

Aislamiento de venas pulmonares mediante aplicaciones de radiofrecuencia de alta potencia y baja duración: ¿Una moda peligrosa o un modo que viene para quedarse?

José Luis Merino, MD, PhD, FEHRA, Sergio Castrejón-Castrejón, MD, Marcel Martinez Cossiani, MD

Unidad de Arritmias y Electrofisiología Robotizada (UAER), Hospital La Paz, IdiPaz, Universidad Autónoma, Madrid, España.

Resumen. El aislamiento eléctrico de las venas pulmonares (AVP) es la base de la ablación de la fibrilación auricular (FA). Aunque el éxito agudo del AVP mediante la aplicación de RF punto a punto es alto, el procedimiento cuenta con algunos aspectos que deberían mejorarse, como el tiempo que lleva el lograrlo o la incidencia de algunas complicaciones, como el daño colateral esofágico. Se ha descrito recientemente una elevada correlación entre la lesión generada por la RF y diferentes índices en los que influyen tanto el contacto del catéter, como la potencia y tiempo de aplicación de energía. Por tanto, aplicaciones de RF de alta potencia y corta duración (HPSD) pueden crear volúmenes de lesión similares a aplicaciones con parámetros convencionales con valores similares de estos índices. Estudios experimentales recientes han demostrado que, a igualdad de volumen, las lesiones HPSD tienen una mayor extensión y una menor profundidad que las convencionales. Esto es importante en el AVP, para el que no se requiere lesiones profundas y además estas se pueden asociar a daño de órganos colaterales, como el mencionado daño esofágico. Las experiencias clínicas iniciales soportan la seguridad y eficacia aguda del AVP mediante RF-HPSD. Esta técnica permite reducir el tiempo de procedimiento y simplificar la ablación, dado que el tiempo que necesita el operador mantener el catéter estable en cada posición se disminuye notablemente. A pesar de ello es necesario validar estos resultados iniciales con este nuevo modo de ablación mediante estudios aleatorizados controlados con el modo convencional.

Summary. Pulmonary vein (PV) isolation (PVI) is the cornerstone of atrial fibrillation (AF) ablation. Despite the high efficacy of point-by-point radiofrequency (RF) application for PVI, long procedural times and collateral organ damage, such as esophageal injury, are issues which still need to be addressed. A high correlation between myocardial lesion size and different lesion indexes calculated from the combination of power, application time and contact force during radiofrequency delivery has been recently reported. Therefore, high power short duration (HPSD) RF applications may produce similar lesion volume as conventional radiofrequency applications with similar values of these indexes. Recent experimental studies have shown that despite similar lesion volumes, HPSD radiofrequency applications are associated with wider and superficial lesions than the latter. This may have important implications for PVI because there is not need for deep lesions and they can be associated with collateral organ damage. Initial clinical experiences support the safety and acute efficacy of PVI by HPSD RF application. This technique is associated with a shorter procedural time and simplifies the procedure because the time the operator needs to keep the catheter stable in a given position is reduced. Nevertheless, these initial results need to be validated by randomized trial comparing the HPSD and conventional RF application approaches.

El aislamiento eléctrico de las venas pulmonares (AVP) es la base actual de la ablación de la fibrilación auricular (FA) (recomendación clase I, nivel de evidencia A por las sociedades europea de cardiología, ESC), por lo que en la práctica ablación de FA y AVP se consideran hoy en día prácticamente sinónimos.¹ Las otras técnicas de ablación de FA son complementarias, su uso y resultados controvertidos y reciben una recomendación menor de clase IIb o clase IIa.¹ El AVP se puede realizar con diversas estrategias y energías como la crioablación o el láser, pero es la radiofrecuencia (RF) la energía más frecuentemente empleada y su liberación punto a punto desde la punta del catéter la estrategia más común.² Aunque el éxito agudo del AVP mediante la aplicación de RF punto a punto es alto, el procedimiento cuenta con algunos aspectos que deberían mejorarse. Así, el procedimiento de aplicación de RF punto a punto requiere

un mayor tiempo que el empleado con otros métodos de AVP como la realizada con los denominados dispositivos de un “solo disparo” (*single shot*) tipo crioablación o balones de RF. Al mismo tiempo, la incidencia de algunas complicaciones, como el daño colateral esofágico, continúa suponiendo un problema significativo a pesar de diversos métodos encaminados a prevenirlo. Las consecuencias de esta complicación pueden ser catastróficas y eso ha llevado a muchos operadores a reducir la potencia de la corriente de RF cuando se libera sobre la pared posterior de la aurícula izquierda (AI). Sin embargo, esta práctica resulta en la prolongación de los tiempos totales de aplicación de energía y del procedimiento y no está claro si resulta en menos daño esofágico. Se ha descrito recientemente una elevada correlación entre la lesión generada por la RF y diferentes índices (índices de lesión) que se calculan mediante fórmulas en las que influyen tanto el contacto del catéter con el tejido como la potencia y tiempo de aplicación de energía.³ Por tanto y siguiendo el principio enunciado en dichas fórmulas, aplicaciones de RF de alta potencia y corta duración (*High power short duration*, HPSD) pueden crear volúmenes de lesión similares a aplicaciones con parámetros convencionales siempre que resulten en valores similares de estos índices. Adicionalmente, estudios experimentales recientes han demostrado que, a igualdad de volumen, las

Correspondencia: Dr. José Luis Merino. Unidad de Arritmias y Electrofisiología Robotizada (1ª Planta), Hospital Universitario La Paz, P. Castellana, 261, 28046 Madrid, España.

-Teléfono: +34 912 071 301

-Fax: +34 910 074 698

-email: jlmerino@arritmias.net

Recibido: 08/08/2019 Aceptado: 10/09/2019

lesiones HPSD se asocian con una mayor extensión y una menor profundidad que las convencionales.⁴ Esto puede tener especial importancia en el AVP, para el que no se requiere una gran profundidad de lesiones y además esta se puede asociar a daño de órganos colaterales, especialmente al ya mencionado daño esofágico.

El objetivo de este artículo de revisión es presentar las evidencias y experiencias clínicas con la aplicación de RF en modo HPSD para el AVP

Bases biofísicas de las lesiones de RF

Generalidades

La radiofrecuencia (RF) es una corriente eléctrica alterna que al encontrarse con la resistencia eléctrica del tejido que atraviesa lo calienta según el principio físico de la ley de Joule.⁵ De acuerdo a esta ley el calentamiento del tejido se produce por la transformación de la energía eléctrica a calor. El calor generado (W) es igual al producto de la corriente al cuadrado (I^2) por la resistencia (Ω). Este calentamiento activo, o calentamiento resistivo, se limita al tejido inmediatamente en contacto con la punta del catéter. Su alcance es limitado pues depende de la densidad de corriente (I/unidad de volumen de tejido) y esta disminuye con el cuadrado de la distancia hacia la profundidad del tejido. De esta forma, el calentamiento resistivo queda restringido a la interfaz catéter-tejido y a 1-1,5 mm en profundidad (figura 1, izquierda). Sin embargo, desde esta zona de calentamiento resistivo el calor se conduce a las capas más profundas del tejido, lo que corresponde al componente conductivo de la lesión por RF (figura 1). De esta forma la generación de la lesión de RF depende de dos componentes de calentamiento, el resistivo y el conductivo. Otro aspecto importante de la lesión de RF depende de la irrigación de la punta del catéter que tiene dos

efectos. Por un lado, permite aumentar la potencia liberada sin riesgo que se produzca carbonización de la punta del catéter al generar un enfriamiento activo y como resultado de la combinación del enfriamiento en superficie y la mayor potencia, hace que el punto de mayor calentamiento resistivo ocurra más profundamente (figura 2, derecha). Por otro lado, la irrigación modifica la impedancia local y favorece la transferencia de energía al tejido. Finalmente, otro factor importante para la formación de la lesión es el grado del contacto del catéter con el tejido. En condiciones normales la corriente de RF se conduce preferencialmente por donde encuentra menos resistencia a su paso, de forma que el 90% de ella se libera a la sangre circundante al catéter y solo el 10% al tejido subyacente, independientemente de la localización del parche indiferente de retorno de la corriente (figura 2, izquierda).⁵ Sin embargo, el aumento de presión sobre el tejido hace que el catéter se “hunda” en el mismo y que una mayor superficie de su electrodo distal entre en contacto con el tejido y por tanto aumente el porcentaje de RF que se conduce por tejido, disminuyendo la que lo hace a través de la sangre (figura 2, centro). Por tanto, con una irrigación constante de la punta del catéter, las variables que más influyen en el tamaño de la lesión son la potencia utilizada, el tiempo de liberación de esta y el grado de contacto con el tejido medido en gramos de presión. La combinación de estas variables en las fórmulas mencionadas previamente y que incluyen constantes y distintos pesos de ellas han llevado a la creación de unos índices de lesión (*Lesion Index* o LSI de Abbott© o *Ablation Index* o AI de Biosense Webster©) que en estudios experimentales han mostrado una elevada correlación con el tamaño y profundidad de las lesiones de RF.

La liberación de RF en modo HPSD

El principio que rige la técnica es sencillo y consiste en

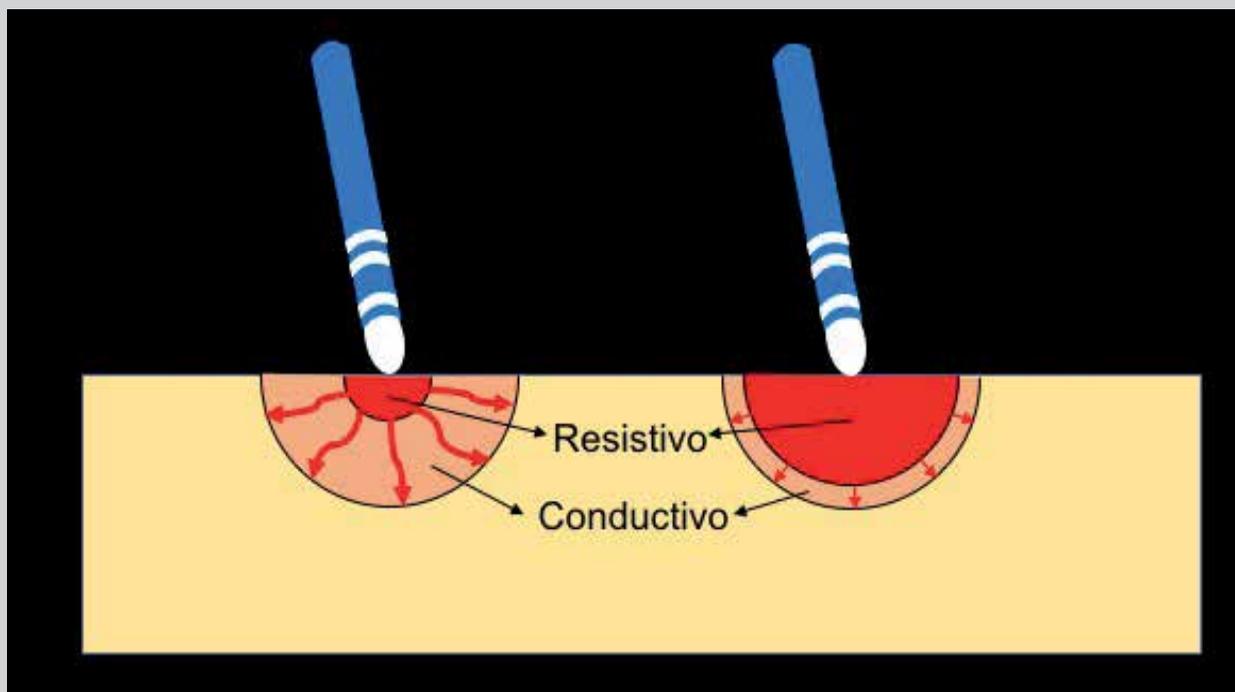


Figura 1. Aplicaciones de RF con parámetros convencionales de potencia y tiempo (izquierda) y con HPSD (derecha). La lesión miocárdica generada por la RF convencional depende de un núcleo de calentamiento resistivo (rojo) desde donde el calor es conducido (flechas rojas) y genera un área circundante de calor conductivo (naranja). En la lesión generada por RF HPSD el componente resistivo aumenta mucho por el incremento de potencia y disminuye el conductivo por la corta duración.

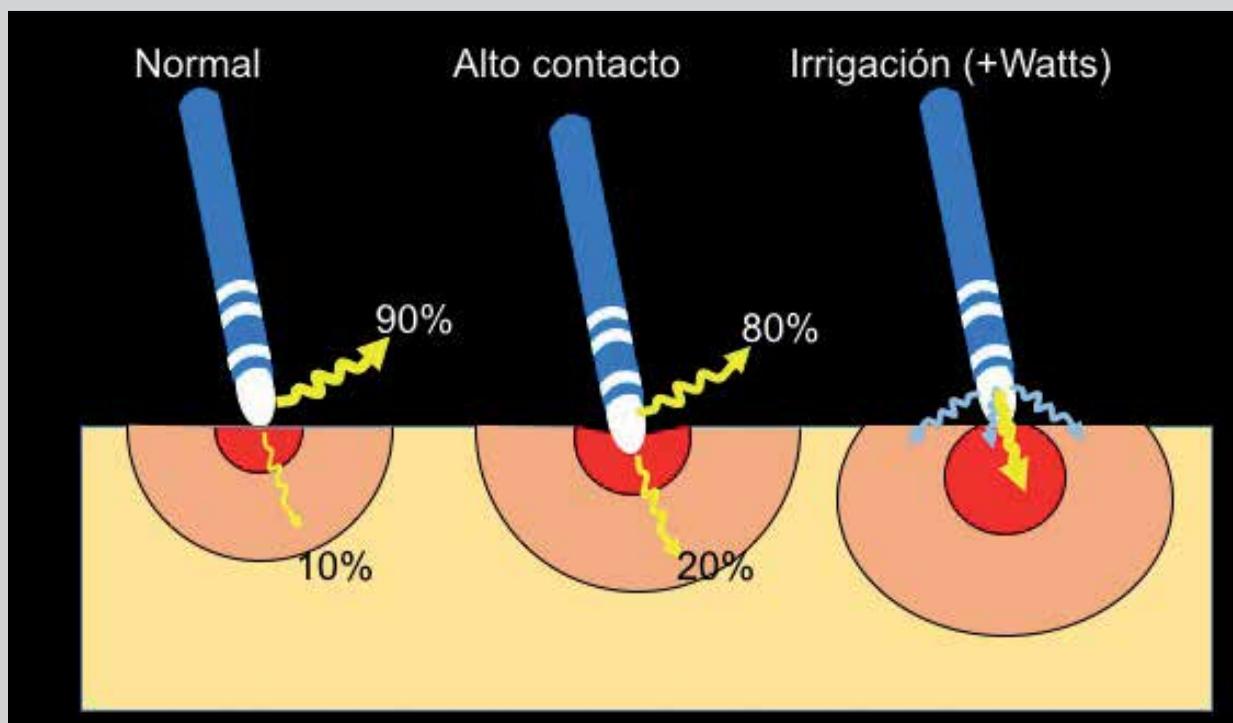


Figura 2. Aplicaciones de RF con parámetros convencionales de potencia y tiempo sin irrigación (izquierda), aumentando el contacto del caéter con el tejido (centro) y con irrigación (derecha). La presión aumenta la superficie de contacto del catéter con el tejido favoreciendo la cantidad de corriente (flechas grises) que se transmite al tejido en lugar de a la sangre. La irrigación enfría la capa más superficial de tejido y la punta del catéter permitiendo aumentar la potencia liberada. El efecto térmico contrapuesto de la irrigación y la corriente hace que el punto de máxima temperatura ya no se encuentre inmediatamente en contacto con el catéter si no en capas más profundas y, por tanto, que la lesión final tenga una geometría más hacia la esfera que la de la hemiesfera obtenida sin irrigación.

entregar al tejido una gran energía en pocos segundos para conseguir una lesión definitiva y transmural mediante calentamiento resistivo fundamentalmente (figura 1, derecha). La lesión resultante no sería muy profunda, dado que no se deja tiempo para que ésta crezca mediante calentamiento conductivo. Esto tiene dos consecuencias fundamentalmente. Por un lado, las lesiones así conseguidas sólo serán transmurales si la pared tiene escaso grosor, como en las aurículas y, al mismo tiempo, será menos probable que estas lesiones afecten a estructuras adyacentes cercanas al corazón, como son el esófago, la pleura y el nervio frénico. Si se reduce mucho el tiempo de aplicación se evita este crecimiento lento y progresivo de la lesión, que es el responsable de la afectación de estructuras adyacentes cuando se realiza ablación en cámaras de paredes finas como la AI.⁶ Dado que para crear una lesión irreversible es suficiente que el tejido alcance 50° C, la creación de una lesión transmural en la pared auricular se puede conseguir con aplicaciones de alta potencia y corta duración. Las ventajas de la técnica son la mayor rapidez y reproducibilidad del calentamiento resistivo. Además, se evitan las limitaciones del calentamiento conductivo, que, aparte de las ya mencionadas de daño colateral, es la aparición de lesiones transitorias o edema en la zona periférica de calentamiento que pueden ser responsables de fracasos terapéuticos. Sin embargo, a pesar de que el componente conductivo se reduce no se elimina completamente como mostró el estudio de simulación de Irastorza et al. que sugirió que la lesión puede crecer por latencia térmica ganando hasta un 17% de profundidad con aplicaciones de RF de 10 s y que incluso aplicaciones de <5 s pueden dar lugar a una temperatura >100 °C a 1 mm de profundidad.⁷ Este estudio, con la limitación de ser una si-

mulación informática, recalca la importancia de no olvidar que este tipo de liberación de RF siguen asociando un riesgo. Adicionalmente, la elevada potencia puede incrementar el riesgo de que se produzca un sobrecalentamiento de la interfaz catéter tejido con formación de coágulo, embolia y *steam pop*.⁸

Parámetros utilizados para el AVP convencional y mediante HPSD

Ablación convencional (low power long duration o LPLD)

Los parámetros utilizados hasta ahora en la clínica para el AVP de forma convencional han sido muy variables de centro a centro y no existe una clara recomendación de utilización de ellos. Para tratar de definirlos en esta revisión se han recogido los datos de los 90 estudios publicados en los últimos años de AVP. De estos estudios han sido aleatorizados el 21%. La media de potencia máxima utilizada fue de 35W con un rango de 23 a 40W y una duración media por aplicación de 40 segundos con un rango de 20 a 61 segundos. En el 69% se redujo la potencia al aplicar RF en pared posterior o cerca del esófago a una media de 26W (rango 10-35W) y en el 22% se redujo el tiempo de aplicación en estas zonas. En la Tabla 1 se resumen los principales datos recogidos de estos estudios.

Ablación HPSD

Se han propuesto tres técnicas de alta potencia y corta duración (HPSD):

1. *Aplicaciones de potencia moderadamente alta y brevísima duración (45-50 W y <3 s):* se han empleado en la práctica clínica con catéteres irrigados convencionales, sin

reducir el flujo de irrigación.^{9, 10} La clave de esta técnica es que el catéter se está moviendo casi continuamente (arrastré o *dragging* del catéter).^{11, 12} También hay cierta experiencia con aplicaciones de 50 W y duración más prolongada (10-15 s) para poder aplicar los algoritmos de marcado automático de lesiones disponibles en los navegadores actuales que solo lo hacen cuando se ha estado liberando RF durante un tiempo mínimo de 3-6 segundos.^{6, 13}

2. *Aplicaciones de alta potencia y corta duración (50-80 W y 5 s)*: actualmente existen sobre todo datos experimentales y escasos datos clínicos.¹⁴ Para evitar el sobrecalentamiento del tejido no se reduce el flujo de irrigación (17 ml/min) y el tiempo de aplicación es muy corto.⁶ Nuestro grupo ha trabajado en este modo y los resultados se presentan al final de esta revisión.^{15, 16}

3. *Aplicaciones de muy alta potencia y muy corta duración (90 W y 4 s)*: se dispone de datos experimentales y datos clínicos iniciales con esta técnica, que requiere un catéter irrigado especial con un sistema de detección de temperatura más sofisticado (QDOT Micro™ Catheter, Biosense-Webster o DiamondTemp, Advanced Cardiac Therapeutics). Hay que recordar que los catéteres irrigados convencionales infraestiman la temperatura del tejido entre 27 y 33 °C de media debido al efecto propio de la irrigación.¹⁷ Estos catéteres son capaces de medir con gran precisión la temperatura real del tejido, pero esto requiere reducir el flujo de irrigación (8 ml/min). La ventaja de estos catéteres es que permiten aplicar una potencia muy alta de manera segura, porque si se produce excesivo calentamiento del tejido por encima de la temperatura fijada (60-65°C) disponen de un sistema de retroalimentación inmediata que reduce la entrega de potencia.^{8, 18, 19}

Estudios	90
Pacientes totales	17.206
W máxima	35 (rango 23-40)
Reducción W en posterior	69%
W en posterior	26 (rango 10-35)
Duración máx. aRF (s)	40 (rango 20-61)
Reducción duración en posterior	22%
Duración aRF en posterior (s)	21 (rango 8-40)
Tiempo total de RF (min)	36,5 (22-110)

Tabla 1: Últimos 90 estudios publicados entre los años 2012 y 2019 sobre la AVP mediante aplicación de RF punto a punto con parámetros de potencia convencionales

Resultados de la ablación HPSD

Resultados experimentales

Los estudios experimentales *in vitro* han permitido definir los parámetros de referencia adecuados de las aplicaciones de RF HPSD y la geometría de las lesiones resultantes.

Estudios en preparaciones que simulan tejido.

Bashkaran et al. emplearon un gel con marcador termocrómico para realizar aplicaciones de RF con catéter irrigado usando parámetros convencionales (40 W/30 s) y las compararon con otras de 5 segundos y potencias más altas (50 W, 60 W, 70 W y 80 W). El tamaño de lesión se definió

por la línea isotérmica de 53°C y el sobrecalentamiento por temperatura >80°C. Todas las combinaciones produjeron lesiones de más de 2 mm de profundidad. Sólo se apreció sobrecalentamiento con algunas aplicaciones de 70 W/5 s y 80 W/5 s. Las aplicaciones de 70 W y 80 W fueron igual de profundas y más anchas que las convencionales. Las aplicaciones de 50 W y 60 W fueron igual de anchas pero menos profundas que las convencionales. Sin embargo, las diferencias medias estuvieron entre 0,3-0,5 mm.⁶

Estudios en tejido animal.

Un trabajo de Guy et al. del año 2003 demostró que las aplicaciones de RF de 50 W/60 s crean lesiones transmurales en aurículas de corazón bovino pero que las aplicaciones de 30 W necesitan 120 s para ser transmurales. Este estudio se realizó con catéteres no irrigados y los resultados no son directamente extrapolables a otros trabajos posteriores que aquí se presentan.²⁰

Yokoyama et al. emplearon aplicaciones de RF de potencia alta y duración prolongada (50 W/60 s) que resultan en lesiones excesivamente profundas para la AI con alta incidencia de complicaciones.²¹

Borne et al. crearon lesiones en miocardio bovino con potencias 20 W, 30 W, 40 W y 50W con duraciones de aplicación progresivas 15-90 s, con catéter irrigado y contacto 10 g. Las conclusiones que llegaron fueron tres: 1) tanto el aumento de la potencia como de la duración aumenta el volumen de lesión resultante; 2) las lesiones de HPSD tienen volúmenes más grandes que las de baja potencia y duración prolongada, 3) el aumento del tamaño de la lesión es proporcionalmente más grande para aumentos proporcionalmente iguales de potencia que de duración, por ejemplo, doblar la duración para una misma potencia duplica el volumen de lesión resultante, pero doblar la potencia para una misma duración septuplica el volumen resultante.²²

Leshem et al. identificaron que los parámetros óptimos para emplear el catéter QDOT Micro™ son 90 W/4 s porque las lesiones eran bastante similares en tamaño a las convencionales de 20 W/20 s y no tuvieron ninguna complicación en forma de *steam pop* ni carbonización (*charring*) de la punta del catéter, las cuales sí sucedieron con otros parámetros de alta potencia.⁸

Los resultados de Bourrier et al.⁴ son relevantes porque demuestran que para un mismo volumen de lesión (Abl-I = 500) la geometría de la lesión depende de la potencia y la duración. Las aplicaciones de RF convencionales (30W/30s) son más profundas que las aplicaciones de RF-HPSD pero menos anchas (figuras 3 y 4). Esta diferente geometría favorecería el empleo de RF-HPSD en la AI con la finalidad de crear lesiones estrictamente transmurales, sin alcance fuera del corazón, y totalmente contiguas.⁴

En el trabajo de Ali-Ahmed et al. se analizaron histológicamente las lesiones creadas con todas las combinaciones de diversos parámetros: potencia 20-30-40-50W, duración 5-10-20-30-40 s e irrigación 2ml/min o 17 ml/min. Los resultados son difíciles de resumir por lo que en la tabla sólo aparecen los tamaños de lesión para parámetros de RF similares a los de la práctica clínica: 20W/30s/17 ml/min y 50W/10s/17 ml/min. El tamaño de las lesiones para estas combinaciones fue similar. Los hallazgos más interesantes fueron: 1) al reducir la irrigación a 2 ml/min aumenta la anchura de las lesiones sin que se afecte la profundidad, 2) la incidencia de *steam pops* es alta con aplicaciones de 40W y >30 s y de 50W y >10 s, 3) las aplicaciones breves producen

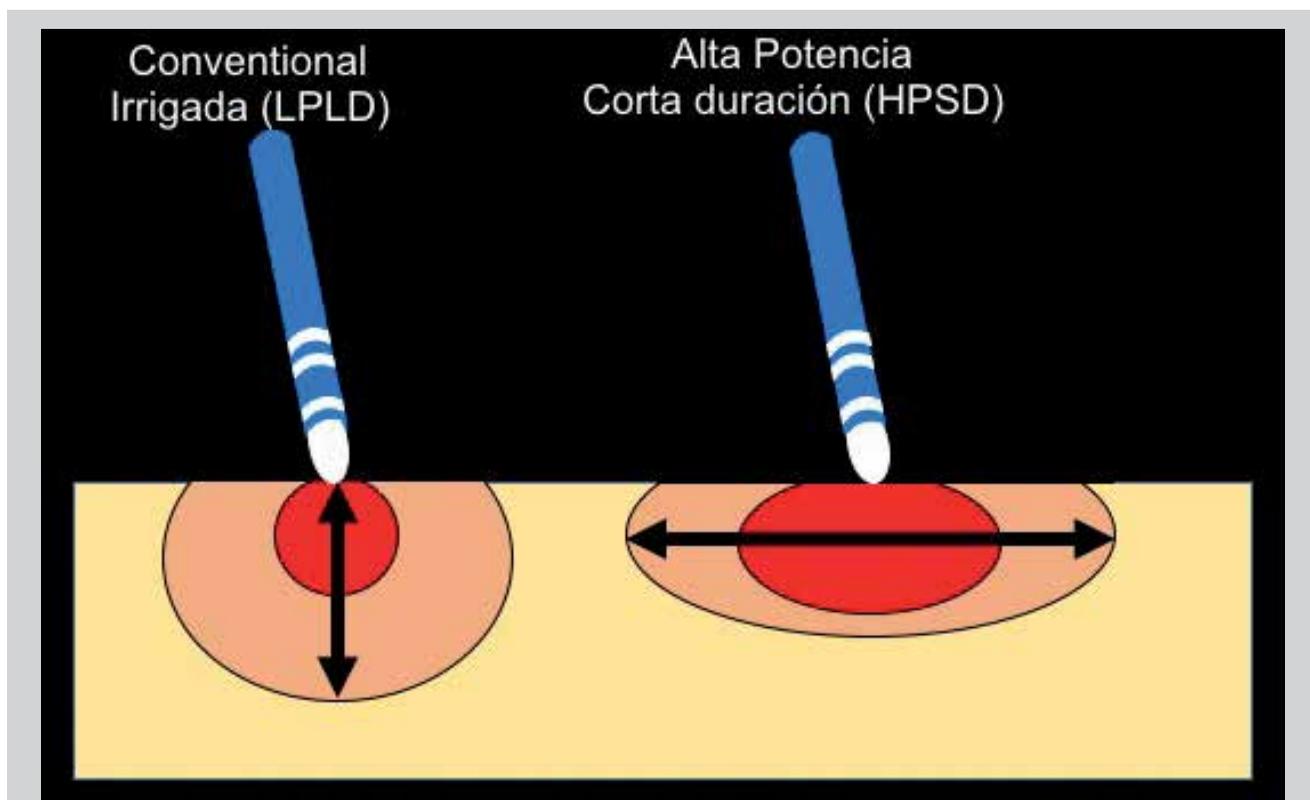


Figura 3. Aplicaciones de RF con parámetros convencionales de potencia y tiempo (izquierda) y con HPSD (derecha). La lesión miocárdica generada por la RF convencional es más profunda y la de HPSD más ancha (flechas).

menor aumento de temperatura, y las de menor duración, menor en profundidad de 5 mm. Los resultados son interesantes porque confirman que las aplicaciones de RF de alta potencia deben ser breves para reducir el riesgo de *steam pops*. Además, las aplicaciones de RF-HPSD con flujos de irrigación bajos producen calentamiento restringido a <3 mm, lo que es suficiente en la pared auricular.²³ Finalmente, Kawaji et al.²⁴ han encontrado que las lesiones creadas con aplicaciones de RF de 35 W son de menor tamaño que las creadas con 30 W para un mismo valor de Abl-I. Al no haber empleado potencias más altas es difícil comparar estos resultados con los publicados por Bourrier et al.⁴

Los estudios en animal vivo han aportado datos muy importantes sobre la estricta transmuralidad de las lesiones HPSD, es decir, que quedan confinadas a la pared auricular. A partir de estos datos se ha establecido la hipótesis de que sean más seguras porque no alcanzan a afectar estructuras extracardiacas, sobre todo el esófago.

Experiencia clínica

La experiencia con pacientes es bastante amplia y se dispone de resultados desde hace más de quince años, a pesar de lo cual la técnica no se ha establecido en la práctica clínica habitual probablemente por las incertidumbres con respecto a su seguridad. A partir de los datos que se presentan a continuación podemos establecer que la técnica habitual de alta potencia se realiza con 45-50 W usando catéteres convencionales y con 90 W/4 s con un catéter específico no comercializado.

Catéteres no irrigados.

En 2004 Mansour et al. publicaron una serie de 40 pacientes consecutivos en los que se realizó AVP circunferencial am-

plia a nivel del antro mediante aplicaciones de 50 W/12-15 s en modo controlado por temperatura (60°C). La incidencia de taponamiento cardíaco y embolia cerebral fue 2,5%, no superior a la observada en un grupo control en el que se empleó AVP a nivel ostial con aplicaciones de 30 W/20-30 s.²⁵ Ese mismo año Pappone et al. publicaron un ensayo clínico comparando AVP frente a AVP más líneas en AI. En todos los casos se empleó un catéter de 8 mm y aplicaciones de 100 W/30s en modo controlado por temperatura (60°C). Es un estudio amplio (n=560) en el que no se observaron complicaciones esofágicas ni embolias.²⁶

Catéteres irrigados sin contacto.

En un estudio comparativo no aleatorizado del año 2004 Nilsson et al. compararon la realización de AVP en el ostium mediante aplicaciones de 30W/120 s y de 40W/20 s. El empleo de 40W redujo significativamente el tiempo total de RF un 47%, el tiempo de procedimiento un 26% y el tiempo total de radioscopia un 25% sin aumentar la incidencia de complicaciones ni afectar la eficacia en el seguimiento.²⁷

En el estudio piloto de Kanj et al. 180 pacientes fueron aleatorizados a tres grupos: 50 W con catéter irrigado, 30 W con catéter irrigado y 70 W con catéter de 8 mm. En cada aplicación de RF la potencia máxima se alcanzaba tras aumentos escalonados de potencia cada pocos segundos, dando lugar a aplicaciones de RF de duración prolongada no especificada en la publicación. La potencia podía reducirse en caso de elevación de temperatura esofágica o de aparición de microburbujas en la ecocardiografía intracardiaca como indicador de sobrecalentamiento del tejido. El empleo de 50 W redujo el tiempo total de RF y de estancia en AI significativamente a costa de aumentar la incidencia de complicaciones: en todos los pacientes tratados con 50W

se escucharon *steam pops* y hubo un 20% de taponamiento cardiaco y más elevaciones de temperatura esofágica. No se publicó la duración de estas aplicaciones de RF con 50 W.²⁸ La primera experiencia con aplicaciones de RF realmente de alta potencia y breve duración (50 W/2-5 s) fue publicada por Bunch y Day en 2008. La principal peculiaridad de este trabajo pionero era que se empleaba arrastre o movimiento continuo (*“dragging”*) del catéter de ablación de manera que cada zona era reablacionada varias veces con tiempos de aplicación a veces muy cortos, de 2 s cerca del esófago. El tiempo total de RF fue 50-60 min y no tuvieron ninguna fistula atrioesofágica en una serie de más de mil pacientes.⁹ Winkle et al. publicaron en 2011 un estudio de observación comparativo no aleatorizado con un grupo de 666 pacientes en los que se emplearon aplicaciones de 50W de 3-10 s de duración (arrastré continuo o *“perpetual motion”*), similar a la técnica de Bunch y Day.¹⁰

Las aplicaciones de RF cerca del esófago se detuvo inmediatamente ante cualquier aumento de temperatura esofágica. Al comparar con los grupos en los que se empleó 40-45 W/20-45 s con catéter irrigado y 70 W con catéter de 8 mm encontraron reducciones significativas del tiempo total de procedimiento, de radioscopia y de radiofrecuencia (24,6 ± 9,7 min), una incidencia similar de complicaciones con todas las técnicas y menos recurrencia de FA en el seguimiento a más de 3 años tras uno o varios procedimientos.¹⁰

Catéteres irrigados con contacto.

Chelu et al. han publicado una serie retrospectiva de 36 p empleando aplicaciones de 50 W para AVP y creación de líneas en otras partes de la AI, entre ellas la pared posterior. La duración de las aplicaciones de RF focales vino determinada por un criterio de estabilidad del catéter (posición estable >3 s en un ámbito de 2,5 mm con contacto >5 g durante >40% del tiempo de aplicación resultando en una duración media de 6 ± 3,5 s). Mediante RMN con gadolinio encontraron lesiones esofágicas en la mitad de los pacientes, ninguna de ellas severa. El factor predictor de lesión esofágica fue contacto >15 g con aplicaciones de RF de 50 W en pared posterior. Este mismo grupo de investigadores de la Universidad de Utah ha publicado más recientemente un estudio comparativo no aleatorizado en el que se realiza la AVP en 687 p empleando aplicaciones de RF de 50 W/5 s y un grupo control de 113 p en los que se emplean parámetros convencionales (hasta 35 W/10-30 s). Los resultados del estudio son algo decepcionantes porque la técnica de HPSD consigue reducir el tiempo total de procedimiento y total de RF sin reducir la incidencia ni el tipo de lesiones esofágicas detectadas por RMN con gadolinio, 2,7% de ellas severas pero ninguna FAE. Tampoco difiere la eficacia de la ablación en el seguimiento de 3 años.^{14, 29}

Winkle et al. han publicado en 2018 una serie de 51 pacientes con FA paroxística o persistente en los que se realizó AVP mediante aplicaciones de 50 W, contacto 5-40 g y duración variable hasta alcanzar un criterio de eficacia definido como LSI 5,5-6 o bien abolición de captura local. La

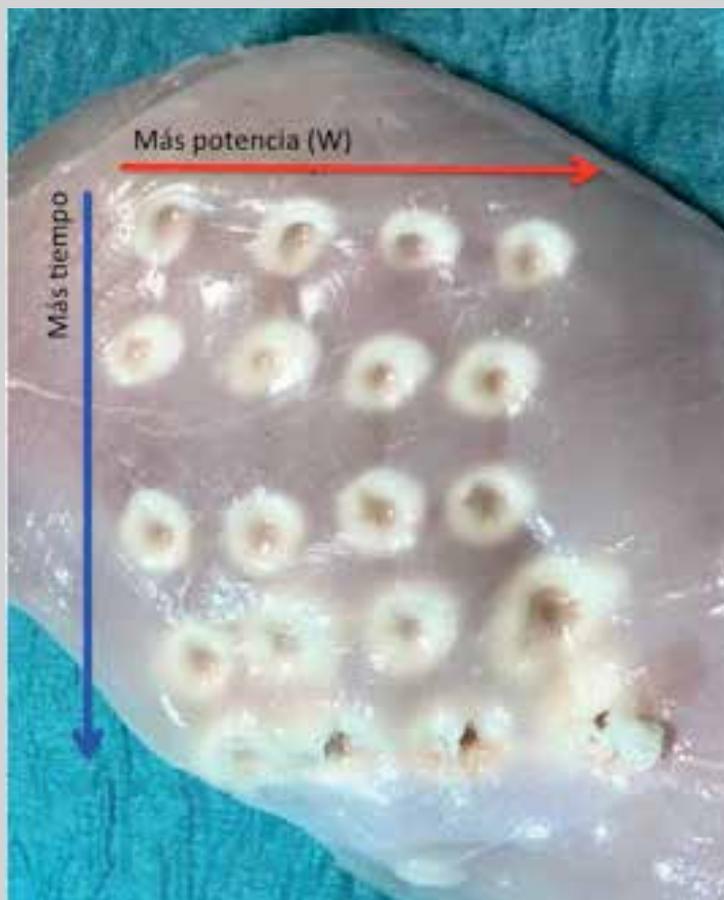


Figura 4. Modelo experimental sencillo de aplicación de RF realizadas en músculo estriado de pollo aumentando progresivamente el tiempo (flecha azul) y la potencia (flecha roja). Las cuatro aplicaciones finales presentaron steam pop. Si se aumenta la potencia es necesario reducir la duración.

duración media de las aplicaciones fue $11,2 \pm 3,7$ s. No hubo ninguna complicación y la eficacia de un procedimiento a un año fue 86% en la FA paroxística y 83% en la persistente. Este estudio de observación sugiere que la técnica de 50 W es segura y el tiempo total de RF necesario para aislar todas las VP se reduce a 15 min (DE 4 min, rango 10,2-31,6 min).¹³

Más recientemente los mismos autores han publicado un estudio de observación multicéntrico en el que se han realizado 13.974 ablaciones de VVPP a 10.284 pacientes mediante aplicaciones de 45-50 W/5-15 s aunque en la pared posterior se podría reducir el tiempo a 2-10 s o bien aplicar 35 W/20 s. El objetivo fue evaluar la seguridad de la técnica, encontrándose una incidencia muy baja de complicaciones en el total de procedimiento: taponamiento 0,24%, ictus < 48 h 0,04%, fistula atrioesofágica 0,12% (3 casos con baja potencia y 1 caso con alta potencia), 2 muertes (1 fistula atrioesofágica y 1 ictus). El tiempo total de RF fue muy variable con una media de 39 ± 30 min.³⁰

Dhillon et al. han comparado de manera no aleatorizada la AVP usando parámetros convencionales (30 W/20 W en pared posterior) frente al empleo de potencia ligeramente más alta (40 W/30 W en pared posterior guiada por AI). Este pequeño aumento de 10 W de potencia se tradujo en reducciones significativas del tiempo total de RF en un 37% y de las reconexiones agudas de venas pulmonares en un 10% sin repercusión en la eficacia del procedimiento a un año.³¹ Pambrun et al. evaluaron la utilidad clínica de aplicaciones de 40-50 W con contacto > 10 g con la peculiaridad de que el tiempo de aplicaciones de RF en cada punto venía determinado por la modificación de la señal monopolar local + 5 s. Al comparar el empleo de 40-50 W con 30 W comprobaron que se reducía el tiempo de procedimiento y de RF total, mejorando la eficacia del aislamiento agudo de VP al primer paso, sin complicaciones y con resultados iguales en el seguimiento de los pacientes durante un año.³²

Berte et al. emplearon los siguientes criterios de alta potencia: aplicaciones punto a punto de 45 W en pared anterior y 35 W en pared posterior hasta AI objetivo > 400 en posterior y > 550 en anterior, irrigación 15 ml/min y control de temperatura esofágica reduciendo el AI objetivo en posterior a > 300 si había elevación > 39°C. Los resultados fueron comparados con un grupo de 35 W. La técnica de alta potencia les permitió reducir el tiempo total de RF y de procedimiento, sin aumentar las complicaciones y con similar eficacia al año.³³

Vasallo et al. han emplearon los siguientes criterios de alta potencia: aplicaciones punto a punto de 45 W durante 6-8 s con contacto 5-10 g e irrigación de 35 ml/min. En comparación con el empleo de aplicaciones de 30 W/30 s los autores apreciaron una reducción significativa del tiempo de estancia en AI y del tiempo de RF total así como menos alertas por elevación de temperatura esofágica sin alcanzar significación estadística. La eficacia a 6 meses fue algo superior en el grupo de alta potencia pero sin alcanzar tampoco significación estadística.³⁴

Catéteres especiales con detectores de temperatura mejorados.

Estos catéteres son irrigados pero tienen la capacidad de medir la temperatura del tejido de manera fiable, permitiendo una retroalimentación inmediata de la entrega de potencia, de modo que aúnan las ventajas de los catéteres irrigados con las de la ablación controlada con temperatura,

permitiendo entregar potencias altas sin sobrecalentamiento del tejido. Existen dos modelos.

Isagawa et al. han publicado su experiencia inicial con el catéter Diamond Temp (Advanced Cardiac Therapeutics, Inc., Santa Clara, California). Las aplicaciones de RF se realizaron con 50W, temperatura máxima 60°C ó 50°C en pared posterior, irrigación 8 ml/min, contacto 12-15 g y duración de cada aplicación de RF hasta reducción > 75% del electrograma local. Se realizó AVP en 35 pacientes que fueron comparados con otros 35 pacientes empleando técnica convencional. La potencia real entregada por aplicaciones de RF fue 36,3 W (DE 2,6 W) y la duración media 19 segundos (DE 1,9 s). El tiempo total de RF se redujo un 70% en el grupo de estudio (26,3 min, DE 5,2 min). 26 pacientes se sometieron a un nuevo procedimiento unos 4 meses después de la ablación inicial con la finalidad de confirmar si la técnica produce aislamiento persistente de las VVPP y éste se demostró en el 90% de las VVPP inicialmente aisladas.¹⁸

Reddy et al. han empleado el catéter QDOT Micro (Bio-sense-Webster, Inc., Irvine, California) que permite realizar aplicaciones de RF de 90W/4 s con irrigación 8 ml/min limitando la temperatura a 65-70°C. En el estudio QDOT-FAST se incluyeron 52 pacientes, la potencia entregada fue 85,4 W (DE 6,7 W). Se consiguieron aislar las VP empleando sólo 8 min de RF por paciente. Sin embargo, este estudio tiene varias limitaciones. En primer lugar, en el 21% de los pacientes se tuvieron que emplear otros parámetros de aplicaciones de RF (50W) con el mismo catéter para aislar las VP. En segundo lugar, la conducción durmiente parece que fue más frecuente cuando sólo se emplearon aplicaciones de RF de 90W/4 s. En tercer lugar el estudio no tiene seguimiento y finalmente, el 11% de los pacientes presentó lesiones cerebrales isquémicas asintomáticas y un paciente una lesión esofágica sin que sepamos en cuántos se realizó endoscopia sistemática.¹⁹

Resumen de experiencia clínica con HPSD

La AVP mediante catéteres de 8 mm es una técnica obsoleta y los resultados con alta potencia no se pueden extrapolar a la técnica estándar actual que se basa en el empleo de catéteres con irrigación externa. La eficacia y seguridad de aplicaciones con 40 W ha sido corroborada en varios estudios pequeños, pero actualmente no se puede considerar el empleo de 40 W como técnica de alta potencia. El empleo de 50W es la técnica con la que hay más experiencia y parece ser eficaz y segura siempre que se empleen aplicaciones de RF de breve duración. Sin embargo, hasta el momento carecemos de ensayos clínicos que la comparen con la técnica convencional. El empleo de alta potencia permite y requiere usar tiempos de cortos de RF punto a punto, lo cual permite reducir el tiempo total de RF y el tiempo de procedimiento. La técnica de HPSD con 50W no elimina totalmente el riesgo de lesión esofágica, pero probablemente reduce este riesgo. No hay ningún estudio en el que se haya evaluado el mismo mediante endoscopia esofágica sistemática tras la ablación. Existen resultados iniciales escasos pero prometedores sobre la técnica de muy alta potencia y breve duración (90W/4 s) controlada por temperatura. No obstante, esta técnica requiere usar un catéter especial. No hay ningún estudio que haya comunicado los resultados de la AVP en humanos empleando aplicaciones de más de 50 W y breve duración realizadas mediante catéteres con sensores de temperatura convencionales y disponibles en la práctica clínica habitual actual.

Resultados de nuestro grupo

Nuestro grupo de investigación lleva trabajando desde 2014 en la influencia de la potencia en el daño esofágico durante el AVP y desde 2016 mas específicamente este daño con la RF HPSD. Este trabajo se ha materializado en un primer estudio clínico (Estudio POWER-FAST I) actualmente en prensa.^{16S}.

El trabajo comparó un grupo de 48 pacientes consecutivos con AF sometidos a AVP con liberación de RF HPSD. En los primeros 18 se utilizó 50W guiados mediante un índice de lesión conservador (LSI ≥ 5 o Abl-I ≥ 350). En los siguientes 30 pacientes se utilizó 60W durante 7-10 segundos (figura 5). Los resultados se compararon con un grupo

control de 47 pacientes consecutivos en los que el AVP se realizó mediante un modo convencional (30W durante 30 segundos). A todos los pacientes se les hizo un ecocardiograma y una endoscopia esofágica tras el procedimiento. Se logró el aislamiento de la todas las VPs ablacionadas en el 98% y 100% de los pacientes del grupo convencional y de HPSD respectivamente ($p=0,59$). El tiempo total de radiofrecuencia fue de 34 ± 11 , 24 ± 8 and 15 ± 5 min en los grupos de de 30W, 50W y 60W ($p<0,001$). Se escuchó un *steam pop* en 4 (8%) pacientes del grupo HPSD que representó 4 (0,08%) de 5.269 aplicaciones de RF HPSD. Ningún paciente desarrolló derrame pericárdico y la incidencia de lesiones esofágicas fue de 28%, 22%, and 0% en los grupos de 30W, 50W y 60W respectivamente ($p=0,007$), siendo



Figura 5. Imagen obtenida de navegador 3D (Ensight Precision) mostrando la AI (gris) y VP (azul oscuro VP superiores, azul claro VP inferiores) en dos proyecciones (septal y lateral). La figura muestra la lesiones de RF HPSD de 70W realizadas en torno a las VP como esferas en blanco, marrón o naranja cuando la RF duraba >7 , >5 segundos y > 3 segundos.

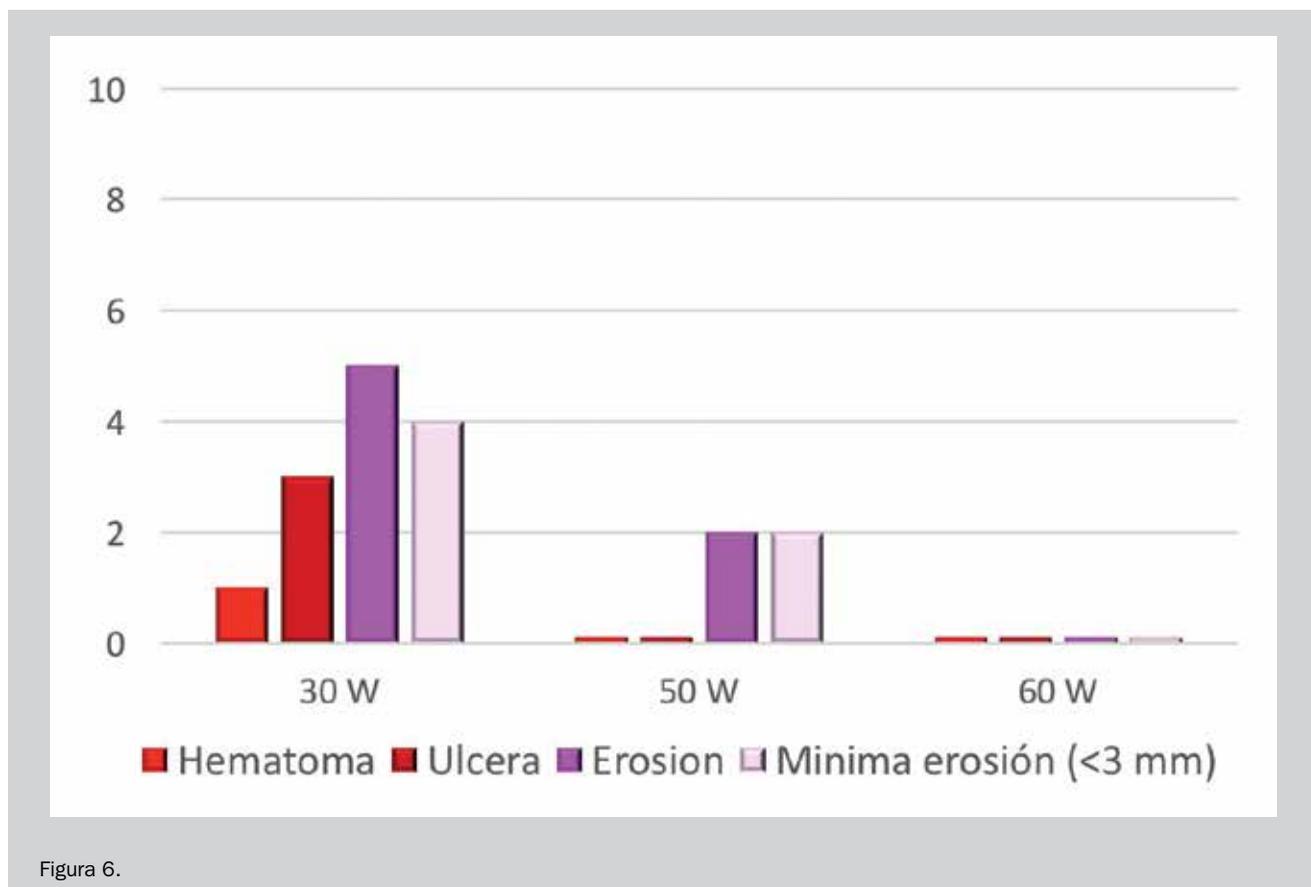


Figura 6.

además éstas mas severas en el grupo de mas duración de las aplicaciones de RF (figura 6). La conclusión del estudio es que es posible lograr el AVP con la aplicación de RF con 60W en pulsos de 9 segundos en la mayoría de pacientes y que este modo parece seguro e incluso está asociado con menor daño esofágico que el convencional. A pesar de ello estos resultados deben ser validados en un estudio multicéntrico, aleatorizado que actualmente se está realizando (estudio POWER-FAST III).

Posteriormente, nuestro grupo ha realizado otro estudio incluyendo 30 pacientes a los que se les realizó AVP mediante la técnica de HPSD pero utilizando 70W durante 9 segundos (estudio POWER-FAST II) con resultados similares a los encontrados en el grupo de 60W. Estos resultados se presentaron recientemente durante el congreso Europeo de Cardiología de 2019 en Paris.¹⁵

Aspectos pendientes

A pesar de que empieza a haber un importante cuerpo de conocimiento en el campo experimental no clínico sobre la aplicación de RF HPSD todavía la información clínica disponible es limitada. Desconocemos cual es la mejor combinación de potencia, duración y tiempo para lograr la transmuralidad necesaria para el AVP. Los resultados de nuestro grupo orientan a que esta debe estar cerca de la empleada en nuestros últimos estudios con 70W, 9 segundos y 10 g de contacto. La observación de las curvas de impedancia durante la liberación de RF con estos parámetros nos llevan a pensar que mayor duración o potencia probablemente se asocian a subidas indeseadas de impedancia y *steam pops*, aunque este extremo debería ser validado con un nuevo estudio clínico. Por otro lado, desconocemos si

debemos utilizar los mismos parámetros para todas las aplicaciones de RF independientemente de su localización. Es decir, en áreas de tejido auricular más fino, como puede ser la pared posterior de la AI la profundidad de la lesión no debería ser especialmente grande y, siguiendo los resultados observados experimentales, deberíamos primar las elevadas potencias frente a la duración. Por el contrario, en otras áreas como la pared anterior y la región del haz de Bachman, la profundidad debe ser mayor y por tanto la duración de la aplicación debe ser prolongada reduciendo para ello la potencia a un rango más convencional. Sin embargo, esto no deja de ser una especulación teórica que debería ser validada clínicamente.

Por otro lado, la liberación de RF HPSD parece que presenta una gran eficacia para lograr la eficacia aguda del AVP. Sin embargo, desconocemos todavía en que medida esta técnica puede estar asociada a más reconexiones tardías de VP y recurrencias clínicas de FA en el seguimiento.

Finalmente, aunque nuestros resultados y los de otros sugieren que la aplicación de RF HPSD es segura desde el punto de vista de daño colateral esofágico o de sobrecalentamiento que lleve a *steam pops* y tamponamiento, desconocemos otros aspectos como el de si presenta mayor o menor aparición de lesiones cerebrales subclínicas de posible origen embólico frente a la técnica convencional.

Conclusiones

El AVP mediante aplicación de RF HPSD es un nuevo modo de realizar la ablación de la FA que comienza a contar con suficientes evidencias que soportan su seguridad y eficacia aguda. Esta técnica permite reducir el tiempo de procedimiento y simplificar la ablación, dado que el tiempo

que necesita el operador mantener el catéter estable en cada posición se disminuye notablemente.

Referencias

- Kirchhof P, Benussi S, Kotecha D, Ahlsson A, Atar D, Casadei B, Castella M, Diener HC, Heidbuchel H, Hendriks J, Hindricks G, Manolis AS, Oldgren J, Popescu BA, Schotten U, Van Putte B, Vardas P, Group ESCSD. 2016 ESC Guidelines for the management of atrial fibrillation developed in collaboration with EACTS. *Eur Heart J*. 2016;37:2893-962.
- García-Fernández FJ, Ibanez Criado JL, Quesada Dorador A, collaborators of the Spanish Catheter Ablation R, Registry C. Spanish Catheter Ablation Registry. 17th Official Report of the Spanish Society of Cardiology Working Group on Electrophysiology and Arrhythmias (2017). *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)*. 2018;71:941-51.
- El Haddad M, Taghji P, Philips T, Wolf M, Demolder A, Choudhury R, Knecht S, Vandekerckhove Y, Tavernier R, Nakagawa H, Duytschaever M. Determinants of Acute and Late Pulmonary Vein Reconnection in Contact Force-Guided Pulmonary Vein Isolation: Identifying the Weakest Link in the Ablation Chain. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2017;10.
- Bourier F, Duchateau J, Vlachos K, Lam A, Martin CA, Takigawa M, Kitamura T, Frontera A, Cheniti G, Pambrun T, Klotz N, Denis A, Derval N, Cochet H, Sacher F, Hocini M, Haissaguerre M, Jais P. High-power short-duration versus standard radiofrequency ablation: Insights on lesion metrics. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2018;29:1570-5.
- Wittkamp FH, Nakagawa H. RF catheter ablation: Lessons on lesions. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2006;29:1285-97.
- Bhaskaran A, Chik W, Pouliopoulos J, Nalliah C, Qian P, Barry T, Nadri F, Samanta R, Tran Y, Thomas S, Kovoor P, Thiagalingam A. Five seconds of 50-60 W radio frequency atrial ablations were transmural and safe: an in vitro mechanistic assessment and force-controlled in vivo validation. *Europace*. 2017;19:874-80.
- Irastorza RM, d'Avila A, Berjano E. Thermal latency adds to lesion depth after application of high-power short-duration radiofrequency energy: Results of a computer-modeling study. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2018;29:322-7.
- Leshem E, Zilberman I, Tschabrunn CM, Barkagan M, Contreras-Valdes FM, Govari A, Anter E. High-Power and Short-Duration Ablation for Pulmonary Vein Isolation: Biophysical Characterization. *JACC Clin Electrophysiol*. 2018;4:467-79.
- Bunch TJ, Day JD. Novel ablative approach for atrial fibrillation to decrease risk of esophageal injury. *Heart Rhythm*. 2008;5:624-7.
- Winkle RA, Mead RH, Engel G, Patrawala RA. Atrial fibrillation ablation: "perpetual motion" of open irrigated tip catheters at 50 W is safe and improves outcomes. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2011;34:531-9.
- Yokokawa M, Bhandari AK, Tada H, Suzuki A, Kawamura M, Ho I, Cannon DS. Comparison of the point-by-point versus catheter dragging technique for curative radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2011;34:15-22.
- Olson MD, Phreaner N, Schuller JL, Nguyen DT, Katz DF, Aleong RG, Tzou WS, Sung R, Varosy PD, Sauer WH. Effect of catheter movement and contact during application of radiofrequency energy on ablation lesion characteristics. *J Interv Card Electrophysiol*. 2013;38:123-9.
- Winkle RA, Moskovitz R, Hardwin Mead R, Engel G, Kong MH, Fleming W, Salcedo J, Patrawala RA, Tranter JH, Shai I. Atrial fibrillation ablation using very short duration 50 W ablations and contact force sensing catheters. *J Interv Card Electrophysiol*. 2018;52:1-8.
- Chelu MG, Morris AK, Kholmovski EG, King JB, Kaur G, Silver MA, Cates JE, Han FT, Marrouche NF. Durable lesion formation while avoiding esophageal injury during ablation of atrial fibrillation: Lessons learned from late gadolinium MR imaging. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2018;29:385-92.
- Castrejon-Castrejon S, Martinez Cossiani M, Ortega-Molina M, Escobar Cervantes C, Froilan N, Gonzalo M, Diaz MA, Suarez JM, Battle M, Gozalez R, Lopez Sendon JL, Merino JL. PVI by different settings of High-Power Short-Duration RF application: Feasibility, short term efficacy and safety in patients with AF. Paper presented at: Congress of the European Society of Cardiology; 2019; Paris (France).
- Castrejon-Castrejon S. Feasibility and safety of pulmonary vein isolation by high-power short-duration radiofrequency application: short term results of the POWER-FAST PILOT study *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*. In press.
- Bruce GK, Bunch TJ, Milton MA, Sarabanda A, Johnson SB, Packer DL. Discrepancies between catheter tip and tissue temperature in cooled-tip ablation: relevance to guiding left atrial ablation. *Circulation*. 2005;112:954-60.
- Iwasawa J, Koruth JS, Petru J, Dujka L, Kralovec S, Mzourkova K, Dukkupati SR, Neuzil P, Reddy VY. Temperature-Controlled Radiofrequency Ablation for Pulmonary Vein Isolation in Patients With Atrial Fi-

brillation. *J Am Coll Cardiol*. 2017;70:542-53.

- Reddy VY, Grimaldi M, De Potter T, Vijgen JM, Bulava A, Duytschaever MF, Martinek M, Natale A, Knecht S, Neuzil P, Purerfellner H. Pulmonary Vein Isolation With Very High Power, Short Duration, Temperature-Controlled Lesions: The QDOT-FAST Trial. *JACC Clin Electrophysiol*. 2019;5:778-86.
- Guy DJ, Boyd A, Thomas SP, Ross DL. Increasing power versus duration for radiofrequency ablation with a high superfusate flow: implications for pulmonary vein ablation? *Pacing Clin Electrophysiol*. 2003;26:1379-85.
- Yokoyama K, Nakagawa H, Shah DC, Lambert H, Leo G, Aeby N, Ikeda A, Pitha JV, Sharma T, Lazzara R, Jackman WM. Novel contact force sensor incorporated in irrigated radiofrequency ablation catheter predicts lesion size and incidence of steam pop and thrombus. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2008;1:354-62.
- Borne RT, Sauer WH, Zipse MM, Zheng L, Tzou W, Nguyen DT. Longer Duration Versus Increasing Power During Radiofrequency Ablation Yields Different Ablation Lesion Characteristics. *JACC Clin Electrophysiol*. 2018;4:902-8.
- Ali-Ahmed F, Goyal V, Patel M, Orelaru F, Haines DE, Wong WS. High-power, low-flow, short-ablation duration-the key to avoid collateral injury? *J Interv Card Electrophysiol*. 2019;55:9-16.
- Kawaji T, Hojo S, Kushiyaama A, Nakatsuma K, Kaneda K, Kato M, Yokomatsu T, Miki S. Limitations of lesion quality estimated by ablation index: An in vitro study. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2019;30:926-33.
- Mansour M, Ruskin J, Keane D. Efficacy and safety of segmental ostial versus circumferential extra-ostial pulmonary vein isolation for atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2004;15:532-7.
- Pappone C, Manguso F, Vicidomini G, Gugliotta F, Santinelli O, Ferro A, Gulletta S, Sala S, Sora N, Paglino G, Augello G, Agricola E, Zangrillo A, Alfieri O, Santinelli V. Prevention of iatrogenic atrial tachycardia after ablation of atrial fibrillation: a prospective randomized study comparing circumferential pulmonary vein ablation with a modified approach. *Circulation*. 2004;110:3036-42.
- Nilsson B, Chen X, Pehrson S, Svendsen JH. The effectiveness of a high output/short duration radiofrequency current application technique in segmental pulmonary vein isolation for atrial fibrillation. *Europace*. 2006;8:962-5.
- Kanj MH, Wazni O, Fahmy T, Thal S, Patel D, Elayi C, Di Biase L, Arruda M, Saliba W, Schweikert RA, Cummings JE, Burkhardt JD, Martin DO, Pelargonio G, Dello Russo A, Casella M, Santarelli P, Potenza D, Fanelli R, Massaro R, Forleo G, Natale A. Pulmonary vein antral isolation using an open irrigation ablation catheter for the treatment of atrial fibrillation: a randomized pilot study. *J Am Coll Cardiol*. 2007;49:1634-41.
- Baier A, Kheirkhahan M, Rechenmacher SJ, Marashly Q, Kholmovski EG, Siebermair J, Acharya M, Aljuaid M, Morris AK, Kaur G, Han FT, Wilson BD, Steinberg BA, Marrouche NF, Chelu MG. High-Power Radiofrequency Catheter Ablation of Atrial Fibrillation: Using Late Gadolinium Enhancement Magnetic Resonance Imaging as a Novel Index of Esophageal Injury. *JACC Clin Electrophysiol*. 2018;4:1583-94.
- Winkle RA, Mohanty S, Patrawala RA, Mead RH, Kong MH, Engel G, Salcedo J, Trivedi CG, Gianni C, Jais P, Natale A, Day JD. Low complication rates using high power (45-50 W) for short duration for atrial fibrillation ablations. *Heart Rhythm*. 2019;16:165-9.
- Dhillon G, Ahsan S, Honarbakhsh S, Lim W, Baca M, Graham A, Srinivasan N, Sawhney V, Sporton S, Schilling RJ, Chow A, Ginks M, Sohal M, Gallagher MM, Hunter RJ. A multicentered evaluation of ablation at higher power guided by ablation index: Establishing ablation targets for pulmonary vein isolation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2019;30:357-65.
- Pambrun T, Durand C, Constantin M, Masse A, Marra C, Meillet V, Haissaguerre M, Jais P, Bortone A. High-Power (40-50 W) Radiofrequency Ablation Guided by Unipolar Signal Modification for Pulmonary Vein Isolation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2019;12:e007304.
- Berte B, Hilfiker G, Russi I, Moccetti F, Cuculi F, Toggweiler S, Ruschitzka F, Kobza R. Pulmonary vein isolation using a higher power shorter duration CLOSE protocol with a surround flow ablation catheter. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2019.
- Vassallo F, Cunha C, Serpa E, Meigre LL, Carloni H, Simoes A, Jr., Hespagnol D, Lovatto CV, Batista W, Jr., Serpa R. Comparison of high-power short-duration (HPSD) ablation of atrial fibrillation using a contact force-sensing catheter and conventional technique: Initial results. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2019;30:1877-83.

FINANCIACION:

Este trabajo ha sido financiado parcialmente mediante ayudas a la investigación de la Sociedad Española de Cardiología (Proyectos de investigación clínica Dr. Pedro Zarco 2014 y Bayer 2018) y del Instituto de Salud Carlos III del Ministerio de Sanidad Español (Proyecto de investigación clínica PI18/01522, 2018).