



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	04	APLICACIONES	18
		Corte y hemostasia	
PRINCIPIO DE LA CIRUGÍA DE AF	05	Sellado tisular	
Bases físicas		Desvitalización y ablación	
Alteraciones tisulares de origen térmico		Biopsia tisular	
Factores de influencia para el efecto quirúrgico de AF			
EFFECTOS TISULARES DE LA CIRUGÍA DE AF	09	GLOSARIO	19
Corte			
Hemostasia por coagulación			
Desvitalización y ablación			
Sellado vascular por termofusión			
PROCEDIMIENTOS DE CIRUGÍA DE AF	12		
Técnica monopolar			
Técnica bipolar			
Coagulación con plasma de argón			
BASES PARA LA APLICACIÓN SEGURA DE LA CIRUGÍA DE AF	14		
Efecto térmico de la corriente eléctrica			
Líquidos y gases inflamables			
Interferencias en otros equipos			
Otras indicaciones			
INSTRUMENTOS	16		
Instrumentos de corte			
Instrumentos de coagulación			
Instrumentos para la coagulación con plasma de argón			

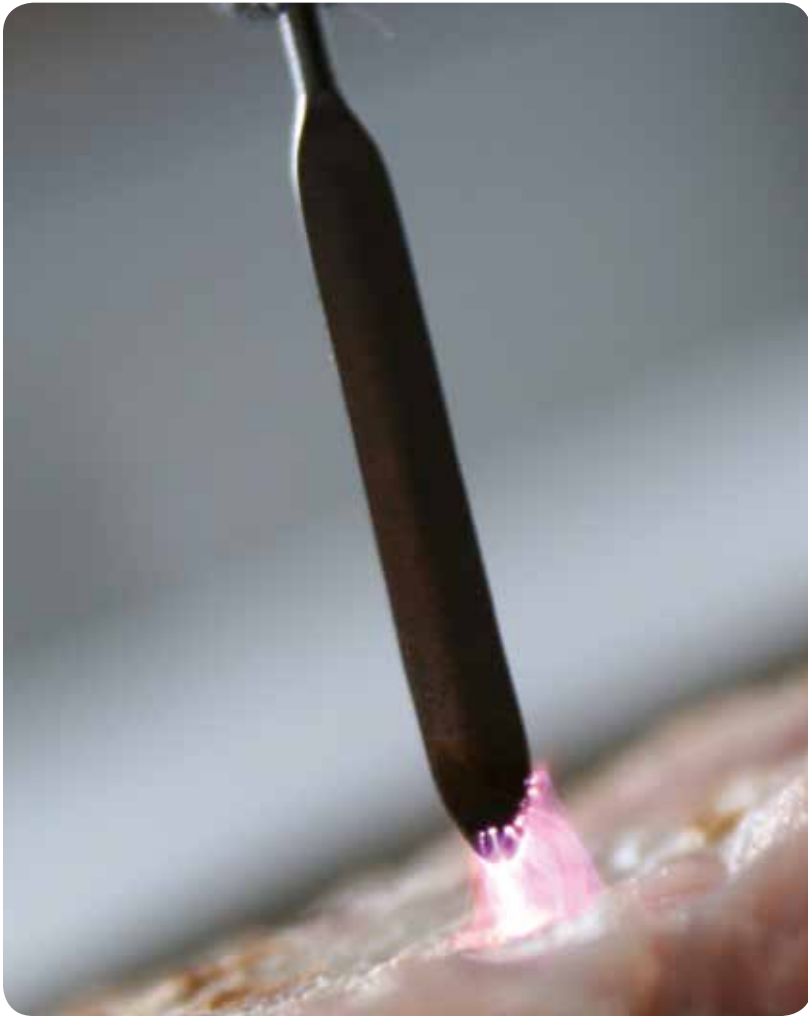


Nota importante

Erbe Elektromedizin GmbH ha elaborado este folleto de recomendaciones de ajuste con la máxima diligencia posible. No obstante, no es posible excluir por completo posibles errores. La información y las indicaciones incluidas en las recomendaciones de ajuste no darán lugar a ningún derecho contra Erbe Elektromedizin GmbH. En caso de darse una posible responsabilidad por motivos legales imperativos, ésta se limitará a dolo y negligencia grave.

Las indicaciones sobre recomendaciones de ajuste, puntos de aplicación, duración de la aplicación y uso del instrumental se basan en experiencias clínicas, por lo que determinados centros y médicos prefieren otros ajustes independientemente de las recomendaciones indicadas. Se trata únicamente de valores orientativos cuya aplicabilidad deberá ser comprobada por el cirujano. En función de las circunstancias individuales puede ser necesario desviarse de las indicaciones de este folleto.

La medicina experimenta un continuo desarrollo debido a la investigación y a la experiencia clínica. También por ello puede resultar útil alejarse de las indicaciones aquí incluidas.



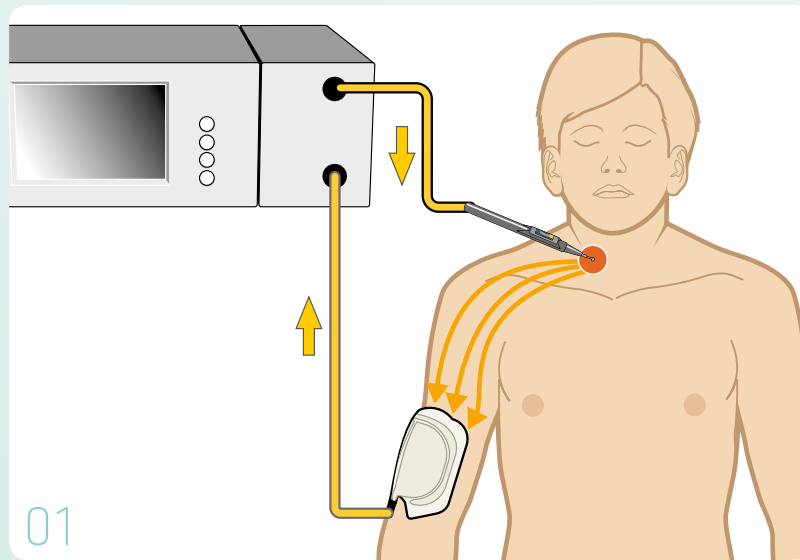
Ya no es posible imaginarse especialidades quirúrgicas sin la técnica de la cirugía de alta frecuencia (cirugía de AF). Cirujanos de todas las disciplinas utilizan este procedimiento. Sus ventajas son principalmente la capacidad de control del efecto quirúrgico de AF, las múltiples y en parte nuevas y únicas posibilidades de aplicación así como el gran número de instrumentos y de formas de instrumentos compatibles. En el caso de intervenciones convencionales, pero sobre todo también en la cirugía mínimamente invasiva, la cirugía de AF contribuye de forma valiosísima a la realización eficaz y cuidadosa de las intervenciones.

Este folleto pretende ayudar a entender las bases de la cirugía de AF. Explica efectos tisulares y procedimientos quirúrgicos de AF, proporciona indicaciones e información básica para la aplicación segura, presenta instrumentos de cirugía de AF y ofrece una visión general de los campos de aplicación. Un glosario al final del folleto recoge los términos especializados utilizados y sus explicaciones.

Principio de la cirugía de AF

La cirugía de AF es la aplicación de corriente eléctrica de alta frecuencia a tejidos biológicos con el objetivo de lograr un efecto térmico útil desde el punto de vista médico.

Este primer capítulo pretende explicar las bases físicas del calentamiento tisular mediante corriente eléctrica. También proporciona una visión general de los procesos desencadenados por el calentamiento en el tejido y enumera importantes factores de influencia para el efecto tisular de la cirugía de AF.



Principio de la cirugía de AF. El efecto quirúrgico se produce por el calentamiento del tejido debido a un flujo de corriente (flechas amarillas)

BASES FÍSICAS

01

El aparato genera entre los electrodos una tensión eléctrica (ver cuadro "Conceptos físicos básicos", p.6). Dado que el tejido biológico posee conductividad eléctrica, una corriente fluirá entre los electrodos a través del cuerpo del paciente. De este modo se cierra el circuito eléctrico. La corriente eléctrica genera en el tejido el calor que da lugar al efecto quirúrgico de AF. En ello radica una diferencia importante entre la cirugía de AF y la cauterización: En la cirugía de AF, el calentamiento no es de origen exógeno, p. ej. por un instrumento caliente, sino endógeno por el flujo de la corriente en el propio tejido. Para excluir posibles abrasiones por procesos electrolíticos, así como para evitar irritaciones nerviosas y musculares, se utiliza corriente alterna con una frecuencia mínima de 200 kHz. De ahí el nombre de cirugía de alta frecuencia.

Para el efecto quirúrgico de AF son importantes la cantidad y la distribución del calor liberado en el tejido.

La cantidad de calor viene determinada por la tensión y la resistencia del tejido. La distribución del calor resulta de la distribución de la resistencia tisular y de la geometría del trayecto de la corriente. Esto se puede entender mediante algunas relaciones físicas que se explican a continuación.

La cantidad de calor liberada en el tejido por unidad de tiempo es la potencia eléctrica, es decir, el producto de corriente y tensión (ver cuadro, p.6). La corriente y la tensión están relacionadas por la resistencia. Esto es válido tanto para el tejido total que se encuentra entre los electrodos como localmente en cualquier punto del tejido. El trayecto de la corriente es el camino que recorre la corriente a través del tejido entre los electrodos (flechas amarillas en la Figura 01).

Aquí, la corriente, la tensión y la resistencia se distribuyen de forma diferente. Para poder imaginárselo, subdivida mentalmente el trayecto de la corriente en finos discos cuya superficie es la sección transversal. A través de cada disco fluye en total la misma corriente. La resistencia puede ser distinta en cada punto del disco. La corriente se distribuye por todo el disco y fluye preferentemente en los puntos en los que la resistencia es reducida. Por lo tanto, aquí la densidad de corriente es mayor que en las zonas con una resistencia mayor. La resistencia total de un disco resulta de la distribución de la resistencia local en su superficie, siendo determinante la zona con la menor resistencia. La tensión local en cada disco es igual en cada punto de la superficie de la sección transversal y resulta de la corriente y la resistencia totales del disco. Las tensiones y las resistencias de cada

uno de los discos se suman para formar la tensión y la resistencia totales del tejido entre los electrodos. La intensidad de la corriente resulta de la tensión y de la resistencia total.

Donde exista una densidad de corriente elevada o una tensión local elevada o ambas cosas a la vez se liberará mucho calor. Se producirá una densidad de corriente elevada si la superficie de la sección transversal del trayecto de la corriente es pequeña o si sólo existen zonas pequeñas con resistencia local reducida. Existirá una tensión local elevada si la corriente se ve obligada a pasar a través de zonas con resistencia local elevada. En resumen, la cantidad y la distribución del calor liberado vienen determinadas por la tensión, la resistencia del tejido y la geometría del trayecto de la corriente.

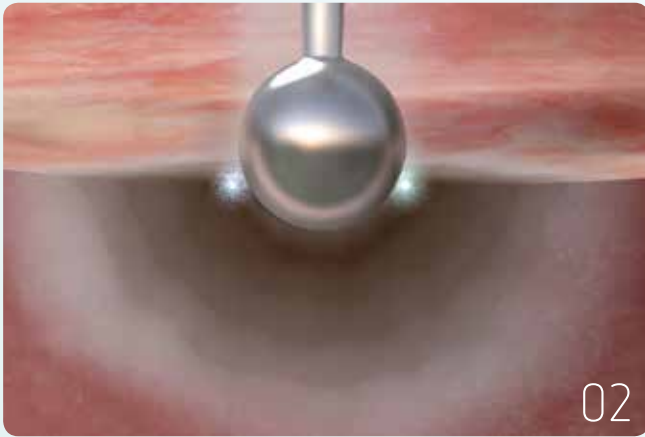
CONCEPTOS FÍSICOS BÁSICOS

*Las cargas positivas y negativas se atraen, es decir, ejercen una fuerza entre sí. Para poder separarlas en contra de esa fuerza se debe aplicar **energía (unidad: julio)**. La **tensión eléctrica (unidad: voltio)** entre las cargas positivas y negativas es la energía necesaria para la separación por cantidad de carga. Si existe una conexión conductora de electricidad, las cargas se acercarán entre sí: fluirá una **corriente eléctrica (unidad: amperio)**. A lo largo del conductor por el que fluye la corriente, la cantidad de flujo de la corriente permanece igual. La **densidad de corriente** es la cantidad del flujo de corriente por superficie de sección transversal del conductor. Cada conductor ofrece a la corriente una **resistencia (unidad: ohmio)** que depende de la geometría y del material. Si la resistencia es mayor, con tensión constante fluirá menos corriente, o una tensión constante requerirá una tensión mayor. La **tensión total** y la **resistencia total** son respectivamente la suma de las*

tensiones y de las resistencias locales a lo largo del conductor. A una resistencia local mayor, p. ej. por la modificación de las características del material o por una superficie de sección transversal menor, corresponde una tensión local mayor.

*Debido al flujo de la corriente se genera **calor**. La energía necesaria para la separación de las cargas se libera así en forma de calor. La energía liberada por unidad de tiempo (segundo) se denomina **potencia (unidad: vatio)**. Es el producto de la corriente y de la tensión.*

*La **corriente continua** siempre fluye en la misma dirección. Si la corriente y la tensión cambian periódicamente de dirección hablamos de **corriente alterna** y **tensión alterna**. Un período incluye dos cambios de dirección. El número de períodos por segundo se denomina **frecuencia (unidad: hercio)**.*



Cambios en el tejido biológico (esquemáticos) durante la aplicación de la cirugía de AF

ALTERACIONES TISULARES DE ORIGEN TÉRMICO 02

Durante el calentamiento tienen lugar en el tejido diferentes procesos (ver Tabla derecha y Figura 02). Éstos vienen determinados en primer lugar por la temperatura alcanzada. Lo más importante para la cirugía de AF es la desnaturalización de las proteínas a partir de aprox. 60 °C (coagulación) y la evaporación del líquido tisular a aprox. 100 °C. La rapidez y la completitud de estos procesos dependen de la velocidad del calentamiento y del tiempo de actuación de la temperatura aumentada.

EFFECTO DEL CALENTAMIENTO SOBRE EL TEJIDO BIOLÓGICO

37-40°C

Ninguno

A partir ~ 40°C

Hipertermia:

lesión tisular inicial, formación de edema; en función del tiempo de aplicación, el tejido puede recuperarse o necrosarse (desvitalización)

A partir ~ 60°C

Desvitalización (destrucción)

de las células, contracción del tejido conjuntivo por desnaturalización

~ 100°C

Evaporación del líquido tisular, según la velocidad de evaporación:

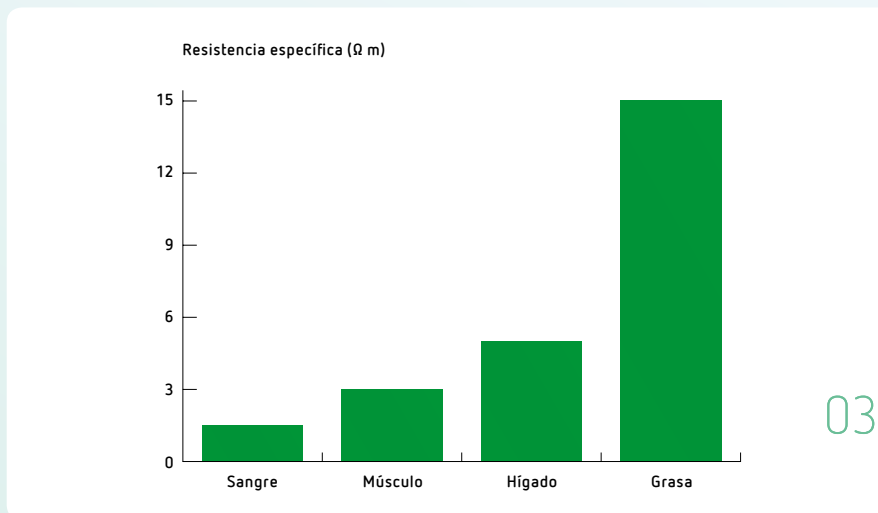
- contracción tisular por desecación (deshidratación) o
- corte por la rotura mecánica del tejido

A partir ~ 150°C

Carbonización

A partir ~ 300°C

Vaporización (evaporación de todo el tejido)



Resistencia específica (parte dependiente del material sin factor de geometría) para diferentes tipos de tejido a aprox. 300 kHz

03

FACTORES DE INFLUENCIA PARA EL EFECTO QUIRÚRGICO DE AF

03

Para el efecto quirúrgico son determinantes la temperatura alcanzada en el tejido y el tiempo de actuación, así como la velocidad de calentamiento. La velocidad de calentamiento y el tiempo de actuación de la temperatura aumentada vienen determinados por la cantidad y el curso temporal del insumo de potencia en el tejido. Para el grado de temperatura alcanzada es determinante la energía (potencia multiplicada por tiempo). La distribución local del calentamiento depende de la densidad de corriente y de la distribución de la resistencia tisular. De ello resultan diferentes magnitudes de influencia para el efecto quirúrgico de AF:

Forma del electrodo y superficie de contacto:

Pequeñas superficies de contacto entre el electrodo y el tejido dan lugar a un calentamiento rápido e intenso debido a la elevada densidad de corriente. A igual potencia pero con superficies de contacto mayores, la densidad de la corriente es menor y el calentamiento, más lento y más débil. El calentamiento más intenso se consigue con superficies mínimas, es decir, con un contacto en forma de punto entre el electrodo y el tejido.

Velocidad de desplazamiento del electrodo y guiado del corte:

La duración del contacto entre el electrodo y el tejido afecta a la temperatura alcanzada y a su tiempo de actuación. Mediante el desplazamiento del electrodo, p. ej. por una inmersión más profunda, también se puede modificar la superficie de contacto.

Propiedades del tejido:

Los diferentes tipos de tejido, p. ej. músculo, grasa o vasos, se calientan de forma distinta debido a sus propiedades eléctricas y térmicas y también pueden reaccionar de forma diferente al calentamiento. En este caso es importante la resistencia eléctrica, que determina la potencia insumida. Debido a que el flujo de corriente se realiza por el desplazamiento de los iones en el líquido tisular electrolítico, la resistencia dependerá de forma decisiva del contenido de agua del tejido, que puede diferir según el tipo de tejido (ver Figura 03). La resistencia aumenta rápidamente cuando comienza la desecación por la evaporación del líquido tisular. Esto puede provocar un mayor calentamiento de las zonas tisulares desecadas.

Modo de funcionamiento del aparato de cirugía de AF:

La corriente y la tensión dependen principalmente de las propiedades del tejido, del tamaño de la superficie de contacto y de las características del generador de alta frecuencia en el aparato de cirugía de AF. Con estas condiciones es muy difícil lograr un efecto reproducible. La introducción por parte de Erbe de la cirugía de AF regulada en los años 80 constituyó un gran avance en este sentido. Los aparatos de cirugía de AF modernos monitorizan de forma continua la corriente y la tensión, calculan a partir de los valores obtenidos magnitudes como potencia y resistencia tisular y las evalúan. Mediante una unidad de control y regulación, en función del efecto deseado pueden mantener constantes los parámetros de funcionamiento o modificarlos de forma selectiva. De este modo pueden compensar diferencias entre distintos tipos de tejido, reaccionar a los cambios de las propiedades tisulares, p. ej. por la desecación causada por el calentamiento, y asegurar la reproducibilidad del efecto quirúrgico.

Efectos tisulares de la cirugía de AF

Los dos efectos clásicos de la cirugía de AF son la separación tisular (corte) y la hemostasia, que a menudo se equipara con la coagulación. Los elementos de mando y los indicadores de los dispositivos de cirugía de AF están identificados de forma estandarizada mediante el color amarillo para el corte y mediante el azul para la coagulación. A partir del procedimiento para la hemostasia se han desarrollado procedimientos para la desvitalización y la ablación tisular y para el sellado vascular, que también se incluyen en los efectos de coagulación y que están asignados al color azul.



Corte mediante cirugía de AF. El electrodo está rodeado de una capa de vapor. La corriente es transmitida por arcos voltaicos.

CORTE

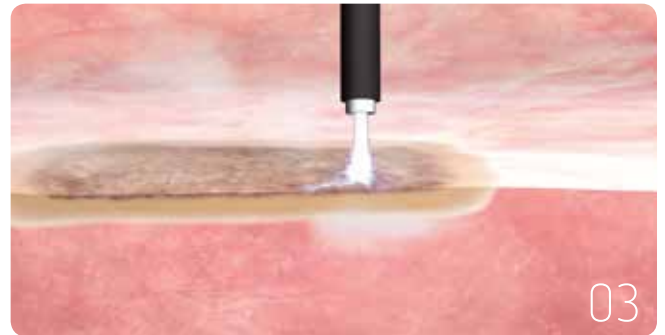
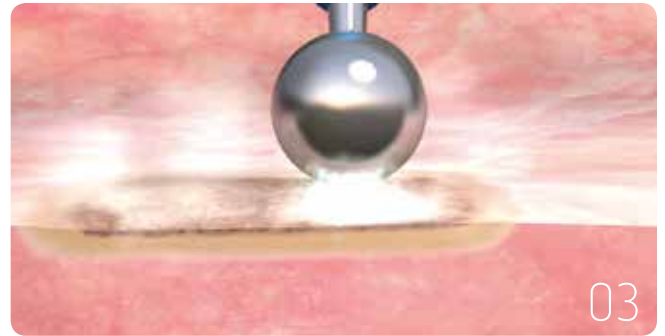
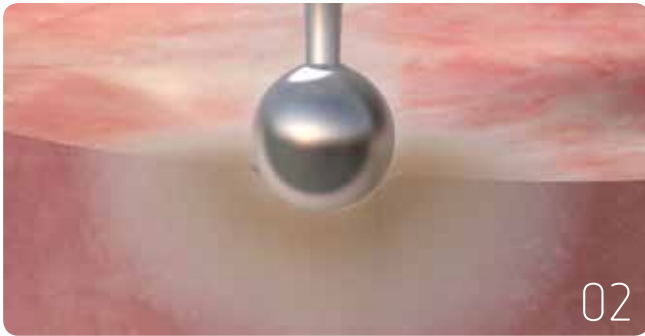
01

Para separar tejidos, éstos se deben calentar rápidamente por encima de 100 °C para que los líquidos se evaporen de golpe y se rompa la estructura tisular. La elevada densidad de corriente que se necesita para ello se obtiene mediante breves arcos voltaicos (chispas) que se generan con tensiones pico a partir de aprox. 200 V entre el electrodo y el tejido. Los arcos voltaicos, que son rayos minúsculos, provocan una inyección prácticamente puntual de la corriente (ver Figura 01). El electrodo de corte es normalmente una espátula, una aguja o un asa con un borde anterior de forma lineal, el cual durante el corte no entra directamente en contacto con el tejido debido a que está rodeado de una capa de líquido tisular evaporado. Entre su superficie y el siguiente punto tisular más próximo se realizan, preferentemente en los bordes, las descargas de los arcos voltaicos. De este modo se explora y se evapora rápidamente sobre todo el tejido situado delante del borde anterior, realizándose así un corte. El electrodo se puede desplazar a través del tejido sin aplicar fuerza. Este procedimiento también se denomina "electrotomía".

Si se aumenta la tensión, también aumentará la intensidad de las descargas de los arcos voltaicos. Fluirá una corriente mayor de la necesaria para la realización del corte, lo que provocará la evaporación de una mayor cantidad de líquido y un mayor calentamiento del tejido contiguo. Allí se produce una coagulación hemostática y, en caso de calentamiento intenso, incluso una carbonización indeseada. El estado de un corte, especialmente la extensión de la zona de coagulación en el borde de corte, también

se denomina "calidad de corte". La calidad de corte deseada depende de la aplicación. La calidad de corte se puede controlar por parte del usuario mediante la velocidad de corte (con mayor rapidez de corte, menor coagulación) y en el equipo mediante la regulación de los parámetros de funcionamiento. A continuación se presentan los tipos de regulación más usuales.

Regulación de la tensión: La tensión eléctrica es decisiva para la formación de las descargas de los arcos voltaicos. Junto con la resistencia eléctrica del tejido, la tensión determina el flujo de corriente y con ello el insumo de energía para cada arco voltaico. Por consiguiente, una tensión constante proporcionará una calidad de corte constante que será independiente de la profundidad de corte. No obstante, la calidad del corte depende de la velocidad de corte y del tipo de tejido. Por ejemplo, gracias a su menor resistencia, el tejido muscular se puede cortar con una tensión menor que el tejido graso. De este modo, con propiedades tisulares constantes se asegura un corte reproducible. Simultáneamente se puede aprovechar la selectividad tisular del efecto para la preparación de diferentes tipos de tejidos. Regulación del arco voltaico: la intensidad de las descargas de los arcos voltaicos es una medida del efecto de corte. Los modernos aparatos de cirugía de AF pueden medir esta intensidad y mantenerla constante, regulando consecuentemente la tensión. La regulación del arco voltaico permite una calidad de corte constante independientemente del tipo de tejido, de la velocidad de corte y de la forma del electrodo.



↑ *Coagulación por contacto con tensión baja*
 ↓ *y tensión elevada modulada*

↑ *Coagulación sin contacto. Fulguración*
 ↓ *Coagulación con plasma de argón*

Modulación: Para cortes con una coagulación más intensa es necesaria una tensión pico mayor. Para evitar un efecto de corte excesivo y una posible carbonización se debe reducir la potencia media. Para ello se modula la tensión alterna, es decir, se modifica temporalmente su valor pico. Una forma de modulación frecuente es la creación de huecos que provocan una interrupción del flujo de la corriente a intervalos cortos. Por regla general, la modulación se efectúa con tanta rapidez que el usuario únicamente nota el efecto tisular modificado. Un parámetro para el grado de modulación es la relación entre el valor pico y el valor medio (valor eficaz) de la tensión, lo que se denomina "factor de cresta".

Limitación de potencia: La potencia emitida se puede limitar a un valor máximo. De este modo se garantiza que no se emita más potencia de la que es necesaria para el efecto deseado y aumenta la seguridad para el paciente y el médico.

Regulación de la potencia: La potencia también se puede regular mediante el correspondiente seguimiento de la tensión en un valor constante. De forma similar a la regulación del arco voltaico, mediante la regulación de la potencia se consigue una calidad de corte independiente en gran parte del tejido que, no obstante, depende en mayor medida del tamaño de la superficie de contacto.

HEMOSTASIA POR COAGULACIÓN

02,03

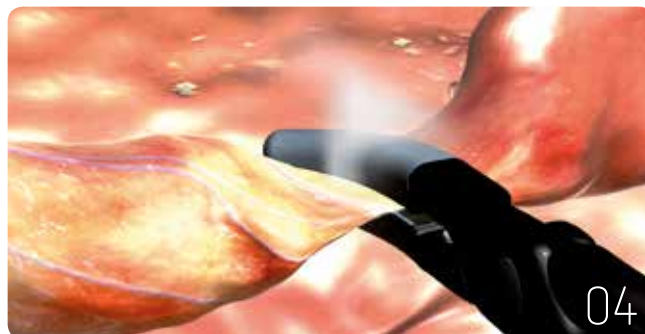
Si se produce un calentamiento lo suficientemente lento del tejido hemorrágico, en primer lugar se coagularán las proteínas del tejido y de la sangre ya extravasada. El tejido se contrae y se seca por la posterior evaporación de líquidos. Debido a la contracción y a la coagulación de la sangre, los vasos sanguíneos se sellan y la hemorragia se detiene. Las coagulaciones se pueden realizar en contacto directo con el tejido (coagulación por contacto) o también sin contacto. La coagulación por contacto es especialmente adecuada para la hemostasia de hemorragias locales. Este tipo de hemostasia utiliza tensiones bajas (Figura 02 ↑) o formas de tensión moduladas con un valor pico mayor (Figura 02 ↓). Las tensiones mayores permiten trabajar con mayor rapidez, pero pueden producir descargas de los arcos voltaicos y carbonización. En la coagulación sin contacto, la corriente se transmite con tensiones elevadas de miles de voltios a través de arcos voltaicos. A diferencia del corte, los arcos voltaicos se distribuyen por regla general por una zona mayor, de modo que se crea una zona de coagulación superficial. De este modo es posible detener de forma eficaz hemorragias difusas superficiales. El procedimiento convencional trabaja con descargas de arcos voltaicos en el aire y también se denomina "fulguración" (Figura 03 ↑). Con la coagulación con plasma de argón (APC, Figura 03 ↓), que se describe en el capítulo "Coagulación por plasma de argón" en la página 13, se obtienen resultados más uniformes y controlables.

DESVITALIZACIÓN Y ABLACIÓN

Para tratar anomalías tisulares como lesiones o tumores se puede desvitalizar (destruir), reducir o eliminar el tejido.

Para desvitalizarlo, el tejido se daña irreversiblemente calentándolo a temperaturas superiores a 60 °C. Para una desvitalización superficial es óptima la coagulación con plasma de argón (APC), mientras que las zonas de mayor tamaño y más profundas se pueden alcanzar mejor mediante una coagulación por contacto con electrodos esféricos o de aguja. Mediante corrientes menores con tiempos de aplicación más largos se puede lograr muchas veces un mejor efecto en profundidad, ya que el tejido en el electrodo no se secará tan rápidamente y por consiguiente no perderá su conductividad. De este modo el calor tiene más tiempo para propagarse en la profundidad del tejido. Si se utilizan tensiones moduladas, también se consigue este efecto. Además, durante las pausas de corriente es posible redifundir líquido del tejido adyacente al tejido cercano al electrodo y retrasar así aún más la desecación. La desvitalización de tejido indeseado se denomina a menudo ablación de alta frecuencia o por radiofrecuencia, aunque en este caso no se produce una ablación directa del tejido. A continuación, el tejido destruido es metabolizado por diferentes procesos en el organismo del paciente.

Una ablación de tejido real no mecánica es muy difícil de lograr con procedimientos de cirugía de AF. La APC con un ajuste de potencia elevado puede producir una evaporación rápida, al menos del líquido tisular. No obstante, en este caso también se produce con frecuencia una carbonización del tejido residual. Mediante un calentamiento lento es posible reducir, con la evaporación del líquido tisular y sin carbonización, al menos el volumen del tejido indeseado por contracción.



Sellado vascular por termofusión. El vaso se sujeta con una pinza bipolar y se cierra mediante coagulación.

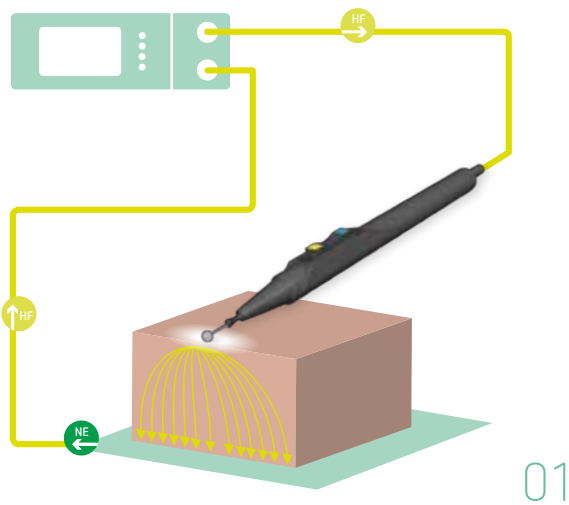
SELLADO VASCULAR POR TERMOFUSIÓN

04

Mediante la coagulación es posible sellar tejido irrigado o vasos sanguíneos individuales de mayor tamaño antes de seccionarlos. Las paredes del vaso que se debe sellar se comprimen mediante unas pinzas, entre cuyos brazos fluye una corriente. Mediante el proceso de coagulación se fusionan entre sí las proteínas desnaturalizadas de las paredes vasculares de forma similar a una soldadura. Durante este proceso, el aparato de cirugía de AF vigila continuamente los cambios de la resistencia tisular entre los brazos. Mediante una regulación automática de la tensión pico y una modulación se evita una lesión térmica excesiva de las zonas tisulares circundantes. A continuación, el tejido sellado se puede seccionar mediante un corte mecánico o quirúrgico de AF. Este procedimiento sustituye cada vez en mayor medida el cierre mediante grapas o suturas.

Procedimientos de cirugía de AF

En la cirugía de AF se diferencia entre la aplicación monopolar y bipolar. Además existe un procedimiento por contacto y otro sin contacto. Un procedimiento sin contacto importante es la coagulación con plasma de argón. En este capítulo se presentan las técnicas monopolar y bipolar, así como la coagulación con plasma de argón.



Técnica monopolar:

El efecto quirúrgico se produce en el electrodo activo (EA), donde la densidad de corriente es máxima.

La corriente regresa a través del electrodo neutro (EN) de gran superficie.

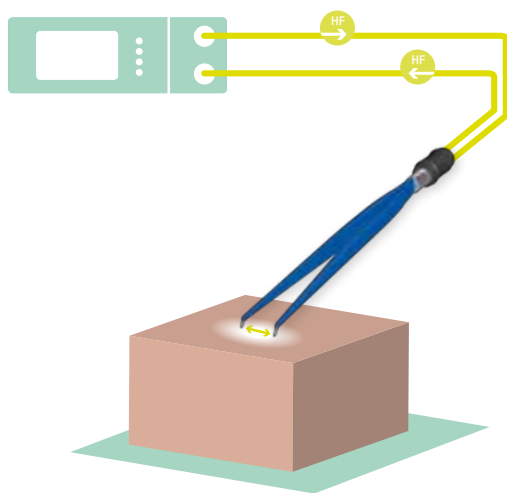
TÉCNICA MONOPOLAR

01

En la cirugía de AF monopolar, los dos electrodos entre los que fluye la corriente tienen formas diferentes. El efecto quirúrgico se produce en el electrodo activo. Éste presenta una superficie de contacto relativamente pequeña para obtener así la máxima densidad de corriente. El segundo electrodo es un electrodo neutro de gran superficie. Se coloca en una zona adecuada sobre la piel del paciente. La corriente de AF que produce en el electrodo activo un corte o una coagulación sólo calienta mínimamente y de forma prácticamente imperceptible para el paciente el tejido en la gran superficie del electrodo neutro, es decir, no se produce ningún efecto quirúrgico.

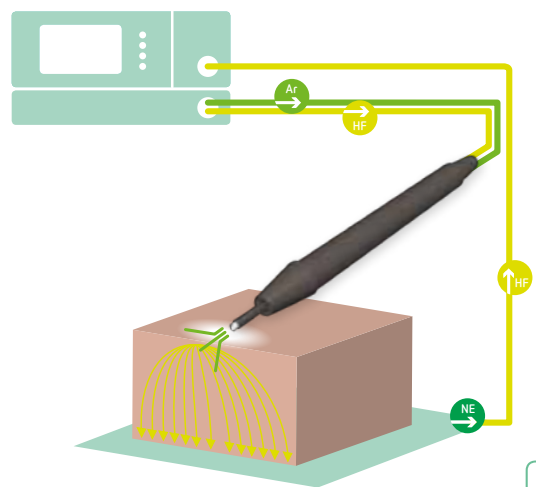
Si el contacto es deficiente o la superficie de contacto entre el electrodo neutro y la piel es demasiado pequeña pueden producirse quemaduras. Si se utilizan electrodos neutros de dos o varias superficies, los aparatos de cirugía de AF modernos miden la resistencia entre las dos mitades del electrodo y pueden detectar así un contacto cutáneo deficiente.

Debido a que en la técnica monopolar la corriente puede fluir a largas distancias a través del cuerpo del paciente, para garantizar una aplicación segura deben tenerse en cuenta algunos puntos. El siguiente capítulo (página 14) proporciona más detalles al respecto.



02

*Técnica bipolar:
la corriente fluye principalmente entre los dos electrodos.*



03

*Coagulación con plasma de argón (APC):
la corriente se transmite por el plasma de argón eléctricamente conductor
entre el electrodo activo (EA) y el electrodo neutro (EN).*

TÉCNICA BIPOLAR

02

En la cirugía de AF bipolar los dos electrodos están integrados en un único instrumento. La corriente fluye principalmente en la zona tisular estrechamente limitada por los electrodos. No es necesario un electrodo neutro independiente. Con frecuencia, los dos electrodos son equivalentes en lo relativo al efecto quirúrgico. En el caso de una disposición asimétrica con superficies de contacto de diferente tamaño, el efecto sólo se produce en el electrodo de superficie pequeña.

La limitación espacial del flujo de corriente puede constituir una ventaja desde el punto de vista de la seguridad. No obstante, la técnica bipolar no se puede utilizar en todos los casos. La técnica monopolar presenta ventajas inequívocas sobre todo gracias a la mejor manejabilidad de los electrodos de corte.

COAGULACIÓN CON PLASMA DE ARGÓN

03

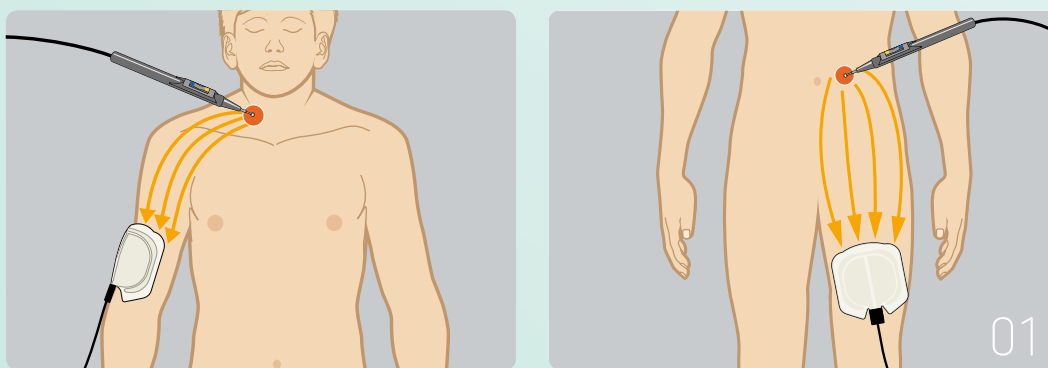
La coagulación con plasma de argón (APC) es un procedimiento monopolar sin contacto. La corriente se transmite por gas de argón ionizado, es decir con conductividad eléctrica, el plasma de argón, a través de arcos voltaicos. La APC se utiliza para la coagulación de hemorragias difusas, para la desvitalización superficial de tejidos y para la reducción del volumen por vaporización y contracción. Una ventaja importante de la APC es que evita la adhesión del instrumento y por consiguiente el desgarro del tejido coagulado. El plasma tiende además a dirigirse hacia zonas aún no coaguladas y por consiguiente más conductoras. De este modo, con un ajuste de potencia correspondientemente bajo, se obtiene una coagulación superficial relativamente uniforme a una profundidad de penetración reducida. Con una potencia mayor también se puede lograr una coagulación más profunda.

Bases

para la aplicación segura de la cirugía de AF

Al igual que con cualquier otro aparato médico, trabajar con un aparato de cirugía de AF entraña determinados riesgos para el paciente, el usuario y el entorno.

La información de este capítulo pretende ayudar al usuario a desarrollar cierta sensibilidad ante los riesgos específicos de la cirugía de AF y a minimizar dichos riesgos mediante una aplicación correcta. No obstante, este capítulo no sustituye a la lectura detallada y la observación de las indicaciones y reglas de utilización segura incluidas en este manual de instrucciones ni a una sesión de formación con el aparato. Asimismo, muchos fabricantes ofrecen cursos de formación y bibliografía de referencia.



Trayecto de la corriente a través del paciente (flechas amarillas) entre el electrodo activo (EA) y el electrodo neutro (EN) en caso de aplicación monopolar.

EFFECTO TÉRMICO DE LA CORRIENTE ELÉCTRICA 01

El efecto de la cirugía de AF se basa en que una corriente alterna de alta frecuencia entre dos electrodos fluye a través del cuerpo del paciente y genera calor en el tejido en función de la densidad de corriente y de las propiedades del tejido. En el lugar de la intervención se requiere una elevada densidad de corriente para obtener el efecto quirúrgico de AF. No obstante, fuera del campo quirúrgico, los cuellos de botella en el trayecto de la corriente pueden provocar quemaduras o puntos de coagulación indeseados. Ejemplos de ello son pequeños puntos de contacto, p. ej. entre la punta del dedo y el muslo del paciente, o zonas donde el tejido con buenas propiedades conductoras es muy fino, p. ej. en las articulaciones. Por ello, el trayecto de la corriente a través del cuerpo debe ser lo más corto posible y presentar una buena conductividad y una sección transversal de gran tamaño.

También pueden producirse quemaduras por un contacto eléctrico del paciente con el suelo. Éstas pueden originarse por las denominadas "corrientes de fuga" que, a causa de un acoplamiento capacitivo técnicamente inevitable, pueden fluir entre el generador de alta frecuencia y el suelo (ver cuadro "Acoplamiento capacitivo, tierra y corrientes de fuga"). Estas corrientes se reducen a un valor relativamente bajo pero pueden producir quemaduras en caso de un pequeño contacto del paciente p. ej. con una mesa de quirófano conectada a tierra, con sus accesorios metálicos o con un soporte IV.

En las aplicaciones bipolares se evitan al máximo la mayoría de los riesgos antes mencionados debido al breve trayecto de la corriente por la reducida distancia existente entre los electrodos. En las aplicaciones monopolares, estas corrientes se pueden minimizar si se tienen en cuenta algunos principios básicos para el posicionamiento del paciente y la utilización del electrodo neutro.

Posicionamiento del paciente:

Debe existir un buen aislamiento eléctrico entre el paciente y la mesa de quirófano. Ya que por regla general los líquidos poseen capacidad conductora, la zona entre el paciente y la mesa de quirófano debe estar seca y ser estanca. Se debe evitar un contacto piel-piel.

Electrodo neutro:

El electrodo neutro debe establecer un buen contacto en toda su superficie con la piel del paciente y colocarse lo más cerca posible del campo quirúrgico. El trayecto de corriente entre el electrodo activo y el electrodo neutro debe ser lo más corto posible y pasar a través de tejido bien irrigado con una superficie de sección transversal lo más grande posible (ver Figura 01).

LÍQUIDOS Y GASES INFLAMABLES

Durante el corte y también en determinados tipos de coagulación, especialmente con la APC, se crean arcos voltaicos eléctricos que transmiten la corriente. Éstos son necesarios para la obtención del efecto quirúrgico de AF deseado. No obstante, pueden prender sustancias fácilmente inflamables como desinfectantes en forma líquida o evaporada, así como otros gases inflamables. También otros gases que favorecen la combustión, como p. ej. el oxígeno puro, pueden ser peligrosos en este contexto. Por ello estas sustancias deben eliminarse de la zona quirúrgica, p. ej. mediante aspiración, antes de la aplicación de la cirugía de AF.

INTERFERENCIAS EN OTROS EQUIPOS

Los aparatos de cirugía de AF pueden interferir en el funcionamiento de otros aparatos que se utilicen simultáneamente. Las causas de ello son muy complejas y la solución del problema puede requerir diversas medidas. Aquí sólo se pueden nombrar por tanto las interferencias más frecuentes y sus causas. Por regla general, los fabricantes de aparatos de cirugía de AF disponen de información detallada sobre este tema y le ayudarán a solucionar el problema.

Las corrientes alternas de la cirugía de AF pueden fluir a través de los aparatos conectados a los pacientes y afectar a su funcionamiento. Ejemplos de ello son marcapasos cardíacos y otros implantes activos, así como aparatos para la monitorización de los pacientes. Estos problemas se pueden minimizar en parte evitando trayectos desfavorables de la corriente mediante la colocación adecuada del electrodo neutro. Sobre todo en las intervenciones en pacientes con marcapasos cardíaco se debe utilizar preferentemente la técnica bipolar.

Otra causa frecuente de las interferencias es el acoplamiento capacitivo (ver cuadro, derecha) entre los cables cercanos de un aparato de cirugía de AF y, por ejemplo, de un electrocardiógrafo. Por ello, los cables de cirugía de AF deben tenderse si es posible separados de los cables de otros aparatos. En el caso de intervenciones endoscópicas esto sólo es posible con limitaciones, ya que la transmisión de datos de imagen puede verse afectada por el acoplamiento capacitivo entre los cables para la cirugía de AF y los cables de datos en el interior del endoscopio. Por regla general, los problemas de este tipo se pueden solucionar mediante diferentes medidas. Solicite información al respecto a los fabricantes correspondientes.

OTRAS INDICACIONES

Neonatos y niños:

Si en el caso de la técnica monopolar los electrodos neutros estándar no se pueden utilizar por motivos de espacio, pueden utilizarse electrodos neutros especiales para neonatos o niños. Esto hace que la corriente se distribuya en una superficie menor. Para evitar posibles quemaduras por la mayor densidad de corriente se debe limitar la corriente total. Esto se logra mediante un ajuste correspondientemente más débil en el aparato de cirugía de AF. Algunos aparatos disponen de un control de la corriente específicamente adaptado a los electrodos de lactantes y niños. Otra medida es la reducción de la superficie de contacto en el electrodo activo realizando un corte cuidadoso o utilizando electrodos de coagulación de superficie reducida.

Embarazo:

No se conocen lesiones embrionales o fetales provocadas por corrientes quirúrgicas de AF pero, no obstante, se recomienda utilizar la técnica bipolar.

Varios instrumentos en un aparato:

Debido al acoplamiento capacitivo entre los cables de los instrumentos, en el cable de un instrumento no activado puede fluir una corriente alterna y provocar quemaduras en el electrodo. Por ello, los cables de los instrumentos se deben tender por separado. Los instrumentos que no se necesitan deben dejarse en un lugar seguro y nunca sobre el paciente.

Utilización simultánea de dos aparatos de cirugía de AF:

Si se utilizan simultáneamente dos aparatos de cirugía de AF en un único paciente pueden darse una serie de problemas debido por ejemplo a la superposición de las corrientes de AF. Para obtener información más detallada sobre este tema póngase en contacto con los fabricantes correspondientes.

ACOPLAMIENTO CAPACITIVO, CONEXIÓN A TIERRA Y CORRIENTES DE FUGA

Una corriente alterna puede transmitirse de un conductor a otro incluso sin una conexión eléctricamente conductora. Esto se produce porque la fuerza entre cargas eléctricas también actúa a través de zonas no conductoras. Si existe una corriente alterna entre dos conductores, en ambos puede fluir una corriente alterna. A diferencia de la corriente continua no es necesaria una conexión conductora porque en el caso de la corriente alterna la carga eléctrica en el conductor se desplaza de un lado a otro y no se produce un flujo de cargas en el medio. Este fenómeno denominado “**acoplamiento capacitivo**” tiene lugar entre dos conductores muy próximos entre sí, p. ej. cables. Cuanto mayor sea la frecuencia, mejor será la transmisión de corriente. Por ello, el acoplamiento capacitivo puede ser más intenso con las frecuencias utilizadas en la cirugía de AF, que son considerablemente mayores que la frecuencia de la red eléctrica (50 Hz).

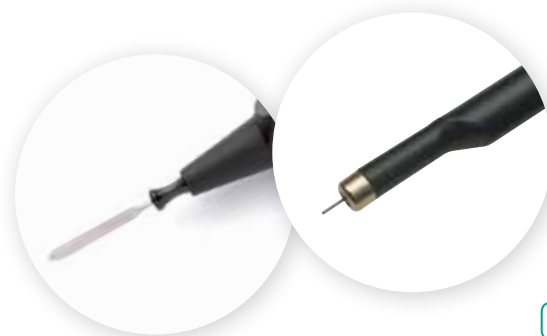
La tensión de la red de suministro eléctrico se encuentra entre el cable conductor de corriente (fase) y el **suelo** (tierra). Si se toca la fase puede fluir una corriente a través del cuerpo hacia tierra. Para evitar este peligro en caso de un defecto en el aparato, las carcasas metálicas siempre están directamente conectadas a tierra a través de la toma de tierra del enchufe.

En el caso de la cirugía de AF se debe evitar que la corriente de AF pueda fluir directamente hacia tierra. Por ello el generador de alta frecuencia del aparato de cirugía de AF está aislado de la tierra, de modo que el circuito eléctrico sólo se puede cerrar mediante el segundo electrodo. No obstante, no se puede evitar que a causa del acoplamiento capacitivo en el aparato fluyan pequeñas corrientes a través de la toma de tierra. Estas corrientes se denominan **corrientes de fuga** y se limitan al mínimo posible.

Instrumentos

El usuario de la cirugía de AF tiene a su disposición un gran número de instrumentos para las diferentes aplicaciones. En este capítulo se proporciona una visión general de los mismos.

En principio existen instrumentos de corte y de coagulación, pero también formas mixtas de los mismos. Además se distingue entre instrumentos para aplicaciones monopolares y bipolares, así como para APC. Los instrumentos también se pueden clasificar con respecto a su diseño en función del campo de aplicación. Los instrumentos para la cirugía abierta constan por regla general de un mango con inserto de electrodos. Para la cirugía mínimamente invasiva se necesitan instrumentos con vástago, el cual puede ser rígido o flexible según el tipo de aplicación, p. ej. laparoscopia o endoscopia flexible. Finalmente, de muchos instrumentos existen también variantes desechables y reutilizables.



01

*Instrumento de corte
izquierda: monopolar, derecha: bipolar*

INSTRUMENTOS DE CORTE

01

Para realizar un corte se necesita un electrodo con un borde anterior de forma lineal. Por consiguiente, las formas típicas de los electrodos de corte son agujas, espátulas, asas de alambre o ganchos. Están disponibles en versión monopolar como insertos de electrodos para mangos y en versión monopolar o bipolar como instrumentos con vástago rígido o flexible. Los instrumentos de corte bipolares disponen por lo general de un electrodo neutro anular que durante el corte debe entrar en contacto con el tejido. Además existen tijeras bipolares con dos electrodos de corte. La Figura 01 muestra ejemplos de instrumentos de corte monopolares y bipolares.



02

Electrodo de bola monopolar con superficie de contacto de gran tamaño.



03

Instrumentos bipolares para la termofusión. izquierda: para cirugía abierta; derecha: para laparoscopia.



05

Mango APC para cirugía abierta con aplicador enroscable.



04

Electrodos de coagulación por punción izquierda: bipolares, derecha: monopolares.



06

Sonda APC para la endoscopia flexible.

INSTRUMENTOS DE COAGULACIÓN

02,03,04

Para los efectos de coagulación de hemostasia, sellado vascular y ablación existen los correspondientes instrumentos especiales. Generalmente, en la cirugía abierta la hemostasia se realiza mediante la técnica monopolar con un instrumento con una gran superficie de contacto, como p. ej. el electrodo esférico (Figura 02). También se puede utilizar para ello el lado plano de una espátula de corte.

Para el sellado vascular se utilizan pinzas bipolares y pinzas de todos los tamaños y diseños (Figura 03). Para la ablación tisular por desvitalización se utilizan agujas de punción monopolares o bipolares (Figura 04).

INSTRUMENTOS PARA LA COAGULACIÓN CON PLASMA DE ARGÓN

05,06

La APC cubre la hemostasia y la ablación por desvitalización y por contracción. Los instrumentos para la APC están formados por un electrodo y un conducto de alimentación para el gas argón y están disponibles en muchos diseños para los diferentes campos de aplicación (Figura 05). Desde que Erbe la introdujo en la endoscopia flexible (Figura 06), la APC se ha extendido ampliamente en este campo.

Aplicaciones

Gracias a su versatilidad, la cirugía de AF presenta un amplio espectro de aplicación que va desde la cirugía general hasta la dermatología y la neurología pasando por la gastroenterología, la ginecología, la urología, la neumología y la ORL. Las propiedades características y posibilidades de la cirugía de AF permiten elaborar una visión general de la misma:

- ✔ **Cortar con electrodos romos casi sin provocar hemorragias y sin necesidad de aplicar fuerza**
- ✔ **Detener hemorragias puntuales y extensas**
- ✔ **Sellar tejido irrigado y prepararlo para una sección sin pérdida de sangre**
- ✔ **Desvitalizar y contraer tejido**
- ✔ **Ablación de tejido por corte**

Los apartados siguientes explican las aplicaciones típicas para estas técnicas quirúrgicas. Encontrará información más detallada en los folletos de usuario. Muchos fabricantes ofrecen además cursos de formación en los que se pueden aprender estas técnicas.

CORTE Y HEMOSTASIA

El corte y la hemostasia son las tareas clásicas de la cirugía de AF. Estos efectos se aplican en todas las especialidades. Para la hemostasia se utilizan generalmente la coagulación por contacto o la APC. La APC sin contacto presenta claras ventajas en lo relativo al resultado de la coagulación y la manejabilidad, especialmente en la cirugía mínimamente invasiva.

SELLADO TISULAR

Para el sellado de estructuras tisulares irrigadas y vasos sanguíneos de mayor tamaño se utilizan pinzas bipolares, pinzas y fórceps. Aplicaciones típicas en la cirugía visceral son la movilización del intestino y la disección de nódulos linfáticos y en ginecología, la movilización del útero antes de una resección.

DESVITALIZACIÓN Y ABLACIÓN

Un campo de aplicación importante de la cirugía de AF es el tratamiento de tumores, lesiones y tejidos hiperplásicos mediante la desvitalización y la contracción. El campo de aplicación incluye entre otras especialidades la gastroenterología, la cirugía hepática, la cirugía ORL y la neumología. También se utilizan la coagulación por contacto con bola o aguja de punción y la APC, que sirve tanto para la desvitalización superficial como para la exéresis tisular, p. ej. en caso de vegetaciones en el tracto gastrointestinal.

BIOPSIA TISULAR

Una biopsia tisular también se puede realizar mediante la ablación por cirugía de AF con un electrodo de asa. Esta técnica se utiliza p. ej. para la ablación de pólipos intestinales (polipectomía). En este caso, el aparato de cirugía de AF cambia automáticamente entre el corte y la coagulación por contacto para reducir el riesgo de hemorragias. Otra aplicación es la resección transuretral de la próstata (RTUP). En este caso, el tejido que se pretende reducir se elimina con un resectoscopio monopolar o bipolar mediante un asa y utilizando una solución de lavado. Un procedimiento similar también se puede aplicar en ortopedia para alisar el cartílago.

Glosario

Ablación Eliminación, reducción o también desvitalización de tejido

Acoplamiento capacitivo Transmisión sin contacto de una corriente alterna entre dos conductores eléctricos entre los que existe una tensión alterna eléctrica

Alta frecuencia En el sentido de cirugía de AF (norma IEC 60601-2-2). Frecuencia de al menos 200 kHz. Abreviatura: AF, en inglés también Radiofrequency (RF)

Arco voltaico Descarga eléctrica en forma de un rayo minúsculo. En este caso un gas, p. ej. aire o argón, se convierte en un plasma eléctricamente conductor por la formación de iones. Los arcos voltaicos son sobre todo necesarios durante los cortes y la APC

Brazo Mitad de la boca de una pinza, tijera, fórceps o tenaza

Calidad de corte El estado de un corte, especialmente la extensión de la coagulación en el borde de corte. La calidad de corte deseada depende de la aplicación.

Carbonización Carbonización de tejido biológico

Cauterización Procedimiento para el corte y la hemostasia mediante instrumentos calientes. En inglés, cautery. Se utiliza ocasionalmente de forma incorrecta como sinónimo de cirugía de AF

Chispa Arco voltaico de corta duración

Cirugía de AF Aplicación de corriente eléctrica de alta frecuencia a tejido biológico con el fin de obtener un efecto quirúrgico por calentamiento. Sinónimos: electrocirugía, diatermia, cirugía de radiofrecuencia, en inglés RF Surgery

Cirugía de AF bipolar Procedimiento de cirugía de AF en el que ambos electrodos están integrados en un solo instrumento

Cirugía de AF monopolar Procedimiento de cirugía de AF en el que el electrodo activo se utiliza en la zona quirúrgica y el circuito eléctrico se cierra mediante un electrodo neutro

Cirugía de radiofrecuencia Sinónimo de cirugía de AF. Abreviatura en inglés, RF Surgery

Coagulación 1. Desnaturalización de proteínas. 2. Efecto de cirugía de AF en el que se coagulan las proteínas y se contrae el tejido

Coagulación con plasma de argón Coagulación sin contacto monopolar. El argón eléctricamente conductor (plasma de argón) transmite la corriente mediante arcos vol-

taicos al tejido. Abreviatura: APC (del inglés Argon Plasma Coagulation)

Corriente Cantidad de carga eléctrica que pasa en un segundo por a un punto determinado. Unidad: amperio (A)

Corriente alterna Corriente que cambia periódicamente su dirección

Corte Efecto de cirugía de AF en la que el líquido intracelular se evapora en forma de explosión y las paredes celulares revientan

Densidad de corriente Volumen del flujo de corriente por área de sección transversal. A mayor densidad de corriente, mayor es el calor generado

Desecación Deshidratación de tejido biológico

Desvitalización Destrucción de tejido biológico

Diatermia Sinónimo de cirugía de AF

Edema Acumulación de agua en el tejido

Electrocirugía Sinónimo de cirugía de AF

Electrodo Conductor que transmite o recibe la corriente, p. ej. electrodo activo, electrodo neutro

Electrodo activo La parte del instrumento de cirugía de AF que transmite la corriente de AF al punto en el que se quiere obtener el efecto tisular previsto en el tejido del paciente. Abreviatura: EA

Electrodo neutro Superficie conductora que durante una aplicación monopolar se fija al paciente para recaptar la corriente de AF. Vuelve a conducir la corriente al aparato de cirugía de AF para cerrar el circuito eléctrico. Abreviatura: EN. Sinónimos: Electrodo dispersivo, en inglés return electrode

Electrotomía Corte endógeno (desde el interior) por cirugía de AF

Endógeno Desde el interior

Energía Potencia por tiempo. Existen diferentes formas de energía, p. ej. trabajo eléctrico, trabajo mecánico y calor. Unidad: julio (J)

Exógeno Desde el exterior

Factor de cresta La relación entre valor pico y valor eficaz de una curva de corriente o de tensión, medida del grado de modulación de la señal

Frecuencia Frecuencia de los períodos por segundo en los que p. ej. la dirección de la corriente cambia dos veces. Unidad: hercio (Hz). 1 kHz = 1.000 Hz

Fulguración Coagulación sin contacto con descargas de arcos voltaicos en el aire

Generador de alta frecuencia Aparato o componente que convierte una corriente continua o una corriente alterna de baja frecuencia en una corriente quirúrgica de alta frecuencia

Hemostasia Detención de una hemorragia

Hipertermia Calentamiento del tejido por encima de su temperatura normal

Lesión Deterioro, daño o alteración de una estructura anatómica o de una función fisiológica

Modulación Cambio temporal del valor pico de una señal variable en el tiempo (corriente, tensión)

Necrosis Muerte celular patológica

Plasma Gas eléctricamente conductor debido a la ionización

Potencia Energía por segundo La potencia eléctrica es el producto de corriente y tensión. Unidad: vatio (W)

Quemadura bajo el electrodo neutro Quemadura en la piel como consecuencia de una producción de calor demasiado elevada debido a una densidad de corriente excesiva debajo o en el electrodo neutro

Resistencia Describe la conductividad eléctrica de un material. Cuanto mayor es la conductividad, menor es la resistencia. La resistencia de un conductor es el producto entre la resistencia específica en función del material y la longitud, dividido por la superficie de sección transversal. Unidad: ohmio (Ω)

Tensión Energía para la separación de la carga relativa a la cantidad de carga. Unidad: voltio (V)

Tensión alterna Tensión que cambia periódicamente su polaridad

Termofusión Fusión de tejido por coagulación

Valor eficaz Valor medio cuadrático (raíz del valor medio del cuadrado) de una magnitud variable en el tiempo (corriente, tensión). El valor eficaz es, en relación con la potencia registrada, el valor equiparable de una corriente continua o de una tensión continua

Valor pico Valor máximo de una magnitud variable en el tiempo (corriente, tensión) partiendo de cero (0) en dirección positiva o negativa

Vaporización Evaporación de tejido



Erbe Elektromedizin GmbH
Waldhoernlestrasse 17
72072 Tuebingen
Alemania

Tel +49 7071 755-0
Fax +49 7071 755-179
info@erbe-med.com
erbe-med.com