



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, OFTALMOLOGÍA,
OTORRINONARINGOLOGÍA, Y FISIOTERAPIA

TESIS DOCTORAL:

**TERMOABLACIÓN CON RADIOFRECUENCIA
DE TUMORES DEL PARÉNQUIMA RENAL**

Presentada por Raúl Calvo González para optar al
grado de doctor por la Universidad de Valladolid

Dirigida por:
Dr. Don Jesús Calleja Escudero
Dra. Doña Marta A. Sánchez Ronco
Dr. Don Francisco Javier Trueba Arguiñarena

Con cariño para Marta

Agradecimientos

Por tu paciencia y comprensión, preferiste sacrificar tu tiempo para que yo pudiera cumplir con el mío. Por tu bondad y sacrificio me inspiraste a ser mejor para tí, ahora puedo decir que esta tesis lleva mucho de tí, gracias por estar siempre a mi lado, Marta.

Quisiera dar especialmente las gracias al Doctor Francisco Javier Trueba Arguiñarena, porque el alma y el corazón de este trabajo se funden con los suyos y sin su conocimiento, habilidad y tesón, este no se habría podido llevar a cabo.

Al Doctor Jesús Calleja Escudero, por su tiempo y dedicación, muchas gracias por los consejos, la crítica constructiva y corrección de errores que han permitido que este trabajo se vea finalmente terminado.

Otro agradecimiento muy especial se lo debo al Doctor Diego García Álvarez, mi amigo desde la infancia el cual siempre me ha impulsado a seguir cuando he sentido debilidad y que gracias a sus conocimientos y capacidad de trabajo esta tesis doctoral se ha hecho realidad.

Quiero dar las gracias al servicio de Urología del Hospital clínico Universitario de Valladolid encabezados por el Doctor José Ramón Cortiñas González y anteriormente por el Doctor Ernesto Fernández del Busto, junto con el servicio de Radiodiagnóstico del Hospital clínico Universitario de Valladolid, porque todos en mayor o menor medida han contribuido para que este trabajo se haya completado.

A Miguel Tamayo por su inestimable colaboración. Muchas gracias.

A Antonio, que me ha servido de apoyo en este largo y duro camino que hemos recorrido juntos pero que nos ha permitido alcanzar nuestras metas. Muchas gracias.

Gracias a mis amigos, que son fuente de inspiración cuando las fuerzas flaquean.

Finalmente quisiera dar gracias desde el corazón a mi familia, a mi padre, a mis hermanos y a especialmente a mi madre porque todo lo que soy y pueda llegar a ser se lo debo a ellos. Gracias.

Raúl Calvo González
Valladolid, Diciembre 2014

Índice

Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Consideraciones históricas de los tumores renales	1
1.2 Epidemiología y etiología del carcinoma renal	5
1.3 Diagnóstico y estadiaje de carcinoma renal	8
1.4 Historia de la Ablación	15
Capítulo 2. Objetivos	23
2.1 Objetivos	23
Capítulo 3. Material y Métodos	25
3.1 Diagnóstico de lesiones ocupantes de espacio	26
3.1.1 Ecografía convencional.....	27
3.1.1.1 Técnica ecográfica	27
3.1.1.2 Transductor	37
3.1.1.3 Doppler	42
3.1.2 Contrastes ecográficos o ecopotenciadores	46
3.1.2.1 Bases físicas de los contrastes ecográficos	46
3.1.2.2 Equipos ecográficos utilizados en el estudio.....	55
3.1.2.2.1 Toshiba Aplio XG	55
3.1.2.2.2 Ecógrafo IU22 de PHILIPS.....	60
3.1.2.3 Ecografía con ecopotenciador	61

3.1.2.3.1 SONOVUE©.....	62
3.1.2.3.2 Indicaciones	63
3.1.2.3.3 Efectos secundarios y contraindicaciones	65
3.1.2.4 Tomografía computerizada multidetector (TCMD)..	67
3.1.2.4.1 Detector y sistema de adquisición de datos	68
3.1.2.4.2 TCMD del aparato urinario	70
3.2 Tratamiento mediante termoablación por radiofrecuencia de tumores del parénquima renal.....	75
3.2.1 Características ideales para la ablación tumoral en el parénquima renal	75
3.2.2 Biopsia renal previa a realización de ablación por radiofrecuencia	77
3.2.3 Realización de ablación mediante radiofrecuencia de tumores renales.....	78
3.2.3.1 Sedación-anestesia.....	78
3.2.3.2 Técnica de ablación de tumores.....	80
3.2.3.3 Equipos de radiofrecuencia utilizados en el estudio	89
3.2.3.3.1 Cool-tip RF de RADIONICS	89
3.2.3.3.2 Cool-tip RF switching controller	92
3.2.3.3.3 Sistema de ablación por radiofrecuencia Cool-tip E Series.....	93
3.2.4. Otras fuentes de energía utilizadas para termoablación de tumores	94
3.2.4.1 Termoablación por microondas.....	94
3.2.4.2 Características de la termoablación por microondas	96
3.3 Diagnóstico y seguimiento de la Termoablación por radiofrecuencia de tumores del parénquima renal.....	101
3.4 Clasificación de los pacientes en función de su comorbilidad	103

Capítulo 4. Resultados	105
4.1 Paciente.....	105
4.2 Tumorción	109
4.3 Técnica terapéutica.....	113
4.4 Complicaciones.....	115
4.5 Resultados tras 1ª termoablación por radiofrecuencia.....	122
Capítulo 5. Discusión	127
5.1 Sexo	128
5.2 Edad	132
5.3. Índice de Charlson.....	147
5.4 Riñón tratado	152
5.5 Polo del riñón tratado	156
5.6 Anatomía Patológica	160
5.7 Tamaño tumor tratado.....	165
5.8 Número de sesiones empleadas.....	181
5.9 Resultados de tiempos de seguimiento en cada intervención de Termoablación de tumores del parénquima renal	185
5.9.1: Tiempo máximo durante el que se ha seguido a cada uno de los 66 pacientes con una sola intervención	190
5.9.2: Tiempo máximo de seguimiento de la última intervención en aquellos pacientes con intervenciones múltiples.....	191
Capítulo 6. CONCLUSIONES	195
6.1 Conclusiones	195
Bibliografía	197

Introducción

1.1 Consideraciones históricas de los tumores renales.

La estandarización de la nefrectomía y otras técnicas quirúrgicas para el tratamiento de la enfermedad renal permitió adquirir la información y conocimientos fundamentales que representan los conceptos relacionados con los tumores renales. La primera nefrectomía debidamente documentada fue realizada en 1861 por Wolcott, quien decidió la operación al creer erróneamente que la masa tumoral representaba un hepatoma. En 1867 Spiegelberg extirpó accidentalmente un riñón durante la escisión de un quiste equinocócico. La primera nefrectomía programada fue realizada por Simón en 1869 por una fistula ureteral persistente y esta operación condujo a la supervivencia del paciente y la curación de la fistula. Un año más tarde (1870) se llevo a cabo con éxito la

primera nefrectomía programada en los Estados Unidos; esta operación fue llevada a cabo por Gilmore en Mobile, Alabama, como tratamiento de una pielonefritis atrófica asociada con infección persistente del tracto urinario. La intervención quirúrgica permitió que se dispusiese de cantidad suficiente para el estudio histopatológico.

Según Carson (1928) la primera descripción macroscópica precisa de tumores renales data de 1826 y fue realizada por König. En 1855 Robin examinó tumores sólidos aparentemente originados en riñón y llegó a la conclusión de que el carcinoma renal se originaba en el epitelio tubular renal. Este mismo hecho fue confirmado por Waldeyer en 1867.

Grawitz (1883) introdujo el término *struma lipomatodes aberrata renis* como nomenclatura descriptiva para designar los tumores de células claras que según este investigador derivaban de las glándulas suprarrenales. Las conclusiones de Grawitz no sólo se basaban en el contenido graso de estos tumores (similar al observado en las glándulas suprarrenales) sino también en el hecho de que estos tumores se localizaban debajo de la cápsula renal en la vecindad de las glándulas suprarrenales, la ausencia de semejanza entre las células tumorales y los tubos uriníferos y

la detección de material amiloide similar al asociado con la degeneración de las glándulas suprarrenales.

Más tarde, este concepto histogenético fue adoptado por los histopatólogos de la época que aceptaron rápidamente la hipótesis de que los tumores renales en realidad se originaban en las glándulas suprarrenales. Birch-Hirschfeld y Doderlein (1894) acuñaron el término *tumores hipernefroides* para indicar su origen suprarrenal. Este error conceptual condujo a la introducción del término *hipernefroma*, el cual prevalece en la literatura médica que describe los tumores parenquimatosos de origen primario renal (Walsh et al. 2002).

Weichselbaum y Greenish (1883) describieron adenomas renales que contenían tipos celulares papilares y alveolares. Los trabajos de Albarran e Imbert (1903) contribuyeron a clarificar en cierta medida la histopatología de los tumores renales y la contribución en cuatro tomos de Wolf redactados entre 1883 y 1928 representó otro hito en la comprensión de los tumores renales.

Deming y Harvard en 1970 realizaron la clasificación más práctica de los tumores renales en la que establecían 11

categorías tumorales, con subdivisiones múltiples, que incluían prácticamente todas las enfermedades tanto renales propiamente dichas como perirrenales que pudieran comprometer el riñón secundariamente. En 1980 Glenn realizó una simplificación de dicha clasificación mejorando la complejidad de la misma. A la formulación original de Glenn se añadió el epígrafe oncocitoma incluyéndolo en el subgrupo de tumoraciones de origen benigno.

En 1994 Barbaric categoriza las masas renales desde el punto de vista patológico (malignas, benignas o inflamatorias) y desde el punto de vista radiológico (quistes simples, quistes complejos, tumores grasos y otros) generando una clasificación práctica que ayuda al diagnóstico diferencial (Tabla 1 y Tabla 2).

Tabla 1. Masas renales según su anatomía patológica.

Malignas	Benignas	Inflamatorias
Carcinoma renal	Quiste simple	Absceso
Linfoma	Angiomiolipoma	Pielonefritis
Leiomiocarcinoma	Oncocitoma	Pielonefritis
Hemangiopericitoma	Seudotumor	xantogranulomatosa
Liposarcoma	Reninoma	Quiste renal infectado
Rabdomiosarcoma	Feocromocitoma	Tuberculosis
Schwannoma	Leiomioma	Granuloma reumático
Osteosarcoma	Hemangioma	
Histiocitoma fibroso	Nefroma quístico	
Neurofibrosarcoma	Fibroma	
Metástasis	Malformación arterio-venosa	
Infiltración por neoplasia	Hemangiopericitoma	
Carcinoide	Hibernoma	
Tumor de wilms	Aneurisma de arteria renal	
Nefroma mesoblástico		
Leucemia		

Tabla 2. Masas renales según su aspecto radiológico.

Quiestes simples	Quiestes complejos	Tumores grasos	Otros
Quieste simple Quieste múltiple Quieste parapiélico Divertículo calicial	Nefroma quístico Carcinoma renal Quieste hemorrágico Metástasis Tumor de Wilms Quieste infectado Linfoma Tuberculosis Quieste septado malformación arteriovenosa Aneurisma de la arteria renal Hidrocáliz	Angiomiolipoma Lipoma Hibernoma Liposarcoma	Carcinoma renal Metástasis Linfoma Sarcoma Neumonía lobar Absceso Tuberculosis Oncocitoma Fibroma Pielonefritis xantogranulomatosa Feocromocitoma Tumor de wilms Granuloma reumático Reninoma Leiomioma Hemangioma Nefroblastomatosis Adenocarcinoma

1.2 Epidemiología y etiología del Carcinoma renal.

El carcinoma renal representa el 2%-3% de todos los cánceres y su incidencia máxima se da en los países occidentales. En general, durante los dos últimos decenios y hasta hace poco se ha producido un incremento anual próximo al 2% de la incidencia en todo el mundo (Ljungberg et al. 2010).

El carcinoma renal es la lesión sólida más frecuente en el riñón y representa aproximadamente el 90% de todos los tumores renales malignos. Engloba diferentes tipos de carcinoma renal con características histopatológicas y genéticas específicas. Hay un predominio 1,5:1 de los varones sobre las mujeres y la incidencia

máxima tiene lugar entre los 60 y 70 años de edad. Entre los factores etiológicos figuran factores relacionados con los hábitos de vida como tabaquismo, obesidad e hipertensión arterial. El hecho de tener un pariente de primer grado con cáncer de riñón también se asocia a un mayor riesgo de carcinoma renal. La profilaxis más eficaz consiste en evitar el tabaquismo y la obesidad (Protzel et al. 2012).

El cáncer renal es el tercer cáncer urológico más común. Actualmente la mayor parte de las masas renales son diagnosticadas cuando el paciente permanece asintomático, la triada clásica de síntomas tales como hematuria macroscópica, dolor en flanco y masa renal palpable resulta una forma de presentación infrecuente en la actualidad (Mues & Landman 2010). Las técnicas de imagen que con mayor frecuencia son utilizadas para el diagnóstico son la ecografía abdominal, la tomografía computerizada y la resonancia magnética. Se encuentra enfermedad metastásica en uno de cada cuatro pacientes y tumores bilaterales en aproximadamente el 2% de los pacientes. El incremento de la incidencia de cáncer renal, especialmente las masas renales de pequeño tamaño (Alasker et al. 2013), (Israel & Silverman 2011), (Kunkle et al. 2008) puede ser debido al uso extendido que hay en la actualidad de métodos

de diagnóstico por imagen (Ecografía y TC) (Goldfarb 2013), (Mourad et al. 2014).

El tratamiento estándar del cáncer renal ha sido la nefrectomía radical. Cualquier otro tratamiento para el cáncer renal ha tenido que ser comparado con la nefrectomía radical en términos de resultados oncológicos (Silverman et al. 2008). De esta forma durante la última década el manejo del cáncer renal localizado ha experimentado una revolución con la introducción de la cirugía laparoscópica y otras técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas (Berger et al. 2008), (Pandharipande et al. 2008) que han sido capaces de mostrar resultados oncológicos comparables y una menor morbilidad para los pacientes (Olweny et al. 2012),(Walsh et al. 2002).

Ha habido muchos avances en el tratamiento del carcinoma de células renales en la última década (Thomas & Campbell 2011). Las diferentes técnicas quirúrgicas se han ido refinando. Actualmente se considera como Gold standard el abordaje laparoscópico para realizar una nefrectomía radical por tumor, aunque la cirugía abierta es la que se realiza de manera más extendida en la mayor parte del mundo. La cirugía robótica poco a poco ha ido incrementando su peso específico como opción dentro

de la cirugía renal oncológica (Chan et al. 2011), (Húsch et al. 2012).

1.3 Diagnóstico y estadiaje de carcinoma renal.

En la actualidad más del 50% de los carcinomas de células renales son diagnosticados de forma incidental mediante el uso de diferentes técnicas de imagen radiológica para el estudio de distintos complejos sindrómicos. Aproximadamente el 30 % de los pacientes con carcinoma renal sintomático presentan síndromes paraneoplásicos (Hipertensión, pérdida de peso, caquexia, anemia, neuromiopatía) al diagnóstico. Y en un porcentaje menor pueden presentarse al diagnóstico con síntomas compatibles con enfermedad metastásica tales como dolor óseo y tos persistente.

El papel del examen físico es limitado aunque la presencia de alguno de los siguientes hallazgos: masa palpable, varicocele irreductible, edema de extremidades inferiores bilateral y/o adenopatías cervicales palpables recomendaría la realización de alguna prueba de imagen para descartar la presencia de un carcinoma renal.

Dentro de los parámetros de laboratorio más utilizados para el diagnóstico son la creatinina sérica, tasa de filtrado glomerular,

hemoglobina, velocidad de sedimentación globular, fosfatasa alcalina, lactato deshidrogenasa (LDH) y calcio sérico (Haen et al. 2011).

El diagnóstico y estadiaje del carcinoma renal está fundamentado en los estudios radiológicos. El abordaje tradicional para la detección de masas renales esta basado en el uso de la ecografía sin/con contraste, la Tomografía Computerizada (TC) y la Resonancia Magnética (RM). La mayoría de las masas renales pueden ser diagnosticadas utilizando una sola técnica. La presencia de realce tras la administración de contrastes es uno de los principales criterios a la hora de determinar si una masa sólida es sospechosa de malignidad o no. También permiten la posibilidad de diferenciar entre masas sólidas o quísticas (B. Ljungberg (chair), K. Bensalah et al. 2014).

Tanto el TC como la RM son utilizados principalmente para la caracterización de las masas renales y permite establecer una aproximación al estadiaje. La TC abdominal es muy útil porque además de permitir el diagnóstico de las masas renales aporta información de la morfología y función del riñón contralateral; permite determinar la extensión del tumor primario y si presenta afectación extrarrenal; si existe afectación del sistema venoso;

estado de adenopatías locorregionales; y existencia de afectación hepática y suprarrenal (Thorstenson et al. 2014).

La RM suele estar relegada al estudio de masas renales en paciente con alergia a los contrastes endovenosos, pacientes embarazadas sin fallo renal asociado. La presencia de trombo tumoral venoso puede ser realizada mediante el uso de RM y o ecografía con Doppler. El TC de tórax es la técnica de imagen mas precisa para el estudio de presencia de metástasis torácicas. Y en el caso que halla indicios de metástasis a distancia debería ser realizado un escáner corporal y uno de cerebro.

Para el estudio de las masas renales quísticas se describió la clasificación de Bosniak (Tabla 3) que trata de predecir el riesgo de malignidad en función de los hallazgos radiológicos.

La biopsia renal se ha utilizado para el diagnóstico, el seguimiento y cuando se emplean técnicas de ablación. Hay que tener en cuenta que la biopsia renal tiene una elevada especificidad y sensibilidad para determinar la presencia de malignidad pero entre un 10-20% de las biopsias son no concluyentes de malignidad.

Tabla 3. Clasificación de Bosniak.

Categoría Bosniak	Hallazgos	Pronóstico
I	Quiste simple de pared fina sin que presente calcificaciones, septos o componentes internos. No realza con contraste	Benigno
II	Quiste simple con algunos septos finos en sus paredes. Presencia de calcificaciones finas. No realce con contraste.	Benigno
IIF	Quistes de paredes finas que pueden presentar mínimo realce tras la administración de contraste. Pueden presentar calcificaciones nodulares sin realce de contraste. Ausencia de captación de contraste de los tejidos blandos	Seguimiento. Pequeño porcentaje de malignización.
III	Masas quísticas con paredes irregulares o septos que captan contraste.	Cirugía o seguimiento. Malignidad en el 50% de las lesiones.
IV	Neoplasias quísticas con realce de tejidos con contraste.	Cirugía. Malignidad en la mayoría de las lesiones.

En el carcinoma renal, el diagnóstico histológico se establece tras la extirpación quirúrgica de los tumores renales o después del examen de las muestras de biopsia renal (Remzi & Marberger 2009). El sistema de clasificación Fuhrman del grado nuclear (grado 1,2,3 y 4) en el carcinoma renal ha sido la clasificación más aceptada de forma general (Ljungberg et al. 2010), (Mylona et al. 2008).

Para la OMS el carcinoma renal se divide en al menos tres subtipos histológicos principales (Tabla 4):

Tabla 4. Subtipos histológicos principales de Carcinoma renal.

Subtipo histológico	Porcentaje de CR	Descripción histológica	Cambios de genética molecular asociados
De células claras	80-90%	Células con citoplasma claro en su mayoría, en algunas predomina el citoplasma eosinófilo. Patrón de crecimiento tubular sólido y quístico	Delección específica del cromosoma 3p y mutación del gen VHL. Duplicación de la banda cromosómica 5q22 Delección del cromosoma 6q, 8p, 9p y 14q.
Papilar	10-15%	Células pequeñas con citoplasma escaso en su mayoría, también basófilas, eosinófilas o de tinción pálida. Crecimiento papilar. Zonas necróticas frecuentes. 2 subtipos: 1. Células pequeñas y citoplasma pálido. 2. Células grandes con citoplasma eosinófilo (Asocia peor pronóstico)	Trisomía de los cromosomas 3q, 7, 8, 16, 17 y pérdida del cromosoma Y
De células cromóforas	4-5%	Citoplasma granular eosinófilo o pálido. Crecimiento en láminas sólidas.	Combinación de pérdida de cromosomas 1,2, 6, 10, 13, 17.

En la actualidad se emplea la clasificación TNM del año 2009 para el estadiaje de los tumores renales (Tabla 5).

Tabla 5. Sistema de clasificación TNM 2009.

T-Tumor primario	
TX No se puede evaluar tumor primario	
T0 Ausencia de tumor primario	
T1 Tumor de ≤ 7 cm en su dimensión máxima, limitado al riñón	
T1a Tumor de ≤ 4 cm en su dimensión máxima, limitado al riñón	
T1b Tumor de >4 cm pero ≤ 7 cm en su dimensión máxima	
T2 Tumor de >7 cm en su dimensión máxima, limitado al riñón	
T2a Tumor de >7 cm pero ≤ 10 cm en su dimensión máxima	
T2b Tumor de >10 cm limitado al riñón	
T3 El tumor se extiende a venas importantes o invade directamente las glándulas suprarrenales o los tejidos perirrenales, pero no la glándula renal ipsolateral ni sobrepasa la fascia de Gerota	
T3a El tumor se extiende macroscópicamente a la vena renal o sus ramas segmentarias (con músculo) o el tumor invade la grasa perirrenal o el seno renal pero no sobrepasa la fascia de Gerota	
T3b El tumor se extiende macroscópicamente a la vena cava por debajo del diafragma	
T3c El tumor se extiende macroscópicamente a la vena cava por encima del diafragma o invade la pared de la vena cava	
T4 El tumor invade sobrepasando la fascia de Gerota (Incluida la extensión por contigüidad a la glándula suprarrenal ipsolateral)	
N-Ganglios linfáticos regionales	
NX No se pueden evaluar los ganglios linfáticos regionales	
N0 Ausencia de metástasis ganglionares regionales	
N1 Metástasis en un sólo ganglio linfático regional	
N2 Metástasis en más de un ganglio linfático regional	
M-Metástasis a distancia	
M0 Ausencia de metástasis a distancia	
M1 Metástasis a distancia	
Aplicación en estadios TNM	
Estadio I	T1 N0 M0
Estadio II	T2 N0 M0
Estadio III	T3 N0 M0
	T1 N1 M0
	T2 N1 M0
Estadio IV	T3 N1 M0
	T4
	N2
	M1

El tratamiento estándar del cáncer renal localizado ha sido desde hace tiempo la nefrectomía radical (Subotic et al. 2012). Cualquier otra opción terapéutica debe ser comparada con la nefrectomía radical en términos de resultados oncológicos

(Benway & Bhayani 2009). Sin embargo durante la pasada década el tratamiento del cáncer renal localizado ha experimentado una gran revolución con la introducción de la laparoscopia y las diferentes técnicas mínimamente invasivas (Berger et al. 2008) que han mostrado resultados oncológicos comparables y menor morbilidad para los pacientes (Bandi et al. 2008), (Faddegon et al. 2013), (Sung et al. 2012), (Takaki et al. 2014), (Waalkes et al. 2012), (Patel et al. 2012).

Las técnicas ablativas (Bhan et al. 2013) para el tratamiento de pequeñas masas renales (Radiofrecuencia, Crioablación (Kunkle & Uzzo 2008)) parecen contar con la ventaja de representar una menor morbilidad que las técnicas quirúrgicas convencionales en cualquiera de sus modalidades principalmente en pacientes de alto riesgo quirúrgico (Crestani et al. n.d.), (Lian et al. 2012). Las indicaciones más claras para poner en práctica estas técnicas ablativas son la presencia de masas de pequeño tamaño en pacientes de edad avanzada, tumores bilaterales, lesiones renales en riñones únicos, y predisposición genética para desarrollar tumores múltiples. Siempre que se pongan en prácticas estas técnicas estaría indicado la realización de una biopsia de la masa con el fin de disponer de un diagnóstico histológico de la misma (Klingler & Susani 2010). Dentro de los

principales problemas para poder justificar el uso estandarizado de estas técnicas como tratamiento principal para las masas renales de pequeño tamaño es la falta de estudios que garanticen los resultados oncológicos a largo plazo (Psutka et al. 2013). Estas técnicas también presentan la limitación de ser incapaces de distinguir entre tejido sano y tejido tumoral limitando el daño nefronal (Bird et al. 2009), (Gallego Vilar et al. 2010), (Stein & Gill 2009).

El tratamiento de las pequeñas masas renales (<4cm) ha crecido en importancia debido a que la tasa de detección de estos tumores se ha incrementado debido al uso indiscriminado de pruebas de imagen (Breau et al. 2011), (Broucqsault et al. 2012), (Kim & Thompson 2012) aunque la nefrectomía radical abierta sigue siendo el Gold estándar en cuanto a su tratamiento, el resto de técnicas mínimamente invasivas han ido progresivamente igualándose a ella en términos de eficacia oncológica (Kiriluk et al. 2011). Las diferentes técnicas ablativas están mostrando resultados prometedores a corto medio plazo como alternativa de tratamiento de las masas renales de pequeño tamaño (Choueiri et al. 2011), (Ma et al. 2014), (Silverman et al. 2008).

1.4 Historia de la ablación.

Son numerosas las técnicas desarrolladas a lo largo de la historia para conseguir ablación de tejidos (Feng & Liang 2012). Dentro de las técnicas utilizadas con el fin de producir destrucción de células cancerígenas se incluye el calor, el frío, la radiación, la quimioterapia, la inyección de sustancias para bloquear el aporte sanguíneo de los tumores, la inyección de agentes cáusticos intratumorales y la combinación de varias de estas técnicas. La mayoría de estas técnicas se han introducido y desarrollado a finales del siglo XX pero hay alguna que data del siglo XIX (VanSonnenberg et al. 2005).

Mientras que los métodos de radiofrecuencia percutánea son relativamente novedosos, la técnica básica de ablación por radiofrecuencia (RFA) fue descrita hace un siglo por D'Arsonval, el cual en 1891 fue el primero en demostrar que cuando las ondas de radiofrecuencia atraviesan un tejido provocan un incremento de la temperatura en el mismo. A principio de 1900 la RF tenía muy pocas aplicaciones clínicas. En 1910 Berg describió un nuevo método para el tratamiento de neoplasias vesicales utilizando cauterización a través de un cistoscopio.

Las aplicaciones médicas de la RF no se popularizaron hasta la introducción del denominado *Bovie knife* en 1928 por Cushing y Bovie. Con este instrumento se podía cauterizar o cortar los tejidos simplemente variando la corriente de RF. Una corriente pulsada o interrumpida podría cauterizar los tejidos mientras que una corriente continua se podría utilizar para cortarlos. Esta primera generación del Bovie knife era un electrodo monopolar similar a los utilizados en las técnicas actuales de RF (Ahmed et al. 2011) (Ahmed et al. 2008).

El hecho de que la RF actúe provocando agitación iónica de los tejidos que rodean la aguja de punción fue demostrado por vez primera por Organ. El eje de la aguja no produce calor, el calor es producido en los tejidos y esto conlleva a coagulación y posteriormente a necrosis tisular. La aplicación de corrientes de RF sobre una pequeña zona de coagulación provoca una carbonización del tejido. Este fenómeno de carbonización actúa como inhibidor de la agitación iónica más allá de los tejidos limitando la necrosis coagulativa alrededor de la aguja. En 1990 la técnica de aplicación de RF fue modificada por dos investigadores independientes introduciendo la vía percutánea. McGahan et al publicaron sus investigaciones en la literatura inglesa y en el mismo año Rossi describe la suya en la literatura

italiana. Ambos sustituyen el Bovie knife por agujas especialmente diseñadas donde el electrodo se haya únicamente localizado en la punta de la aguja y el resto de la aguja permanecía revestida con material aislante. Este diseño permitía dirigir el flujo de corriente dentro del tejido diana. De esta forma una aguja de este tipo podía ser colocada en órganos diana que se hallasen en profundidad como por ejemplo el hígado. Una de las principales limitaciones del diseño original era que el diámetro de lesión que podía ser sometido a ablación sólo podía ser de 1,5 cm o menos.

En 1992 McGahan et al mostraron como la utilización de ultrasonidos de forma conjunta con la RF permitía tanto monitorizar la colocación de la aguja de RF como estudiar la respuesta mediante los ecos generados por los tejidos circundantes a la aguja de RF durante la ablación. También documentaron un incremento de la ecogenicidad de los tejidos alrededor de la aguja una vez que se aplicaba una corriente de RF a través de ella. Gracias al estudio y correlación con piezas anatomopatológicas se comprobó que esta respuesta ecogénica presentaba una distribución en forma de elipse y correspondía aproximadamente con el volumen obtenido de necrosis coagulativa en la pieza examinada. Se observó que había una

zona central carbonizada que correspondía a la punta de la aguja, un área más o menos extensa de necrosis coagulativa y finalmente actuando como interfase entre el tejido sano y la zona de necrosis un área de hemorragia.

In 1996 y 1997 Goldberg y Lorentzen describieron un nuevo abordaje utilizando una aguja cuya punta era enfriada a través del bombeo de suero salino usando el eje de la aguja. Durante sus estudios se mostró que al enfriar la punta de la aguja se prevenía el fenómeno de carbonización que ocurría con el diseño original de McGahan y Rossi. Enfriar la aguja permitía un descenso de la temperatura alrededor de la punta produciendo necrosis coagulativa del tejido pero una menor cantidad de carbonización. La reducción del fenómeno de carbonización provocaba que la agitación iónica en los tejidos se extendiese más, incrementando así el volumen de necrosis. Existe una modificación de esta tecnología que utiliza tres o más puntas de agujas agrupadas *clúster* para poder incrementar el volumen de tejido que se va a coagular.

Se llevaron a cabo estudios adicionales con el fin de evaluar diferentes factores que pudiesen modificar la cantidad de tejido que podía ser sometido a necrosis. La necrosis coagulativa es una

función del total de energía de RF depositada en los tejidos, multiplicada por las interacciones locales con el tejido, menos la pérdida de calor a nivel local y sistémico. Los generadores de RF modernos pueden incrementar la cantidad de energía depositada en los tejidos incrementando así la cantidad de necrosis. Las características de los tejidos y su interacción con las corrientes de RF son parámetros importantes a tener en cuenta a la hora de crear áreas de necrosis. Por ejemplo la aplicación rápida de corrientes produce carbonización, esto reduce el contenido en agua de los tejidos y disminuye la agitación iónica por lo tanto reduce la cantidad de necrosis.

En 1997 Livraghi et al realizaron estudios de aplicación de RF sobre tejido hepático animal, estudiaron la diferencia de resultados cuando aplicaban RF con irrigación continua de la aguja con suero salino y sin ella y vieron que la cantidad de tejido que conseguían necrosar siempre era superior cuando utilizaban irrigación salina. Basados en estos datos, realizaron RF con irrigación continua de suero salino en 14 pacientes con metástasis hepáticas y un paciente con un colangiocarcinoma primario. Documentaron necrosis completa en 13 de las 25 lesiones hepáticas con diámetros superiores a 3,9 cm. Como consecuencia directa de la investigación y mejora de esta técnica,

la RF con perfusión de salino pasó a ser una opción prometedora el manejo de los tumores hepáticos.

Los resultados óptimos de ablación fueron obtenidos cuando se alcanzaban dentro de los tejidos diana temperaturas entre los 60°C y los 100°C. Temperaturas inferiores condicionan un mayor tiempo de exposición para alcanzar el resultado deseado. De forma paradójica incrementos rápidos de temperatura por encima de los 100°C producen una mayor carbonización hecho que como se ha visto limita la eficacia de la coagulación.

Otro de los fenómenos que fueron vistos durante estas investigaciones y que influían de forma decisiva en la eficacia de la RF era el efecto de disipación de calor que es provocado por los grandes vasos cerca del tumor o tejido diana. Son mucho los investigadores que han descrito diferentes métodos con intención de limitar este fenómeno. Buscarini et al en 1999 fue el primero en describir el uso combinado de RF con embolización arterial para el tratamiento de carcinomas hepatocelulares (HCC) de gran tamaño.

Otro método que se fue utilizado para reducir el aporte sanguíneo de los tumores fue la maniobra de Pringle que consistía en la oclusión completa del pedículo vascular cuando se estaba aplicando la técnica de RF en cirugía abierta. Goldberg et al utilizaron esta técnica en una serie limitada de casos publicada en 1998. La conclusión obtenida fue que la superficie de necrosis obtenida cuando se disminuía el aporte sanguíneo era superior a cuando no se realizaba (Valls et al. 2006).

Los últimos 10-15 años han supuesto un rápido avance en el uso de la radiofrecuencia para el tratamiento de diferentes tipos de tumores (Chan et al. 2011), (Salagierski et al. 2013), (Zagoria & Childs 2012). Se han desarrollado generadores de energía más potentes, se han rediseñado la agujas de punción con el fin de obtener mayor superficie de necrosis. Se han puesto en práctica diferentes métodos para evitar la disipación de calor durante la radiofrecuencia como la embolización de grandes vasos o la oclusión temporal de los mismos (Crow & Keeley 2010). Se está en permanente investigación con el fin de desarrollar la tecnología que permita la aplicación de radiofrecuencia en un mayor número de enfermedades en diferentes partes del cuerpo (Estebanez Zarranz et al. 2009), (Matin & Ahrar 2008)

Objetivos

2.1 Objetivos

1. Evaluar la técnica de Termoablación mediante Radiofrecuencia (RFA) como opción terapéutica para el tratamiento de masas renales de pequeño tamaño.
2. Evaluar la técnica Termoablación mediante Radiofrecuencia en términos de eficacia oncológica.
3. Evaluación del protocolo de seguimiento posterior a la aplicación de técnicas ablativas para el tratamiento de tumores del parénquima renal.

4. Evaluar el perfil de seguridad de la técnica de Termoablación mediante Radiofrecuencia determinando las complicaciones tanto inmediatas como tardías surgidas en los diferentes procedimientos y sus posibles causas.
5. Evaluar el perfil de idoneidad de los candidatos que pueden ser sometidos a técnicas ablativas como la Termoablación con Radiofrecuencia.
6. Evaluación de las diferentes técnicas radiológicas (TC, Ecografía, Ecografía con ecopotenciador) que pueden ser utilizadas para determinar el éxito o fracaso de las técnicas ablativas utilizadas.
7. Determinar qué factores son los más influyentes a la hora de determinar el éxito o fracaso de la Termoablación con Radiofrecuencia .
8. Comparar diferentes tipos de energía que se puedan utilizar para realizar Termoablación de tumores del parénquima renal.

Material y Métodos

Hemos realizado un estudio en el que se incluyeron 94 tumores renales presentes en 84 pacientes. Los pacientes fueron diagnosticados de neoformación renal única o múltiple desde el año 2003 al año 2014.

En todos ellos se llevo a cabo un protocolo de diagnostico 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 (90 tumoraciones renales) y en un numero

más reducido mediante la técnica de microondas (4 tumoraciones) ya que se dispuso de ella años posteriores.

Se determinó un protocolo de estudio posterior mediante distintas técnicas de imagen, todas ellas complementarias para llegar a un diagnóstico correcto determinando ablación completa, ablación incompleta y recidiva posterior.

3.1 Diagnóstico de lesiones ocupantes de espacio.

Tumoraciones del parénquima renal.

- a. Primarios versus metástasis.
- b. Etiología benigna (Oncocitomas, angiomiolipomas)
- c. Etiología maligna (Carcinoma de células renales en sus diferentes variantes, carcinomas papilares etc.).

Se han realizado distintas técnicas de radiodiagnóstico para su tipificación y se obtuvo confirmación mediante estudio anatomopatológico (Davison et al. 2001), (Chen & Uzzo 2011).

Se utilizaron los siguientes métodos de estudio por imágenes (Davison et al. 2001), (Webb et al. 2007), (Schoth et al. 2010):

- **Ecografía Modo B:** Permite valorar la morfología de las lesiones de forma eficaz e inocua para el paciente.
- **Eco-Doppler Color:** Permite el estudio de los neovasos de las lesiones a estudio y de los vasos propios de la unidad renal.
- **Ultrasonidos con ecopotenciadores de la señal:** Técnica novedosa que permite el estudio de la microvascularización renal.
- **Tomografía computerizada sin y con contraste en fase arterial y tardía:** Permite el estudio de la morfología y de la captación del contraste por las lesiones lo cual aporta información relevante para el diagnóstico y para la monitorización del tratamiento mediante técnicas ablativas (Leveridge et al. 2010).

3.1.1 Ecografía convencional.

3.1.1.1 Técnica ecográfica.

El diagnóstico mediante ultrasonidos se basa en la detección y la representación de la energía acústica reflejada a partir de las distintas interfases corporales. Las interacciones que se originan

proporcionan la información que permite generar imágenes de las diferentes estructuras del cuerpo con carácter bidimensionales de alta resolución, en escala de grises, de la misma manera que proporcionan información para representar los parámetros de flujo (Henrik Holm et al. n.d.).

La dispersión de energía acústica que se origina en las interfases es el origen de la imagen convencional con ultrasonidos y del modo Doppler. Esta dispersión esta sujeta a la interacción de las bases físicas que operan en un medio acústico. Las interfases surgen porque los tejidos tienen diferentes propiedades físicas que reaccionan al medio acústico.

La energía reflejada tiene una amplitud determinada que es empleada para la generación de la imagen convencional producida por los ultrasonidos, por otro lado la existencia de cambios de frecuencia aportan información sobre el flujo sanguíneo en los diferentes tejidos.

La realización de ecografía es un procedimiento dependiente de operador. Son numerosas las variables que se deben tener en cuenta y que influyen en la producción, detección

y procesamiento de los datos obtenidos con la utilización de los ultrasonidos (Middleton et al. 2005).

Aspectos o principios físicos involucrados son atenuación, impedancia acústica, longitud de onda y frecuencia, medida de la distancia, propagación del sonido, reflexión, y refracción.

Cuando la energía mecánica efectúa un recorrido a través de la materia en forma de una onda que produce alternativamente los fenómenos de compresión y refracción se produce el sonido.

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. Las unidades básicas de medida de sonido quedan definidas por los cambios de presión en función del tiempo. Se denomina longitud de onda, λ , a la distancia entre puntos correspondientes de la curva tiempo-presión; se llama periodo al tiempo T necesario para completar un ciclo. La frecuencia de sonido se define como el número de ciclos completos por unidad de tiempo. La frecuencia y el periodo son inversamente proporcionales entre sí.

El ser humano tiene una capacidad de audición que se limita al área más baja del rango de las frecuencias acústicas, oscilando entre 20 Hz y 20.000 Hz. El rango de frecuencias acústicas se encuentra entre menos de 1 Hz y más de 100.000 Hz (100KHz). Los ultrasonidos y el sonido audible se van a diferenciar solamente en la frecuencia, que es 500 a 1000 veces mayor que la del sonido que normalmente oímos; Cuando el sonido se utiliza con fines diagnósticos las frecuencias utilizadas mas comúnmente 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 el Modo Doppler por norma general, se utilizan frecuencias inferiores con respecto a las utilizadas durante la obtención de imagen convencional con ultrasonidos; salvando esta diferencia los mismos principios rigen para ambos procedimientos (Middleton et al. 2005).

Los ultrasonidos con aplicaciones clínicas utilizan pulsos de energía que son enviados al interior del organismo, estos pulsos se van a propagar a través de los diferentes tejidos. 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 1). Al atravesar los tejidos la velocidad de la onda de presión acústica varía enormemente y depende de las propiedades físicas de aquellos. La resistencia de los medios a la compresión ejercida por la onda a su paso por ellos va a determinar la velocidad de propagación de la onda acústica. Esa resistencia viene determinada, a su vez por la rigidez, la densidad y elasticidad del medio. De esta forma, la velocidad de propagación aumenta al hacerlo la rigidez y disminuye cuando aumenta la densidad. En el organismo, la velocidad de propagación es considerada como una constante para un determinado tejido de forma que no se afecta por la frecuencia o longitud de onda del sonido emitido.

Los parámetros físicos de los ultrasonidos de mayor relevancia para poder utilizarlos con aplicación clínica son la velocidad de propagación de la onda y el tiempo. La velocidad de propagación es esencial a la hora de determinar la distancia existente entre la interfase reflectora y el transductor. La información necesaria para generar una imagen con ultrasonidos depende de una medición precisa del tiempo. 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 (Henrik Holm et al. n.d.).

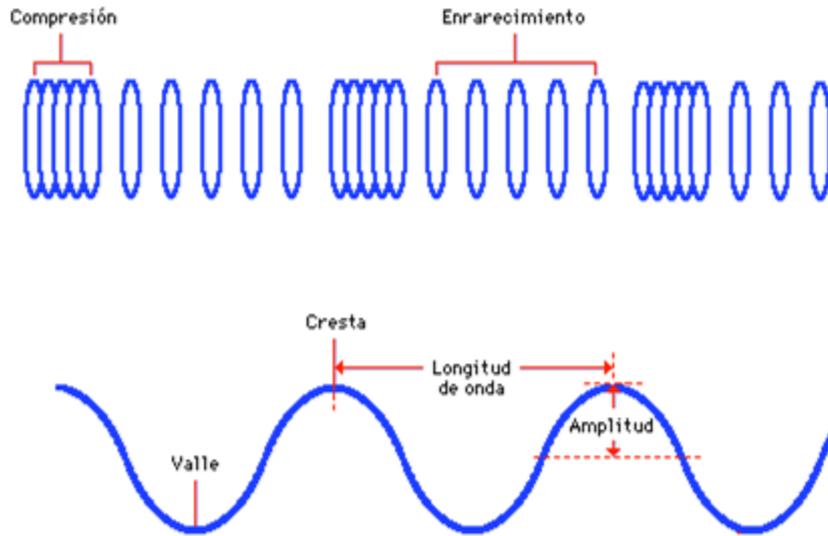


Figura 1: Onda longitudinal y onda transversal.

Los sistemas generadores de ultrasonidos utilizados con fines diagnósticos se basan en la detección y representación del sonido reflejado o ecos. Un eco se va a generar cuando el sonido se encuentra con una interfase reflectora. Si el sonido atraviesa un medio homogéneo donde no encuentra interfases en que reflejarse, el medio aparece anecoico. La existencia de materiales con propiedades físicas diferentes como se trata de la unión de los diferentes tejidos, permite que existan 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.

Los distintos materiales entre los cuales se producen interfases tienen impedancias acústicas diferentes, de estas diferencias en la impedancia se origina la cantidad de reflexión o dispersión de la onda acústica hacia atrás. (Figura 2). 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.

Existen una serie de factores físicos que determinan la reflexión que experimenta el ultrasonido cuando atraviesa una interfase acústica, que son el tamaño y la superficie de dicha interfase. Si la interfase es tamaño grande y relativamente suave, la reflexión del sonido se produce casi de la misma forma que un espejo refleja la luz (Figura 2). En este caso nos encontramos ante interfases denominadas reflectores especulares y se van a comportar como espejos para el sonido. 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.

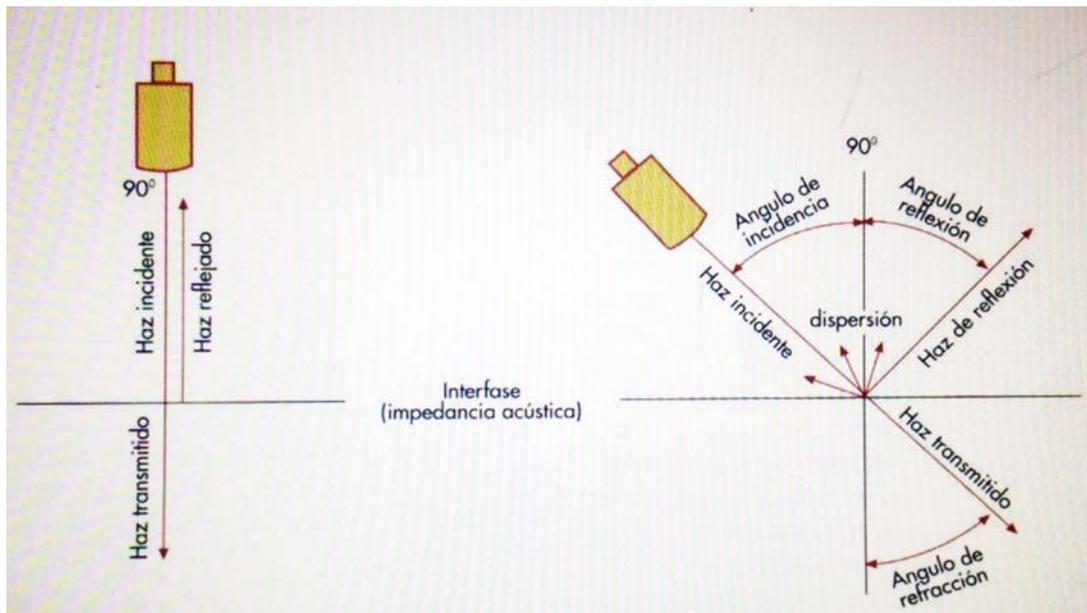


Figura 2: Reflexión de la onda de ultrasonidos.

Otro aspecto físico relevante para conseguir la representación adecuada de las distintas interfases es el ángulo de incidencia. Los aparatos de ultrasonidos sólo detectan aquellas reflexiones que regresan al transductor. 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. La mayoría de los ecos

en el organismo no surgen de reflectores especulares sino que lo hacen de interfases de 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. El origen de las estructuras reflectoras, su naturaleza provoca que existan conflictos a la hora de poner en práctica diferentes aplicaciones diagnósticas, de esta forma y como ejemplo muy claro hay que tener en cuenta que la mayoría de las paredes vasculares se van a comportar como reflectores de tipo especular y se requiere para su adecuada visualización un ángulo de incidencia de 90° , mientras que para la utilización de el modo Doppler el ángulo de incidencia entre el haz del sonido y la estructura vascular debe ser inferior 90° .

Cuando existe un cambio en la dirección en la propagación del mismo al pasar de un tejido con una determinada velocidad de propagación acústica a otro tejido con una velocidad menor o

mayor, se produce un fenómeno denominado refracción, basada en la ley de Snell.

Otro factor a tener en cuenta es 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. Por ello su gran importancia clínica, condicionando el transductor utilizado y el ajuste de parámetros.

Es importante resaltar que la atenuación se mide en unidades relativas, no absolutas, midiéndose en decibelios (dB) permitiendo realizar comparaciones entre distintos niveles de potencia o intensidad del sonido.

Al atravesar los tejidos el sonido pierde energía y disminuye la amplitud de las ondas de presión a medida que avanza en profundidad. Ésta atenuación del sonido se produce por absorción (paso de la energía al tejido en forma de calor), por la reflexión y la dispersión. Por ello que la atenuación dependa de la frecuencia y de la naturaleza del medio. Por todo ello la selección del transductor la determina la profundidad a la que se vaya a obtener información, ya que la atenuación marcará la eficacia con

la que los ultrasonidos atraviesan un tejido específico (Sánchez Ronco 2011), (Helenon et al. 2001), (Paspulati & Bhatt 2006).

3.1.1.2 Transductor

El transductor actúa como conversor de la energía eléctrica en energía mecánica y viceversa. En la prueba diagnóstica en la que se basa la técnica ecográfica, el transductor convierte la energía eléctrica proporcionada por el transmisor en pulsos acústicos que son enviados al paciente y, además actúa como receptor de los ecos reflejados, convirtiendo cambios débiles de la presión en señales eléctricas para su procesamiento. El efecto piezoeléctrico (Pierre Curie en 1880) en básico en ellos y se basa en la capacidad de modificar su forma cuando se les aplica un campo eléctrico así como de generar potenciales eléctricos cuando son comprimidos; los cambios en la polaridad del voltaje aplicado al transductor producen cambios en el espesor del mismo, que es deformado, dilatándose y contrayéndose, generando ondas de presión mecánica que se transmiten por el organismo. Las presiones positivas hacen que se desarrolle una pequeña polaridad de un lado a otro del transductor; la presión negativa durante la fase de rarefacción de la onda acústica produce una polaridad opuesta en el transductor. Los cambios en la polaridad y en los voltajes

asociados son el origen de la información procesada para generar la imagen convencional con ultrasonidos o el efecto Doppler.

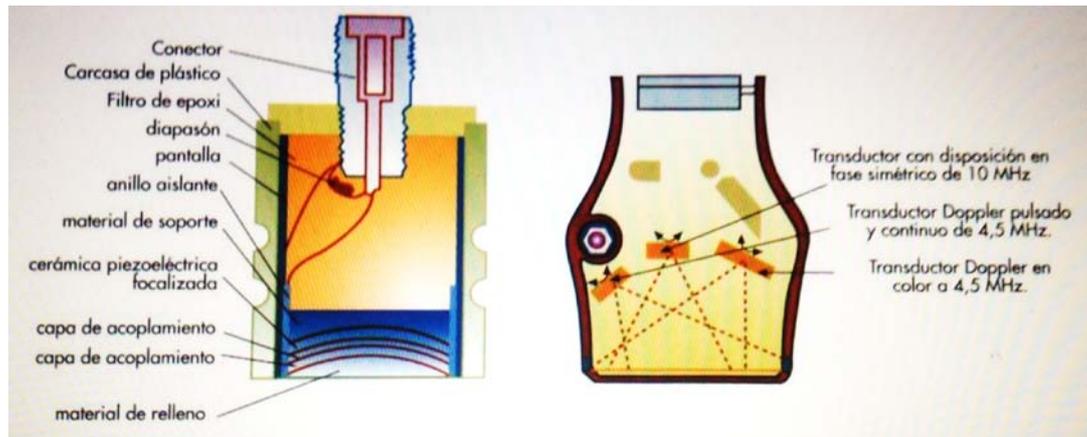


Figura 3: Esquema de un transductor.

La frecuencia de vibración del transductor cuando éste es estimulado por una diferencia de voltaje depende del material del transductor, originando un rango o banda de frecuencias mediante la estimulación eléctrica del transductor. La velocidad de propagación del transductor y el espesor de su material son factores de los que depende la frecuencia preferencial producida por un transductor. El rango de frecuencias originadas por cada tipo de transductor es lo que se denomina amplitud de banda, que es inversamente proporcional al pulso de ultrasonidos enviado por el transductor (Figura 3).

La necesidad de utilizar gel de contacto y recubrimientos especiales se basa en la necesidad de permitir una eficiente transmisión de la energía del transductor al organismo y una vez en él se lleven a cabo distintos fenómenos acústicos básicos (propagación, reflexión, refracción, y absorción) para finalmente proporcionar la información clínica necesaria.

Los pulsos de ultrasonidos del transductor darán lugar a la aparición de una serie de ondas que conforman un haz tridimensional de ultrasonidos. Éste haz estará condicionado por la interferencia constructiva y destructiva de las ondas de presión, la curvatura del transductor y las lentes acústicas utilizadas para dar forma al haz. Se denomina campo próximo o zona de Fresnel al área donde la amplitud de presión varía enormemente por la interferencia de las ondas de presión. Por otro lado el campo lejano o zona de Fraunhofer se trata de la distancia determinada a partir de la cual el campo acústico comienza a divergir y la amplitud de presión disminuye de forma constante conforme aumenta la distancia al transductor. En la actualidad los transductores multielemento corrigen la divergencia del haz de ultrasonido y el enfoque de una determinada profundidad.

La imagen se construye a partir de la amplificación y procesamiento de cambios de voltaje resultado de los cambios de presión y reflexiones de los pulsos que regresan al transductor (Sánchez Ronco 2011).

Transductores de disposición curva.

Permiten obtener una imagen que combina un formato de representación sectorial con un campo de visión relativamente amplio en superficie. Los transductores de disposición curva (Figura 4) se utilizan en el estudio abdominal general, obstétrico o pélvicotransabdominal y, cuando son pequeños y de alta frecuencia, en los estudios transvaginales, transrectales y pediátricos (Figura 4).



Figura 4: Transductor de disposición curva.

3.1.1.3 Doppler

Los objetos que se mueven hacia el transductor reflejan el sonido a una frecuencia mayor 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.

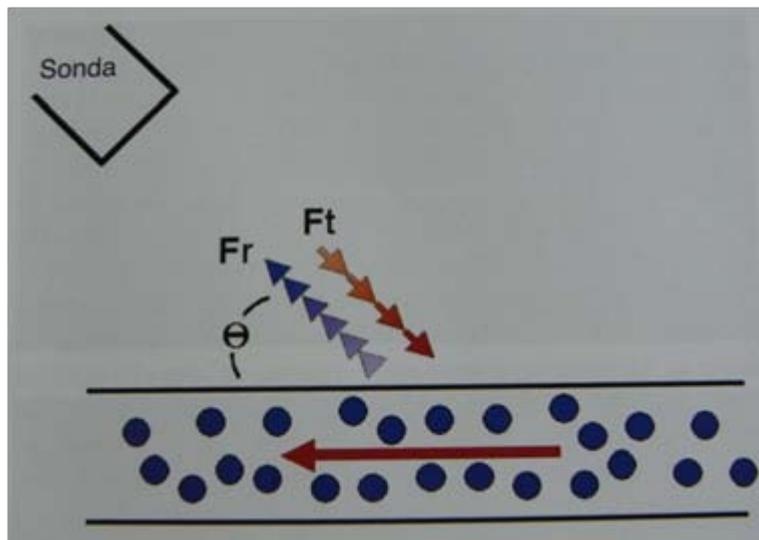


Figura 5: Esquema del efecto Doppler: reflexión de las ondas en los elementos formes de la sangre.

El Doppler Color proporciona información en tiempo real de la morfología de los tejidos en escala de grises y del flujo sanguíneo en color, basándose en el análisis de la información de fase, de la frecuencia y la amplitud de los ecos de retorno. El color

se asigna según las señales procedentes de los eritrocitos en movimiento, en base a la dirección del cambio de fase (Figura 5). La tonalidad del color lo determina la variación de frecuencia originada en ese punto (siendo más claro los cambios de alta frecuencia y más oscuro los de baja). El color y el tono están en relación con el volumen y la concentración hemática en movimiento (Krebs et al. n.d.).

A las estructuras que no están en movimiento, al no estar sometidas a ningún desplazamiento de fase se les asigna un valor en escala de grises.

El Doppler Color permite visualizar el flujo y trastornos del flujo en todo el vaso, incluso los de pequeño calibre. El Doppler pulsado nos posibilita la obtención de ondas (y su análisis) de estas áreas a estudios. El Doppler potencia valora la potencia o intensidad de la señal. El Doppler color y el potencia se diferencian en que éste último ignora los componentes de frecuencia par utilizar la energía total de la señal Doppler (Figura 6).

En el Doppler Color convencional el ruido aparece en todo el cambio de frecuencia Doppler, por lo que con los ajustes de ganancia se debe reducir el ruido excesivo ya que cuando ésta se encuentra elevada el ruido de fondo aleatorio ruido oscurece la señal verdadera. En el caso del Doppler Potencia, al ruido de bajo nivel se le asigna un fondo de color homogéneo, aunque la ganancia aumente mucho. A la hora de valorar el flujo es importante resaltar que la potencia de 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 (Figura 6).

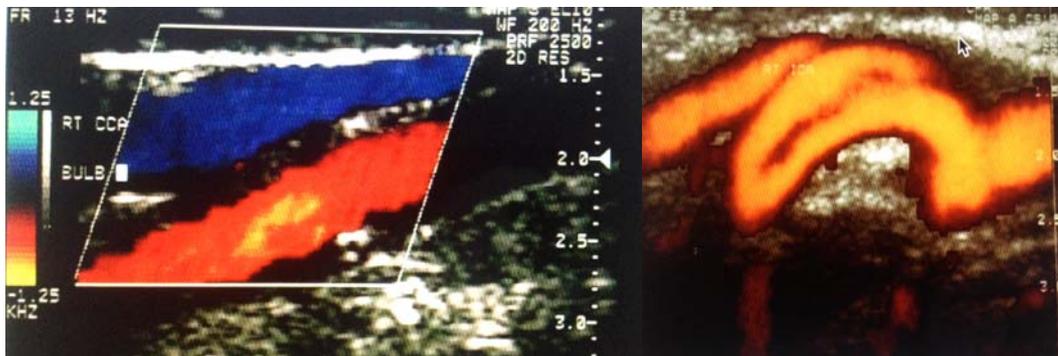


Figura 6: Doppler color y Doppler potencia (Krebs et al. n.d.).

Existen unas limitaciones en el Doppler de potencia. Por una parte no ofrece información sobre la velocidad y la dirección del flujo sanguíneo. Además es muy sensible al artefacto de destello. La determinación de la dirección del flujo y su velocidad relativa se afectan en menor medida por el movimiento de los

tejidos y de la sonda, en el Doppler color, mientras que el potencia es más sensible y se afecta menos por el ángulo Doppler.

Por todo ello el Doppler color se considera el método principal mientras que el potencia se considera auxiliar en el estudio del flujo sanguíneo.

La ecografía Doppler depende de varios factores que consiguen optimizar el resultado, siendo éstos: frecuencia del transductor, ganancia, potencia, frecuencia de repetición de pulsos (o también llamada escala Doppler), longitud de conjunto, filtro de pared, prioridad de color, orientación del haz (Figura 7).

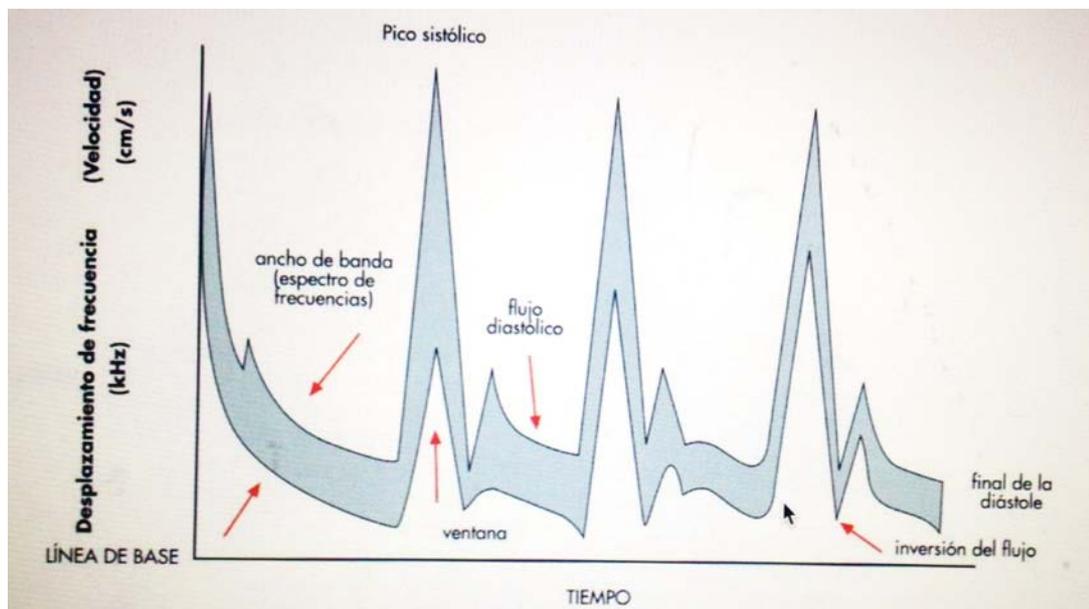


Figura 7: Análisis espectral normal KREBS.

3.1.2 Contrastes ecográficos o ecopotenciadores

3.1.2.1 Bases físicas de los contrastes ecográficos.

Los métodos con contraste específico (Tabla 6). dependen de la interacción del propio medio de contraste en microburbuja y el proceso de obtención de la imagen.

Su fundamento son tres patrones amplios de comportamiento de la dispersión, dependiendo de la presión máxima del haz de ultrasonidos incidente.

Tabla 6: Tipos de conducta de la burbuja en un campo de ultrasonidos.

PRESIÓN MÁXIMA (aprox)	ÍNDICE MECÁNICO(IM) 1 MHz	CONDUCTA DE LA BURBUJA	CONDUCTA ACÚSTICA	APLICACIÓN
<100 kPa	<0.1	Oscilación lineal	Realce por retrodispersión armónica	Realce de la señal Doppler
0.1-0.5 MPa	0.1-0.5	Oscilación no lineal	Retrodispersión armónica	Imagen vascular en tiempo real (IM bajo)
>0.5 MPa	>0.5	Rotura	Ecos no lineales transitorios	Imagen de perfusión con intervalo de retraso (IM alto)

1kPa = 1 Kilopascal = 1000 Pascales; unidad de presión
1 MPa = Megapascuales = 1.000.000 Pascales; unidad de presión

De ésta manera se marcan unos rangos bien diferenciados en los que se obtienen distintos resultados.

- Presión incidente baja (que corresponde con una baja potencia de trasmisión del aparato), los medios de contraste producen realce por retrodispersión lineal, reforzando el eco procedente de la sangre (realce de la señal Doppler). Fin inicial para las aplicaciones clínicas de los contrastes.
- La presión supera los 50 kPa a 100 kPa (sigue siendo una magnitud inferior a la utilizada en la mayoría de las ecografías diagnósticas) la retrodispersión por el medio de contraste comienza a presentar características no lineales, como la emisión de armónicos.
- Presión máxima se acerca a 100kPa, cerca del máximo emitido por un aparato de ecografía normal, muchos de los medios de contraste presentan dispersión no lineal transitoria que provoca su destrucción. Éste es el fundamento de la imagen activada (provocada) y de los métodos para detectar la perfusión.

La FDA obliga a presentar un indicador en la pantalla de la presión máxima a la que se expone el tejido.

La detección de los armónicos es la base para la obtención de imagen específica con contraste, como la imagen con inversión de pulso y armónico y la imagen Doppler.

Los diferentes tamaños a los que pueden encontrarse las burbujas en el torrente sanguíneo determinan distintos comportamientos para los diferentes medios de contraste cuyo comportamiento acústico es muy dependiente de las propiedades del gas y de su cubierta (Sánchez Ronco 2011).

Tabla 7: Índice mecánico.

ÍNDICE MECÁNICO
Definido por $IM = P_{neg}/\sqrt{f}$, donde P_{neg} es la presión de ultrasonido negativa máxima, f es la frecuencia del ultrasonido.
Refleja la energía normalizada a la que se expone el objeto (como una burbuja) en un campo de ultrasonidos.
Definido por el foco del haz de ultrasonidos.
Varía con la localización lateral en la imagen (disminuye en los bordes del sector).
Varía significativamente entre sistemas de distintos fabricantes.

El índice mecánico (IM) (Tabla 7) se define como la presión máxima de refracción (es decir negativa) dividida por la raíz cuadrada de la frecuencia del ultrasonido. Refleja la exposición

aproximada a la presión de ultrasonido en el foco del haz en un tejido promedio. El IM un parámetro primordial en un estudio con ecopotenciadores basado en el control de potencia de emisión del aparato de ecografía.

En éstos medios de contrastes la frecuencia del ultrasonido y del tamaño de las microburbujas son factores primordiales de los que depende el espectro de atenuación y dispersión, esto es porque las burbujas resuenan en el campo creado por los ultrasonidos. Cuando sobre las burbujas incide el haz de ultrasonidos, éstas modifican su radio de forma periódica en consonancia con el sonido incidente.

La burbujas presentaran un movimiento no lineal con lo que el sonido emitido por la burbuja y por consiguiente el detectado por el transductor, contiene armónicos.

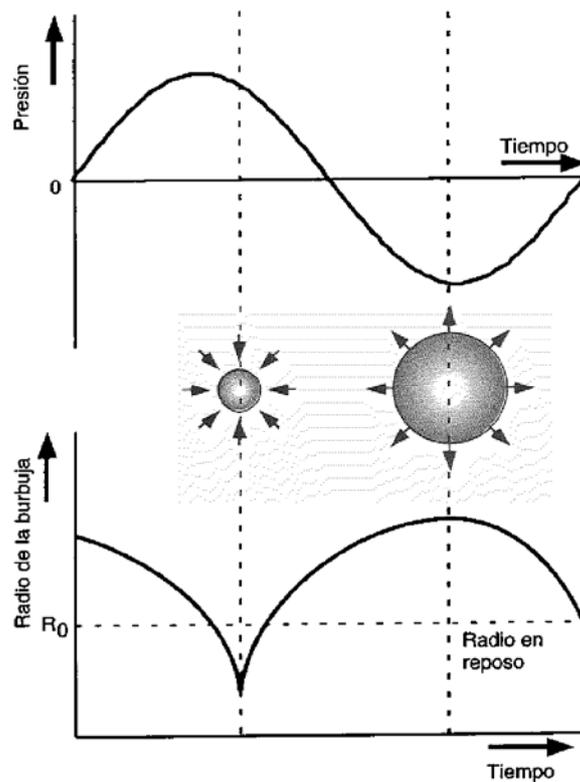


Figura 8: Movimiento oscilatorio de la burbuja.

El origen del proceso es la asimetría que afecta a la oscilación de la burbuja conforme la amplitud aumenta. Tras la compresión la burbuja se vuelve más rígida y soporta una reducción adicional de su radio. Por el contrario en la fase de rarefacción del pulso de ultrasonido, la burbuja se vuelve menos rígida y aumenta de tamaño (Figura 8). Las burbujas del tejido se excitan para producir armónicos y detectarlos con preferencia sobre el eco fundamental del tejido basal.

Por todo lo anteriormente referido se puede afirmar que los factores de los que depende el proceso de detección y procesamiento de imágenes con contrastes ecográficos son la presión incidente del campo de ultrasonidos, la frecuencia, la distribución de tamaño de las burbujas y las propiedades mecánicas de la cubierta de la burbuja.

Sin embargo hay que hacer referencia a las limitaciones de trabajar y depender de imágenes con armónicos. Hay que asegurar que los armónicos detectados se deben únicamente a los emitidos por las burbujas inyectadas en el medio de contraste, restringiéndolas a una banda de frecuencia situadas alrededor del segundo armónico. En la banda de superposición de armónicos del tejido normal y del contraste se perderá contraste entre ambos, creando de forma secundaria un compromiso entre el contraste obtenido y la resolución resultante. Para una detección óptima de las burbujas en la microvascularización, el contraste debe ser favorable, de forma que las imágenes armónicas más sensibles son por lo general de baja calidad.

Para superar el conflicto creado entre los requerimientos del contraste y la resolución de la imagen armónica se utiliza la imagen con inversión de pulso (Figura 9), permitiendo una

imagen continua con potencia baja, no destructiva de las microburbujas de los órganos estudiados.

En la imagen con inversión de pulso (denominada también como inversión de fase) se envían dos pulsos al tejido con una sucesión rápida. El segundo es una imagen especular del primero, es decir, ha sufrido un cambio de fase de -180° .

El aparato de ecografía detecta el eco de estos dos pulsos sucesivos y hace la suma. El tejido ordinario, que se comporta de modo lineal, la suma de los dos pulsos invertidos es cero (Figura 9), con lo que solo se detectaría la enviada por el medio de contraste. Ésto es debido a que un eco con componentes no lineales (el procedente de una burbuja) producido por estos dos pulsos no son simples imágenes especulares entre sí, debido a la conducta asimétrica del radio de la burbuja en el tiempo tras incidir sobre ellas el haz de energía de ultrasonidos. Por lo tanto, como resultado la suma de estos dos ecos no es cero. De este modo se detecta una señal de una burbuja pero no del tejido (Sánchez Ronco 2011).

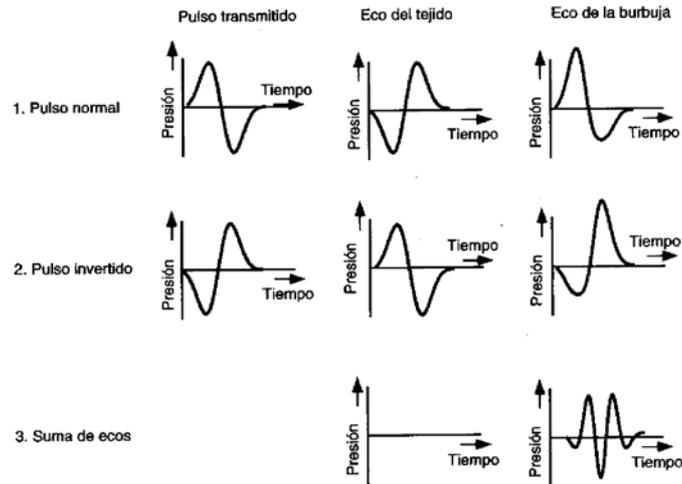


Figura 9: Inversión de pulso.

Por todo ello la inversión del pulso es el método preferido en la actualidad por muchos sistemas para imagen armónica de los tejidos. Se obtiene a menudo una imagen con contraste con inversión de pulso, para un IM bajo. El principio de inversión de pulso es el fundamento de muchos medios de imagen .

Al aumentar la presión incidente a la que se expone la burbuja resonante, su oscilación aumenta, con aumento del radio en algunas burbujas por un factor de 5 o más durante la fase de rarefacción del sonido incidente. La burbuja desaparece como un dispersor acústico y mientras lo hace, emite un eco no lineal potente y breve. Éste eco es el fundamento del método más sensible para detectar contraste por microburbuja a nivel de la perfusión.

Se encontró la posibilidad de aumentar la efectividad de un medio de contraste ya que al presionar el botón “congelar” (frizz) del aparato de ecografía durante unos segundos se interrumpía así la adquisición de imágenes ecográficas durante una exploración con contraste, todo ello como consecuencia de la propiedad del campo de ultrasonidos, si su presión máxima es suficientemente elevada, de romper la cubierta de la burbuja y destruirla. La burbuja libera energía al romperse, creando un potente eco transitorio, que es rico en armónicos. Esto es denominado “emisión acústica estimulada” aunque de forma incorrecta.

Por todo lo descrito se puede observar que dependiendo de la intensidad del haz de ultrasonidos transmitidos existen tres formas de comportamiento de las burbujas en un campo acústico, pudiendo controlarse mediante el IM indicado en la pantalla del ecógrafo. Cuando el IM es muy bajo las burbujas actúan como amplificadores simples pero potentes del eco. A intensidades ligeramente más altas (la zona baja del rango de las empleadas para el diagnóstico) las burbujas emiten armónicos por oscilación no lineal. Estos armónicos pueden detectarse mediante imagen con inversión de armónico y del pulso que es el fundamento de la imagen en modo B en tiempo real de estructuras vasculares.

Otras técnicas que emplean muchos pulsos modulados en fase y/o amplitud, como la imagen con inversión del pulso de potencia (IPP) o la secuencia con pulso de contraste (SPC), permiten obtener imágenes de perfusión para un IM bajo sin romper las burbujas. Con una mayor intensidad las burbujas pueden romperse deliberadamente, emitiendo un potente eco transitorio (Sánchez Ronco 2011).

La detección de este eco con Doppler potencia armónico es el método más sensible del que disponemos para obtener imágenes de las burbujas en concentración muy baja, a expensas de destruir la burbuja. Es necesaria una imagen intermitente con un intervalo de retraso en el que se detiene la imagen con IM alto.

3.1.2.2 Equipos ecográficos utilizados en el estudio.

3.1.2.2.1 Toshiba Aplio XG

Se utilizaron equipos ecográficos de última generación, Toshiba Aplio XG (Figura 10 y 11) y ecógrafos IU 22 de Philips.



Figura 10: Ecografo Toshiba (Toshiba®).



Figura 11: Equipo Aplio XG (Toshiba®).

El Ecógrafo Doppler color, Toshiba, MODELO “SSA-790^a”- “APLIO XG” se trata de un equipo de última generación representando un nuevo concepto en plataformas digitales de alta gama dedicadas al estudio por ultrasonidos de alta resolución. Su multiprocesador y multitarea, permite la obtención de imágenes de una gran definición gracias a sus exclusivas tecnologías “DCBF” (Conformador digital continuo), doble procesado de imagen armónica, pulso independiente para imagen B y Doppler. Asimismo dispone, entre otras novedades, con: 10 frecuencias distintas por transductor, varios Armónicos como es el de tejido por sustracción de pulso, de tejido por filtraje dinámico, y de tejido diferencial.

Dispondremos a su vez de 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”, así como la posibilidad de imagen volumétrica 3D y 4D.

Es un equipo multifrecuencia, es decir, dispone de diez frecuencias para cada transductor, y con una profundidad máxima de 28 cm.

Dispone de capacidad de corrección de errores ya que almacena en su memoria parámetros de corrección. Éstos asociados a sus algoritmos especiales le capacitan a que cuando encuentra condiciones similares a los que ya haya estado expuesto, los pone en funcionamiento obteniendo una imagen homogénea libre de artefactos (Optimizador digital de imagen)[Toshiba®].

El Aplio XG, dispone de un postprocesamiento de realzado de los ecos detectados, un control automático de la ganancia, así como un procesado final seleccionable por el examinador.

El “Armónico de Tejido” es un Sistema de formación de imagen ecográfica basándose en los ecos de segundo armónico provenientes del tejido examinado habiendo sido obtenidos mediante inversión de pulso o por filtrado dinámico de señal.

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[Toshiba®].

El Programa de Doppler dispone del Modo Pulsado (Doppler Continuo opcional) y Doppler color, ambos con posibilidad de ajuste de ganancias y de PRF, de filtro de pared,...

La opción de Eliminación de artefactos, se trata de un filtro con el cual se obtendrá limpia de artefacto sin renunciar a resolución ni información.

El Doppler Triplex o Triple Modo, como lo conocemos incluyendo simultanea y en tiempo real imagen de modo B + imagen de color + espectro de Doppler pulsado.

Mediante la selección de ROI se llevan a cabo mediciones en el ámbito de grado de captación de contraste.

3.1.2.2.2 Ecógrafo IU22 de PHILIPS.

Al igual que el anterior equipo se trata de un ecógrafo de última generación que permite estudios con contrastes ecográficos permitiendo realizar estudios dinámicos (Figura 12).

El estudio Doppler (en todas sus modalidades), la corrección de errores y artefactos así como los postprocesamientos anteriormente referidos, se hacen extensibles a éste equipo, haciéndole idóneo para la obtención de imágenes de alta capacidad informativa en un estudio ecográfico integral como se requiere en la actualidad.



Figura 12: Ecógrafo IU22 de PHILIPS.

3.1.2.3 Ecografía con ecopotenciador.

La ecografía con ecopotenciador se basa en la introducción en el torrente circulatorio de un medio de contraste que va a generar una serie de ecos en respuesta a los ultrasonidos y que va a permitir que la sangre pueda ser visualizada al tener diferente impedancia con relación a los tejidos circundantes (Lencioni 2006).

De manera original los medios de contraste que se utilizaron fueron burbujas de aire introducidas en la vascularización sanguínea, pero no resultaron eficaces debido a la inestabilidad de las mismas, lo que provocaba su desaparición precoz del torrente sanguíneo.

La tecnología empleada en la ecografía basada en el uso de ecopotenciadores ha experimentado una progresión paulatina y los estudios encaminados a mejorarla se basan en la obtención de nuevas moléculas y elementos de contraste que permitan que los registros de ultrasonidos emitidos tengan una mayor definición y en el desarrollo de sistemas de análisis de datos cada vez más refinados (Sánchez Ronco 2011).

3.1.2.3.1 SONOVUE ®

Fue el medio de contraste ecográfico empleado por el Servicio de Radiodiagnóstico para el estudio de respuesta al tratamiento ablativo de tumores renales.

Sonovue® es un contraste ecográfico de última generación, cuyo principio activo es hexafloruro de azufre recubierto por una cápsula fosfolipídica. La forma de presentación comercial consta de un set (Figura 13) con un vial de gas y polvo, y una jeringa precargada con 5 ml de disolvente (suero fisiológico). Por cada mililitro de Sonovue hay 8 microlitros de gas (Hexafloruro de azufre) en forma de microburbujas debido a que es un gas no soluble en la sangre. Una vez se inyectan en el torrente sanguíneo, las microburbujas van a reflejar las ondas de ultrasonidos con mayor intensidad que los tejido circundantes. Este hecho permite una mayor precisión en el estudio de las vascularización de los diferentes órganos y sistemas.

Actualmente Sonovue® es utilizado para el diagnóstico de múltiples patologías, aunque en sus inicios se utilizaba de forma exclusiva para la visualización de cavidades cardiacas izquierdas

en la ecocardiografía y en los estudios con Doppler de vasos de gran calibre (Sánchez Ronco 2011).

Sonovue® es un medicamento de uso restringido al medio hospitalario. La vía de administración es endovenosa en dosis de 2 a 2,4 ml, dependiendo la prueba que se vaya a realizar y el órgano diana a estudio.

Aunque es un medio de contraste utilizado en el estudio de reflujo vesicoureteral infantil, no existen estudios amplios para demostrar la seguridad y eficacia en pacientes menores de 18 años, no así en paciente adulto, pues existen múltiples estudios y muy amplios que si han demostrado un buen perfil de seguridad.

3.1.2.3.2 Indicaciones (Correas et al. 2009), (Correas et al. 2003):

- Estudio de patología cardíaca mediante ecocardiografía.
- Estudio de patología vascular a nivel de los grandes troncos arteriales (Estenosis carotídea, accidentes cerebrovasculares.....).

- Estudio de patología hepática: ampliamente desarrollado su uso en los últimos años hasta convertirse en una prueba de elección en el diagnóstico hepático, caracterización de lesiones parenquimatosas, evolución de pacientes con cirrosis, el estudio vascular pre y post seguimiento del trasplante hepático, en estudio de abscesos o metástasis hepática y traumatismos.
- Estudio de patología renal, los contrastes ecográficos han sido utilizados para valorar variantes anatómicas, lesiones vasculares en infartos totales o parciales e incluso en traumatismos. Diagnóstico y seguimiento de lesiones renales, muy importante su uso en la caracterización de quistes complejos con elevado potencial de malignización (Bosniak IIF, III y IV). Monitorización de respuesta a tratamientos ablativos de masas renales. Estudio de micro y macrovascularización de injerto renal, y valoración de complicaciones vasculares en el postoperatorio del trasplante renal (Fischer et al. 2005), (Sanchez & Barr 2009). Cabe destacar su potencial relevancia a la hora

del estudio de estos pacientes pues en su mayoría son necesarios múltiples estudios radiológicos a lo largo de su historia natural y como es bien conocido los medios de contraste yodados son nefrotóxicos, y el uso de los contrastes ecográficos limitaría el daño nefronal (Grasso et al. 2012), (Hoffmann et al. 2010). Otra de las aplicaciones de los contrastes ecográficos en el estudio del aparato urinario sería su uso como guía de la punción ecodirigida de tumores y la monitorización de la respuesta a las diferentes técnicas ablativas del tratamiento de los tumores renales (Lackey et al. 2012), (Meloni et al. 2008), (Zhao et al. 2012), (Veltri et al. 2009).

3.1.2.3.3 Efectos Secundarios y Contraindicaciones:

Los efectos secundarios más frecuentemente asociados al Sonovue® (1-10 pacientes /100) son: cefalea, náuseas, dolor y/o reacciones dérmicas en el lugar de la punción. (Tabla 2)

Reacciones de hipersensibilidad al hexafluoruro de azufre o a cualquier otro componente del medicamento.

Su contraindicación principal es en pacientes con síndrome coronario agudo o cardiopatía isquémica inestable, esto incluye: infarto de miocardio en evolución o en curso, angina típica de reposo en los últimos 7 días, empeoramiento significativo de los síntomas cardíacos en los últimos 7 días, intervención coronaria reciente u otros factores sugestivos de inestabilidad clínica, insuficiencia cardíaca aguda o clase II/IV.

Tampoco debe usarse en pacientes con shunt derecha izquierda, hipertensión arterial pulmonar grave (presión >90 mmHg), hipertensión arterial no controlada o síndrome de dificultad respiratoria del adulto.

No se recomienda su empleo en aquellos pacientes en los que no ha sido valorada su seguridad y eficacia mediante ensayos clínicos, y son: mujeres embarazadas o en periodo de lactancia, en menores de 18 años (relativa), endocarditis aguda, prótesis valvular, inflamación sistémica aguda y/o sepsis, estados de hipercoagulabilidad y/o tromboembolismo reciente, enfermedades neurológicas graves y pacientes con ventilación mecánica.

El Comité de Medicamentos de Uso Humano decidió que los beneficios del Sonovue® son mayores a sus riesgos a la hora de

potenciar la ecogenicidad de la sangre en las ecocardiografías de los pacientes con enfermedad cardiovascular sospechosa o confirmada con el fin de opacificar las cavidades cardíacas y delinear mejor sus márgenes.

La Comisión Europea emitió una autorización de comercialización válida en toda la Unión Europea para el medicamento Sonovue® a Bracco International B.V., en marzo de 2001, siendo renovada en 2006.

3.1.2.4 Tomografía Computerizada Multidetector. (TCMD).

La Tomografía Computerizada (TC) desde su introducción en el año 1972 ha evolucionado hasta convertirse en una herramienta esencial dotada de un número cada vez mayor de aplicaciones clínicas para el diagnóstico por imagen. En los últimos diez años se han producido dos grandes hitos en la evolución tecnológica. A principio de los años noventa se produce la introducción de aparatos de TC que permitían una traslación del paciente simultánea a la adquisición de datos. Los avances tecnológicos básicos que impulsaron estos desarrollos fueron las carcassas en forma de anillo deslizante, los tubos de muy alta potencia y los algoritmos de interpolación para gestionar los datos. Para

describir esta técnica se utilizaron dos términos: TC espiral y TC helicoidal. El segundo salto tecnológico tuvo lugar cuando un proveedor de, de un aparato de TC espiral con doble hilera de detectores. A finales de 1998, los principales fabricantes suministraban aparatos de TC multidetector (TCMD) que obtenían cuatro cortes por cada rotación del tubo de rayos X. Las principales ventajas de estos aparatos consistían en una mejora de la adquisición volumétrica y de la resolución espacial (Webb et al. 2007).

3.1.2.4.1 Detector y sistema de adquisición de datos.

El sistema TCMD se diferencia de la TC de un único detector (TCUD) en que, además de encontrarse dividido en el plano transaxial, se haya subdividido en hileras en dirección longitudinal. El incremento longitudinal de la red de detectores de la TCMD en la dirección de corte permite captar una banda máxima más gruesa de radiación en comparación con la TCUD, y la división del detector en hileras, en el sentido del corte, facilita la localización (en ese mismo sentido) de la atenuación dentro de la banda. Éste cambio en el diseño del detector explica que puedan obtenerse simultáneamente varios cortes finos con una mayor cobertura volumétrica por unidad de tiempo.

Los aparatos de TC recogen señales de la red de detectores (transforman señales analógicas en digitales) con un sistema de adquisición de datos (SAD) antes de su traslado desde la carcasa al sistema informático para la reconstrucción de la imagen. El SAD puede limitar el número de cortes adquiridos simultáneamente por el aparato, al margen del número de hileras que brinde un determinado aparato. El concepto canal SAD, es el circuito electrónico necesario para obtener un corte con el detector de TCMD. Un aparato de TCMD con un corte M es aquel que contiene M canales SAD y que, en consecuencia, puede registrar simultáneamente un máximo de M cortes.

Los primeros aparatos TCMD contaban con cuatro canales SAD y un número mayor de hileras del detector. Para solucionar el diferencial existente entre el número de hileras longitudinales y el de canales SAD, el detector se integra en una red de conmutadores y adicionadores electrónicos controlada por el ordenador que combina las salidas analógicas de las distintas hileras en una sola señal analógica.

Los aparatos de TC multidetector pueden adquirir datos con el paciente estático (modo axial), o con la traslación simultánea del paciente (modo espiral).

En el modo multicorte axial, el aparato de TCMD adquiere cortes durante cada rotación de la carcasa y luego traslada al paciente, sin que se produzca activación de los rayos X, antes de adquirir un nuevo conjunto de M cortes. Este hecho permite afirmar que el modo multiforme axial tiene una velocidad de adquisición volumétrica aproximadamente M veces mayor que la de la TCUD. Por otro lado el modo axial multicorte permite adquirir diferentes grosores de corte para una misma configuración del detector, así los datos primero se pueden reconstruir como cortes gruesos y luego como otros más finos y viceversa.

En el modo multicorte espiral el aparato adquiere varios cortes al tiempo que el paciente es desplazado por la carcasa, pero a diferencia de lo que ocurre en los aparatos de TCUD, los datos de todos los canales SAD contribuyen a cada corte reconstruido en la TCMD y no sólo se deben a los datos de un único canal SAD (Webb et al. 2007).

3.1.2.4.2 TCMD del aparato urinario

La tomografía computerizada (TC) espiral tiene su aparición en la década de los 90, este hecho supuso un hito en el estudio

renal por imagen. La TC renal con una sola pausa se hizo realidad; adquirir datos sin errores de registro respiratorio era relativamente sencillo. Por vez primera la TC espiral permitía la adquisición de conjuntos volumétricos de datos en lugar de secciones axiales individuales, lo que alentaba el posible procesamiento tridimensional para dibujar el riñón normal y la patología renal de una forma nueva.

La aparición de la TC multidetector coincide con una segunda revolución en la TC renal; la velocidad de barrido ha aumentado significativamente y la resolución longitudinal también.

La TC se ha desarrollado hasta tal punto que puede ser aplicada en una serie de protocolos diferentes para investigar una amplia gama de estados patológicos conocidos o sospechados de los riñones. Entre estos se encuentran la evaluación de posibles cólicos renales, la caracterización de masas renales conocidas o sospechosas, la estadificación o seguimiento del carcinoma renal, la Angiografía renal por TC, la Urografía por TC multidetector y como método guía de punción para diferentes procedimientos tanto diagnósticos como terapéuticos (Sommer et al. 2013).

Cuando se aplica una TC renal específica para caracterizar una masa, se obtienen imágenes de riñones sin realce, de 5 mm de grosor. Las ventajas de la TC multidetector en esta aplicación consisten en la posibilidad de adquirir secciones más finas con una mayor rapidez en una sola pausa respiratoria. La elección de los parámetros de la imagen depende de la potencia del escáner utilizado. La mayoría de los escáneres de la TC multidetector visualiza los riñones en el modo de 2 a 2,5 mm con una sola pausa respiratoria. Los datos se pueden reconstruir en secciones superpuestas con un grosor de 5 mm para la interpretación principal, con la opción de reconstruir, si se necesita secciones más finas de 2 a 2,5 mm de espesor. La obtención de estas secciones finas permiten caracterizar de forma óptima las masas renales más pequeñas al minimizar los artefactos de promediación parcial de volumen.

La presencia de calcificación en el interior de una masa renal en imágenes sin contraste resulta característica del carcinoma de células renales, mientras que la presencia de grasa dentro de una masa renal a estudio es diagnóstica de un angiomiolipoma benigno. Más importante es el hecho que todo realce en el interior de una masa superior a 10 unidades Hounsfield (UH)-15 UH después de aplicar contraste indica una

lesión vascularizada, y esta casi siempre se va a tratar de un tumor (Gupta et al. 2009), (Kawamoto et al. 2009). Siguiendo estos hechos TC es un método óptimo para valorar la respuesta al tratamiento ablativo de cualquier masa renal, de forma que la ausencia de captación de contraste en la zona tratada significaría la ausencia de tejido viable o vascularizado (McGahan et al. 2011), (Purandare et al. n.d.).

En ocasiones se puede aplazar la fase sin contraste. Si sólo se efectúa el barrido para estadificar un carcinoma conocido de células renales, por ejemplo y no para caracterizar la masa, las imágenes sin contraste no suelen aportar información clínica relevante. Los estudios de seguimiento tras la nefrectomía por un carcinoma de células renales también se efectúan de esta manera. En otros casos está indicado un barrido en fases adicionales. Las imágenes corticomedulares o de la fase vascular ayudan a separar una lesión vascular, como un aneurisma de la arteria renal, de una masa renal realzada. Las imágenes tardías durante la fase excretora facilitan la distinción entre los quistes parapiélicos y la hidronefrosis.

En nuestro estudio se utilizaron un TCMD de General Electric de 64 detectores (Figura 13) y un TCMD Toshiba Aquilion de 32 detectores (Figura 14).



Figura 13: TCMD General Electric (64 detectores).



Figura 14: TCMD Toshiba Aquilion (32 detectores).

3.2 tratamiento mediante termoablación por radiofrecuencia de tumores del parénquima renal.

3.2.1 Características ideales para la ablación tumoral en el parénquima renal.

El tamaño del tumor es un factor de importancia a la hora de conseguir la ablación tumoral completa tras la aplicación de radiofrecuencia (RF) (Lehman & Landman 2008). En tumores con un tamaño inferior o igual a 3 cm. es conseguida la ablación completa en la mayoría de los casos, pudiéndose alcanzar esta

también en tumores de hasta 5 cm. con la lógica aplicación de un mayor número de sesiones de RF. Es difícil establecer un límite absoluto en cuanto al tamaño del tumor que puede ser tratado mediante RF, lo que está claro es que el porcentaje de necrosis coagulativa conseguida sufre un descenso exponencial a medida que el tumor supera los 5 cm (Carraway et al. 2009), (Clements et al. 2011), (Dib et al. 2009), (Goh & Gill 2012), (Gorin & Allaf 2012), (Hiraoka et al. 2009), (Iannuccilli et al. 2012), (Jiménez et al. n.d.), (Joniau et al. 2011), (Joniau et al. 2010), (Venkatesan et al. 2011).

La localización del tumor también es un factor importante a la hora de tener éxito tras la aplicación de RF, los tumores periféricos rodeados de grasa perinefrítica son los mejores candidatos para la ablación con RF. La grasa actúa como aislante permitiendo el mantenimiento de elevadas temperaturas en el interior del tumor, hecho que potencia el fenómeno de necrosis. Este fenómeno fue denominado como “efecto horno” y fue descrito por Livraghi et al. quien describió una mejora de la necrosis en los hepatomas encapsulados. Por otro lado los tumores de localización central con extensión dentro del seno renal presentan mayor dificultad para ser tratados con RF. Esta mayor dificultad es debida a el efecto de enfriamiento de los

tejidos mediado por la perfusión sanguínea., los grandes vasos del seno renal provocan un efecto disipador de calor. El flujo constante de sangre a temperatura corporal condiciona un enfriamiento de partes del tumor adyacentes a los vasos sanguíneos. Debido a estos límites para alcanzar picos de temperatura y de duración adecuada es por lo que los resultados en cuanto a ablación completa de este tipo de tumores son inferiores y en gran medida precisan la aplicación de un número mayor de sesiones de RF (Beland et al. 2011), (Karam et al. 2011), (Okhunov et al. 2012), (Park et al. 2010), (Patel et al. 2013), (Prevoo et al. 2010), (Velasco et al. n.d.), (Zhang et al. 2012), (Zurera et al. n.d.).

3.2.2 Biopsia renal previa a realización de ablación por radiofrecuencia.

Siguiendo las indicaciones de la Asociación Europea de Urología (EAU), la biopsia renal debe realizarse en los siguientes supuestos (Aribaş et al. 2011), (Fotiadis & Matson 2009), (Harris et al. 2012), (Klingler & Susani 2010), (Kyle et al. 2008), (Ortiz-Alvarado & Anderson 2010), (Pandharipande et al. 2010), (Remzi & Marberger 2009), (Tan et al. 2012):

- 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.

3.2.3 Realización de ablación mediante radiofrecuencia de tumores renales

3.2.3.1 Sedación-Anestesia

La mayor parte de los procedimientos podrían llevarse a cabo con la aplicación de una sedación intravenosa simple. Generalmente la duración de el 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 80 pacientes (84,22 %) fue aplicada una anestesia loco-regional epidural, y en 15 pacientes (15,78%) 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.

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 (Carrafiello, Laganà, Ianniello, et al. 2008), (Gupta et al. 2009).

3.2.3.2 Técnica de ablación de tumores

La ablación tumoral requiere una técnica más meticulosa que la biopsia con aguja. La biopsia requiere colocar la aguja en el interior del tumor para obtener células que proporcionen un diagnóstico histológico, una vez conseguido esto el procedimiento ha finalizado (Kang & Chandarana 2012).

La ablación tumoral pretende la inducción de muerte celular de un tumor objetivo en la totalidad de su volumen tridimensional. Este hecho es importante a la hora de programar una ablación tumoral ya bien sea en una única sesión o en varias, recolocando las agujas o utilizando varias al mismo tiempo. Otro hecho a tener en cuenta es que las distintas agujas producen diferentes formas de dispersión de la energía de radiofrecuencia (Ahmed et al. 2008), las agujas rectas que son las que hemos utilizado en nuestros procedimientos producen lesiones térmicas esféricas de diferentes diámetros en función de si las utilizamos simples o en racimo (Arellano et al. 2009), (Maybody 2010), (Tatli et al. n.d.).

En la práctica clínica se ha podido observar que las formas de estas lesiones térmicas pueden ser irregulares, de diámetros

variables, y difíciles de predecir, de la misma forma que la forma de los tumores no siempre es regular, es por eso que en muchos casos durante el mismo procedimiento es necesario la recolocación de la aguja de radiofrecuencia (Hui et al. 2008).

Para tumores pequeños en los que se pretende una ablación simple el electrodo de RF debe ser colocado lo más al centro posible para evitar que persista tejido tumoral viable periférico (Figura15) (Allen et al. 2013).



Figura15: Localización de la aguja mediante TC.

Si la colocación central del electrodo no se puede realizar fácilmente y es previsto que se vaya a realizar una ablación excéntrica entonces habrá que realizar más de una sesión recolocando los electrodos para conseguir la ablación completa del tumor (del Cura et al. 2010).

Ni la ecografía ni la TC son capaces de predecir con exactitud los márgenes de necrosis durante la radiofrecuencia (Davis et al. 2010), (Hegg et al. 2014), es por esto que gran parte del éxito o fracaso de la técnica dependerá del operador, que es el que deberá colocar los electrodos en la mejor posición para conseguir la ablación completa (Brook et al. 2011). Esta colocación esta basada en el tamaño y geometría del tumor, el tipo y forma esperados de la lesión térmica generada en función del tipo de agujas y sistemas utilizados y la anticipación a los efectos indeseados de disipación de calor si existiesen grandes vasos que rodeen el tejido tumoral (Cornelis et al. 2012), .

La temperatura alcanzada en los tejidos es un buen marcador para identificar si la lesión termal que se ha inducido es mayor o menor de lo que inicialmente se había programado. Para sistemas refrigerados como es el caso del que ha sido utilizado en nuestros procedimientos, la respuesta ideal sería, una vez se produce el cese del enfriamiento y la administración de corriente a los 12 minutos, una elevación rápida de la temperatura por encima de 60°C seguido de un descenso lento hasta los 60°C. Se ha visto que a temperaturas inferiores a 60°C la cantidad de tejido sometido a necrosis coagulativa es inferior y por lo tanto no se produciría una ablación completa (Crow & Keeley 2010).

Un descenso rápido en la temperatura registrada por el electrodo indicaría que se está produciendo un enfriamiento rápido de los tejidos y esto sugiere que la lesión térmica que estamos induciendo no será suficiente para completar la ablación tumoral (Ferakis et al. 2010). En estos casos se debe reubicar la aguja para completar el procedimiento. Además hay que tener en cuenta que si una vez reubicamos la aguja esta registra temperaturas en torno a 60°C esto sugiere que nos encontramos en área sometida a ablación previamente .

Aunque no existe ningún parámetro que por sí solo nos permita predecir los márgenes finales de la ablación, la experiencia del operador es crucial para integrar cada uno de los parámetros comentados anteriormente con el fin de realizar ablaciones completas (Breda et al. 2010), (Castle, Gorbatiy, et al. 2011), (Ganguli et al. 2008), (Schirmang et al. 2009).

Lo ideal sería que en un sólo procedimiento se consiguiera la ablación completa y esto lo hemos visto claramente con los tumores de ≤ 3 cm. En nuestra experiencia también hemos visto que tumores de tamaño superior requieren un mayor número de sesiones (Nguyen & Campbell 2008) pero a pesar de no ser el ideal no es una mala opción si se piensa que por diferentes motivos

(Pacientes monorrenos, trasplantados renales (Prevo et al. 2010), alta morbilidad, tumores múltiples (Yang et al. 2013), tumores benignos (Prevo et al. 2008)) estos pacientes no tienen otra opción de tratamiento (Nakasone et al. 2012).

Tras la intervención el modo o manera de seguimiento se debe basar en técnicas de imagen.

Nuestro protocolo de estudio incluía la realización de distintas técnicas de imagen en unos periodos de tiempo establecidos y reglados (Raman et al. 2010).

Las técnicas de imagen utilizados en nuestro estudio para el seguimiento fue la ecografía modo B, eco Doppler, ecografía con contraste ecográfico Sonovue® y TCMD con contraste yodado intravenoso mediante estudio trifásico (Salagierski et al. 2010), (Salas et al. 2011).

Determinamos Ablación completa cuando en la zona tratada existía una ausencia de captación o de flujo, indicativo de zona de infarto (Figuras 16, 17 y 18).

Ablación incompleta cuando en la zona problema existía flujo o captación de contraste (Figura 19).

En el caso de Resto tumoral o Recidiva (Figura 20) en ambos permanecía inalterable el flujo sanguíneo y por tanto la captación y se diferenciaban en el momento de aparición. Hablábamos de resto cuando en el control inmediato a la intervención existía captación y flujo y por el contrario recidiva se trataría en el caso en el que tras previamente haber existido un área de infarto y por tanto de ablación posteriormente el tumor volvía a aparecer en probables restos de los márgenes referidos con anterioridad (Hoeffel et al. 2010), (Javadi et al. 2010), (Long & Park 2009).

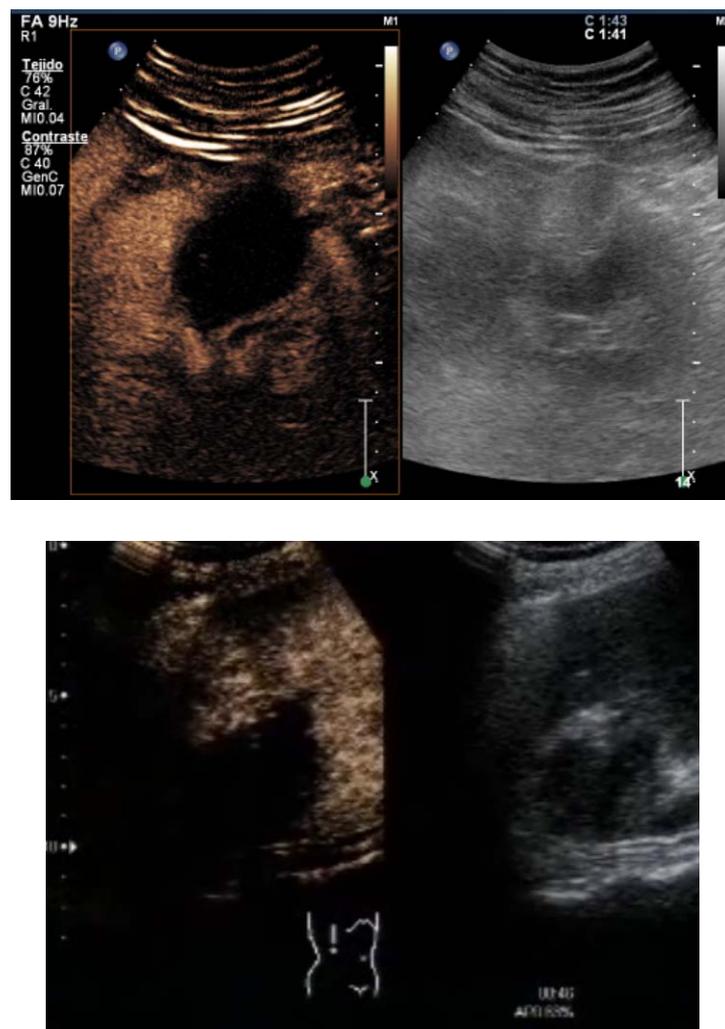


Figura 16: Ecografía con contraste ecográfico Sonovue®. Ausencia de captación de contraste. Ablación completa.

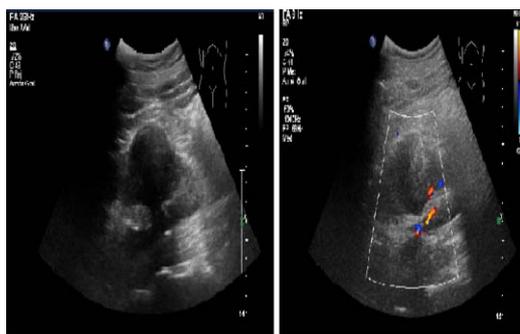


Figura 17: Ausencia de flujo Doppler: Ablación.

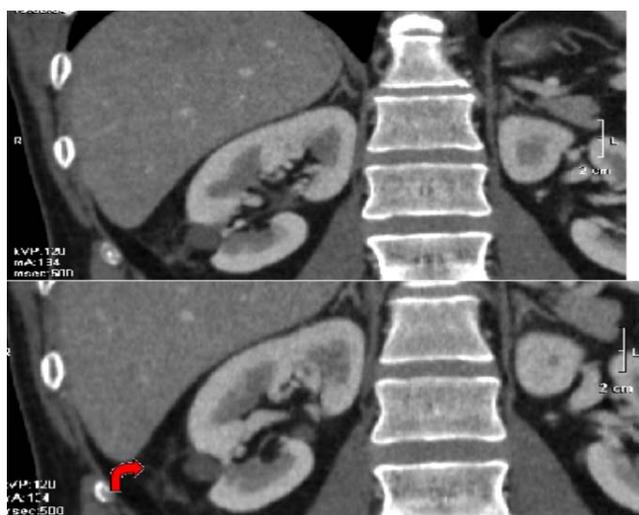


Figura 18: TCMD con CIV yodado. Ausencia de captación en el estudio trifásico.



Figura 19: Resto tumoral. Captación parcial de la zona tratada.



Figura 20: Ecografía con contraste ecográfico. Captación por la zona tratada. Recidiva, Resto tumoral.

3.2.3.3. Equipos de radiofrecuencia utilizados en el estudio

3.2.3.3.1 Cool-tip RF de RADIONICS

La mayoría de los procedimientos de ablación con radiofrecuencia fueron llevados a cabo con el sistema de ablación “Cool-tip RF”, este sistema utiliza energía de radiofrecuencia para calentar con efectividad y coagular el tejido. Por el interior del electrodo circula agua, así se enfría el tejido a tratar adyacente al electrodo , maximizando la liberación de energía y reduciendo la carbonización del tejido. El resultado es una reducción en el tiempo de tratamiento y una maximización de la zona de ablación.

El sistema de retroalimentación del generador monitoriza continuamente la impedancia del tejido, ajustando automáticamente el rendimiento para maximizar la salida de energía. Tiene una fuente de potencia de 200 vatios que bombea la energía, generando un mayor volumen de coagulación. La punta del electrodo presenta un Termopar que mide la temperatura del tejido. Al tratarse de un ciclo automatizado el tiempo de tratamiento se reduce con siguiendo una ablación completa del tejido en 12 minutos. (Figura 21)

El electrodo Cool-tip por sus características proporciona un método adecuado de ablación del tejido, el enfriamiento del electrodo elimina la carbonización del tejido, maximizando la liberación de energía. Al presentar un diseño similar al de una aguja de biopsia permite un emplazamiento preciso, reduciendo así el daño potencial a estructuras vitales. Es posible la visualización del electrodo a través de ultrasonidos o TC durante el procedimiento. Existen diferentes medidas del electrodo con lo que es posible utilizarlo en aplicación percutánea, intraoperatoria y laparoscópica (Figura 22 y 23).



Figura 21: Cool-tip RF Radionics.

Tabla 8: Evolución de los electrodos RF.

Diseño de electrodo	de	Volumen de tratamiento alcanzado	de	Tiempo
Electrodo simple		0,8-1,6 cm		
Electrodo refrigerado	simple	1,8-3,6 cm		
Electrodo refrigerado, pulsátil	simple, energía	2,8-4,2 cm		12 minutos
Cool-tip en racimo, refrigerado, pulsátil, puntas activas	energía múltiples	4,2-7 cm		12 minutos

**Figura 22: Cool-tip aguja simple.**



Figura 23: Cool-tip aguja cluster.

3.2.3.3.2 Cool-tip RF switching controller

Sistema evolucionado del Cool-tip RF en el cual se pueden utilizar hasta tres electrodos de forma simultánea para conseguir ablaciones de grandes volúmenes de tejido o para hacer varias ablaciones simultáneas en un sólo ciclo de trabajo. De la misma forma que el sistema anterior combina un sistema de radiofrecuencia y refrigeración interna de los electrodos para conseguir calentar y coagular grandes volúmenes de tejido. La potencia del generador se deriva a cada electrodo Cool-tip de forma independiente. Por medio de un sistema de retroalimentación basado en la impedancia del tejido, el sistema reconoce cuando se alcanza el nivel de impedancia deseado, entonces de forma automáticamente dirige la energía de radiofrecuencia al siguiente electrodo (Figura 24).



Figura 24: Cool-tip RF switching controller.

3.2.3.3.3 Sistema de ablación por radiofrecuencia Cool-tip E Series.

Sistema de última generación para la ablación de tumores de tejidos blandos, múltiples y de gran tamaño. El sistema E series mejora la plataforma del sistema de ablación por radiofrecuencia Cool-tip RF manteniendo sus principales ventajas (enfriamiento interno del electrodo que limita la carbonización de los tejidos, posibilidad de utilizar hasta tres electrodos de forma simultánea para lograr la ablación de grandes volúmenes o varias lesiones en un mismo procedimiento)(Figura 25).



Figura 25: Cool-tip E Series.

3.2.4. Otras fuentes de energía utilizadas para termoablación de tumores

3.2.4.1 Termoablación por microondas

Las diversas fuentes de energía electromagnética disponible (Radiofrecuencia, Microondas, Láser) difieren en gran medida una de la otra en la forma en que interactúan con los tejidos biológicos y en su resultado coagulativo final (Carrafiello, Laganà, Mangini, et al. 2008), (El Dib et al. 2012), (Gervais 2013).

Las propiedades de las ondas electromagnéticas dependen principalmente de su frecuencia. Esta dependencia es tan fuerte

que habitualmente asignamos nombres diferentes para diferentes porciones del espectro electromagnético: ondas de radio, microondas, infrarrojos, luz, rayos-x y rayos-gamma.

Para frecuencias por debajo de la luz visible (radiofrecuencia, microondas, infrarrojos) la tasa de absorción de energía aumenta con la frecuencia.

Cuanto mayor sea la tasa de absorción, menor es la distancia que penetra la onda en los tejidos. La profundidad de penetración de las ondas electromagnéticas en los tejidos disminuye aumentando la frecuencia de radiofrecuencia de infrarrojos (láser).

Para una eficacia máxima de calentamiento electromagnético la mejor compensación se debe de buscar entre dos parámetros inversamente proporcionales:

- P_v (potencia absorbida por unidad de volumen) $\propto f$
- D_p (profundidad de penetración) $\propto 1 / f$

Para el tratamiento de lesiones de tamaño medio y grande, las radiaciones con laser son insuficientes (alto Pv pero bajo Dp). La Radiofrecuencia y las Microondas tienen un mayor alcance clínico (Long et al. 2011).

3.2.4.2 Características de la termoablación por microondas (Castle, Salas, et al. 2011)

- Las oscilaciones de los dipolos atómicos, recuperando continuamente los cambios del campo eléctrico, generan calor por fricción.
- Las Microondas activamente y simultáneamente calientan todas las partes del tejido irradiado, sin retardo de propagación y de distribución homogénea.
- La velocidad del calentamiento por microondas se opone con eficacia a “bajada de calor” debido a la circulación de sangre: uno puede funcionar muy cerca de grandes vasos sin pérdida sensible de efecto coagulativo. Los gradientes de temperatura altos también rinden muy netamente en los márgenes de la lesión.

- Las Microondas pueden penetrar y calentar cualquier tipo de tejido donde la Radiofrecuencia es bloqueada por la alta impedancia.
- Las Microondas están confinadas cerca (<2cm) de la antena emisora.
- La mayor eficiencia de los sistemas de calentamiento y la posibilidad de operar a temperaturas > 100 ° C permiten que las Microondas produzcan necrosis significativamente más grande que la que se puede producir con la Radiofrecuencia.
- La eficacia de calentamiento hace que las Microondas sean menos sensibles a:
 - Disminución del calor, enfriamiento
 - Perfusión sanguínea.
 - Vasos sanguíneos
- Las Microondas están confinadas alrededor de la antena, lo cual permite que no haya interacciones con marcapasos, clips metálicos, introducción de agujas.

- Las Microondas se propagan en la grasa y calcificaciones, quemando directamente tales tejidos. Las temperaturas más altas con respecto a la Radiofrecuencia aseguran una mayor difusión del calor.
- Un número arbitrario de aplicadores de microondas se pueden utilizar a la vez, sin riesgos o limitaciones, lo cual permitiría tratar lesiones de gran tamaño o múltiples. La tecnología existente permite el diseño de antenas específicas que pueden ser utilizados para lograr prácticamente cualquier forma de coagulación (Figura 26).



Figura 26 : Aplicador de aguja AMICA para microondas

En resumen existen una serie de diferencias teóricas entre la termo ablación por radiofrecuencia y la realizada por microondas:

- Microondas calientan más rápido.

- Microondas son menos sensibles a propiedades de los tejidos.
- Microondas actúan localmente.
- Microondas produce mayor necrosis.
- Microondas son menos sensibles al disipado de calor.
- Microondas no interactúan con dispositivos metálicos.
- Microondas produce necrosis homogénea.
- Los aplicadores de Radiofrecuencia son electrodos monolíticos metálicos y por lo tanto son intrínsecamente más robustos que las antenas de microondas.
- La tecnología de Radiofrecuencia es menos compleja y menos costosa que la tecnología de microondas (Figura 27).

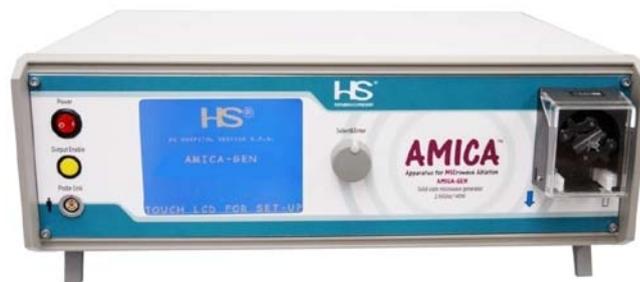


Figura 27 : Generador de microondas AMICA.

- Es muy difícil de conseguir con aplicadores de Microondas tamaños de lesión de menos de 2 cm, lo cual puede ser un problema (lesiones muy superficiales).

- A diferencia de la Radiofrecuencia, las Microondas no se ven obstaculizado por la carbonización del tejido y por lo tanto se pueden alcanzar temperaturas mucho más altas dentro del tumor, que a su vez permite un adecuado tratamiento en lesiones de mayor tamaño (Figura 28).

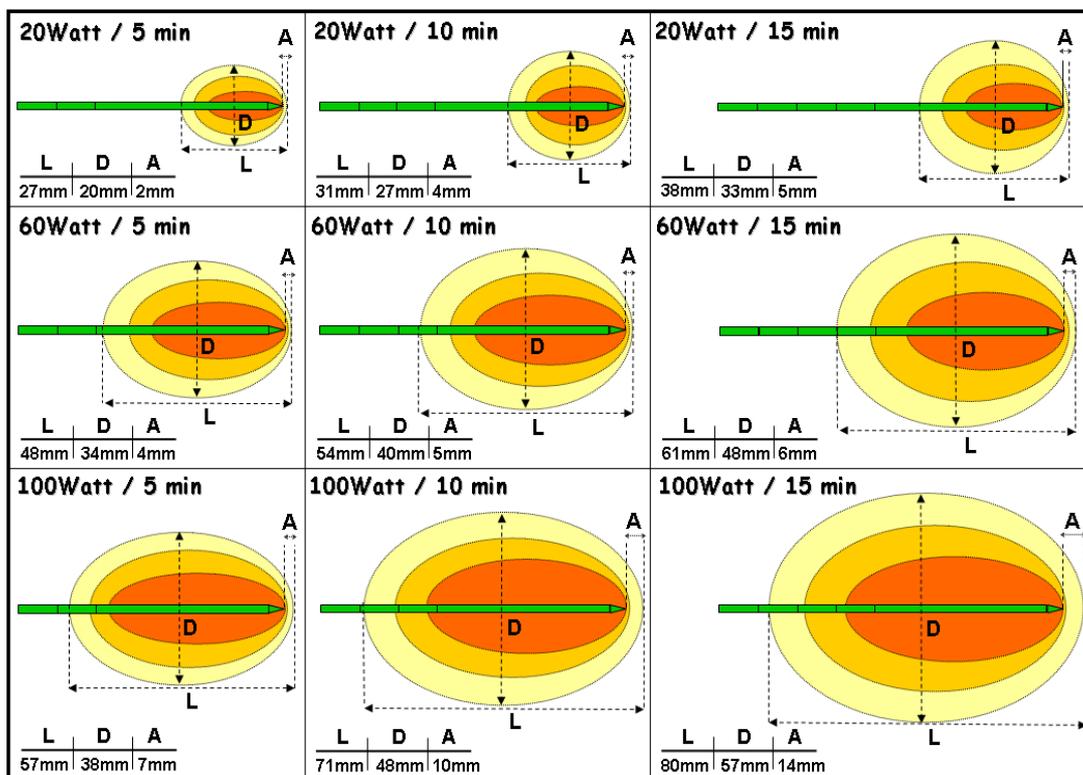


Figura 28 : Dimensiones controladas con tiempo y potencia

3.3 Diagnóstico y seguimiento de la termoablación por radiofrecuencia de tumores del parénquima renal.

Técnicas radiológicas utilizadas:

- Ecografía Modo B.
- TAC sin/con contraste
- Doppler Color.
- Ecografía con ecopotenciadores de la señal.

Seguimiento inmediato:

- 24-48 Horas.
- 1 Mes.
- 3 Meses.

Seguimiento posterior:

- 6 Meses.
- 12 Meses.
- 18 Meses.
- 24 Meses.
- 36 Meses.
- 48 Meses.
- 60 Meses.
- 72 Meses y superior.

Como ya referimos anteriormente, se definió Ablación completa cuando no existía captación de contraste en la Ecografía con contraste ecográfico ni en la TCMD siendo en éste caso contraste yodado. Esto refleja ausencia de flujo y por tanto de viabilidad celular. En el caso de resto tumoral o recidiva, la zona tratada presentaría captación de contraste parcialmente o de forma total respectivamente, en el control inmediato o en posteriores. Ablación incompleta en el caso de que durante el procedimiento se apreciaran bordes de la masa a tratar que fuese imposible someter a termoablación o que aparecieran restos viables en los controles inmediatos (Kroeze et al. 2012). Recidiva se definió cuando tras varios controles seriados en los que no existía captación de contraste en la prueba realizada (TC, Ecografía con eco potenciador o ambas) en uno de ellos la masa tratada presentaba tejido viable (Captación de contraste) (Faddegon et al. 2013), (Leveillee et al. 2013), (Meng 2013), (Nitta et al. 2012), (Salas et al. 2010)(Stakhovskyi et al. 2011), (Stern et al. 2009),(Wah et al. 2014), (Yang et al. 2014), (Zagoria et al. 2011), .

3.4 Clasificación de los pacientes en función de su comorbilidad.

Dentro de nuestro estudio hemos utilizado la escala de Charlson para evaluar la comorbilidad de los pacientes sometidos a termoablación con radiofrecuencia (Long et al. 2009), (Quivy et al. 2013), (Salagierski et al. 2006).

Proviene del inglés, *Charlson Comorbidity Index*, (Tabla 9) 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. Inicialmente adaptado para evaluar la supervivencia al año, se adaptó finalmente en su forma definitiva para supervivencia a los 10 años. Se ha utilizado para otros muchos propósitos, entre ellos al cálculo de costos a causa del padecimiento de alguna enfermedad crónica en enfermos de Atención Primaria.

Tabla 9: Índice de Charlson.

Comorbilidad	Puntuación
Infarto de miocardio	1
Insuficiencia cardiaca 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

En general, se considera ausencia de comorbilidad: 0-1 puntos, comorbilidad baja: 2 puntos y alta > 3 puntos.

Resultados

4. Resultados

4.1 Paciente

Llevamos a cabo un estudio observacional prospectivo en aquellos pacientes con tumoración renal que fueron sometidos a Termoablación con Radiofrecuencia. El primero de los tumores en los que se aplicó radiofrecuencia incluidos en nuestra base de datos versa del años 2003 cerrando la obtención de datos en el año 2014 obteniendo en total 94 tumores en 84 pacientes.

Por lo tanto fueron realizadas 94 intervenciones correspondientes a 84 pacientes (alguno de los pacientes tuvo

más de una tumoración tratada), de los cuales 63 fueron hombres (75,0%) y 21 mujeres (25,0%).

En lo que se refiere a las 94 intervenciones, de las 94 67 se realizaron a hombres (71,3%) y 27 se llevaron a cabo en mujeres (28,7%) (Figura 29).

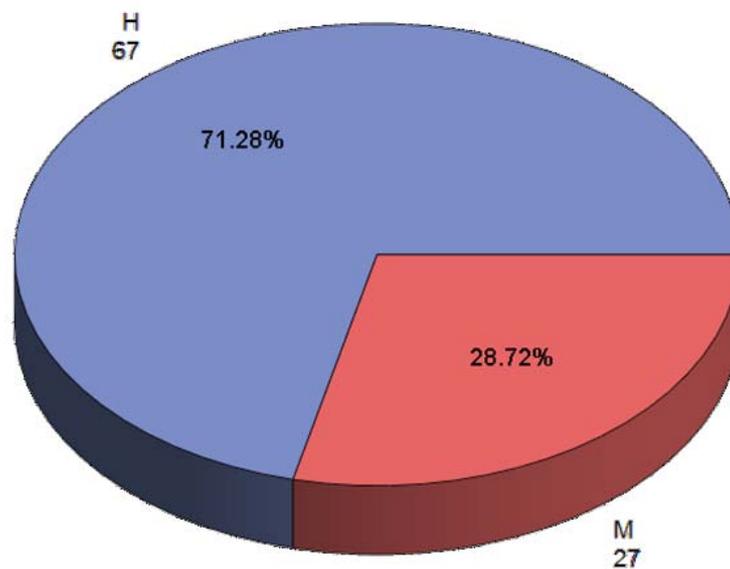


Figura 29: Distribución variable SEXO

La edad promedio de éstos pacientes fue de 61,2 años, siendo de 62,6 años en hombres (mediana 65 años) y 57,7 años en mujeres (mediana 64 años). Las diferencias entre ambos promedios no son estadísticamente significativos.

Como en toda intervención médico-quirúrgica es importante el papel que juegan los factores concomitantes referidos a

antecedentes personales y aquellas otras situaciones que pueden modificar el resultado final, es decir el éxito o no del acto médico.

En lo que se refiere a antecedentes personales de interés, en 14 de las 94 intervenciones estaban ausentes.

De las 94 intervenciones sólo 3 se encontraban en diálisis.

Parámetros que nos miden estos factores son por ejemplo el Índice de Charlson.

Este índice 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 más de la mitad de las intervenciones (56,4%) el Índice de Charlson muestra ausencia de comorbilidad o una comorbilidad baja. Esto es que en un 41,5% existió una ausencia de comorbilidad mientras que en un 14,9 % la comorbilidad fue baja.

Por el contrario en un 43,6% de las intervenciones asociaron una comorbilidad alta repartida de la siguiente forma:

- El 56,7% de las intervenciones en hombres presentó ausencia o baja comorbilidad y el 43,3% la comorbilidad fue alta.
- El 55,6% de las intervenciones en mujeres presentaron ausencia o baja comorbilidad mientras que el 44,4% asociaron una comorbilidad alta.

Por éstos hallazgos parece extraerse en grandes rasgos que no existiría relación entre el Índice de Charlson y el sexo, aunque éste dato lo desarrollaremos posteriormente.

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

48 de las 94 intervenciones presentaron un riesgo quirúrgico bajo (51,1% del total) mientras que en las 46 intervenciones restantes se clasificaron como riesgo quirúrgico alto (48,9% de las intervenciones).

Haciendo referencia al riesgo quirúrgico por sexo los resultados indicaron que en caso de los hombres, el porcentaje de intervenciones con riesgo quirúrgico alto es mayor (50,75%) que en aquellos en los que el riesgo quirúrgico fue bajo (49,25%). En

mujeres por el contrario, el porcentaje de intervenciones con riesgo alto es menor, concretamente el 44,4%, mientras que el riesgo bajo apareció en un 55,6%.

Ante éstos datos podríamos afirmar que no hay relación entre un mayor riesgo quirúrgico en función del sexo, siendo las diferencias no significativas.

Los pacientes con riesgo quirúrgico elevado registran una mayor edad promedio, 64,4 años frente a 58,1 años de los pacientes con riesgo bajo. Ambas diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$) apuntando hacia una relación entre un mayor riesgo a mayor edad.

4.2 Tumoración

A continuación haremos referencia a los factores determinantes derivados de la tumoración (localización estirpe celular,...).

En el 60% de las intervenciones se llevó a cabo en el riñón derecho.

En 42 de las 94 intervenciones se localizó en el polo medio (44,7%), en 28 en el polo inferior (29,8%) y en el 24 restante en el superior (25,5%).

En cuanto a la Anatomía Patológica que se obtuvo de cada tumoración se repartió de la siguiente forma, siendo en 60 de las 94 (63,8%) Carcinomas y en 4 de los casos (4,3%) fueron Metástasis.

La Escala de Fuhrman se utiliza para graduar el grado de diferenciación de las células renales.

En 27 de los casos de los que se confirmó que el tumor se trataba de un Carcinoma obtuvieron una valoración en la escala de Fuhrman repartida de la siguiente manera:

- 17 de los 27 (63%) casos obtuvieron una valoración de 2 en la Escala de Fuhrman.
- 9 de ellos (33,3%) una valoración mayor a 2: 8 valoración de 3 y el último obtuvo un 4 en la escala.
- Un único tumor tuvo un valor de 1.

En 23 de las 94 intervenciones no registraron malignidad en la Anatomía Patológica (AP), lo que significa apenas 1 de cada 4, es decir el 24,5% del total.

El 38,5% de los casos (15 de los 39 casos) con Índice de Charlson 0 ó 1 presentaron No Malignidad en la AP. Ésta proporción es del 14,3% en el caso de un índice de Charlson con valor de 2 y del 14,6% en el caso en el que valor fue de 3.

El 59,0% de los casos (23 de los 39 casos) con Índice de Charlson 0 ó 1 presentó Carcinoma o Metástasis en la AP. Ésta proporciones es del 64,3% en el caso de Índice de Charlson con valor de 2 y del 68,3% en el caso de índice de Charlson con valor de 3.

El tamaño de las tumoraciones es un factor primordial a tener en cuenta a la hora de decidir una técnica quirúrgica y o terapia mínimamente invasiva como pueden ser las técnicas ablativas. En éste tipo de procedimiento terapéutico es vital ya que determina si se puede proponer o no como técnica con esperable éxito.

El tamaño medio fue de 2,84 cm (valor mediano de 2.75 cm), repartido por sexo de 2,89 cm en hombres (mediana de 2,8 cm), de 2,73 cm en mujeres (mediana de 2.4 cm). Éstos datos determinaron que las diferencias fueron no significativas.

El tamaño en cada grupo según los valores en el Índice de Charlson:

- Escala de Charlson 0 ó 1: valor medio 2,98 cm (mediana 3 cm).
- Escala de Charlson 2: valor medio de 2,49 cm (mediana 2.65 cm).
- Escala de Charlson 3: valor medio 2,84 cm (mediana 2.8 cm).

Las diferencias no fueron significativas.

Tamaño según el riesgo quirúrgico se distribuyó de la siguiente forma:

- Riesgo quirúrgico bajo: valor medio 2.92 cm (mediana 2.75 cm).
- Riesgo quirúrgico alto: valor medio 2,76 cm (mediana 2.7 cm).

Las diferencias en éste caso tampoco fueron significativas entre éstos dos factores.

A la hora de relacionar la AP con el tamaño en los Carcinomas el tamaño medio fue de 3,15 cm (mediana 3 cm), en las Metástasis de 2,47 cm (mediana 2 cm) y en aquellos donde se nominaron como No Malignidad el tamaño fue de 2,67 cm (mediana 2.7 cm).

De los 94 casos, 87 no presentaban metástasis (el 92,5%).

4.3 Técnica terapéutica

La mayor parte de las intervenciones fueron con Radiofrecuencia, 90 de las 94 (95,7%).

En 79 intervenciones se empleó anestesia epidural (el 84%) y en 15 la anestesia fue general (16%). Los datos no demostraron significación entre el tipo de anestesia y el riesgo quirúrgico.

En 90 de los 94 intervenciones se empleó la ecografía como método guía (el 95,7%), mientras que las veces que se utilizó TC siempre la energía terapéutica utilizada fue la Radiofrecuencia.

El tiempo de sesión utilizado en la mayoría de los casos fue de 12 minutos. Se emplea en 87 de las 94 intervenciones (el 92,5%), todas con Radiofrecuencia. En las cuatro intervenciones con energía microondas (MW) se emplearon 5 minutos (3 de ellas) y de 6 min.

El número de sesiones empleadas fue de 1 ó 2 en el 78,7% de las intervenciones y de un máximo de 3 en el 95% de ellas.

Más detalladamente:

- 1 en 37 casos, el 39,36% de las intervenciones
- 2 en 37 casos, el 39,36% de las intervenciones
- 3 en 15 casos, el 15,96% de las intervenciones
- 4 en 3 casos, 3,19% de las intervenciones
- 5 en 1 caso, 1,06% de las intervenciones
- 6 en 1 caso, 1,06% de las intervenciones.

El número de sesiones necesario es significativamente mayor en función del tamaño medio en cm del tumor ($p < 0.05$).

- 2,03 cm en intervenciones con una sesión (mediana de 2 cm). En el caso de sólo Radiofrecuencia el valor medio es de 1,97 cm y el valor mediano de 2 cm.

- 3,1 cm en intervención con dos sesiones (mediana de 3 cm). En el caso de sólo Radiofrecuencia el valor medio es de 3,1 cm y el valor mediano de 3 cm.
- 3,46 cm en intervenciones con 3 sesiones (mediana de 3,3 cm).
- 5,12 cm en intervenciones con más de tres sesiones (mediana de 5 cm).

El tipo de aguja Simple se emplea en el 74,5% de los casos (70 de los 94), seguida del tipo Racimo utilizada en el 20,2% de las intervenciones (19 de 94 casos). Amica y la asociación de la Simple/Racimo son las restantes agujas empleadas (4 casos y 1 caso respectivamente). En los 4 casos en los que se emplea Amica correspondieron con la utilización de microondas (MW).

4.4 Complicaciones

El 82% de las intervenciones no presentaron complicaciones inmediatas, 77 de los 94 casos. En el caso en el que el método terapéutico fue sólo Radiofrecuencia éste porcentaje sube al 83,3%, (Atwell et al. 2012), (Igor Pinkhasov & Raman 2010), (Seideman et al. 2013).

75 de los 90 casos con ésta energía no presentaron complicaciones inmediatas.

Los 17 casos que sí presentaron alguna complicación inmediata (15 casos en Radiofrecuencia y 2 en MW), el 18% se detallan como sigue:

- 13 casos con hematoma (el 13,83% de los casos). Un caso de los 13 es de MW.
- 2 casos con dolor (2,13% de los casos).
- 1 caso con lesión hepática leve (1,06% de los casos). Éste caso fue de MW.
- 1 caso de aumento de creatinina (1,06% de los casos).

De las 17 intervenciones con complicaciones inmediatas, 11 (64,7%) tienen como Anatomía Patológica Carcinoma (9) o Metástasis (2). En el caso de la Radiofrecuencia, de las 15 intervenciones con complicaciones inmediatas, 10 tuvieron AP Carcinoma (8) o Metástasis (2).

De las 94 intervenciones 87 no presentaron complicaciones tardías (el 92,55%) y si las presentaron en tan sólo 7 (7,5%).. En el caso de sólo Radiofrecuencia, de los 90 casos, 84 no

presentaron complicaciones tardías (93,3%) y 6 las presentaron (6,7%).

Los 7 casos que presentaron complicaciones tardías (6 en el caso de radiofrecuencia) registraron las siguientes incidencias: 5 casos con estenosis de la unión pieloureteral (lo cual corresponde con el 5,32% del total), uno de los 5 casos se corresponde con la utilización de MW; 1 caso con absceso retroperitoneal/hematoma infectado (representando el 1,06% del total); y 1 caso con fistula reno-cólica (1,06%).

Existe asociación entre la existencia de complicaciones inmediatas y el Índice de Charlson. El porcentaje de complicaciones entre aquellos casos con Índice de Charlson 3 es significativamente mayor ($p < 0.06$) que en el resto de casos. En concreto, en el caso de un índice 3 el porcentaje de complicaciones inmediatas es del 29,3% frente al 7,14% en las intervenciones con índice 2 o el 10,3% en las intervenciones con índice 1 ó 0.

En las intervenciones con Radiofrecuencia el Índice de Charlson 3 el porcentaje de complicaciones inmediatas es del 27,50%.

Existe relación entre el tipo de anestesia y la existencia de complicaciones inmediatas ($p < 0,05$). El 87,34% de las intervenciones con anestesia epidural no tiene complicaciones inmediatas. Este porcentaje es significativamente superior al caso de las intervenciones con anestesia general en el que porcentaje se reduce siendo del 53,33%.

El tamaño medio del tumor no presenta diferencias significativas en el caso de la aparición o no de complicaciones inmediatas.

Dentro de las intervenciones que se realizaron en las cuales se contaba con muestra de anatomía patológica el porcentaje de complicaciones que fue encontrado es detallado de la siguiente forma:

- En el 83,9% de los CARCINOMAS, no se presentaron complicaciones inmediatas contra el 16,1% que si las presentaron. En el caso de radiofrecuencia, el porcentaje de ausencia de complicaciones inmediatas asciende hasta el 85,2%.
- En el 50% de las METÁSTASIS, se presentaron complicaciones inmediatas
- Dentro de las muestras etiquetadas como NO MALIGNIDAD, en el 87% no se presentaron complicaciones

inmediatas frente al 13% en las que sí se presentaron. En el caso de radiofrecuencia, el porcentaje de ausencia de complicaciones inmediatas sube hasta el 90,5%.

17 intervenciones realizadas tuvieron complicaciones inmediatas, de estas 11 (el 64,7%) corresponden a muestras con anatomía patológica de CARCINOMA (9) o METÁSTASIS (2).

Cuando el tratamiento aplicado fue la radiofrecuencia, de las 15 intervenciones en las que surgieron complicaciones inmediatas, 10 de ellas corresponden a muestras con anatomía patológica de CARCINOMA (8) o de METÁSTASIS (2).

Cuando nos ponemos a evaluar la aparición de complicaciones tardías de las 94 intervenciones realizadas en 87 (el 92,55%) no se presentaron complicaciones tardías. En 7 (el 7,5%) de los procedimientos realizados si que se presentaron complicaciones tardías.

Extrapolando a los casos que se sometieron a radiofrecuencia, de los 90 casos, en 84 (el 93,3%) no se presentaron complicaciones de éste tipo y en 6

procedimientos (el 6,7%) si aparecieron complicaciones tardías.

Dentro de los 7 procedimientos en los que se presentaron complicaciones tardías estas fueron las siguientes:

- 5 casos presentaron ESTENOSIS UNIÓN PIELO-URETRAL (el 5,32% de los casos). 1 caso se originó utilizando como fuente de energía las microondas (MW).
- Otra de las complicaciones que se presentaron fue la existencia de un HEMATOMA INFECTADO complicado con un ABSCESO RETRORRENAL (el 1,06% de los casos).
- En uno de los procedimientos se presentó una FÍSTULA RENOCÓLICA (el 1,06% de los casos).

Al contrario que ocurre con las complicaciones inmediatas, no existe relación entre el índice de Charlson y la aparición de complicaciones tardías. Tampoco existe relación con el tipo de anestesia empleada.

El tamaño del tumor no difiere significativamente en las intervenciones con complicaciones tardías o no.

No se dispuso de Anatomía Patológica (AP) de todos los casos tratados. En aquellos en los que sí se obtuvo éste dato, los resultados se distribuyeron de la siguiente manera:

- En los casos de las muestras correspondientes a CARCINOMA, en el 91,1% no se presentaron complicaciones tardías. Si atendemos sólo a los casos sometidos a radiofrecuencia, el porcentaje de ausencia de éstas complicaciones fue del 92,6%.
- Dentro de las muestras asignadas como METÁSTASIS, en el 75% no se presentaron complicaciones tardías (3 de 4 casos).
- De los procedimientos asignados como NO MALIGNIDAD, en el 95,6% no se presentaron complicaciones tardías. Si hablamos únicamente de los procedimientos realizados mediante radiofrecuencia, el porcentaje de ausencia de complicaciones fue del 95,2%.

El total de procedimientos que presentaron complicaciones tardías fue de 7, de los cuales en 6 (85,7%) se observó que correspondían a Anatomía Patológica de CARCINOMA (5) o METÁSTASIS (1).

En el caso en el que el tratamiento aplicado fue la radiofrecuencia, de las 6 intervenciones con complicaciones tardías, 5 tuvieron y se trataban de CARCINOMA (4) o METÁSTASIS (1).

4.5 Resultados tras 1ª Termoablación por Radiofrecuencia:

En la Tomografía Computerizada Multidetector (TCMD) realizada a las 24 horas del procedimiento (Control 24 horas) mostró ABLACIÓN en 64 de los 94 casos (el 68,1%). Los resultados obtenidos correspondientes a ABLACIÓN INCOMPLETA fueron 24, que correspondían al 25,5% de los casos.

Centrándonos sólo en aquellos procedimientos con Radiofrecuencia. 61 de los 90 casos presentan ABLACIÓN, correspondiente al 67,8%, y ABLACIÓN INCOMPLETA 23 casos de los 90 casos (el 25,6%).

Extrapolando éstos resultados tras las 24 horas a los resultados obtenidos de Anatomía Patológica la relación obtenida se describe a continuación:

- CARCINOMA: el 67,9% de los casos presenta ABLACIÓN y el 26,8% ABLACIÓN INCOMPLETA.

Centrándonos solamente a los procedimientos con Radiofrecuencia, los resultados fueron similares ya que el porcentaje de ABLACIÓN fue del 68,5% y de ABLACIÓN INCOMPLETA del 25,9%.

- METÁSTASIS: el 50% de los casos (2 de 4) presenta ABLACIÓN y el 25,0% ABLACIÓN INCOMPLETA.
 - NO MALIGNIDAD: el 65,2% de los casos presenta ABLACIÓN y el 26,1% ABLACIÓN INCOMPLETA.
- Haciendo mención únicamente a los tratados mediante Radiofrecuencia el porcentaje de ABLACIÓN es del 61,9% y de ABLACIÓN INCOMPLETA del 28,6%.

No hay una asociación significativa entre los valores del índice de Charlson y la 24H TC.

De las 64 Ablaciones obtenidas en el control mediante TC de las 24 horas tras el procedimiento 30 (el 46,88%) se obtuvieron con una única sesión, 26 (el 40,63%) se obtuvieron con dos sesiones y 8 con más sesiones (el 12,51%). Ante éstos hallazgos podíamos precisar (Figura 30):

- De las 37 intervenciones con **una sola sesión**, en el 81,1% se consiguió la ABLACIÓN.

- De las 37 intervenciones con **dos sesiones**, en el 70,3% se consiguió la ABLACIÓN.
- De las 20 intervenciones con **tres o cuatro sesiones** en el 40% se consiguió la ABLACIÓN.

Tras el análisis de éstos datos anteriormente referidos los procedimientos estadísticos nos indican la existencia de asociación significativa entre el número de sesiones y el resultado a las 24 H TC. Es importante volver hacer referencia, como se describió anteriormente, que el número de sesiones era mayor cuanto mayor era el tamaño del tumor, por lo tanto, parece lógico que un mayor tamaño de tumor que necesita más sesiones sea más difícil obtener ABLACIÓN completa.

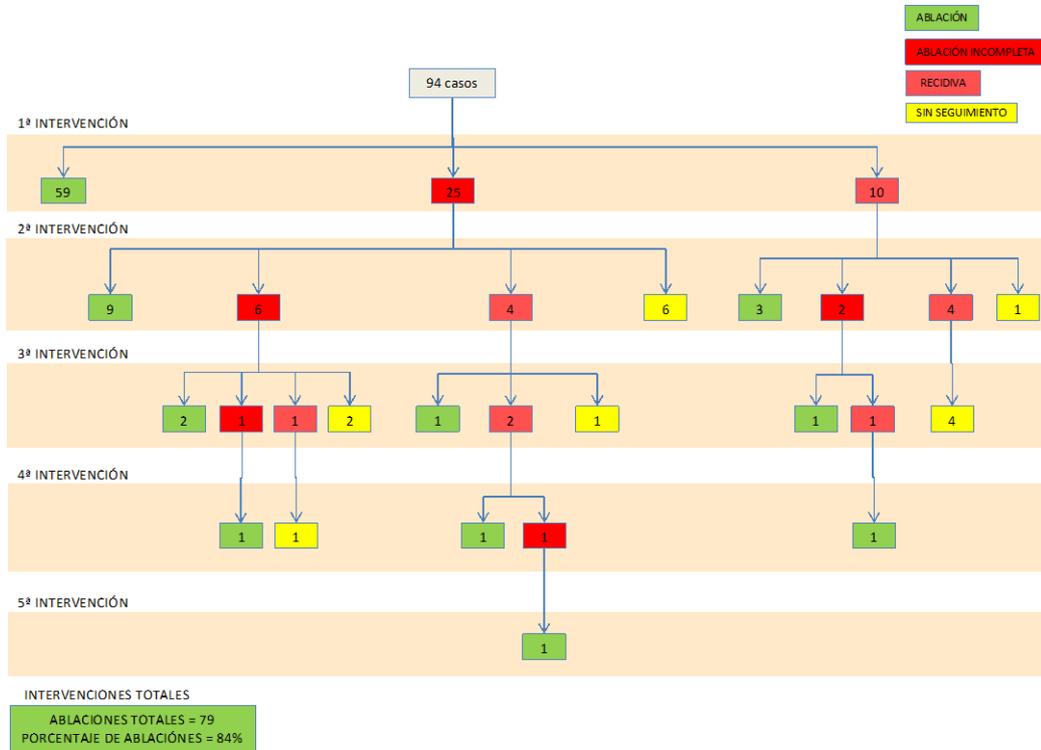


Figura 30: Esquema de estadística descriptiva final.

Discusión

5. Discusión

Posteriormente a la descripción de los resultados obtenidos y revisados pasamos a valorar la eficacia del tratamiento de tumoraciones renales mediante Termoablación por Radiofrecuencia.

Mediante test estadísticos buscamos establecer relaciones significativas entre las distintas variables dependientes de las características de cada paciente y de cada tumor con el fin de establecer los casos o situaciones en las que dicha técnica terapéutica ofrece mejor y mayores resultados positivos.

Tras enfrentar y relacionar las distintas variables recogidas los distintos métodos estadísticos reflejan de forma contundente que las únicas diferencias significativas entre los casos de Ablación, es decir éxito terapéutico, y el resto radica en la variable consistente en el tamaño del tumor (uno de los objetivos iniciales de nuestro estudio) y no tanto de otras variables.

Haremos el análisis comparativo con cada una de las variables o factores determinados como probables influyentes en nuestro resultado.

5.1 Sexo

Tras la intervención mediante Termoablación, la estadística y probabilidad nos indican que no hay relación entre el resultado y el sexo del paciente.

Tanto en hombres como en mujeres alrededor del 85% de las intervenciones finaliza en ablación como resultado final. Si tenemos en cuenta tan sólo las intervenciones con Radiofrecuencia, en hombres el 84,6% termina en ablación mientras que en mujeres el 84%, diferencias no significativas (Tabla 10).

Frequency
Percent
Row Pct
Col Pct

Table of RESULTADO FINAL by SEXO			
RESULTADO FINAL	SEXO		Total
	H	M	
ABLACION	57	23	80
	60.64	24.47	85.11
	71.25	28.75	
	85.07	85.19	
NO ABLACION	10	4	14
	10.64	4.26	14.89
	71.43	28.57	
	14.93	14.81	
Total	67	27	94
	71.28	28.72	100.00

Statistic	NF	Value	Prob
Chi-Square	1	0.0002	0.9891
Likelihood Ratio Chi-Square	1	0.0002	0.9891
Continuity Adj. Chi-Square	1	0.0000	1.0000
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.0002	0.9892
Phi Coefficient		-0.0014	
Contingency Coefficient		0.0014	
Cramer's V		-0.0014	
WARNING: 25% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	0.0002
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.9891
Exact Pr >= ChiSq	1.0000

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	0.0002
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.9891
Exact Pr >= ChiSq	1.0000

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	0.0002
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.9892
Exact Pr >= ChiSq	1.0000

Fisher's Exact Test	
Cell (1,1) Frequency (F)	57
Left-sided Pr <= F	0.6311
Right-sided Pr >= F	0.6186
Table Probability (P)	0.2497
Two-sided Pr <= P	1.0000

Tabla 10: Resultados finales SEXO

Frequency Percent Row Pct Col Pct	Table of RESULTADO FINAL by SEXO			
	RESULTADO FINAL	SEXO		
		H	M	Total
	ABLACION	55	21	76
		61.11	23.33	84.44
		72.37	27.63	
		84.62	84.00	
	NO ABLACION	10	4	14
		11.11	4.44	15.56
		71.43	28.57	
		15.38	16.00	
	Total	65	25	90
		72.22	27.78	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	1	0.0052	0.9425
Likelihood Ratio Chi-Square	1	0.0052	0.9426
Continuity Adj. Chi-Square	1	0.0000	1.0000
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.0051	0.9428
Phi Coefficient		0.0076	
Contingency Coefficient		0.0076	
Cramer's V		0.0076	
WARNING: 25% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	0.0052
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.9425
Exact Pr >= ChiSq	1.0000

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	0.0052
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.9426
Exact Pr >= ChiSq	1.0000

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	0.0051
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.9428
Exact Pr >= ChiSq	1.0000

Fisher's Exact Test	
Cell (1,1) Frequency (F)	55
Left-sided Pr <= F	0.6642
Right-sided Pr >= F	0.5864
Table Probability (P)	0.2505
Two-sided Pr <= P	1.0000

Tabla 11: ENERGÍA=RF

5.2 Edad

Las diferencias en edad entre los pacientes con ablación completa y el resto de los pacientes no son significativas (61,9 años frente 57,3 años).

Si tenemos sólo en cuenta las intervenciones con radiofrecuencia (61,5 años los pacientes con ablación frente a 57,3 años el resto de pacientes) las diferencias tampoco son significativas (Figuras 31,32,33,34,35,36,37,38); (Tablas 12,13,14,15,16,17,18,19).

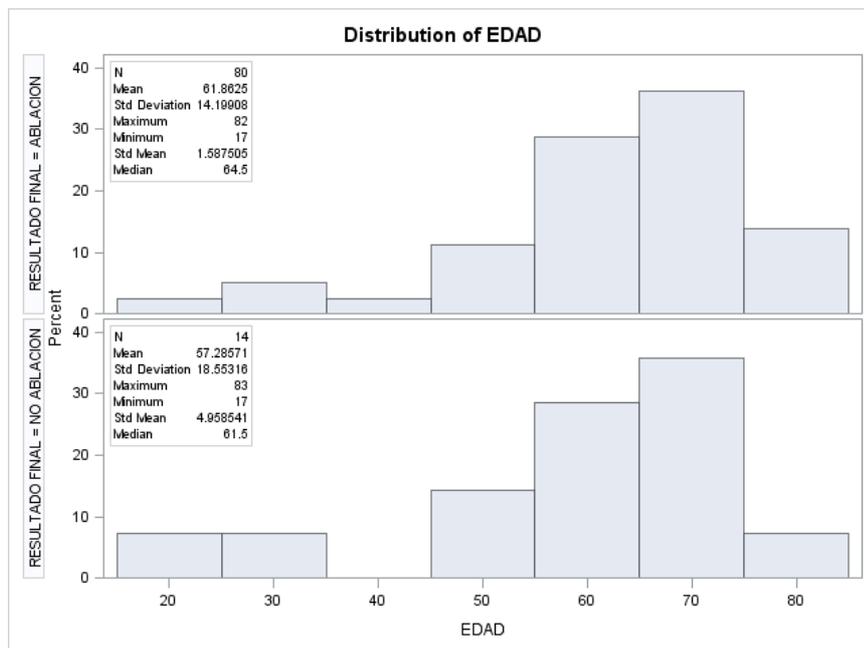


Figura 31: Distribución de EDAD.

RESULTADO FINAL	N	Mean	Std Dev	Std Err	Minimum	Maximum
ABLACION	80	61.8625	14.1991	1.5875	17.0000	82.0000
NO ABLACION	14	57.2857	18.5532	4.9585	17.0000	83.0000
Diff (1-2)		4.5768	14.8918	4.3142		

RESULTADO FINAL	Method	Mean	95% CL Mean	Std Dev	95% CL Std Dev
ABLACION		61.8625	58.7027 65.0223	14.1991	12.2886 16.8184
NO ABLACION		57.2857	46.5734 67.9980	18.5532	13.4502 29.8899
Diff (1-2)	Pooled	4.5768	-3.9916 13.1452	14.8918	13.0160 17.4042
Diff (1-2)	Satterthwaite	4.5768	-6.4733 15.6269		

Method	Variances	DF	t Value	Pr > t
Pooled	Equal	92	1.06	0.2915
Satterthwaite	Unequal	15.774	0.88	0.3926

Equality of Variances				
Method	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Folded F	13	79	1.71	0.1509

Analysis of Variance for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Mean
ABLACION	80	61.862500
NO ABLACION	14	57.285714

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Among	1	249.580889	249.580889	1.1254	0.2915
Within	92	20402.344643	221.764616		

Average scores were used for ties.

Tabla 12: Análisis varianza de EDAD.

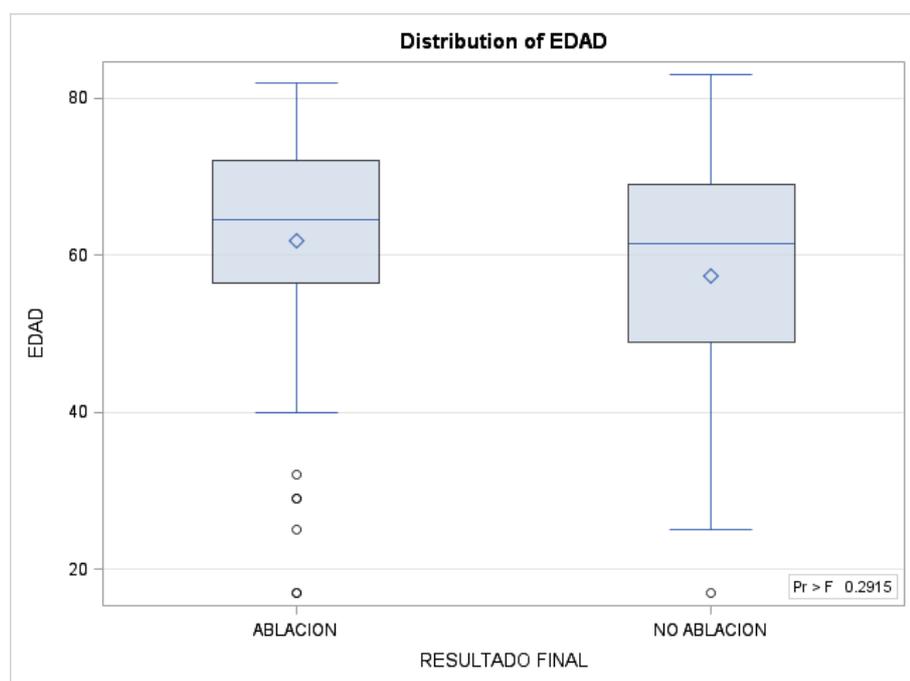


Figura 32: Distribución EDAD.

**Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable EDAD
Classified by Variable RESULTADO FINAL**

RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	3880.50	3800.0	94.103094	48.506250
NO ABLACION	14	584.50	665.0	94.103094	41.750000

Average scores were used for ties.

Wilcoxon Two-Sample Test

Statistic	584.5000
Normal Approximation	
Z	-0.8501
One-Sided Pr < Z	0.1976
Two-Sided Pr > Z 	0.3953
t Approximation	
One-Sided Pr < Z	0.1987
Two-Sided Pr > Z 	0.3974
Z includes a continuity correction of 0.5.	

Kruskal-Wallis Test	
Chi-Square	0.7318
DF	1
Pr > Chi-Square	0.3923

Tabla 13: Willcoxon EDAD.

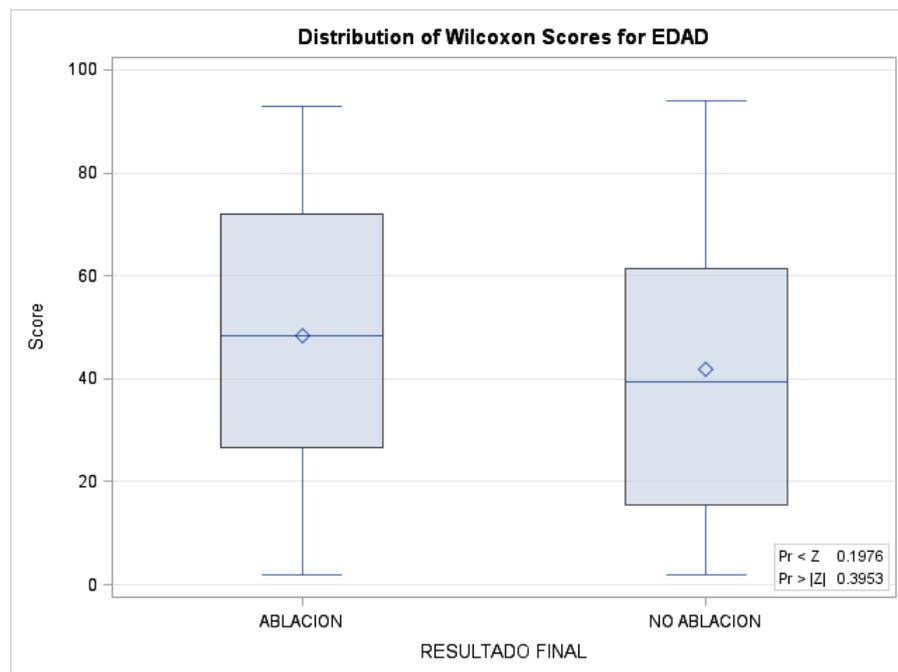


Figura 33 Willcoxon EDAD.

Median Scores (Number of Points Above Median) for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	40.80	40.0	1.705362	0.510000
NO ABLACION	14	6.20	7.0	1.705362	0.442857

Average scores were used for ties.

Median Two-Sample Test	
Statistic	6.2000
Z	-0.4691
One-Sided Pr < Z	0.3195

Median Two-Sample Test
Two-Sided Pr > |Z| 0.6390

Median One-Way Analysis
Chi-Square 0.2201
DF 1
Pr > Chi-Square 0.6390

Tabla 14: Score EDAD

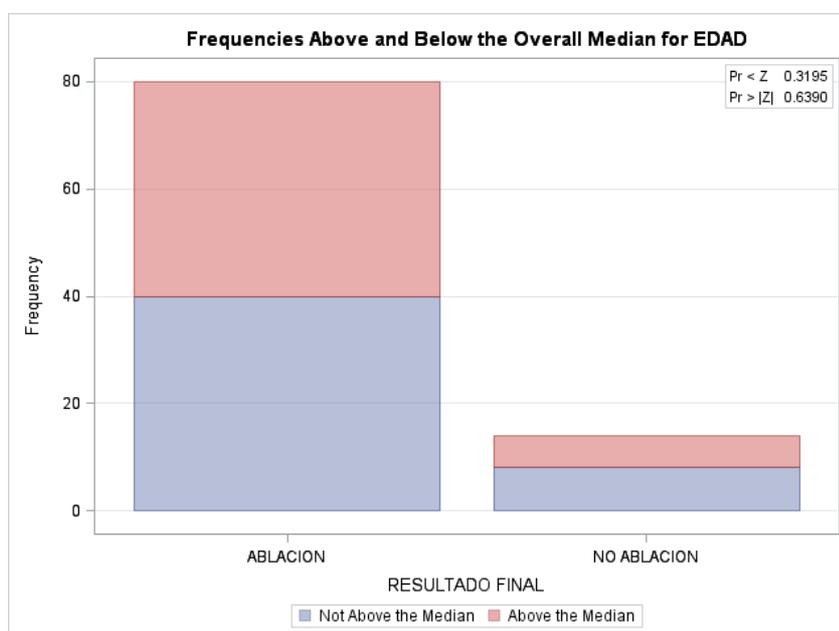


Figura 34: Frecuencia EDAD.

Van der Waerden Scores (Normal) for Variable EDAD					
Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	2.592441	0.0	3.322643	0.032406
NO ABLACION	14	-2.592441	0.0	3.322643	-0.185174

Average scores were used for ties.

Van der Waerden Two-Sample Test	
Statistic	-2.5924
Z	-0.7802
One-Sided Pr < Z	0.2176
Two-Sided Pr > Z	0.4353

Van der Waerden One-Way Analysis	
Chi-Square	0.6088
DF	1
Pr > Chi-Square	0.4353

Tabla 15: Van der Waerden Scores. Edad

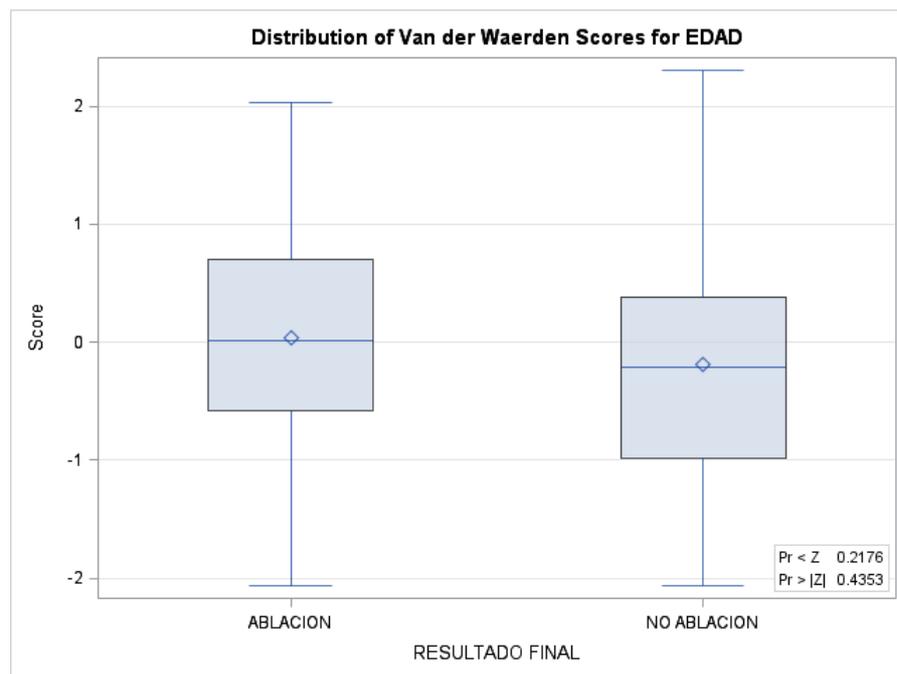


Figura 35: Van der Waerden Scores. EDAD.

Savage Scores (Exponential) for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	0.231594	0.0	3.370915	0.002895
NO ABLACION	14	-0.231594	0.0	3.370915	-0.016542

Average scores were used for ties.

Savage Two-Sample Test	
Statistic	-0.2316
Z	-0.0687
One-Sided Pr < Z	0.4726
Two-Sided Pr > Z	0.9452

Savage One-Way Analysis	
Chi-Square	0.0047
DF	1
Pr > Chi-Square	0.9452

Tabla 16: Savage Score. EDAD

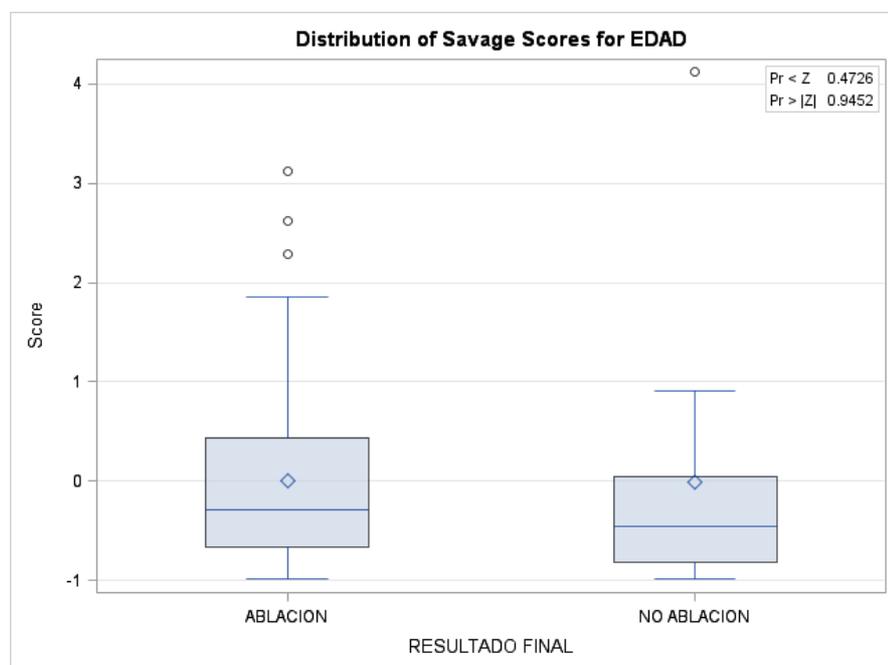


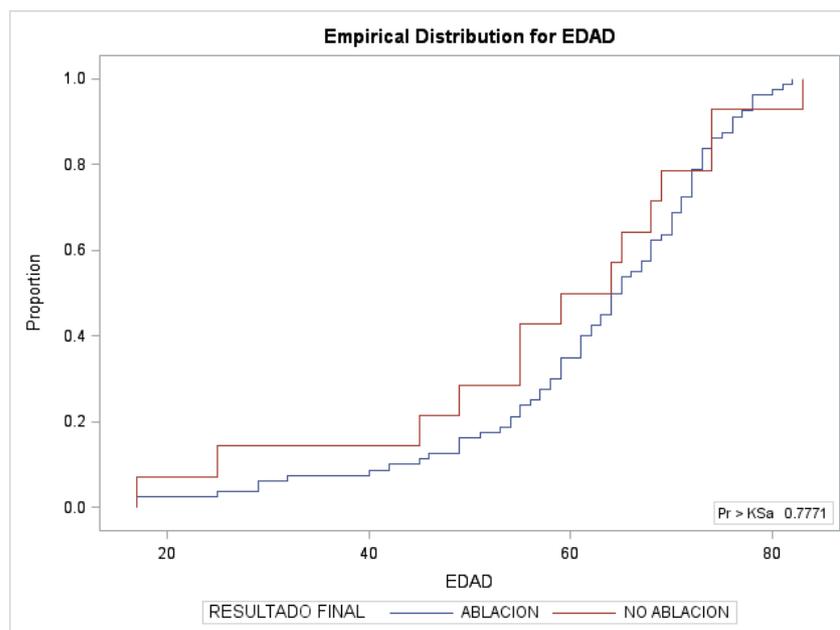
Figura 36: Savage Score EDAD

Kolmogorov-Smirnov Test for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL			
RESULTADO FINAL	N	EDF at Maximum	Deviation from Mean at Maximum
ABLACION	80	0.237500	-0.254531
NO ABLACION	14	0.428571	0.608446
Total	94	0.265957	

Maximum Deviation Occurred at Observation 41
Value of EDAD at Maximum = 55.0

Kolmogorov-Smirnov Two-Sample Test (Asymptotic)			
KS	0.068026	D	0.191071
KSa	0.659540	Pr > KSa	0.7771

Tabla 17: Kolmogorov-Smirnof. EDAD



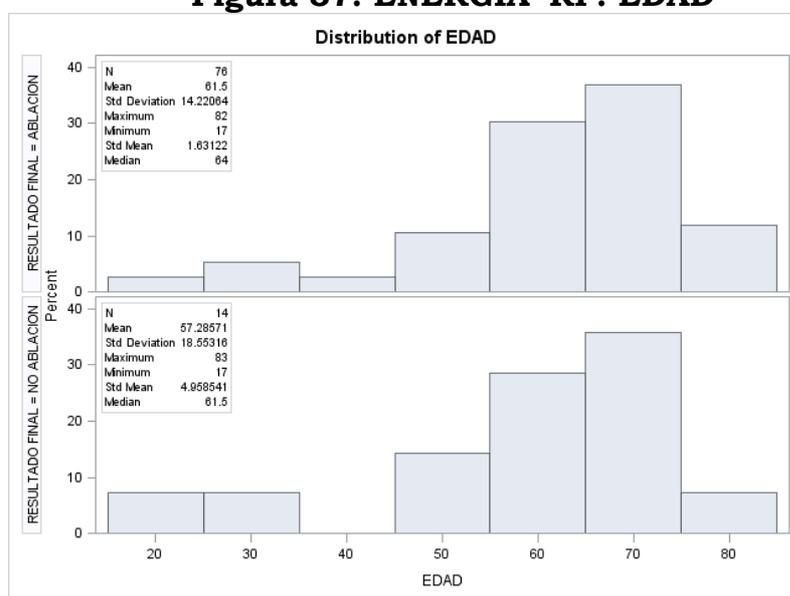
Cramer-von Mises Test for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Summed Deviation from Mean
ABLACION	80	0.016372
NO ABLACION	14	0.093556

Cramer-von Mises Statistics (Asymptotic)	
CM	0.001169
CMa	0.109929

Kuiper Test for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Deviation from Mean
ABLACION	80	0.071429
NO ABLACION	14	0.191071

Kuiper Two-Sample Test (Asymptotic)			
K	0.262500	Ka	0.906096
Pr > Ka	0.9184		

Figura 37: ENERGÍA=RF. EDAD



RESULTADO FINAL	N	Mean	Std Dev	Std Err	Minimum	Maximum
ABLACION	76	61.5000	14.2206	1.6312	17.0000	82.0000
NO ABLACION	14	57.2857	18.5532	4.9585	17.0000	83.0000
Diff (1-2)		4.2143	14.9400	4.3451		

RESULTADO FINAL	Method	Mean	95% CL Mean	Std Dev	95% CL Std Dev
ABLACION		61.5000	58.2504 64.7496	14.2206	12.2641 16.9258
NO ABLACION		57.2857	46.5734 67.9980	18.5532	13.4502 29.8899
Diff (1-2)	Pooled	4.2143	-4.4207 12.8493	14.9400	13.0214 17.5268
Diff (1-2)	Satterthwaite	4.2143	-6.8553 15.2839		

Method	Variances	DF	t Value	Pr > t
Pooled	Equal	88	0.97	0.3348
Satterthwaite	Unequal	15.934	0.81	0.4314

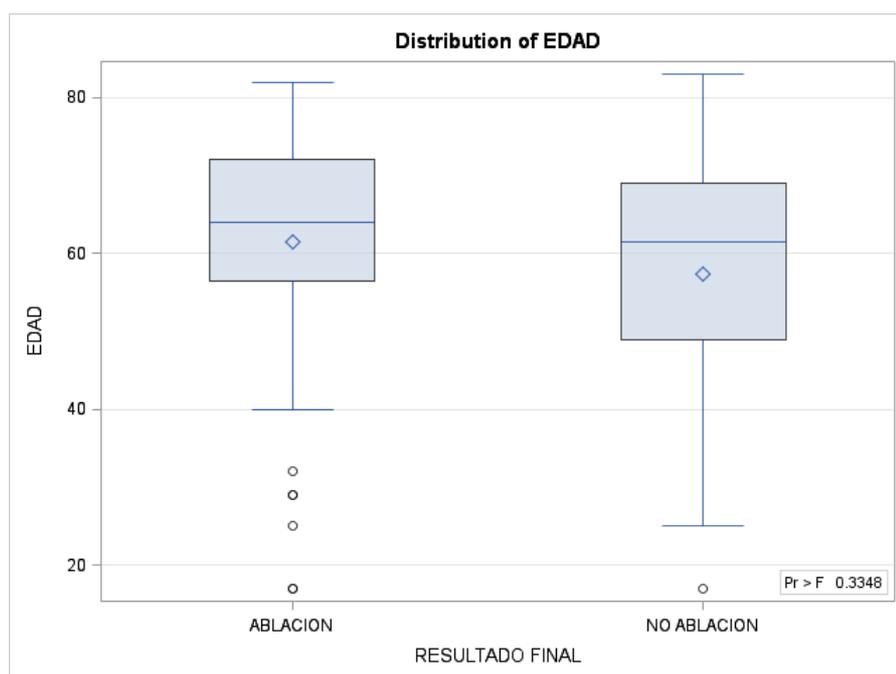
Equality of Variances				
Method	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Folded F	13	75	1.70	0.1556

Tabla 18: Varianza EDAD final.

Analysis of Variance for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL			
RESULTADO FINAL	N	Mean	
ABLACION	76	61.500000	
NO ABLACION	14	57.285714	

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Among	1	209.965079	209.965079	0.9407	0.3348
Within	88	19641.857143	223.202922		

Average scores were used for ties.



**Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable EDAD
Classified by Variable RESULTADO FINAL**

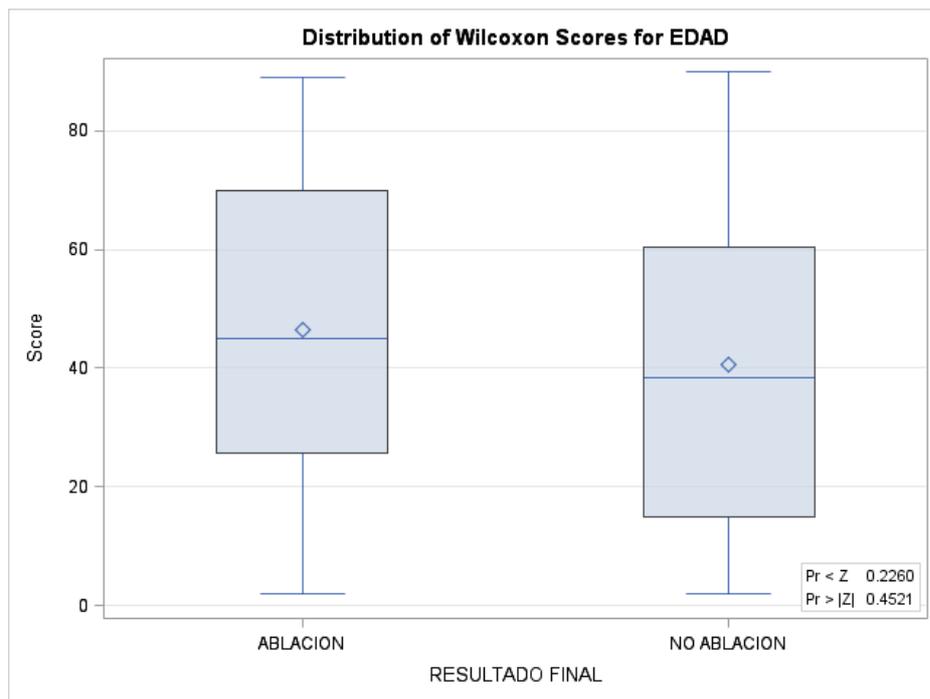
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	3526.0	3458.0	89.763996	46.394737
NO ABLACION	14	569.0	637.0	89.763996	40.642857

Average scores were used for ties.

Wilcoxon Two-Sample Test

Statistic	569.0000
Normal Approximation	
Z	-0.7520
One-Sided Pr < Z	0.2260
Two-Sided Pr > Z 	0.4521
t Approximation	
One-Sided Pr < Z	0.2270
Two-Sided Pr > Z 	0.4541
Z includes a continuity correction of 0.5.	

Kruskal-Wallis Test	
Chi-Square	0.5739
DF	1
Pr > Chi-Square	0.4487



Median Scores (Number of Points Above Median) for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	38.60	38.0	1.682071	0.507895
NO ABLACION	14	6.40	7.0	1.682071	0.457143

Average scores were used for ties.

Median Two-Sample Test	
Statistic	6.4000
Z	-0.3567
One-Sided Pr < Z	0.3607
Two-Sided Pr > Z	0.7213

Median One-Way Analysis	
Chi-Square	0.1272
DF	1
Pr > Chi-Square	0.7213

Tabla 19: Median Scores.

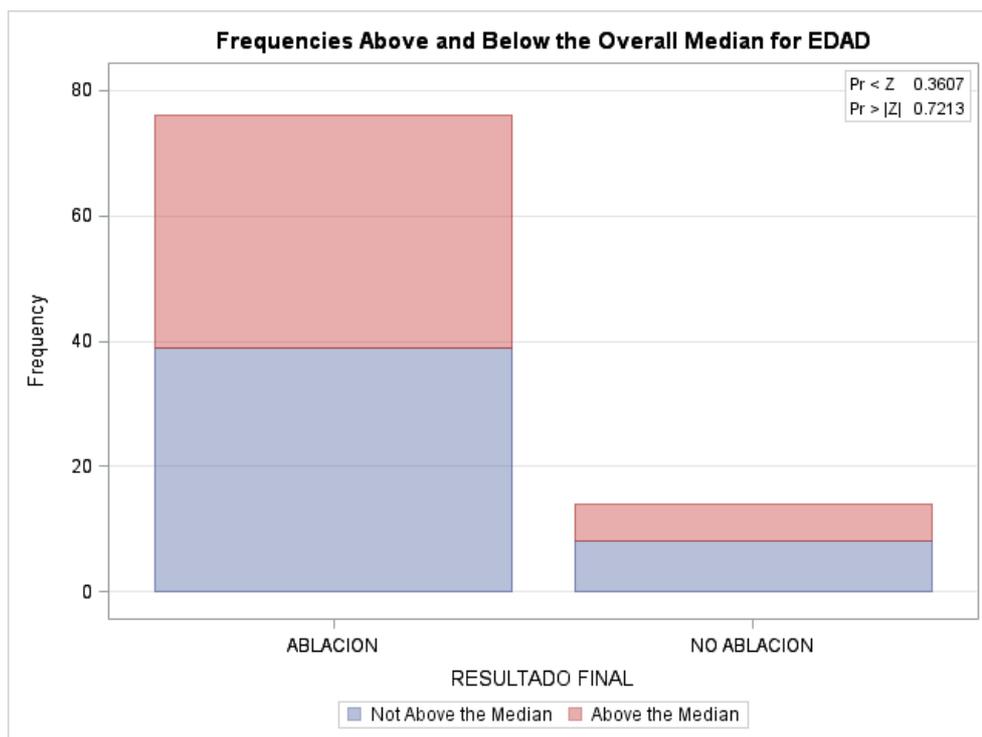


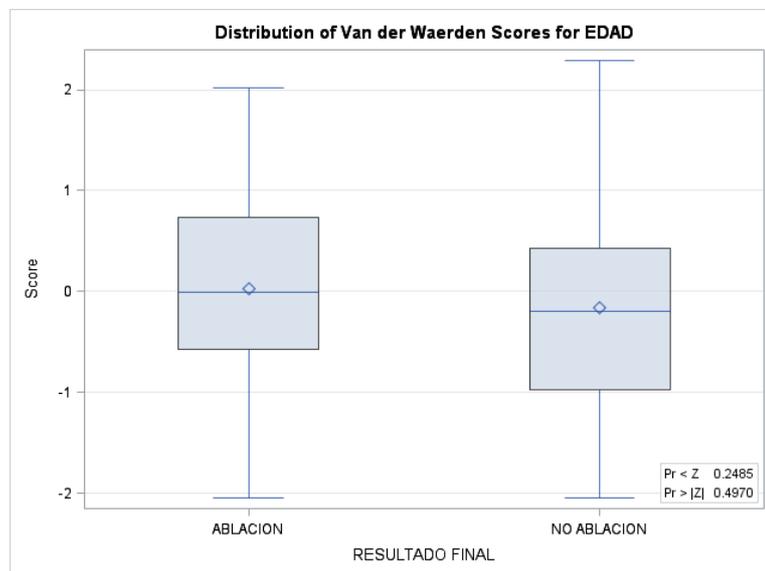
Figura 38: Frecuencia de la mediana.

Van der Waerden Scores (Normal) for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	2.245101	0.0	3.305139	0.029541
NO ABLACION	14	-2.245101	0.0	3.305139	-0.160364

Average scores were used for ties.

Van der Waerden Two-Sample Test	
Statistic	-2.2451
Z	-0.6793
One-Sided Pr < Z	0.2485
Two-Sided Pr > Z	0.4970

Van der Waerden One-Way Analysis	
Chi-Square	0.4614
DF	1
Pr > Chi-Square	0.4970

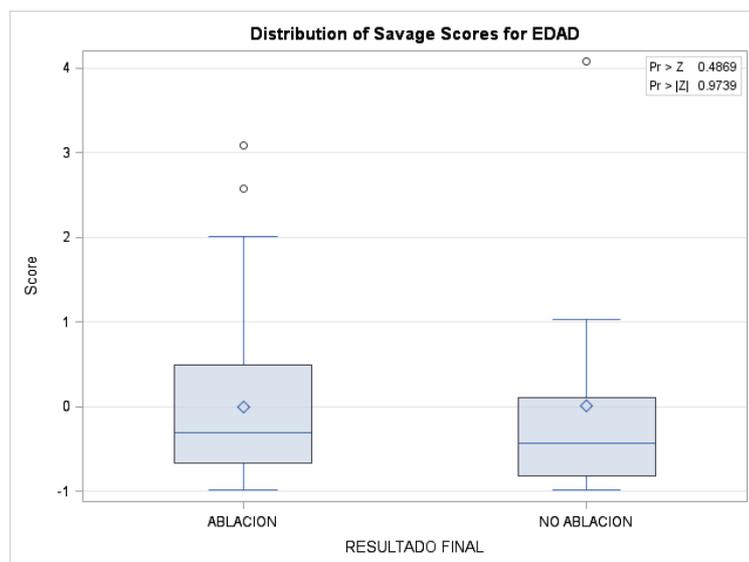


Savage Scores (Exponential) for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	-0.109925	0.0	3.353791	-0.001446
NO ABLACION	14	0.109925	0.0	3.353791	0.007852

Average scores were used for ties.

Savage Two-Sample Test	
Statistic	0.1099
Z	0.0328
One-Sided Pr > Z	0.4869
Two-Sided Pr > Z	0.9739

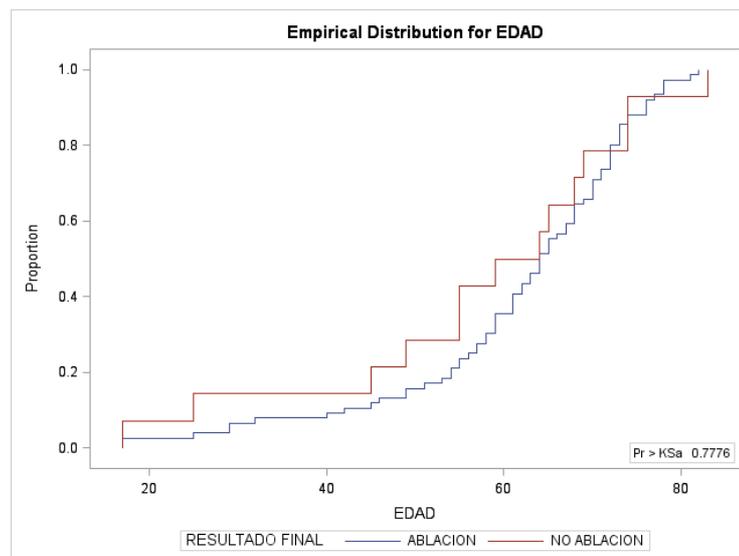
Savage One-Way Analysis	
Chi-Square	0.0011
DF	1
Pr > Chi-Square	0.9739



Kolmogorov-Smirnov Test for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL			
RESULTADO FINAL	N	EDF at Maximum	Deviation from Mean at Maximum
ABLACION	76	0.236842	-0.260004
NO ABLACION	14	0.428571	0.605792
Total	90	0.266667	

Maximum Deviation Occurred at Observation 41
Value of EDAD at Maximum = 55.0

Kolmogorov-Smirnov Two-Sample Test (Asymptotic)			
KS	0.069489	D	0.191729
KSa	0.659232	Pr > KSa	0.7776



Cramer-von Mises Test for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Summed Deviation from Mean
ABLACION	76	0.015390
NO ABLACION	14	0.083547

Cramer-von Mises Statistics (Asymptotic)			
CM	0.001099	CMa	0.098937

Kuiper Test for Variable EDAD Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Deviation from Mean
ABLACION	76	0.071429
NO ABLACION	14	0.191729

Kuiper Two-Sample Test (Asymptotic)					
K	0.263158	Ka	0.904828	Pr > Ka	0.9195

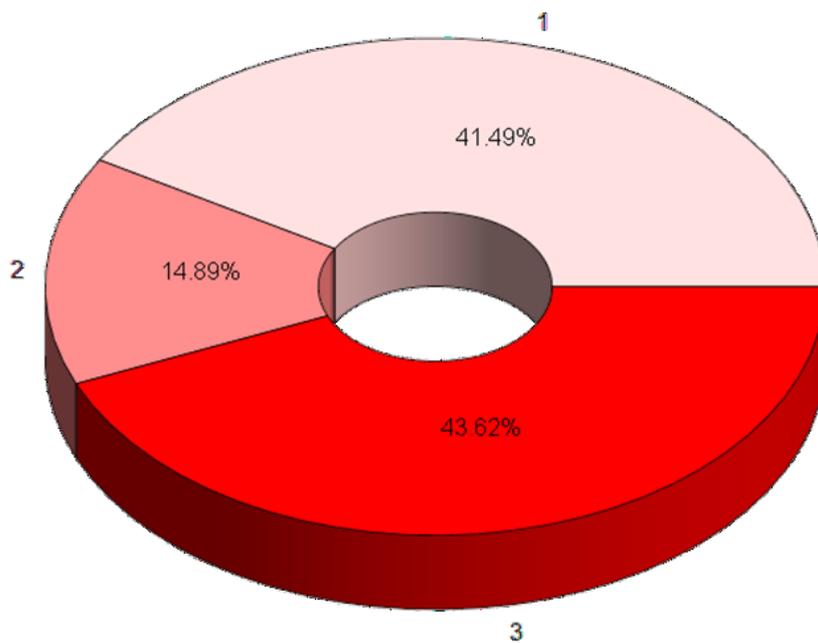
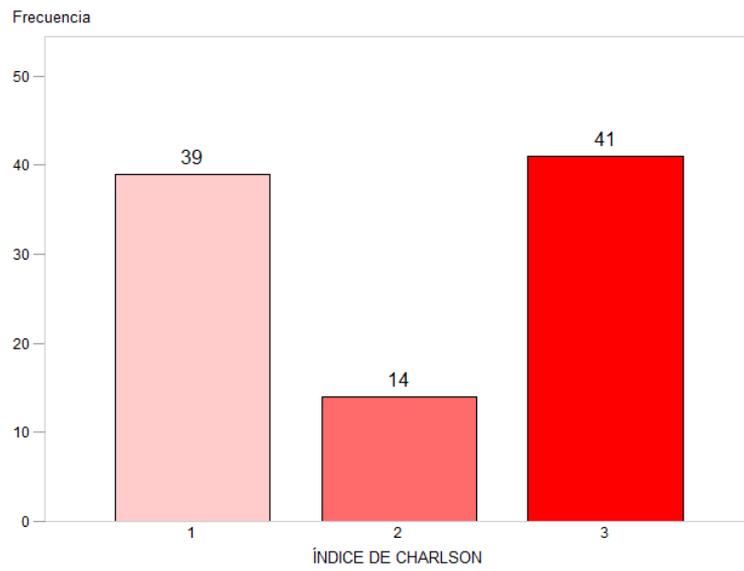
5.3. Índice de Charlson

El resultado final y la valoración del paciente mediante el Índice de Charlson no muestra una asociación significativa a pesar de

una mayor presencia de pacientes con valoraciones 0 y 1 entre las ablaciones completas. Ésta asociación podría cambiar de comportamiento según vaya aumentando la muestra.

De las ablaciones completas, el 42,5% tenían una valoración en el índice de Charlson de 0 ó 1. En el resto de casos correspondientes a ablaciones completas este porcentaje fue del 35,7%.

Si nos restringimos únicamente a las intervenciones con radiofrecuencia, el 42,1% de las ablaciones tenían una valoración de Charlson de 0-1 mientras que en el resto de los casos este porcentaje fue del 35,7% (Figura 39 y 40); (Tabla 21).



Figuras 39 y 40: índice de Charlson.

Frequency
Percent
Row Pct
Col Pct

Table of RESULTADO FINAL by ÍNDICE DE CHARLSON_R				
RESULTADO FINAL	ÍNDICE DE CHARLSON_R			Total
	0-1	2	>=3	
ABLACION	34	14	32	80
	36.17	14.89	34.04	85.11
	42.50	17.50	40.00	
	87.18	100.00	78.05	
NO ABLACION	5	0	9	14
	5.32	0.00	9.57	14.89
	35.71	0.00	64.29	
	12.82	0.00	21.95	
Total	39	14	41	94
	41.49	14.89	43.62	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	4.1934	0.1229
Likelihood Ratio Chi-Square	2	6.0949	0.0475
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.3379	0.2474
Phi Coefficient		0.2112	
Contingency Coefficient		0.2067	
Cramer's V		0.2112	

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	4.1934
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.1229
Exact Pr >= ChiSq	0.1188

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	6.0949
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.0475
Exact Pr >= ChiSq	0.0678

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	1.3379
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.2474
Exact Pr >= ChiSq	0.2782

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.0116
Pr <= P	0.1188

Sample Size = 94

Frequency Percent Row Pct Col Pct	Table of RESULTADO FINAL by ÍNDICE DE CHARLSON_R			
	RESULTADO FINAL	ÍNDICE DE CHARLSON_R		
	0-1	2	>=3	Total
ABLACION	32	13	31	76
	35.56	14.44	34.44	84.44
	42.11	17.11	40.79	
	86.49	100.00	77.50	
NO ABLACION	5	0	9	14
	5.56	0.00	10.00	15.56
	35.71	0.00	64.29	
	13.51	0.00	22.50	
Total	37	13	40	90
	41.11	14.44	44.44	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	3.9807	0.1366
Likelihood Ratio Chi-Square	2	5.8411	0.0539
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.2222	0.2689
Phi Coefficient		0.2103	
Contingency Coefficient		0.2058	
Cramer's V		0.2103	

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	3.9807
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.1366
Exact Pr >= ChiSq	0.1261

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	5.8411
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.0539
Exact Pr >= ChiSq	0.0761

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	1.2222
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.2689
Exact Pr >= ChiSq	0.2807

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.013
	2
Pr <= P	0.149
	6

Sample Size = 90

Tabla 21: Índice Charlson resultado final

5.4 Riñón tratado

- Los análisis y estudios comparativos determinaron que no existe asociación significativa entre el resultado final y el riñón tratado.

- El 57,5% de las ablaciones completas se produjeron en riñón derecho y el 41,2% en riñón izquierdo (lo restante fue injerto renal). El resto de casos, el 71,4% se correspondieron con el riñón derecho (Figura 41).
- Si nos restringimos únicamente a intervenciones con radiofrecuencia, en aquellos casos que finalizaron con éxito, el 56,6% se correspondieron al riñón derecho mientras que el resto de los casos, es decir aquellos en los que se realizó MW, el 71,4% se trataba de riñón derecho (Tabla 22).

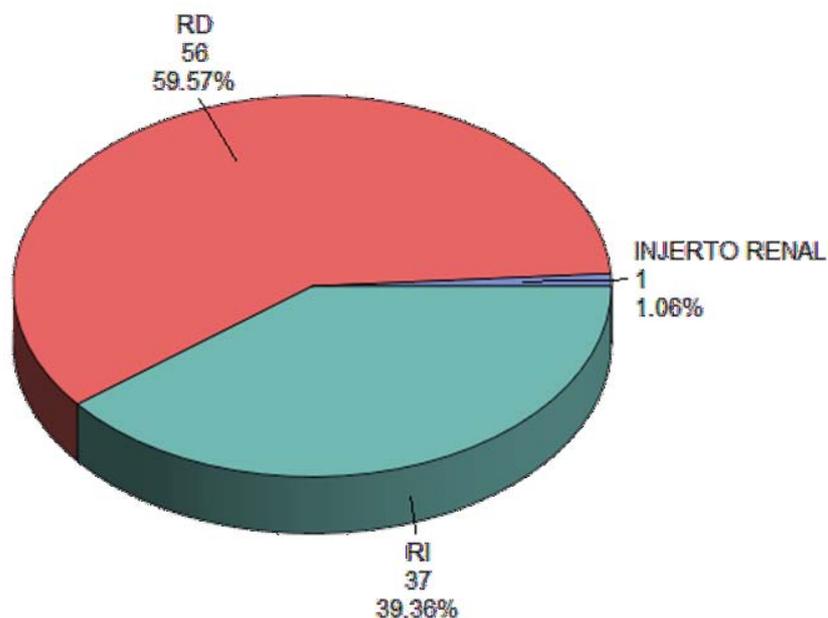


Figura 41: Distribución Riñón tratado.

Termoablación con Radiofrecuencia de Tumores del Parénquima Renal

Frequency	Table of RESULTADO FINAL by RIÑÓN			
Percent	RESULTADO FINAL		RIÑÓN	
Row Pct	INJERTO RENAL	RD	RI	Total
Col Pct				
ABLACION	1	6	3	0
	1.06			
	1.25	8.94	5.11	5.11
	100.0			
	0	7.50	1.25	
		2.14	9.19	
NO ABLACION	0	10	4	14
	0.00	10.64	4.26	14.89
	0.00	71.43	28.57	
	0.00	17.86	10.81	
Total	1	56	37	94
	1.06	59.57	39.36	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	1.0496	0.5917
Likelihood Ratio Chi-Square	2	1.2208	0.5431
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.5977	0.4394
Phi Coefficient		0.1057	
Contingency Coefficient		0.1051	
Cramer's V		0.1057	
WARNING: 33% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	1.0496
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5917
Exact Pr >= ChiSq	0.4840

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	1.2208
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5431
Exact Pr >= ChiSq	0.4840

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	0.5977
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.4394
Exact Pr >= ChiSq	0.5709

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.1349
Pr <= P	0.4840

Sample Size = 94

Frequency	Table of RESULTADO FINAL by RIÑÓN				
Percent	RESULTADO FINAL		RIÑÓN		
Row Pct	INJERTO RENAL	RD	RI	Total	
Col Pct					
	ABLACION	1	43	32	76
		1.11	47.78	35.56	84.44
		1.32	56.58	42.11	
		100.00	81.13	88.89	
	NO ABLACION	0	10	4	14
		0.00	11.11	4.44	15.56
		0.00	71.43	28.57	
		0.00	18.87	11.11	
	Total	1	53	36	90
		1.11	58.89	40.00	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	1.1683	0.5576
Likelihood Ratio Chi-Square	2	1.3487	0.5095
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.6716	0.4125
Phi Coefficient		0.1139	
Contingency Coefficient		0.1132	
Cramer's V		0.1139	
WARNING: 33% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	1.1683
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5576
Exact Pr >= ChiSq	0.4818

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	1.3487
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5095
Exact Pr >= ChiSq	0.4818

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	0.6716
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.4125
Exact Pr >= ChiSq	0.5697

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.1271
Pr <= P	0.4818

Sample Size = 90

Tabla 22: Riñón tratado: Resultado final.

5.5 Polo del riñón tratado

- Tras diversas comparaciones se pudo determinar que no existe asociación significativa entre el resultado final y el polo inferior, medio o superior a pesar de las diferencias.
- El 32,5% de las ablaciones completas se situaron en el polo inferior, el 43,7% en el medio y el 23,7% en el

superior. En el resto de casos, el 14,3% en el polo inferior, el 50% en el medio y el 35,7% en el superior (Figura 42).

- Si nos restringimos únicamente a las intervenciones con radiofrecuencia, el 31,6% de las ablaciones se situaron en el polo inferior, el 43,4% en el medio y el 25% en el superior (Tabla 23).

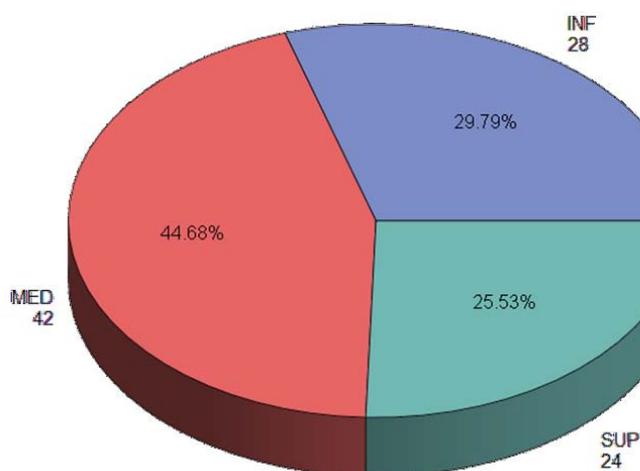


Figura 42 : Polo tratado.

Frequency	Table of RESULTADO FINAL by POLO				
Percent	RESULTADO FINAL		POLO		Total
Row Pct	INF	MED	SUP		
Col Pct					
	ABLACION	26	35	19	80
		27.66	37.23	20.21	85.11
		32.50	43.75	23.75	
		92.86	83.33	79.17	

Termoablación con Radiofrecuencia de Tumores del Parénquima Renal

NO ABLACION	2	7	5	14
	2.13	7.45	5.32	14.89
	14.29	50.00	35.71	
	7.14	16.67	20.83	
Total	28	42	24	94
	29.79	44.68	25.53	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	2.0992	0.3501
Likelihood Ratio Chi-Square	2	2.3010	0.3165
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.9471	0.1629
Phi Coefficient		0.1494	
Contingency Coefficient		0.1478	
Cramer's V		0.1494	
WARNING: 33% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	2.0992
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3501
Exact Pr >= ChiSq	0.3478

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	2.3010
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3165
Exact Pr >= ChiSq	0.3478

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	1.9471
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.1629
Exact Pr >= ChiSq	0.1787

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.0249
Pr <= P	0.3478

Sample Size = 94

Frequency	Table of RESULTADO FINAL by POLO			
Percent	RESULTADO FINAL		POLO	
Row Pct	INF	MED	SUP	Total
Col Pct				
ABLACION	24	33	19	76
	26.67	36.67	21.11	84.44
	31.58	43.42	25.00	
	92.31	82.50	79.17	
NO ABLACION	2	7	5	14
	2.22	7.78	5.56	15.56
	14.29	50.00	35.71	
	7.69	17.50	20.83	
Total	26	40	24	90
	28.89	44.44	26.67	100.00

Statistics for Table of RESULTADO FINAL by POLO

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	1.8479	0.3970
Likelihood Ratio Chi-Square	2	2.0372	0.3611
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.6522	0.1987
Phi Coefficient		0.1433	
Contingency Coefficient		0.1418	
Cramer's V		0.1433	
WARNING: 33% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	1.8479
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3970
Exact Pr >= ChiSq	0.4330

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	2.0372
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3611
Exact Pr >= ChiSq	0.4330

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	1.6522
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.1987
Exact Pr >= ChiSq	0.2454

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.0285
Pr <= P	0.4319

Sample Size = 90

Tabla 23 : Polo tratado: Resultado final.

5.6 Anatomía patológica.

- Según los datos obtenidos y recogidos, no existe asociación significativa entre el resultado final y una anatomía patológica de carcinoma o metástasis frente a otras patologías.
- El 62,5% de las ablaciones completas se presentaron como anatomía patológica de carcinoma o metástasis. El 71,4% de los restantes casos se presentaron como anatomía

patológica de carcinoma o metástasis. Sin embargo estas diferencias no son significativas.

- Si nos restringimos únicamente a las intervenciones con radiofrecuencia, el 63,2% de las ablaciones se presentaron como Anatomía Patológica carcinoma o metástasis mientras que en los restantes casos este porcentaje fue del 71,4%, diferencias no significativas (Figura 43).

Podemos hacer referencia a que los datos mostraron una mayor presencia aunque no se pudo concluir que sean debidas a la Anatomía Patológica (Tabla 24).

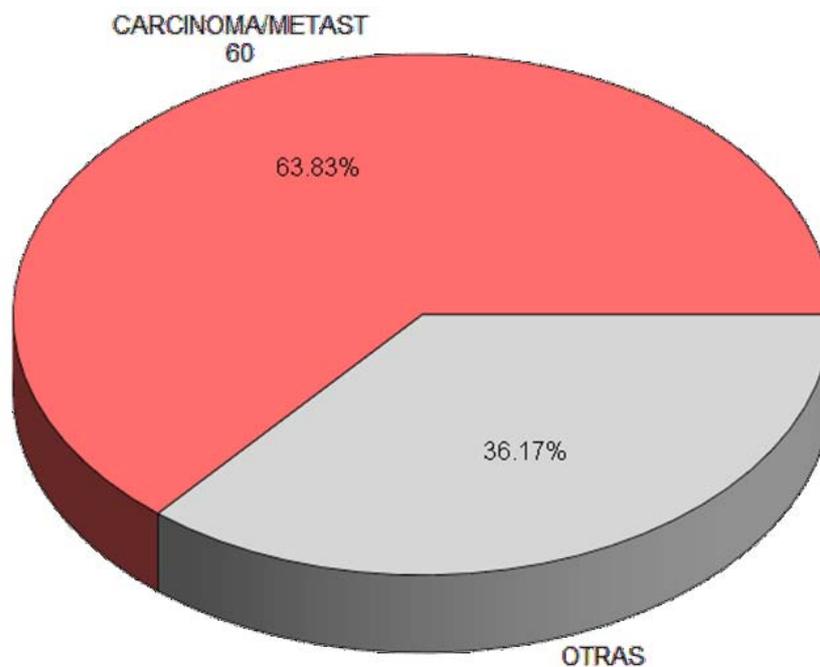


Figura 43 : Distribución Anatomía Patológica.

Frequency
Percent
Row Pct
Col Pct

Table of RESULTADO FINAL by ANATOMÍA PATOLOGICA_RRR			
RESULTADO FINAL	ANATOMÍA PATOLOGICA_RRR		
	CARCINOMA/METAST	OTRAS	Total
ABLACION	50	30	80
	53.19	31.91	85.11
	62.50	37.50	
	83.33	88.24	
NO ABLACION	10	4	14
	10.64	4.26	14.89
	71.43	28.57	
	16.67	11.76	
Total	60	34	94
	63.83	36.17	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	1	0.4114	0.5213
Likelihood Ratio Chi-Square	1	0.4239	0.5150
Continuity Adj. Chi-Square	1	0.1156	0.7339
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.4070	0.5235
Phi Coefficient		-0.0662	
Contingency Coefficient		0.0660	
Cramer's V		-0.0662	

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	0.4114
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5213
Exact Pr >= ChiSq	0.5665

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	0.4239
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5150
Exact Pr >= ChiSq	0.5665

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	0.4070
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5235
Exact Pr >= ChiSq	0.5665

Fisher's Exact Test	
Cell (1,1) Frequency (F)	50
Left-sided Pr <= F	0.3744
Right-sided Pr >= F	0.8262
Table Probability (P)	0.2006
Two-sided Pr <= P	0.7640

Sample Size = 94

Frequency
Percent
Row Pct
Col Pct

Table of RESULTADO FINAL by ANATOMÍA PATOLOGICA_RRR			
RESULTADO FINAL	ANATOMÍA PATOLOGICA_RRR		Total
	CARCINOMA/METAST	OTRAS	
ABLACION	48	28	76
	53.33	31.11	84.44
	63.16	36.84	
	82.76	87.50	
NO ABLACION	10	4	14
	11.11	4.44	15.56
	71.43	28.57	
	17.24	12.50	
Total	58	32	90
	64.44	35.56	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	1	0.3529	0.5525
Likelihood Ratio Chi-Square	1	0.3630	0.5469
Continuity Adj. Chi-Square	1	0.0843	0.7716
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.3490	0.5547
Phi Coefficient		-0.0626	
Contingency Coefficient		0.0625	
Cramer's V		-0.0626	
WARNING: 25% of the cells have expected counts less than 5. (Asymptotic) Chi-Square may not be a valid test.			

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	0.3529
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5525
Exact Pr >= ChiSq	0.7627

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	0.3630
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5469
Exact Pr >= ChiSq	0.7627

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	0.3490
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.5547
Exact Pr >= ChiSq	0.7627

Fisher's Exact Test	
Cell (1,1) Frequency (F)	48
Left-sided Pr <= F	0.3938
Right-sided Pr >= F	0.8138
Table Probability (P)	0.2076
Two-sided Pr <= P	0.7627

Sample Size = 90

Tabla 24 : Anatomía Patológica: Resultado final.

5.7 Tamaño tumor tratado.

- Uno de los objetivos de demostración que nos fijamos ya que se trataba de una premisa inicial en el punto de partida de nuestro trabajo fue el demostrar la gran relevancia a la hora de elegir estas técnicas terapéuticas el tamaño del tumor a ser tratado.
- Las variables y datos recogidos demostraron en todos los test estadísticos llevados a cabo, determinaron de forma clara y concluyente que en todos los casos y situaciones existen diferencias significativas entre el tamaño del tumor tratado en función del resultado final (Figuras 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50); (Tablas 25, 26, 27, 28).
- El tamaño medio en centímetros (cm) en las ablaciones completas es de 2,7 (mediana de 2,6 cm) mientras que en el resto de los casos es de 3,6 (mediana de 3,5 cm).
- Si nos restringimos únicamente a las intervenciones con radiofrecuencia, los resultados fueron similares

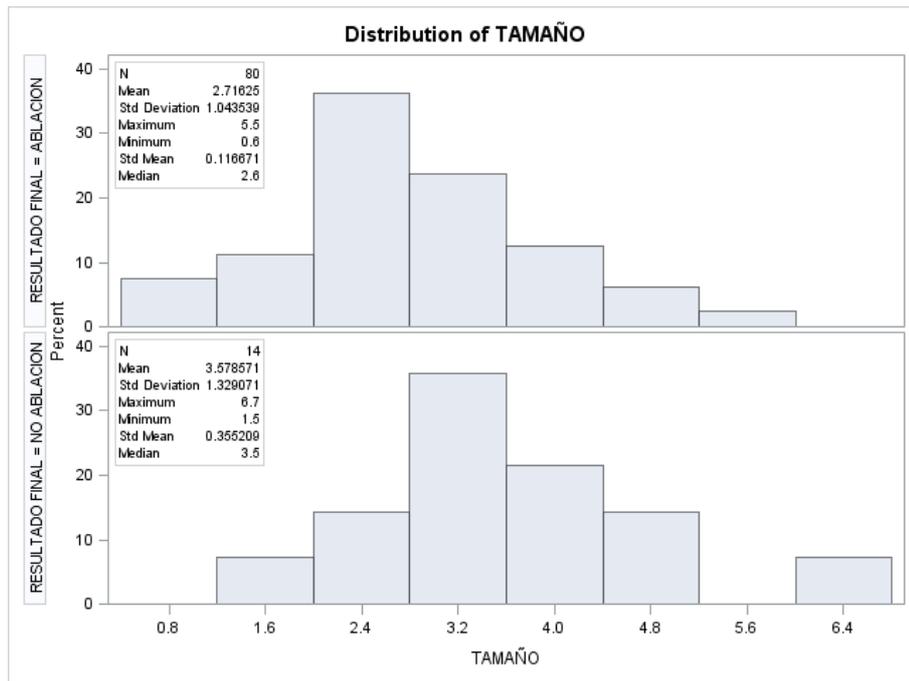


Figura 44 : Distribución variable Tamaño Tumor.

RESULTADO FINAL	N	Mean	Std Dev	Std Err	Minimum	Maximum
ABLACION	80	2.7163	1.0435	0.1167	0.6000	5.5000
NO ABLACION	14	3.5786	1.3291	0.3552	1.5000	6.7000
Diff (1-2)		-0.8623	1.0884	0.3153		

RESULTADO FINAL	Method	Mean	95% CL Mean	Std Dev	95% CL Std Dev
ABLACION		2.7163	2.4840 2.9485	1.0435	0.9031 1.2360
NO ABLACION		3.5786	2.8112 4.3460	1.3291	0.9635 2.1412
Diff (1-2)	Pooled	-0.8623	-1.4886 -0.2361	1.0884	0.9513 1.2721
Diff (1-2)	Satterthwaite	-0.8623	-1.6552 -0.0694		

Method	Variances	DF	t Value	Pr > t
Pooled	Equal	92	-2.73	0.0075
Satterthwaite	Unequal	15.926	-2.31	0.0349

Equality of Variances				
Method	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Folded F	13	79	1.62	0.1931

Analysis of Variance for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Mean
ABLACION	80	2.716250
NO ABLACION	14	3.578571

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Among		8.859894	8.859894	7.4786	0.0075
Within	2	108.992446	1.184701		

Average scores were used for ties.

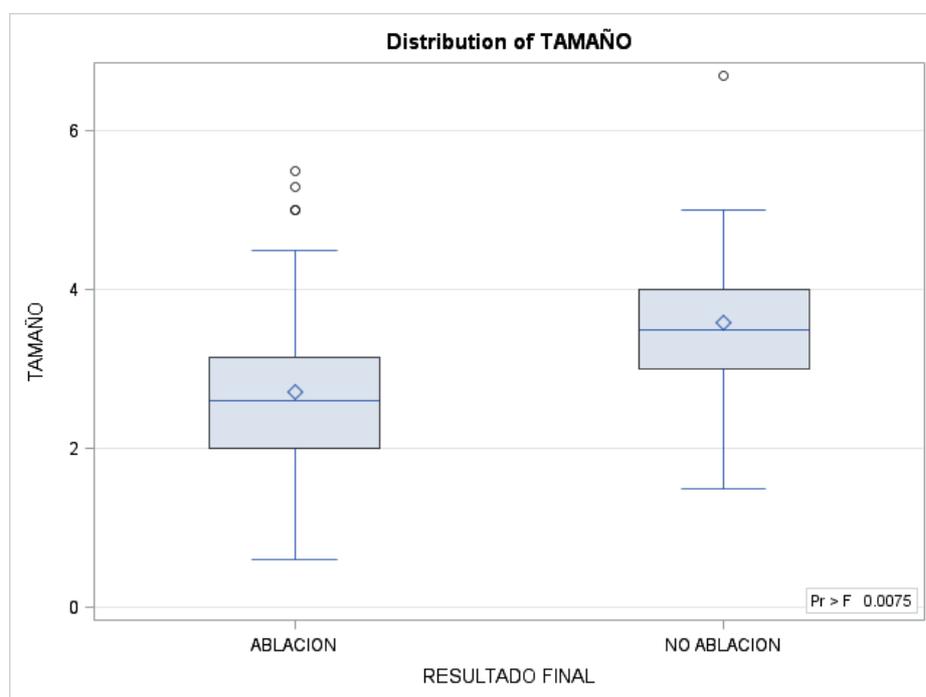


Figura 45. Tamaño Tumor respecto a ablación.

Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	3572.0	3800.0	93.864196	44.650000
NO ABLACION	14	893.0	665.0	93.864196	63.785714

Average scores were used for ties.

Wilcoxon Two-Sample Test	
Statistic	893.0000
Normal Approximation	
Z	2.4237
One-Sided Pr > Z	0.0077
Two-Sided Pr > Z	0.0154
t Approximation	
One-Sided Pr > Z	0.0086
Two-Sided Pr > Z	0.0173
Z includes a continuity correction of 0.5.	

Kruskal-Wallis Test	
Chi-Square	5.9002
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0151

Tabla 25: Tamaño respecto a Ablación



Figura 46. Tamaño Tumor respecto a ablación. Wilcoxon

Median Scores (Number of Points Above Median) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	36.0	40.0	1.735152	0.450000
NO ABLACION	14	11.0	7.0	1.735152	0.785714

Average scores were used for ties.

Median Two-Sample Test	
Statistic	11.0000
Z	2.3053
One-Sided Pr > Z	0.0106
Two-Sided Pr > Z	0.0212

Median One-Way Analysis	
Chi-Square	5.3143
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0212

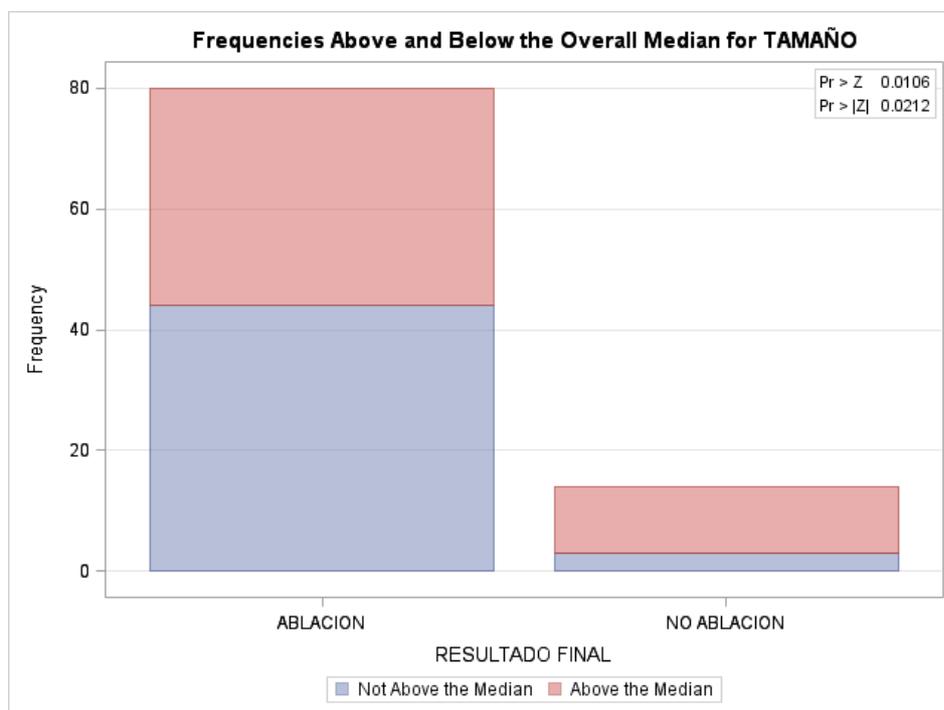


Figura 47: Frecuencia Tamaño tumor respecto ablación

Van der Waerden Scores (Normal) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	-8.062306	0.0	3.317067	-0.100779
NO ABLACION	14	8.062306	0.0	3.317067	0.575879

Average scores were used for ties.

Van der Waerden Two-Sample Test	
Statistic	8.0623
Z	2.4306
One-Sided Pr > Z	0.0075
Two-Sided Pr > Z	0.0151

Van der Waerden One-Way Analysis	
Chi-Square	5.9076
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0151

Tabla 26: Van der Waerden. Tamaño Tumor.

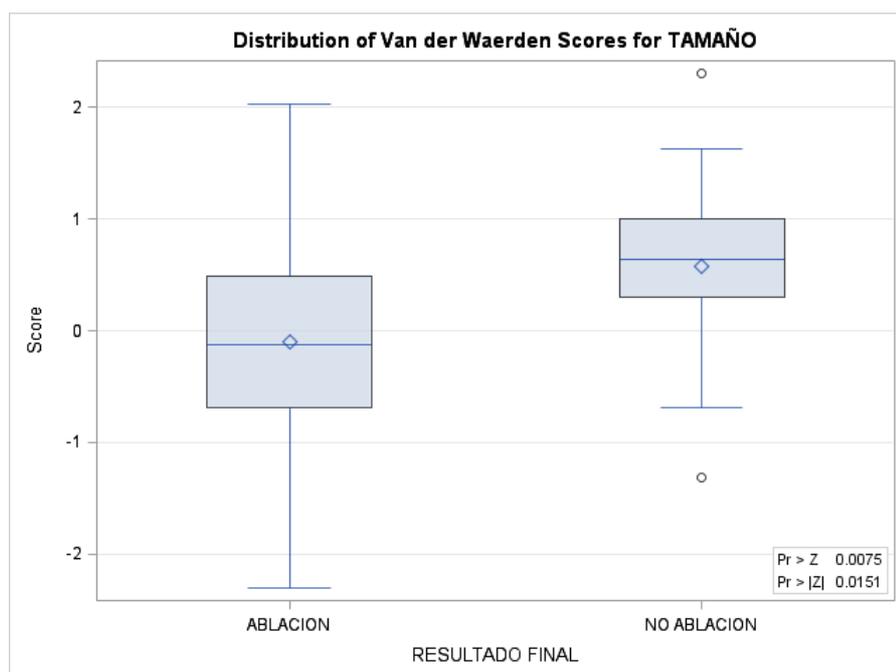


Figura 48 : Van der Waerden. Tamaño Tumor.

Savage Scores (Exponential) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	80	-8.900530	0.0	3.367349	-0.111257
NO ABLACION	14	8.900530	0.0	3.367349	0.635752

Average scores were used for ties.

Savage Two-Sample Test	
Statistic	8.9005
Z	2.6432
One-Sided Pr > Z	0.0041
Two-Sided Pr > Z	0.0082

Savage One-Way Analysis	
Chi-Square	6.9864
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0082

Tabla 27: Distribución Savage Score

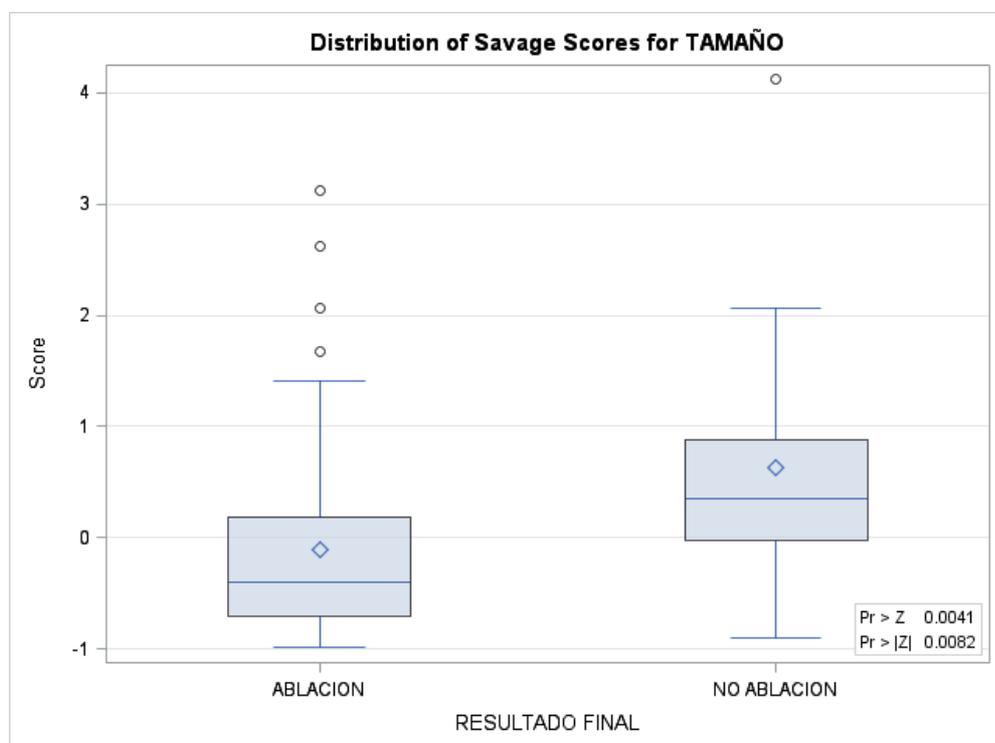


Figura 49: Distribución Savage Score.

Kolmogorov-Smirnov Test for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL			
RESULTADO FINAL	N	EDF at Maximum	Deviation from Mean at Maximum
ABLACION	80	0.787500	0.573290
NO ABLACION	14	0.357143	-1.370425
Total	94	0.723404	

Maximum Deviation Occurred at Observation 43
Value of TAMAÑO at Maximum = 3.30

Kolmogorov-Smirnov Two-Sample Test (Asymptotic)			
KS	0.153218	D	0.430357
KSa	1.485505	Pr > KSa	0.0242

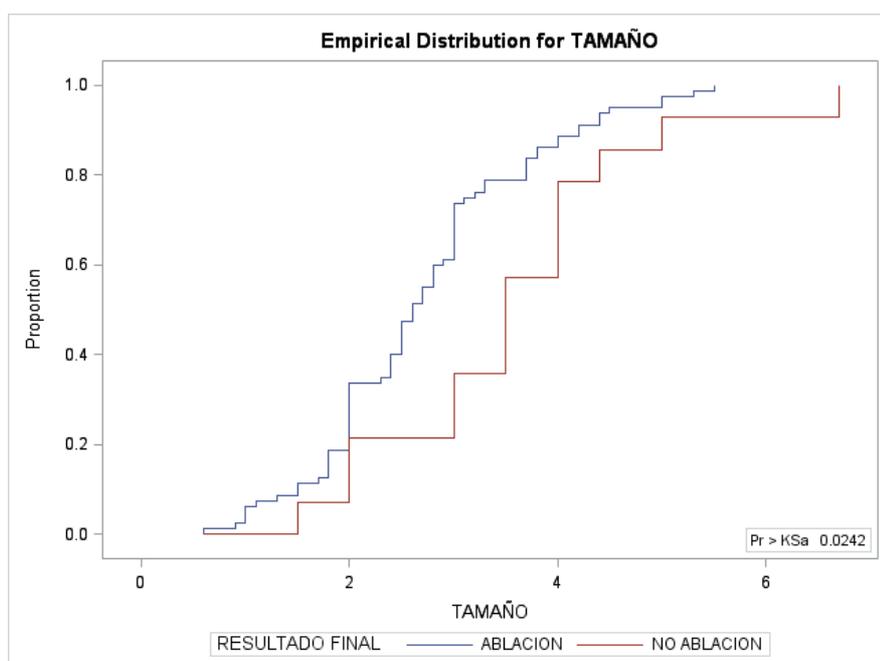


Figura 50: Distribución tamaño tumoral respecto a resultado final.

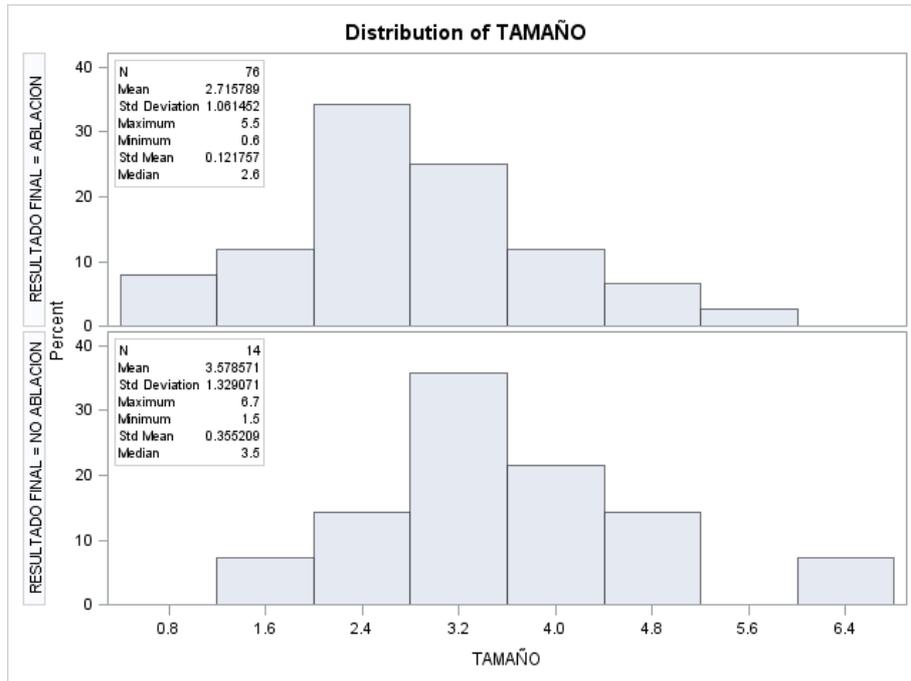
Cramer-von Mises Test for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Summed Deviation from Mean
ABLACION	80	0.101588
NO ABLACION	14	0.580502

Cramer-von Mises Statistics (Asymptotic)	
CM	0.007256
CMa	0.682090

Kuiper Test for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Deviation from Mean
ABLACION	80	0.430357
NO ABLACION	14	0.000000

Kuiper Two-Sample Test (Asymptotic)			
K	0.430357	Ka	1.485505
Pr > Ka	0.1896		

Termoablación con Radiofrecuencia de Tumores del Parénquima Renal



RESULTADO FINAL	N	Mean	Std Dev	Std Err	Minimum	Maximum
ABLACION	76	2.7158	1.0615	0.1218	0.6000	5.5000
NO ABLACION	14	3.5786	1.3291	0.3552	1.5000	6.7000
Diff (1-2)		-0.8628	1.1051	0.3214		

RESULTADO FINAL	Method	Mean	95% CL Mean	Std Dev	95% CL Std Dev
ABLACION		2.7158	2.4732 2.9583	1.0615	0.9154 1.2634
NO ABLACION		3.5786	2.8112 4.3460	1.3291	0.9635 2.1412
Diff (1-2)	Pooled	-0.8628	-1.5015 -0.2241	1.1051	0.9632 1.2964
Diff (1-2)	Satterthwaite	-0.8628	-1.6580 -0.0675		

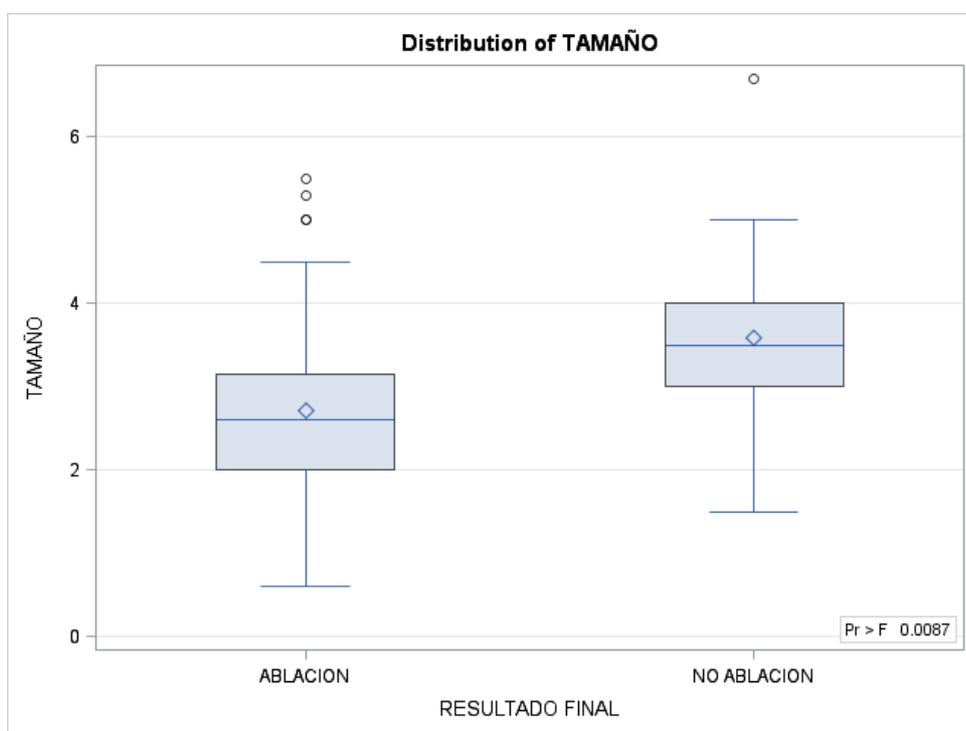
Method	Variances	DF	t Value	Pr > t
Pooled	Equal	88	-2.68	0.0087
Satterthwaite	Unequal	16.196	-2.30	0.0352

Equality of Variances				
Method	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Folded F	13	75	1.57	0.2279

Analysis of Variance for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Mean
ABLACION	76	2.715789
NO ABLACION	14	3.578571

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Among	1	8.800376	8.800376	7.2064	0.0087
Within	88	107.464624	1.221189		

Average scores were used for ties.



Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	3242.0	3458.0	89.543604	42.657895
NO ABLACION	14	853.0	637.0	89.543604	60.928571

Average scores were used for ties.

Wilcoxon Two-Sample Test	
Statistic	853.0000
Normal Approximation	
Z	2.4066
One-Sided Pr > Z	0.0080
Two-Sided Pr > Z	0.0161
t Approximation	
One-Sided Pr > Z	0.0091
Two-Sided Pr > Z	0.0182
Z includes a continuity correction of 0.5.	

Kruskal-Wallis Test	
Chi-Square	5.8189
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0159



Median Scores (Number of Points Above Median) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL

RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	34.0	38.0	1.699747	0.447368
NO ABLACION	14	11.0	7.0	1.699747	0.785714

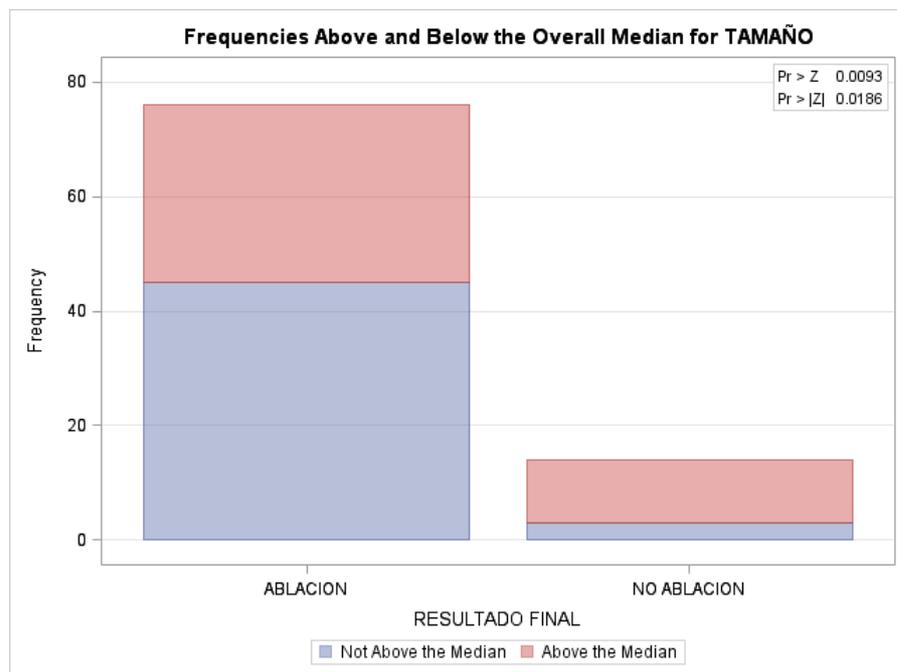
Average scores were used for ties.

Median Two-Sample Test

Statistic	11.0000
Z	2.3533
One-Sided Pr > Z	0.0093
Two-Sided Pr > Z	0.0186

Median One-Way Analysis

Chi-Square	5.5380
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0186



**Van der Waerden Scores (Normal) for Variable TAMAÑO
Classified by Variable RESULTADO FINAL**

RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	-7.938968	0.0	3.300281	-0.104460
NO ABLACION	14	7.938968	0.0	3.300281	0.567069

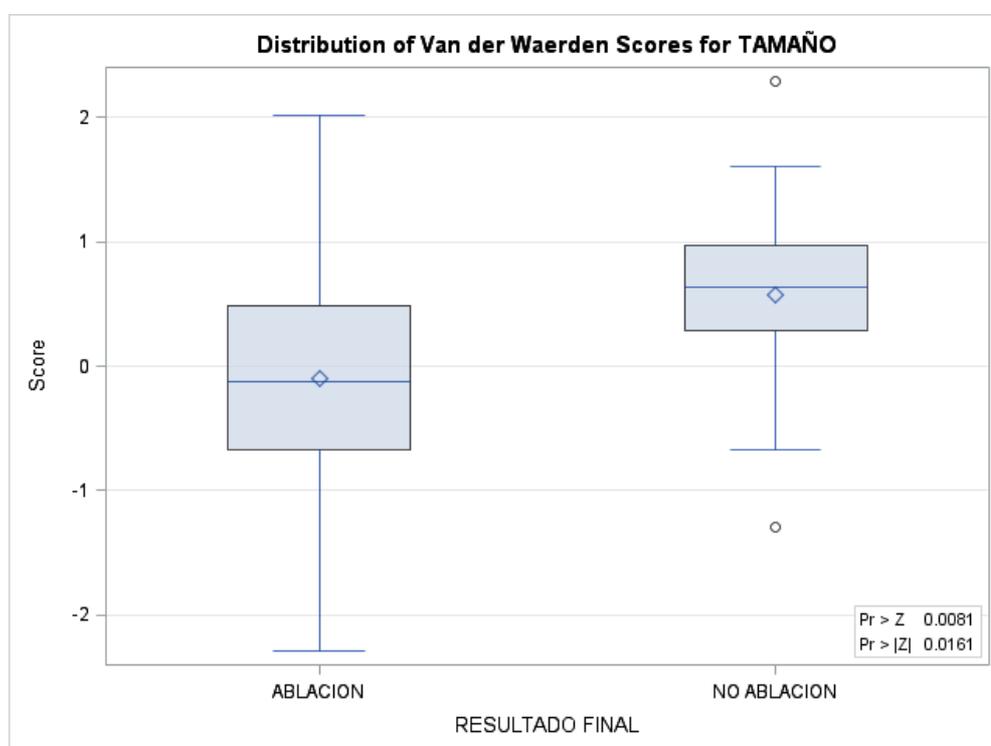
Average scores were used for ties.

Van der Waerden Two-Sample Test

Statistic	7.9390
Z	2.4055
One-Sided Pr > Z	0.0081
Two-Sided Pr > Z	0.0161

Van der Waerden One-Way Analysis

Chi-Square	5.7866
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0161

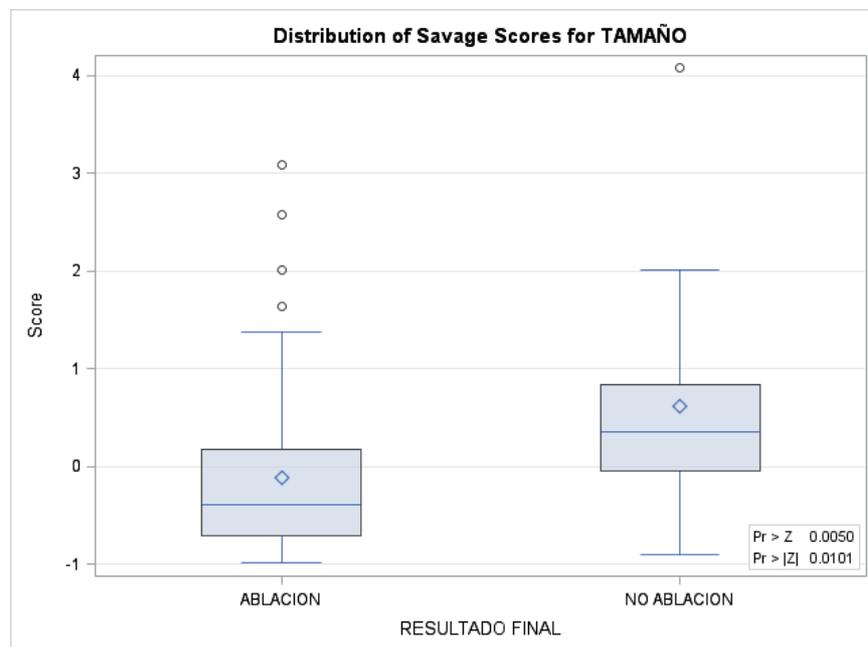


Savage Scores (Exponential) for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL					
RESULTADO FINAL	N	Sum of Scores	Expected Under H0	Std Dev Under H0	Mean Score
ABLACION	76	-8.625930	0.0	3.351396	-0.113499
NO ABLACION	14	8.625930	0.0	3.351396	0.616138

Average scores were used for ties.

Savage Two-Sample Test	
Statistic	8.6259
Z	2.5738
One-Sided Pr > Z	0.0050
Two-Sided Pr > Z	0.0101

Savage One-Way Analysis	
Chi-Square	6.6246
DF	1
Pr > Chi-Square	0.0101



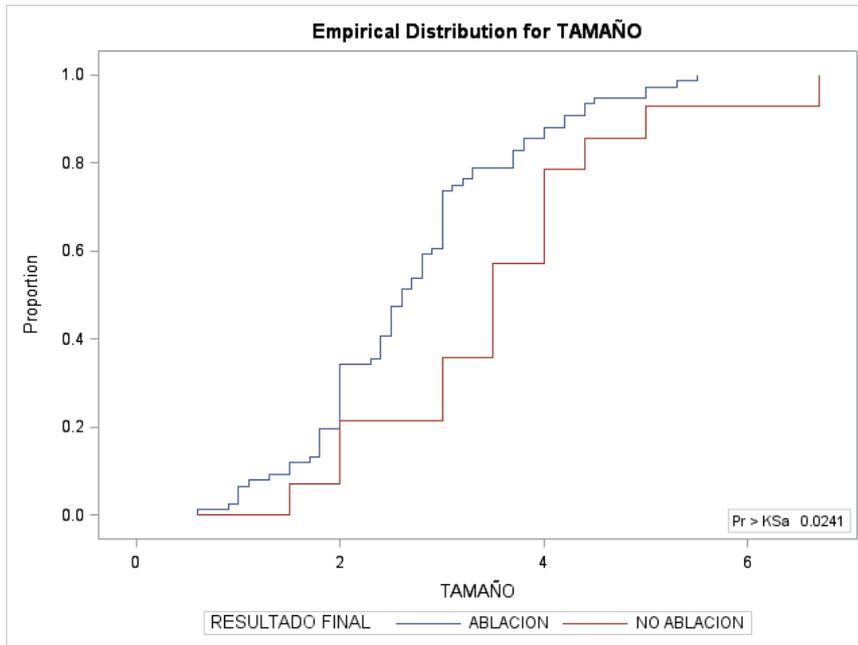
**Kolmogorov-Smirnov Test for Variable TAMAÑO
Classified by Variable RESULTADO FINAL**

RESULTADO FINAL	N	EDF at Maximum	Deviation from Mean at Maximum
ABLACION	76	0.789474	0.586285
NO ABLACION	14	0.357143	-1.366002
Total	90	0.722222	

Maximum Deviation Occurred at Observation 43
Value of TAMAÑO at Maximum = 3.30

**Kolmogorov-Smirnov Two-Sample Test
(Asymptotic)**

KS	0.156691	D	0.432331
KSa	1.486503	Pr > KSa	0.0241



**Cramer-von Mises Test for Variable TAMAÑO
Classified by Variable RESULTADO FINAL**

RESULTADO FINAL	N	Summed Deviation from Mean
ABLACION	76	0.103847
NO ABLACION	14	0.563742

**Cramer-von Mises Statistics
(Asymptotic)**

CM	0.007418	CMa	0.667589
-----------	----------	------------	----------

Kuiper Test for Variable TAMAÑO Classified by Variable RESULTADO FINAL		
RESULTADO FINAL	N	Deviation from Mean
ABLACION	76	0.432331
NO ABLACION	14	0.000000

Kuiper Two-Sample Test (Asymptotic)			
K 0.432331	Ka 1.486503	Pr > Ka 0.1888	

Tabla 28: Tamaño tumoral: Resultado final.

5.8 Número de sesiones empleadas

- La última de las variables que se tuvo en cuenta para estudiar probables relaciones fue el número de sesiones empleadas en el acto terapéutico, se pudo concluir que finalmente no existe asociación significativa entre el resultado final y el número de sesiones empleadas.
- Se puede concluir que un mayor número de sesiones no garantiza mejor resultado:
 - El 42,5% (40,8% en RF) de las ablaciones completas se ha necesitado una sola sesión. En los restantes casos este porcentaje fue del 21,4%.
 - El 37,5% (38,2% en RF) de las ablaciones completas se han necesitado dos sesiones. En los restantes casos este porcentaje fue del 50%.

- o El 20,0% (21,0% en RF) de las ablaciones completas se han necesitado tres o más sesiones. En los restantes casos este porcentaje fue del 28,6% (Tabla 29).

Frequency	Table of RESULTADO FINAL by N° SESIONES_R				
Percent					
Row Pct	RESULTADO FINAL	N° SESIONES_R			
Col Pct		1	2	>=3	Total
	ABLACION	34	30	16	80
		36.17	31.91	17.02	85.11
		42.50	37.50	20.00	
		91.89	81.08	80.00	
	NO ABLACION	3	7	4	14
		3.19	7.45	4.26	14.89
		21.43	50.00	28.57	
		8.11	18.92	20.00	
	Total	37	37	20	94
		39.36	39.36	21.28	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	2.2284	0.3282
Likelihood Ratio Chi-Square	2	2.3884	0.3029
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.8056	0.1790
Phi Coefficient		0.1540	
Contingency Coefficient		0.1522	
Cramer's V		0.1540	

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	2.2284
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3282
Exact Pr >= ChiSq	0.3217

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	2.3884
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3029
Exact Pr >= ChiSq	0.3767

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	1.8056
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.1790
Exact Pr >= ChiSq	0.1883

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.0222
Pr <= P	0.3217

Frequency	Table of RESULTADO FINAL by N° SESIONES_R				
Percent	RESULTADO FINAL		N° SESIONES_R		
Row Pct	1	2	3	Total	
Col Pct					
	ABLACION	31	29	16	76
		34.44	32.22	17.78	84.44
		40.79	38.16	21.05	
		91.18	80.56	80.00	
	NO ABLACION	3	7	4	14
		3.33	7.78	4.44	15.56
		21.43	50.00	28.57	
		8.82	19.44	20.00	
	Total	34	36	20	90
		37.78	40.00	22.22	100.00

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	1.8883	0.3890
Likelihood Ratio Chi-Square	2	2.0235	0.3636
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.4670	0.2258
Phi Coefficient		0.1448	
Contingency Coefficient		0.1434	
Cramer's V		0.1448	

Pearson Chi-Square Test	
Chi-Square	1.8883
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3890
Exact Pr >= ChiSq	0.4553

Likelihood Ratio Chi-Square Test	
Chi-Square	2.0235
DF	2
Asymptotic Pr > ChiSq	0.3636
Exact Pr >= ChiSq	0.4272

Mantel-Haenszel Chi-Square Test	
Chi-Square	1.4670
DF	1
Asymptotic Pr > ChiSq	0.2258
Exact Pr >= ChiSq	0.2558

Fisher's Exact Test	
Table Probability (P)	0.0268
Pr <= P	0.3977

Sample Size = 90

Tabla 29: Sesiones de termoablación: Resultado final.

5.9: Resultados de tiempos de seguimiento en cada intervención de Termoablación de tumores del parénquima renal

De los 94 casos, 20 (el 21,3%) fueron seguidas durante 24H después de la primera intervención:

- De estas 20, 6 no tuvieron más seguimientos.
- De estas 20, 14 tuvieron posteriores intervenciones y en consecuencia posteriores seguimientos:
 - 1 caso hasta 24 horas después de la segunda intervención y hasta 18 meses después de la tercera intervención
 - 2 casos hasta 3 meses después de la segunda intervención
 - 1 caso hasta 24 horas después de la segunda intervención
 - 2 casos hasta 60 meses después de la segunda intervención
 - 1 caso hasta 1 mes después de la segunda intervención, 24 horas después de la tercera intervención y hasta 3 meses en cuarta intervención
 - 1 caso hasta 3 meses después de la segunda intervención y hasta 60 meses después de la tercera intervención

- 1 caso hasta 3 meses después de la segunda intervención, hasta 24 meses en tercera intervención y hasta 24 meses en cuarta intervención
- 3 casos hasta 36 meses después de la segunda intervención
- 1 caso hasta 24 horas después de la segunda intervención y hasta 6 meses en tercera intervención
- 1 caso hasta 1 mes después de la segunda intervención, y hasta 36 meses después de la tercera intervención

6 casos (el 6,4%) fueron seguidas hasta un mes después de la primera intervención:

- 3 de estas 6 no tuvieron más seguimiento
- 3 de estas 6 tuvieron posteriores intervenciones:
 - 1 caso hasta 60 meses después de la segunda intervención, hasta 18 meses después de la tercera intervención, hasta 1 mes después de la cuarta intervención y hasta 24 meses después de la quinta intervención.
 - 1 caso hasta 60 meses después de la segunda intervención

- 1 caso hasta 12 meses después de la segunda intervención

6 casos (el 6,4%) tuvieron seguimiento de hasta 3 meses después de la primera intervención:

- 2 de estas 6 no tuvieron posteriores seguimientos
- 4 de estas 6 tuvieron posteriores intervenciones:
 - 1 caso hasta 12 meses después de la segunda intervención
 - 1 caso hasta 24 horas después de la segunda intervención y hasta 36 meses después de la tercera intervención
 - 1 caso hasta 6 meses después de la segunda intervención
 - 1 caso hasta 1 mes después de la segunda intervención

8 casos (8,5%) tuvieron seguimiento de hasta 6 meses después de la primera intervención:

- 5 de estas 8 no tuvieron posteriores seguimientos
- 3 de estas 8 tuvieron posteriores intervenciones:
 - 1 caso hasta 48 meses después de la segunda intervención

- 1 caso hasta 24 horas después de la segunda intervención, hasta 12 meses después de la tercera intervención y hasta 60 meses después de la tercera intervención.
- 1 caso hasta 18 meses después de la segunda intervención

5 casos (5,3%) tuvieron seguimiento de hasta 12 meses después de la primera intervención:

- 3 de estas 5 no tuvieron posteriores seguimientos
- 2 de estas 5 tuvieron posteriores intervenciones:
 - 1 caso hasta 24 horas después de la segunda intervención
 - 1 caso hasta 48 meses después de la segunda intervención

2 casos (2,1%) tuvieron seguimiento de hasta 18 meses después de la primera intervención:

- No tuvieron posteriores intervenciones

9 casos (9,6%) tuvieron seguimiento de hasta 24 meses después de la primera intervención:

- 7 de estas 9 no tuvieron posteriores seguimientos

- 2 de estas 9 tuvieron posteriores intervenciones:
 - 1 caso hasta 48 meses después de la segunda intervención
 - 1 caso hasta 12 meses después de la segunda intervención

8 casos (8,5%) tuvieron seguimiento de hasta 36 meses después de la primera intervención:

- No tuvieron posteriores intervenciones

7 casos (7,4%) tuvieron seguimiento de hasta 48 meses después de la primera intervención:

- No tuvieron posteriores intervenciones

16 casos (17%) tuvieron seguimiento de hasta 60 meses después de la primera intervención:

- No tuvieron posteriores intervenciones

6 casos (6,4%) tuvieron seguimiento de hasta 72 meses después de la primera intervención:

- No tuvieron posteriores intervenciones

1 caso tuvo seguimiento de hasta 96 meses después de la primera intervención:

- No tuvo posteriores intervenciones

5.9.1: Tiempo máximo durante el que se ha seguido a cada uno de los 66 pacientes con una sola intervención

En la siguiente tabla se representan los datos de seguimiento de los 59 pacientes con ablación completa conseguida con la primera intervención, más los 6 pacientes con ablación incompleta que no se someten a segunda intervención y el paciente con recidiva que no se somete a segunda intervención.

Tiempo máximo de seguimiento	Número de casos	%	% acumulado	1 - acumulado
24H	6	9,1%	9,1%	90,9%
1M	3	4,5%	13,6%	86,4%
3M	2	3,0%	16,7%	83,3%
6M	5	7,6%	24,2%	75,8%
12M	3	4,5%	28,8%	71,2%
18M	2	3,0%	31,8%	68,2%
24M	7	10,6%	42,4%	57,6%
36M	8	12,1%	54,5%	45,5%
48M	7	10,6%	65,2%	34,8%
60M	16	24,2%	89,4%	10,6%
72M	6	9,1%	98,5%	1,5%
96M	1	1,5%	100,0%	0,0%
Total	66	100,0%		

Tabla 30: Tiempo máximo de seguimiento pacientes sometidos a una sola intervención.

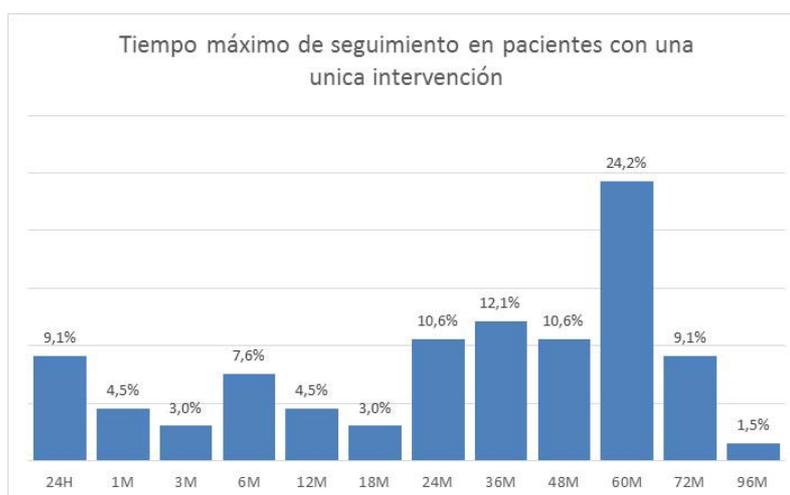


Figura 51: Tiempo máximo de seguimiento pacientes sometidos a una sola intervención

El valor más frecuente (moda) es de 60 meses con casi 1 de cada 4 pacientes (el 24,2%).

- Más de la mitad de los pacientes, el 57,6% de los casos, reciben un seguimiento de 36 o más meses.
- El 68,2% de los pacientes reciben un seguimiento de 24 o más meses.
- El 75,8% de los casos reciben un seguimiento de 12 o más meses.

5.9.2 Tiempo máximo de seguimiento de la última intervención en aquellos pacientes con intervenciones múltiples

En la tabla 2 se representan los datos correspondientes a los casos con sólo 2 intervenciones y sus tiempos máximos de seguimiento de la 2ª intervención.

Tiempo máximo de seguimiento	Número de casos	%	% acumulado	1 - acumulado
24H	2	10,5%	10,5%	89,5%
1M	1	5,3%	15,8%	84,2%
3M	2	10,5%	26,3%	73,7%
6M	1	5,3%	31,6%	68,4%
12M	3	15,8%	47,4%	52,6%
18M	1	5,3%	52,6%	47,4%
24M	0	0,0%	52,6%	47,4%
36M	3	15,8%	68,4%	31,6%
48M	3	15,8%	84,2%	15,8%
60M	3	15,8%	100,0%	0,0%
72M	0	0,0%	100,0%	0,0%
96M	0	0,0%	100,0%	0,0%
Total	19	100,0%		

Tabla 31: Tiempo máximo de seguimiento de la 2ª intervención

Como se ha realizado anteriormente se muestra mediante representación gráfica los datos de Tiempo máximo de seguimiento de aquellos casos sometidos a 3 intervenciones.

Tiempo máximo de seguimiento	Número de casos	%	% acumulado	1 - acumulado
24H	0	0,0%	0,0%	100,0%
1M	0	0,0%	0,0%	100,0%
3M	0	0,0%	0,0%	100,0%
6M	1	5,3%	5,3%	94,7%
12M	0	0,0%	5,3%	94,7%
18M	1	5,3%	10,5%	89,5%
24M	0	0,0%	10,5%	89,5%
36M	2	10,5%	21,1%	78,9%
48M	0	0,0%	21,1%	78,9%
60M	1	5,3%	26,3%	73,7%
72M	0	0,0%	26,3%	73,7%
96M	0	0,0%	26,3%	73,7%
Total	5	26,3%		

Tabla 32: Tiempo máximo de seguimiento de la 3ª intervención

La tabla 33 muestra los datos de seguimiento (Tiempo máximo de seguimiento) correspondientes a casos con 4 intervenciones.

Tiempo máximo de seguimiento	Número de casos	%	% acumulado	1 - acumulado
24H	0	0,0%	0,0%	100,0%
1M	0	0,0%	0,0%	100,0%
3M	1	5,3%	5,3%	94,7%
6M	0	0,0%	5,3%	94,7%
12M	0	0,0%	5,3%	94,7%
18M	0	0,0%	5,3%	94,7%
24M	1	5,3%	10,5%	89,5%
36M	0	0,0%	10,5%	89,5%
48M	0	0,0%	10,5%	89,5%
60M	1	5,3%	15,8%	84,2%
72M	0	0,0%	15,8%	84,2%
96M	0	0,0%	15,8%	84,2%
Total	3	15,8%		

Tabla 33: Tiempo máximo de seguimiento de la 4^a intervención

Sólo existe un paciente que se haya sometido a 5 intervenciones. El tiempo máximo de seguimiento en este caso fue de 24 meses.

Conclusiones

6. Conclusiones

1. La radiofrecuencia ha demostrado ser una técnica efectiva en tumores renales menores de 3cm
2. La ecografía es el método de imagen más utilizado para guiar el tratamiento
3. Es una técnica segura con pocas complicaciones inmediatas y tardías
4. El TC es efectivo en el seguimiento de estos pacientes, mostrando una elevada fiabilidad para evaluar la ablación completa o la recidiva.

5. La localización del tumor, el sexo, la edad, el índice de Charlson, el riñón tratado y la anatomía patológica no influye en los resultados.

6. Las microondas emergen como una técnica ablativa con prometedores resultados.

Bibliografia

Ahmed, M. et al., 2008. Computer modeling of the combined effects of perfusion, electrical conductivity, and thermal conductivity on tissue heating patterns in radiofrequency tumor ablation. *International journal of hyperthermia: the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, 24(7), pp.577–88.

Ahmed, M. et al., 2011. Principles of and advances in percutaneous ablation. *Radiology*, 258(2), pp.351–69.

Alasker, A., Williams, S.K. & Ghavamian, R., 2013. Small renal mass: to treat or not to treat. *Current urology reports*, 14, pp.13–8.

Allen, B.C. et al., 2013. Imaging-guided radiofrequency ablation of cystic renal neoplasms. *AJR. American journal of roentgenology*, 200(6), pp.1365–9.

Arellano, R.S. et al., 2009. Percutaneous CT-guided radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: efficacy of organ displacement by injection of 5% dextrose in water into the retroperitoneum. *AJR. American journal of roentgenology*, 193(6), pp.1686–90.

Aribaş, B.K. et al., 2011. Percutaneous US-guided needle biopsies of solid renal masses. *Neoplasma*, 58(2), pp.146–52.

Atwell, T.D. et al., 2012. Complications following 573 percutaneous renal radiofrequency and cryoablation procedures. *Journal of vascular and interventional radiology: JVIR*, 23(1), pp.48–54.

B. Ljungberg (chair), K. Bensalah, A.B. (vice-chair) et al., 2014. Renal Cell, Carcinoma. *Guidelines on Renal Cell Carcinoma*.

Bandi, G. et al., 2008. Comparison of postoperative pain, convalescence, and patient satisfaction after laparoscopic and percutaneous ablation of small renal masses. *Journal of endourology / Endourological Society*, 22(5), pp.963–7.

Beland, M.D. et al., 2011. Incidence of multiple sporadic renal cell carcinomas in patients referred for renal radiofrequency ablation: implications for imaging follow-up. *AJR. American journal of roentgenology*, 197(3), pp.671–5.

- Benway, B.M. & Bhayani, S.B., 2009. Approach to the small renal mass: weighing treatment options. *Current urology reports*, 10, pp.11–16.
- Berger, A. et al., 2008. Minimally invasive nephron-sparing surgery. *Current opinion in urology*, 18(5), pp.462–6.
- Bhan, S.N. et al., 2013. Active surveillance, radiofrequency ablation, or cryoablation for the nonsurgical management of a small renal mass: a cost-utility analysis. *Annals of surgical oncology*, 20(11), pp.3675–84.
- Bird, V.G. et al., 2009. Management of renal masses with laparoscopic-guided radiofrequency ablation versus laparoscopic partial nephrectomy. *Journal of endourology / Endourological Society*, 23(1), pp.81–8.
- Breau, R.H. et al., 2011. Treatment of patients with small renal masses: a survey of the American Urological Association. *The Journal of urology*, 185(2), pp.407–13.
- Breda, A., Anterasian, C. & Beldegrun, A., 2010. Management and outcomes of tumor recurrence after focal ablation renal therapy. *Journal of endourology / Endourological Society*, 24(5), pp.749–52.

- Brook, O.R. et al., 2011. Imaging findings after radiofrequency ablation of adrenal tumors. *AJR. American journal of roentgenology*, 196(2), pp.382–8.
- Broucqsault, A. et al., 2012. [Small renal masses: 10 years of treatment in a tertiary referral center in cancer research]. *Progrès en urologie: journal de l'Association française d'urologie et de la Société française d'urologie*, 22(12), pp.692–700.
- Carrafiello, G., Laganà, D., Mangini, M., et al., 2008. Microwave tumors ablation: principles, clinical applications and review of preliminary experiences. *International journal of surgery (London, England)*, 6 Suppl 1, pp.S65–9.
- Carrafiello, G., Laganà, D., Ianniello, A., et al., 2008. Percutaneous radiofrequency thermal ablation of renal cell carcinoma: is it possible a day-hospital treatment? *International journal of surgery (London, England)*, 6 Suppl 1, pp.S31–5.
- Carraway, W.A., Raman, J.D. & Cadeddu, J.A., 2009. Current status of renal radiofrequency ablation. *Current opinion in urology*, 19(2), pp.143–7.

- Castle, S.M., Gorbatiy, V., et al., 2011. Laparoscopic and image-guided radiofrequency ablation of renal tumors: patient selection and outcomes. *Current urology reports*, 12(2), pp.100–6.
- Castle, S.M., Salas, N. & Leveillee, R.J., 2011. Initial experience using microwave ablation therapy for renal tumor treatment: 18-month follow-up. *Urology*, 77(4), pp.792–7.
- Chan, A.A., Ahrar, K. & Matin, S.F., 2011. Ablative therapies in renal cell carcinoma. *Minerva urologica e nefrologica = The Italian journal of urology and nephrology*, 63(3), pp.237–50.
- Chen, D.Y.T. & Uzzo, R.G., 2011. Evaluation and management of the renal mass. *The Medical clinics of North America*, 95, pp.179–189.
- Choueiri, T.K. et al., 2011. Thermal ablation vs surgery for localized kidney cancer: a Surveillance, Epidemiology, and End Results (SEER) database analysis. *Urology*, 78(1), pp.93–8.
- Clements, T., Lin, Y.-K. & Raman, J.D., 2011. Current status of ablative techniques for small renal masses. *Expert review of anticancer therapy*, 11(6), pp.879–91.

Cornelis, F. et al., 2012. Radiologically-guided thermal ablation of renal tumours. *Diagnostic and interventional imaging*, 93(4), pp.246–61.

Correas, J. et al., 2003. Contrast-enhanced ultrasonography: renal applications. *Radiology*, 84, pp.2041–54.

Correas, J.M., Tranquart, F. & Claudon, M., 2009. [Guidelines for contrast enhanced ultrasound (CEUS)--update 2008]. *Journal de radiologie*, 90(1 Pt 2), pp.123–38; quiz 139–40.

Crestani, A. et al., [Focal therapy in urology: kidney cancer]. *Urologia*, 80(4), pp.276–82.

Crow, P. & Keeley, F.X., 2010. Prevention and handling of complications of renal focal therapies. *Journal of endourology / Endourological Society*, 24(5), pp.765–7.

Del Cura, J.L. et al., 2010. Treatment of renal tumors by percutaneous ultrasound-guided radiofrequency ablation using a multitined electrode: effectiveness and complications. *European urology*, 57(3), pp.459–65.

Davis, K., Kielar, A. & Jafari, K., 2010. Effectiveness of Ultrasound-guided Radiofrequency Ablation in the Treatment of 36 Renal Cell Carcinoma Tumours Compared with

Published Results of Using Computed Tomography Guidance.
*Canadian Association of Radiologists journal = Journal
l'Association canadienne des radiologistes.*

Davison, A. et al., 2001. *Radiología del Riñón* 3rd ed., Madrid:
Marbán.

El Dib, R., Touma, N.J. & Kapoor, A., 2012. Cryoablation vs
radiofrequency ablation for the treatment of renal cell
carcinoma: a meta-analysis of case series studies. *BJU
international*, 110(4), pp.510–6.

Dib, R. El, Touma, N.J. & Kapoor, A., 2009. Review of the efficacy
and safety of radiofrequency ablation for the treatment of
small renal masses. *Canadian Urological Association journal =
Journal de l'Association des urologues du Canada*, 3(2),
pp.143–9.

Estebanez Zarranz, J. et al., 2009. [Radiofrequency ablation of
renal cell carcinoma]. *Actas urológicas españolas*, 33(5),
pp.514–21.

Faddegon, S. et al., 2013. A comparison of long term renal
functional outcomes following partial nephrectomy and
radiofrequency ablation. *The Canadian journal of urology*,
20(3), pp.6785–9.

Feng, B. & Liang, P., 2012. Local thermal ablation of renal cell carcinoma. *European journal of radiology*, 81(3), pp.437–40.

Ferakis, N. et al., 2010. Long-term results after computed-tomography-guided percutaneous radiofrequency ablation for small renal tumors. *Journal of endourology / Endourological Society*, 24(12), pp.1909–13.

Fischer, T. et al., 2005. The use of contrast enhanced US in renal trasplant: first results, and potencial clinical benefit. *European radiology*, 15(5), pp.E109–E116.

Fotiadis, N. & Matson, M., 2009. Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma with pathological correlation. *The British journal of radiology*, 82(973), p.83; author reply 83–4.

Gallego Vilar, D. et al., 2010. [Radiofrequency ablation as an alternative treatment for organ confined renal tumor]. *Actas urológicas españolas*, 34(10), pp.860–5.

Ganguli, S. et al., 2008. Immediate renal tumor involution after radiofrequency thermal ablation. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 19(3), pp.412–8.

- Gervais, D.A., 2013. Cryoablation versus radiofrequency ablation for renal tumor ablation: time to reassess? *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 24(8), pp.1135–8.
- Goh, A.C. & Gill, I.S., 2012. Is radiofrequency ablation for small kidney tumors ready for prime time? *European urology*, 61(6), pp.1162–3; discussion 1163–4.
- Goldfarb, D.A., 2013. Re: de novo kidney graft tumors: results from a multicentric retrospective national study. *The Journal of urology*, 190(2), pp.592–3.
- Gorin, M.A. & Allaf, M.E., 2012. Kidney cancer: radiofrequency ablation of small renal masses--more work required. *Nature reviews. Urology*, 9(6), pp.297–8.
- Grasso, R.F. et al., 2012. Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma in patients with a solitary kidney: a retrospective analysis of our experience. *La Radiologia medica*, 117(4), pp.606–15.
- Gupta, A. et al., 2009. General anesthesia and contrast-enhanced computed tomography to optimize renal percutaneous radiofrequency ablation: multi-institutional intermediate-term results. *Journal of endourology / Endourological Society*, 23(7), pp.1099–105.

- Haen, S.P. et al., 2011. Elevated serum levels of heat shock protein 70 can be detected after radiofrequency ablation. *Cell stress & chaperones*, 16(5), pp.495–504.
- Harris, C.R., Whitson, J.M. & Meng, M. V, 2012. Under-grading of <4 cm renal masses on renal biopsy. *BJU international*, 110(6), pp.794–7.
- Hegg, R.M. et al., 2014. Ultrasound-guided transhepatic radiofrequency ablation of renal tumors: a safe and effective approach. *Cardiovascular and interventional radiology*, 37(2), pp.508–12.
- Helenon, O. et al., 2001. Ultrasound of renal tumors. *European radiology*, 11, pp.1890–901.
- Henrik Holm, H. et al., *Ultrasonografía abdominal. Exploración estática y dinámica.*,
- Hiraoka, K. et al., 2009. Radiofrequency ablation for renal tumors: our experience. *International journal of urology : official journal of the Japanese Urological Association*, 16(11), pp.869–73.
- Hoeffel, C. et al., 2010. Radiofrequency ablation of renal tumours: diagnostic accuracy of contrast-enhanced ultrasound for early

detection of residual tumour. *European radiology*, 20(8), pp.1812–21.

Hoffmann, R.-T. et al., 2010. Renal cell carcinoma in patients with a solitary kidney after nephrectomy treated with radiofrequency ablation: mid term results. *European journal of radiology*, 73(3), pp.652–6.

Hui, G.C. et al., 2008. Comparison of percutaneous and surgical approaches to renal tumor ablation: metaanalysis of effectiveness and complication rates. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 19(9), pp.1311–20.

Hüsch, T. et al., 2012. Treatment of Locally Advanced Renal Cell Carcinoma. *European urology*, 11(3), pp.66–71.

Iannuccilli, J.D., Dupuy, D.E. & Mayo-Smith, W.W., 2012. Solid renal masses: effectiveness and safety of image-guided percutaneous radiofrequency ablation. *Abdominal imaging*, 37(4), pp.647–58.

Igor Pinkhasov, G. & Raman, J.D., 2010. Management and prevention of renal ablative therapy complications. *World journal of urology*, 28(5), pp.559–64.

Israel, G.M. & Silverman, S.G., 2011. The Incidental Renal Mass. *Radiologic Clinics of North America*, 49, pp.369–383.

Javadi, S. et al., 2010. Characterization of contrast enhancement in the ablation zone immediately after radiofrequency ablation of renal tumors. *Journal of vascular and interventional radiology: JVIR*, 21(5), pp.690–5.

Jiménez, E. et al., Percutaneous radiofrequency ablation of renal tumors in solitary kidney patients. *Archivos españoles de urología*, 64(1), pp.51–8.

Joniau, S. et al., 2010. Kidney radiofrequency ablation for small renal tumors: oncologic efficacy. *Journal of endourology / Endourological Society*, 24(5), pp.721–8.

Joniau, S., Tsivian, M. & Gontero, P., 2011. Radiofrequency ablation for the treatment of small renal masses: safety and oncologic efficacy. *Minerva urologica e nefrologica = The Italian journal of urology and nephrology*, 63(3), pp.227–36.

Kang, S.K. & Chandarana, H., 2012. Contemporary Imaging of the Renal Mass. *Urologic Clinics of North America*, 39, pp.161–170.

- Karam, J.A., Ahrar, K. & Matin, S.F., 2011. Ablation of kidney tumors. *Surgical oncology clinics of North America*, 20(2), pp.341–53, viii.
- Kawamoto, S. et al., 2009. Computed tomography and magnetic resonance imaging appearance of renal neoplasms after radiofrequency ablation and cryoablation. *Seminars in ultrasound, CT, and MR*, 30(2), pp.67–77.
- Kim, S.P. & Thompson, R.H., 2012. Approach to the small renal mass: to treat or not to treat. *The Urologic clinics of North America*, 39, pp.171–9, vi.
- Kiriluk, K.J. et al., 2011. Laparoscopic partial nephrectomy versus laparoscopic ablative therapy: a comparison of surgical and functional outcomes in a matched control study. *Journal of endourology / Endourological Society*, 25(12), pp.1867–72.
- Klingler, H.C. & Susani, M., 2010. Focal therapy and imaging in prostate and kidney cancer: renal biopsy protocols before and after focal therapy. *Journal of endourology / Endourological Society*, 24(5), pp.701–5.
- Krebs, C.A., Giyanani Vishan L. & Eisenberg, R.L., *Doppler Color* Marbán, ed.,

Kroeze, S.G.C. et al., 2012. Incomplete thermal ablation stimulates proliferation of residual renal carcinoma cells in a translational murine model. *BJU international*, 110(6 Pt B), pp.E281-6.

Kunkle, D.A., Egleston, B.L. & Uzzo, R.G., 2008. Excise, Ablate or Observe: The Small Renal Mass Dilemma-A Meta-Analysis and Review. *Journal of Urology*, 179, pp.1227-1234.

Kunkle, D.A. & Uzzo, R.G., 2008. Cryoablation or radiofrequency ablation of the small renal mass: a meta-analysis. *Cancer*, 113, pp.2671-2680.

Kyle, C.C. et al., 2008. Diagnostic yield of renal biopsy immediately prior to laparoscopic radiofrequency ablation: a multicenter study. *Journal of endourology / Endourological Society*, 22(10), pp.2291-3.

Lackey, L., Peterson, C. & Barr, R.G., 2012. Contrast-enhanced ultrasound-guided radiofrequency ablation of renal tumors. *Ultrasound quarterly*, 28(4), pp.269-74.

Lehman, D.S. & Landman, J., 2008. Kidney cancer ablative therapy: indications and patient selection. *Current urology reports*, 9(1), pp.34-43.

- Lencioni, R., 2006. *Enhancing the role of Ultrasound with Contrast Agents*, Milan Italy: Springer.
- Leveillee, R.J. et al., 2013. Oncologic outcomes using real-time peripheral thermometry-guided radiofrequency ablation of small renal masses. *Journal of endourology / Endourological Society*, 27(4), pp.480–9.
- Leveridge, M. et al., 2010. Imaging renal cell carcinoma with Ultrasonography, CT and MRI. *Nature reviews. Urology*, 7, pp.311–25.
- Lian, H. et al., 2012. Single-center comparison of complications in laparoscopic and percutaneous radiofrequency ablation with ultrasound guidance for renal tumors. *Urology*, 80(1), pp.119–24.
- Ljungberg, B. et al., 2010. EAU Guidelines on Renal Cell Carcinoma: The 2010 Update. *European urology*, 58(3), pp.398–406.
- Long, C.J. et al., 2011. Percutaneous vs surgical cryoablation of the small renal mass: is efficacy compromised? *BJU international*, 107, pp.1376–1380.

Long, J.-A. et al., 2009. [Do ablative treatments modify the management of kidney tumors in the elderly?]. *Progrès en urologie : journal de l'Association française d'urologie et de la Société française d'urologie*, 19 Suppl 3, pp.S116–23.

Long, L. & Park, S., 2009. Differences in patterns of care: reablation and nephrectomy rates after needle ablative therapy for renal masses stratified by medical specialty. *Journal of endourology / Endourological Society*, 23(3), pp.421–6.

Ma, Y. et al., 2014. Long-term outcomes in healthy adults after radiofrequency ablation of T1a renal tumours. *BJU international*, 113(1), pp.51–5.

Matin, S.F. & Ahrar, K., 2008. Nephron-sparing probe ablative therapy: long-term outcomes. *Current opinion in urology*, 18(2), pp.150–6.

Maybody, M., 2010. An overview of image-guided percutaneous ablation of renal tumors. *Seminars in interventional radiology*, 27(3), pp.261–7.

McGahan, J.P. et al., 2011. Pretreatment imaging can be used to select imaging guidance, ultrasound alone versus CT plus

ultrasound, for percutaneous renal radiofrequency ablation.

AJR. American journal of roentgenology, 197(5), pp.1244–50.

Meloni, M.F. et al., 2008. Follow-up after percutaneous radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: contrast-enhanced sonography versus contrast-enhanced CT or MRI.

AJR. American journal of roentgenology, 191(4), pp.1233–8.

Meng, M. V, 2013. Commentary on “Radiofrequency ablation of incidental benign small renal mass: outcomes and follow-up protocol.” Tan YK, Best SL, Olweny E, Park S, Trimmer C, Cadeddu JA, Department of Urology, University of Texas Southwestern Medical School, Dallas, Texas. *Urologic oncology*, 31(1), pp.132–3.

Middleton, W., Kurtz, A. & Hertzberg, B., 2005. *Ultrasound*, Madrid España: Marbán.

Mourad, W.F., Dutcher, J. & Ennis, R.D., 2014. State-of-the-Art Management of Renal Cell Carcinoma. *American journal of clinical oncology*, 37(5), pp.498–505.

Mues, A.C. & Landman, J., 2010. Small renal masses: current concepts regarding the natural history and reflections on the American Urological Association guidelines. *Current opinion in urology*, 20, pp.105–110.

Mylona, S. et al., 2008. Renal cell carcinoma radiofrequency ablation: evaluation of efficacy based on histological correlation. *The British journal of radiology*, 81(966), pp.479–84.

Nakasone, Y. et al., 2012. Sequential combination treatment (arterial embolization and percutaneous radiofrequency ablation) of inoperable renal cell carcinoma: single-center pilot study. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden: 1987)*, 53(4), pp.410–4.

Nguyen, C.T. & Campbell, S.C., 2008. Salvage of local recurrence after primary thermal ablation for small renal masses. *Expert review of anticancer therapy*, 8(12), pp.1899–905.

Nitta, Y. et al., 2012. Intermediate oncological outcomes of percutaneous radiofrequency ablation for small renal tumors: initial experience. *Anticancer research*, 32(2), pp.615–8.

Okhunov, Z. et al., 2012. Clinical evaluation of a novel bipolar radiofrequency ablation system for renal masses. *BJU international*, 110(5), pp.688–91.

Olweny, E.O. et al., 2012. Radiofrequency ablation versus partial nephrectomy in patients with solitary clinical T1a renal cell

carcinoma: comparable oncologic outcomes at a minimum of 5 years of follow-up. *European urology*, 61(6), pp.1156–61.

Ortiz-Alvarado, O. & Anderson, J.K., 2010. The role of radiologic imaging and biopsy in renal tumor ablation. *World journal of urology*, 28(5), pp.551–7.

Pandharipande, P. V et al., 2008. Radiofrequency ablation versus nephron-sparing surgery for small unilateral renal cell carcinoma: cost-effectiveness analysis. *Radiology*, 248(1), pp.169–78.

Pandharipande, P. V et al., 2010. Renal mass biopsy to guide treatment decisions for small incidental renal tumors: a cost-effectiveness analysis. *Radiology*, 256, pp.836–846.

Park, B.K. et al., 2010. Limitation for performing ultrasound-guided radiofrequency ablation of small renal masses. *European journal of radiology*, 75(2), pp.248–52.

Paspulati, R.M. & Bhatt, S., 2006. Sonography in Benign and Malignant Renal Masses. *Radiologic Clinics of North America*, 44, pp.787–803.

Patel, H.D. et al., 2012. Radiofrequency coagulation-assisted laparoscopic partial nephrectomy without hilar clamping: a

feasible technique with excellent outcomes in highly selected patients. *Journal of endourology / Endourological Society*, 26(1), pp.58–62.

Patel, S.R. et al., 2013. Ablation of small renal masses: practice patterns at academic institutions in the United States. *Journal of endourology / Endourological Society*, 27(2), pp.158–61.

Prevo, W. et al., 2010. Radiofrequency ablation of kidney tumours in patients with a solitary kidney. *Clinical radiology*, 65(3), pp.230–6.

Prevo, W., van den Bosch, M.A.A.J. & Horenblas, S., 2008. Radiofrequency ablation for treatment of sporadic angiomyolipoma. *Urology*, 72(1), pp.188–91.

Protzel, C., Maruschke, M. & Hakenberg, O.W., 2012. Epidemiology, Aetiology, and Pathogenesis of Renal Cell Carcinoma. *European urology*, 11(3), pp.52–59.

Psutka, S.P. et al., 2013. Long-term oncologic outcomes after radiofrequency ablation for T1 renal cell carcinoma. *European urology*, 63(3), pp.486–92.

Purandare, N.C. et al., Therapeutic Response to Radiofrequency Ablation of Neoplastic Lesions: FDG PET/CT Findings. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 31(1), pp.201–13.

Quivy, A. et al., 2013. Optimal management of renal cell carcinoma in the elderly: a review. *Clinical interventions in aging*, 8, pp.433–42.

Raman, J.D. et al., 2010. Renal functional outcomes for tumours in a solitary kidney managed by ablative or extirpative techniques. *BJU international*, 105(4), pp.496–500.

Remzi, M. & Marberger, M., 2009. Renal tumor biopsies for evaluation of small renal tumors: why, in whom, and how? *European urology*, 55(2), pp.359–67.

Salagierski, M. et al., 2013. What is the contemporary role of radiofrequency ablation in the management of small renal masses? Are small lesions the radiologist's tumors? *European urology*, 63(3), pp.493–5.

Salagierski, M., Salagierski, M.S. & Salagierska-Barwińska, A., 2010. Radiofrequency ablation in kidney tumour management: a method of real-time monitoring. *Scandinavian journal of urology and nephrology*, 44(2), pp.84–90.

Salagierski, M.S., Salagierski, M. & Salagierska-Barwińska, A., 2006. Percutaneous ltrasound guided radiofrequency ablation for kidney tumors in patients with surgical risk. *International journal of urology: official journal of the Japanese Urological Association*, 13, pp.1375–13.

Salas, N. et al., 2010. Results of radiofrequency kidney tumor ablation: renal function preservation and oncologic efficacy. *World journal of urology*, 28(5), pp.583–91.

Salas, N., Castle, S.M. & Leveillee, R.J., 2011. Radiofrequency ablation for treatment of renal tumors: technological principles and outcomes. *Expert review of medical devices*, 8(6), pp.695–707.

Sanchez, K. & Barr, R.G., 2009. Contrast-enhanced ultrasound detection and treatment guidance in a renal transplant patient with renal cell carcinoma. *Ultrasound quarterly*, 25(4), pp.171–3.

Sánchez Ronco, M., 2011. *Diagnóstico y seguimiento de lesiones del Aparato Urinario (Riñón y Vejiga) mediante ecopotenciadores de señal ecográfica. Aplicaciones clínicas.* Universidad de Valladolid.

- Schirmang, T.C. et al., 2009. Kidney neoplasms: renal halo sign after percutaneous radiofrequency ablation--incidence and clinical importance in 101 consecutive patients. *Radiology*, 253(1), pp.263–9.
- Schoth, F., Persigehl, T. & Palmowski, M., 2010. Current role and future perspective of MRI for diagnosis and characterization of renal cell carcinoma. *Panminerva medica*, 52(4), pp.307–18.
- Seideman, C.A. et al., 2013. Renal tumour nephrometry score does not correlate with the risk of radiofrequency ablation complications. *BJU international*, 112(8), pp.1121–4.
- Silverman, S.G. et al., 2008. Management of the incidental renal mass. *Radiology*, 249, pp.16–31.
- Sommer, C.M. et al., 2013. CT-guided bipolar and multipolar radiofrequency ablation (RF ablation) of renal cell carcinoma: specific technical aspects and clinical results. *Cardiovascular and interventional radiology*, 36(3), pp.731–7.
- Stakhovskiy, O. et al., 2011. Small renal mass: what the urologist needs to know for treatment planning and assessment of treatment results. *AJR. American journal of roentgenology*, 196, pp.1267–1273.

Stein, R.J. & Gill, I.S., 2009. Is radiofrequency ablation more cost-effective than nephron-sparing surgery for small unilateral renal cell carcinoma? *Nature clinical practice. Urology*, 6(1), pp.6–7.

Stern, J.M. et al., 2009. Radiofrequency ablation of small renal cortical tumours in healthy adults: renal function preservation and intermediate oncological outcome. *BJU international*, 104(6), pp.786–9.

Subotic, S., Wyler, S. & Bachmann, A., 2012. Surgical Treatment of Localised Renal Cancer. *European urology*, 11(3), pp.60–65.

Sung, H.H. et al., 2012. Comparison of percutaneous radiofrequency ablation and open partial nephrectomy for the treatment of size- and location-matched renal masses. *International journal of hyperthermia: the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, 28(3), pp.227–34.

Takaki, H. et al., 2014. Radiofrequency ablation versus radical nephrectomy: clinical outcomes for stage T1b renal cell carcinoma. *Radiology*, 270(1), pp.292–9.

- Tan, H.-J. et al., 2012. Understanding the Role of Percutaneous Biopsy in the Management of Patients With a Small Renal Mass. *Urology*, 79, pp.372–377.
- Tatli, S. et al., Radiofrequency ablation: technique and clinical applications. *Diagnostic and interventional radiology (Ankara, Turkey)*, 18(5), pp.508–16.
- Thomas, A.A. & Campbell, S.C., 2011. Small renal masses: toward more rational treatment. *Cleveland Clinic journal of medicine*, 78, pp.539–547.
- Thorstenson, A. et al., 2014. Tumour characteristics and surgical treatment of renal cell carcinoma in Sweden 2005-2010: a population-based study from the National Swedish Kidney Cancer Register. *Scandinavian journal of urology*, 48(3), pp.231–8.
- Valls, C. et al., 2006. Ablación por radiofrecuencia de tumores hepáticos. *Radiología*, 48(2), pp.53–69.
- VanSonnenberg, E., McMullen, W. & Solbiati, L., 2005. *Tumor Ablation. Principles and practice*, Springer.

Velasco, A. et al., [Nephron-sparing surgery for the treatment of small renal tumors. The role of radiofrequency]. *Archivos españoles de urología*, 62(1), pp.49–55.

Veltri, A. et al., 2009. Percutaneous RF thermal ablation of renal tumors: is US guidance really less favorable than other imaging guidance techniques? *Cardiovascular and interventional radiology*, 32(1), pp.76–85.

Venkatesan, A.M., Wood, B.J. & Gervais, D.A., 2011. Percutaneous ablation in the kidney. *Radiology*, 261(2), pp.375–91.

Waalkes, S., Schrader, A. & Kuczyk, M. a., 2012. Current Treatment Options for Disseminated Renal Cell Carcinoma. *European urology*, 11(3), pp.75–79.

Wah, T.M. et al., 2014. Radiofrequency ablation (RFA) of renal cell carcinoma (RCC): experience in 200 tumours. *BJU international*, 113(3), pp.416–28.

Walsh, P.C. et al., 2002. *Campbell`s Urology 8º Edition.*, Ed. Médica Panamericana.

Webb, W., Brant, W. & Major, N., 2007. *Fundamentals of body TC*, New York, USA: Elsevier Inc.

- Yang, B. et al., 2013. Probe ablation as salvage therapy for renal tumors in von Hippel-Lindau patients: the Cleveland Clinic experience with 3 years follow-up. *Urologic oncology*, 31(5), pp.686–92.
- Yang, R. et al., 2014. Laparoscopic radiofrequency ablation with intraoperative contrast-enhanced ultrasonography for T1bNOMO renal tumors: initial functional and oncologic outcomes. *Journal of endourology / Endourological Society*, 28(1), pp.4–9.
- Zagoria, R.J. et al., 2011. Long-term outcomes after percutaneous radiofrequency ablation for renal cell carcinoma. *Urology*, 77(6), pp.1393–7.
- Zagoria, R.J. & Childs, D.D., 2012. Update on thermal ablation of renal cell carcinoma: oncologic control, technique comparison, renal function preservation, and new modalities. *Current urology reports*, 13(1), pp.63–9.
- Zhang, S. et al., 2012. Radiofrequency ablation of synchronous bilateral renal cell carcinoma. *International journal of urology : official journal of the Japanese Urological Association*, 19(3), pp.241–7.

Zhao, X. et al., 2012. Improved outcome of percutaneous radiofrequency ablation in renal cell carcinoma: a retrospective study of intraoperative contrast-enhanced ultrasonography in 73 patients. *Abdominal imaging*, 37(5), pp.885–91.

Zurera, L.J. et al., [Radiofrequency ablation of renal tumors: Practical aspects and results]. *Radiología*, 52(3), pp.228–33.