

# Ablación quirúrgica. Fuentes de energía y tecnologías

**Enrique J. Berjano**

*Departamento de Ingeniería Electrónica  
Universidad Politécnica de Valencia. Valencia*

---

La ablación de las arritmias ha experimentado un notable incremento en la práctica quirúrgica. La tecnología al servicio de la cirugía cardíaca ha permitido tener en la actualidad nuevas fuentes de energía asociadas a aplicadores quirúrgicos óptimos. Sin embargo, la experiencia clínica es reciente y en algunos casos limitada. El cirujano debe conocer los fundamentos de cada tecnología para poder seleccionar la más apropiada según el paciente, tipo de arritmia y experiencia quirúrgica. En este artículo revisamos las diferentes tecnologías y fuentes de energía propuestas para la ablación intraoperatoria de arritmias cardíacas, y finalmente tratamos de establecer conclusiones con el objetivo de reflexionar sobre la idoneidad de cada una de ellas.

**Palabras clave:** Ablación quirúrgica. Tecnología. Fuentes de energía.

---

---

## *Surgical ablation. Energy sources and technologies*

Surgical ablation of cardiac arrhythmias is becoming increasingly popular. New technological developments applied to cardiac surgery have allowed obtaining new energy sources connected better surgical applicators. Clinical experience is starting and still scanty. Surgeons should have in-depth knowledge of the basics of each technology in order to choose the most suitable depending on the patient, type of arrhythmia and surgical experience. In this paper, we review the different technologies and energy sources available for surgical ablation of cardiac arrhythmias. A reflection is made about the appropriateness of each technology.

**Key words:** Surgical ablation. Technology. Energy sources.

---

---

Correspondencia:  
Enrique J. Berjano  
Departamento de Ingeniería Electrónica  
Universidad Politécnica de Valencia  
Camí de Vera  
46022 Valencia  
E-mail: eberjano@eln.upv.es

---

Recibido 2 de septiembre de 2008  
Aceptado 30 de septiembre de 2008

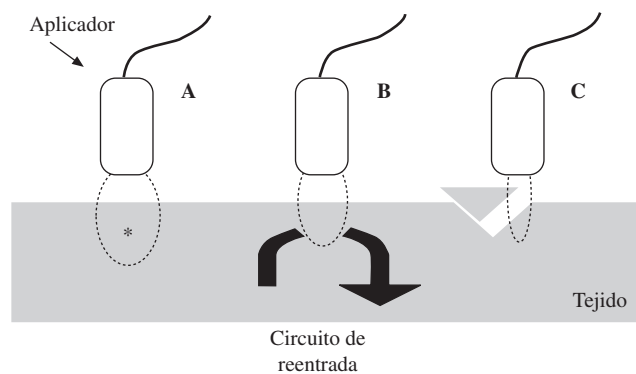
## INTRODUCCIÓN

El objetivo de la ablación cardíaca es erradicar los episodios de arritmia. La primera ablación de arritmia fue en 1968 y quirúrgica. Se utilizó corriente continua de alta energía (fulguración)<sup>1,2</sup>. En 1987 se describió la ablación mediante corriente alterna de radiofrecuencia (RF) a través de un catéter percutáneo<sup>3</sup>. La crioablación quirúrgica fue introducida con posterioridad en el tratamiento de la fibrilación auricular (FA) y del síndrome de Wolf-Parkinson-White (WPW)<sup>4</sup>. Hoy en día, la ablación percutánea con catéter de RF se ha convertido en la modalidad terapéutica dominante para una amplia variedad de arritmias. En cirugía cardíaca la introducción de nuevas tecnologías es continua<sup>5</sup>. En la actualidad disponemos de un amplio catálogo de aplicadores para la ablación de arritmias, basados en nuevas fuentes de energía adaptadas a las condiciones propias quirúrgicas, diferentes de las de la percutánea. En este artículo revisamos las diferentes tecnologías y fuentes de energía propuestas para la ablación quirúrgica de arritmias cardíacas, y finalmente tratamos de establecer conclusiones sobre la idoneidad de cada una.

## LA ABLACIÓN CARDÍACA Y LA TECNOLOGÍA

En electrofisiología, el término ablación equivale a la realización de una lesión miocárdica circunscrita por destrucción o necrosis hística mediante calor o frío. Para producir este incremento o decremento de temperatura de forma operativa y localizada en el campo quirúrgico se han empleado diferentes aplicadores que permiten la deposición (técnicas de hipertermia) o extracción de energía (técnicas de hipotermia conocidas como crioablación). Entre las técnicas de hipertermia están las corrientes de RF, microondas, ultrasonidos, y láser (LASER, *light amplification by stimulation of emission of radiation*). Estas fuentes de energía permiten necrosar y/o abolir funcionalmente el tejido miocardio implicado en la arritmia. Entre los tipos de arritmias objeto de la ablación destaca la FA, pero existen otras abordables mediante ablación, tales como la taquicardia ventricular, el *flutter* auricular, la reentrada nodal, las taquicardias auriculares ectópicas (focales), etc.

Independientemente del tipo de arritmia, podemos clasificar los procedimientos de ablación en dos tipos: aquellos que tratan de destruir un grupo de miocitos causantes de la arritmia, el cual podríamos denominar «foco» (Fig. 1 A), y aquellos que tratan de destruir miocitos que forman parte de un circuito (macro o micro) que sostiene la arritmia (Fig. 1 B). En este segundo caso, se trata de evitar que el



**Figura 1.** A: la ablación de una arritmia causada por un grupo de miocitos que actúan como «foco» implica la destrucción de dichas células. B: la ablación de una arritmia causada por un circuito de reentrada implica la destrucción de miocitos que forman parte del circuito tratando de evitar que el circuito de reentrada se complete. C: la ablación entendida como escisión de parte del tejido no corresponde con el término de ablación habitualmente utilizado en cirugía de arritmias, el cual implica una necrosis hística provocada por un aplicador de energía.

circuito de reentrada se complete. Este concepto de ablación no corresponde con el término convencional médico, entendido como escisión de parte del tejido (Fig. 1 C). Es obvio que, dependiendo del ámbito de aplicación (en este caso, quirúrgico) y el tipo de lesión requerida, no todas las tecnologías ofrecen las mismas prestaciones. Por ello, se debe analizar la idoneidad de cada una de ellas en términos de eficiencia. La propia limitación del abordaje percutáneo hace que la principal fuente de energía siga siendo la RF monopolar. Sin embargo, en el abordaje quirúrgico se abre la posibilidad de una amplia variedad de fuentes de energía con sus respectivas variantes en el diseño de aplicadores. El avance tecnológico es abrumador, sólo frenado por criterio de coste. Probablemente, pronto lleguen nuevas formas de ablación que combinen simultáneamente diferentes tipos de energía<sup>6</sup>, así como mejoras en el diseño de aplicadores que ofrezcan mayor ergonomía, efectividad y seguridad.

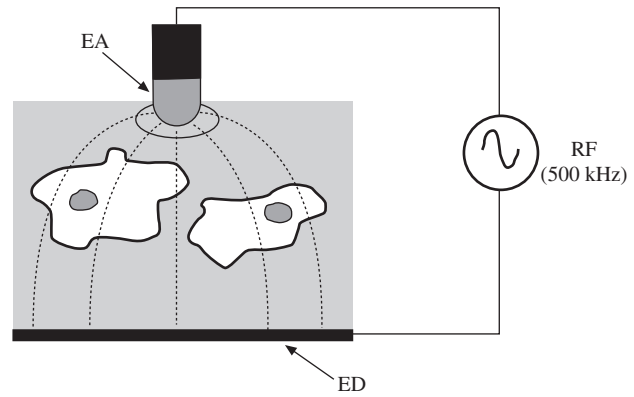
Finalmente, hay que considerar un aspecto, no menos importante, en la relación entre tecnología y ablación cardíaca. Como en otras especialidades, el volumen potencial del mercado-negocio de las arritmias está acelerando el proceso de toma de posiciones por parte de la industria, obligadas a afianzar o captar clientes mediante el desarrollo de tecnologías que en algunos casos carecen de una adecuada y estricta experiencia científica. El usuario, en este caso el cirujano, debe conocer y entender los mecanismos básicos de la ablación. Sólo así tendrá el criterio y formación para adaptarse a las nuevas tecnologías.

## ABLACIÓN POR RADIOFRECUENCIA

En la ablación mediante corrientes de RF, la energía es transmitida al tejido de forma conducida a través de

dos electrodos metálicos en contacto con el tejido. Ambos electrodos son eléctricamente indiferentes, ya que entre ambos se establece la corriente. La lesión térmica se crea en los puntos donde se localiza la mayor densidad de corriente, lo cual depende del tamaño del electrodo. Es en el tejido contiguo a los electrodos de pequeña área ( $< 1 \text{ cm}^2$ ), también llamados activos, donde se concentra la mayor densidad de corriente y, por consiguiente, donde se produce la lesión térmica. En el tejido contiguo a los electrodos con gran superficie ( $> 500 \text{ mm}^2$ ), llamados electrodos dispersivos, la densidad de corriente es muy baja, y por ello allí el efecto térmico es nulo. Por lo tanto, el electrodo activo es siempre el más pequeño, aunque en ocasiones pueden ser los dos iguales y, por lo tanto, ambos igualmente activos. Éste es el caso de la RF bipolar. Así, la RF tiene un comportamiento diferente, según la posición y dimensiones de los dos electrodos, y por ello hablamos de RF monopolar o bipolar.

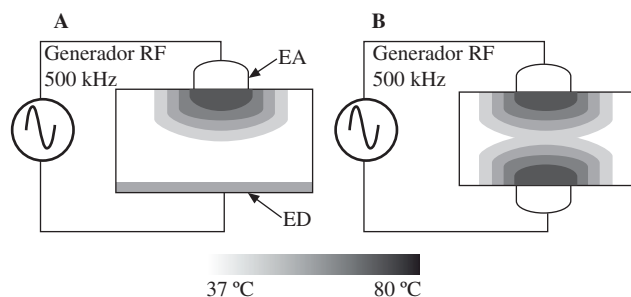
En la configuración de ablación monopolar, uno de los electrodos, denominado electrodo activo, es de pequeñas dimensiones y es el que se sitúa sobre la zona del tejido cardíaco que se quiere lesionar. El otro, de grandes dimensiones, se denomina electrodo dispersivo, y se sitúa sobre la piel del muslo o la espalda del paciente. Ambos electrodos son conectados a un generador de RF mediante cables eléctricos (Fig. 2). El generador crea una diferencia de potencial entre ambos electrodos. Esta diferencia de potencial no es constante sino alterna, de forma sinusoidal y con una frecuencia fija de aproximadamente 500 kHz. En el interior del tejido (citoplasma o espacio extracelular) los portadores de carga eléctrica son los iones, mientras que en el generador, cables y electrodos los portadores de carga son electrones. El intercambio entre ambos portadores se produce en la interfase electrodo-tejido. Para baja frecuencia (como la utilizada en estimulación cardíaca) este intercambio presenta unas características eléctricas que se manifiestan con una impedancia de la propia interfase (con parte resistiva y capacitiva). Sin embargo, para frecuencias por encima de 100 kHz, la impedancia de la interfase es despreciable, y la única impedancia que se observa es la impedancia asociada al tejido contiguo al electrodo<sup>7</sup>. Además, debido a la alta frecuencia empleada en ablación, el campo eléctrico establecido por los electrodos cambia de polaridad cada  $2 \mu\text{s}$  ( $1/500 \text{ kHz}$ ). Esto hace que los iones cambien su sentido de desplazamiento lo suficientemente rápido como para: 1) producir calor por agitación iónica, y 2) no permitir que el potencial de membrana de las células alcance el potencial umbral que provocaría un potencial de acción, es decir, la estimulación eléctrica. En estas condiciones, y desde el punto de vista eléctrico, es como si la membrana plasmática no existiera, estableciéndose lí-



**Figura 2.** En ablación por RF las corrientes son conducidas al tejido a través de dos electrodos metálicos: uno activo de pequeñas dimensiones, y otro dispersivo de mayor área. La densidad de corriente es mayor en el tejido contiguo al electrodo activo, por lo que allí es mayor la agitación iónica y, como consecuencia, el incremento de temperatura. La corriente empleada (500 kHz) es lo suficientemente elevada como para no afectar al potencial de membrana.

neas de corriente que ocupan tanto el citoplasma como el espacio extracelular (Fig. 2). La agitación iónica es más acusada donde mayor es la densidad de corriente, y ésta a su vez es mayor donde la superficie de paso de la corriente es menor. Por esa razón, el calentamiento directo por agitación iónica queda limitado al tejido contiguo al electrodo activo (1-2 mm de profundidad). El resto de la lesión (desde los 2 mm hasta 1 cm de profundidad) es creado por conducción de calor. La pérdida o disipación de calor por perfusión sanguínea del propio tejido miocárdico no es importante durante la ablación, excepto en ablaciones próximas a arterias coronarias. Sin embargo, en ablación epicárdica con corazón latiendo, la sangre circulante de la cámara cardíaca tiene un efecto de refrigeración importante sobre el endocardio, lo que puede limitar la transmuralidad de la lesión<sup>8</sup>.

En general, la ablación por RF tiene una configuración monopolar, la cual emplea un electrodo activo y uno dispersivo (Fig. 3 A). En aproximación percutánea es la forma habitual de ablación. Para ablación cardíaca quirúrgica monopolar, esta configuración se ha implementado mediante dos diseños de aplicadores: aquellos basados en sondas multielectrodo<sup>9</sup> o electrodos largos<sup>10</sup>, que son posicionados sobre el tejido y permanecen estables sobre el tejido durante la administración de potencia; o aquellos basados en un electrodo de pequeña dimensión (similar al empleado en ablación cardíaca percutánea), y que es arrastrado o deslizado sobre la superficie del tejido simultáneamente a la aplicación de potencia (son los llamados aplicadores tipo lápiz, *pencil* en inglés)<sup>11</sup>. En todos los casos, la ablación RF monopolar considera el electrodo dispersivo situado a suficiente distancia del corazón (espalda o muslo).

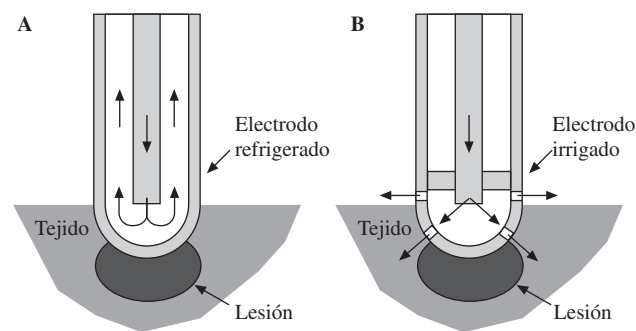


**Figura 3.** A: ablación por RF en configuración monopolar en la que la lesión queda circunscrita al tejido contiguo al electrodo activo EA (de pequeñas dimensiones comparado con el electrodo dispersivo ED). B: ablación bipolar en la que no existe electrodo dispersivo, sino que las corrientes de RF circulan entre dos electrodos activos. Este sistema ha sido utilizado en pinzas quirúrgicas para la creación de lesiones alargadas, continuas y transmurales en el tejido auricular.

La RF es un tipo de energía no direccional, es decir, la corriente se propaga desde toda la superficie del electrodo hacia todo el tejido contiguo. En las situaciones de contacto con estructuras anatómicas vecinas se corre el riesgo de lesión de las mismas. Para ello, los electrodos deben estar aislados parcialmente, como así ocurre con ciertos prototipos de ablación monopolar epicárdica y en los diseños de las pinzas bipolares. Comercialmente, también se han desarrollado aplicadores multielectrodo de aproximación epicárdica con aislamiento eléctrico parcial, que evita la dispersión de corriente hacia los tejidos contiguos, y sistema de succión para obtener contacto electrodo-tejido.

Por otro lado, algunas tecnologías de ablación por RF utilizan la ablación bipolar, la cual se materializa en ablación quirúrgica en el diseño de pinzas, y con ello la energía queda circunscrita al tejido objeto de lesión. Cada brazo de la pinza posee un electrodo, ambos tienen el mismo tamaño y, por lo tanto, los dos son activos (Fig. 3 B). Estas pinzas poseen electrodos largos que permiten la creación de lesiones alargadas, continuas, sin intervalos (sin *gaps*)<sup>12,13</sup>. Esta geometría de lesión es la requerida para la ablación de la FA. Los resultados clínicos actuales sugieren que la aproximación bipolar es óptima tanto desde el endocardio (corazón parado) como desde el epicardio (corazón latiendo). Algunos fabricantes han desarrollado protocolos basados en la monitorización continua de la impedancia entre los dos electrodos, la cual puede estar relacionada con la consecución de la transmuralidad<sup>12,14</sup>.

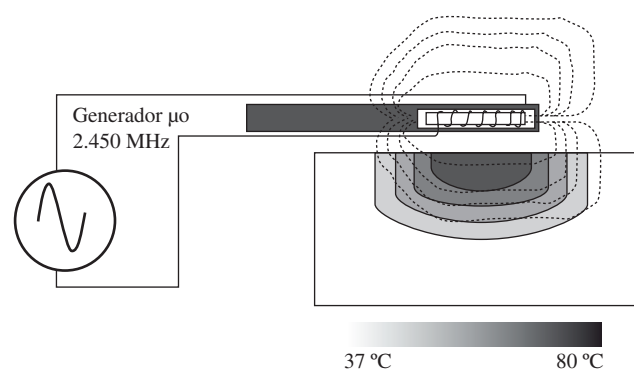
Durante la ablación por RF, la zona del tejido contigua al electrodo es la que más se calienta. Puede llegar a temperaturas próximas a 80-100 °C. Cuando esto ocurre, el tejido se deseca por vaporización, lo que provoca un incremento más o menos brusco de la impedancia



**Figura 4.** Técnicas para aumentar el volumen de las lesiones creadas en ablación por RF: electrodos internamente refrigerados (A) y electrodos irrigados (B). La idea común es evitar la desecación y carbonización (debido a temperaturas próximas a 100 °C) en el tejido contiguo al electrodo activo. En el primero de ellos (A) un fluido frío no sale al exterior del electrodo sino que fluye a través de un circuito cerrado en el interior del mismo. En el segundo caso (B), un fluido es infundido en el tejido a través de orificios situados en la superficie del electrodo activo.

eléctrica, hasta el punto de que el generador de RF no puede administrar más energía y la ablación no progresa. En este punto, la lesión no puede crecer más. Para solucionar este inconveniente y lograr lesiones de mayor tamaño, se han desarrollado electrodos de RF con refrigeración. Los electrodos que no poseen ningún tipo de refrigeración son llamados electrodos secos (*dry electrodes*). Se han probado hasta la fecha dos diseños de electrodos refrigerados: electrodos internamente refrigerados<sup>15</sup> (Fig. 4 A), llamados *cooled electrodes*, y electrodos con refrigeración superficial mediante infusión salina (Fig. 4 B), llamados electrodos irrigados<sup>16</sup>. Estos dos diseños pueden combinarse en un mismo aplicador de RF, si bien no ha sido todavía propuesto para tejido cardíaco, sino para ablación de tumores por RF<sup>17</sup>. Los electrodos internamente refrigerados poseen un circuito interno cerrado por el que circula un fluido frío (entre 4-20 °C). En ningún caso este fluido entra en contacto con el tejido. Lo contrario ocurre con los electrodos irrigados, que poseen orificios por los que el líquido frío es infundido en el tejido. En cualquiera de los dos diseños, lo que se pretende es evitar el sobrecalentamiento en la parte del tejido contigua al electrodo, o, lo que es lo mismo, desplazar el punto más caliente hacia zonas más profundas<sup>18</sup>. Es importante enfatizar que a pesar de que estas variantes tecnológicas se han implementado fundamentalmente en electrodos de RF, el mecanismo es susceptible de ser transferido a cualquiera de las tecnologías para hipertermia (microondas, ultrasonidos y láser), en las que se desee evitar el calentamiento excesivo de la superficie del tejido.

La mayor limitación de la RF cardíaca es la continuidad y profundidad de las lesiones, en especial en áreas de gran grosor hístico (< 3 mm). Desde el punto de vista de los resultados clínicos, las lesiones con sistemas de



**Figura 5.** En la ablación quirúrgica por microondas ( $\mu o$ ) el aplicador es una antena conectada a un generador que emite ondas senoidales a una frecuencia de 2.450 MHz. La potencia (que, como en ablación por RF, es de tipo eléctrica) viaja confinada a través de dos cables hasta llegar a la antena, donde es radiada al tejido en forma de onda electromagnética. La potencia radiada produce agitación dieléctrica en el tejido, lo que provoca un incremento de temperatura.

RF bipolar son más transmurales. La RF monopolar produce lesiones de menor profundidad, es decir, no asegura la transmuralidad, en especial con aplicaciones epicárdicas debido a la refrigeración de la sangre circulante<sup>19</sup>. Esta limitación viene agravada por factores anatómicos tales como grasa epicárdica o zonas de fibrosis por adherencias<sup>20</sup>. Además, es necesario señalar que la monopolar se ha asociado a problemas graves como daño en arterias coronarias próximas, embolias y fístulas al esófago. Por el contrario, no ha habido complicaciones con la aproximación bipolar, donde la corriente eléctrica y, por consiguiente, la lesión quedan exclusivamente circunscritas al tejido situado entre los dos electrodos.

El mecanismo de daño hístico en ablación por RF es la necrosis por coagulación, al menos en la fase aguda, así como la destrucción de la matriz de colágeno. Posteriormente, en el área de lesión las fibras de colágeno dañadas son sustituidas por fibrina y por colágeno de nueva formación. Si se alcanzan altas temperaturas (80-100 °C) en algunos puntos se produce carbonización, y con ello problemas graves en el tejido como perforaciones.

## ABLACIÓN POR MICROONDAS

En la ablación por microondas se utiliza también un generador de corrientes de RF, pero que trabaja a una frecuencia mucho mayor que en ablación RF, en concreto 2.450 MHz, o, lo que es lo mismo, 2,45 GHz. Este valor tan elevado de frecuencia implica que las corrientes no son conducidas a través del tejido biológico, sino que predominantemente son radiadas. Es decir, que la potencia de microondas es conducida (onda conducida) a través de un par de conductores eléctricos hasta llegar al aplicador, el cual es en realidad una antena de peque-

ñas dimensiones que sirve de interfase entre la onda conducida y la onda radiada al tejido (Fig. 5). El diseño de la antena debería permitir que la radiación se centrara predominantemente en la dirección del tejido<sup>21</sup>. A pesar de que se trata de una fuente de energía no direccional (antena radiada en todas las direcciones), los diseños de aplicadores disponen de elementos que permiten un apantallamiento parcial con objeto de lograr cierta direccionalidad hacia la superficie del tejido.

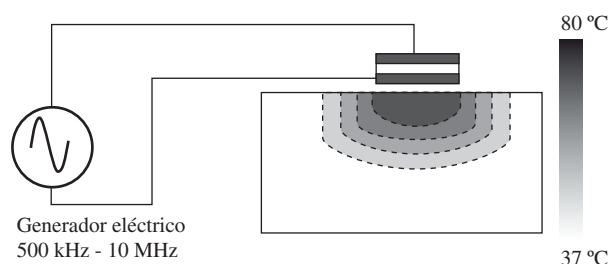
Una vez la potencia de microondas es emitida, los campos electromagnéticos radiados producen agitación dieléctrica en el tejido (es decir, oscilación de las moléculas con dipolo eléctrico), lo cual a su vez produce el calentamiento. En la medida en que la potencia es radiada y no conducida, las microondas tienen una clara ventaja potencial frente a la RF en cuanto a la capacidad de depositar potencia más allá de la superficie del tejido, incluso con independencia de las características eléctricas de éste (p. ej. frente a tejido graso epicárdico, o tejido desecado por sobrecalentamiento). El calentamiento por microondas es, en general, más uniforme y homogéneo que el creado con RF, lo que puede evitar el sobrecalentamiento en el tejido contiguo al aplicador.

Otra ventaja potencial de las microondas es que la lesión es menos sensible a la posición del aplicador en comparación con el caso de la ablación con RF, es decir, no precisa de contacto entre la antena y el tejido, sino tan sólo una mínima proximidad. Sin embargo, las características del contacto antena-tejido implican que la potencia conducida a través de los cables no es totalmente transferida al tejido en forma de onda radiada, sino que parte de la potencia es reflejada en dicha interfase y vuelve hacia el generador (hasta > 40%). Ésta es la razón por la cual el cable puede experimentar un ligero calentamiento durante la ablación.

Las microondas presentan un coste mayor que la RF. Además, el aplicador (antena) suele ser de mayor tamaño que el electrodo de RF, lo que puede dificultar su uso en ciertas áreas. Hasta la fecha se han desarrollado dos tipos de aplicadores para ablación por microondas. Inicialmente, se desarrolló una antena más o menos flexible de 4 cm de longitud que permite crear lesiones transmurales de forma endocárdica (corazón parado) y epicárdica (corazón latiendo). Recientemente, se ha propuesto una antena de 2 cm de longitud que desliza en el interior de una vaina de 20 cm, la cual puede ser introducida a través de incisiones mínimas (toracoscopia).

El mecanismo de daño hístico con el empleo de las microondas es similar al de la ablación por RF, es decir, necrosis coagulativa. Macroscópicamente, las lesiones con microondas muestran bordes menos definidos que las lesiones creadas con RF. Desde el punto de vista clínico, las microondas han encontrado dificultades para crear lesiones





**Figura 6.** En la ablación quirúrgica por ultrasonidos el aplicador está compuesto de uno o más transductores piezoeléctricos que convierten la potencia eléctrica generada en ondas mecánicas; en concreto, en una vibración que es convenientemente enfocada hacia el interior del tejido. A medida que las ondas mecánicas atraviesan el tejido, se producen dos efectos combinados causantes de daño tisular: atenuación progresiva de las ondas con consiguiente aumento de la temperatura (efecto térmico), y oscilaciones y microcavitación de burbujas de gas (efecto mecánico).

transmurales de forma epicárdica, alcanzando lesiones de menor tamaño que la RF<sup>22</sup>. Como en cualquier técnica de hipertermia, pueden darse casos de daño colateral (p. ej. que produzcan estenosis coronaria), si bien no se han comunicado hasta el momento casos de perforación esofágica<sup>23</sup>. En la actualidad no se comercializan equipos de microondas para ablación cardíaca quirúrgica.

## ABLACIÓN POR ULTRASONIDOS

La técnica de ablación mediante ondas de ultrasonidos se denomina *high intensity focused ultrasound* (HIFU). Es la única de las cuatro técnicas hipertérmicas que no deposita en el tejido ondas electromagnéticas, sino ondas mecánicas (Fig. 6). Para poder crear estas ondas, un generador genera una señal eléctrica de frecuencia ultrasónica (entre 500 kHz y 10 MHz), la cual es transmitida como corriente eléctrica hasta el aplicador, en el cual un transductor piezoeléctrico convierte la señal eléctrica en señal mecánica, en concreto, en una vibración longitudinal que es convenientemente enfocada hacia el interior del tejido. Estas ondas mecánicas de frecuencia ultrasónica son similares a las empleadas en técnicas de ecocardiografía, pero son de mayor intensidad. A medida que las ondas mecánicas atraviesan el tejido, se producen dos efectos combinados: por un lado, la atenuación progresiva de las ondas produce efecto térmico de aumento de la temperatura, y, por otro, la propia onda genera oscilaciones y microcavitación de burbujas de gas. Ambos mecanismos (térmico y mecánico) son los causantes de daño hístico.

La ventaja potencial de la HIFU es la capacidad de concentrar la energía en una zona concreta, la cual la hace idónea para sobrepasar sustratos resistentes como, por ejemplo, la grasa epicárdica, minimizando al mismo tiempo el riesgo de daño a tejidos contiguos. Es, pues,

una fuente de energía direccional. Desde el punto de vista del diseño de los aplicadores, y similar a los aplicadores de corrientes de RF, las ondas mecánicas ultrasónicas se pueden transmitir al tejido mediante dos tipos de aplicadores: aplicadores de gran longitud que permiten la creación de lesiones alargadas sin reposicionamiento del aplicador (en el caso de los ultrasonidos están basados en una serie de transductores en línea, *array*), y aplicadores tipo lápiz basados en un par de transductores muy próximos.

En lo que respecta a la aplicación clínica, hay que destacar la casi total ausencia de estudios publicados sobre HIFU en cirugía cardíaca, si bien sus resultados clínicos preliminares son satisfactorios<sup>24</sup>. Hasta la fecha sólo ha sido propuesta la técnica por aproximación epicárdica, y no ha presentado complicaciones asociadas.

## ABLACIÓN POR LÁSER

La ablación con energía láser se basa en la emisión de un haz de luz de alta intensidad, monocromático y coherente. El tipo de energía es similar a la RF o las microondas en la medida en que se trata también de una onda electromagnética. En este caso la frecuencia es tan elevada (entre  $10^{13}$  y  $10^{16}$  Hz), que se emplea la longitud de onda como medida, la cual es inversamente proporcional al valor de frecuencia. Existen para ablación fuentes láser de menor frecuencia, es decir, gran longitud de onda (láser infrarrojo, como los de CO<sub>2</sub> o YAG), frecuencia media (láser en el espectro de luz visible, como los de argón o helio-neón), y de alta frecuencia (láser en el espectro ultravioleta, como los *excimer*). La energía es transmitida desde el generador láser hasta el aplicador quirúrgico mediante fibras ópticas, las cuales son lo suficientemente flexibles y finas como para favorecer la aproximación de mínimo acceso. Además, la aplicación de potencia puede ser continua o pulsada.

Una vez el haz láser abandona el aplicador y contacta con la superficie del tejido, parte de la potencia es reflejada y parte transmitida al interior. La potencia que entra (es deseable que sea la mayor parte) puede experimentar dos fenómenos: absorción y dispersión. La absorción se produce por atenuación de la intensidad de la onda a medida que ésta avanza hacia zonas profundas del tejido (Ley de Beer-Lambert). Cada tejido biológico presenta un valor diferente de coeficiente de absorción ( $\alpha$ ), que es a su vez diferente según la longitud de onda. Altos valores de  $\alpha$  (p. ej. los correspondientes con láser de CO<sub>2</sub>) implican una gran absorción, y, por lo tanto, la profundidad de penetración es pequeña, produciendo una lesión muy superficial. Por el contrario, un bajo valor de  $\alpha$  (p. ej. con láser de Nd:YAG) presenta una

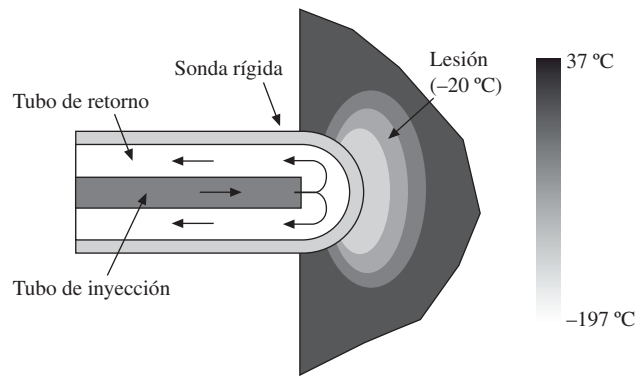
baja absorción, por lo que la potencia puede ser depositada en zonas más profundas del tejido y, por consiguiente, la lesión puede ser más profunda. El láser es, por excelencia, la energía más direccional, y la que permite un control más exacto del área superficial (*spot*) donde la energía se deposita.

Los mecanismos de daño hístico del láser son de tres tipos: fotocoagulación, fotovaporización y ablación fotoquímica. Aunque el término pudiera confundir, la ablación de arritmias en cirugía cardíaca entendida como la creación de necrosis por coagulación (Figs. 1 A y B) corresponde con el mecanismo de fotocoagulación, y no con el de ablación fotoquímica. De hecho, este último (que es creado con láser *excimer* de pulsos muy breves) produce microscópicamente la ruptura de enlaces moleculares, lo que permite a nivel hístico la aparición de un corte limpio sin daño térmico asociado (Fig. 1 C). Por otro lado, el mecanismo de vaporización implica temperaturas por encima de 100 °C y es logrado mediante altos niveles de potencia. Éste es deseable en ablación de arritmias. Finalmente, la fotocoagulación se basa en un mecanismo de daño hístico puramente térmico (como ocurría en ablación RF o microondas), mediante el calentamiento de proteínas por encima de 50 °C, con la consiguiente desnaturalización y daño irreversible.

En la actualidad existe un aplicador láser para ablación quirúrgica que trabaja en el espectro del infrarrojo (longitud de onda de 810 nm), lo que implica un bajo valor de  $\alpha$  y, por consiguiente, mayor profundidad de lesión. Con objeto de evitar la carbonización superficial del tejido, este aplicador combina un sistema de refrigeración superficial de tipo irrigado, similar al de aplicadores de RF (Fig. 4 B). Hasta la fecha se dispone de una experiencia clínica limitada. Desde el punto de vista experimental, los ultrasonidos parecen tener mayor capacidad que la RF o las microondas para crear lesiones transmurales<sup>25,26</sup>, si bien los primeros estudios experimentales comunicaron daño esofágico<sup>27,28</sup>.

## CRIOABLACIÓN

La crioablación es la única de las técnicas de ablación que no destruye el tejido por elevación térmica, sino por disminución drástica de la temperatura. Es, por lo tanto, una técnica de hipotermia. En esencia, se basa en generar cristales de hielo citoplasmático y extracelular en una zona concreta, la cual constituye macroscópicamente una bola de hielo, y que corresponde con temperaturas menores de -20 °C (Fig. 7). Este mecanismo de daño hístico produce necrosis caracterizada por la preservación de las fibras de colágeno, lo que permite mantener la estructura del tejido (incluidos los grandes



**Figura 7.** Aplicador de crioablación en el que un agente criogénico circula a alta presión a través de un tubo de inyección hasta llegar al extremo distal. Una vez allí, el agente cambia de fase mediante un proceso endotérmico que extrae calor del tejido, lo que produce una bola de hielo en el tejido. El agente criogénico, ya en estado gaseoso, es retornado a la consola de control a través de otro tubo.

vasos)<sup>30</sup>. Esto es una de las grandes ventajas de la crioablación frente a las técnicas de hipertermia. Además, la crioablación difiere sustancialmente del resto de energías en que el efecto térmico sobre el tejido se produce por simple conducción térmica, es decir, no existe ningún tipo de interacción con el tejido.

La técnica para lograr un flujo térmico importante en la dirección del aplicador, es decir, extrayendo gran cantidad de calor del tejido, está basada en el empleo de crioaplicadores, los cuales funcionan gracias a un agente criogénico, entre los que destacan el nitrógeno líquido, argón y N<sub>2</sub>O. Este agente es almacenado a muy alta presión en una consola de control, y circula hacia la zona distal del aplicador a través de un tubo de inyección que lo mantiene a alta presión. Una vez el agente llega al extremo distal, se pierde la condición de alta presión, lo que produce que el agente líquido pase a fase gaseosa. Este cambio de fase es un proceso fuertemente endotérmico, lo que trae consigo una fuerte extracción de calor del tejido contiguo. El agente, además, aumenta su volumen, y debe ser evacuado de la zona distal del aplicador a través de un tubo de retorno.

Desde el punto de vista técnico, los sistemas de distribución de agentes criogénicos son en general voluminosos en comparación con los generadores de energía hipertérmica. Además, los aplicadores son relativamente grandes y voluminosos comparados con los de ablación RF. Frente a las otras técnicas de hipertermia, la crioablación se caracteriza por tiempos de ablación relativamente largos (2-3 min). Los aplicadores para crioablación congelan en toda su superficie, y, por lo tanto, se deben considerar como una fuente de energía no direccional, con riesgo de lesión de estructuras vecinas.

Actualmente se dispone de sistemas de crioablación tipo monopolar y bipolar. El concepto bipolar está basa-

do en la pinza quirúrgica que actúa pellizcando tejido. De este modo se minimiza el efecto de la refrigeración de sangre circulante sobre el tejido pinzado. Este aspecto es de gran importancia, ya que si se lleva a cabo la crioablación monopolar desde el epicardio en normotermia y a corazón latiendo, la lesión puede no ser transmural. Cada vez hay más estudios clínicos que emplean la crioablación, y los resultados son prometedores, en especial en la configuración bipolar. De hecho, ha sido la fuente de energía más utilizada, en especial en arritmias ventriculares<sup>29</sup>. Por su alta seguridad y mínimos efectos colaterales, es usada en todo tipo de arritmias, inclusive en población pediátrica. Además, presenta una característica única, que es la reversibilidad de la lesión o «criomapeo»: la congelación progresiva del tejido por debajo de  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$  no alcanza lesión irreversible, lo que permite comprobar el efecto electrofisiológico antes de crear una lesión definitiva. Se han comunicado riesgos asociados como el daño esofágico o coronario a nivel experimental, pero no en clínica.

## CONCLUSIÓN: ¿CUÁL ES LA MEJOR ENERGÍA?

El amplio número de sistemas de ablación quirúrgica induce a pensar que no existe el perfecto. Cada uno de ellos posee sus ventajas y limitaciones. Las condiciones quirúrgicas hacen que unos sistemas sean ergonómicamente mejores, como el aplicador de microondas por puerto de toracoscopia (de aplicación endo y/o epicárdica); limitados en transmuralidad por las características del tejido superficial (adiposo o fibrótico), como la RF; más seguros en la proximidad de estructuras de riesgo (coronarias, válvulas, esófago), como la crioablación; que produzcan necrosis hística con mayor cicatrización deformante (estenosis de venas pulmonares) como la RF; que apliquen la energía de forma más circunscrita y por ello más controlada como la RF bipolar; con control de transmuralidad como la RF bipolar guiada por impedancia; o que dispongan de aplicadores de longitud variable (como la RF monopolar o las microondas) y permitan mayor rapidez en la creación del patrón de lesión. Tampoco se deben olvidar los aspectos económicos, del aplicador y del generador (incluyendo la disponibilidad de aplicadores reutilizables).

En FA crónica, a 2 años de seguimiento todos los sistemas obtienen una efectividad entre el 70-80%<sup>31,32</sup>. Es posible que las fuentes de energía y los aplicadores aún tengan que mejorar sustancialmente, aunque quizás tengamos que considerar en la ablación otros aspectos complementarios, como por ejemplo la validación *in situ* de la efectividad de las lesiones<sup>33</sup>.

Con todo, es posible que la pregunta de cuál es la mejor energía, tenga dos respuestas. Desde el punto de vista clínico, no hay actualmente suficientes datos que valoren tanto la eficacia terapéutica como la seguridad. Por otro lado, aunque sí existen estudios experimentales que comparan diferentes fuentes de energía<sup>34</sup>, las limitaciones de dichas investigaciones no permiten inferir resultados clínicos. Sin embargo, existen datos que permiten sugerir que la ablación por RF endocárdica monopolar está asociada a daño en el esófago, mientras que la RF bipolar es relativamente segura y eficaz. Por otro lado, la ventaja de la crioablación de preservar el colágeno puede suponer una ventaja potencial en algunos casos, como en la ablación pediátrica, ablación ventricular y la ablación sobre estructuras de riesgo. La transmuralidad en ablación epicárdica es obtenida con RF bipolar, y quizás con ultrasonidos. Finalmente, ultrasonidos, láser y microondas todavía no disponen de suficientes estudios clínicos como para establecer conclusiones sólidas.

Desde un punto de vista comercial, cualquier técnica de ablación parece la mejor. De hecho, todo depende de la presión con la que cada fabricante ofrezca su producto, y de sus argumentos de venta. Posiblemente, la ausencia de suficientes estudios clínicos está ligada a este hecho. Si analizamos la mayoría de los nuevos aplicadores disponibles en la práctica clínica, no encontraremos desde un punto de vista científico argumentos sólidos, ni mucho menos estudios previos experimentales (*ex vivo* o *in vivo*), que justifiquen el criterio de su diseño. Los fabricantes disponen de cuatro posibles energías hipotérmicas (RF, microondas, ultrasonidos o láser), dos formas de manejar el aplicador (diseño largo sin reposicionamiento, o arrastre de un aplicador tipo lápiz), tres formas de refrigeración superficial (internamente, irrigación externa, o ausencia de ella), y dos formas de distribuir potencia (continua o pulsada). Este amplio abanico permite  $4 \times 2 \times 3 \times 2$ , es decir, 48 combinaciones, que aún podrían ser más si consideráramos más variables. Teóricamente, y siguiendo el único criterio de mercado, todavía quedan nuevos diseños de aplicadores por fabricar y comercializar. En este sentido, los usuarios de estas tecnologías (cirujanos cardíacos) deberían llegar a ser independientes frente a presiones comerciales, y poder disponer del entorno asistencial adecuado que les permitiera, en primer lugar, elegir la tecnología y el tipo de aplicador idóneo a partir de las bibliografía científica, de la propia experiencia previa, y del consenso entre expertos sin ningún potencial conflicto de interés; y en segundo lugar, llevar a cabo estudios clínicos comparativos, con suficiente tiempo de seguimiento y recogida de datos, y con suficiente libertad en el análisis de los resultados y en la extracción de conclusiones.



## AGRADECIMIENTOS

A Fernando Hornero, por sus útiles comentarios y por su apoyo constante.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Sealy WC, Wallace AG. Surgical treatment of Wolff-Parkinson-White syndrome. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1974;68:757-70.
2. Sealy WC, Gallagher JJ, Kasell J. His bundle interruption for control of inappropriate ventricular responses to atrial arrhythmias. *Ann Thorac Surg.* 1981;32:429-38.
3. Huang SK, Bharati S, Graham AR, Lev M, Marcus FI, Odell RC. Closed chest catheter desiccation of the atrioventricular junction using radiofrequency energy: a new method of catheter ablation. *J Am Coll Cardiol.* 1987;9:349-58.
4. Ferguson TB, Cox JL. Surgical therapy for atrial fibrillation. *Herz* 1993;18:39-50.
5. Takahashi Y, Sanders P, Jais P, et al. Organization of frequency spectra of atrial fibrillation: relevance to radiofrequency catheter ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2006;17:382-8.
6. Khairy P, Cartier C, Chauvet P, et al. A novel hybrid transcatheter ablation system that combines radiofrequency and cryoenergy. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2008;19:188-93.
7. Ragheb T, Riegler S, Geddes LA, Amin V. The impedance of a spherical monopolar electrode. *Ann Biomed Eng.* 1992;20:617-27.
8. Berjano E, Hornero F. Thermal-electrical modeling for epicardial atrial radiofrequency ablation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2004;51:1348-57.
9. Benussi S, Nascimbene S, Agricola E, et al. Surgical ablation of atrial fibrillation using the epicardial radiofrequency approach: mid-term results and risk analysis. *Ann Thorac Surg.* 2002;74:1050-7.
10. Hornero F, Berjano E, Cánovas S, Dalmau MJ, Montero JA. Electrodes for linear radiofrequency ablation of atrial fibrillation: a comparative *in vitro* study. *Eur Heart J.* 2000;2 Suppl II:33.
11. Mesana TG, Kulik A, Ruel M, et al. Combined atrial fibrillation ablation with mitral valve surgery. *J Heart Valve Dis.* 2006;15:515-20.
12. Berjano EJ, Hornero F, Oria C, Montero A. Bipolar electro-surgery with long electrodes for RF coagulation of atrial tissue. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 1997;1:2528-30.
13. Benussi S, Nascimbene S, Calori G, et al. Surgical ablation of atrial fibrillation with a novel bipolar radiofrequency device. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005;130:491-7.
14. Gillinov AM, McCarthy PM. Atricure bipolar radiofrequency clamp for intraoperative ablation of atrial fibrillation. *Ann Thorac Surg.* 2002;74:2165-8.
15. Dorwarth U, Fiek M, Remp T, et al. Radiofrequency catheter ablation: different cooled and noncooled electrode systems induce specific lesion geometries and adverse effects profiles. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2003;26(7 Pt 1):1438-45.
16. Abreu Filho CA, Lisboa LA, Dallan LA, et al. Effectiveness of the Maze procedure using cooled-tip radiofrequency ablation in patients with permanent atrial fibrillation and rheumatic mitral valve disease. *Circulation.* 2005;112 Suppl 9:20-5.
17. Burdío F, Berjano EJ, Navarro A, et al. RF tumor ablation with internally cooled electrodes and saline infusion: what is the optimal location of the saline infusion? *Biomed Eng Online.* 2007;6:30.
18. Berjano EJ. Gold-tip electrodes: a new 'deep lesion' technology for catheter ablation? *In vitro* comparison of gold alloy versus platinum-iridium tip electrode ablation catheter. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2005;16:1395-6.
19. Thomas SP, Guy DJ, Boyd AC, Eipper VE, Ross DL, Chard RB. Comparison of epicardial and endocardial linear ablation using handheld probes. *Ann Thorac Surg.* 2003;75:543-8.
20. Santiago T, Melo J, Gouveia A, Abecasis LM, Adragao P, Martins AP. Epicardial radiofrequency applications: *in vitro* and *in vivo* studies on human atrial myocardium. *Eur J Cardio-thorac Surg.* 2003;24:481-6.
21. Martínez-Gómez J, Baquero M, Berjano EJ. Análisis de SAR mediante modelos de elementos finitos de antenas de microondas para ablación cardíaca. XX Simposio Nacional de la URSI; 2005.
22. Jumrussirikul P, Chen JT, Jenkins M, et al. Prospective comparison of temperature guided microwave and radiofrequency catheter ablation in the swine heart. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1998;21:1364-74.
23. Schuetz A, Schulze CJ, Sarvanakis KK, et al. Surgical treatment of permanent atrial fibrillation using microwave energy ablation: a prospective randomized clinical trial. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2003;24:475-80.
24. Groh MA, Binns OA, Burton HG 3<sup>rd</sup>, Ely SW, Johnson AM. Ultrasonic cardiac ablation for atrial fibrillation during concomitant cardiac surgery: long-term clinical outcomes. *Ann Thorac Surg.* 2007;84:1978-83.
25. Hong KN, Russo MJ, Liberman EA, et al. Effect of epicardial fat on ablation performance: a three-energy source comparison. *J Card Surg.* 2007;22:521-4.
26. Doll N, Suwalski P, Aupperle H, et al. Endocardial laser ablation for the treatment of atrial fibrillation in an acute sheep model. *J Card Surg.* 2008;23:198-203.
27. Keane D, Ruskin JN. Linear atrial ablation with a diode laser and fiberoptic catheter. *Circulation.* 1999;100:59-60.
28. Dörschler K, Müller G. The role of laser in cardiac surgery. *Thorac Cardiovasc Surg.* 1999;47 Suppl 3:385-7.
29. Wellens F, Geelen P, Demirsoy E, et al. Surgical treatment of tachyarrhythmias due to postinfarction left ventricular aneurysm with endoaneurysmorrhaphy and cryoablation. *Eur J Cardio-thorac Surg.* 2002;22:771-6.
30. Manasse E, Colombo P, Roncalli M, Gallotti R. Myocardial acute and chronic histological modifications induced by cryoablation. *Eur J Cardio-thorac Surg.* 2000;17:339-400.
31. Khargi K, Hutten B, Lemke B, Deneke T. Surgical treatment of atrial fibrillation: a systematic review. *Eur J Cardio-thorac Surg.* 2005;27:258-65.
32. Melo JQ, Santiago T, Aguiar C, et al. Surgery of atrial fibrillation in patients with mitral valve disease: results at five years from the International Registry of Atrial Fibrillation Surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2008;135:863-9.
33. Himel HD 4<sup>th</sup>, Dumas JH 3<sup>rd</sup>, Kiser AC, Kinsley SB. Trans-lesion stimulus-excitation delay indicates quality of linear lesions produced by radiofrequency ablation in rabbit hearts. *Physiol Meas.* 2007;28:611-23.
34. Aupperle H, Doll N, Walther T, et al. Ablation of atrial fibrillation and esophageal injury: effects of energy source and ablation technique. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005;130:1549-54.





**BIOMED**



unidix

# Especialistas en cirugía cardiovascular

**desde 1977 al cuidado de tu salud**



**91 803 28 02**



**info@biomed.es**