



Universidad de Valladolid



**PROGRAMA DE DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS
DE LA SALUD**

TESIS DOCTORAL:

**ABLACION MEDIANTE RADIOFRECUENCIA VERSUS MICROONDAS
EN EL TRATAMIENTO DE TUMORES RENALES DE PEQUEÑO
TAMAÑO (T1a \leq 4cm).**

Presentada por JORGE GALVÁN FERNÁNDEZ para optar
al grado de
Doctor/a por la Universidad de Valladolid

Dirigida por:
DR. EDUARDO TAMAYO GÓMEZ
DRA. MARTA AUXILIADORA SÁNCHEZ RONCO
DR. JESÚS CALLEJA ESCUDERO

A mi familia, por estar siempre a mi lado

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer a mi maestro el Dr. Javier Trueba, sin su arduo trabajo durante tantos años nada de esto hubiera sido posible. Gracias por todo, eres un ejemplo a seguir muy importante y un referente del médico que me gustaría llegar a ser.

A mis directores y a mi tutor por su dedicación, su paciencia y su tiempo para que este proyecto salga adelante.

A la Dra. Marta Sánchez Ronco por pensar en mi para este trabajo y nunca abandonarme en el largo camino. Sin su ayuda en el día a día con cada uno de los problemas que han ido surgiendo y sin su apoyo moral, este proyecto habría sido imposible. Muchas gracias Marta.

Al Dr. Jesús Calleja Escudero por aportar tanto conocimiento, consejo y sobre todo haber sido tan cercano desde el primer día.

Al Dr. Eduardo Tamayo Gómez por encontrar siempre el camino correcto por el que seguir.

Al Dr. Garrosa por todo su apoyo desde el primer día.

Quiero también dar las gracias al servicio de Urología y al servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Valladolid, encabezados por el Dr. Jose Ramón Cortiñas González y por la Dra. Rosario Esteban Casado por su contribución.

A Ana Puerto Sanz por su gran ayuda técnica, por tu paciencia y por ser siempre amable.

A mi gran amiga María Morán por su ayuda desinteresada, ha significado mucho.

A la mejor compañera de viaje, a tu lado todo es más fácil Isa.

Por último y no por ello menos importante, gracias a mi familia por estar siempre a mi lado a pesar de la distancia, gracias por vuestro apoyo y por demostrarme que en los malos momentos nunca estaré solo. Gracias de corazón, yo no habría conseguido nada sin todo vuestro esfuerzo.

Jorge Galván Fernández
Valladolid, Junio 2017

Contenido

1.	Introducción.....	1
1.1.	La termoablación tumoral.....	1
1.1.1.	Evolución histórica de la termoablación guiada por imagen	4
1.1.2.	Mecanismos de muerte celular basados en la energía	6
1.1.3.	La ablación por Radiofrecuencia:.....	10
1.1.4.	La Crioablación:.....	12
1.2.	La ablación por microondas	15
1.2.1.	Mecanismo de funcionamiento de la Ablación por Microondas, la producción de calor	15
1.2.2.	Componentes de un sistema de microondas:....	19
1.2.3.	Ventajas de la ablación con microondas	23
1.2.4.	Desventajas de la ablación con microondas.....	34
1.2.5.	Sistemas de microondas disponibles actualmente	35
1.3.	Termoablación en tumores renales.....	38
1.3.1.	Indicaciones.....	38
1.3.2.	Consideraciones preablación.....	41
1.3.3.	Complicaciones, Clasificación de Clavien-Dindo	48
2.	Justificación.....	51
3.	Hipótesis	53

4.	Objetivos	55
4.1.	Objetivo principal	55
4.2.	Objetivos secundarios.....	55
5.	Material Y Métodos	57
5.1.	Diseño del estudio	57
5.2.	Población de estudio.....	57
5.3.	Criterios de inclusión.....	58
5.4.	Criterios de exclusión.	61
5.5.	Variables a estudio	61
5.5.1.	Variable principal	61
5.5.2.	Variables secundarias.....	62
5.6.	Técnica termoablativas utilizadas	63
5.6.1.	Termoablación	63
5.6.2.	Requisitos fundamentales de un sistemas de termoablación.....	65
5.6.3.	Sistema utilizado de ablación por radiofrecuencia	67
5.6.4.	Sistema utilizado de ablación por microondas.	69
5.7.	Métodos de guiado por imagen: ecografía y tc.	75
5.7.1.	Ecografía	76
5.7.2.	Tomografía Computerizada (TC)	103
5.8.	Papel de la biopsia preablación	116

5.9. Sedación/anestesia	119
5.10. Seguimiento de los pacientes	122
5.11. Analisis estadístico	128
6. Resultados	131
6.1. Pacientes	131
6.2. Tumoración	133
6.3. Desarrollo de nuestra serie (Figura 22 y 23).	137
6.3.1. Primera intervención.....	137
6.3.2. Segunda intervención	140
6.3.3. Tercera intervención	141
6.3.4. Cuarta intervención	142
6.3.5. Quinta intervención	142
6.4. Tiempo de seguimiento de nuestra serie.....	144
6.5. Analisis de datos.....	146
6.5.1. Analisis en función de la energía empleada (MW Ó RF)	146
6.5.2. Analisis en función del resultado final (ablación/ no ablación)	154
6.5.3. Análisis en función de las complicaciones	161
6.5.4. Estudio multivariable.....	165
6.5.5. Resultados de las intervenciones realizadas con radiofrecuencia	166

6.5.6. Resultados de las intervenciones realizadas con microondas	177
6.5.7. Otras asociaciones.....	183
7. Discusión	185
7.1. Muestra poblacional	186
7.2. Tumores tratados	187
7.3. Seguimiento de nuestra población	188
7.4. Análisis de los datos en función de la energía (RF ó MW)	188
7.5. Análisis de los datos en función del resultado final	190
7.6. Análisis de las complicaciones	193
7.7. Limitaciones del estudio	194
7.8. Aplicaciones de los resultados y futuros estudios.	195
8. Conclusiones.....	199
9. Bibliografía.....	201

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación del sistema de puntuación del índice renal tomada de Kutikov y Uzzo. (85).....	47
Figura 2. Diagrama de flujo de nuestra serie.	61
Figura 3. Equipo de radiofrecuencia Covidien ®	69
Figura 4. Sistema de propagación de la energía del sistema AMICA de ablación con microondas.....	71
Figura 5. Equipo de ablación	75
Figura 6. Ondas transversales y longitudinales	79
Figura 7 Reflexión de los ultrasonidos.....	82
Figura 8. Efecto Doppler. La diferencia entre la frecuencia transmitida (Ft) y la recibida (Fr) se denomina cambio de frecuencia Doppler. El ángulo entre la dirección del sonido y la dirección del movimiento de la diana θ se denomina ángulo Doppler. (Middleton et al).	87
Figura 9. Doppler color y Doppler potencia (Krebs et al. n.d.).	88
Figura 10. Control con ecografía de ablación renal	95
Figura 11. Ecógrafo Toshiba	101
Figura 12. Ecógrafo Philips IU22 (70)	103
Figura 13. Guiado de ablación tumoral renal mediante TC	114

Figura 14. TC SIEMENS SOMATOM (Siemens ®).....	116
Figura 15. Ejemplo de seguimiento mediante TC con CIV de uno de nuestros pacientes tratados con MW y en que se obtiene una ablación completa hasta 24 meses postablación.....	127
Figura 16. Ablación incompleta visualizado en seguimiento con TC con CIV. Lesión nodular con restos de captación (Flecha).	128
Figura 17. Distribución variable sexo.....	132
Figura 18. Distribución variable índice de Charlson.....	132
Figura 19. Distribución variable: índice renal.....	135
Figura 20. Distribución variable: Tamaño.	136
Figura 21. Distribución de complicaciones en nuestra serie.	138
Figura 22. Desarrollo de nuestra serie: Energía en las intervenciones (tamaño \leq 4 cm).	143
Figura 23. Nuestra serie con resultado final y Energía ablativa utilizada.....	144
Figura 24. Tiempo de seguimiento de nuestra serie.....	145
Figura 25. Energía ablativa utilizada (MW vs RF).	146
Figura 26. Tipo de anestesia en función de la Energía empleada.	150
Figura 27. Tiempo de sesión en función de la Energía empleada.	152

Figura 28: Número de sesiones en función de la Energía empleada.	153
Figura 29. Porcentaje de ablaciones completas según localización anterior o posterior.	155
Figura 30. Tamaño tumoral en relación con el resultado final.	156
Figura 31. Índice renal en relación con el resultado final..	157
Figura 32. Tiempo de sesión en relación con el resultado final.	158
Figura 33. Número de sesiones en relación con el resultado final.	159
Figura 34. Distribución del tamaño tumoral en función de las complicaciones.	163
Figura 35. Porcentaje de ablaciones completas según localización anterior o posterior en la población tratada con RF.	168
Figura 36. Porcentaje de ablaciones completas según el tamaño tumoral en la población tratada con RF.	169
Figura 37. Tamaño tumoral en función del resultado final en la población tratada con RF.	170
Figura 38. Porcentaje de ablaciones completas según tiempo de sesión en la población tratada con RF.	171

Figura 39. Porcentaje de ablaciones completas según el número de sesiones en la población tratada con RF.....	172
Figura 40. Porcentaje de ablaciones completas según el índice renal en la población tratada con RF.....	173
Figura 41. Porcentaje de ablaciones completas según localización anterior o posterior en la población tratada con MW.	179
Figura 42. Porcentaje de ablaciones completas según el tiempo de sesión en la población tratada con MW.....	180
Figura 43. Porcentaje de complicaciones inmediatas en función del tipo de anestesia.	183
Figura 44. Porcentaje de complicaciones en función de la localización del tumor (anterior vs posterior).	194

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Sistema de puntuación del Índice Renal	46
Tabla 2. Sistema de clasificación de Clavien-Dindo para clasificar las complicaciones quirúrgicas. Fuente: Dindo D et al. (88)	49
Tabla 3 Sistema de puntuación de comorbilidad del índice de Charlson.	60
Tabla 4. Distribucion variable anatomía patologica	135
Tabla 5. Clasificación Clavien-Dindo de las complicaciones de nuestra serie	139
Tabla 6. Distribución de la variable: RESULTADO FINAL después de la primera intervención.	139
Tabla 7. Distribución de la variable: RESULTADO FINAL después de la segunda intervención.	141
Tabla 8. Tiempo de seguimiento de nuestra serie.	145
Tabla 9. Distribución de variables poblacionales en función de la energía empleada (MW vs RF).	148
Tabla 10. Distribución de variables procedimentales en función de la energía empleada (MW vs RF).	149
Tabla 11. Distribución de variables poblacionales en función del resultado final.	160

Tabla 12. Distribución de variables procedimentales en función del resultado final.....	161
Tabla 13. Distribución de variables en función de las complicaciones.....	164
Tabla 14. Análisis multivariable.....	165
Tabla 15. Distribución de las variables poblacionales en función del resultado final en la población tratada con RF.....	175
Tabla 16. Distribución de las variables procedimentales en función del resultado final en la población tratada con RF.....	176
Tabla 17. Distribución de las variables en función de las complicaciones en la población tratada con RF.....	177
Tabla 18. Distribución de las variables en función del resultado final en la población tratada con MW.....	181
Tabla 19. Distribución de las variables en función del resultado final en la población tratada con MW.....	182

LISTADO DE ABREVIATURAS

ADN = Ácido desoxirribonucleico.

CCR = Carcinoma Células Renales.

DCs = Células dendríticas.

EAU = Asociación Europea de Urología.

G = gauge.

GHz = Giga Herzios.

HIFU = High Intensity Focused Ultrasound.

INR = International Normalized Ratio.

IR = Índice Renal.

IRE = Irreversible Electroporation.

MHz = Mega Herzios.

MW = Microondas.

NK = Natural Killer células.

RF = Radiofrecuencia.

RI = Rango Intercuartílico.

RM = Resonancia Magnética.

TACE = Transarterial Chemoembolization.

TC = Tomografía Computerizada.

W = vatio.

Ablación mediante Radiofrecuencia versus Microondas en el tratamiento de tumores renales de pequeño tamaño (T1a \leq 4cm)

Ablación mediante Radiofrecuencia versus Microondas en el tratamiento de tumores renales de pequeño tamaño (T1a \leq 4cm)

1. Introducción

1.1. La termoablación tumoral

La ablación térmica tumoral es la aplicación local de temperaturas extremas, ya sean altas o bajas, para provocar daño celular irreversible y en última instancia, la apoptosis tumoral y la necrosis coagulativa.

La ablación percutánea basada en la energía se ha utilizado para el tratamiento de muchos tipos de tumores, incluyendo el hígado, riñón, pulmón, hueso, de tejidos blandos, de mama, de glándulas suprarrenales y de cabeza y cuello.

Esta tecnología se ha desarrollado rápidamente en la década de 1990, con el uso de pruebas de imagen que hicieron posible que procedimientos percutáneos fueran guiados (1).

Ahora, la ablación térmica percutánea es utilizada principalmente para el tratamiento de los tumores pequeños, los no resecables o para pacientes que son malos candidatos quirúrgicos.(2)

La termoablación ofrece varias ventajas sobre la resección quirúrgica: Menor morbilidad, mayor preservación de los tejidos circundantes, la reducción del coste y tiempos de hospitalización más cortos, así como el seguimiento y visualización durante el proceso, por no hablar de la capacidad de tratar a los pacientes que no son candidatos para las terapias convencionales.

Sin embargo, también existen desventajas como: La ablación incompleta, recurrencia de la enfermedad y los resultados inferiores respecto a tratamientos más convencionales en algunos tipos tumorales, aunque todavía no se han realizado grandes ensayos aleatorizados para comparar directamente los resultados de las distintas técnicas de ablación térmica entre si o frente a resección quirúrgica (3).

En la actualidad, las técnicas de ablación térmica más utilizadas son la ablación por radiofrecuencia (RF) y la ablación por microondas (MW), que son modalidades basadas en las altas temperaturas y la crioblación, que es una modalidad basada en baja temperatura. (4)

Las nuevas tecnologías, todavía no implantadas como los ultrasonidos focalizados de alta intensidad o HIFU = High

Intensity Focused Ultrasound y la ablación por láser son conceptualmente similar a la ablación de alta temperatura pero todavía están en estudio.

HIFU es el único no invasivo. Utiliza múltiples haces de ultrasonidos y se centran en un área focal seleccionada para generar temperaturas de hasta 60 ° C (grados centígrados) usando energía acústica, que causa necrosis coagulativa (3). HIFU también causa cavitación acústica, que se produce cuando la presión acústica provoca la expansión y la contracción de los núcleos gaseosos en las células, lo que llevaría al colapso de la célula y membranas nucleares, las mitocondrias y la reticulum endoplásmico.

La ablación laser genera calor electromagnético, al igual que RF y MW, con la ventaja de la precisión y eficiencia durante la ablación con láser. Sin embargo, debido a que la luz se dispersa fácilmente y es absorbida, esta modalidad tiene una penetración limitada en los tejidos y por lo tanto una zona de ablación muy pequeña, áreas de aproximadamente 1-2 cm² .

La electroporación irreversible (IRE) es una de las más nuevas tecnologías para la ablación de tumores. No utiliza

energía térmica como su principal mecanismo, IRE genera un campo eléctrico por el uso de múltiples pulsos de corriente eléctrica intensa para causar daños irreversibles en la membrana celular y con ello inducir la muerte celular (5) .

Un área de rápido crecimiento de la investigación en técnicas de ablación basadas en la energía se basa en la idea de que es la inmunomodulación activada por estas terapias, lo que podría contribuir aún con otro mecanismo de muerte de células tumorales y la destrucción.

Artículos recientes describen una inexplicable regresión espontánea de metástasis no tratadas después de la ablación térmica del tumor primario, esto ha generado interés en una posible respuesta inmune antitumoral sistémica inducida en respuesta a la ablación térmica focal. (6)

1.1.1. Evolución histórica de la termoablación guiada por imagen

- Año 1850 – Carcinomas de mama avanzado y de útero son tratados con solución salina helada. (crioablación). (7)

- 1917 – Los ultrasonidos se empiezan a utilizar para uso médico.
- 1926 – Harvey Cushing usa la radiofrecuencia para tratar un tumor cerebral.
- 1942 – Se introduce el concepto de ondas de ultrasonidos focalizadas para causar destrucción térmica localizada de tejidos blandos. (8)
- 1960 – La criocirugía moderna percutánea se vuelve factible con avances técnicos tales como la aplicación de nitrógeno líquido a través de sondas tipo trocar. (9)
- 1972 – Técnicas de imagen de corte transversal como la tomografía empiezan a estar disponibles comercialmente y se extiende su uso. (6)
- 1980 - Se utiliza la ablación química guiada por imagen utilizando inyecciones de etanol de ácido acético, sobre todo para los tumores malignos del hígado. (1)
- 1990 - El primer uso de la ablación por radiofrecuencia percutánea, sobre todo para los tumores de hígado. (10)
- 1997 – Primera ablación de un tumor renal. (11)

- 2007 – Uso de microondas por primera vez para ablación de tumor renal. (12)

1.1.2. Mecanismos de muerte celular basados en la energía

La RF y MW, así como la Ablación Laser y HIFU causan una lesión hipertérmica focal que afecta al microambiente tumoral causando daños en la membrana celular y a nivel subcelular. El proceso de destrucción del tumor se produce en al menos dos fases, a través de un mecanismo directo y otro indirecto. (13)

En las lesiones térmicas por ablación pueden ser consideradas tres zonas:

- La zona central, que es la zona inmediatamente más allá de la punta del sistema de aplicación y donde se produce necrosis coagulativa.
- Una zona periférica o zona de transición, donde se produce una hipertermia subletal por conducción térmica de la zona central que acaba produciendo apoptosis o recuperándose.
- El tejido circundante que no es afectado por la ablación.

El daño celular directo ocurre a varios niveles, desde el nivel subcelular al nivel tisular, y depende de la energía térmica que se aplica, la tasa de aplicación y la sensibilidad térmica del tejido objetivo (13).

A temperaturas de alrededor de 40-45 ° C, se produce daño celular irreversible sólo después de una exposición prolongada (de 30 a 60 minutos). A temperaturas superiores a 60 ° C, el tiempo que se requiere para lograr daño irreversible disminuye exponencialmente.

La inactivación de enzimas vitales es una característica inicial de la lesión. Por encima de 60 ° C, se produce una desnaturalización proteica rápida, que es inmediatamente citotóxica y conduce a la necrosis coagulativa.(13)

Los cambios en la integridad de la membrana celular fueron considerados como la principal causa de la muerte celular inducida por la hipertermia. Las altas temperaturas pueden cambiar la fluidez de la membrana y la permeabilidad celular, y esto causa la disfunción de los filamentos de actina y los microtúbulos, lo que conduce a un deterioro facilitado de difusión a través de la membrana celular.(6)

La acumulación de metabolitos y cambios de líquidos intracelulares posteriormente causan citolisis. Sin embargo, estos cambios en la estabilización de la membrana podría ser el resultado final de procesos subcelulares, y ellos no tienen una correlación directa con el aumento de temperatura. (13)

La disfunción mitocondrial ha sido bien correlacionado como una lesión inducida por el calor. Las altas temperaturas podrían promover la fuga de protones a través de la membrana mitocondrial interior. (14)

Cambios ultraestructurales mayores se pueden ver minutos después de lesiones por calor. Estos incluyen vesicularización de los cristis mitocondriales, edema mitocondrial y la formación de cuerpos densos.

Por otra parte, la replicación del ADN es rápidamente inhibida por la hipertermia, lo que sugiere una muerte celular reproductiva mediada por el calor. Esto podría ocurrir por la desnaturalización de las enzimas de replicación cruciales, tales como ADN polimerasa α , que es responsable para la replicación del ADN semiconservativo, y la ADN polimerasa β , que es

responsable para síntesis y reparación del ADN. Otros mecanismos intracelulares propuestos son la desnaturalización del sustrato polimerasa cromatina: la interrupción de la síntesis de ARN, la liberación de enzimas lisosómicas y el deterioro del aparato de Golgi (6) (13).

También es importante señalar que el tejido tumoral se ha demostrado ser más termosensible que el tejido normal. Esto puede estar relacionado con el aumento del metabolismo tumoral, la reducción de la capacidad de disipación de calor y su medio ambiente intersticial ácido.

Así mismo se produce daño celular indirecto o diferido después de la ablación térmica. Esto ha sido demostrado tanto preclínica como clínicamente y cuenta con varios mecanismos propuestos, incluyendo la inducción de la apoptosis, daño vascular que causa isquemia, lesión de isquemia-reperfusión, contenidos lisosomales que se liberan durante la necrosis, granulocitos invasores, liberación de citoquinas y estimulación de una respuesta inmune. (6) (13)

1.1.3. La ablación por Radiofrecuencia

La ablación por Radiofrecuencia (RF) percutánea es la colocación directa de uno o más electrodos de radiofrecuencia en el tejido tumoral mediante el uso de la ecografía, la tomografía computarizada (TC) o la resonancia magnética (RM).(15)

El éxito inicial de la RF en el tratamiento de los tumores malignos hepáticos ha ampliado su utilización clínica o experimental para neoplasias de los riñones, de mama, hueso, pulmones, tiroides, útero, glándulas suprarrenales y otros tejidos blandos. (16)

Las temperaturas entre 60 ° C y 100 ° C son generadas por una alta frecuencia alterna, que induce calentamiento por fricción cuando los iones del tejido intentan seguir las direcciones cambiantes de la corriente alterna.

Este calentamiento por fricción (también conocido como calentamiento 'resistivo') provoca lesiones celulares y posterior necrosis coagulativa.

Curiosamente, las temperaturas $> 100\text{ }^{\circ}\text{C}$ son menos eficaces, ya que la desecación que resulta a estas temperaturas, se manifiesta en forma de vapor de agua y el tejido quemado aumenta la impedancia del tejido y por lo tanto limita aún más la conducción eléctrica a través del tejido restante. (17)

Además, las temperaturas altas son difíciles de mantener si el tumor está cerca de vasos sanguíneos grandes. Este efecto de disipación de calor es comúnmente descrito como una limitación de la RF y se produce cuando el calor que es absorbido por la sangre que fluye se lleva lejos de la zona de ablación, disipando así la hipertermia y la disminución de la eficacia RF. Debido a esto, el tejido tumoral adyacente a grandes vasos sanguíneos es menos susceptible de daño térmico mediante RF. (18)

En la zona de transición, que se produce adyacente a la zona central de necrosis coagulativa hay estudios que han informado infiltrados inflamatorios que incluyen neutrófilos, macrófagos, células dendríticas (DCs), células natural killer (NK), así como las células B y células T que son específicos para el tejido separado por ablación. (19)

Estos subconjuntos de células inmunes también han sido observado en distancia al tumor así como, periféricamente en el torrente sanguíneo en pacientes y en animales; estos resultados sugieren una activación inmune general por RF. (20) (21)

1.1.4. La Crioablación

En contraste con las técnicas de ablación por hipertermia, la Crioablación utiliza frío para matar las células tumorales. Esta técnica tiene una historia más larga que los otros métodos ablativos.

Fue utilizado por primera vez para el tratamiento de cánceres de mama y de útero en la década de 1840, antes de que ganara fuerza como una técnica moderna en la década de 1960, cuando el desarrollo de los sistemas fueron capaces de suministrar nitrógeno líquido a través de sondas de tipo trocar. Desde entonces, ha sido utilizado para el cáncer de la retina, piel, próstata, riñón, hígado, mama, pulmón y hueso. (7)

La Crioablación utiliza gases líquidos. La expansión del gas en una pequeña cámara en el extremo distal de la criosonda crea una disipación de calor y reduce la temperatura hasta un mínimo

de -160°C cuando se evapora argón. La temperatura que es necesaria para la muerte celular es entre -20°C y -40°C , y los estudios han demostrado que esta temperatura debe persistir a 1 cm más allá de la periferia del tumor para asegurar la ablación completa. Este requisito de tamaño limita los tumores que pueden ser objetivo. (22)

Es de destacar que produce varios mecanismos biológicos, se dividen en cuatro categorías principales: lesión celular directa, la lesión vascular y la isquemia, apoptosis e inmunomodulación. (23)

La lesión celular directa se produce cuando la congelación causa la deshidratación celular.

El agua se congela en el compartimiento extracelular antes que el agua en el compartimiento intracelular que está protegido por el lípido bicapa. Esto conduce a una mayor concentración extracelular de soluto, que causa un gradiente osmótico, con flujo de salida de fluido, el encogimiento celular y distorsión de la membrana plasmática (6).

La formación de cristales de hielo dentro de las células, perjudica aún más la integridad de los orgánulos y de la membrana celular. Durante la descongelación, el compartimento intracelular se convierte en hipertónico, y el desplazamiento del fluido hace que la célula estalle (7).

La lesión vascular se produce cuando la Crioablación causa daño endotelial en la microcirculación, lo que conduce a la agregación plaquetaria, estasis y microtrombosis vascular.

La vasoconstricción ocurre en respuesta a las bajas temperaturas, con lo que también provoca estasis vascular. Esto da lugar a isquémica y muerte en la zona en cuestión, y fomenta la necrosis coagulativa.

La necrosis coagulativa directamente inducida por el frío se produce en el centro de las lesiones crioablativas, mientras que la apoptosis se ha observado en su periferia (24).

Las temperaturas subletales en la zona periférica puede causar que algunas células activen la apoptosis.

El equilibrio entre necrosis y apoptosis tiene implicaciones para la potencial inmunomodulación que es inducida por la crioblación.

Esto conduce a la discusión de otro mecanismo de destrucción del tumor que supuestamente se produce después de la crioblación: La activación inmunológica contra células tumorales. Se ha observado que metastásis regresan o desaparecen después de la crioblación focal del tumor primario, se ha observado en muchos informes de casos y series de casos ya que esta técnica es la primera que se ha utilizado para tratar el cáncer de próstata en la década de 1970 (25).

1.2. La ablación por microondas

1.2.1. Mecanismo de funcionamiento de la Ablación por Microondas, la producción de calor

La Ablación por Microondas utiliza histéresis dieléctrica para producir calor. La destrucción de tejido ocurre cuando los tejidos se calientan a temperaturas letales por un campo electromagnético aplicado, típicamente entre 900-2,500 MHz. Las

moléculas polares de los tejidos (principalmente H₂O) se ven obligados a un continuo realineamiento con el oscilante campo eléctrico, lo que aumenta su energía cinética y, por lo tanto, la temperatura del tejido.

Los tejidos con un alto porcentaje de agua (por ejemplo, los órganos sólidos y tumores) son más propicios para este tipo de energía.

La energía de microondas se irradia hacia el tejido a través de una antena intersticial. Como resultado de la naturaleza radiante de la antena, el calentamiento directo se produce en un volumen de tejido alrededor de la antena.

Este mecanismo de calentamiento difiere sustancialmente de la Radiofrecuencia (RF), que crea calor mediante calentamiento resistivo cuando la corriente eléctrica pasa a través de tejido iónico.

El calentamiento por RF es limitado en áreas de baja conductividad eléctrica, y por lo tanto el calentamiento de los tejidos se produce sólo inmediatamente adyacente al electrodo (26).

Las microondas son capaces de propagarse eficazmente y calentar muchos tipos de tejido, incluso aquellos con baja conductividad eléctrica, alta impedancia, o baja conductividad térmica. Por ejemplo, el hueso y el pulmón son dos tipos de tejidos que se han asociado con resultados subóptimos o progresión local con ablación por RF como resultado de la alta impedancia base (27) (28) (29).

A diferencia de la RF y el láser, las microondas pueden penetrar fácilmente a través de tejidos carbonizados o disecados que tienden a acumularse alrededor de todos los aplicadores de ablación hipertérmica. (30).

Permitividad relativa (es decir, material dieléctrico constante) es una medida de lo bien que un material o tejido aceptarán un campo eléctrico y también es una medida de lo bien que una energía se propagará a través del tejido (27).

Las antenas de microondas múltiples se pueden accionar simultáneamente para ejercer un efecto de sinergia térmica y producir la ablación varios tumores simultáneamente (31) (32). Este tipo de ablación multi aplicador es posible con otras fuentes de energía, pero a diferencia de la RF, las microondas son capaces

de estar alimentadas continuamente sin tener que cambiar de un electrodo al otro.

También es único de la ablación por microondas la capacidad de las antenas de ser colocadas por fases para explotar los efectos del electromagnetismo de campo (31).

Cuando las antenas se colocan en fase de forma constructiva, se produce un calentamiento del tejido proporcional al cuadrado del número de antenas permitiendo una generación de calor más eficiente comparado con una antena única (33).

En el futuro, esto puede permitir la ablación de territorios más grandes y más personalizables que en la actualidad.

En cuanto a los mecanismos retardados o indirectos de destrucción del tumor, las microondas son un débil estimulador de la inflamación local (innata y adquirida).

La inducción de citoquinas pro-inflamatorias incluyendo IL-1 e IL-6 es mínima en comparación con la de las otras técnicas ablativas. (34)

1.2.2. Componentes de un sistema de microondas

El sistema básico de microondas está formado por tres componentes: un generador, un sistema de distribución de energía y las antenas.

Un sistema de refrigeración es un componente crucial de la mayoría de antenas de microondas debido al calentamiento al que son sometidas.

La energía se genera con magnetrón o fuentes de estado sólido.

La generación de microondas puede ser controlada independientemente del tipo de tejido; los picos de impedancia o la reducción de la salida de potencia característico de la ablación por RF en tejidos con alta impedancia, esto no se produce en la ablación de microondas. Los generadores de frecuencias son generalmente de 915 MHz o 2,45 GHz (35) (32) (36) (37) (38).

Actualmente, hay pocos datos que sugieran que cualquier frecuencia dada es más eficaz para los procedimientos de ablación de microondas, sin embargo, un solo estudio preclínico ha

comparado directamente los sistemas de 915 MHz y 2,45 GHz (39) ha sugerido que una frecuencia del generador de 915-MHz utilizada en combinación con una antena de refrigerado por eje puede generar la ablación de zonas más grandes que un sistema de 2,45 GHz similar.

Las zonas de ablación del sistema de 915 MHz eran también muy largas y por lo tanto puede tener limitaciones anatómicas a la hora de ser usado. Se necesitan estudios adicionales para identificar si estos resultados son reproducibles y/o tejido dependientes (40) .

La distribución de la energía electromagnética desde el generador a la antena se consigue a través de una línea de transmisión coaxial. Los cables coaxiales tienen excelentes características de propagación, pero como el diámetro del cable disminuye, la pérdida de potencia aumenta. Por lo tanto, hay una limitación en lo que se refiere al tamaño y flexibilidad de los cables (35).

Las antenas de microondas son el extremo y el componente más crítico del sistema, su función es transferir la energía en el tejido. La zona de calentamiento activo y la eficiencia de

acoplamiento de potencia de una antena se determina por su geometría. La mayoría de diseños de antenas de ablación por microondas son rectas y en forma de aguja (41).

El diseño de la antena de microondas es un equilibrio de la eficiencia energética, el patrón de calentamiento del tejido y el diámetro de la antena, compensando todas ellas para producir un resultado deseado específico.

Como las antenas son construidas generalmente a partir de un cable coaxial, las antenas de menor diámetro pueden tener problemas para manejar niveles de potencia altos sin producir daño térmico no deseado a los tejidos alrededor de la zona proximal del eje de la antena (tejido subcutáneo, piel...) (29) (36) (37) (42)

Las chaquetas de enfriamiento y los sistemas de refrigeración del eje de la antena se han demostrado capaces para reducir este calentamiento no deseado y evitar quemaduras en la piel, y poder manejar así antenas de mayor potencia y menor diámetro (43) (44).

El método más utilizado para enfriar el eje de la antena es la circulación de solución salina enfriada o agua. El uso de sistemas de refrigeración activa además permite tiempos más largos de tratamiento, y a su vez, la producción de zonas de ablación más grandes (43).

Otra estrategia para el enfriamiento de la antena es el uso de gas comprimido. La rápida descompresión del gas dióxido de carbono provoca el fenómeno Joule-Thomson. La alta capacidad de enfriamiento de este sistema permite el uso de generadores de alta potencia (140 W) mientras se mantienen diámetros de eje pequeño (17 G (gauge)). (45)

En última instancia, el tamaño de la zona de ablación y la forma producida por cualquier antena en tejido vivo depende del diseño de la antena, tipo de tejido (teniendo en cuenta los cambios en las propiedades del tejido durante la ablación), la conducción térmica desde la zona de calentamiento activo y pérdida térmica causada por estructuras cercanas, como los vasos sanguíneos. La interacción entre estos factores es complejo, y las comparaciones directas entre los diversos diseños de sistemas aún no se han logrado (40) (46)

1.2.3. Ventajas de la ablación con microondas

Las microondas tienen muchas ventajas teóricas sobre las tecnologías actuales:

- La energía de microondas tiene el potencial para producir un calentamiento más rápido y de un mayor volumen de tejido con menor susceptibilidad a los efectos disipadores de calor.
- Puede ser eficaz en tejidos con alta impedancia como pulmón o tejidos carbonizados durante el tratamiento, tejido desecado.
- También es capaz de generar temperaturas muy altas, a menudo por encima de 100 °C.
- Tiene buenos resultados con el uso de múltiples aplicadores.
- No requiere almohadillas de toma de tierra o de otros componentes auxiliares (31) (32) (47).

Las microondas también tienen ciertas ventajas específicas de órgano:

1.2.3.1. Hígado

El hígado es un órgano sólido vascular con abundancia de grandes vasos que pueden producir efectos disipadores de calor. Las microondas parecen ser más aptas para superar la gran disipación de calor que otras modalidades de termo ablación (31) (48) (49).

La energía de microondas ha demostrado la ablación del tejido alrededor de grandes vasos hepáticos de hasta 10 cm de diámetro y crear zonas de ablación más grandes en las zonas de alta perfusión (31) (49) (50).

Las altas tasas de perfusión hepática limita la eficacia de la ablación por radiofrecuencia. La susceptibilidad reducida a la refrigeración vascular se ha estudiado y confirmado en estudios preclínicos.

Awad et al (49) demostraron zonas de ablación grandes y consistentes en tiempos más cortos que con ablación por radiofrecuencia, y la proximidad a la vasculatura hepática no hizo cambiar significativamente el tamaño de la zona de ablación o la forma con la ablación por microondas (31) (36) (49).

En un modelo de hígado porcino in vivo, Brace et al (31) crearon zonas de ablación circular con efectos mínimos relacionados con incluso grandes vasos intrahepáticos, lo que sugiere que hay un mínimo efecto disipador de calor cerca de los vasos.

Clínicamente se ha demostrado en varios estudios que la ablación por microondas tienen la misma eficacia, seguridad y supervivencia con tiempos más cortos de ablación en comparación con la ablación por RF para el tratamiento de pequeños carcinomas hepatocelulares (51) (52) (53).

Dong et al (53) describieron en 234 pacientes que se sometieron a ablación percutánea con microondas, una supervivencia favorable sin complicaciones graves.

Lu et al (51) de forma retrospectiva compararon 102 pacientes que se sometieron a tratamiento con microondas o ablación RF sin diferencia significativa en la supervivencia o las tasas de complicaciones entre los dos grupos.

Estudios más recientes con los nuevos sistemas de microondas han demostrado de nuevo la eficacia de la ablación por microondas en el hígado (51) (54) (55).

Shiomi et al (54) compararon ablación con microondas percutánea y toracoscopia asistida con Resonancia Magnética en pacientes con carcinoma hepatocelular y enfermedad metastásica, con una supervivencia a 3 años de casi el 90% en ambos grupos para los pacientes con carcinoma hepatocelular (mediana de seguimiento, 21 meses) (54).

Ianitti et al (55) trata 87 pacientes con carcinoma hepatocelular y enfermedad metastásica y encuentra una tasa de supervivencia global del 47% (en todos los tipos de tumor) a 19 meses.

Además, los datos preclínicos han sugerido que las microondas, en particular con el uso de múltiples aplicadores, puede ser eficaz en el tratamiento de los tumores más grandes (>3 cm) (31) (37) (47) (56).

Los tumores de más de 3 cm han sido históricamente problemáticos para la ablación de RF, con un riesgo significativamente mayor de progresión local del tumor (57) (58).

Sin embargo, la ablación con microondas permite zonas de ablación más grandes lo que podría hacer que estos tumores sean tratados más consistentemente.

Por ejemplo, Brace et al (31) demostraron zonas de ablación con diámetros de media de hasta 6,5 cm con el uso de tres antenas de microondas de calibre 17, espaciadas 3 cm entre sí en un modelo porcino in vivo.

Strickland et al (37) utiliza las variables tiempo y potencia que van de 36 a 200 W en un modelo porcino in vivo de hígado y la ablación demostró zonas que van de 3 a 6 cm de diámetro producidas muy rápidamente, es decir, dentro de 3 minutos.

Datos clínicos tempranos han apoyado la hipótesis de que las microondas pueden ser más eficaces contra los tumores más grandes.

La mayoría de los autores informan de ablación en menos tiempo en el hígado con ablación con microondas que con ablación por radiofrecuencia, con frecuencia menos de 10 minutos, y con variación de 2 a 5 minutos, dependiendo del número de aplicadores, tamaño de la lesión, y la potencia de salida.

Desde un punto de vista práctico, la disminución del tiempo necesario para la ablación de microondas se traduce en un uso más eficiente del equipo y del personal así como en una disminución de tiempo de anestesia general.

Ahora bien, al igual que con RF y crioablación, el uso de anestesia general pueden variar de un lugar a otro dependiendo de la preferencia del médico(40).

Además, la velocidad de tratamiento con microondas es una ventaja para el tratamiento de múltiples lesiones durante la misma sesión de ablación.

1.2.3.2. Riñón

El riñón es un órgano sólido altamente vascular con altas tasas de perfusión centrales creando efectos de disipación de calor significativos (59) (60) .

La mejor capacidad de las microondas para superar los efectos de enfriamiento del flujo sanguíneo produce una zona de ablación más grande en el riñón, que ya se ha demostrado en estudios con animales (61) (62).

Laeseke et al (61) comparan la ablación de microondas con antena triaxial de alta potencia frente a la ablación de RF con electrodos enfriados internamente de tamaño similar en modelo de riñón porcino in vivo. La ablación por microondas creó zonas de ablación más grandes significativamente con temperaturas de tejido más altas (123 ° C vs 100 ° C).

Los primeros estudios clínicos han demostrado que la ablación con microondas puede ser eficaz para el tratamiento del carcinoma de células renales.

Clark et al (12) trataron 10 pacientes con tumores renales grandes (3,9-13 cm de de diámetro) con un máximo de tres antenas de microondas de calibre 13G alimentado a 60 W durante 10 minutos antes de la nefrectomía radical. El examen patológico demostró un volumen medio de ablación de 105 cm³ (5,7 x 4,7 x 3,8 cm) cuando se utiliza una matriz de tres sondas. Un importante hallazgo adicional fue que no era uniforme la muerte celular en la zona de ablación (12).

Liang et al (63) trataron a 12 pacientes con carcinomas de células renales (1,3-3,8 cm de diámetro) con microondas y encontraron ablación completa en una sola sesión sin tumor

residual o recurrente en una mediana de seguimiento de 11 meses.

Pese a estos resultados preliminares prometedores, se necesita más experiencia clínica en el riñón (40).

1.2.3.3. Pulmón

En el pulmón, las modalidades de tratamiento menos invasivo, la ablación térmica, particularmente han ido aumentando en popularidad para los tumores pulmonares médicamente inoperables, tanto como un tratamiento primario o como una terapia adyuvante a la radiación externa (64) (65).

Sin embargo, el pulmón aireado tiene baja conductividad eléctrica y térmica, lo que limita la eficacia de la energía de radiofrecuencia.

Las microondas pueden ofrecer ventajas significativas en el pulmón. La baja conductividad y alta impedancia del pulmón aireado no limita el calentamiento con microondas. De hecho, la permitividad y conductividad menor inherente en el pulmón puede permitir la penetración de microondas más profundo de lo que se produce en el hígado (40)

Durick et al (66) mostraron que, con un sistema de ablación por microondas en fase para el pulmón, se producía una amplia zona de ablación circular en pulmones de cerdo in vivo.

En una comparativa subsiguiente, Brace et al (67) compararon zonas de ablación obtenidos con un calibre 17G de antena de microondas en comparación con los obtenidos con un electrodo de RF del calibre 17G en un modelo in vivo de pulmón normal de porcino.

Las zonas de ablación generadas con microondas eran un 25% más grandes en diámetro, significativamente más circular, y desarrolladas más rápido que con la energía de RF (67).

Hay que tener en cuenta que ninguno de estos estudios utilizan un modelo de tumor de pulmón, y las propiedades de los tumores de pulmón pueden ser más similares a órganos sólidos.

Sin embargo, los primeros estudios clínicos sugieren que el calentamiento del tumor con energía de microondas también es eficaz (27) (29) (68) (69).

En el mayor estudio hasta la fecha, Wolf et al (29) trataron por vía percutánea 82 masas pulmonares (tumores pulmonares primarios y metastásicos) en 50 pacientes. Tasa de control local

(basado en el seguimiento con la tomografía computarizada [TC] y la tomografía por emisión de positrones) a 1 año fue de 67%, con un tiempo medio hasta la primera recidiva de 16,2 meses.

Pese a los datos preliminares que sugieren que la ablación por microondas es seguro y eficaz en el pulmón, se necesitan más estudios (40) (70)

1.2.3.4. Hueso

El hueso tiene una baja conductividad (es decir, de alta impedancia) lo que limita la eficacia de la ablación por radiofrecuencia. Las microondas son relativamente insensibles a la alta impedancia y tiene un perfil de penetración más profundo.

Ambas características pueden representar una ventaja para la ablación con microondas.

Como resultado de la permitividad relativa de hueso, las microondas pueden proporcionar una penetración más profunda y calentamiento más eficaz.

Hay muy poca experiencia con el tratamiento de osteomas osteoides con microondas, quizás porque un sistema capaz de producir la ablación de zonas de tan sólo 1 cm no está disponible todavía.

Actualmente antenas disponibles producen zonas de ablación de 5-7 cm. Por lo tanto actualmente la aplicación clínica en el tratamiento de osteomas osteoides no es posible por el riesgo de daño térmico en zonas no deseadas.

El uso clínico de microondas en otros tumores de hueso o en enfermedad metastásica ha sido prometedor.

Por ejemplo, Fan et al (71) estudiaron 213 pacientes tratados con tumores óseos malignos de las extremidades y la pelvis con la intervención quirúrgica combinada con la terapia de ablación por microondas, con una tasa de supervivencia del 74% en un seguimiento promedio de 49 meses.

Estudios adicionales son necesario en ambas áreas para confirmar las teóricas ventajas en el hueso, ya que sólo unos pocos casos han sido publicados en la literatura hasta la fecha (68) (71).

1.2.4. Desventajas de la ablación con microondas

La potencia de las microondas es inherentemente más difícil de generar y de entregar de forma segura y eficiente al tejido en comparación con la RF.

Esto es principalmente porque la energía de microondas debe realizarse en cables coaxiales, que son más grandes en diámetro y más propensos a un calentamiento que los cables simples utilizados en ablación por radiofrecuencia.

Un mecanismo robusto de enfriamiento activo del eje puede mitigar muchos de estos riesgos y es imperativo necesario para dar potencia alta a los tejidos. (40)

Un estudio clínico compara antenas con sistema de enfriado con antenas sin sistema de enfriado en una cohorte de 1.136 pacientes (72) mostrando que el uso de la antena de refrigeración por eje conseguía un menor número de sesiones de tratamiento y un menor número de complicaciones mayores.

Actualmente los sistemas de microondas disponibles seguirán enfrentándose a limitaciones técnicas y esto ha impedido

que el potencial de las microondas se haya implantado en la clínica hasta la fecha.

Las principales limitaciones incluyen sistemas de baja potencia, el calentamiento del eje, sondas de gran diámetro y zonas de ablación grandes pero relativamente delgadas con aplicación clínica limitada (especialmente en lesiones óseas pequeñas como osteomas osteoide y lesiones superficiales de órganos sólidos).

Del mismo modo, todavía hay una cierta imprevisibilidad en cuanto al tamaño y la forma de la zona de ablación, que puede estar relacionado con factores técnicos.

1.2.5. Sistemas de microondas disponibles actualmente

En los Estados Unidos, sólo un sistema está ampliamente disponible para uso comercial (ValleyLab / Covidien, Boulder, Colorado). El sistema Evident es una antena dipolo refrigerada por agua de calibre 13G con un generador de 915 MHz y una salida máxima recomendada de 45 W (33,85).

Otros sistemas:

MicrothermX-100 (BSD Medical; Sal Lake City, Utah), que utiliza un 915-MHz generador y múltiples aplicadores de calibre 14 con control de antena individual.

El sistema AveCure (MedWaves; San Diego, California), que utiliza un 915-MHz generador y 12-16G de calibre, antenas con realimentación de temperatura en lugar de enfriamiento.

Y la Certus 140 (Neuwave Medical, Madison, Wisconsin), una 2.45- Sistema GHz en fase de desarrollo refrigerada activamente con gas 17 G de calibre, antenas triaxiales.

El sistema de ablación por microondas de Acculis (Acculis, Denmead, Estados Unidos), disponible en Europa, consiste de un generador de 2.45 GHz, con unos ajustes de salida de potencia que van de 30 a 100 W y una antena percutánea de calibre 15 G refrigerada.

El sistema de microondas Amica (SA Médico, Boca Ratón, Florida) utiliza un generador de 2.45 GHz, con potencia de salida

a 100 W (60 W recomendada) a través de calibre 14 y 17G de calibre refrigerada por agua.

Hasta la fecha, la ablación por microondas se ha utilizado más ampliamente en Japón y China, donde múltiples sistemas se han desarrollado. La mayoría de estos sistemas utilizan generadores de 2.45 GHz con antenas monopolo, dipolo, coaxiales o ranuradas.

Entre otros, el sistema Forsea (Qinghai Microondas Instituto Electronic, Nanjing, China) utiliza un generador 10-150-W, 2.45 GHz refrigerada por agua de calibre 14 G.

Kang Yu-Medical fabrica sistemas de generadores de 915-MHz y 2.45 GHz (KY2000-915 y KY2000-2450, respectivamente) con refrigerado por agua, antena de calibre 15 G. Ambos generadores puede producir 1-100 W.

El dispositivo Microtaze (Nippon Shoji, Osaka, Japón) también utiliza un generador de 2.45 GHz con una antena con refrigeración del eje de calibre 16 G con salida de entre 60 y 70 W.

(40)

1.3. Termoablación en tumores renales

El carcinoma de células renales (CCR) es el 14^a cáncer más común en todo el mundo (noveno más común en los hombres, 14^a más común en las mujeres). Las tasas de incidencia más altas se registran en América del Norte, Europa y Australia (73).

El manejo de las masas renales pequeñas incluye el uso de varias técnicas de ablación ya descritas. Los más comúnmente usados son la crioablación y la radiofrecuencia (RF); menos extendido y todavía menos estudiado en el riñón la ablación por microondas (MW).

1.3.1. Indicaciones

Con un mayor uso de las técnicas de imagen avanzadas, a menudo se diagnostican los CCR en una etapa temprana (74).

Las técnicas de ablación han ampliado la gama de opciones de tratamiento disponibles para estos pacientes. Aunque la nefrectomía parcial sigue siendo el estándar de referencia para el tratamiento de pequeñas masas renales, las directrices de la Asociación Americana de Urología apoya el uso de técnicas de

ablación térmica para el tratamiento de pacientes con enfermedad T1a (<4 cm) (75) (76)

Existe actualmente consenso internacional para las siguientes indicaciones de terapia ablativa para tumores renales: (77) (78).

- Tumores renales pequeños (<4 cm).
- El aumento de riesgo de múltiples tumores CCR (como en el síndrome de von Hippel-Lindau).
- El estado del paciente no es adecuado para la cirugía.
- Pacientes monorrenos.

Las ventajas de la termoablación con respecto a la cirugía de extirpación incluyen:

- La reducción morbilidad.
- Mejor conservación del volumen del parénquima renal, lo que se correlaciona con la función renal global (79).
- Tiempo de recuperación más rápido; más corto o sin hospitalización.
- Posiblemente, la termoablación es la única opción de tratamiento disponible para los pacientes con graves

condiciones de comorbilidad que no se consideran candidatos para la cirugía.

- El coste para el sistema de atención de la salud también puede reducirse con un mayor uso de técnicas de la ablación no invasiva (80) (81).

Dado que los estudios a largo plazo han demostrado resultados duraderos para la nefrectomía parcial, las directrices de la Asociación Americana de Urología afirman que la desventaja más importante de cualquier técnica ablativa es una mayor tasa de recurrencia local en relación con la de la nefrectomía parcial (75) (82)

Ahora bien, los resultados de estudios a corto-medio plazo sugieren que una adecuada selección de los pacientes puede producir resultados comparables a los de la nefrectomía parcial con el beneficio añadido de la mejora preservación de la función renal (83,84).

Por lo tanto, la decisión de indicar tratamientos ablativos en lugar de la cirugía requiere una cuidadosa consideración en conjunto con el paciente. (84) (85) (86)

1.3.2. Consideraciones preablación

Antes del procedimiento, el paciente debe ser evaluado en el Servicio de radiología intervencionista.

La evaluación clínica debe incluir una historia clínica y examen físico, una cuidadosa documentación de los factores de riesgo conocidos de CCR (87) (por ejemplo, el tabaquismo; la exposición ocupacional a la anilina, cadmio, o amianto; y síndromes genéticos, incluyendo el síndrome de von Hippel-Lindau, el carcinoma papilar hereditario, o carcinoma de células claras hereditario), comorbilidades significativas, y el estado funcional de base (como la puntuación del Eastern Cooperative Oncology Group Score (88)).

El estudio diagnóstico de laboratorio debe incluir una evaluación de la hemostasia (INR, tiempo de tromboplastina parcial, y hemograma completo), y una estimación de la función renal (es decir, concentración de creatinina y la tasa estimada de filtración glomerular).

Aunque hay variaciones entre centros el INR debe ser inferior a 1,5; el tiempo de tromboplastina parcial dentro de los límites normales y el número de plaquetas superior a 50.000/mL.

Si existe una coagulopatía a pesar de los intentos de normalizar la coagulación, puede estar indicado administrar plaquetas y plasma fresco congelado.

Generalmente, a los pacientes se les pide estar en ayunas durante al menos 8 horas antes del procedimiento.

Previo al procedimiento se suele realizar un TC para minimizar complicaciones y maximizar la eficacia terapéutica. (84)

Se ha propuesto un algoritmo práctico para el procedimiento de planificación, ABLATE, que tiene en cuenta las siguientes características del tumor: (89)

- **A** (Axial tumor diameter.) Diámetro axial del tumor.
- **B** (Bowel proximity.) Proximidad del intestino.
- **L** (Location within kidney.) Localización en el riñón.
- **A** (Adjacency to the ureter.) Adyacente al uréter.
- **T** (Touching renal sinus fat.) Contacto con la grasa renal.
- **E** (Endophytic or exophytic position.) Posición endo o exofítica.

El diámetro máximo del tumor es importante para la predicción no sólo de una recurrencia futura de la enfermedad, sino también del riesgo de hemorragia. Hay un claro incremento en el riesgo de sangrado para tumores de 3 cm y más grandes (60) (90).

Conocer la proximidad de cualquier estructura vital al tumor es esencial antes de cualquier intento de ablación. Hay riesgo de lesión intestinal en los tumores a 1 cm de asas intestinales, lo que puede resultar en fistulas intratables que necesiten catéter de drenaje o reparación quirúrgica (91).

La proximidad del tumor al uréter requiere especial atención porque puede dar lugar a lesiones permanentes. Sabiendo que el tumor está dentro de 1-1,5 cm del uréter se debe usar medidas de prevención como la pieloperfusion retrógrada o técnicas de desplazamiento ureteral (por ejemplo, la hidrodisección).

Hidrodisección es de mayor importancia en ablaciones renales que en ablaciones hepáticas debido a la proximidad del riñón con el intestino, el páncreas y uréter. La pieloperfusion implica la colocación preprocedimiento de un catéter ureteral y una sonda de Foley. Durante el procedimiento de ablación, a través del catéter ureteral se perfunde una solución fría no iónico,

no conductora como la dextrosa (≈ 80 cm H₂O de presión de perfusión).

Esto permite la disipación de calor a lo largo del epitelio ureteral y disminuye el riesgo de lesión ureteral térmica (92). La ubicación del tumor en el riñón presagia posibles complicaciones, que se puede evitar con una planificación adecuada.

En caso de un paciente con un tumor pequeño en el polo superior anteromedial del riñón cerca de la glándula suprarrenal necesitará control de la presión arterial intraprocedimiento y considerar tratamiento preablativo con un bloqueador β -receptor.

Por último, si el tumor es endofítico (totalmente dentro de la cápsula renal) o exofítico se puede considerar más apropiado un método de guía por imagen u otro. También se ha descrito que los endofíticos tienen mayor tasa de recurrencia por lo que puede considerarse realizar otra técnica de tratamiento. (93)(94)

Recientemente se ha introducido una clasificación que recoge gran cantidad de los datos previamente descritos para valorar el tumor a tratar, es el índice renal. El índice renal permite estandarizar la complejidad anatómica de las masas renales y es útil en la toma de decisiones. El incremento del diagnóstico de masas renales de forma incidental y la creciente oferta de

tratamientos cada vez más mínimamente invasivos hacen necesario disponer de una herramienta que permita elegir la opción terapéutica más apropiada para cada caso. Por todo ello en un futuro es muy probable que se incluya en la práctica clínica. En 2015 Camacho et al. realizaron un estudio retrospectivo de 5 años en el que se incluyeron 87 pacientes con un total de 101 masas renales con un diámetro promedio de 2 cm . Se observó que un índice RENAL superior a 8 se asociaba significativamente a una mayor incidencia de complicaciones, recidiva en el primer año postratamiento y tasa global de recidiva. En 2013 Schmit et al. estudiaron el valor pronóstico del índice RENAL en 627 pacientes y 751 tumores con diámetro medio de 2,7 cm tratados mediante crioterapia (57%) o radiofrecuencia (43%) percutánea, observando una asociación significativa entre el índice RENAL y el fracaso de la ablación y la recidiva dentro de los primeros 2 años.

Los autores observaron que el índice RENAL medio de los tumores con fracaso ablativo fue de 7,6 vs. 6,7 de los tumores que no fracasaron ($p < 0,001$). También reportaron una asociación significativa entre el índice RENAL y la tasa de complicaciones mayores (Clavien-Dindo > 3); sin embargo, no observaron asociación entre el índice RENAL y la evolución de la función renal.(Tabla 1) (Figura 1) (95) (96) .

Tabla 1. Sistema de puntuación del Índice Renal .

	Un Punto	Dos Puntos	Tres Puntos
Radio máximo (cm)	≤4 cm	>4 pero <7	>7
Exofítico o Endofítico.	>50%	<50%	Totalmente endofítico.
Cercanía al sistema colector.	≥7	>4 pero <7	≤4
Anterior o posterior.	No se asigna puntaje. Solo se pone sufijo "a", "p" o "x".		
Localización relativa a las líneas polares.	Completamente por arriba o por debajo de las líneas.	La lesión cruza alguna línea polar.	Más del 50% del tumor cruza alguna línea polar (a) o cruza la línea media (b) o se encuentra completamente entre las líneas polares (c).

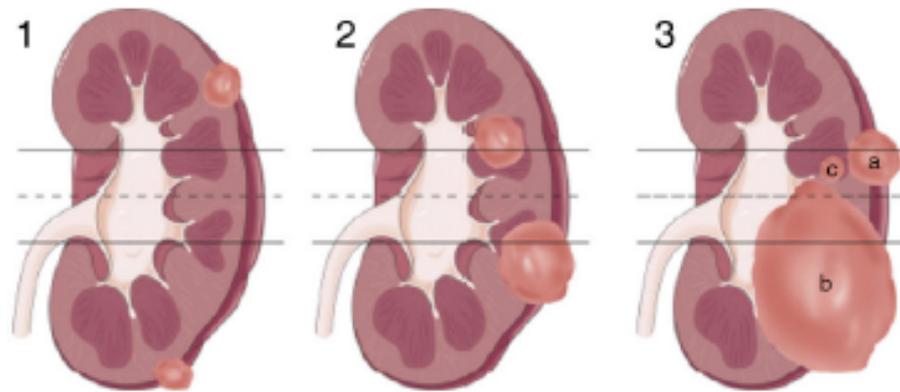


Figura 1. Representación del sistema de puntuación del índice renal tomada de Kutikov y Uzzo. (96).

Independientemente de la modalidad de ablación escogida, una importante complicación potencial a considerar antes de la ablación es la lesión nerviosa, que puede producir neuralgia y parestesias postablativas (97) (94).

En el contexto de planificación de la ablación renal, se debe considerar la posición de los nervios intercostales, el genitofemoral y cutáneo femoral lateral. Si se sospecha una lesión nerviosa, el alivio temporal de los síntomas se puede lograr con pregabalina.(98)

En la mayoría de los casos estos síntomas son autolimitados.

Además de imágenes del tumor renal y de las estructuras circundantes, el radiólogo intervencionista debe confirmar el estadio de la enfermedad (por ejemplo, T1N0M0).

Se debe realizar un TC sin contraste del tórax para excluir metástasis pulmonares.

La realización de una gammagrafía ósea para excluir enfermedad metastásica ósea en pacientes que presenten aumento de fosfatasas alcalinas o dolor óseo .(84)

Se deben realizar y revisar estos estudios dentro de los 3 meses antes del procedimiento de la ablación renal.

1.3.3. Complicaciones, Clasificación de Clavien-Dindo

Actualmente hay una necesidad urgente de información estandarizada de las complicaciones después de los procedimientos urológicos, lo que beneficiará a la atención de los pacientes y a las publicaciones científicas. Actualmente la forma más consensuada de recogerlas es según la clasificación de Clavien-Dindo: (Tabla 2).

Tabla 2. Sistema de clasificación de Clavien-Dindo para clasificar las complicaciones quirúrgicas. Fuente: Dindo D et al. (99)

GRADOS	DEFINICIONES
I	Cualquier desviación del curso postoperatorio normal sin la necesidad de tratamiento farmacológico o intervenciones quirúrgicas, endoscópicas y radiológicas. Los regímenes terapéuticos aceptables son los medicamentos como los antieméticos, antipiréticos, analgésicos, diuréticos y electrolitos y la fisioterapia. Este grado también incluye las infecciones de la herida abierta en la cabecera del paciente.
II	Requiere tratamiento farmacológico con medicamentos distintos de los autorizados para las complicaciones de grado I. También se incluyen las transfusiones de sangre y la nutrición parenteral total.
III	Requiere intervención quirúrgica, endoscópica o radiológica.
IIIa	Intervención que no se da bajo anestesia general.
IIIb	Intervención bajo anestesia general.
IV	Complicación potencialmente mortal (incluidas las complicaciones del sistema nervioso central: hemorragia cerebral, infarto cerebral, hemorragia subaracnoidea, pero con exclusión de los ataques isquémicos transitorios) que requiere de la gestión de la Unidad de Cuidados Intermedios/Intensivos.
IVa	Disfunción de un solo órgano (incluyendo la diálisis).
IVb	Disfunción multiorgánica.
V	Muerte de un paciente.
Sufijo “d”	Si el paciente padece una complicación en el momento del alta se añade el sufijo «d» (de discapacidad) al respectivo grado de complicación. Esta etiqueta indica la necesidad de seguimiento para evaluar la complicación al completo.

2. Justificación

Como hemos descrito previamente, el carcinoma de células renales (CCR) es el 14^a cáncer más común en todo el mundo (noveno más común en los hombres, 14^a más común en las mujeres). Las tasas de incidencia más altas se registran en América del Norte, Europa y Australia (67). Con un mayor uso de las técnicas de imagen avanzadas, se ha producido un aumento proporcional en la detección incidental de masas renales pequeñas (68). Las técnicas de ablación han ampliado la gama de opciones de tratamiento disponibles para estos pacientes.

Aunque la nefrectomía parcial sigue siendo el estándar de referencia para el tratamiento de pequeñas masas renales, las directrices de la *Asociación Americana de Urología* apoya el uso de técnicas de ablación térmica para el tratamiento de pacientes con enfermedad T1a (≤ 4 cm) (69) (70).

Existe actualmente consenso internacional para indicar terapia ablativa en tumores renales si son T1a (≤ 4 cm) , si hay riesgo de múltiples tumores, estados clínicos que contraindiquen cirugía, pacientes monorrenos (71) (72).

Las distintas técnicas de termoablación se han desarrollado a partir de la década de 1990, con el uso de pruebas de imagen que permiten procedimientos percutáneos guiados (1).

La termoablación ofrece varias ventajas sobre la resección quirúrgica: Menor morbilidad, mayor preservación de los tejidos circundantes, la reducción del coste y tiempos de hospitalización más cortos. Sin embargo, la principal desventaja es la ablación incompleta, aunque todavía no se han realizado grandes ensayos aleatorizados para comparar directamente los resultados de las distintas técnicas de ablación térmica entre si o frente a resección quirúrgica .(3)

En la actualidad, las técnicas de ablación térmica más utilizadas son la ablación por radiofrecuencia (RF) y la ablación por microondas (MW), que son modalidades basadas en las altas temperaturas.

Por todo lo anteriormente descrito, consideramos importante demostrar si entre estas dos técnicas de termoablación existen diferencias significativas.

3. Hipótesis

En la termoablación percutánea en el tratamiento de tumores renales T1a (≤ 4 cm) se obtienen mayores tasas de ablación completa mediante MW que mediante RF.

4. Objetivos

4.1. Objetivo principal

Valorar el éxito del tratamiento (Tasa de ablación completa de la lesión tumoral) que obtenemos mediante ablación percutánea mediante RF y/o MW, en el tratamiento de tumores renales T1a (≤ 4 cm).

4.2. Objetivos secundarios

- Describir las características de la muestra.
- Determinar los factores determinantes que influyen en la ablación completa.
- Determinar la tasa de ablación completa con RF.
- Determinar la tasa de ablación completa con MW.
- Describir la tasa de complicaciones de la ablación percutánea con RF y/o MW.

5. Material Y Métodos

5.1. Diseño del estudio

Se diseñó un estudio observacional prospectivo de cohortes de pacientes desde el año 2012 al 2016 en el que se incluyeron 173 tumores renales, presentes en 117 pacientes.

El protocolo del estudio fue previamente aprobado por la Comisión de Investigación, así como por el Comité Ético del Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Se cumplieron los principios de la declaración de Helsinki.

5.2. Población de estudio

Los pacientes fueron diagnosticados de neoformación renal única o múltiple T1a, desde el año 2003 al año 2016. En todos ellos se llevó un protocolo de diagnóstico mediante técnicas de imágenes (llevado a cabo por el Servicio de Radiodiagnóstico de nuestro hospital) y en aquellos que fue posible mediante estudio anatomopatológico.

Dichas lesiones fueron tratadas mediante Termoablación por Radiofrecuencia (142 tumoraciones renales) y mediante la técnica de microondas (31 tumoraciones).

5.3. Criterios de inclusión

En todos los casos los pacientes incluidos fueron por indicación del Servicio de Urología del Hospital Clínico Universitario de Valladolid.

Los criterios incluyen los pacientes con tumores menores o iguales a 4 cm de diámetro y en los que no se considera adecuado el tratamiento quirúrgico.

Las limitaciones médicas que hacen que los pacientes no sean aptos para la resección quirúrgica, pero si adecuados para radiofrecuencia incluyen:

- Comorbilidades significativas y / o alta edad. Índice de Charlson (Tabla3).
- La insuficiencia renal crónica subyacente.
- Los tumores en un paciente monorreno.
- La nefrectomía parcial previa.

- Múltiples tumores o pacientes con riesgo de múltiples tumores.
- Tumores en un riñón trasplantado.
- También la ablación percutánea es una alternativa en pacientes que no desean someterse a la cirugía.

La selección inicial de los pacientes es tomada por los urólogos y la decisión final de tratar con ablación fue realizada por urólogos y radiólogos intervencionistas en consenso.

En cuanto al índice de Charlson, es un sistema de evaluación de la esperanza de vida a los diez años, en dependencia de la edad en que se evalúa, y de las comorbilidades del sujeto. Además de la edad, consta de 19 ítems, que si están presentes, se ha comprobado que influyen de una forma concreta en la esperanza de vida del sujeto. (Tabla 3).

Tabla 3 Sistema de puntuación de comorbilidad del índice de Charlson.

COMORBILIDAD	PUNTUACION
Infarto de miocardio	1
Insuficiencia cardíaca congestiva	1
Enfermedad vascular periférica	1
Enfermedad cerebrovascular	1
Demencia	1
Enfermedad pulmonar crónica	1
Enfermedad del tejido conectivo	1
Úlcera péptica	1
Afección hepática benigna	1
Diabetes	1
Hemiplejia	2
Insuficiencia renal moderada o severa	2
Diabetes con afección orgánica	2
Cáncer	2
Leucemia	2
Linfoma	2
Enfermedad hepática moderada severa	3
Metástasis	6
SIDA	6

5.4. Criterios de exclusión.

Las contraindicaciones absolutas para la ablación incluyen coagulopatía no corregida y enfermedad aguda, como por ejemplo sepsis (100).

Además de 198 intervenciones excluimos 25 por ser en tumores mayores de 4 cm. Quedándonos con las 173 intervenciones sobre tumoraciones iguales o menores de 4 cm (T1a) (Figura 2).

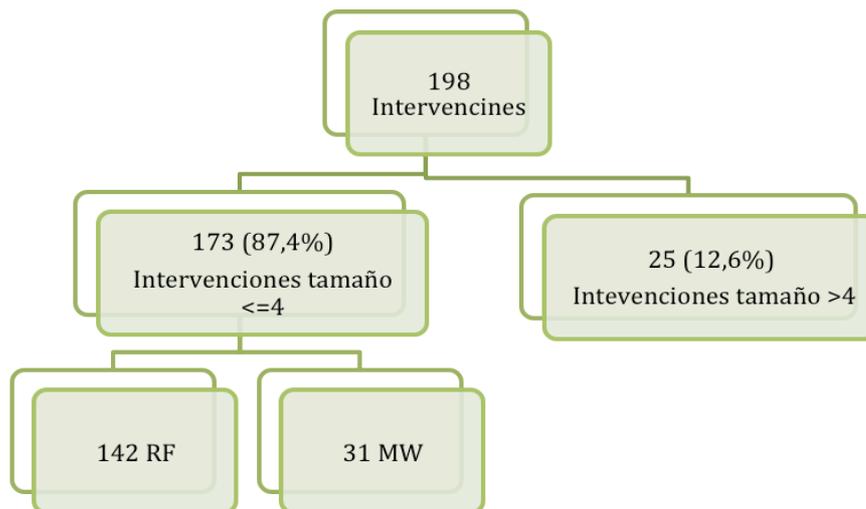


Figura 2. Diagrama de flujo de nuestra serie.

5.5. Variables a estudio

5.5.1. Variable principal

- La variable principal es la ablación completa de la lesión tumoral al final del seguimiento.

5.5.2. Variables secundarias

- Edad.
- Sexo.
- Antecedentes personales de interés:
 - Dialisis.
 - Monorreno.
 - Enfermedad metastásica.
 - Otros.
- Riesgos quirúrgicos.
- Método de guiado de imagen.
 - Ecografía.
 - TC.
- Tipo de anestesia.
- Tamaño:
 - <2cm.
 - Entre 2-3 cm.
 - >3cm.
- Localización tumoral:
 - Polo superior/medio/inferior.
 - Anteriores/Posteriores.
 - Índice renal.
- Tipo de energía aplicada:
 - Radiofrecuencia.

- Microondas.
- Tipo de aguja/dispositivo usado.
- Tiempo de sesión.
- Número de sesiones (ó procedimientos) necesarios para conseguir la ablación completa.
- Seguimiento:
 - Tiempo libre de enfermedad.
 - Recurrencia.
 - Muerte por causa tumoral/ otra causa.
- Complicaciones:
 - Inmediatas/ tardías.
 - Clasificación de Clavien-Dindo.

5.6. Técnica termoablativas utilizadas

5.6.1. Termoablación

La ablación de un tejido biológico consiste en destruirlo con un agente físico o químico capaz de matar sus células.

En particular la termoablación es la necrosis coagulativa inducida en una masa de tejido por efecto del calentamiento local. La muerte celular es prácticamente instantánea a temperaturas de 60°C o más.(101)

La ablación actualmente se utiliza para destruir tejidos patológicos (por ejemplo tumores o masas hipertróficas) en los casos en los que la resección quirúrgica no es posible o está contraindicada, utilizando aplicadores percutáneos minimamente invasivos.

Los tejidos patológicos más frecuentemente sugestivos de ablación son los tumores sólidos.

La incidencia de cáncer aumenta con la edad de los individuos mientras que la capacidad de soportar una intervención quirúrgica disminuye. Por ello el aumento de la media de edad poblacional ha aumentado la demanda de nuevas técnicas de tratamiento local o regional menos invasivos que la cirugía tradicional.

Además en comparación con la resección quirúrgica, las técnicas ablativas han demostrado tiempos de recuperación menores, costes y riesgos más bajos tanto antes, durante y después de la intervención.

Todo ello debido a que la ablación percutánea es minimamente invasiva, supone menor trauma para el paciente

con la subsecuente reducción de complicaciones, efectos colaterales y reducción del tiempo de convalecencia postoperatoria (76)

5.6.2. Requisitos fundamentales de un sistemas de termoablación

Actualmente, el calentamiento tisular a través de una fuente de energía electromagnética (radiofrecuencia y microondas) satisface los más diversos requisitos mejor que cualquier otro sistema de ablación (crioablación, inyección percutánea de etanol, electroporación irreversible, “TACE” Transarterial Chemoembolization, “HIFU” High Intensity Focused Ultrasound, etc.)

Estos requisitos fundamentales de los sistemas de termoablación son:

- Control del territorio de necrosis:
 - a) La previsibilidad del resultado terapéutico (forma y tamaño del volumen de tejido ablacionado) bajo unas condiciones operacionades preasignadas (tipo de tejido a tratar, tipo y dosis de energía administrada,

método y duración de la energía de salida al tejido).

b) Capacidad de variar la zona de la lesión térmica teniendo un rango mínimo o máximo.

c) Confinamiento: esfericidad del tejido tratado con preservación del tejido adyacente a la zona tratada.

d) Ausencia de interferencia con dispositivos médicos implantados y prótesis.

- Velocidad de calentamiento:

- a) Corta duración de tratamiento.

- b) Baja sensibilidad a los efectos disipadores de calor de la circulación sanguínea o conductos biliares o urinarios.

- Seguridad:

- a) Mínimamente invasivo.

- b) Bajo ratio de complicaciones intra y post procedimiento.

- c) Compatibilidad EMC y seguridad eléctrica.

- d) Disponibilidad de alarmas, de hardware y software con mecanismos de seguridad.

- Fácil de usar:
 - a) Curva de aprendizaje corta.
 - b) Compatibilidad completa con las principales técnicas de imagen.
 - c) Fácil acceso al tejido a tratar.
 - d) Control en tiempo real del progreso del tratamiento.

- Coste accesible y asumible.

5.6.3. Sistema utilizado de ablación por radiofrecuencia

5.6.3.1. De los principios físicos a la actualidad

La radiofrecuencia (RF) consiste en corriente eléctrica alternante de radiofrecuencia (típicamente en torno a 450 kHz) que calienta el tejido mediante el efecto Joule y la agitación iónica (el calor producido es directamente proporcional a la densidad).

Los aplicadores de radiofrecuencia son finos electrodos intersticiales (entre 14G y 20G), capaces de penetrar en la lesión

sugestiva de tratamiento donde liberan corriente de radiofrecuencia a una intensidad ajustable.

El circuito eléctrico está cerrado por unas placas de dispersión especiales colocadas en la piel del paciente.

La corriente de radiofrecuencia calienta el tejido cercano a la punta del electrodo a través del cual se va propagando.

La tecnología de la ablación por radiofrecuencia es por todo ello un método de confianza y económico para la generación, control y aplicación de energía a los tejidos de forma segura y efectiva con bajas tasas de complicaciones.

La ablación por radiofrecuencia está siendo utilizada ampliamente en el tratamiento del hepatocarcinoma y en menor medida en el cáncer de pulmón, osteoma osteoide y metástasis óseas.

Menos sistemáticamente hay referencias en la literatura sobre su uso en el tratamiento de tumores renales, de próstata y mama.

5.6.3.2. Equipo de radiofrecuencia utilizado

El sistema de radiofrecuencia Cooltip RF system (Covidien, Mansfield, MA, USA), usando un generador a 200 W, 480 kHz a través de un aplicador de 18-20,5 G de calibre refrigerado por agua.

Con sensor de temperatura en la punta del electrodo para medir la eficiencia del refrigerado (Figura 3).



Figura 3. Equipo de radiofrecuencia Covidien ®

5.6.4. Sistema utilizado de ablación por microondas

5.6.4.1. De los principios físicos a la actualidad

Las microondas son radiación electromagnética con una frecuencia entre 300 MHz y 300 GHz que inducen oscilaciones dipolo atómicas y moleculares, generando fricción que se convierte en energía sobre el campo aplicado y esta energía en calor (calentamiento dieléctrico).

Esta forma de calentamiento es especialmente eficiente en materiales con alto contenido en agua, como la mayoría de tejidos biológicos.

El aplicador de microondas puede depositar energía dentro del cuerpo humano de una forma localizada y controlada independientemente de las características eléctricas del tejido y sin la necesidad de utilizar placas de dispersión sobre la piel del paciente.

La ablación por microondas tiene una serie de ventajas sobre la radiofrecuencia :

- Mayor eficiencia de calentamiento:

Mayor velocidad de ablación para la misma energía utilizada.
Las microondas calientan un volumen entero de tejido aplicando

la energía directamente, uniformemente y sin retrasos en la propagación (figura 4).

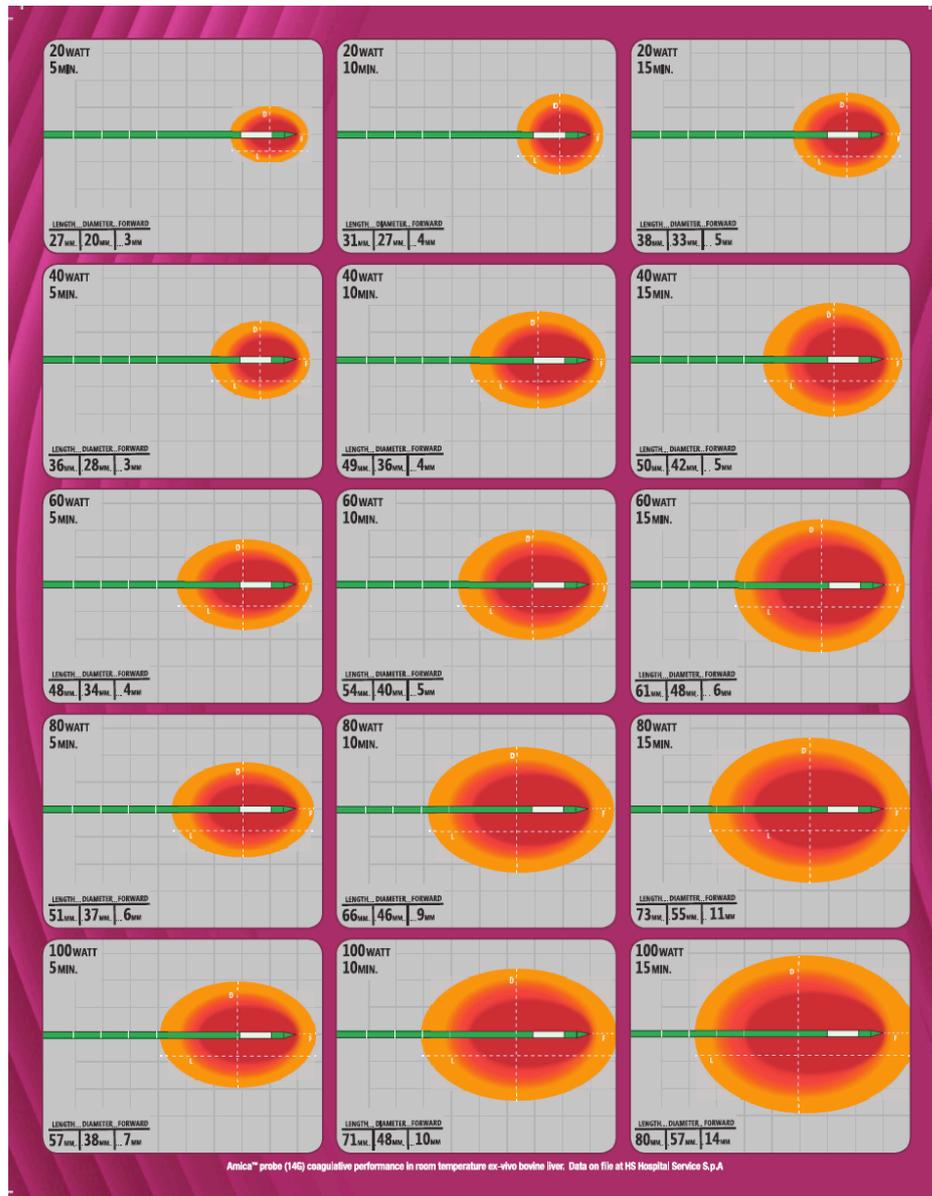


Figura 4. Sistema de propagación de la energía del sistema AMICA de ablación con microondas.

En cambio la radiofrecuencia sólo produce calentamiento directamente a pocos milímetros de tejido alrededor del electrodo activo y luego la propagación a las regiones adyacentes es relativamente lenta mediante conducción térmica propia del tejido.

Esto se traduce en menor duración del tratamiento con microondas para un mismo volumen deseado de necrosis (menos de la mitad del tiempo comparado con radiofrecuencia).

También se traduce en menor sensibilidad a los efectos de dispersión del calor como el tránsito de fluidos líquidos a través del cuerpo (vasos sanguíneos, conductos biliares o urinarios), por ello las microondas pueden proporcionar una necrosis completa y homogénea en tejidos adyacentes a los grandes vasos o conductos biliares (102).

- Necrosis coagulativa más homogénea, repetible y uniforme:

La propagación de las microondas en el tejido es mucho menos susceptible de las variaciones físicas tisulares que la radiofrecuencia, por ello las microondas se pueden usar en el

tratamiento en una variedad mucho más grande de tejidos (desde los tejidos grasos a tejidos irregulares, tejido óseo y fibras musculares) sin dejar ningún residuo tisular sin necrosar dentro del volumen tisular a tratar (103) (104) .

- Mayor confinamiento de la energía depositada:

Mientras que la radiofrecuencia requiere de unas placas de dispersión colocadas en la piel del paciente para la corriente de retorno, el aplicador de microondas es una antena que no requiere de otros mecanismos para cerrar el circuito eléctrico y operar con la máxima localización sobre la zona a tratar.

Esto se traduce en menor estimulación de las terminaciones nerviosas del paciente.

Ausencia de riesgo de interferencia electromagnética con marcapasos u otros dispositivos implantados.

Eliminación de problemas asociados a las placas de dispersión(40).

- Posibilidad de usar múltiples aplicadores al mismo tiempo:

Es prácticamente imposible usar más de un aplicador de radiofrecuencia al mismo tiempo ya que la corriente tiende a cerrar el circuito entre electrodos cercanos en lugar de fluir entre cada electrodo a la placa de dispersión.

Esto no ocurre con los aplicadores de microondas, que pueden ser usados simultáneamente con lo que se pueden tratar grandes volúmenes de tejido o tratar lesiones multifocales sin prolongar en exceso el tiempo del procedimiento (40) (105).

5.6.4.2. Equipo de microondas utilizado

Se han utilizado dos equipos de ablación por microondas. El sistema de ablación por microondas de Acculis (Aculis, Denmead, Estados Unidos), consiste de un generador de 2.45 GHz, con unos ajustes de salida de potencia que van de 30 a 100 W y una antena percutánea de calibre 15 G refrigerada.

Y el sistema de microondas Amica (SA Médico, Boca Ratón, Florida), que utiliza un generador de 2.45 GHz, con potencia de salida a 100 W (60 W recomendada) a través de un aplicador de 14 y 17G de calibre refrigerado por agua (Figura 5).



Figura 5. Equipo de ablación

5.7. Métodos de guiado por imagen: ecografía y tc.

La mayoría de ablaciones renales son guiadas usando ecografía o tomografía computerizada (TC). (106)

En menor medida se ha usado la resonancia magnética (RM).

Actualmente no existe en la bibliografía publicada conocida ningún estudio que evalúe la utilidad de la ecografía versus TC o RM en el guiado y monitorización durante el tratamiento con microondas en el riñón.

Probablemente por todo ello la elección del método de guiado de imagen es controvertido y sigue basándose en gran medida en las preferencias de cada radiólogo intervencionista.

Existen ventajas y desventajas en el uso de cada una de estas modalidades de guiado por imagen.

5.7.1. Ecografía

5.7.1.1. Física ecográfica:

Tanto la imagen convencional con ultrasonidos como el modo Doppler se fundamenta en la dispersión de la energía acústica causada por las interfases y sujeta a la interacción de las bases físicas que operan en un medio acústico. Las interfases surgen por la presencia de tejidos con distintas propiedades.

La amplitud de la energía reflejada es utilizada para generar la imagen convencional con ultrasonidos mientras que los cambios en la frecuencia proporcionan información sobre el flujo sanguíneo (107).

En la producción, detección y procesamiento de los datos obtenidos se utilizan numerosas variables, muchas de las cuales son operador dependiente.

Los aspectos físicos a tener en cuenta son:

- Longitud de onda y frecuencia.
- Propagación del sonido.
- Medida de la distancia.
- Impedancia acústica.
- Reflexión.
- Refracción.
- Atenuación.

El sonido surge como resultado del recorrido de la energía mecánica a través de la materia en forma de una onda que produce alternativamente los fenómenos de compresión y refracción (107,108).

Las ondas de presión se propagan por el desplazamiento físico del material a través del cual el sonido está siendo transmitido. Por estos cambios en la presión surge una onda sinusoidal cuyo eje Y corresponde a la presión en un determinado punto y cuyo eje X indica tiempo. Los cambios de presión en

función del tiempo constituyen las unidades básicas de medida de sonido.

A la distancia entre puntos correspondientes de la curva tiempo-presión se le conoce como longitud de onda, λ ; se llama periodo al tiempo T necesario para completar un ciclo. El número de ciclos completos por unidad de tiempo es la frecuencia del sonido. La frecuencia y el periodo son inversamente proporcionales (107).

El rango de frecuencias acústicas se encuentra entre menos de 1 Hz y más de 100.000 Hz (100KHz). En el ser humano, la capacidad de audición se limita al área más baja de ese rango, oscilando entre 20 Hz y 20.000 Hz. Los ultrasonidos se diferencian del sonido audible únicamente en la frecuencia, que es 500 a 1000 veces mayor que la del sonido que normalmente oímos; las frecuencias del sonido con aplicación diagnóstica típicamente varían entre 2MHz y 20-25 MHz, aunque actualmente se encuentran en investigación frecuencias tan altas como de entre 50 MHz y 60 MHz, para su aplicación en otras formas especializadas de imagen. En general, se utilizan frecuencias mayores para la obtención de imagen convencional con

ultrasonidos que en el Modo Doppler; el resto de principios básicos son iguales para las dos modalidades.

En la mayoría de las aplicaciones clínicas de los ultrasonidos se utilizan pulsos de energía que son enviados al interior del organismo, propagándose a través de los tejidos. Aunque las ondas de presión acústica pueden propagarse en dirección perpendicular a la de las partículas a las que desplazan (ondas transversas), en los tejidos y en los líquidos la propagación del sonido se produce en la dirección del movimiento de partículas (ondas longitudinales) (Figura 6) (107,108).

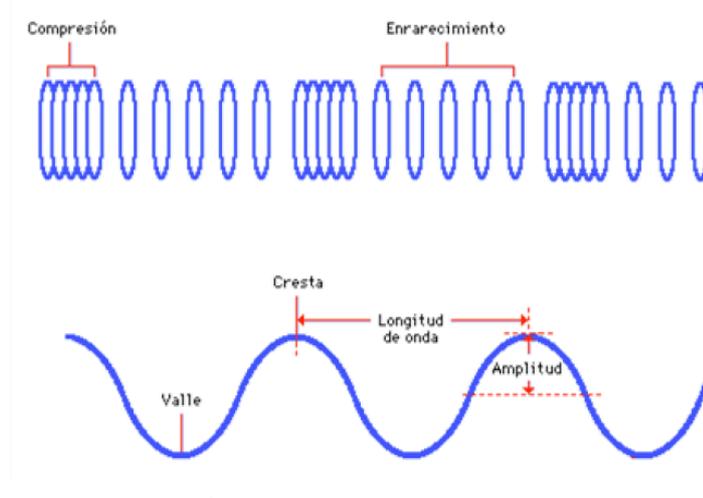


Figura 6. Ondas transversales y longitudinales

La velocidad de la onda de presión al atravesar los tejidos varía enormemente y depende de las propiedades físicas de los mismos.

La velocidad de propagación viene determinada, en gran medida, por la resistencia del medio a la compresión, que depende a su vez de la rigidez, de la densidad y elasticidad del medio. Así, la velocidad de propagación aumenta al hacerle la rigidez y disminuye cuando aumenta la densidad. En el organismo, la velocidad de propagación puede considerarse constante para un determinado tejido y no se afecta por la frecuencia o longitud de onda del sonido.

La velocidad de propagación es imprescindible en la aplicación clínica de los ultrasonidos, siendo esencial a la hora de determinar la distancia existente entre la interfase reflectora y el transductor. Gran parte de la información necesaria para generar una imagen con ultrasonidos depende de una medición precisa del tiempo. Al enviar un pulso de ultrasonidos a un tejido y controlar el tiempo que tarda en regresar el eco, resulta sencillo calcular la profundidad de la interfase que generó el eco cuando se conoce la velocidad de propagación del sonido en dicho tejido.

Los aparatos de ultrasonidos con aplicación diagnóstica se fundamentan en la detección y representación del sonido reflejado o ecos. Para que se produzca un eco, debe existir una interfase reflectora. Cuando el sonido atraviesa un medio completamente

homogéneo no encuentra interfases en que reflejarse, y el medio aparece anecoico o quístico. Sin embargo en la unión de tejidos, o materiales con propiedades físicas diferentes, existen interfases acústicas, que son las responsables de la reflexión de una cantidad variable de energía sonora. Por tanto, cuando los ultrasonidos pasan de un tejido a otro o atraviesan la pared de un vaso o células sanguíneas circulantes, parte de la energía que incide es reflejada (107)

La cantidad de reflexión o dispersión hacia atrás depende de las diferencias en las impedancias acústicas de los materiales causantes de la interfase (Figura 5). La impedancia acústica, Z , viene determinada por el producto de la densidad del medio que propaga el sonido y la velocidad de propagación del sonido en dicho medio. Como ocurre con la velocidad de propagación, la impedancia acústica depende de las propiedades del tejido atravesado y es independiente de la frecuencia.(108)

La reflexión que experimenta el ultrasonido cuando éste atraviesa una interfase acústica viene determinada por el tamaño y la superficie de dicha interfase. Cuando la interfase es de mayor tamaño y relativamente suave, la reflexión del sonido se produce prácticamente de la misma forma con que un espejo refleja la luz

(Figura 7). Estas interfases se conocen como reflectores especulares ya que se comportan como espejos para el sonido. Ejemplos de estos son el diafragma, la pared de la vejiga llena de orina o la banda endometrial. La cantidad de energía reflejada por una interfase acústica puede expresarse como una fracción de la energía que incide y se conoce como coeficiente de reflexión, R.

Cuando un reflector especular se encuentra perpendicular al haz de sonido que incide, puede determinarse la cantidad de energía reflejada.

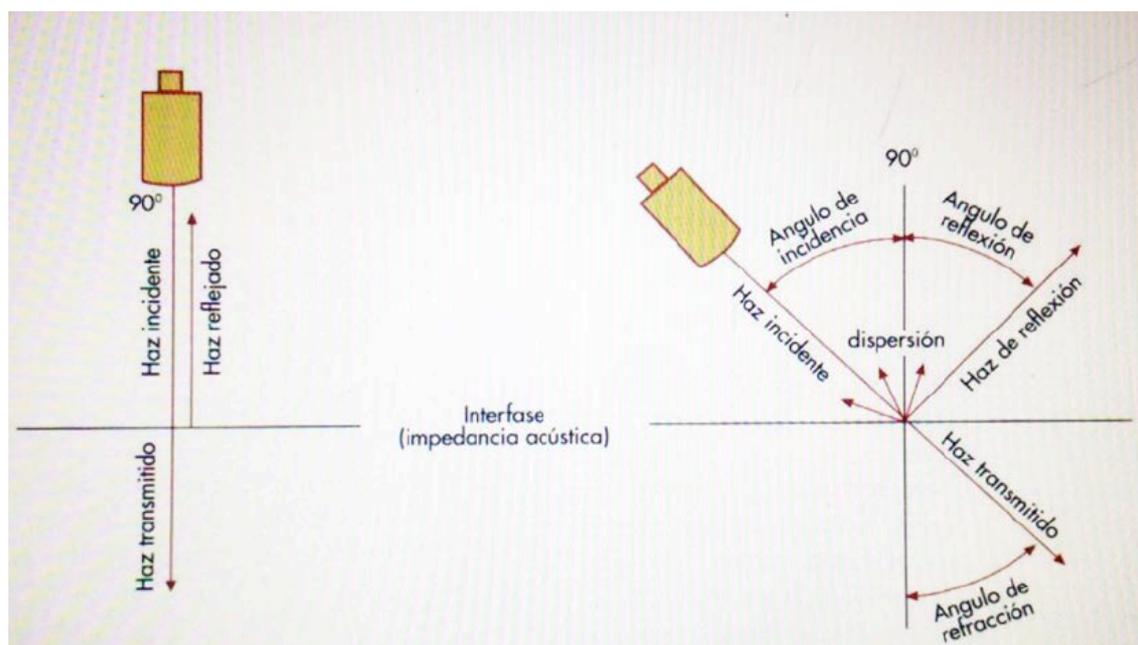


Figura 7 Reflexión de los ultrasonidos

Puesto que los aparatos sólo detectan aquellas reflexiones que regresan al transductor, la representación de las interfases

especulares depende de forma importante del ángulo de incidencia (107). Los reflectores especulares sólo envían los ecos de vuelta al transductor cuando el haz de sonido es perpendicular a la interfase. Cuando no es así, el haz se desvía y el eco no es detectado.

No obstante, la mayoría de los ecos en el organismo no surgen de reflectores especulares sino que lo hacen de interfases de mucho menor tamaño presentes en los órganos sólidos. En este caso, las interfases acústicas constituyen estructuras de dimensiones individuales mucho menores que la longitud de onda del sonido que incide. Los ecos creados a partir de estas interfases son dispersados en todas las direcciones.

Estos reflectores se conocen como reflectores difusos y son responsables de los característicos patrones que forman los ecos que se ven en los órganos sólidos y los tejidos. La naturaleza de las estructuras reflectoras provoca importantes conflictos en algunas aplicaciones diagnósticas; por ejemplo, la mayoría de las paredes de los vasos se comportan como reflectores especulares que requieren un ángulo de incidencia de 90° para su óptima imagen mientras que el modo Doppler precisa de un ángulo menor de 90° entre el haz de sonido y la estructura vascular(76).

Se denomina refracción cuando se produce un cambio en la dirección de propagación, es decir, un cambio de la onda acústica, cuando el sonido pasa de un tejido con una determinada velocidad de propagación acústica a otro tejido con una velocidad menor o mayor. Está gobernada por la ley de Snell.

Ésta supone una causa de registro inadecuado de una estructura en la imagen. Cuando el aparato de ultrasonidos detecta un eco, asume que el causante del mismo se encuentra localizado a lo largo de una línea fija que parte del transductor. Sin embargo, si ha existido refracción del sonido, el eco detectado y representado en la imagen puede, de hecho, provenir de una profundidad o localización diferentes. Cuando se sospeche, para disminuir el artefacto debe aumentarse el ángulo, de forma que sea perpendicular a la interfase.

La selección del transductor y ajuste de parámetros por parte del explorador dependen de la atenuación de la energía acústica que atraviesa un tejido, ya que influye en la profundidad del tejido a partir del cual puede obtenerse información útil.

La atenuación se mide en unidades relativas en vez de unidades absolutas. Se utiliza el decibelio (dB) para comparar

distintos niveles de potencia o intensidad del sonido. Este valor es 10 veces el valor de log 10 de la relación de los valores de potencia e intensidad que se comparan (107).

El sonido pierde energía al atravesar los tejidos y también disminuye la amplitud de las ondas de presión a medida que avanza desde su punto de origen. Tanto la transferencia de energía al tejido, que produce calor (absorción), como la eliminación de la energía producidas por la reflexión y la dispersión, contribuyen a la atenuación del sonido. Por lo tanto, la atenuación es el resultado de la combinación de los fenómenos de absorción, dispersión y reflexión.

La atenuación depende de la frecuencia así como de la naturaleza del medio. Puesto que la atenuación se produce más rápidamente cuando se utilizan elevadas frecuencias, la selección de la frecuencia del transductor es determinante en la profundidad a partir de la cual puede obtenerse información. La atenuación determina la eficacia con la que los ultrasonidos atraviesan un tejido específico y varía considerablemente con los tejidos normales(76,107,108).

5.7.1.2. Efecto Doppler

El sonido que se refleja desde un objeto en movimiento sufre un cambio de frecuencia, debido al efecto Doppler (Figura 8). Los objetos que se mueven hacia el transductor reflejan el sonido a una mayor frecuencia que la del pulso incidente, y los que se alejan lo hacen a una frecuencia menor.

El cambio de frecuencia Doppler consiste en la diferencia entre la frecuencia transmitida y la recibida (107).

La ecografía Doppler Color proporciona una imagen en tiempo real de la morfología de los tejidos en escala de grises y del flujo sanguíneo en color. Se basa en el análisis de la información de fase, de la frecuencia y la amplitud de los ecos de retorno.

Se asigna un color a las señales procedentes de los eritrocitos en movimiento, basándose en la dirección del cambio de fase (la dirección del flujo sanguíneo hacia el transductor o desde el mismo). El cambio medio de frecuencia que se origina en ese punto, determina el tono de color para cada punto. Color más claro a los cambios de alta frecuencia y a los de baja, color más oscuro.

A las estructuras que no están en movimiento, ya que no producen ningún desplazamiento de fase, se les da un valor en escala de grises.

La ecografía Color puede mostrar vasos pequeños ya que nos evita el estudio punto por punto, pudiendo visualizar el flujo en todo el vaso (76)(107)(108). Se utiliza para identificar vasos o áreas locales de trastorno del flujo, y posteriormente se obtienen ondas de estas áreas con análisis Doppler Pulsado.

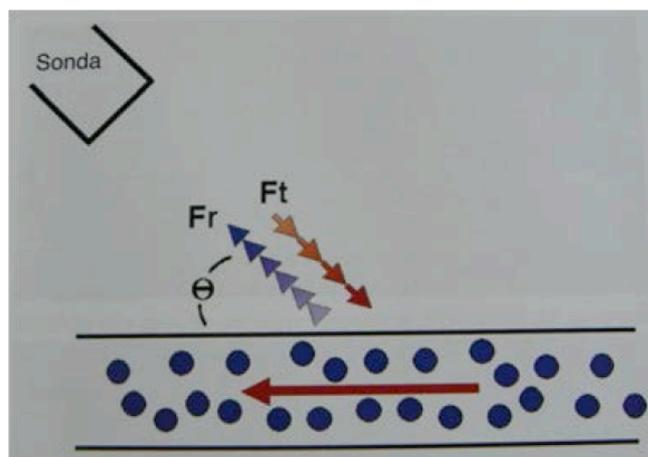


Figura 8. Efecto Doppler. La diferencia entre la frecuencia transmitida (F_t) y la recibida (F_r) se denomina cambio de frecuencia Doppler. El ángulo entre la dirección del sonido y la dirección del movimiento de la diana θ se denomina ángulo Doppler. (Middleton et al).

La estimación de la potencia o de la intensidad de la señal Doppler en un lugar de cambio medio de frecuencia, se lleva a

cabo con el Doppler de potencia. Se diferencia del Doppler color en que una vez detectado el cambio Doppler, se ignoran los componentes de frecuencia para utilizar la energía total de la señal Doppler (Figura 9).

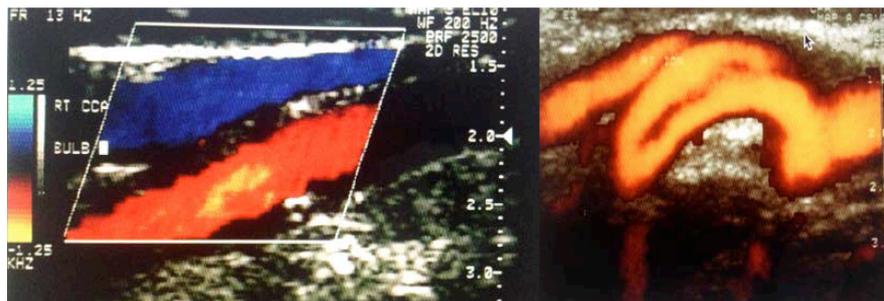


Figura 9. Doppler color y Doppler potencia (Krebs et al. n.d.).

El color y el tono están en relación con el volumen y la concentración hemática en movimiento. El Doppler de potencia tiene una serie de ventajas respecto al Doppler Color. En la visualización Doppler Color convencional el ruido aparece en todo el cambio de frecuencia Doppler, por lo que se deben reducir los ajustes de ganancia para reducir el ruido excesivo. Con ganancia demasiado elevada, un fondo de ruido aleatorio oscurece la señal verdadera. En el Doppler Potencia, al ruido de bajo nivel se le asigna un fondo de color homogéneo, aunque la ganancia aumente mucho. De este modo nos permite utilizar unos ajustes de ganancia mayores y un mínimo aumento de la sensibilidad al flujo sanguíneo. Es importante hacer referencia a la hora de valorar el flujo, que en este la potencia de la señal no se modifica

por el ángulo Doppler, de modo que se puede observar el flujo en vasos cuyo trayecto es muy próximo a un ángulo recto respecto al haz del eco de ultrasonidos.

Las limitaciones del Doppler de potencia son (107):

- No nos ofrece información sobre la dirección o la velocidad del flujo sanguíneo.

- Es muy sensible al artefacto de destello (zonas de color intenso que se deben al movimiento de partes blandas del movimiento del transductor.

Por estas limitaciones y debido a los aumentos marginales y con frecuencia imperceptibles de la sensibilidad del flujo, la ecografía Doppler de potencia sigue siendo un método auxiliar de estudio, y el análisis Doppler Color es la técnica principal de visualización de flujo.

Por lo tanto, las ventajas del Doppler Color son: determina la dirección del flujo y su velocidad relativa, se afecta menos por el movimiento de los tejidos y por el movimiento de la sonda. Por otro lado, el Doppler de potencia, es más sensible y se afecta menos por el ángulo Doppler (107).

Existen una serie de factores que nos permiten optimizar la exploración mediante ecografía Doppler:

- Frecuencia del transductor.
- Ganancia.
- Potencia.
- Frecuencia de repetición de pulsos (escala Doppler).
- Longitud de conjunto.
- Filtro de pared.
- Prioridad de color.
- Orientación del haz.

Las sondas de alta frecuencia producen una reflexión más intensa desde los eritrocitos. El cambio de frecuencia Doppler es proporcional a la frecuencia transmitida. Los transductores de mayor frecuencia producen un mayor cambio de frecuencia Doppler, que es más fácil de detectar. La intensidad de la reflexión procedente de los objetos pequeños, como en el caso de los eritrocitos, es proporcional a la cuarta potencia de la frecuencia transmitida.

El concepto de ganancia Doppler se refiere a una amplificación de la señal Doppler en el extremo receptor que se puede aplicar a la onda Doppler o la imagen Doppler color. Se

debe aumentar la ganancia hasta el valor máximo inmediatamente antes del punto en el que el ruido aleatorio comienza a oscurecer la onda Doppler pulsada, o con el Doppler Color hasta el punto en el color comienza a aparecer en espacios no vasculares de la imagen en color.

Por otro lado la potencia de salida hace referencia a la intensidad del pulso ultrasónico transmitido. La potencia de salida afecta tanto a la imagen con escala de grises como al Doppler. El aumento de la potencia de salida mejora la sensibilidad Doppler. Esto es importante en estudios del abdomen profundo, en los que la atenuación tisular debilita significativamente la señal Doppler (107). Es preferible mantener los niveles de potencia tan bajos como se pueda conseguir obtener la información deseada, sin producir muchos artefactos.

Otro factor importante a tener en cuenta es la Frecuencia de repetición de pulsos (escala Doppler), que se refiere al número de pulsos sónicos transmitidos por segundo. Tienen una relación directa, es decir, cuando es elevada producen una escala de Doppler elevada. Con éstas elevadas, obtendremos una representación del flujo de alta velocidad sin aliasing (artefacto que ocurre cuando la frecuencia del muestreo Doppler es menor

del doble del cambio de frecuencia Doppler). La ventaja de una frecuencia de repetición de pulso baja es la mayor sensibilidad al flujo sanguíneo de baja velocidad (107).

Los pulsos sónicos transmitidos por segundo constituye la frecuencia de repetición de pulsos (PRF). Como ocurre con la escala Doppler, con PRF elevados, evitaremos el aliasing y con los PRF bajos, obtendremos mayor sensibilidad al flujo sanguíneo de baja velocidad.

El Tiempo de Resistencia, longitud de ensamblado o sensibilidad al color, se refiere a aumentar el número de pulsos sónicos que se usan para generar cada línea individual de información de Doppler. Cuando se usan más puntos por línea se tardará más en generar cada fotograma individual Doppler Color y la velocidad del fotograma será menor.

El Filtro de pared es un filtro de alto paso que permite que se representen los cambios de frecuencia por encima de cierto nivel, mientras que los cambios de menor frecuencia no se representan; con este eliminaremos señales de artefactos o señales no deseadas, que pueden producir las paredes pulsátiles de los

vasos o a los tejidos blandos en movimiento, en el momento del estudio.

Eliminar la información de color indeseada se puede conseguir con una escala de grises por encima de la cual se suprime la información en color. Los vasos aparecerán anecoicos o muy hipoecoicos. Sin embargo cuando la sensibilidad Doppler es inadecuada para detectar flujo, se debe aumentar la prioridad del color hasta el valor máximo, de modo que no se suprima ninguna información de color (107).

La orientación del haz es otro factor a tener en cuenta, muy importante a la hora de visualizar un flujo real. Es una opción de los transductores lineales y de forma automática en sondas con matriz en fase. La intensidad de la señal de los ecos de retorno es menor cuando el haz Doppler está orientado(76,107,108).

5.7.1.3. La ecografía como guía por imagen de procedimientos intervencionistas:

La ecografía es un método de imagen muy útil y muy utilizado para visualizar el cuerpo humano desde hace muchos años.

Una de las muchas razones por las que la ecografía es una técnica especialmente atractiva es la ausencia de radiaciones ionizantes.

La ecografía puede ofrecer información clínicamente muy útil sin efectos biológicos clínicamente significativos sobre el paciente.

Un segundo aspecto exclusivo de la ecografía es la naturaleza en tiempo real de la exploración. Esto hace que sea posible evaluar estructuras que se mueven rápidamente, como el corazón, y que sea fácil explorar al feto y a pacientes que no pueden aguantar la respiración o que no colaboran.

Una tercera ventaja de la ecografía es la capacidad de visualización en múltiples planos. El equipo en tiempo real y las posibilidades tridimensionales hacen que sea posible una gran flexibilidad en la selección de los planos de visualización y la facilidad para alterar estos planos, lo que permite la rápida determinación del origen de las masas patológicas y el análisis de relaciones espaciales de diversas estructuras. (Figura 10).

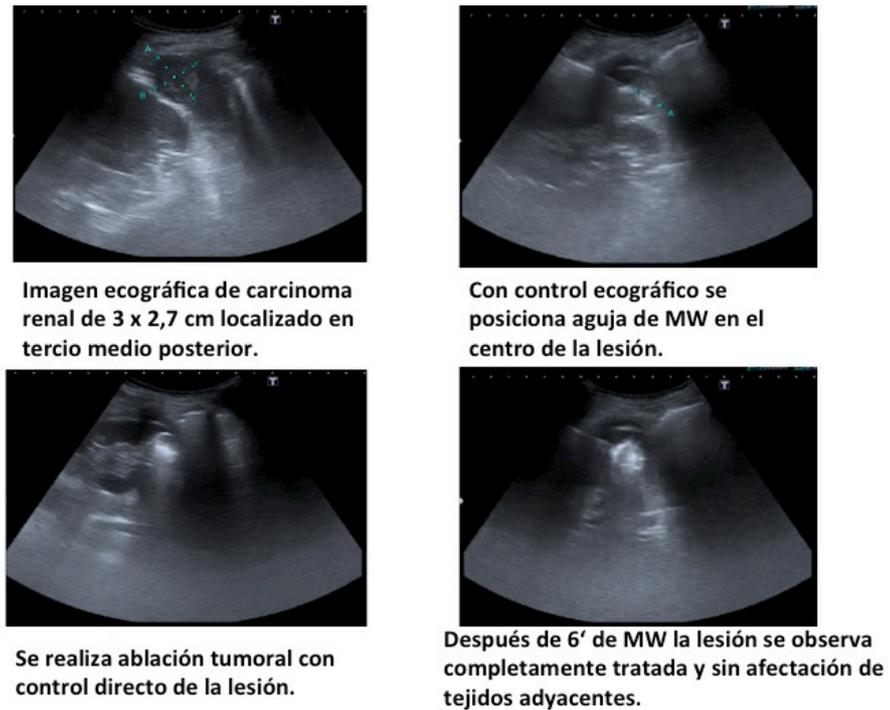


Figura 10. Control con ecografía de ablación renal

La naturaleza portátil del equipo es otra ventaja que la ecografía tiene sobre otras modalidades de exploración transversal como la tomografía computerizada (TC) y la resonancia magnética (RM). Otra ventaja de la ecografía es su excelente resolución de las estructuras superficiales. Las técnicas doppler añaden la ventaja de la evaluación cualitativa y cuantitativa del flujo sanguíneo.(109)

Finalmente, en la era de las limitaciones de los costes sanitarios, la ecografía es una técnica atractiva para muchos problemas clínicos, especialmente en situaciones en las que son

necesarias múltiples exploraciones secuenciales o cuando se desea el cribado de grandes poblaciones de pacientes.

Es importante reseñar que la ecografía no está exenta de alguna limitación. Existen limitaciones en la monitorización intraprocedimiento, durante la termoablación muchas veces este seguimiento no es muy fiable debido a que la vaporización del tejido produce burbujas aéreas hiperecogénicas que disminuyen mucho la calidad de la imagen (110) .

5.7.1.4. Equipo ecográfico utilizado:

5.7.1.4.1. Ecógrafo TOSHIBA APLIO XG

Uno de los equipos ecográficos utilizado (el más utilizado en nuestro estudio) es el Toshiba Aplio XG (Figura 11).

El nuevo Ecógrafo Doppler color, marca Toshiba, MODELO "SSA-790A"–"APLIO XG" representa un nuevo concepto en plataformas digitales de alta gama dedicadas al estudio por ultrasonidos de alta resolución. Su arquitectura, multiprocesador y multitarea, permite, entre otras posibilidades, la obtención de imágenes de una gran definición gracias a sus exclusivas

tecnologías “DCBF” (Conformador digital continuo), doble procesamiento de imagen armónica, pulso independiente para imagen B y Doppler. Asimismo dispone, entre otras novedades, con:

- 10 frecuencias distintas por transductor.
- Rango dinámico de 174 dB.
- Armónico de tejido por sustracción de pulso.
- Armónico de tejido por filtraje dinámico.
- Armónico de tejido diferencial.
- Optimizador digital de flujo (F.I.O).
- Sistema de almacenamiento digital en CD-ROM y DVD.
- Unidad integrada de gestión de datos y pacientes.
- Capacidad para oblicuar la imagen, en sondas vasculares, de 40°.
- Monitor TFT de alta resolución de 19”.
- Módulo de formación de imágenes por composición espacial y en frecuencias (Aplipure), permitiendo una mejor definición.
- Modo trapezoidal para sondas lineales y sectoriales
- QuickScan para la optimización automática de los parámetros de imagen (ganancia,...).
- Doppler de banda ancha “Dynamic flow”.
- Posibilidad de imagen volumétrica 3D y 4D.

Nos permite llevar a cabo varios métodos de exploración: sectorial electrónico, lineal electrónico, lineal electrónico de alta frecuencia (convexo electrónico, convexo volumétrico, lineal volumétrico y matricial).

Es un equipo multifrecuencia, ya que pueden ser seleccionadas diez frecuencias para cada transductor, y alcanza una profundidad máxima de 28 cm, con lo que se amplía el campo y la posibilidad diagnóstica.

El optimizador digital de imagen consiste en la corrección de los errores y artefactos producidos por los cambios de interface acústica. Para ello, utiliza los parámetros de corrección obtenidos en pruebas de laboratorio sobre modelos que simulaban las posibles condiciones de trabajo y de paciente. Estos parámetros de corrección se almacenan en la memoria del ecógrafo y utilizando algoritmos especiales requeridos por el aparato cuando encuentra condiciones similares en el examen real a las encontradas en la toma de datos del laboratorio. El resultado final es una imagen homogénea desde el primer hasta el último centímetro y completamente libre de artefactos [Toshiba®].

Otro aspecto importante del estudio ecográfico es lo que se refiere al Procesamiento de la imagen. El Aplio XG, ofrece la posibilidad de que en ese Procesamiento se pueda producir un realzado de los ecos detectados, un control automático de la ganancia, así como un post-procesado seleccionable por el examinador.

Un factor indispensable se refiere a que el equipo disponga de “Armónico de Tejido” es decir, un Sistema de formación de imagen ecográfica utilizando los ecos de segundo armónico provenientes del tejido examinado. No es necesario en esta técnica el uso de agentes de contraste. Pueden obtenerse armónico de tejido por inversión de pulso o por filtrado dinámico de señal. El Aplio XG incorpora ambos métodos.

El Armónico Diferencial se basa en la formación de imagen ecográfica que combina las frecuencias armónica y convencional permitiendo, profundidades y definiciones preferibles y de mejor calidad.

El Programa de Doppler dispone del Modo Pulsado (Doppler Continuo opcional), de posibilidad de corrección de PRF (modificación de KHz), de ajuste de ganancias, de filtros de pared,

de anchura de muestra, de la línea base. El Doppler Color nos permite seleccionar el Contraste color, posee un Filtro de color y otro de Eliminación de artefactos.

Este último filtro, permite solucionar uno de los más importantes problemas que nos encontramos a la hora de realizar exploraciones en color sobre flujos de baja velocidad. El problema referido son los artefactos de color producidos bien por transmisión del movimiento debida al músculo cardiaco, por los movimientos respiratorios del paciente. Gracias al “filtro de eliminación de artefactos” obtenemos una imagen “limpia” sin renunciar a información relevante para el estudio.

El Triplex o Triple Modo, consiste en la presentación simultánea y en tiempo real de: imagen de modo B + imagen de color + espectro de Doppler pulsado. Es extraordinariamente útil en todo tipo de exploración.

Con el Modo Doppler podemos realizar distintos cálculos automáticos de medida, así dispondremos de los Índices de Pulsatilidad, de Resistencia, de Relaciones y podremos calcular Gradientes. Permite obtener, también de forma automática curvas de tiempo-intensidad para la cuantificación de contraste. Estos

cálculos se pueden realizar incluso sobre imágenes ya almacenadas.

Nos ofrece también la opción de llevar a cabo mediciones de captación mediante la selección de ROI (zona de interés, área en la cual queremos saber el grado de captación del medio de contraste) con la posibilidad de cambiar su tamaño y posición.



Figura 11. Ecógrafo Toshiba

5.7.1.4.2. Ecógrafo IU22 de Philips

Posee todas las cualidades de las que están dotados los ecógrafos de última generación, permitiendo realizar estudios dinámicos con contrastes ecográficos de 2ª generación y pudiendo valorar la microvascularización. (Figura 12).

El programa incluye un sistema optimizado para detectar los medios de contraste. De forma automática, durante el estudio dinámico, se mejora la calidad de la imagen.

En lo que se refiere a la imagen posee segundo armónico e inversión de pulso, parámetros indispensables, como ya hemos explicado, para estos estudios. Del mismo modo permite modular el índice mecánico (IM), así como trabajar con imagen dual (imagen en modo B y la de contraste simultáneamente), como el resto de los equipos de su gama.(Figura 12).



Figura 12. Ecógrafo Philips IU22 (70)

5.7.2. Tomografía Computerizada (TC)

5.7.2.1. Física de la tomografía computerizada (TC)

TAC son las iniciales de Tomografía Axial Computerizada. Tomografía deriva de las palabras griegas que significan cortar y dibujo. Axial significa a lo largo de un eje. Computerizada significa que la imagen se obtiene tratando los datos mediante un ordenador.

En definitiva la TAC es una máquina que permite obtener imágenes de una sección anatómica a partir de datos que se van a procesar mediante un ordenador (111,112)

Actualmente se denomina simplemente TC, debido a los estudios multiplanares que permite la tecnología actual.

Como hemos indicado la palabra significa a lo largo de un eje. Está claro que todos los cortes necesariamente han de realizarse a lo largo de un eje, pero los anglosajones asignan el término axial a los cortes transversales.

Este tipo de corte era el único que podía hacer la TAC, de ahí su nombre original. Sólo forzando la posición del paciente permitía cortes frontales en el cráneo.

Actualmente, no de forma directa, sino mediante reconstrucciones, pueden obtenerse cortes en cualquier plano, incluso reconstrucciones 3D, por este motivo ha pasado a denominarse simplemente TC.

Después del descubrimiento de los RX por Roentgen, la Tomografía Computarizada (TC) ha sido la invención más importante en el diagnóstico por la imagen. Las primeras aplicaciones clínicas se realizaron en 1972. En 1979, Hounsfield y Cormack (físico norteamericano que también contribuyó a su descubrimiento), recibieron el Premio Nobel de Medicina.

En 1978 se instaló el primer TC en España y fue en el Hospital de Sant Pau de Barcelona (112)

El tubo de Rx en funcionamiento rota alrededor del paciente. La radiación emitida atraviesa a éste y llega a unos detectores distribuidos estratégicamente alrededor del mismo, formando un ángulo de 180° o 360°, dependiendo de la generación de TC.

Dicha radiación ha debido atravesar unas estructuras anatómicas desde que entra en el paciente hasta que llega a su destino y por lo tanto ha perdido intensidad, se ha atenuado.

Conocemos la radiación de origen, a la que denominaremos “Io”, que no varía y puede considerarse igual a la emitida por el tubo de RX, y la final o emergente, “Ix”, captada por el detector, que variará en función de las estructuras atravesadas por los Rx en su trayectoria.

Tenemos esos datos de entrada y salida de la radiación en múltiples puntos (hay miles de detectores de radiación alrededor del paciente) por lo que podemos calcular la atenuación o radiación que ha sido absorbida en cada punto intermedio de la trayectoria del Rayo x.

En principio la radiación absorbida en la totalidad de cada trayecto será la radiación incidente menos la captada por el detector, es decir $I_0 - I_x$. Luego sabiendo esos valores en múltiples puntos finales es probable calcular la absorbida en los puntos intermedios (111).

En realidad los cálculos no son tan simples. La razón se encuentra en que la absorción de los fotones que componen un haz de rayos x no sigue un patrón lineal, es decir que no se absorben en la misma proporción a lo largo de su recorrido.

La máxima absorción ocurre en los primeros centímetros del paciente y va decayendo rápidamente, siguiendo una curva logarítmica, cuya pendiente depende fundamentalmente del coeficiente de atenuación de la materia atravesada.

El coeficiente de atenuación, o capacidad intrínseca de una sustancia de absorber la radiación, es propio y característico de cada sustancia y en él influyen el peso atómico de los átomos que lo forman y la densidad de la sustancia.

El fenómeno de la absorción rápida en los primeros centímetros tiene su explicación en que un haz de rayos X, al

igual que uno de luz visible, está formado por fotones con distinta longitud de onda y por lo tanto con diferente frecuencia y energía.

Los fotones menos energéticos, que son mayoría, quedan absorbidos en los primeros centímetros del paciente. El resto sigue avanzando, siendo ahora su energía total menor, pero su media mayor. Por lo tanto el haz cada vez tiene menos fotones, pero los que quedan poseen más energía, por lo que serán más penetrantes que los originales y se atenuarán en menor proporción, es decir cada vez se atenuarán menos (111).

El ordenador tiene en cuenta este hecho a la hora de efectuar los cálculos y averigua de esta manera la radiación absorbida en cada punto intermedio a partir de la dosis total absorbida en cada fila y en cada columna.

Para efectuar los cálculos es necesario delimitar exactamente cuál es el volumen del punto en el que ordenador va a calcular la atenuación. Pero ese punto es en realidad una estructura tridimensional que vamos a representar bidimensionalmente en una pantalla o en una placa. Esa unidad de volumen básica se conoce con el nombre de voxel y aparecerá representada bidimensionalmente en forma de píxel.

Las dimensiones “x” e “y” del voxel dependerán del número de detectores. La tercera coordenada (z) del voxel que nos falta es la anchura de corte que viene dada por la anchura del haz de Rx. El cálculo de la atenuación del voxel es una media de lo que existe en el mismo, por lo que es posible que existan a la vez aire y hueso y el ordenador calcule una media similar a la del agua.

La cantidad de radiación absorbida en cada voxel determinará la coloración de la imagen (111).

Esto da lugar a cinco tipos clásicos de densidades radiológicas (o tonos de grises presentes en una radiografía) reconocibles por el ojo humano.

El hueso y los metales, de elevada densidad y número atómico relativamente alto, absorberán la mayoría de la radiación y la placa aparecerá blanca.

Los gases, por el contrario absorberán poca radiación y la placa se verá negra.

Las densidades radiológicas clásicas son:

- Densidad metal. El rayo X queda prácticamente atenuado en su totalidad, debido al elevado peso

atómico de sus átomos y a la densidad del metal. No llega prácticamente ninguna radiación al detector. En una radiografía convencional aparecerá como una zona completamente blanca, pues no ha recibido radiación. En el TC los detectores de esa zona no recibirán ninguna radiación emergente.

- Densidad hueso. El rayo X se atenúa en gran medida al atravesar un hueso, pero no por completo. Esta atenuación es debida igualmente a la densidad del hueso y al peso atómico del calcio. En las radiografías clásicas aparece como una zona blanca, pero no homogénea, con irregularidades grisáceas, pues la densidad del hueso varía de unas zonas a otras.
- Densidad agua. Es la más frecuente en el organismo, pues la mayoría de los tejidos blandos están formados en gran parte por ella. Su aspecto es de un color gris neutro.
- Densidad grasa. Aparece de color gris negruzco, por su densidad algo menor a la del agua.
- Densidad aire. De color negruzco. El aire, debido a su escasa densidad, a pesar de tener elementos con

número atómico similares a los del agua, es atravesado con facilidad por los RX.

Cuando el ordenador realiza los cálculos de la atenuación sufrida por el haz en cada voxel del recorrido le asigna, a cada valor obtenido en las distintas celdas, un tono en la gama de grises.

El número de tonos grises que puede representar es de 2000 a los que se les asignan los valores comprendidos entre -1000 + 1000.

Estos valores reciben el nombre de unidades Hounsfield (UH). El valor 0 representa una zona neutra y se ha asignado a la densidad radiológica del agua. Los valores negativos representan zonas oscuras, es decir con poca densidad radiológica, como el aire. Los valores positivos representan zonas de densidad radiológica alta, como el hueso o los metales.

El ojo humano distingue un número limitado de tonos grises, con lo que tenemos cortes con 2000 tonos representados pero nuestro ojo no los puede captar todos. De esta manera mucha información se perdería. La solución a este problema se realiza

mediante un proceso en el que intervienen dos nuevos conceptos: los denominados centro y ventana.

Nos situamos sobre el tono de gris que nos interesa (centro) y ampliamos lo que creamos conveniente (ventana) (111,112).

Esto permite que a pesar de que nuestros ojos no distinguen muchos tonos de grises, por lo que estructuras radiológicamente similares serán indistinguibles a nuestros ojos, aunque el ordenador del TC las haya reconocido, asignándoles distinto número, si colocamos el tono gris neutro en la estructura que nos interesa (centro) y el blanco más intenso y el negro más oscuro en valores próximos (ventana), podremos distinguir estructuras que a simple vista no se observaban, a expensas de no ver más allá de la ventana. Es decir fuera de la zona de interés sólo veremos tonos blancos o negros intensos.

Esto es particularmente útil en órganos con grandes diferencias en sus densidades radiológicas como el tórax. Si queremos visualizar parénquima pulmonar, donde predomina el aire, el centro debemos ponerlo en unidades negativas.

Si queremos ver la columna dorsal debemos colocar el centro en valores positivos altos. Si queremos ver el corazón y el mediastino colocaremos el centro en valores próximos a 0. La anchura de ventana dependerá de la densidad de las estructuras que queramos ver al mismo tiempo.

Las ventanas estrechas sólo permiten ver en las inmediaciones del centro, pero ofrecen toda la información que el ordenador tiene de la zona.

Las ventanas amplias permiten ver órganos con densidades distintas, pero perdemos información de la zona.

La elección del centro y la ventana dependerá en cada caso del órgano a estudiar y de la patología que sospechemos (111,112).

5.7.2.2. La Tomografía Computerizada (TC) como guía por imagen de procedimientos intervencionistas

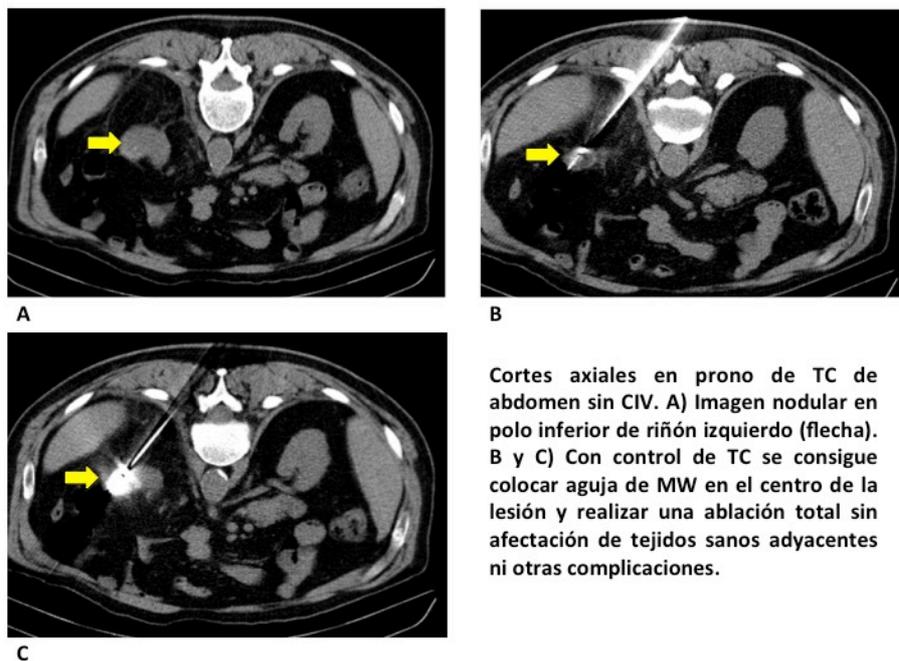
La tomografía computerizada se asocia con un menor número de cambios en el patrón de formación de imágenes de masas de ablación renal, aunque la hiperdensidad intratumoral y el gas generado durante la ablación puede limitar la visualización (110).

El tejido tumoral residual se puede detectar en TC con la administración de contraste, ya que el tejido viable mostrará aumento de la señal, mientras que la necrosis coagulativa no aumenta su densidad tras la administración de contraste (110).

Hay que tener en cuenta también que la TC es un método diagnóstico que utiliza radiación ionizante con los efectos secundarios que estos pueden tener.

Además estos pacientes serán sometidos a la realización de TC periódicos para el seguimiento y control del tratamiento recibido.

Por último otra limitación es la disponibilidad de la sala de TC durante todo el procedimiento que en total puede suponer en torno a una hora. (Figura 13).



Cortes axiales en prono de TC de abdomen sin CIV. A) Imagen nodular en polo inferior de riñón izquierdo (flecha). B y C) Con control de TC se consigue colocar aguja de MW en el centro de la lesión y realizar una ablación total sin afectación de tejidos sanos adyacentes ni otras complicaciones.

Figura 13. Guiado de ablación tumoral renal mediante TC

5.7.2.3. Equipo TC utilizado

5.7.2.3.1. Siemens somatom scope 16

La gama de equipos SOMATOM de Siemens ofrecen grandes resultados clínicos sin tomar atajos en cuanto al rendimiento. Adquirido en nuestro centro recientemente, entre sus características destacan:

- Detectores ultrarápidos de Cerámica: Es el material de detectores líder en la industria y también se utiliza en los

escáneres de mayor gama proporcionando imágenes muy nítidas.

- Las aplicaciones combinadas para reducir la exposición a radiación, permite a los pacientes para recibir la dosis correcta para sus necesidades de imagen.
- Adaptador de la señal: el ruido de la imagen se reduce hasta en un 50%, por ejemplo, cuando se generan imágenes en pacientes obesos o pacientes con implantes metálicos.
- Fully Assisting Scanner Technologies (FAST) - optimiza la eficiencia del proceso.

Todas estas características le permiten ser un equipo excepcional para la realización de procedimientos intervencionistas (Figura 14).



Figura 14. TC SIEMENS SOMATOM (Siemens ®).

5.8. Papel de la biopsia preablación

Los pacientes que van a recibir tratamiento ablativo y que previamente no tenían un diagnóstico de certeza confirmado, se consideran candidatos a realizar biopsia preablación para, por un lado, poder llegar al diagnóstico de certeza, y por otro lado, la información anatomopatológica puede variar la posible actitud terapéutica futura en caso de tratamiento incompleto o recidiva y el seguimiento, por lo que es de gran utilidad.

La biopsia percutánea de las masas renales, especialmente las de menos de 3 cm, se ha descrito como que tiene un papel

limitado, dada las dificultades de muestreo a la hora de biopsiar, lo que puede confundir o dar resultado negativo si se falla en el tejido tomado (113).

Algunos investigadores sugieren que la biopsia no altera significativamente el diagnóstico o tratamiento en la mayoría de los casos, dada la probabilidad de diagnóstico con el uso de técnicas de imagen no invasivas y la falta de necesidad de terapia adyuvante para el estadio temprano (Etapa I) del carcinoma de células renales (CCR) (114).

Con el aumento del uso de técnicas ablativas percutáneas para tratar el cáncer renal, se está revisando el papel de la biopsia de confirmación, puesto que la ablación carece de la oportunidad para el análisis histopatológico que si se tiene con la resección quirúrgica (113).

Varios ensayos publicados de ablación percutánea de tumores en pacientes con carcinoma de células renales (CCR) han incluido pacientes sin biopsia percutánea previa, pero que fueron tratados con un presunto diagnóstico de cáncer renal sobre la base diagnóstica de métodos de imagen no invasivos (63) (115) (116).

En estos estudios se pudieron incluir tumores benignos, incluso angiomiolipomas u oncocitomas, que pueden confundirse con las características sólidas del carcinoma de células renales (CCR).

Esto ha podido sobreestimar la eficacia del tratamiento en el carcinoma de células renales, además de recibir el paciente un tratamiento innecesario.

Actualmente cada vez se realiza más biopsias inmediatamente antes de la ablación, aunque no evite el tratamiento, ya que el diagnóstico llega posteriormente. Permite evitar futuros tratamientos innecesarios en caso de que queden restos sin necrosar completamente y reducir o eliminar el seguimiento (evitando radiación innecesaria).

Siguiendo las indicaciones de la Asociación Europea de Urología (EAU), la biopsia renal debe realizarse en los siguientes supuestos:

- Obtener diagnóstico histológico de masas renales de diagnóstico indeterminado mediante diferentes técnicas de radiodiagnóstico.

- Seleccionar pacientes con pequeñas masas renales y ofertarles diferentes tratamientos.
- Obtener histología previa a la aplicación de tratamientos ablativos.
- Seleccionar tratamiento farmacológico más adecuado en función de la estirpe celular tumoral en pacientes con enfermedad renal metastásica.

5.9. Sedación/anestesia

La mayor parte de los procedimientos podrían llevarse a cabo con la aplicación de una sedación intravenosa simple. Generalmente la duración del procedimiento no es superior a la duración de una biopsia o de un procedimiento de drenaje de la vía urinaria por esto es que se debe ajustar el tipo de sedación o anestesia para permitir una recuperación rápida del paciente.

Dentro de los pacientes incluidos en nuestro estudio en 145 intervenciones fue aplicada una anestesia loco-regional epidural, y en 28 intervenciones el procedimiento fue realizado con anestesia general. El número elevado de pacientes en los que se aplicó anestesia general es debido a que los primeros procedimientos que fueron llevados a cabo, se les administró este

tipo de anestesia por protocolo, a medida que se fue perfeccionando la técnica se vio que era suficiente con anestesia loco-regional. A todos los pacientes se les realizó un estudio preoperatorio completo (Hemograma y bioquímica completa; estudio de coagulación básico; electrocardiograma; radiografía de tórax y valoración previa por anestesiología).

El procedimiento de ablación fue realizado en quirófano o bien en sala de radiología intervencionista siempre con la colaboración de anestesiólogo.

El tratamiento recibido en la Unidad de Reanimación no difería de otros procedimientos ordinarios. A la llegada del paciente a la sala de Radiología Intervencionista se inició la monitorización que incluyó frecuencia cardíaca, electrocardiografía de cinco derivaciones, presión arterial no invasiva y saturación arterial de oxígeno mediante pulsioximetría. El monitor empleado fue Datex Ohmeda S/5™ Monitor compacto de anestesia (Datex Ohmeda Inc.). Para la monitorización regional de oxígeno se emplearon sensores en ambos márgenes supraorbitarios derecho e izquierdo (Adult SomaSensor®, SAFB-SM. Covidien IIc) y para la monitorización de la consciencia se colocó el sensor de SedLine®, (SedLine® System™.Massimo). Los

monitores empleados para dicho propósito fueron el monitor INVOS® 5100 C (Somanetics Corporation) y el monitor SedLine® (SedLine® System™. Massimo), respectivamente.

La técnica anestésica y la medicación empleada fueron similares en todos los casos. La inducción anestésica se realizó mediante una combinación de fármacos hipnóticos como etomidato (Hypnomidate®. Janssen) o propofol (Propofol Lipomed Fresenius 10mg/ml®. Fresenius Kabi); un opioide, fentanilo (Fentanest®. Kern Pharma), una benzodiazepina, midazolam (Midazolam B.Braun 1mg/ml®. Grupo B.Braun) y un relajante neuromuscular, bromuro de rocuronio (Esmeron®. N.V. Organon AB Oss).

Una vez realizada la intubación traqueal, se ventilaron los pulmones con una mezcla de oxígeno/aire y se realizaron los ajustes correspondientes en el respirador (Datex Ohmeda Aestiva 5. Dräger Medical Ag&Co) para mantener normocapnia y oxemia dentro de los límites de la normalidad.

El mantenimiento de la anestesia se llevó a cabo con una combinación de sevoflurano (Sevorane®. Abbvie) , midazolam y fentanilo.

Se cateterizó la arteria radial (Arterial Leader Cath artériel. Laboratoires Pharmaceutiques VYGON) para monitorizar la presión arterial de forma invasiva y para permitir la extracción de sangre con el fin de realizar controles gasométricos y de coagulación mediante una jeringa de gases (BD. Preset™. Becton, Dickinson and Company).

La diuresis se determinó de forma continua, previo sondaje vesical, con una sonda de Foley (Sonda de Foley Unidix 2 vías®. Grupo Unidix).

Los pacientes una vez eran sometidos al procedimiento permanecieron ingresados en planta de hospitalización en reposo absoluto y con control de constantes vitales y diuresis, siendo dados de alta a las 24 horas del procedimiento.

5.10. Seguimiento de los pacientes

Después de la ablación percutánea es obligatorio la vigilancia mediante pruebas de imagen axiales para poder detectar restos de tejido sin tratar adecuadamente o para detectar recurrencias.

Existen controversias en relación con qué frecuencia y por cuánto tiempo se debe realizar el seguimiento con pruebas de imagen.

No hay estudios clínicos prospectivos que validen un protocolo en particular.

Sin embargo, la mayoría de los investigadores están de acuerdo acerca de la importancia de realizar un seguimiento mediante pruebas de imagen de corte transversal (TC, RM) después de la ablación a largo plazo como un elemento crucial de valoración del éxito de tratamiento general (Figura 15).

Seguir con pruebas de imagen a estos pacientes proporciona una base para el futuro, ayuda a documentar el éxito técnico y complicaciones del procedimiento, y objetivar la progresión tumoral local si existiera.

Muchos radiólogos recomiendan realizar TC sin y con contraste o RM 1-3 meses después de la ablación (117).

Algunos investigadores también abogan por la utilidad del TC inmediato (dentro de las primeras 48 horas postablación) (118).

Gervais et al (115), determinaron tras 100 ablaciones por radiofrecuencia renales, la realización de TC o RM con y sin contraste en 1, 3 y 6 meses después de la ablación por radiofrecuencia. Posteriormente el seguimiento dependía de la condición clínica del paciente y condiciones comórbidas, pero fue en general en intervalos de 6 a 12 meses, con una media de duración del seguimiento de 2 a 3 años (rango, 3.5-6 años).

Los tumores renales tratados con ablación por radiofrecuencia o crioablación aparecen en la TC como regiones de una baja atenuación relativa con el parénquima renal, y son generalmente hipointensas en las imágenes de RM potenciadas en T2 e hiperintensas en secuencias potenciadas en T1 (119).

Los tumores ablacionados a menudo tienen áreas internas de aumento atenuación y de aumento de intensidad de la señal en las imágenes de TC y RM, respectivamente, que corresponden a residuos proteináceos y / o productos de sangrado (117) (120)

Esto es más notable dentro de los primeros 6 meses después de la ablación.

El uso de contraste intravenoso es esencial para la evaluación de una posible lesión residual o tumores recurrentes (119).

Al final del seguimiento por TC o RM, los tumores renales tratados con éxito aparecen como masas focales que no demuestran ninguna evidencia de captación de contraste y que con frecuencia disminuyen en tamaño con el tiempo (Figura 15).

Mientras que una lesión residual o tumores recurrentes pueden ser detectados como focos anormales de captación de contraste (119).

Las áreas de captación del contraste en seguimiento inicial (≥ 10 UH o $\geq 15\%$ con la TC y la RM, respectivamente) por lo general indican tumoración viable residual y fallo primario del tratamiento (117) (121).

Los tumores residuales o recurrentes a menudo se manifiestan como un foco de nodular o en media luna de captación de contraste. Es de destacar que después de una ablación exitosa se puede ver una atenuación de 10 a 20 HU y, en casos de crioablación, un borde periférico delgado de captación

a menudo persiste durante varios meses después de la terapia (122).

Como se ha señalado por Ganguli et al (123), una disminución en el tamaño tumoral puede observarse inmediatamente después del tratamiento, por lo tanto, los hallazgos en los estudios de imagen de seguimiento deberían idealmente ser comparados con un estudio de imagen tan pronto como sea posible después de la ablación.

En este tiempo de seguimiento los pacientes deben ser aconsejados sobre tratamientos adicionales, incluyendo repetir la ablación, la nefrectomía parcial, nefrectomía radical, y la observación, según sea apropiado.

En nuestros pacientes el seguimiento se ha realizado mediante TC sin y con contraste intravenoso. Realizando un TC basal sin contraste abdominopélvico y posteriormente otro con contraste intravenoso en fase portal a los 70 segundos postinyección. Protocolizando un TC inicial en las 24 h siguientes a la ablación y continuando con TC 1, 3 y 6 meses después. Posteriormente TC cada 6 meses hasta al menos los 2 años postablación (Figura 15).

Durante este periodo si se observa algún indicio de lesión residual o de tumor recurrente (Figura 16) se valora en consenso con el Servicio de Urología el tratamiento necesario (nueva ablación, nefrectomía parcial o total u observación). (124)

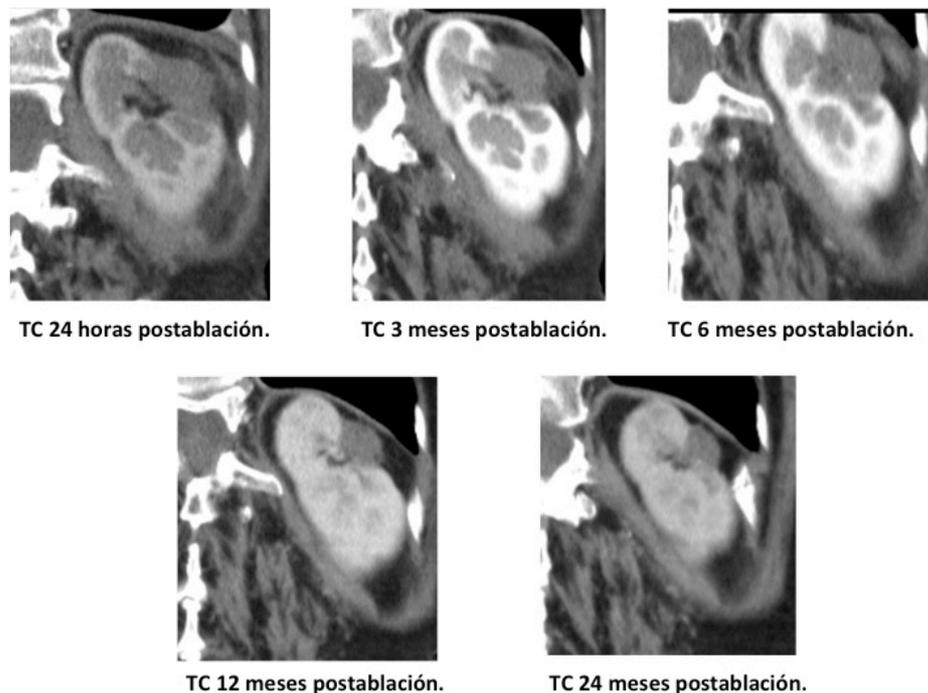


Figura 15. Ejemplo de seguimiento mediante TC con CIV de uno de nuestros pacientes tratados con MW y en que se obtiene una ablación completa hasta 24 meses postablación



Figura 16. Ablación incompleta visualizado en seguimiento con TC con CIV. Lesión nodular con restos de captación (Flecha).

5.11. Análisis estadístico

Se estimó una muestra global aleatoria de 147 intervenciones con una confianza del 95% y una precisión del 7%, considerando un porcentaje poblacional de ablaciones completas del 75%.

Además se estimó que una muestra aleatoria de 23 intervenciones en cada subgrupo (RF y MW) es suficiente para estimar, con una confianza del 95% y una precisión 9% teniendo en cuenta un porcentaje poblacional de ablaciones completas del 95% (porcentaje estimado según los resultados encontrados en la bibliografía), si además consideramos un 15% de posibles pérdidas el tamaño de la muestra aleatoria debería de ser de 27.

Las variables categóricas se expresan como valor absoluto (porcentaje) y las continuas, como media \pm desviación estándar y/o mediana [intervalo intercuartílico].

La presunción de normalidad en las variables cuantitativas se comprobó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov.

Para comparar las variables cualitativas se utilizaron el test de la χ^2 y el exacto de Fisher cuando fue necesario. Las variables continuas se compararon mediante el test de la t de Student o su homólogo no paramétrico, el test de la U de Mann-Whitney, si no se cumplía la hipótesis de normalidad.

Posteriormente se realizó un análisis multivariante para buscar predictores independientes de resultado final Ablación mediante regresión logística, usando el método razón de verosimilitud y pasos hacia atrás como selección de variables.

Se consideró el valor de $p < 0.05$ como nivel de significación. Los programas empleados fueron IBM SPSS Statistics versión 19 y R versión 3.3.1.

6. Resultados

6.1. Pacientes

Llevamos a cabo un estudio observacional prospectivo en aquellos pacientes con tumoración renal que fueron sometidos a termoablación, ya sea con Radiofrecuencia o Microondas. El primero de los tumores en los que se aplicó radiofrecuencia incluidos en nuestra base de datos versa del año 2003 cerrando la obtención de datos a finales de diciembre del 2016 obteniendo en total 173 intervenciones de ablación en 117 pacientes.

La edad media de nuestros pacientes fue de $64,5 \pm 13,35$ años, con una edad mínima de 17 y máxima de 86 años.

En cuanto al sexo el 29,1% fueron mujeres y el 70,9 % varones (Figura 17).

El índice de Charlson es un sistema de evaluación de la esperanza de vida a los diez años, en dependencia de la edad en que se evalúa, y de las comorbilidades del sujeto.

En el 35 % el Índice de Charlson muestra ausencia de comorbilidad o una comorbilidad baja. Esto es que en un 26,5 % existió una ausencia de comorbilidad (0-<1) mientras que en un 8,5 % la comorbilidad fue baja (1- <2).

Por el contrario en un 65% de las intervenciones asociaron una comorbilidad alta (2 - >3). (Figura 18).

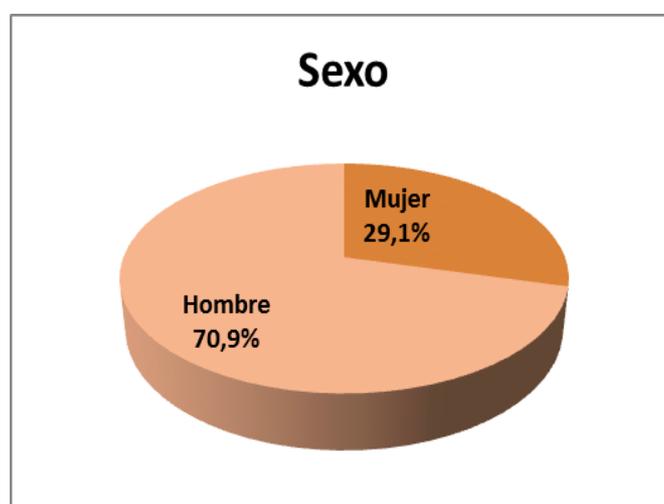


Figura 17. Distribución variable sexo

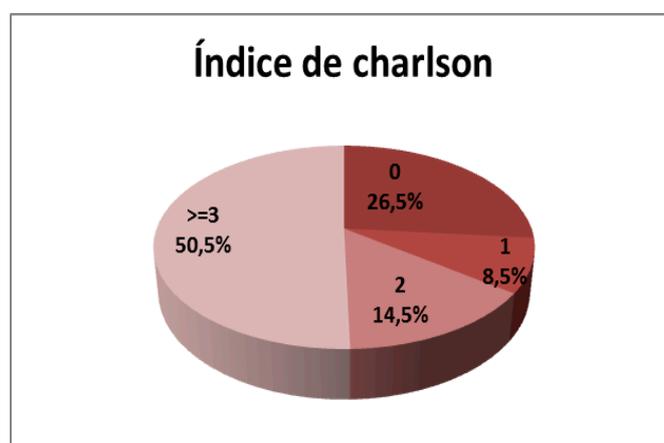


Figura 18. Distribución variable índice de Charlson.

Otros de los datos a tener en cuenta para decidir una técnica terapéutica es la existencia o no de riesgo quirúrgico.

92 de las 173 intervenciones presentaron un riesgo quirúrgico bajo (53,2 % del total) mientras que en las 81 intervenciones restantes se clasificaron como riesgo quirúrgico alto (46,8 % de las intervenciones).

Sólo 5 de los 173 intervenciones se realizaron en pacientes en diálisis.

6.2. Tumoración

En el 52 % de las intervenciones se llevó a cabo en el riñón derecho.

En 85 de las 173 intervenciones se localizó en el polo medio (49,1 %), en 44 en el polo inferior (25,4 %) y en el 44 restante en el superior (25,4 %).

114 de las tumoraciones eran exofíticas (65,9%), es decir protruían sobre el contorno renal; mientras que 58 tumores eran

endofíticos (33,5%). Estos últimos más difíciles de localizar mediante ecografía o TC.

53 tumores tenían localización anterior (30,6 %), y por tanto menos accesibles a tratamiento percutáneo; por 119 que presentaron localización posterior (68,8%). Hay un caso sobre injerto renal que no se clasifica ni en anterior ni en posterior.

El índice renal (IR) (Figura 19) de nuestras lesiones se presenta a continuación:

- IR=4: 20 intervenciones (11,6%).
- IR=5: 33 intervenciones (19,1%).
- IR=6: 29 intervenciones (16,6%).
- IR=7: 27 intervenciones (15,6%).
- IR=8: 25 intervenciones (14,5%).
- IR=9: 25 intervenciones (14,5%).
- IR=10: 14 intervenciones (8,1%).

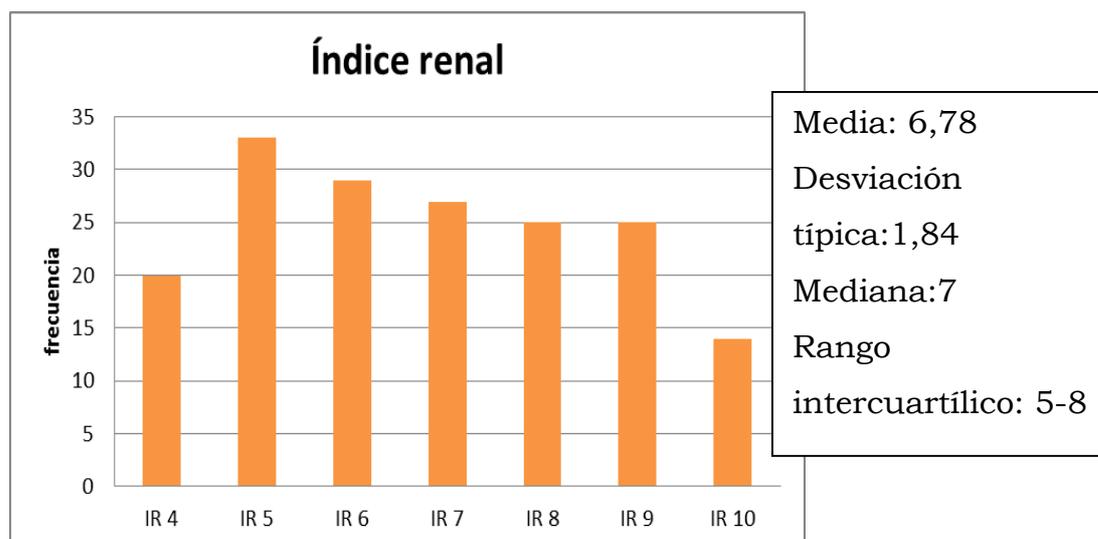


Figura 19. Distribución variable: índice renal.

En cuanto a la Anatomía Patológica que se obtuvo de cada tumoración se repartió de la siguiente forma, siendo en 98 de las 173 (56,6%) Carcinomas y en 5 de los casos (2,9%) fueron Metástasis. 52 de ellas fueron lesiones no malignas (30,1 %). (Tabla 4).

Tabla 4. Distribucion variable anatomía patologica

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	Carcinoma	98	56,6	63,2	63,2
	Metástasis	5	2,9	3,2	66,5
	No malignidad	52	30,1	33,5	100,0
	Total	155	89,6	100,0	
Perdidos	Sistema	18	10,4		
Total		173	100,0		

En 36 de las 173 intervenciones los pacientes presentaron tumoraciones bilaterales (20,8%).

En 29 de las 173 intervenciones fueron realizadas sobre pacientes con riñón único (16,8 %).

En 14 de las 173 intervenciones realizadas los pacientes presentaban metástasis a distancia (8,1%).

La mediana del tamaño tumoral fue de 2,6 cm con rango intercuartílico [2-3].. Teniendo a su vez un 18,5 % de tumores menores de 2 cm, un 41,6 % de tumores entre 2 – 3 cm y un 39,9% de tumores mayores de 3 cm (Figura 20).

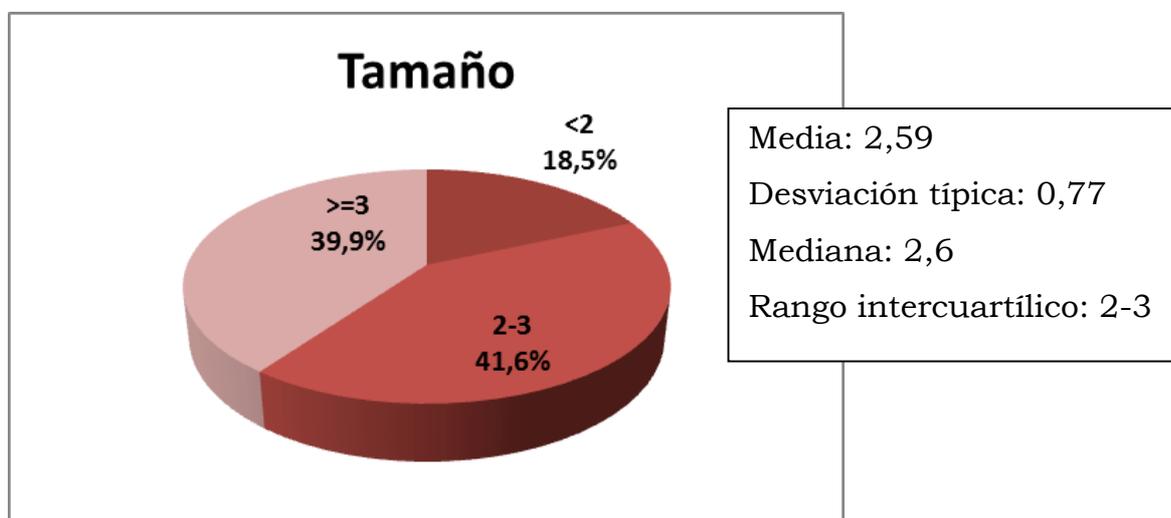


Figura 20. Distribución variable: Tamaño.

6.3. Desarrollo de nuestra serie (Figura 22 y 23).

6.3.1. Primera intervención

En una primera intervención se realizaron 129 procedimientos: 109 radiofrecuencias (84,5%) por 20 microondas (15,5%).

De ellos 109 fueron realizados bajo anestesia epidural (84,5%) y 20 con anestesia general (15,5%).

El método de imagen utilizado para el guiado fue mayoritariamente la ecografía (97,7%). El resto fue guiado mediante TC.

En cuanto a las complicaciones, 126 de las 129 intervenciones no presentaron complicaciones inmediatas (97,7%) y 122 de las 129 no presentaron complicaciones tardías (94,6%) (Figura 21).

Los 3 casos que presentaron complicaciones inmediatas fueron los siguientes:

- Hematoma perirrenal con leve erosión hepática y derrame pleural. Clavien-Dindo: 3a.

- Hemorragia renal incoercible (en tratamiento con sintrom).
Clavien-Dindo: 3b.
- Aumento de creatinina. Clavien-Dindo: 1.

Los 7 casos que presentaron complicaciones tardías fueron los siguientes:

- 4 estenosis de la unión pieloureteral. Tres fueron clasificadas como Clavien-Dindo: 3a y una como Clavien-Dindo: 1.
- 1 fistula renocólica. 3b.
- 1 infección del trayecto. 3a.
- 1 perforación duodenal. 5. (Tabla5)

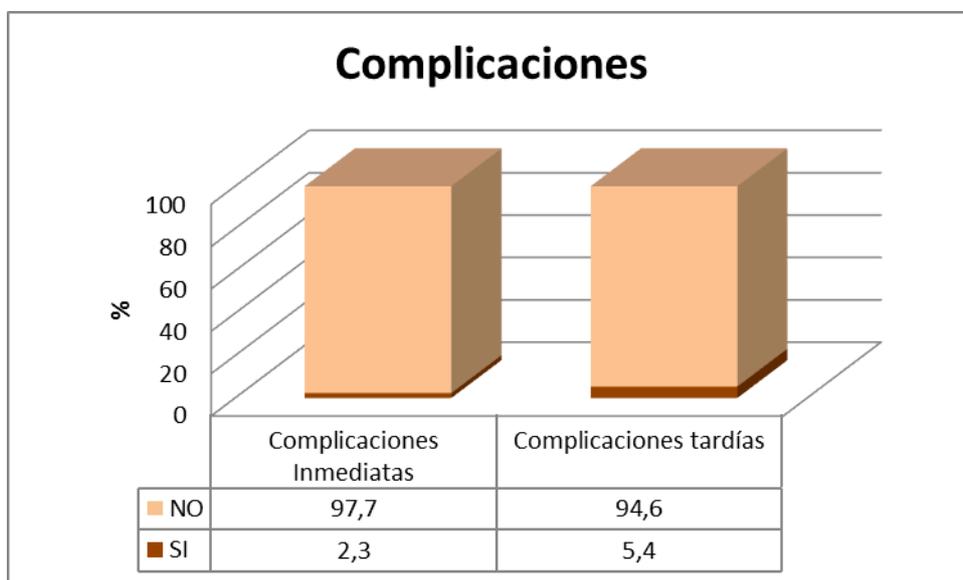


Figura 21. Distribución de complicaciones en nuestra serie.

Tabla 5. Clasificación Clavien-Dindo de las complicaciones de nuestra serie

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	1	2	1,6	20,0	20,0
	3a	5	3,9	50,0	70,0
	3b	2	1,6	20,0	90,0
	5	1	,8	10,0	100,0
	Total	10	7,8	100,0	
Perdidos	Sistema	119	92,2		
Total		129	100,0		

De forma global los resultados tras el tratamiento mediante ablación tumoral (tanto RF como MW) fue de ablación completa en 94 de ellas (72,9%), ablación incompleta en 28 (21,7%) y de recidiva en 7 (5,4%). Entendiendo como ablación completa la curación de la tumoración al final del seguimiento. Ablación incompleta como resto tumoral no tratado completamente después de la ablación y recidiva la aparición de tumoración después de un tiempo sobre una zona tratada de forma completa y sin resto tumoral postratamiento. (Tabla 6).

Tabla 6. Distribución de la variable: RESULTADO FINAL después de la primera intervención.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Válidos	Ablación	94	72,9	72,9
	Ablación incompleta	28	21,7	94,6
	Recidiva	7	5,4	100,0
	Total	129	100,0	

El 93 % no necesitaron intervención quirúrgica posterior.

31 pacientes recibieron una segunda ablación.

6.3.2. Segunda intervención

De estas 31 intervenciones, 22 (71%) fueron con Radiofrecuencia(RF) y 9 (29%) con Microondas (MW).

25 con anestesia epidural (80,6%) y 6 (19,4%) con anestesia general.

En cuanto al guiado de imagen 24 fueron guiados mediante ecografía (77,4%) y 7 (22,6%) con TC.

No presentaron ningún tipo de complicación 30 de 31 pacientes, el 96,8 %. El paciente que presentó complicación fue un caso de lesión esplénica que precisó esplenectomía (Clavien-Dindo 3b)

Los resultados de forma global tras esta segunda intervención fue de 16 ablaciones completas (51,6 %) frente a 6 ablaciones incompletas (19,4%) y 9 recidivas (29%) (Tabla7).

Tabla 7. Distribución de la variable: RESULTADO FINAL después de la segunda intervención.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos Ablación	16	51,6	51,6	51,6
Ablación incompleta	6	19,4	19,4	71,0
Recidiva	9	29,0	29,0	100,0
Total	31	100,0	100,0	

6.3.3. Tercera intervención

Después de una segunda intervención ablativa, ya sea RF o MW, hubo 15 en los que no se consiguió la ablación completa, de estos 15, 7 recibieron una tercera intervención mediante RF (77,8%) y 2 mediante MW (22,2%).

7 intervenciones fueron realizadas bajo anestesia epidural (77,8%) y 2 bajo anestesia general (22,2%).

La ecografía fue el método de guiado en 5 intervenciones (55,6%) y el TC en 4 (44,4%).

No hubo complicaciones inmediatas ni tardías.

Los resultados fueron: Ablación completa en 4 intervenciones (44,4%), 3 ablaciones incompletas (33,3%) y 2 recidivas (22,2%).

Un paciente no presenta datos de seguimiento por cambio de hospital.

6.3.4. Cuarta intervención

De los 5 pacientes en los que no se consiguió una ablación completa después de 3 ablaciones (3,9% del total inicial) 3 se sometieron a una cuarta ablación, todas ellas mediante RF y todas ellas bajo anestesia epidural.

La ecografía fue el método de guiado en 2 intervenciones (66,7%) y en 1 el TC (33,3%).

No hubo complicaciones en ningún caso.

Se obtuvo 1 ablación completa (33,3%), 1 ablación incompleta (33,3%) y 1 recidiva (33,3%).

6.3.5. Quinta intervención

2 pacientes después de una cuarta intervención ablativa no habían presentado ablación completa (1,55% del total), de ellos 1

se sometió a una quinta intervención mediante RF. Se utilizó anestesia epidural. El método de guiado fue la ecografía.

No hubo complicaciones.

Se consiguió ablación completa.

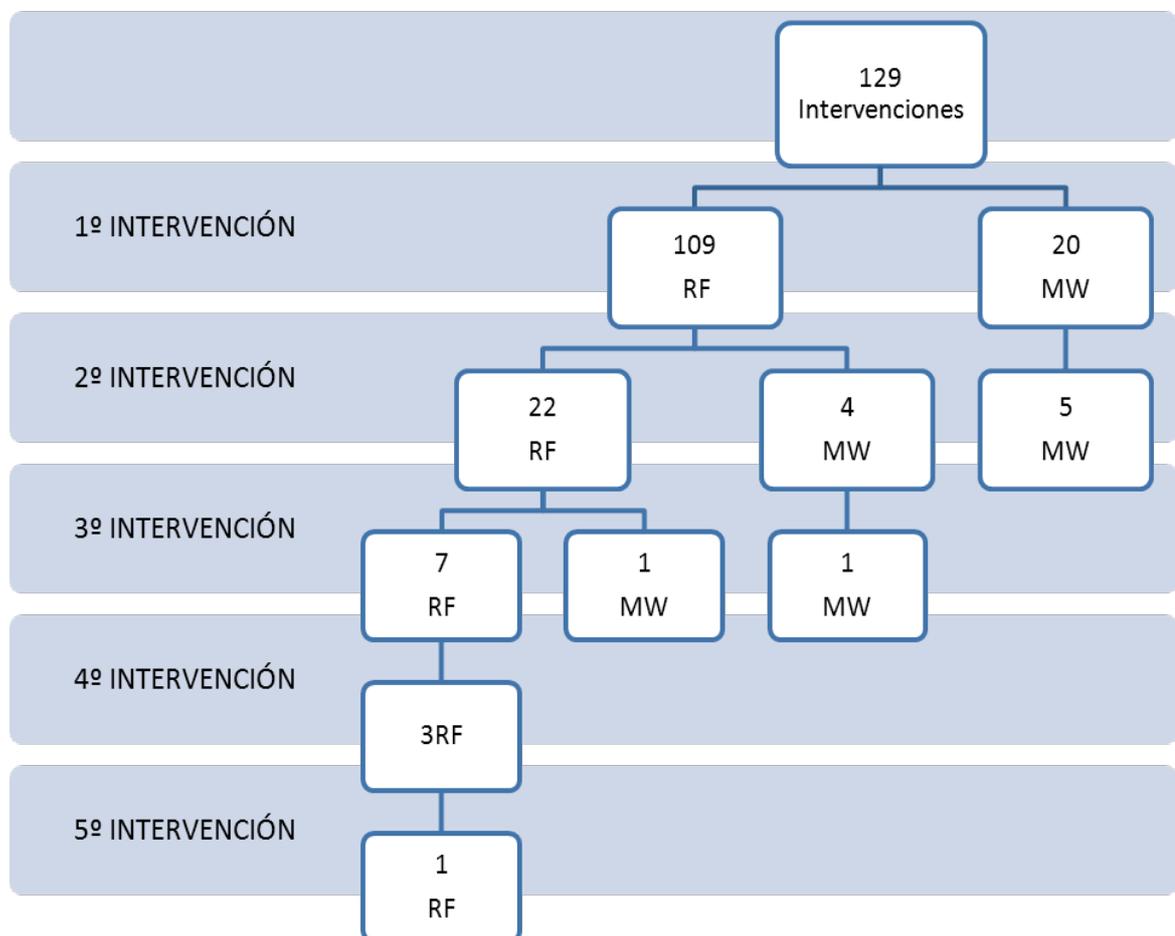


Figura 22. Desarrollo de nuestra serie: Energía en las intervenciones (tamaño ≤ 4 cm).

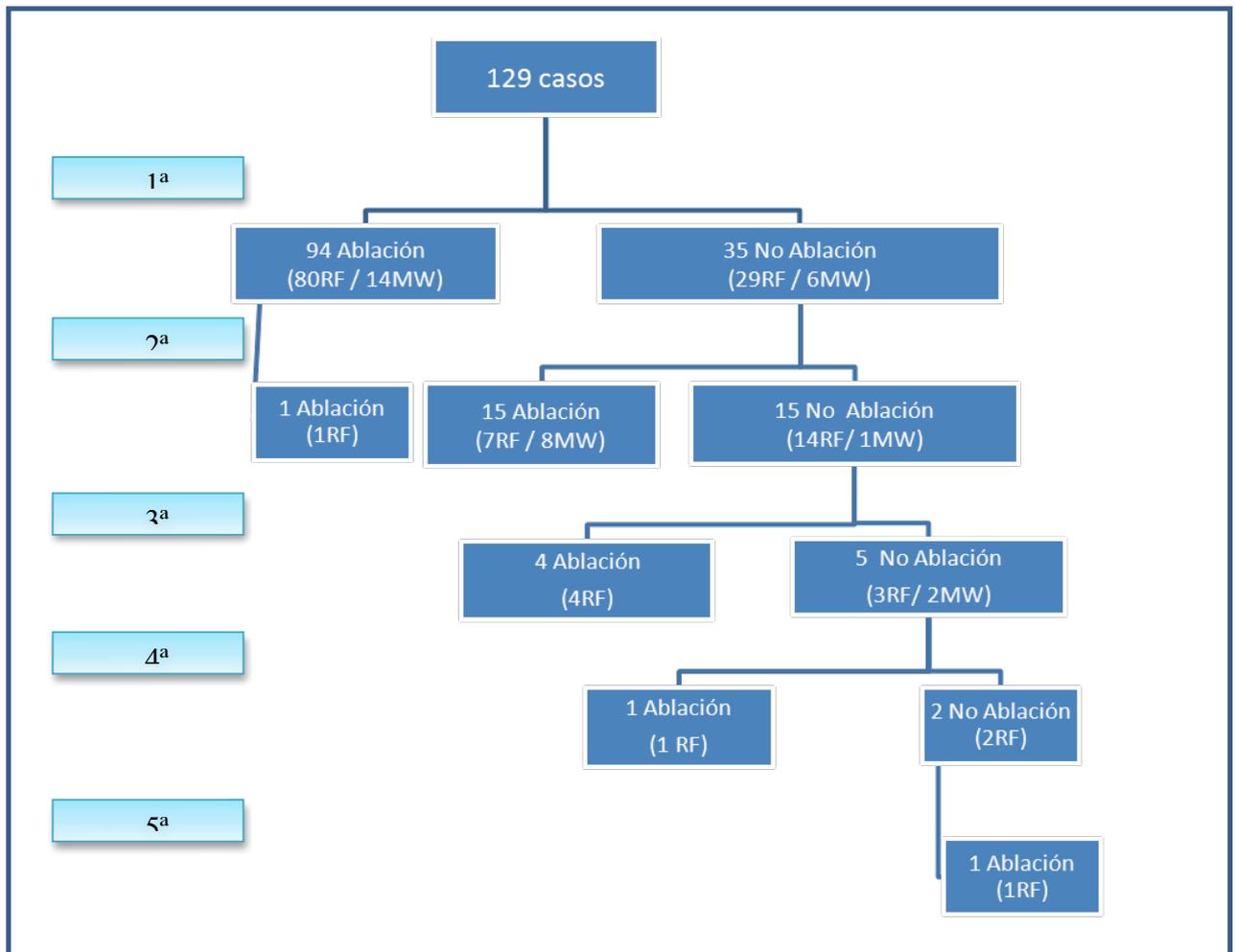


Figura 23. Nuestra serie con resultado final y Energía ablativa utilizada.

6.4. Tiempo de seguimiento de nuestra serie

En nuestra serie realizamos un seguimiento global de nuestros pacientes desde el TC de las 24 horas postablación hasta TC después de 96 meses de seguimiento, con una media de $22,9 \pm$

24,30 meses de seguimiento en 172 procedimientos La mediana de seguimiento es de 12 meses, rango intercuartílico de [2-48].

(Tabla 8) (Figura 24) .

Tabla 8. Tiempo de seguimiento de nuestra serie.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
TiempoSeguimiento	172	,033	96,000	22,965	24,308	2,00	12,00	48,00

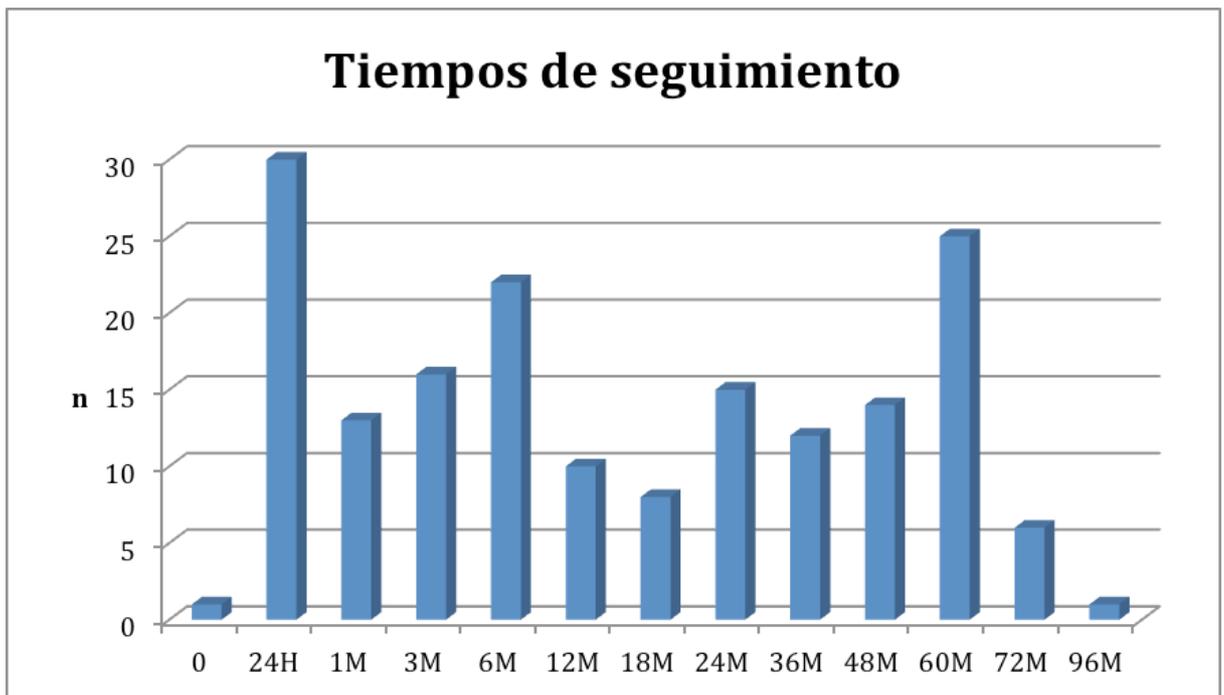


Figura 24. Tiempo de seguimiento de nuestra serie.

6.5. Analisis de datos

6.5.1. Analisis en función de la energía empleada (MW Ó RF)

Analizamos las intervenciones realizadas como elementos independientes obteniendo 173 casos de ablación renal, 142 casos de ablación renal mediante RF (82,1%) y 31 casos de ablación renal mediante MW (17,9 %) (Figura 25).

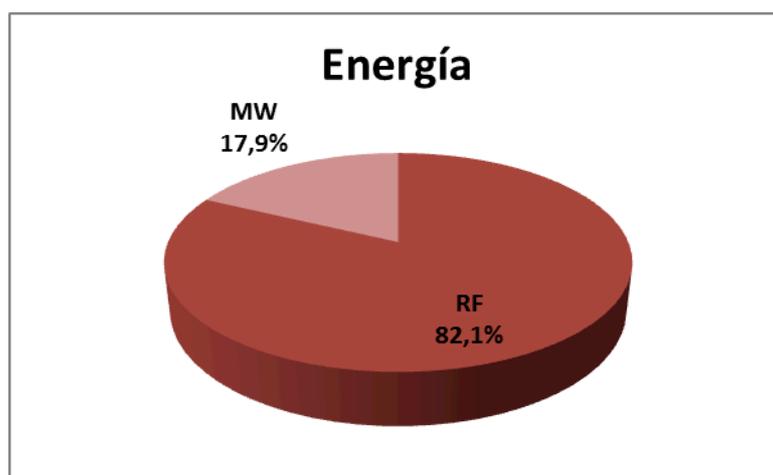


Figura 25. Energía ablativa utilizada (MW vs RF).

La edad media de los pacientes tratados con RF es de $62,64 \pm 14,40$ años y de los pacientes tratados con MW de $73,89 \pm 8,30$ años (p-valor 0.001).

En cuanto al sexo con RF se trataron 25 mujeres (25,5%) y 73 hombres (74,5%). Con MW se trataron 9 mujeres (47,4%) y 10 hombres (52,6%) $P(\chi^2)=0.055$

Ambas poblaciones mostraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a edad (mayor edad en los pacientes tratados con MW), pero no en cuanto a: índice de Charlson, riesgo quirúrgico, diálisis, riñón tratado, localización dentro del riñón (polo inf, med o sup, exo/endo, ant/post), índice renal, anatomía patológica, tamaño de las lesiones o enfermedad a distancia (metástasis) (Tabla 9 y 10).

Tabla 9. Distribución de variables poblacionales en función de la energía empleada (MW vs RF).

	TOTAL N = 173	RF N = 142	MW N = 31	p
Edad	64,47 ± 13,35	62,64±13,4	73,89±8,3	0,001
Sexo				
Hombre	83 (70,9%)	73 (74,5%)	10 (52,6%)	
Mujer	34 (29,1%)	25 (25,5%)	9 (47,4%)	0,055
Índice de Charlson				
0	31 (26,5%)	29 (29,6%)	2 (10,5%)	
1	10 (8,5%)	9 (9,2%)	1 (5,3%)	
2	17 (14,5%)	15 (15,3%)	2 (10,5%)	
>=3	59 (50,4%)	45 (45,9%)	14 (73,7%)	0,187
Riesgo quirúrgico				
Alto	81 (46,8%)	63 (44,4%)	18 (58,1%)	
Bajo	92 (53,2%)	79 (55,6%)	13 (41,9%)	0,166
Dialisis				
Si	5 (2,9%)	5 (3,5%)	0 (0%)	
No	168 (97,1%)	137 (96,5%)	31 (100%)	0,587
Bilateral				
Si	36 (20,8%)	29 (20,4%)	7 (22,6%)	
No	137 (79,2%)	113 (79,6%)	24 (77,4%)	0,789
Riñón unico				
Si	29 (16,8%)	24 (16,9%)	5 (16,1%)	
No	144 (83,2%)	118 (83,1%)	26 (83,9%)	0,917
Metástasis				
Si	14 (8,1%)	12 (8,5%)	2 (6,5%)	
No	159 (91,9%)	130 (91,5%)	29 (93,5%)	0,999
Anestesia				
General	28 (16,2%)	18 (12,7%)	10 (32,3%)	
Epidural	145 (83,8%)	124 (87,3%)	21 (67,7%)	0,007
Riñón				
Derecho	90 (52,3%)	74 (52,5%)	16 (51,6%)	
Izquierdo	82 (47,7%)	67 (47,5%)	15 (48,4%)	0,930

Tabla 10. Distribución de variables procedimentales en función de la energía empleada (MW vs RF).

	TOTAL N = 173	RF N = 142	MW N = 31	p
Tamaño (cm) Mediana [RI]	2,6 [2- 3]	2,6 [2- 3]	2,7 [2 - 3,4]	0,235
Índice Renal Mediana [RI]	7 [5- 8]	7 [5 - 8]	6 [5 - 7]	0,260
Riñón				
Endo	58 (33,7%)	46 (32,6%)	12 (38,7%)	
Exo	114 (66,3%)	95 (67,4%)	19 (61,3%)	0,516
Riñón				
POST	119 (69,2%)	99 (70,2%)	20 (64,5%)	
ANT	53 (30,8%)	42 (29,8%)	11 (35,5%)	0,534
POLO				
INF	44 (25,4%)	37 (26,1%)	7 (22,6%)	
MED	85 (49,1%)	73 (51,4%)	12 (38,7%)	
SUP	44 (25,4%)	32 (22,5%)	12 (38,7%)	0,168
Anatomía patológica				
Carcinoma	98 (63,2%)	81 (63,3%)	17 (63%)	
Metástasis	5 (3,2%)	5 (3,9%)	0 (0%)	
No Malignidad	52 (33,5%)	42 (32,8%)	10 (37%)	0,726
Guiado				
ECO	158 (91,3%)	133 (93,7%)	25 (80,6%)	
TC	15 (8,7%)	9 (6,3%)	6 (19,4%)	0.031
Tiempo de sesión				
<=10 min	33 (19,1%)	7 (4,9%)	26 (83,9%)	
>10 min	140 (80,9%)	135 (95,1%)	5 (16,1%)	<0.001
Número de sesiones				
1	90 (52%)	69 (48,6%)	21 (67,7%)	
2-3	83 (48%)	73 (51,4%)	10 (32,3%)	0.053
Complicaciones Inmediatas				
SI	6 (3,5%)	5 (3,5%)	1 (3,2%)	
NO	167 (96,5%)	137 (96,5%)	30 (96,8%)	0.999
Complicaciones tardias				
SI	8 (6,2%)	6 (5,5%)	2 (10%)	
NO	121 (93,8%)	103 (94,5%)	18 (90%)	0.609
Resultado final				
Ablación	116 (67,1%)	94 (66,2%)	22 (71%)	
No Ablación	57 (32,9%)	48 (33,8%)	9 (29%)	0.609

De forma global estos resultados nos indican que ambas poblaciones, los tratados con RF y los tratados con MW, son similares a pesar de haber diferencias estadísticas en edad.

En cuanto a los datos de la intervención también ambas poblaciones son similares. Hay diferencias en cuanto al tipo de anestesia con la que se llevó a cabo las ablaciones. En los tratados con RF: 18 (12,7%) fueron anestesia general y 124 (87,3%) anestesia epidural. Los tratados con MW: 10 (32,3%) anestesia general y 21 (67,7%) anestesia epidural. P-valor= 0.007 (Figura 26).

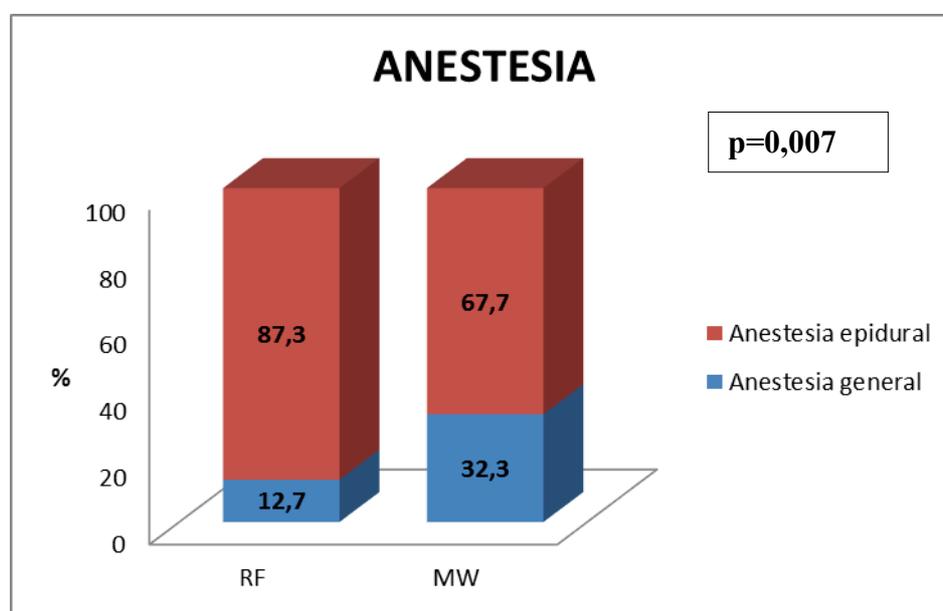


Figura 26. Tipo de anestesia en función de la Energía empleada.

El método de guiado ha mostrado diferencias estadísticas entre ambas poblaciones. En los tratados con RF: 133 (93,7%) la guía fue la ecografía y 9 (6,3%) la TC. Los tratados con MW: 25 (80,6%) la guía fue la ecografía y 6 (19,4%) la TC. P-valor = 0.031

El tiempo que dura el tratamiento mediante RF se confirmó que es mayor que mediante la ablación con MW tomando como corte los 10 minutos. Los pacientes tratados con RF en menos ó igual a 10 minutos sólo fueron 7 (4,9%) por 135 (95,1%) en los que el tiempo de la sesión duró más de 10 minutos. En cambio el tiempo se reduce de forma significativa en el tratamiento con MW.

De los 31 tratamientos con MW, 26 (83,9%) tuvieron un tiempo de sesión menor a los 10 minutos, por el contrario 5 (16,1%) pasaron de los 10 minutos de sesión. P-valor <0.001 (Figura 27).

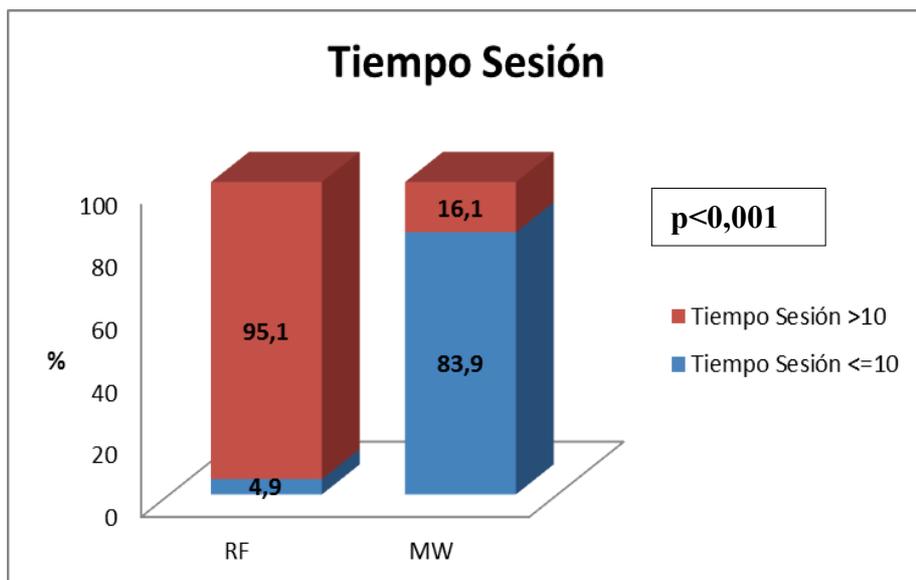


Figura 27. Tiempo de sesión en función de la Energía empleada.

También se encontraron diferencias significativas en el número de sesiones necesarias para tratar la lesión. 73 de las intervenciones con RF (51,4%) necesitaron 2 ó 3 sesiones por tan sólo 10 intervenciones con MW (32,3%). En cambio se trataron en una sola sesión 21 de las intervenciones con MW (67,7%) por 69 de las intervenciones con RF (48,6%). P-valor = 0.053 (Figura 28).

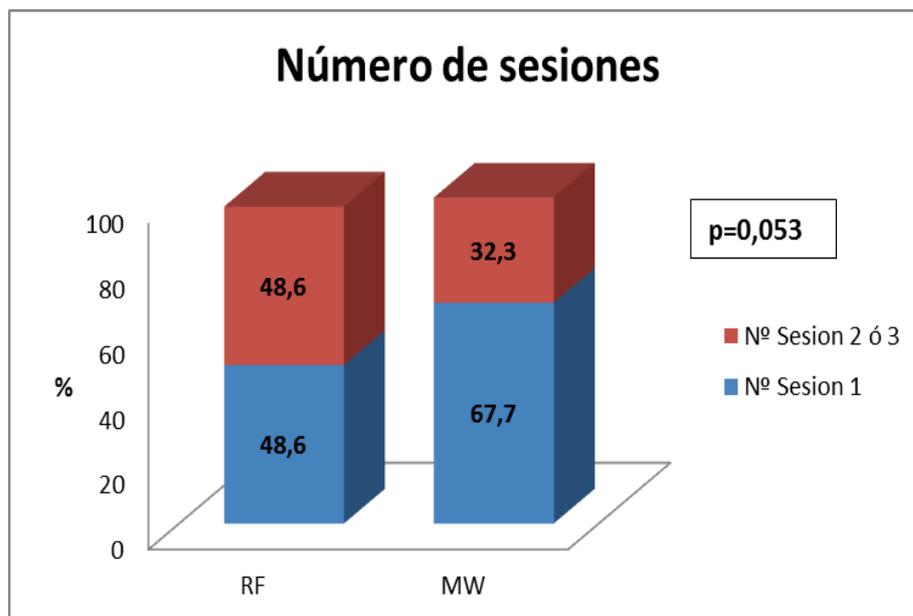


Figura 28: Número de sesiones en función de la Energía empleada.

Complicaciones: No hubo diferencias significativas en las complicaciones que aparecieron durante el procedimiento o inmediatamente después (complicaciones inmediatas) ni en las complicaciones tardías entre las intervenciones de RF y de MW.

El 96,5% de las RF (137) y el 96,8% (30) de las MW no presentaron ninguna complicación inmediata. El 94,5% de las RF y el 90% de las MW no mostraron complicaciones tardías.

En nuestro estudio no se encontraron mejores resultados finales (ablación completa al final del seguimiento) entre los tratados con una energía u otra. Se obtuvo la ablación completa

de la lesión al final del seguimiento en el 66,2% de las intervenciones de RF y en el 71% de las intervenciones de MW. P-valor =0.609

6.5.2. Analisis en función del resultado final (ablación/ no ablación)

No encontramos diferencias en el resultado final en función de la edad, sexo, índice de Charlson, riesgo quirúrgico, riñón tratado, localización dentro del riñón (polo inf, med o sup), exofítico/endofítico, riñón derecho o izquierdo, anatomía patológica de la lesión, afectación de ambos riñones, metástasis (enfermedad diseminada). $P>0.05$ (Tabla 11 y 12).

En cambio si encontramos diferencias en cuanto a resultado final en función de si la lesión a tratar se localiza anterior o posterior. De 53 intervenciones sobre tumores renales en localización anterior, en 26 se consigue ablación completa (49,1%). En cambio de 119 intervenciones sobre tumores renales en localización posterior, en 89 se consigue ablación completa (74,8%). $P<0.001$

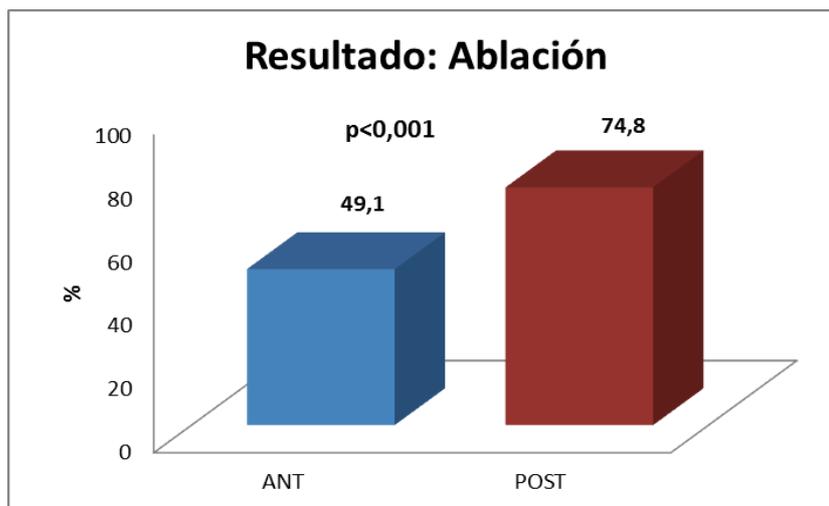


Figura 29. Porcentaje de ablaciones completas según localización anterior o posterior.

De 5 intervenciones en pacientes en diálisis en 4 no se obtuvo ablación completa. P-valor = 0.041

También hubo diferencias significativas en el tamaño de la lesión tratada. Se consigue la ablación completa y por tanto un resultado óptimo en lesiones con una mediana de 2,5 cm rango intercuartílico [2-3] por el contrario la mediana de tamaño en las que no se consigue la ablación completa es de 3 cm. Rango intercuartílico [2,6-3,3] P-valor= 0.001 (Figura 30).

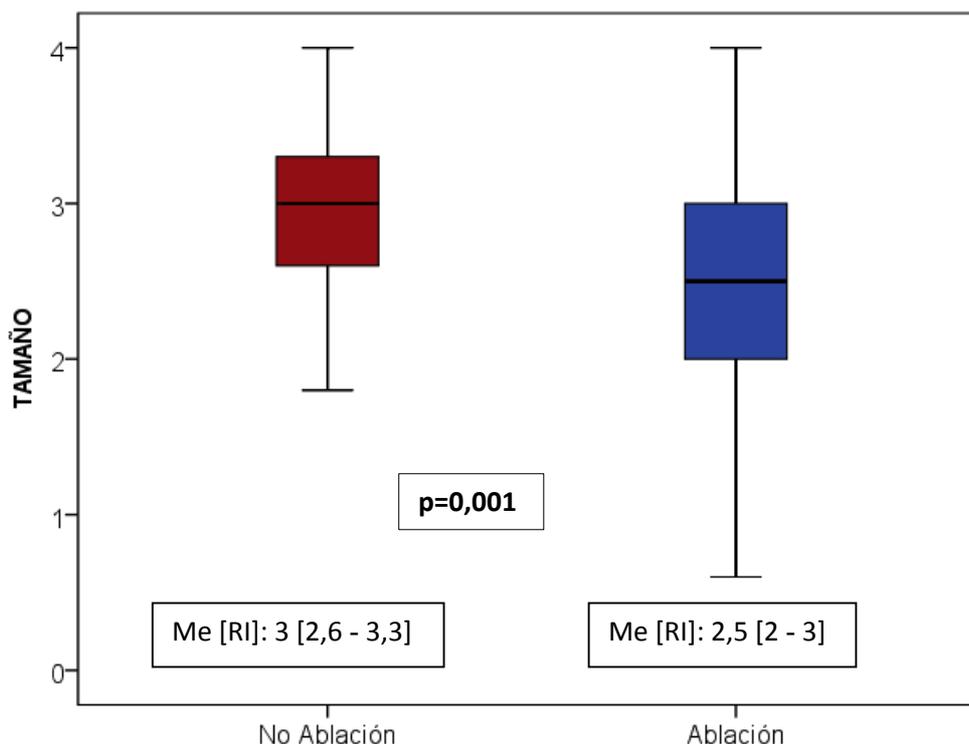


Figura 30. Tamaño tumoral en relación con el resultado final.

Encontramos diferencias significativas en cuanto al índice renal y el resultado final, observando mejores resultados (ablación completa al final del seguimiento) a menor índice renal. Las intervenciones con ablación completa al final del seguimiento tienen un índice renal de 6 mediana (rango intercuartilico [5-8]), en cambio las que fueron ablaciones incompletas/recidiva tienen un índice renal de 8 de mediana, (rango intercuartilico [6-9]). P-valor<0.001 (Figura 31).

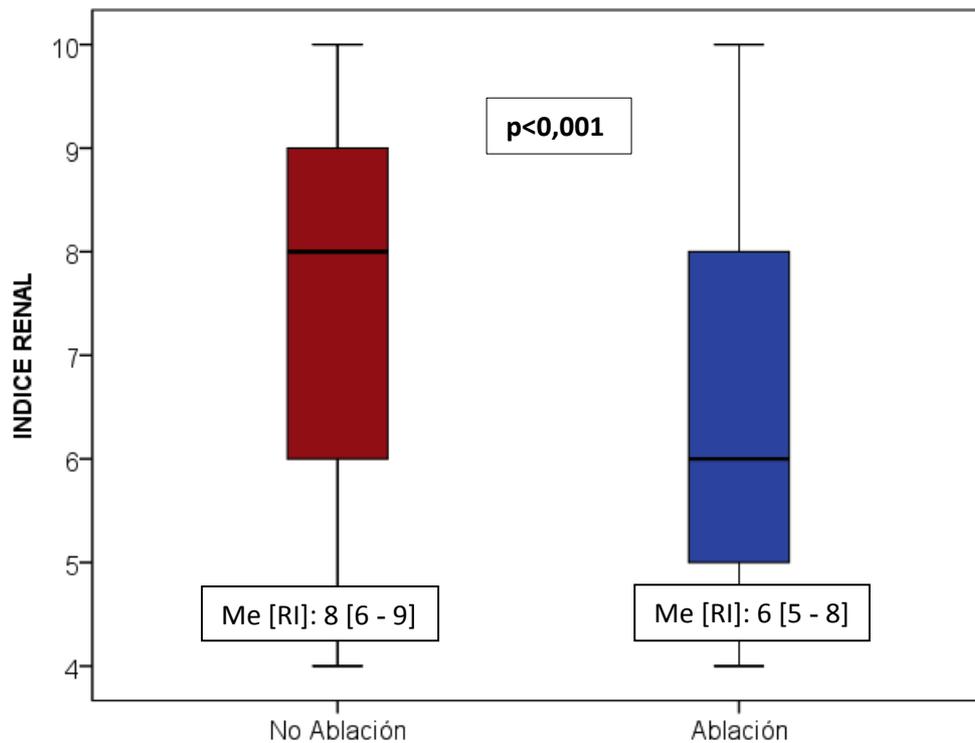


Figura 31. Índice renal en relación con el resultado final.

En cuanto a los datos de la intervención tanto los pacientes tratados bajo anestesia general como bajo anestesia epidural no presentaron diferencias significativas en el resultado final. P-valor = 0.223.

Tampoco Hubo diferencias en cuando al método de guiado utilizado (ecografía o TC). P-valor =0.258

Encontramos diferencias estadísticamente significativas con el tiempo que dura la sesión, obteniendo más ablaciones completas cuando es menor de 10 min (p-valor=0,045) (Figura 32).

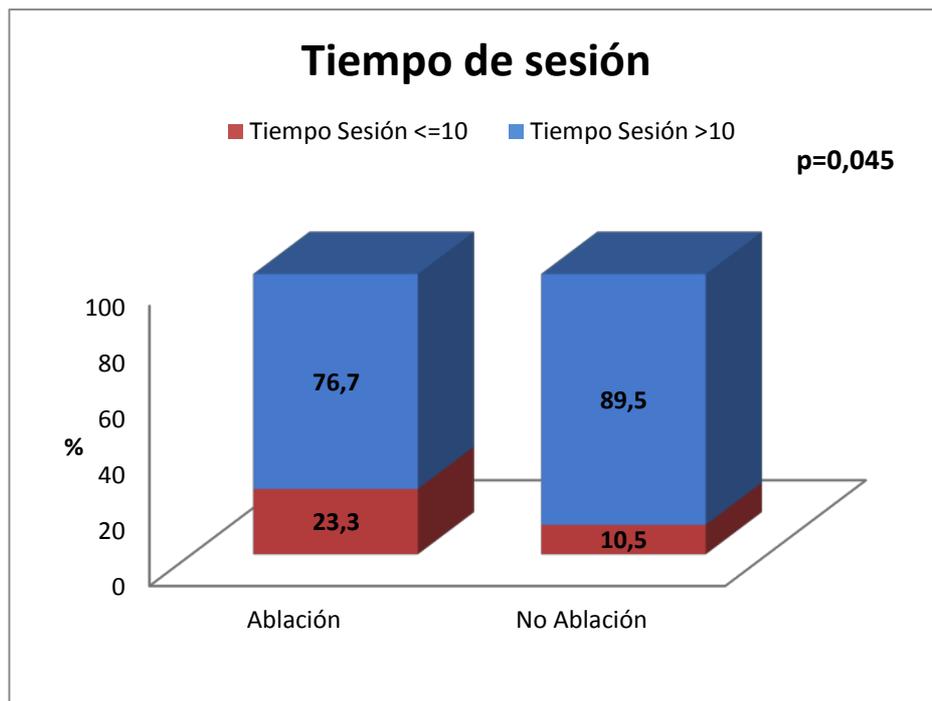


Figura 32. Tiempo de sesión en relación con el resultado final.

También existen diferencias significativas en el resultado final en relación con el número de sesiones. De las 116 ablaciones completas que se lograron conseguir, 73 fueron en una única sesión (62,9%) frente a 43 ablaciones que se consiguieron en 2 ó 3 sesiones (37,1%). P-valor<0.001 (Figura 33).

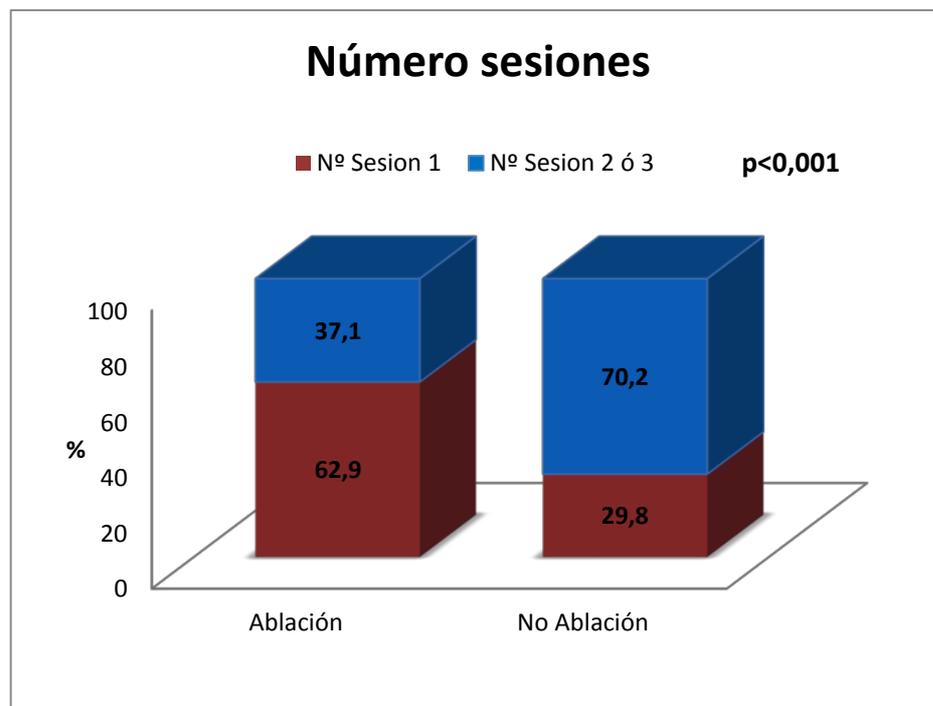


Figura 33. Número de sesiones en relación con el resultado final.

Tabla 11. Distribución de variables poblacionales en función del resultado final.

	TOTAL N = 173	Ablación N = 116	No Ablación N = 57	p
Edad	64,47 ± 13,35	63,70±14,39	66,61 ±9,80	0,218
Sexo				
Hombre	83 (70,9%)	59 (68,6%)	24 (77,4%)	
Mujer	34 (29,1%)	27 (31,4%)	7 (22,6%)	0,354
Índice de Charlson				
0	31 (26,5%)	20 (23,3%)	11 (35,1%)	
1	10 (8,5%)	5 (5,8%)	5 (16,1%)	
2	17 (14,5%)	13 (15,1%)	4 (12,9%)	
>=3	59 (50,4%)	48 (55,8%)	11 (35,5%)	0,104
Riesgo quirúrgico				
Alto	81 (46,8%)	55 (47,4%)	26 (45,6%)	
Bajo	92 (53,2%)	61 (52,6%)	31 (54,4%)	0,824
Dialisis				
Si	5 (2,9%)	1 (0,9%)	4 (7%)	
No	168 (97,1%)	115 (99,1%)	53 (93%)	0,041
Bilateral				
Si	36 (20,8%)	20 (17,2%)	16 (28,1%)	
No	137 (79,2%)	96 (82,8%)	41 (71,9%)	0,099
Riñón unico				
Si	29 (16,8%)	16 (13,8%)	13 (22,8%)	
No	144 (83,2%)	100 (86,2%)	44 (77,2%)	0,136
Metástasis				
Si	14 (8,1%)	6 (5,2%)	8 (14%)	
No	159 (91,4%)	110 (94,8%)	49 (86%)	0,071
Anestesia				
General	28 (16,2%)	16 (13,8%)	12 (21,1%)	
Epidural	145 (83,6%)	100 (86,2%)	45 (78,9%)	0,223
Riñón				
Derecho	90 (52,3%)	61 (53%)	29 (50,9%)	
Izquierdo	82 (47,7%)	54 (47%)	28 (49,1%)	0,789
Tamaño (cm) Mediana [RI]	2,6 [2- 3]	2,5 [2 - 3]	3 [2,6 - 3,3]	0,001
Índice Renal Mediana [RI]	7 [5- 8]	6 [5 - 8]	8 [6 - 9]	0,001
Riñón				
Endo	58 (33,7%)	35 (30,4%)	23 (40,4%)	
Exo	114 (66,3%)	80 (69,6%)	34 (59,6%)	0,195

Tabla 12. Distribución de variables procedimentales en función del resultado final.

	TOTAL N = 173	Ablación N = 116	No Ablación N = 57	p
Riñón				
ANT	53 (30,8%)	26 (22,6%)	27 (47,4%)	0,001
POLO				
INF	44 (25,4%)	32 (27,6%)	12 (21,1%)	
MED	85 (49,1%)	58 (50%)	27 (47,4%)	
SUP	44 (25,4%)	26 (22,4%)	18 (31,6%)	0,376
Anatomía patológica				
Carcinoma	98 (63,2%)	62 (59%)	36 (72%)	
Metástasis	5 (3,2%)	3 (2,9%)	2 (4%)	
No Malignidad	52 (33,5%)	40 (38,1%)	12 (24%)	0,184
Guiado				
ECO	158 (91,3%)	108 (93,1%)	50 (87,7%)	
TC	15 (8,7%)	8 (6,9%)	7 (12,3%)	0,258
Tiempo de sesión				
<=10 min	33 (19,1%)	27 (23,3%)	6 (10,5)	
>10 min	140 (80,9%)	89 (76,7%)	51 (89,5%)	0,045
Número de sesiones				
1	90 (52%)	73 (62,9%)	17 (29,8%)	
2-3	83 (48%)	43 (37,1%)	40 (70,2%)	<0.001
Complicaciones Inmediatas				
SI	6 (3,5%)	4 (3,4%)	2 (3,5%)	
NO	167 (96,5%)	112 (96,6%)	55 (96,5%)	0.999
Complicaciones tardías				
SI	8 (6,2%)	5 (5,3%)	3 (8,6%)	
NO	121 (93,8%)	89 (94,7%)	32 (91,4%)	0,682

6.5.3. Análisis en función de las complicaciones

No se encontraron más complicaciones ni en las intervenciones en las que se obtuvo la ablación completa ni en las que no se obtuvo. Lo mismo para complicaciones inmediatas o tardías.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al índice renal y los casos que presentaron complicaciones. De forma global (complicaciones inmediatas y tardías), las intervenciones que no presentaron complicaciones presentaron un índice renal de 7 de mediana (rango intercuartílico [5-8]) y las intervenciones con complicaciones el índice renal tuvo una mediana de 8 (rango intercuartílico [6-9]). P-valor = 0.331

Tampoco encontramos diferencias si lo separamos en complicaciones inmediatas y tardías.

Las intervenciones que no presentaron complicaciones inmediatas, el índice renal es de 7 de mediana (rango intercuartílico [5-8]) y las intervenciones que presentaron complicaciones inmediatas de 8,50 (rango intercuartílico [6,50-9]), P-valor = 0,283

Las intervenciones que no presentaron complicaciones tardías, el índice renal es de 6 de mediana (rango intercuartílico [5-8]) y las intervenciones que presentaron complicaciones tardías es de 7,00 (rango intercuartílico [6-8,50]) . P-valor = 0,385.

A pesar de no observar diferencias significativas de las complicaciones en función del índice renal si observamos diferencias estadísticamente significativas de las complicaciones en función del tamaño de la lesión a tratar.

En nuestra serie observamos que las intervenciones sin complicaciones (162) presentaron un tamaño de 2,6 cm de mediana [2-3] rango intercuartilico por 3 cm de mediana y [2,75-3,55] rango intercuartilico de las intervenciones que presentaron complicaciones (11). P-valor = 0,030. (Figura 34).

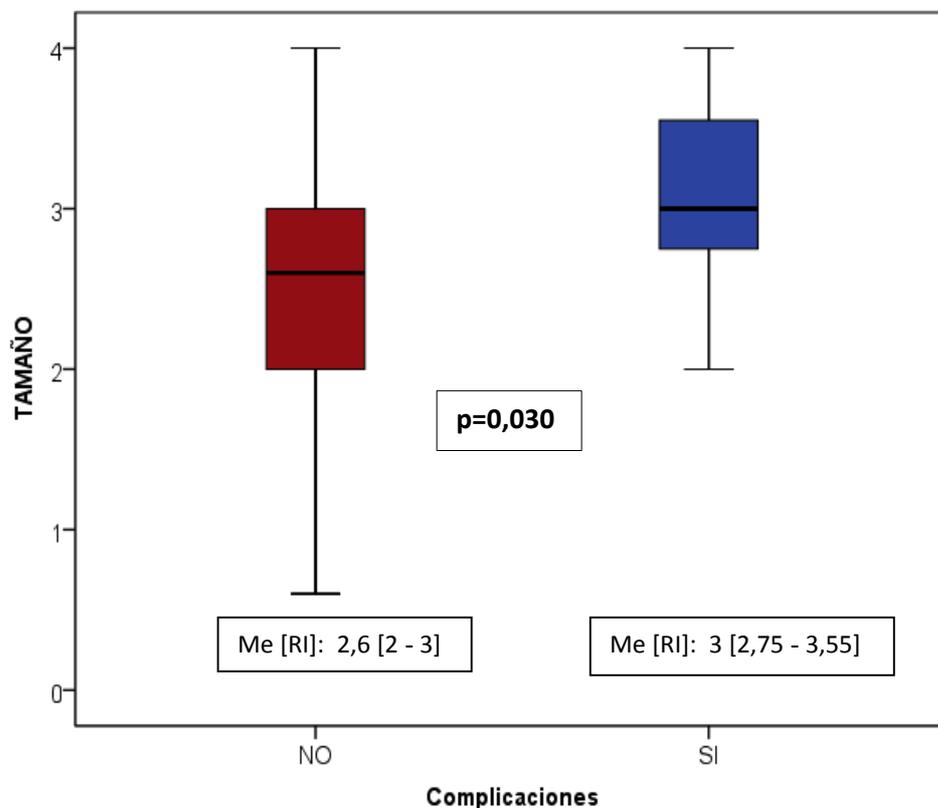


Figura 34. Distribución del tamaño tumoral en función de las complicaciones.

No encontramos diferencias significativas en cuando a las complicaciones con el resto de variables de localización tumoral: Anterior / posterior, exofítico / endofítico, Polo inferior / medio / superior, riñón derecho / izquierdo. Probablemente por el escaso número de complicaciones de nuestra serie. No obstante destaca muy cerca de la significación estadística que de 53 tumores tratados en localización anterior, encontramos 6 complicaciones por tan sólo 4 complicaciones de 119 tumores tratados en localización posterior. P-valor= 0,071. (Tabla 13).

Tabla 13. Distribución de variables en función de las complicaciones.

	TOTAL N = 173	Complicaciones N = 11	No Complicaciones N = 162	p
Tamaño (cm) Mediana [RI]	2,6 [2- 3]	3 [2,75-3,55]	2,6 [2 - 3]	0.030
Riñón				
Derecho	90 (52,3%)	7 (70%)	83 (51,2%)	
Izquierdo	82 (47,7%)	3 (30%)	79 (48,8%)	0.335
Índice Renal Mediana [RI]	7 [5- 8]	8 [6- 9]	7 [5 - 8]	0.331
Riñón				
Endo	58 (33,7%)	2 (20%)	56 (34,6%)	
Exo	114 (66,3%)	8 (80%)	106 (65,4%)	0.498
Riñón				
POST	119 (69,2%)	4 (40%)	115 (71%)	
ANT	53 (30,8%)	6 (60%)	47 (29%)	0.071
POLO				
INF	44 (25,4%)	3 (27,3%)	41 (25,3%)	
MED	85 (49,1%)	4 (6,4%)	81 (50%)	
SUP	44 (25,4%)	4 (36,4%)	40 (24,7%)	0.607

6.5.4. Estudio multivariable

En el análisis univariante, localización POST, tamaño tumor, tiempo sesión, número de sesiones e Índice renal fueron predictores significantes de Resultado final Ablación. Estos factores fueron introducidos en un modelo multivariante de regresión logística por pasos hacia atrás como variables independientes. Los resultados mostraron que localización POST (OR=2,31, 95% IC= 1,10 - 4,85, p=0,026), 1 sesión (OR=3,44, 95% IC= 1,69 - 7,02, p=0,001), Índice renal 4-6 (OR=2,47, 95% IC= 1,19- 5,14, p=0,016) fueron predictores independientes de resultado final Ablación.

El test de bondad de ajuste de Hosmer- Lemeshow mostró un p-valor de 0.678, el área bajo la curva fue de 0,754 (95% IC= 0,68 - 0,83) (Tabla 14).

Tabla 14. Análisis multivariable.

	OR	85% IC	p
Localización POST	2,31	1,10 - 4,85	0.026
1 sesión	3,44	1,69 - 7,02	0.001
Índice Renal 4-6	2,47	1,19 - 5,14	0.016

6.5.5. Resultados de las intervenciones realizadas con radiofrecuencia

Se realizaron 142 intervenciones mediante radiofrecuencia (RF).

Anatomía patológica: se trataron 81 carcinomas, 5 metástasis y 42 lesiones con resultado de lesión benigna. En 14 intervenciones la muestra aportada no fue suficiente para dar un diagnóstico.

De 142 intervenciones hubo 9 complicaciones: 2 tipo I, 4 tipo 3a, 3 tipo 3b de la clasificación de Clavien-Dindo. 7 casos precisaron intervención quirúrgica posterior por complicaciones o para completar el tratamiento.

No hubo diferencias significativas en el resultado final en cuanto a la edad de los pacientes, el sexo, el índice de Charlson, el riesgo quirúrgico, la anatomía patológica, lesiones bilaterales, monorrenos. Tipo de anestesia, guiado con ECO o TC, Tampoco hubo diferencias en el En los tumores exofíticos y por tanto más fáciles de localizar y tratar se obtuvo un 69,5 % de ablaciones completas por un 58,7% de los endofíticos, diferencias

importantes pero que no son significativas estadísticamente en nuestro estudio (Tabla 15 y 16).

En cuanto al polo renal, los tumores localizados en el polo renal inferior se consiguió un 75,7 % de ablaciones completas, los localizados en el segmento medio 65,8% y los localizados en el polo superior un 56,3% de ablaciones completas. Con resultado muy cercano a la significación estadística $P=0.234$. Estos resultados son compatibles con nuestra experiencia clínica ya que cuanto más cerca del polo superior se localiza un tumor más difícil se accede a él debido a tener peor ventana de forma percutánea por la parrilla costal.

Los tumores localizados posteriormente son tratados con éxito (ablación completa) en el 72,7% de los casos mediante RF por tan sólo el 50% de los localizados en posición anterior. $P=0,009$ (Figura 35).

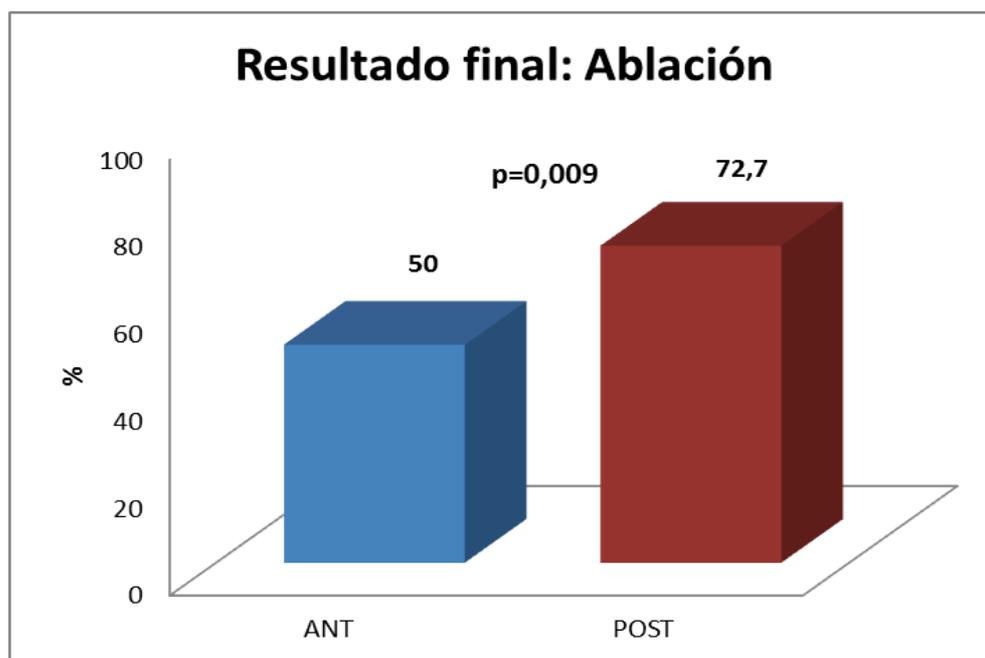


Figura 35. Porcentaje de ablaciones completas según localización anterior o posterior en la población tratada con RF.

A mayor tamaño peores resultados en tratamiento con RF, en tumores <2 cm tuvimos un 88,9% de ablaciones completas, porcentaje que disminuye al 75% en tumores de 2-3 cm y que sigue disminuyendo hasta el 44,4% en tumores entre 3-4 cm. $P < 0.001$. (Figura 36).

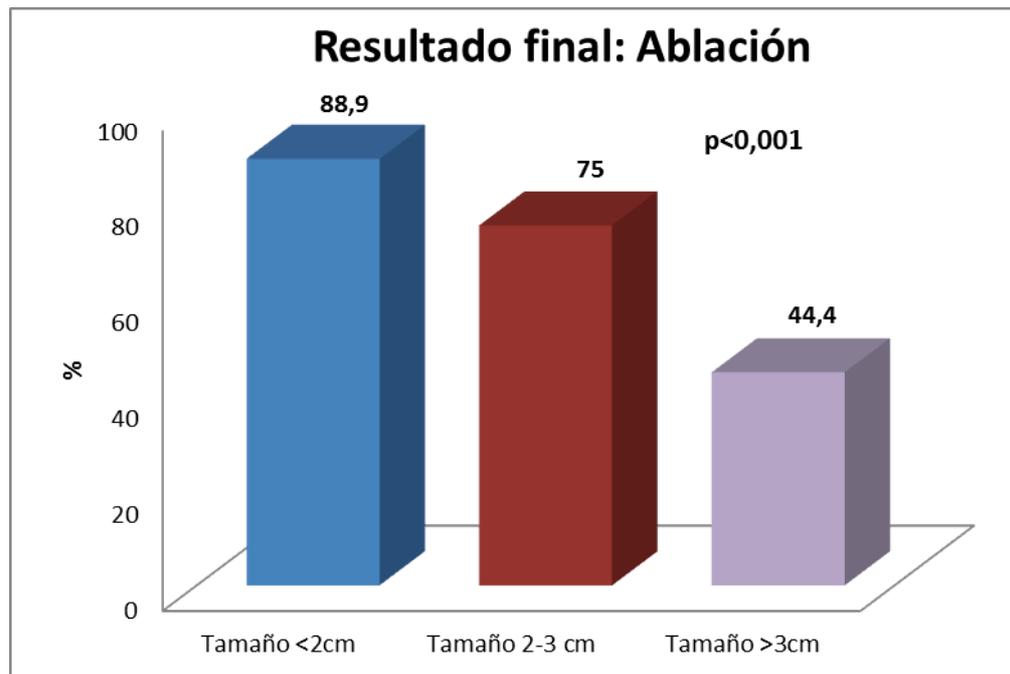


Figura 36. Porcentaje de ablaciones completas según el tamaño tumoral en la población tratada con RF.

Los tumores tratados con éxito presentaron 2,4 cm[1,90-3] de mediana y RI; Los que presentaron ablaciones incompletas 3 cm [2,60-3,30] de mediana y RI. Diferencias estadísticamente significativas. $P<0.001$. (Figura 37).

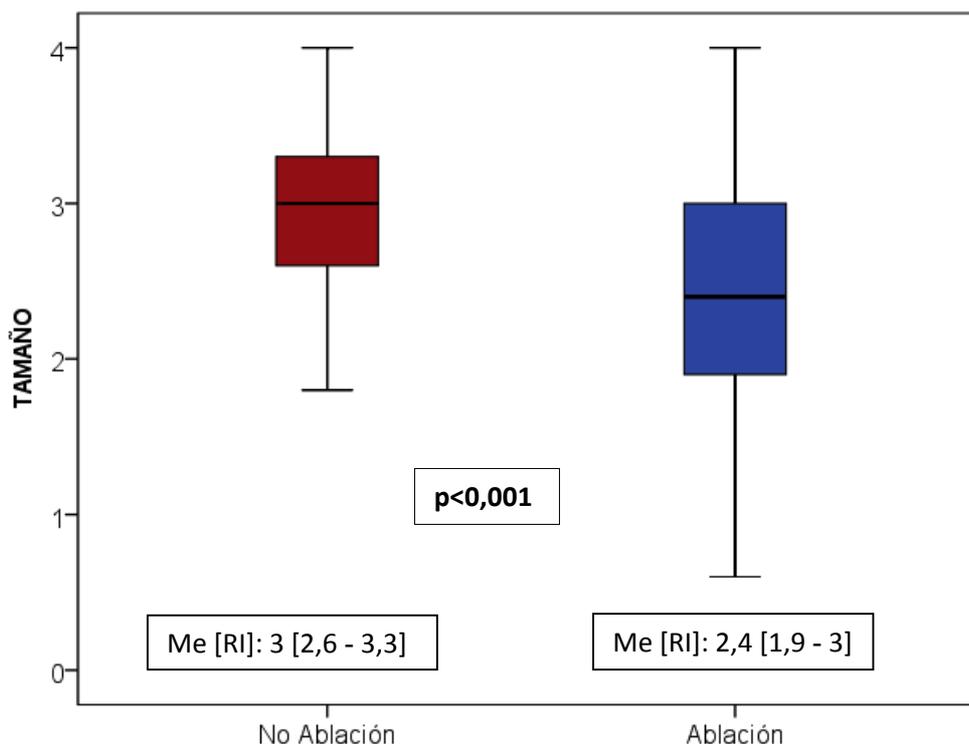


Figura 37. Tamaño tumoral en función del resultado final en la población tratada con RF.

Sólo 7 tumores (4,9%) se trataron en menos de 10 minutos con un 100% de ablaciones completas, por otro lado 87 tumores se tratan en más de 10 minutos de sesión con un 64,4% de ablaciones completas. Resultado estadísticamente no significativo: $P=0.095$. A pesar de ello apoya nuestros resultados previamente descritos de que a menor tiempo de sesión mejores resultados y que con RF es muy difícil tratarlos en menos de 10 minutos (Figura 38).

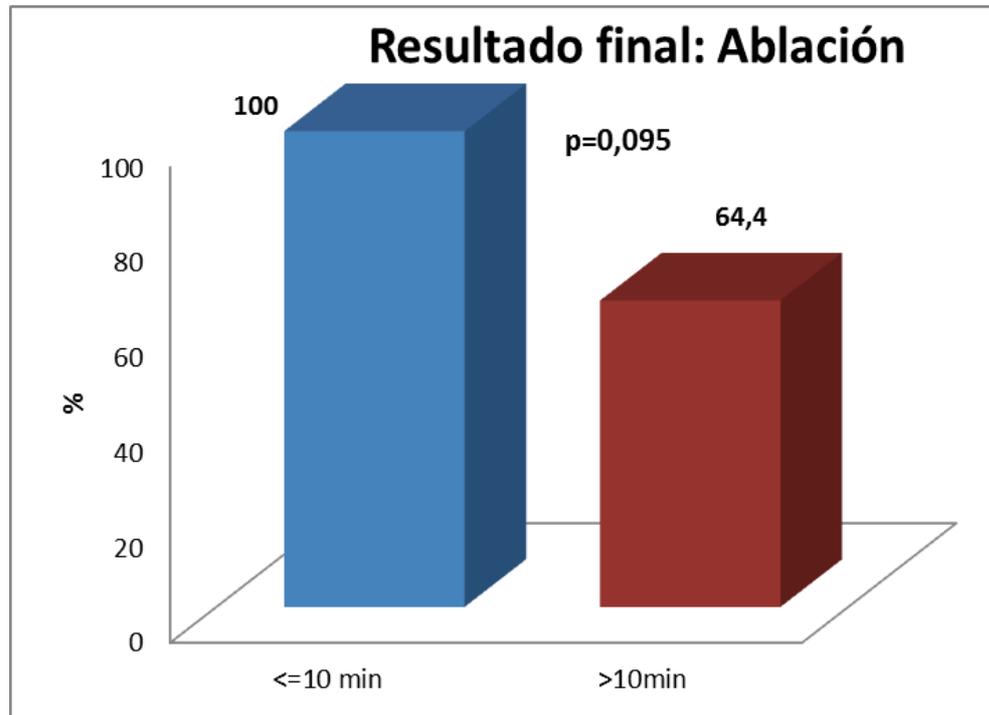


Figura 38. Porcentaje de ablaciones completas según tiempo de sesión en la población tratada con RF.

En una sola sesión de RF se consigue un 84,1% de éxito terapéutico (58/69) y en los casos de 2 ó 3 sesiones de RF se consigue un 49,3% de éxito (36/73). $P < 0.001$ (Figura 39).

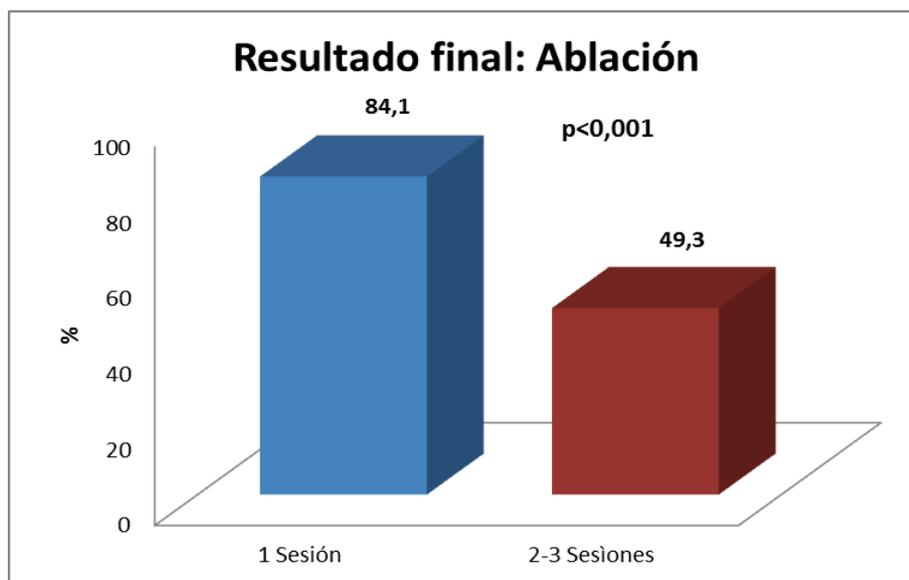


Figura 39. Porcentaje de ablaciones completas según el número de sesiones en la población tratada con RF.

El índice renal una vez más en nuestro estudio ha demostrado ser una buena clasificación para valorar las tumoraciones a tratar. Las lesiones tratadas con éxito presentaron un índice renal de 6 [5-8] mediana y RI en cambio las lesiones tratadas de forma parcial (ablación no completa) presentaron 8 [7-9]. $P<0.001$. (Figura 40).

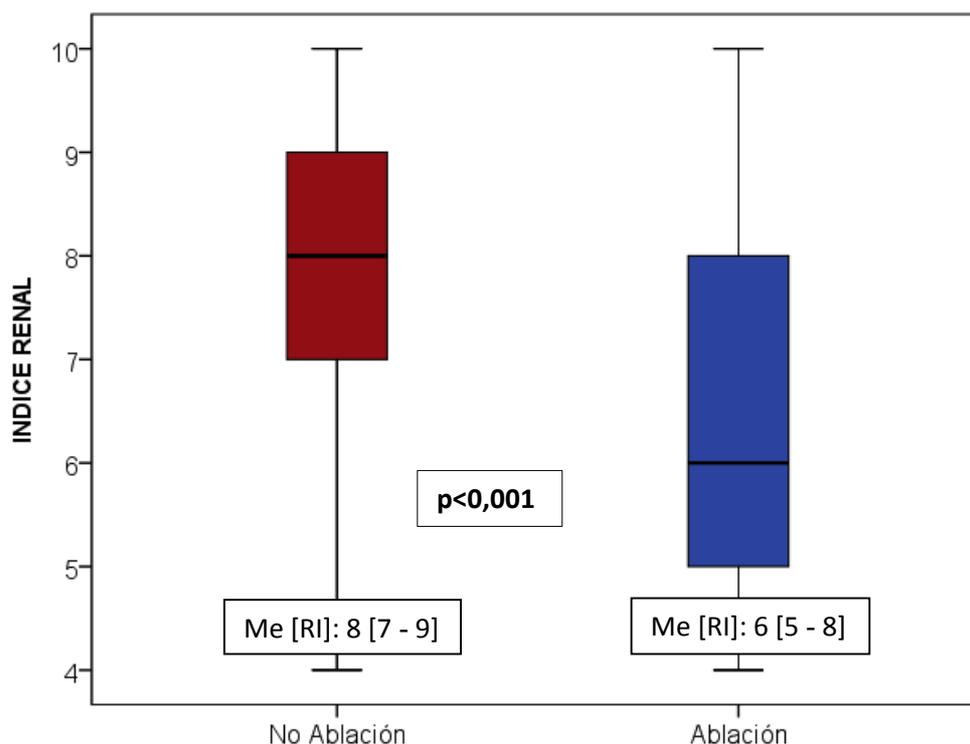


Figura 40. Porcentaje de ablaciones completas según el índice renal en la población tratada con RF.

Los resultados de la radiofrecuencia en relación con las complicaciones siguen apuntando que a mayor índice renal mayor riesgo de complicaciones: 8 [6-9] mediana y RI de índice renal en los casos de complicaciones, en lugar de 7 [5-8] de mediana y RI en los casos que no presentaron complicaciones, resultados estadísticamente no significativos en este caso. $P=0.158$.

En nuestra serie un 11,9 % de los tumores de localización anterior presentaron complicaciones. Los localizados posteriormente sólo un 3% tuvo complicaciones.

También el polo influye en las complicaciones, a mayor proximidad del tumor al polo superior más complicaciones: 2,7% de complicaciones en polo inferior, 5,5 % de complicaciones en tercio medio, 12,5 % de complicaciones en el polo superior. P=0.276.

Por último el tamaño de los tumores que presentaron complicaciones fue de 3 cm [2,6- 3] de mediana y RI por 2,6 cm [2-3] cm de mediana y RI de los que no presentaron complicaciones. P=0.099. (Tabla 17).

Tabla 15. Distribución de las variables poblacionales en función del resultado final en la población tratada con RF.

	TOTAL N = 142	Ablación N = 94	No Ablación N = 48	p
Edad	61,45± 14,4	61,66 ± 14,48	64,64 ±9,57	0.391
Sexo				
Hombre	73 (100%)	53 (72,6%)	20 (27,4%)	
Mujer	25 (100%)	20 (80%)	5 (20%)	0.464
Índice de Charlson				
0	29 (100%)	19 (65,5%)	10 (34,5%)	
1	9 (100%)	5 (55,6%)	4 (44,4%)	
2	15 (100%)	12 (80%)	3 (20%)	
>=3	45 (100%)	37 (82,2%)	8 (17,8%)	0.202
Riesgo quirúrgico				
Alto	63 (100%)	42 (66,7%)	21 (33,3%)	
Bajo	79 (100%)	52 (65,8%)	27 (34,2%)	0.916
Dialisis				
No	137 (96,5%)	93 (98,8%)	44 (91,7%)	0.045
Bilateral				
Si	29 (100%)	16 (55,2%)	13 (44,8%)	
No	113 (100%)	78 (69%)	35 (31%)	0.159
Riñón unico				
Si	24 (100%)	12 (50%)	12 (50%)	
No	118 (100%)	82 (69,5%)	36 (30,5%)	0.066
Metástasis				
Si	12 (100%)	5 (41,7%)	7 (58,3%)	
No	130 (100%)	89 (68,5%)	41 (31,5%)	0.106
Tamaño (cm) Mediana [RI]	2,6 [2- 3]	2,4 [1,9 - 3]	3 [2,6 - 3,3]	0.001
Riñón				
Derecho	74 (100%)	48 (64,9%)	26 (35,1%)	
Izquierdo	67 (100%)	45 (67,2%)	22 (32,8%)	0.774
Anatomía patológica				
Carcinoma	81 (100%)	50 (61,7%)	31 (38,3%)	
Metástasis	5 (100%)	3 (60%)	2 (40%)	
No Malignidad	42 (100%)	32 (76,2%)	10 (23,8%)	0.222

Tabla 16. Distribución de las variables procedimentales en función del resultado final en la población tratada con RF.

	TOTAL N = 142	Ablación N = 94	No Ablación N = 48	p
Índice Renal Mediana [RI]	7 [5- 8]	6 [5 - 8]	8 [7 - 9]	0.001
Riñón				
Endo	46 (100%)	27 (29%)	19 (39,6%)	
Exo	95 (100%)	66 (69,5%)	29 (30,5%)	0.205
Riñón				
POST	99 (100%)	72 (72,7%)	27 (27,3%)	
ANT	42 (100%)	21 (50%)	21 (50%)	0.009
POLO				
INF	37 (100%)	28 (75,7%)	9 (24,3%)	
MED	73 (100%)	48 (65,8%)	25 (34,2%)	
SUP	32 (100%)	18 (56,3%)	14 (43,8%)	0.234
Anestesia				
General	18 (100%)	11 (61,1%)	7 (38,9%)	
Epidural	124 (100%)	83 (66,9%)	41 (33,1%)	0,625
Guiado				
ECO	133 (100%)	89 (66,9%)	44 (33,1%)	
TC	9 (100%)	5 (55,6%)	4 (44,4%)	0,487
Tiempo de sesión				
<=10 min	7 (100%)	7 (100%)	0 (0%)	
>10 min	135 (100%)	87 (64,4%)	48 (35,6%)	0,095
Número de sesiones				
1	69 (100%)	58 (81,1%)	11 (15,9%)	
2-3	73 (100%)	36 (49,3%)	37 (50,7%)	0,001
Complicaciones Inmediatas				
SI	4 (100%)	4 (100%)	0 (0%)	
NO	138 (100%)	90 (65,2%)	48 (34,8%)	0,300
Complicaciones tardias				
SI	5 (100%)	3 (60%)	2 (40%)	
NO	104 (100%)	77 (74%)	27 (26%)	0,607

Tabla 17. Distribución de las variables en función de las complicaciones en la población tratada con RF.

	TOTAL N = 142	Complicaciones N = 9	No Complicaciones N = 133	p
Tamaño (cm) Mediana [RI]	2,6 [2- 3]	3 [2,6-3]	2,6 [2 – 3]	0.099
Riñón				
Derecho	74 (100%)	5 (6,8%)	69 (93,2%)	
Izquierdo	67 (100%)	3 (4,5%)	64 (95,5%)	0.721
Índice Renal Mediana [RI]	7 [5- 8]	8 [6- 9]	7 [5 – 8]	0.158
Riñón				
Endo	46 (100%)	2 (4,3%)	44 (95,7%)	
Exo	95 (100%)	6 (6,3%)	89 (93,7%)	0.999
Riñón				
POST	99 (100%)	3 (3%)	96 (97%)	
ANT	42 (100%)	5 (11,9%)	37 (88,1%)	0,051
POLO				
INF	37 (100%)	1 (2,7%)	36 (97,3%)	
MED	73 (100%)	4 (5,5%)	69 (94,5%)	
SUP	32 (100%)	4 (12,5%)	28 (87,5%)	0.276

6.5.6. Resultados de las intervenciones realizadas con microondas

Se realizaron 31 intervenciones mediante Microondas (MW).

Anatomía patológica: se trataron 17 carcinomas, y 10 lesiones con resultado de lesión tumoral no agresiva. En 4 intervenciones la muestra aportada no fue suficiente para dar un diagnóstico.

De 31 intervenciones hubo 2 complicaciones: una tipo 3a y una tipo 5 de la clasificación de Clavien-Dindo. Ningún caso precisó intervención quirúrgica posterior.

No hubo diferencias significativas en el resultado final en cuanto a la edad de los pacientes, el sexo, el índice de Charlson, el riesgo quirúrgico, la anatomía patológica, lesiones bilaterales, monorrenos. Tipo de anestesia, guiado con ECO o TC, riñón tratado, índice renal o número de sesiones de MW.

En los tumores exofíticos y por tanto más fáciles de localizar y tratar se obtuvo un 73,7 % de ablaciones completas por un 66,7% de los endofíticos, diferencias importantes pero que no son significativas estadísticamente en nuestro estudio.

En cuanto al polo renal, donde mejores resultados obtenemos mediante MW es en el tercio medio con un 83,3% de ablaciones completas. Los tumores localizados en el polo renal inferior 57,1 % de ablaciones completas y los localizados en el polo superior un 66,7% de ablaciones completas. $P=0.483$. (Tabla15).

Los tumores localizados posteriormente son tratados con éxito (ablación completa) en el 85,0% de los casos mediante MW por tan sólo el 45,5% de los localizados en posición anterior. $P=0.038$ (Figura 41).

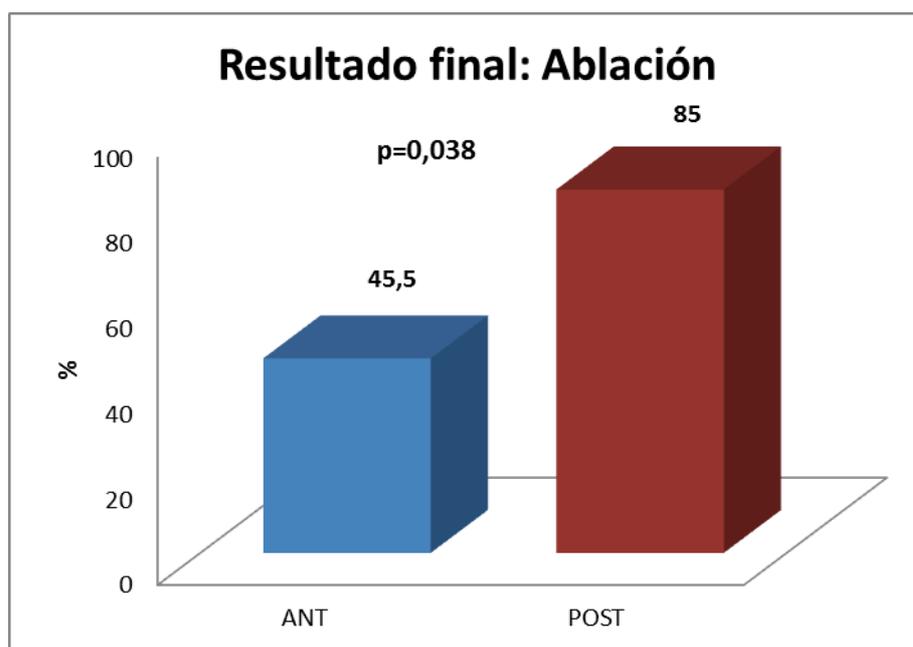


Figura 41. Porcentaje de ablaciones completas según localización anterior o posterior en la población tratada con MW.

En el caso de las MW no se cumple que a mayor tamaño peores resultados, como en el tratamiento con RF, en tumores <2cm tuvimos un 40 % de ablaciones completas, 90,9 % en tumores de 2-3cm y 66,7 % en tumores entre 3-4 cm. Resultados muy cercanos a la significación estadística $P= 0.077$.

Los tumores tratados con éxito presentaron un tamaño de 2,65 cm[2,5- 3,40] mediana y RI. Los que presentaron ablaciones incompletas 3 [1,5 – 3,60]cm mediana y RI. Diferencias no significativas (Tabla 18 y 19).

26 tumores (83,9%) se trataron en menos de 10 minutos (recordar que con RF sólo el 4,9% se trataron en menos de 10 minutos) con un 76,9% de ablaciones completas, por otro lado 5 tumores se trataron en más de 10 minutos de sesión con un 40% de ablaciones completas. P=0.131. Resultado que apoya nuestros resultados previamente descritos de que a menor tiempo de sesión mejores resultados.

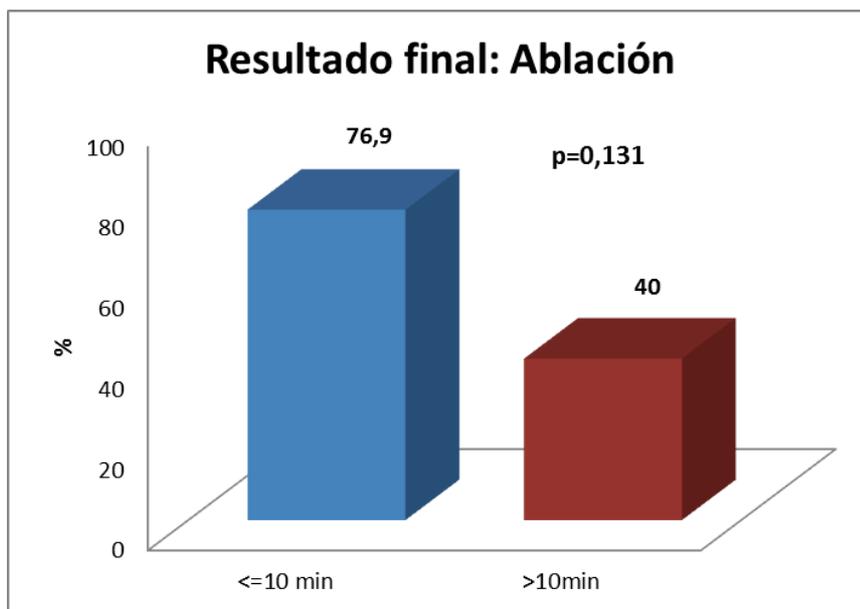


Figura 42. Porcentaje de ablaciones completas según el tiempo de sesión en la población tratada con MW.

Los 2 casos de complicaciones en ablación con Microondas fueron en carcinomas renales y ocurrieron curiosamente en lesiones localizadas en el polo inferior del riñón derecho, localización a priori favorable para la ablación percutánea.

Por último el tamaño de los tumores que presentaron complicaciones fue de 3,55 [3,40-3,70]cm de mediana y RI, por el contrario, el tamaño de los tumores que no presentaron complicaciones fue de 2,60 [2-3,3] cm de mediana y RI. P=0.106.

Tabla 18. Distribución de las variables en función del resultado final en la población tratada con MW.

	TOTAL N = 31	Ablación N = 22	No Ablación N = 9	p
Edad	69,68± 14,38	76,46 ± 9,38	74,83 ± 5,95	0.748
Sexo				
Hombre	10 (100%)	6 (60%)	4 (40%)	
Mujer	9 (100%)	7 (77,8%)	2 (22,2%)	0.628
Índice de Charlson				
0	2 (100%)	1 (50%)	1 (50%)	
1	1 (100%)	0 (0%)	1 (100%)	
2	2 (100%)	1 (50%)	1 (50%)	
>=3	14 (100%)	11 (79,6%)	3 (21,4%)	0.225
Riesgo quirúrgico				
Alto	18 (100%)	13 (72,2%)	5 (27,8%)	
Bajo	13 (100%)	9 (69,2%)	4 (30,8%)	0.999
Anatomía patológica				
Carcinoma	17 (100%)	12 (70,6%)	5 (29,4%)	
No Malignidad	10 (100%)	8 (80%)	2 (20%)	0.678
Bilateral				
Si	7 (100%)	4 (57,1%)	3 (42,9%)	
No	24 (100%)	18 (75%)	6 (25%)	0.384
Riñón unico				
Si	5 (100%)	4 (80%)	1 (20%)	
No	26 (100%)	18 (69,2%)	8 (30,8%)	0.999

Tabla 19. Distribución de las variables en función del resultado final en la población tratada con MW.

	TOTAL N = 31	Ablación N = 22	No Ablación N = 9	p
Metástasis				
Si	2 (100%)	1 (50%)	1 (50%)	
No	29 (100%)	21 (72,4%)	8 (27,6%)	0.503
Anestesia				
General	10 (100%)	5 (50%)	5 (50%)	
Epidural	21 (100%)	17 (81%)	4 (19%)	0,105
Tamaño (cm) Mediana [RI]	2,7 [2- 3,4]	2,65 [2,5 - 3,4]	3 [1,5 - 3,6]	0.861
Riñón				
Derecho	16 (100%)	13 (81,3%)	3 (18,8%)	
Izquierdo	15 (100%)	9 (60%)	6 (40%)	0.252
Índice Renal Mediana [RI]	6 [5- 7]	6,5 [5 - 7]	6 [5 - 7]	0.773
Riñón				
Endo	12 (100%)	8 (66,7%)	4 (33,3%)	
Exo	19 (100%)	14 (73,7%)	5 (26,3%)	0.704
Riñón				
POST	20 (100%)	17 (85%)	3 (15%)	
ANT	11 (100%)	5 (45,5%)	6 (54,5%)	0.038
POLO				
INF	7 (100%)	4 (57,1%)	3 (42,9%)	
MED	12 (100%)	10 (83,3%)	2 (16,7%)	
SUP	12 (100%)	8 (66,7%)	4 (33,3%)	0.483
Guiado				
ECO	25 (100%)	19 (76%)	6 (24%)	
TC	6 (100%)	3 (50%)	3 (50%)	0,320
Tiempo de sesión				
≤10 min	26 (100%)	20 (76,9%)	6 (23,1%)	
>10 min	5 (100%)	2 (40%)	3 (60%)	0,131
Número de sesiones				
1	21 (100%)	15 (71,4%)	6 (28,6%)	
2-3	10 (100%)	7 (70%)	3 (30%)	0,999
Complicaciones tardías				
SI	2 (100%)	1 (50%)	1 (50%)	
NO	18 (100%)	13 (72,2%)	5 (27,8%)	0,521

6.5.7. Otras asociaciones

Destaca tan sólo como significativo estadísticamente la asociación entre el tipo de anestesia y las complicaciones inmediatas siendo mayores en los procedimientos realizados bajo anestesia general, el 14,3% de ellas presentaron complicaciones. Por otro lado sólo el 1,4% de las intervenciones con anestesia epidural presentaron complicaciones inmediatas. P-valor=0.007 (Figura 43)

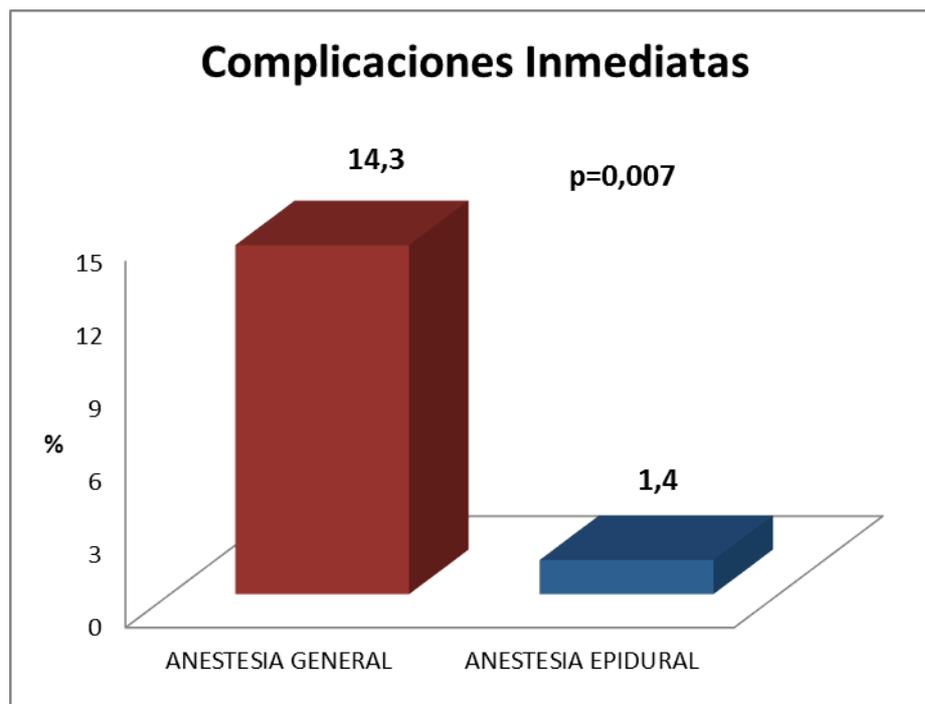


Figura 43. Porcentaje de complicaciones inmediatas en función del tipo de anestesia.

7. Discusión

Los hallazgos más relevantes, en definitiva, son que la ablación por MW es tan efectiva como la ablación por RF en cuanto a la tasa de ablación completa. Se necesita mayor número de intervenciones de MW para obtener más poder estadístico pero ya podemos demostrar superioridad de la ablación mediante MW frente a la RF en el tamaño de las lesiones a tratar (permite tratar con éxito tumores de mayor tamaño), el número de sesiones necesarias y el tiempo de sesión necesario para ello (menos sesiones y en menor tiempo cada sesión que mediante RF). Además en cuanto a las complicaciones, ambas técnicas ablativas percutáneas (RF y MW) han demostrado buenas tasas de ablación completa con escasa cantidad de complicaciones en tumores renales T1a.

Demostramos mayores tasas de ablación completa en: tumores de localización posterior, menores de 2,5 cm y con índice renal menor de 6. Los tumores de localización anterior, mayores de 3 cm y con índice renal mayor de 7 presentan peores resultados y más complicaciones.

7.1. Muestra poblacional

Nuestra muestra ha demostrado ser bastante homogénea, sin grandes diferencias entre los tratados con RF o con MW. No obstante se ha observado que en la edad hay diferencia estadísticamente significativa, la edad media de los pacientes tratados con RF es menor (62,64 años) que la de los pacientes tratados con MW (73,89 años) (p-valor 0.001).

En el resto de variables poblacionales estudiadas no se encontraron diferencias entre los tratados con una u otra técnica ablativa: Índice de Charlson, riesgo quirúrgico, diálisis, riñón tratado, localización dentro del riñón (polo inf, med o sup, exo/endofítico, anterior/posterior), índice renal, anatomía patológica, tamaño de las lesiones o enfermedad a distancia (metástasis).

Todo esto nos ayuda a evitar resultados erróneos o sesgos en nuestros resultados y de forma global nos indica que ambas poblaciones, los tratados con RF y los tratados con MW, son similares a pesar de haber diferencias estadísticas en edad.

En cuanto a los datos de la intervención también ambas poblaciones son similares. Sólo hay diferencias en cuanto al tipo de anestesia y al método de guiado con la que se llevó a cabo las ablaciones. En los tratados con MW se realizaron más anestésicos generales (32,3%) que en los pacientes tratados con RF (12,7%). P-valor= 0.007 Diferencia, atribuible probablemente, al menor número de procedimientos con MW (31) frente a procedimientos de RF (142).

El método de guiado es la otra variable que ha mostrado diferencias estadísticas entre ambas poblaciones. En los tratados con RF: 133 (93,7%) la guía fue la ecografía y 9 (6,3%) la TC. Los tratados con MW: 25 (80,6%) la guía fue la ecografía y 6 (19,4%) la TC. P(Fisher)= 0.031

7.2. Tumores tratados

En cuanto a los datos relacionados con los tumores tratados, destaca la Anatomía Patológica:

- 98/173 (56,6%) Carcinomas
- 5/173 (2,9%) Metástasis.
- 52/173 (30,1 %) Lesiones no malignas.

Estos datos nos hace plantearnos cambios en nuestra dinámica de trabajo, ya que hasta en un tercio de los casos estamos tratando lesiones tumorales benignas. Una posible solución sería realizar biopsia previa al tratamiento para poder disponer de un diagnóstico anatomopatológico en el momento, y así evitar tratar estas lesiones.

7.3. Seguimiento de nuestra población

El seguimiento se realiza con ecografía y/o TC, siendo preferible siempre que fuese posible con TC con contraste intravenoso. En nuestra muestra contamos con pacientes tratados desde 2003 hasta 2016 y de media se ha realizado un seguimiento de 22,9 meses, con casos de hasta 96 meses de seguimiento (Figura 24).

7.4. Análisis de los datos en función de la energía (RF ó MW)

No encontramos diferencias estadísticamente significativas ni en cuanto a complicaciones ni en cuanto a resultado final (ablación completa vs No ablación completa) después del seguimiento con una u otra técnica ablativa.

Si que se encuentran diferencias en otras variables a estudio, en cuanto al tiempo que dura la ablación y el número de sesiones necesarias la ablación con MW ha demostrado en nuestra serie ser superior a la RF.

Los pacientes tratados con RF en menos ó igual a 10 minutos sólo fueron el 4,9%. En cambio el tiempo se reduce de forma significativa en el tratamiento con MW. De los 31 tratamientos con MW el 83,9% tuvieron un tiempo de sesión menor a los 10 minutos. (P(Fisher)<0.001) En cuanto al número de sesiones necesarias con MW se consigue la ablación en una sola sesión en el 67,7 % de nuestros casos por un 48,6 % de los casos de RF. (P(chi2)= 0.053).

Además en nuestro estudio demostramos mejores resultados, más ablaciones completas, en los casos en los que el tiempo de tratamiento es menor a los 10 minutos y en los que se tratan en una sola sesión. Por lo tanto como la ablación por MW es superior a la RF en estas dos variables es de suponer mejores resultados finales con MW que con RF aunque en nuestro estudio esto no se ha podido demostrar, quizás debido a tener todavía pocas intervenciones por MW. Por ello proponemos estudios posteriores

multicéntricos que permitan aumentar el número de intervenciones de MW.

7.5. Análisis de los datos en función del resultado final

En nuestro trabajo hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en el resultado final (ablación completa vs no ablación completa) en varias de nuestras variables a estudio:

- Localización tumoral: Los tumores que se localizaron en posición posterior presentaron mejores resultados, mayor número de ablaciones completas, en concreto un 74,8% de ablaciones completas, que los localizados en situación anterior con un 49,1 % de ablaciones completas. Resultado acorde a la práctica clínica ya que es más difícil de localizar y de posicionar la aguja en los tumores de localización anterior.
- Tamaño tumoral: En las intervenciones en las que se consigue ablación completa el tamaño tumoral es de 2,5 cm de mediana. Frente a 3 cm de mediana en los casos en los que no se consigue la ablación completa. Además en nuestro estudio demostramos mayor tamaño en los casos

que presentaron complicaciones: 3,08 cm. Frente a los casos que no presentaron complicaciones: 2,55 cm. Datos todos ellos que deberíamos tener en cuenta a la hora de indicar ablación percutánea en el futuro.

- Índice renal: Esta variable ha demostrado tener gran valor a la hora de catalogar las lesiones a tratar. De esta forma en nuestro trabajo se demuestran mejores resultados con índice renal de 6,35 frente a índice renal de 7,65 en las intervenciones en las que no se consigue la ablación completa.
- Tiempo de sesión: Existen mayor número de ablaciones completas cuando el tiempo que dura la sesión es menor a los 10 minutos.
- Número de sesiones: Se obtienen mejores resultados cuando se trata en una sola sesión en lugar de en 2 ó 3 sesiones.

Comparando nuestros resultados con los estudios publicados en la bibliografía encontramos series de tumores tratados con RF como las de Breen et al (125) que trataron 105 tumores renales, de los cuales 83 fueron ablaciones completas en una única sesión (79%). Zagoria et al (116) realizaron 125 ablaciones por RF guiadas todas ellas por TC en 104 pacientes y obteniendo 116

ablaciones completas (93%), 100% de ablaciones completas (95/95) de los tumores menores de 3,7 cm, en cambio 47% de ablaciones completas (14/30) en tumores mayores de 3,7 cm.

Las series de ablación con MW publicadas hasta la fecha son mucho más pequeñas, Liang et al (63) trataron a 12 pacientes con carcinoma de células renales de 1,3- 3,8 cm guiado con ecografía con 100% de ablaciones completas y seguimiento de 11 meses. Yu et al (126) realizaron un estudio retrospectivo con 46 pacientes en los que se trataron 49 carcinomas renales con MW guiado con ecografía, obteniendo éxito técnico (ablación completa al mes del seguimiento) en el 98% (48/49). Sólo usaban una antena de MW en los tumores <2 cm, en tumores de mayor tamaño usaron 2 antenas de MW.

En nuestra serie de forma global (RF + MW) obtuvimos un 72,9% de ablaciones completas tras una intervención. Resultados inferiores a los publicados en otras series. Indicaciones más amplias (tumores de mayor tamaño y en localizaciones menos favorables), menor uso del TC y uso de una sólo antena de MW independientemente del tamaño podrían ser algunos de los factores responsables.

7.6. Análisis de las complicaciones

En nuestra serie encontramos que las intervenciones sin complicaciones (162) presentaron un tamaño de 2,55 cm de media, por 3,08 cm de media de las intervenciones que presentaron complicaciones (11) como ya expusimos previamente $p < 0.005$.

No encontramos diferencias significativas en cuando a las complicaciones con el resto de variables de localización tumoral: Anterior/posterior, exofítico/endofítico, Polo inferior/medio/superior, riñón derecho/izquierdo. Probablemente por el escaso número de complicaciones de nuestra serie. No obstante destaca muy cerca de la significación estadística que de 53 tumores tratados en localización anterior, encontramos 6 complicaciones por tan sólo 4 complicaciones de 119 tumores tratados en localización posterior. P (Fisher)= 0,071 (Figura 44).

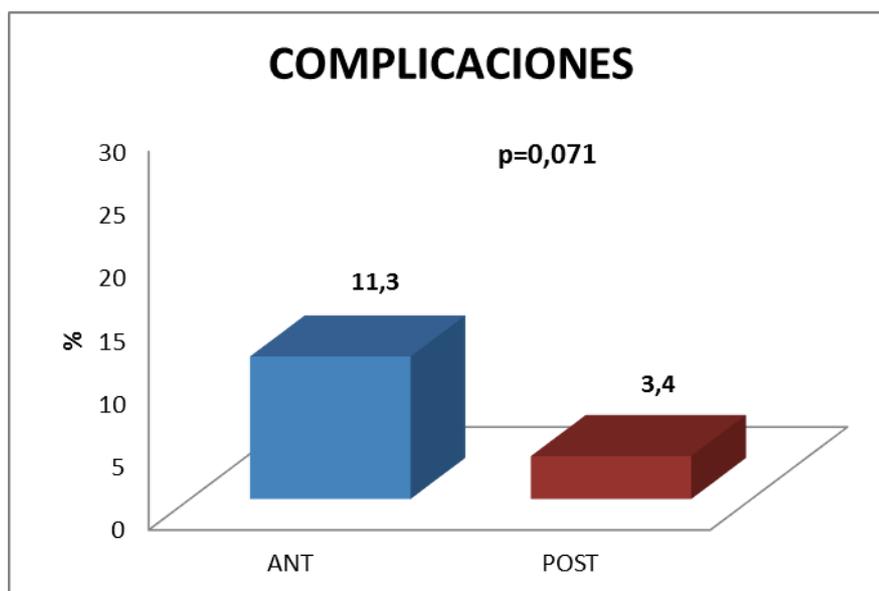


Figura 44. Porcentaje de complicaciones en función de la localización del tumor (anterior vs posterior).

Destaca además que hubo más complicaciones inmediatas en los procedimientos realizados bajo anestesia general, el 14,3% de ellas presentaron complicaciones. Por otro lado sólo el 1,4% de las intervenciones con anestesia epidural.

7.7. Limitaciones del estudio

La principal limitación de nuestro estudio, es que ha sido realizado en un único centro. Es posible que la selección de pacientes, la elección del procedimiento ablativo y la disparidad de los grupos de RF y MW puedan influir en los resultados. En nuestra opinión, sería aconsejable agrupar los esfuerzos de varios

centros hospitalarios para conseguir aumentar el número de intervenciones de MW y comparar sus resultados con los nuestros para llevar a cabo una validación externa del estudio.

7.8. Aplicaciones de los resultados y futuros estudios

La ablación guiada por imagen de tumores renales pequeños es una opción terapéutica eficaz para muchos pacientes. La elección de la modalidad de ablación se rige por la experiencia operativa y la evaluación previa al procedimiento de acuerdo con algoritmos tales como "ABLATE".

En nuestro trabajo hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en el resultado final (ablación completa vs no ablación completa) que nos permitirían precisar más las indicaciones de las técnicas de ablación percutánea. De esta forma la tumoración ideal a tratar con ablación percutánea sería de localización posterior. (Los tumores que se localizaron en posición posterior presentaron mejores resultados, mayor número de ablaciones completas, en concreto un 74,8% de ablaciones completas, que los localizados en situación anterior con un 49,1%).

El tamaño tumoral de hasta 2,5 cm lo que se traduce en mejores resultados y en menos complicaciones. (En las intervenciones en las que se consigue ablación completa el tamaño tumoral es de 2,5 cm de mediana. Frente a 3 cm de mediana en los casos en los que no se consigue la ablación completa. Además en nuestro estudio demostramos mayor tamaño en los casos que presentaron complicaciones: 3,08 cm. Frente a los casos que no presentaron complicaciones: 2,55 cm).

El Índice renal de las lesiones debería ser menor de 6,35 (En nuestro trabajo se demuestran mejores resultados con índice renal de 6,35 frente a índice renal de 7,65 en las intervenciones en las que no se consigue la ablación completa). Además los resultados cercanos a la significación estadística sugieren que el tumor debería ser exofítico y lo más alejados posibles del polo superior. En cuanto al procedimiento el tiempo que dura la sesión debería ser menor de 10 minutos y en una única sesión. Por todo ello podemos predecir una elevada tasa de éxito terapéutico evitando los efectos adversos que puede suponer una cirugía en ciertos pacientes con lesiones renales muy definidas.

Confirmamos el valor que tiene el índice renal para valorar las lesiones tumorales renales y predecir mejores resultados y menos complicaciones.

Por otro lado comparando RF con MW. La ablación del tumor del parénquima renal con microondas es una técnica con muchas ventajas teóricas sobre los sistemas de ablación existentes, incluyendo generación de zonas de ablación más grandes en tiempos más cortos con temperaturas muy altas y menos susceptibilidad a los efectos de disipación del calor. En nuestro estudio los resultados son similares con ambas técnicas pero con MW se consigue tratar con éxito lesiones más grandes (mediante MW la tasa de ablación completa de lesiones entre 3 y 4 cm es del 66,7 % frente al 44,4% mediante RF), en menor tiempo y en menor número de sesiones. Datos que en el futuro se podrían confirmar con el aumento del número de pacientes en estudios multicéntricos.

8. Conclusiones

- 1) La ablación por MW es tan efectiva como la ablación por RF en cuanto a la tasa de ablación completa.
- 2) La ablación mediante MW demuestra superioridad frente a la RF en el tamaño de las lesiones a tratar, el número de sesiones necesarias y el tiempo de sesión
- 3) Las técnicas ablativas percutáneas (RF y MW) han demostrado buenas tasas de ablación completa con escasa cantidad de complicaciones en tumores renales T1a.
- 4) La indicación ideal de ablación renal: Tumor de localización posterior, menor de 2,5 cm y con índice renal menor de 6.
- 5) Los tumores de localización anterior, mayores de 3 cm y con índice renal mayor de 7 presentan peores resultados y más complicaciones.

- 6) Son necesarios estudios multicéntricos en el futuro para conseguir mayor número de intervenciones por MW, lo que aportará mayor poder estadístico.

9. Bibliografia

1. Ahmed M, Brace CL, Lee FT, Goldberg SN. Principles of and Advances in Percutaneous Ablation. *Radiology*. 2011 Feb 1;258(2):351–69.
2. Cornelis FH. The future of percutaneous renal ablation. *Diagn Interv Imaging*. 2017 Apr;98(4):285–6.
3. Haen SP, Pereira PL, Salih HR, Rammensee H-G, Gouttefangeas C. More Than Just Tumor Destruction: Immunomodulation by Thermal Ablation of Cancer. *Clin Dev Immunol*. 2011;2011:1–19.
4. Krokidis ME, Orsi F, Katsanos K, Helmberger T, Adam A. CIRSE Guidelines on Percutaneous Ablation of Small Renal Cell Carcinoma. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2017 Feb;40(2):177–91.
5. Davalos RV, Mir LM, Rubinsky B. Tissue Ablation with Irreversible Electroporation. *Ann Biomed Eng*. 2005 Feb;33(2):223–31.
6. Chu KF, Dupuy DE. Thermal ablation of tumours: biological mechanisms and advances in therapy. *Nat Rev Cancer*. 2014 Mar;14(3):199–208.
7. Sabel MS. Cryo-immunology: a review of the literature and proposed mechanisms for stimulatory versus suppressive immune responses. *Cryobiology*. 2009 Feb;58(1):1–11.

8. Lynn JG, Zwemer RL, Chick AJ, Miller AE. A NEW METHOD FOR THE GENERATION AND USE OF FOCUSED ULTRASOUND IN EXPERIMENTAL BIOLOGY. *J Gen Physiol.* 1942 Nov 20;26(2):179.

9. Gage AA, Baust J. Mechanisms of Tissue Injury in Cryosurgery. *Cryobiology.* 1998 Nov;37(3):171–86.

10. Wheatley DN, Kerr C, Gregory DW. Heat-induced damage to HeLa-S3 cells: correlation of viability, permeability, osmosensitivity, phase-contrast light-, scanning electron- and transmission electron-microscopical findings. *Int J Hyperth Off J Eur Soc Hyperthermic Oncol North Am Hyperth Group.* 1989 Apr;5(2):145–62.

11. Zlotta AR, Wildschutz T, Raviv G, Peny MO, van Gansbeke D, Noel JC, et al. Radiofrequency interstitial tumor ablation (RITA) is a possible new modality for treatment of renal cancer: ex vivo and in vivo experience. *J Endourol Endourol Soc.* 1997 Aug;11(4):251–8.

12. Clark PE, Woodruff RD, Zagoria RJ, Hall MC. Microwave Ablation of Renal Parenchymal Tumors Before Nephrectomy: Phase I Study. *Am J Roentgenol.* 2007 May 1;188(5):1212–4.

13. Nikfarjam M, Muralidharan V, Christophi C. Mechanisms of Focal Heat Destruction of Liver Tumors. *J Surg*

Res. 2005 Aug;127(2):208–23.

14. Willis WT, Jackman MR, Bizeau ME, Pagliassotti MJ, Hazel JR. Hyperthermia impairs liver mitochondrial function in vitro. *Am J Physiol - Regul Integr Comp Physiol*. 2000 May 1;278(5):R1240–6.

15. Sorokin I, Chamarchy M, Cadeddu JA. How I do it: percutaneous radiofrequency ablation (RFA). *Can J Urol*. 2017 Feb;24(1):8679–83.

16. Dupuy DE, DiPetrillo T, Gandhi S, Ready N, Ng T, Donat W, et al. Radiofrequency ablation followed by conventional radiotherapy for medically inoperable stage I non-small cell lung cancer. *Chest*. 2006 Mar;129(3):738–45.

17. Wright AS, Sampson LA, Warner TF, Mahvi DM, Lee FT. Radiofrequency versus microwave ablation in a hepatic porcine model. *Radiology*. 2005 Jul;236(1):132–9.

18. Muralidharan V, Malcontenti-Wilson C, Christophi C. Effect of blood flow occlusion on laser hyperthermia for liver metastases. *J Surg Res*. 2002 Apr;103(2):165–74.

19. Dromi SA, Walsh MP, Herby S, Traughber B, Xie J, Sharma KV, et al. Radiofrequency ablation induces antigen-presenting cell infiltration and amplification of weak tumor-induced immunity. *Radiology*. 2009 Apr;251(1):58–66.

20. Rughetti A, Rahimi H, Rossi P, Frati L, Nuti M,

Gaspari A, et al. Modulation of blood circulating immune cells by radiofrequency tumor ablation. *J Exp Clin Cancer Res CR*. 2003 Dec;22(4 Suppl):247–50.

21. Nijkamp MW, Borren A, Govaert KM, Hoogwater FJH, Molenaar IQ, van Diest PJ, et al. Radiofrequency ablation of colorectal liver metastases induces an inflammatory response in distant hepatic metastases but not in local accelerated outgrowth. *J Surg Oncol*. 2010 Jun 1;101(7):551–6.

22. Mala T. Cryoablation of liver tumours -- a review of mechanisms, techniques and clinical outcome. *Minim Invasive Ther Allied Technol MITAT Off J Soc Minim Invasive Ther*. 2006;15(1):9–17.

23. Hoffmann NE, Bischof JC. The cryobiology of cryosurgical injury. *Urology*. 2002 Aug;60(2 Suppl 1):40–9.

24. Baust JG, Gage AA. The molecular basis of cryosurgery. *BJU Int*. 2005 Jun;95(9):1187–91.

25. Alblin RJ, Soanes WA, Gonder MJ. Prospects for cryo-immunotherapy in cases of metastasizing carcinoma of the prostate. *Cryobiology*. 1971 Jun;8(3):271–9.

26. Schramm W, Yang D, Wood BJ, Rattay F, Haemmerich D. Contribution of Direct Heating, Thermal Conduction and Perfusion During Radiofrequency and Microwave Ablation. *Open Biomed Eng J*. 2007 Dec 5;1(1):47–52.

27. Brace CL. Radiofrequency and Microwave Ablation of the Liver, Lung, Kidney, and Bone: What Are the Differences? *Curr Probl Diagn Radiol*. 2009 May;38(3):135–43.
28. Abbas G, Schuchert MJ, Pennathur A, Gilbert S, Luketich JD. Ablative Treatments for Lung Tumors: Radiofrequency Ablation, Stereotactic Radiosurgery, and Microwave Ablation. *Thorac Surg Clin*. 2007 May;17(2):261–71.
29. Wolf FJ, Grand DJ, Machan JT, DiPetrillo TA, Mayo-Smith WW, Dupuy DE. Microwave Ablation of Lung Malignancies: Effectiveness, CT Findings, and Safety in 50 Patients. *Radiology*. 2008 Jun 1;247(3):871–9.
30. Skinner MG, Iizuka MN, Kolios MC, Sherar MD. A theoretical comparison of energy sources - microwave, ultrasound and laser - for interstitial thermal therapy. *Phys Med Biol*. 1998;43(12):3535.
31. Brace CL, Laeseke PF, Sampson LA, Frey TM, van der Weide DW, Lee FT. Microwave Ablation with Multiple Simultaneously Powered Small-gauge Triaxial Antennas: Results from an in Vivo Swine Liver Model. *Radiology*. 2007 Jul 1;244(1):151–6.
32. Oshima F, Yamakado K, Nakatsuka A, Takaki H, Makita M, Takeda K. Simultaneous microwave ablation using multiple antennas in explanted bovine livers: relationship between

ablative zone and antenna. *Radiat Med.* 2008 Aug;26(7):408–14.

33. Trembly BS, Douple EB, Ryan TP, Hoopes PJ. Effect of phase modulation on the temperature distribution of a microwave hyperthermia antenna array in vivo. *Int J Hyperth Off J Eur Soc Hyperthermic Oncol North Am Hyperth Group.* 1994 Oct;10(5):691–705.

34. Dong BW, Zhang J, Liang P, Yu XL, Su L, Yu DJ, et al. Sequential pathological and immunologic analysis of percutaneous microwave coagulation therapy of hepatocellular carcinoma. *Int J Hyperth Off J Eur Soc Hyperthermic Oncol North Am Hyperth Group.* 2003 Apr;19(2):119–33.

35. Brace CL. Microwave Ablation Technology: What Every User Should Know. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2009 Mar;38(2):61–7.

36. Hines-Peralta AU, Pirani N, Clegg P, Cronin N, Ryan TP, Liu Z, et al. Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver. *Radiology.* 2006 Apr;239(1):94–102.

37. Strickland AD, Clegg PJ, Cronin NJ, Swift B, Festing M, West KP, et al. Experimental study of large-volume microwave ablation in the liver. *Br J Surg.* 2002 Aug;89(8):1003–7.

38. Martin RCG, Scoggins CR, McMasters KM. Microwave hepatic ablation: initial experience of safety and efficacy. *J Surg*

Oncol. 2007 Nov 1;96(6):481–6.

39. Sun Y, Wang Y, Ni X, Gao Y, Shao Q, Liu L, et al. Comparison of Ablation Zone Between 915- and 2,450-MHz Cooled-Shaft Microwave Antenna: Results in In Vivo Porcine Livers. *Am J Roentgenol.* 2009 Feb 1;192(2):511–4.

40. Lubner MG, Brace CL, Hinshaw JL, Lee FT. Microwave Tumor Ablation: Mechanism of Action, Clinical Results, and Devices. *J Vasc Interv Radiol.* 2010 Aug;21(8):S192–203.

41. Shock SA, Meredith K, Warner TF, Sampson LA, Wright AS, Winter TC, et al. Microwave ablation with loop antenna: in vivo porcine liver model. *Radiology.* 2004 Apr;231(1):143–9.

42. Brace CL, Laeseke PF, van der Weide DW, Lee FT. Microwave Ablation With a Triaxial Antenna: Results in ex vivo Bovine Liver. *IEEE Trans Microw Theory Tech.* 2005 Jan;53(1):215–20.

43. Kuang M, Lu MD, Xie XY, Xu HX, Mo LQ, Liu GJ, et al. Liver Cancer: Increased Microwave Delivery to Ablation Zone with Cooled-Shaft Antenna—Experimental and Clinical Studies. *Radiology.* 2007 Mar 1;242(3):914–24.

44. Wang Y, Sun Y, Feng L, Gao Y, Ni X, Liang P. Internally cooled antenna for microwave ablation: Results in ex

vivo and in vivo porcine livers. *Eur J Radiol.* 2008 Aug 1;67(2):357–61.

45. Ierardi AM, Puliti A, Angileri SA, Petrillo M, Duka E, Floridi C, et al. Microwave ablation of malignant renal tumours: intermediate-term results and usefulness of RENAL and mRENAL scores for predicting outcomes and complications. *Med Oncol Northwood Lond Engl.* 2017 May;34(5):97.

46. Cornelis FH, Marcelin C, Bernhard J-C. Microwave ablation of renal tumors: A narrative review of technical considerations and clinical results. *Diagn Interv Imaging.* 2017 Apr;98(4):287–97.

47. Wright AS, Lee FT, Mahvi DM. Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis. *Ann Surg Oncol.* 2003 Apr;10(3):275–83.

48. Bhardwaj N, Strickland AD, Ahmad F, Atanesyan L, West K, Lloyd DM. A comparative histological evaluation of the ablations produced by microwave, cryotherapy and radiofrequency in the liver. *Pathology (Phila).* 2009 Feb;41(2):168–72.

49. Awad MM, Devgan L, Kamel IR, Torbensen M, Choti MA. Microwave ablation in a hepatic porcine model: correlation of CT and histopathologic findings. *HPB.* 2007;9(5):357–62.

50. Yu NC, Raman SS, Kim YJ, Lassman C, Chang X, Lu DSK. Microwave liver ablation: influence of hepatic vein size on heat-sink effect in a porcine model. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. 2008 Jul;19(7):1087–92.

51. Lu M-D, Xu H-X, Xie X-Y, Yin X-Y, Chen J-W, Kuang M, et al. Percutaneous microwave and radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma: a retrospective comparative study. *J Gastroenterol*. 2005 Nov 25;40(11):1054–60.

52. Shibata T, Iimuro Y, Yamamoto Y, Maetani Y, Ametani F, Itoh K, et al. Small Hepatocellular Carcinoma: Comparison of Radio-frequency Ablation and Percutaneous Microwave Coagulation Therapy. *Radiology*. 2002 May 1;223(2):331–7.

53. Dong B, Liang P, Yu X, Su L, Yu D, Cheng Z, et al. Percutaneous Sonographically Guided Microwave Coagulation Therapy for Hepatocellular Carcinoma: Results in 234 Patients. *Am J Roentgenol*. 2003 Jun 1;180(6):1547–55.

54. Shiomi H, Naka S, Sato K, Demura K, Murakami K, Shimizu T, et al. Thoracoscopy-assisted magnetic resonance guided microwave coagulation therapy for hepatic tumors. *Am J Surg*. 2008 Jun;195(6):854–60.

55. Iannitti DA, Martin RCG, Simon CJ, Hope WW, Newcomb WL, McMasters KM, et al. Hepatic tumor ablation with clustered microwave antennae: the US Phase II Trial. *HPB*.

2007;9(2):120–4.

56. Yu NC, Lu DSK, Raman SS, Dupuy DE, Simon CJ, Lassman C, et al. Hepatocellular Carcinoma: Microwave Ablation with Multiple Straight and Loop Antenna Clusters—Pilot Comparison with Pathologic Findings. *Radiology*. 2006 Apr 1;239(1):269–75.

57. Ng KK, Poon RT, Lo C-M, Yuen J, Tso WK, Fan S-T. Analysis of Recurrence Pattern and Its Influence on Survival Outcome After Radiofrequency Ablation of Hepatocellular Carcinoma. *J Gastrointest Surg*. 2008 Jan;12(1):183–91.

58. Kim Y, Rhim H, Cho OK, Koh BH, Kim Y. Intrahepatic recurrence after percutaneous radiofrequency ablation of hepatocellular carcinoma: Analysis of the pattern and risk factors. *Eur J Radiol*. 2006 Sep 1;59(3):432–41.

59. Williams LR, Leggett RW. Reference values for resting blood flow to organs of man. *Clin Phys Physiol Meas Off J Hosp Phys Assoc Dtsch Ges Für Med Phys Eur Fed Organ Med Phys*. 1989 Aug;10(3):187–217.

60. Gervais DA, McGovern FJ, Arellano RS, McDougal WS, Mueller PR. Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: part 1, Indications, results, and role in patient management over a 6-year period and ablation of 100 tumors. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 Jul;185(1):64–71.

61. Laeseke PF, Lee FT, Sampson LA, van der Weide DW, Brace CL. Microwave ablation versus radiofrequency ablation in the kidney: high-power triaxial antennas create larger ablation zones than similarly sized internally cooled electrodes. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. 2009 Sep;20(9):1224–9.

62. Rehman J, Landman J, Lee D, Venkatesh R, Bostwick DG, Sundaram C, et al. Needle-based ablation of renal parenchyma using microwave, cryoablation, impedance- and temperature-based monopolar and bipolar radiofrequency, and liquid and gel chemoablation: laboratory studies and review of the literature. *J Endourol Endourol Soc*. 2004 Feb;18(1):83–104.

63. Liang P, Wang Y, Zhang D, Yu X, Gao Y, Ni X. Ultrasound Guided Percutaneous Microwave Ablation for Small Renal Cancer: Initial Experience. *J Urol*. 2008 Sep;180(3):844–8.

64. Gillams A. Lung tumour ablation - where are we now? *Cancer Imaging Off Publ Int Cancer Imaging Soc*. 2008;8:116–7.

65. Steinke K, Sewell PE, Dupuy D, Lencioni R, Helmberger T, Kee ST, et al. Pulmonary radiofrequency ablation--an international study survey. *Anticancer Res*. 2004 Feb;24(1):339–43.

66. Durick NA, Laeseke PF, Broderick LS, Lee FT, Sampson LA, Frey TM, et al. Microwave ablation with triaxial antennas tuned for lung: results in an in vivo porcine model.

Radiology. 2008 Apr;247(1):80–7.

67. Brace CL, Hinshaw JL, Laeseke PF, Sampson LA, Lee FT. Pulmonary thermal ablation: comparison of radiofrequency and microwave devices by using gross pathologic and CT findings in a swine model. Radiology. 2009 Jun;251(3):705–11.

68. Simon CJ, Dupuy DE, Mayo-Smith WW. Microwave Ablation: Principles and Applications. RadioGraphics. 2005 Oct 1;25(suppl_1):S69–83.

69. He W, Hu X, Wu D, Guo L, Zhang L, Xiang D, et al. Ultrasonography-guided percutaneous microwave ablation of peripheral lung cancer. Clin Imaging. 2006 Aug;30(4):234–41.

70. Healey TT, March BT, Baird G, Dupuy DE. Microwave Ablation for Lung Neoplasms: A Retrospective Analysis of Long-Term Results. J Vasc Interv Radiol JVIR. 2017 Feb;28(2):206–11.

71. Fan W, Li X, Zhang L, Jiang H, Zhang J. Comparison of Microwave Ablation and Multipolar Radiofrequency Ablation In Vivo Using Two Internally Cooled Probes. Am J Roentgenol. 2012 Jan 1;198(1):W46–50.

72. Liang P, Wang Y, Yu X, Dong B. Malignant Liver Tumors: Treatment with Percutaneous Microwave Ablation—Complications among Cohort of 1136 Patients ¹. Radiology. 2009 Jun;251(3):933–40.

73. Znaor A, Lortet-Tieulent J, Laversanne M, Jemal A,

Bray F. International variations and trends in renal cell carcinoma incidence and mortality. *Eur Urol.* 2015 Mar;67(3):519–30.

74. Hollingsworth JM, Miller DC, Daignault S, Hollenbeck BK. Rising incidence of small renal masses: a need to reassess treatment effect. *J Natl Cancer Inst.* 2006 Sep 20;98(18):1331–4.

75. Campbell SC, Novick AC, Belldegrun A, Blute ML, Chow GK, Derweesh IH, et al. Guideline for management of the clinical T1 renal mass. *J Urol.* 2009 Oct;182(4):1271–9.

76. Calvo Gonzalez, R. Termoablación con radiofrecuencia de tumores del parénquima renal. Valladolid; 2015.

77. Van Poppel H, Becker F, Cadeddu JA, Gill IS, Janetschek G, Jewett MAS, et al. Treatment of localised renal cell carcinoma. *Eur Urol.* 2011 Oct;60(4):662–72.

78. Ljungberg B, Cowan NC, Hanbury DC, Hora M, Kuczyk MA, Merseburger AS, et al. EAU guidelines on renal cell carcinoma: the 2010 update. *Eur Urol.* 2010 Sep;58(3):398–406.

79. Woldu SL, Thoreson GR, Okhunov Z, Ghandour R, Rothberg MB, RoyChoudhury A, et al. Comparison of Renal Parenchymal Volume Preservation Between Partial Nephrectomy, Cryoablation, and Radiofrequency Ablation Using 3D Volume Measurements. *J Endourol Endourol Soc.* 2015 Aug;29(8):948–55.

80. Kowalczyk KJ, Choueiri TK, Hevelone ND, Trinh Q-D,

Lipsitz SR, Nguyen PL, et al. Comparative effectiveness, costs and trends in treatment of small renal masses from 2005 to 2007. *BJU Int.* 2013 Aug;112(4):E273–80.

81. Castle SM, Gorbatiy V, Avallone MA, Eldefrawy A, Caulton DE, Leveillee RJ. Cost comparison of nephron-sparing treatments for cT1a renal masses. *Urol Oncol.* 2013 Oct;31(7):1327–32.

82. Finelli A, Ismaila N, Bro B, Durack J, Eggener S, Evans A, et al. Management of Small Renal Masses: American Society of Clinical Oncology Clinical Practice Guideline. *J Clin Oncol Off J Am Soc Clin Oncol.* 2017 Feb 20;35(6):668–80.

83. Katsanos K, Mailli L, Krokidis M, McGrath A, Sabharwal T, Adam A. Systematic Review and Meta-Analysis of Thermal Ablation Versus Surgical Nephrectomy for Small Renal Tumours. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2014 Apr;37(2):427–37.

84. Higgins LJ, Hong K. Renal Ablation Techniques: State of the Art. *Am J Roentgenol.* 2015 Oct;205(4):735–41.

85. Campbell S, Uzzo RG, Allaf ME, Bass EB, Cadeddu JA, Chang A, et al. Renal Mass and Localized Renal Cancer: AUA Guideline. *J Urol.* 2017 May 4;

86. Liu N, Huang D, Cheng X, Chong Y, Wang W, Gan W, et al. Percutaneous radiofrequency ablation for renal cell carcinoma vs. partial nephrectomy: Comparison of long-term

oncologic outcomes in both clear cell and non-clear cell of the most common subtype. *Urol Oncol*. 2017 Apr 10;

87. Ridge CA, Pua BB, Madoff DC. Epidemiology and staging of renal cell carcinoma. *Semin Interv Radiol*. 2014 Mar;31(1):3–8.

88. Oken MM, Creech RH, Tormey DC, Horton J, Davis TE, McFadden ET, et al. Toxicity and response criteria of the Eastern Cooperative Oncology Group. *Am J Clin Oncol*. 1982 Dec;5(6):649–55.

89. Schmit GD, Kurup AN, Weisbrod AJ, Thompson RH, Boorjian SA, Wass CT, et al. ABLATE: A Renal Ablation Planning Algorithm. *Am J Roentgenol*. 2014 Mar 24;202(4):894–903.

90. Hafron J, Kaouk JH. Ablative techniques for the management of kidney cancer. *Nat Clin Pract Urol*. 2007 May;4(5):261–9.

91. Atwell TD, Carter RE, Schmit GD, Carr CM, Boorjian SA, Curry TB, et al. Complications following 573 percutaneous renal radiofrequency and cryoablation procedures. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. 2012 Jan;23(1):48–54.

92. Cantwell CP, Wah TM, Gervais DA, Eisner BH, Arellano R, Uppot RN, et al. Protecting the ureter during radiofrequency ablation of renal cell cancer: a pilot study of retrograde pyeloperfusion with cooled dextrose 5% in water. *J*

Vasc Interv Radiol JVIR. 2008 Jul;19(7):1034–40.

93. Morgan MA, Roberts NR, Pino LA, Trabulsi EJ, Brown DB, Gomella LG, et al. Percutaneous cryoablation for recurrent low grade renal cell carcinoma after failed nephron-sparing surgery. *Can J Urol*. 2013 Oct;20(5):6933–7.

94. Mauri G, Nicosia L, Varano GM, Bonomo G, Della Vigna P, Monfardini L, et al. Tips and tricks for a safe and effective image-guided percutaneous renal tumour ablation. *Insights Imaging*. 2017 Jun;8(3):357–63.

95. Kutikov A, Uzzo RG. The R.E.N.A.L. Nephrometry Score: A Comprehensive Standardized System for Quantitating Renal Tumor Size, Location and Depth. *J Urol*. 2009 Sep 1;182(3):844–53.

96. Konstantinidis C, Trilla E, Lorente D, Morote J. Utilidad del índice RENAL –Radius; Exo/endophitic; Nearnes to sinus; Anterior/posterior; Location relative to polar lines– en el manejo de las masas renales. *Actas Urol Esp*. 2016 Dec;40(10):601–7.

97. Georgiades C, Rodriguez R. Renal tumor ablation. *Tech Vasc Interv Radiol*. 2013 Dec;16(4):230–8.

98. Correas J-M, Delavaud C, Gregory J, Le Guilchet T, Lamhaut L, Timsit M-O, et al. Ablative Therapies for Renal Tumors: Patient Selection, Treatment Planning, and Follow-Up.

Semin Ultrasound CT MR. 2017 Feb;38(1):78–95.

99. Dindo D, Demartines N, Clavien P-A. Classification of Surgical Complications. *Ann Surg.* 2004 Aug;240(2):205–13.

100. Venkatesan AM, Wood BJ, Gervais DA. Percutaneous Ablation in the Kidney. *Radiology.* 2011 Nov;261(2):375–91.

101. Klapperich ME, Abel EJ, Ziemlewicz TJ, Best S, Lubner MG, Nakada SY, et al. Effect of Tumor Complexity and Technique on Efficacy and Complications after Percutaneous Microwave Ablation of Stage T1a Renal Cell Carcinoma: A Single-Center, Retrospective Study. *Radiology.* 2017 Jan 11;160592.

102. Meloni MF, Andreano A, Bovo G, Chiarpotto B, Amabile C, Gelsomino S, et al. Acute Portal Venous Injury After Microwave Ablation in an In Vivo Porcine Model: A Rare Possible Complication. *J Vasc Interv Radiol.* 2011 Jul;22(7):947–51.

103. Bartoletti R, Cai T, Tinacci G, Longo I, Ricci A, Massaro MP, et al. Transperineal Microwave Thermoablation in Patients with Obstructive Benign Prostatic Hyperplasia: A Phase I Clinical Study with a New Mini-Choked Microwave Applicator. *J Endourol.* 2008 Jul;22(7):1509–18.

104. Bartoletti R, Cai T, Tosoratti N, Amabile C, Crisci A, Tinacci G, et al. In vivo microwave-induced porcine kidney thermoablation: results and perspectives from a pilot study of a new probe: IN VIVO MICROWAVE-INDUCED PORCINE KIDNEY

THERMOABLATION. *BJU Int.* 2010 Dec;106(11):1817–21.

105. Zhou W, Zha X, Liu X, Ding Q, Chen L, Ni Y, et al. US-guided Percutaneous Microwave Coagulation of Small Breast Cancers: A Clinical Study. *Radiology.* 2012 May 1;263(2):364–73.

106. Bhagavatula SK, Shyn PB. Image-Guided Renal Interventions. *Radiol Clin North Am.* 2017 Mar;55(2):359–71.

107. Middleton, W., Kurtz, A. & Hertzberg, B. *Ultrasound.* Madrid: Marban; 2005.

108. Sánchez Ronco, M. Diagnóstico y seguimiento de lesiones del Aparato Urinario (Riñón y Vejiga) mediante ecopotenciadores de señal ecográfica. Aplicaciones clínicas. Universidad de Valladolid. 2011.

109. Zachos I, Dimitropoulos K, Karatzas A, Samarinas M, Petsiti A, Tassoudis V, et al. Ultrasound-guided radiofrequency ablation for cT1a renal masses in poor surgical candidates: mid-term, single-center outcomes. *Ther Adv Med Oncol.* 2016 Sep;8(5):331–8.

110. Boss A, Clasen S, Kuczyk M, Schick F, Pereira PL. Image-guided radiofrequency ablation of renal cell carcinoma. *Eur Radiol.* 2007 Feb 12;17(3):725–33.

111. Cabrero Fraile, F.J. *Imagen radiológica. Principios físicos e instrumentación.* Barcelona: Masson; 2004.

112. Hoffer, M. *Manual práctico de TC: Introducción a la*

TC. Madrid: Panamericana; 2007.

113. Tuncali K, vanSonnenberg E, Shankar S, Mortelet KJ, Cibas ES, Silverman SG. Evaluation of Patients Referred for Percutaneous Ablation of Renal Tumors: Importance of a Preprocedural Diagnosis. *Am J Roentgenol.* 2004 Sep 1;183(3):575–82.

114. Zagoria RJ. Imaging of Small Renal Masses. *Am J Roentgenol.* 2000 Oct 1;175(4):945–55.

115. Gervais DA, Arellano RS, McGovern FJ, McDougal WS, Mueller PR. Radiofrequency Ablation of Renal Cell Carcinoma: Part 2, Lessons Learned with Ablation of 100 Tumors. *Am J Roentgenol.* 2005 Jul 1;185(1):72–80.

116. Zagoria RJ, Traver MA, Werle DM, Perini M, Hayasaka S, Clark PE. Oncologic Efficacy of CT-Guided Percutaneous Radiofrequency Ablation of Renal Cell Carcinomas. *Am J Roentgenol.* 2007 Aug 1;189(2):429–36.

117. Zagoria RJ. Imaging-guided Radiofrequency Ablation of Renal Masses. *RadioGraphics.* 2004 Oct 1;24(suppl_1):S59–71.

118. Atwell TD, Farrell MA, Leibovich BC, Callstrom MR, Chow GK, Blute ML, et al. Percutaneous renal cryoablation: experience treating 115 tumors. *J Urol.* 2008 Jun;179(6):2136–40; discussion 2140–1.

119. Kawamoto S, Permpongkosol S, Bluemke DA,

Fishman EK, Solomon SB. Sequential changes after radiofrequency ablation and cryoablation of renal neoplasms: role of CT and MR imaging. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* 2007 Apr;27(2):343–55.

120. Liu H, Gao C, Yu H. Safety and effectiveness of percutaneous radiofrequency ablation in early stage renal cell carcinoma. *Oncol Lett.* 2016 Dec;12(6):4618–22.

121. Levinson AW, Su L-M, Agarwal D, Sroka M, Jarrett TW, Kavoussi LR, et al. Long-term oncological and overall outcomes of percutaneous radio frequency ablation in high risk surgical patients with a solitary small renal mass. *J Urol.* 2008 Aug;180(2):499–504; discussion 504.

122. Wile GE, Leyendecker JR, Krehbiel KA, Dyer RB, Zagoria RJ. CT and MR imaging after imaging-guided thermal ablation of renal neoplasms. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* 2007 Apr;27(2):325–39; discussion 339–40.

123. Ganguli S, Brennan DD, Faintuch S, Rayan ME, Goldberg SN. Immediate renal tumor involution after radiofrequency thermal ablation. *J Vasc Interv Radiol JVIR.* 2008 Mar;19(3):412–8.

124. Taylor BL, Stavropoulos SW, Guzzo TJ. Ablative Therapy for Small Renal Masses. *Urol Clin North Am.* 2017 May;44(2):223–31.

125. Breen DJ, Rutherford EE, Stedman B, Roy-Choudhury SH, Cast JEI, Hayes MC, et al. Management of Renal Tumors by Image-Guided Radiofrequency Ablation: Experience in 105 Tumors. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2007 Sep;30(5):936–42.

126. Yu J, Liang P, Yu X, Cheng Z, Han Z, Zhang X, et al. US-guided Percutaneous Microwave Ablation versus Open Radical Nephrectomy for Small Renal Cell Carcinoma: Intermediate-term Results. *Radiology*. 2014 Mar;270(3):880–7.