededor de la antena la cual va creciendo en forma centrífuga como se ve en las imágenes N°2 a N° 4. Se ve cómo aumenta el área de muy baja densidad que se observa en la periferia de la antena de MO, las áreas más radiolúcidas corresponden al vapor de agua (flechas azules) que se evidencia con más nitidez en el tiempo 5 (Fig 6, N°4).

Análisis cuantitativo:

Para objetivar cuantitativamente el desplazamiento hepático se toma como referencia el movimiento de los marcadores metálicos en cada uno de los cinco tiempos. La tomografía fue

el estudio de elección que permitió tomar todas estas medidas mediante el análisis de las imágenes en la estación de trabajo. Para explicar el desplazamiento hepático se toman en cuenta las variables tiempo y filamentos a partir de un modelo de regresión lineal múltiple (tabla 1 y 2).

Modelo				
Regresión Lineal				
Eje X				
	Estimate	Std. Error	t value	p value
(Intercept)	-125.296	2.5154	-4.981	0.000164 ***
Tiempo	-15.701	2.491	-6.304	1.41e-05 ***
Alambre	5.3333	1.0518	5.071	0.000138 ***

Tabla 1 de regresión lineal múltiple para el eje X.

Modelo				
Regresión Lineal				
Eje Y				
	Estimate	Std. Error	t value	p value
(Intercept)	7.28826	3.1921	-2.283	0.03742*
Tiempo	1.13861	3.161	3.603	0.00261**
Alambre	-8.333	1.3347	-0,624	0,54178

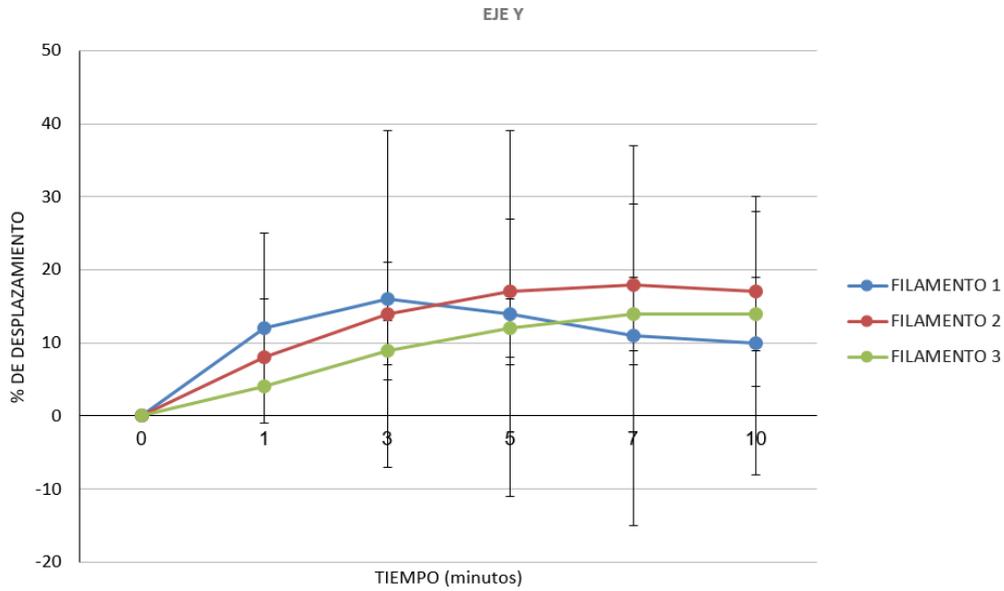
Tabla 2 de regresión lineal múltiple para el eje Y.

En el eje “X” se registró una contracción de todos los filamentos a medida que fueron pasando los cinco tiempos. El filamento que más contracción sufrió (-26%) fue el alambre “uno” en el tiempo cinco, siendo éste el más próximo a la fuente de energía.

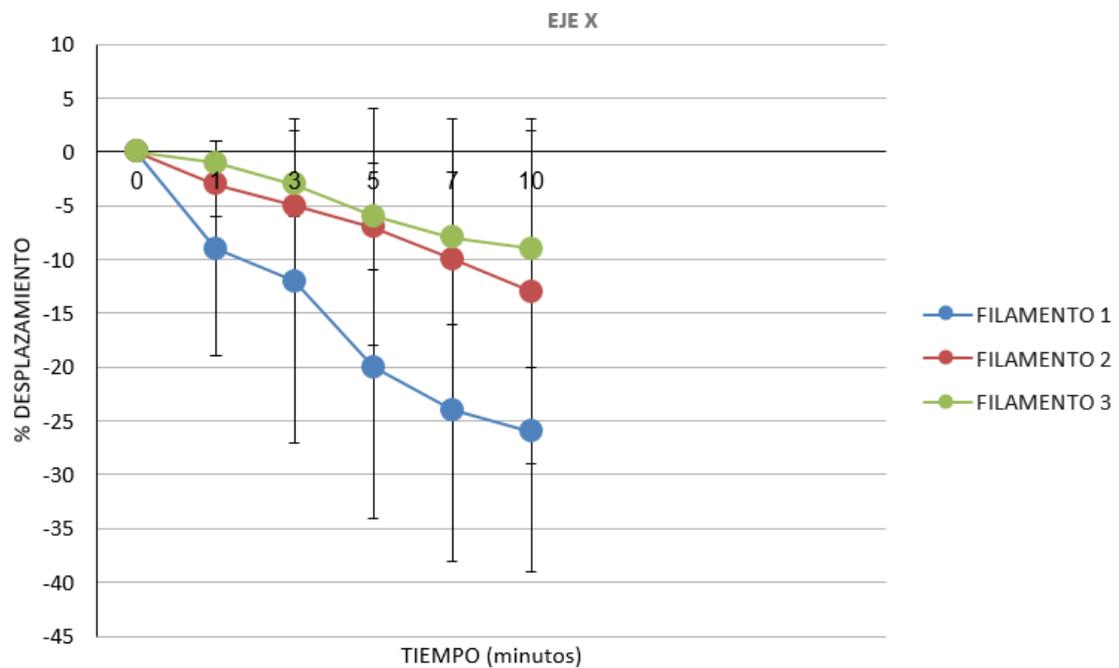
Respecto al eje “Y” se evidencia que todos los alambres se alejaron de la fuente de calor, siendo el alambre dos en el tiempo cuatro el que mostró una mayor distancia (18%).

En este caso, la regresión lineal muestra que el desplazamiento hepático únicamente se explica por la variable tiempo y no por los filamentos ya que en este último caso el valor P no es significativo. En cambio, para la variable tiempo sí lo es.

Obtenidos los promedios de desplazamiento en ambos ejes, podemos observar que los filamentos se dirigieron en direcciones opuestas. En el eje “Y” se aleja de la antena, y en el eje “X” aproximándose a la misma. Este comportamiento descrito está reflejado en las gráficas (Gráfica 1 y 2).



Gráfica 1: Eje "Y" Se grafica el desplazamiento de los filamentos 1, 2 y 3 en función del tiempo en sentido vertical separados por 1 cm.



Gráfica 2: Eje "X" se registró la contracción de los filamentos 1, 2 y 3 en función del tiempo, en sentido horizontal. Los filamentos 1, 2 y 3 son marcadores metálicos finos cada uno separado aproximadamente por 1 cm de distancia entre sí y respecto a la aguja.

DISCUSIÓN

A través de la ablación por microondas se generó el desplazamiento del tejido hepático que fue analizado en forma cualitativa tanto macroscópicamente, así como por TC. A su vez se realizó el estudio cuantitativo por la misma técnica de imagen.

El desplazamiento es mayor en el filamento más próximo a la antena, disminuyendo el porcentaje del mismo hacia la periferia. Esto se debe a que el tejido en dicha zona está sometido a mayor energía en comparación al parénquima distal.

El desplazamiento se explica principalmente por tres variables: deshidratación del tejido, desnaturalización de las proteínas y rigidez del colágeno. Estudios previos describieron la composición del hígado siendo esta baja en colágeno y alta en agua (70%). Es por esto que el componente de vapor de agua es el mayor responsable de la contracción hepática. **(9)**

A medida que pasa el tiempo de ablación los filamentos en el eje "Y" se desplazan alejándose de la antena en dirección vertical (dilatación), en contraposición con los del eje "X" que se aproximan (contracción).

La temperatura generada por la antena excede los 100° C, esto explica la fase gaseosa visualizada en las imágenes por TC. Es posible que el alejamiento de los filamentos objetivado en el eje "Y" esté vinculada a la formación y expansión repentina del vapor de agua.

Se cree que el comportamiento notoriamente diferente medido en ambos ejes (retracción en el eje "X" y expansión en el eje "Y") podría estar vinculado al diseño experimental y no a efectos diferenciales de la antena o diferencias en la composición tisular.

El modelo del estudio experimental cuenta con numerosas variables que no fueron consideradas, generando varias limitaciones. Una de ellas es que el hígado es de procedencia bovina desconociendo las diferencias anatómicas y funcionales respecto al del humano. Tampoco se realizó un estudio histopatológico que demuestre la presencia o no de patologías en el mismo, sólo se valoró a nivel macroscópico, su aspecto de superficie lisa.

Es probable que el tejido con otra patología (tumor, cirrosis, fibrosis, etc.) o en presencia de flujo sanguíneo activo, tenga distinta dinámica de desplazamiento. Sería necesario un estudio adicional para determinar el efecto en el desplazamiento según el tipo de tejido. **(9)**

Otra limitante fue la temperatura. Al haber sido realizado a temperatura ambiente, no fueron registrados los cambios de la misma. Igualmente, no fueron tomadas en cuenta las variables de la cadena de frío de cada pieza ni el origen de las mismas.

Por otro lado, los marcadores metálicos son rígidos y sólo se tomó un plano de corte a dos cm del extremo de la antena. No se toma en cuenta el comportamiento de toda la longitud del filamento.

Se destaca que el tiempo de ablación es un determinante para el diámetro de la zona a ablacionar.

Como fue mencionado anteriormente en la introducción, a tiempos mayores de 8 minutos en un modelo "ex vivo", el diámetro de ablación continúa incrementándose, como se muestra en la gráfica 1. En cuanto a lo evidenciado en el modelo "in vivo" los diámetros se mantienen constantes, sugiriendo una meseta que probablemente sea ocasionada por el efecto antagonista de la perfusión.

CONCLUSIONES:

El protocolo experimental se elaboró para el estudio ex-vivo de la deformación hepática mediante el procedimiento de ablación percutánea por Microondas. El mismo tiene limitaciones las cuales ya fueron descritas anteriormente, pero de todos modos nos permitió demostrar la deformidad del parénquima hepático frente al proceso de ablación térmica. Esta fue caracterizada mediante un análisis cualitativo y cuantitativo utilizando Tomografía Computada.

En relación al análisis del desplazamiento hepático a partir del modelo de regresión lineal múltiple, explicado por las variables tiempo y filamentos, ambos arrojaron un valor P significativo en el eje "X". Por lo tanto, hay evidencia de que la contracción del hígado depende de ambas variables. Respecto al eje "Y", la regresión lineal muestra que la contracción hepática únicamente se explica por la variable tiempo y no por los filamentos, ya que en este último caso el valor P no es significativo.

Se logró demostrar que en el eje "X" hubo contracción hepática. Si bien se demostró en los tres filamentos, fue notoriamente más evidente la contracción del filamento más cercano a la antena.

En el eje "Y", el modelo presenta limitaciones como las previamente mencionadas que no permitieron demostrar la contracción del parénquima. Por lo contrario el mismo se expandió. Los resultados de la presente investigación podrían generar un sustento para futuros estudios en pacientes con lesiones hepáticas tanto primarias como secundarias, que sean candidatos a ablación percutánea.

BIBLIOGRAFÍA:

1. Shiina S, Sato K, Tateishi R, Shimizu M, Ohama H, Hatanaka T, et al. Percutaneous Ablation for Hepatocellular Carcinoma: Comparison of Various Ablation Techniques and Surgery. *Canadian Journal of Gastroenterology and Hepatology*. 2018:1-8.
2. Zhu F, Rhim H. Thermal ablation for hepatocellular carcinoma: what's new in 2019. *Chin Clin Oncol*. 2019;8(6):58-58.
3. Menéndez Josemaría, Valverde Marcelo, Mainardi Victoria, Scalone Paola, Rocca Andrea, Gerona Solange. Diagnóstico y tratamiento del Hepatocarcinoma: puesta a punto del tema y rol del internista. *Arch. Med Int [Internet]*. 2014 Jul [citado 2022 Mayo 31] ; 36(2): 60-65. Disponible en: http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-423X2014000200004&lng=es.
4. Cheung TT, Ma KW, She WH. A review on radiofrequency, microwave and high-intensity focused ultrasound ablations for hepatocellular carcinoma with cirrhosis. *Hepatobiliary Surg Nutr*. 2021;10(2):193-209.
5. Izzo F, Granata V, Grassi R, Fusco R, Palaia R, Delrio P, et al. Radiofrequency Ablation and Microwave Ablation in Liver Tumors: An Update. *The Oncologist*. 2019;24(10):e990-1005.
6. Choi H, Loyer EM, DuBrow RA, Kaur H, David CL, Huang S, et al. Radio-frequency Ablation of Liver Tumors: Assessment of Therapeutic Response and Complications. *RadioGraphics*. 2001;21(suppl_1):S41-54.
4. Lee JK, Siripongsakun S, Bahrami S, Raman SS, Sayre J, Lu DS. Microwave ablation of liver tumors: degree of tissue contraction as compared to RF ablation. *Abdom Radiol*. 2016;41(4):659-66.
8. Ruiters SJS, Heerink WJ, de Jong KP. Liver microwave ablation: a systematic review of various FDA-approved systems. *Eur Radiol*. 2019;29(8):4026-35.

9. Dong Liu, Christopher L. Brace. CT imaging during microwave ablation: Analysis of spatial and temporal tissue contraction. Departments of Radiology and Biomedical Engineering, University of Wisconsin, Madison, Wisconsin 2014.
10. Introducción a la metodología de la investigación científica, Martell et al, Oficina del libro FEFMUR, 3° edición, Montevideo, 2011.

AGRADECIMIENTOS:

- Lic. en Imagenología Víctor Ezquerra
- Lic. en Imagenología Bruno Pasukonis