



INHALTSVERZEICHNIS

EINLEITUNG	04	ANWENDUNGEN	18
		Schnitt und Hämostase	
PRINZIP DER HF-CHIRURGIE	05	Gewebeversiegelung	
Physikalische Grundlagen		Devitalisierung und Ablation	
Thermisch verursachte Gewebeeränderungen		Gewebeabtragung	
Einflussfaktoren für den HF-chirurgischen Effekt			
GEWEBEEFFEKTE DER HF-CHIRURGIE	09	GLOSSAR	19
Schnitt			
Blutstillung durch Koagulation			
Devitalisierung und Ablation			
Gefäßversiegelung durch Thermofusion			
HF-CHIRURGISCHE VERFAHREN	12		
Monopolare Technik			
Bipolare Technik			
Argonplasma-Koagulation			
GRUNDLAGEN ZUR SICHEREN ANWENDUNG DER HF-CHIRURGIE	14		
Wärmewirkung des elektrischen Stroms			
Entzündliche Flüssigkeiten und Gase			
Störung anderer Geräte			
Sonstige Hinweise			
INSTRUMENTE	16		
Schneideinstrumente			
Koagulationsinstrumente			
Instrumente für die Argonplasma-Koagulation			



Wichtiger Hinweis

Die Erbe Elektromedizin GmbH hat diese Broschüre und die Einstellempfehlungen mit größtmöglicher Sorgfalt erstellt. Dennoch können Fehler nicht völlig ausgeschlossen werden. Die in den Einstellempfehlungen gemachten Angaben begründen keine Ansprüche gegen die Erbe Elektromedizin GmbH. Sollte sich eine Haftung aus zwingenden gesetzlichen Gründen ergeben, so beschränkt sich diese auf Vorsatz und grobe Fahrlässigkeit.

Die Angaben über Einstellempfehlungen, Applikationsstellen, Applikationsdauer und den Gebrauch der Instrumentarien beruhen auf klinischen Erfahrungen, wobei einzelne Zentren und Ärzte unabhängig von den Empfehlungen auch andere Einstellungen favorisieren. Es handelt sich lediglich um Richtwerte, die von dem Operateur auf ihre Anwendbarkeit geprüft werden müssen. Abhängig von den individuellen Gegebenheiten kann es erforderlich sein, von den Angaben in dieser Broschüre abzuweichen.

Durch Forschung und klinische Erfahrungen ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Auch deshalb kann es sinnvoll sein, von den Angaben abzuweichen.

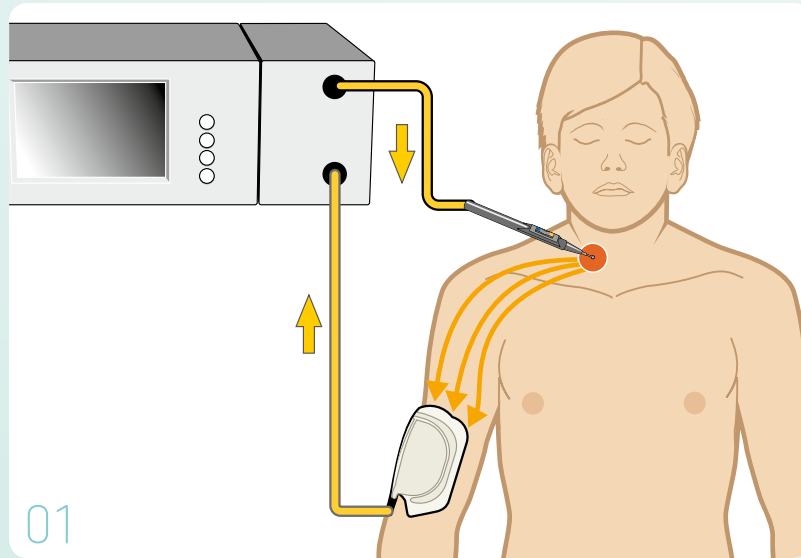


Die Technik der Hochfrequenz-Chirurgie (HF-Chirurgie) ist aus den interventionellen Fachdisziplinen nicht mehr wegzudenken. Chirurgen aller Fachrichtungen nutzen dieses Verfahren. Seine Vorteile sind vor allem die Kontrollierbarkeit des HF-chirurgischen Effekts, die vielseitigen, teilweise neu- und einzigartigen Einsatzmöglichkeiten und die Vielzahl unterstützter Instrumente und Instrumentenformen. Bei konventionellen Eingriffen, aber gerade auch in der minimalinvasiven Chirurgie leistet die HF-Chirurgie einen wertvollen Beitrag zur effizienten und schonenden Durchführung von Eingriffen.

Diese Broschüre soll helfen, die Grundlagen der HF-Chirurgie zu verstehen. Sie erläutert Gewebefeffekte und HF-chirurgische Verfahren, gibt Hinweise und Hintergrundinformationen zur sicheren Anwendung, stellt HF-chirurgische Instrumente vor und gibt einen Überblick über die Anwendungsgebiete. Ein Glossar am Schluss der Broschüre stellt die verwendeten Fachbegriffe mit ihren Erklärungen zusammen.

Prinzip der HF-Chirurgie

HF-Chirurgie ist die Anwendung von hochfrequentem elektrischem Strom auf biologisches Gewebe mit dem Ziel eines thermischen Effektes, der medizinisch nutzbar ist. Dieses erste Kapitel möchte die physikalischen Grundlagen der Gewebeerwärmung durch elektrischen Strom verständlich machen. Es gibt eine Übersicht über die Prozesse, die durch Erwärmung im Gewebe hervorgerufen werden, und nennt wichtige Einflussfaktoren für den HF-chirurgischen Gewebeeffekt.



Prinzip der HF-Chirurgie. Der chirurgische Effekt entsteht durch Erwärmung von Gewebe aufgrund eines Stromflusses (gelbe Pfeile)

PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN

01

Das Prinzip der HF-Chirurgie ist in Abbildung 01 dargestellt. Der Patient ist über zwei Elektroden mit dem HF-Chirurgiegerät verbunden. Das Gerät erzeugt zwischen den Elektroden eine elektrische Spannung (siehe Seite 6 „Physikalische Grundbegriffe“). Da biologisches Gewebe elektrisch leitfähig ist, fließt ein Strom zwischen den Elektroden durch den Körper des Patienten. Der Stromkreis ist damit geschlossen. Der Strom erzeugt im Gewebe die Wärme für den HF-chirurgischen Effekt. Hier liegt ein wichtiger Unterschied zwischen der HF-Chirurgie und der Kaustik: Bei der HF-Chirurgie ist die Erwärmung nicht exogen, z. B. durch ein erhitztes Instrument, sondern endogen durch den Stromfluss im Gewebe selbst. Um Verätzungen durch Elektrolyseprozesse auszuschließen sowie Nerven- und Muskelreizungen zu verhindern, wird Wechselstrom mit einer Frequenz von mindestens 200 kHz verwendet. Daher kommt der Name Hochfrequenz-Chirurgie.

Wichtig für den HF-chirurgischen Effekt sind Menge und Verteilung der im Gewebe freigesetzten Wärme.

Die Wärmemenge wird durch Spannung und Gewebewiderstand bestimmt. Die Verteilung der Wärme resultiert aus der Verteilung des Gewebewiderstandes und der Geometrie des Strompfades. Dies lässt sich anhand von wenigen physikalischen Zusammenhängen verstehen, wie im Folgenden erklärt werden soll.

Die Menge der im Gewebe freigesetzten Wärme pro Zeit ist die elektrische Leistung, also das Produkt aus Strom und Spannung (siehe Kasten, S.6). Strom und Spannung hängen über den Widerstand zusammen. Dies gilt sowohl für das Gewebe zwischen den Elektroden insgesamt als auch lokal an jedem Ort im Gewebe.

Der Strompfad ist der Weg des Stroms durch das Gewebe zwischen den Elektroden (gelbe Pfeile in Abbildung 01). Hier verteilen sich Strom, Spannung und Widerstand auf unterschiedliche Art und Weise. Um sich dies vorstellen zu können, kann man sich den Strompfad in dünne Scheiben unterteilt denken, deren Fläche die Querschnittsfläche ist. Durch jede Scheibe fließt insgesamt der gleiche Strom. Der Widerstand kann an jedem Ort der Scheibe verschieden groß sein. Der Strom verteilt sich über die Scheibe und fließt bevorzugt dort, wo der Widerstand klein ist. Hier ist also die Stromdichte höher als in Bereichen mit höherem Widerstand. Der Gesamtwiderstand einer Scheibe resultiert aus der Verteilung des lokalen Widerstandes auf ihrer Fläche, wobei der Bereich mit dem kleinsten Widerstand maßgeblich ist. Die lokale Spannung an jeder Scheibe ist an jedem Ort der Querschnittsfläche gleich groß und ergibt sich aus dem Gesamtstrom und dem Gesamtwiderstand der Scheibe. Die Spannungen und Widerstände der einzelnen Scheiben addieren sich zu Gesamtspannung und Gesamtwiderstand

des Gewebes zwischen den Elektroden. Die Stromstärke ergibt sich aus Gesamtspannung und Gesamtwiderstand.

Viel Wärme wird dort freigesetzt, wo eine hohe Stromdichte oder eine hohe lokale Spannung herrscht oder beides gleichzeitig der Fall ist. Eine hohe Stromdichte ergibt sich, wenn die Querschnittsfläche des Strompfades klein ist oder nur kleine Bereiche mit niedrigem lokalem Widerstand vorhanden sind. Eine hohe lokale Spannung liegt vor, wenn der Strom Bereiche mit höherem lokalem Widerstand nicht umgehen kann.

Also wird die Menge und die Verteilung der freigesetzten Wärme durch Spannung und Gewebewiderstand und durch die Geometrie des Strompfades bestimmt.

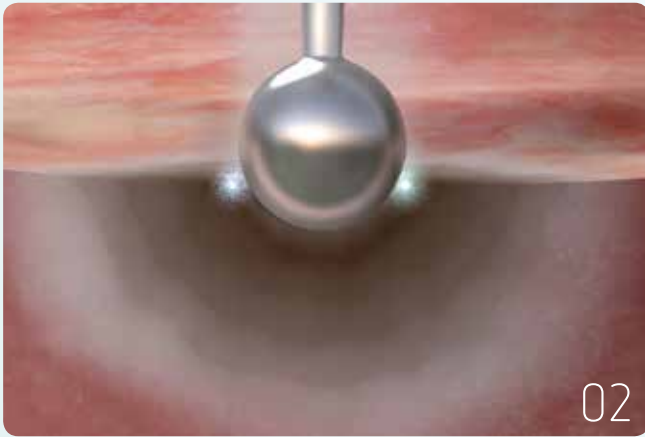
PHYSIKALISCHE GRUNDBEGRIFFE

Positive und negative elektrische Ladungen ziehen sich an, üben also eine Kraft aufeinander aus. Um sie gegen diese Kraft voneinander zu trennen, muss man **Energie (Einheit: Joule)** aufwenden. Die **elektrische Spannung (Einheit: Volt)** zwischen positiven und negativen Ladungen ist die zu ihrer Trennung erforderliche Energie pro Ladungsmenge. Gibt es eine elektrisch leitende Verbindung, dann bewegen sich die Ladungen aufeinander zu: Es fließt ein **elektrischer Strom (Einheit: Ampere)**. Längs des stromdurchflossenen Leiters bleibt die Stromflussmenge gleich. Die **Stromdichte** ist die Stromflussmenge pro Querschnittsfläche des Leiters. Jeder Leiter setzt dem Strom einen **Widerstand (Einheit: Ohm)** entgegen, der von Geometrie und Material abhängt. Ist der Widerstand größer, dann fließt bei gleichbleibender Spannung weniger Strom, bzw. ein gleichbleibender Strom erfordert eine höhere Spannung. Gesamtspannung und Gesamtwiderstand

sind jeweils die Summe der lokalen Spannungen und Widerstände längs des Leiters. Auf einen höheren lokalen Widerstand, z. B. durch Veränderung der Materialeigenschaften oder eine kleinere Querschnittsfläche, entfällt mehr lokale Spannung.

Durch Stromfluss entsteht **Wärme**. Die Energie, die zur Ladungstrennung erforderlich war, wird so in Form von Wärme freigesetzt. Die freigesetzte Energie pro Zeiteinheit (Sekunde) heißt **Leistung (Einheit: Watt)**. Sie ist das Produkt aus Strom und Spannung.

Ein **Gleichstrom** fließt immer in die gleiche Richtung. Ändern Strom und Spannung ihre Richtung periodisch, spricht man von **Wechselstrom** und **Wechselspannung**. Eine Periode enthält zwei Richtungsänderungen. Die Anzahl der Perioden pro Sekunde heißt **Frequenz (Einheit: Hertz)**.



Veränderungen in biologischem Gewebe (schematisch) bei Anwendung von HF-Chirurgie

THERMISCH VERURSACHTE GEWEBEVERÄNDERUNGEN

02

Bei Erwärmung finden im Gewebe verschiedene Prozesse statt (siehe Tabelle rechts und Abb. 02). Sie werden in erster Linie von der erreichten Temperatur bestimmt. Für die HF-Chirurgie am wichtigsten sind die Denaturierung der Proteine ab ca. 60 °C (Koagulation) und die Verdampfung der Gewebeflüssigkeit bei ca. 100 °C. Wie schnell und wie vollständig diese Prozesse ablaufen, hängt von der Geschwindigkeit der Erwärmung und der Einwirkdauer der erhöhten Temperatur ab.

AUSWIRKUNG VON ERWÄRMUNG AUF BIOLOGISCHES GEWEBE

37-40°C

keine

ab ~ 40°C

Hyperthermie

beginnende Gewebeschädigung, Ödembildung, je nach Applikationsdauer kann sich das Gewebe erholen oder absterben (Devitalisierung)

ab ~ 60°C

Devitalisierung (Abtötung)

der Zellen, Schrumpfung des Bindegewebes durch Denaturierung

~ 100°C

Verdampfung der Gewebeflüssigkeit, je nach Verdampfungsgeschwindigkeit:

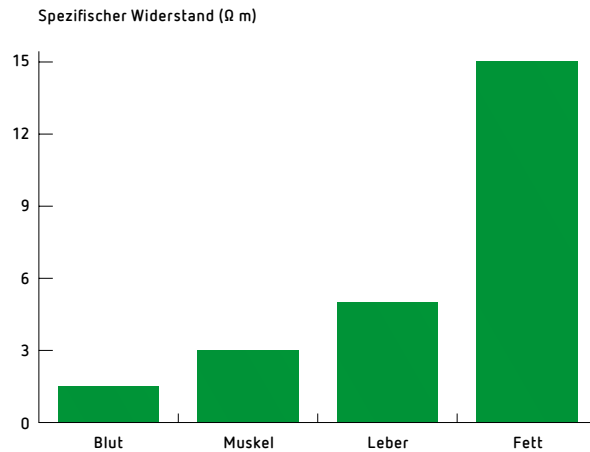
- Gewebeschrumpfung durch Desikkation (Austrocknung) oder
- Schnitt durch mechanisches Zerreißen des Gewebes

ab ~ 150°C

Karbonisation (Verkohlung)

ab ~ 300°C

Vaporisation (Verdampfung des gesamten Gewebes)



03

Spezifischer Widerstand (materialabhängiger Anteil ohne Geometriefaktor) für verschiedene Gewebearten bei ca. 300 kHz

EINFLUSSFAKTOREN FÜR DEN HF-CHIRURGISCHEN EFFEKT

03

Maßgeblich für den chirurgischen Effekt sind die erreichte Temperatur im Gewebe und ihre Einwirkdauer sowie die Geschwindigkeit der Erwärmung. Erwärmungsgeschwindigkeit und Einwirkdauer der erhöhten Temperatur werden durch Betrag und zeitlichen Verlauf der ins Gewebe eingebrachten Leistung bestimmt. Entscheidend für die Höhe der erreichten Temperatur ist die Energie (Leistung mal Zeit). Die örtliche Verteilung der Erwärmung hängt von der Stromdichte und der Verteilung des Gewebewiderstandes ab. Daraus ergeben sich verschiedene Einflussgrößen für den HF-chirurgischen Effekt:

Elektrodenform und Kontaktfläche:

Kleine Kontaktflächen zwischen Elektrode und Gewebe ergeben durch die hohe Stromdichte eine rasche und starke Erwärmung. Bei gleicher Leistung, aber größeren Kontaktflächen ist die Stromdichte niedriger, die Erwärmung langsamer und schwächer. Die stärkste Erwärmung wird durch die kleinste Fläche, also einen punktförmigen Kontakt zwischen Elektrode und Gewebe, erreicht.

Bewegungsgeschwindigkeit der Elektrode und Schnittführung:

Die Dauer des Kontakts zwischen Elektrode und Gewebe beeinflusst die erreichte Temperatur und deren Einwirkdauer. Durch die Bewegung der Elektrode, z. B. tieferes Eintauchen, kann auch die Kontaktfläche geändert werden.

Gewebeeigenschaften:

Verschiedene Gewebearten, z. B. Muskel, Fett oder Gefäße, lassen sich aufgrund ihrer elektrischen und thermischen Eigenschaften unterschiedlich gut erwärmen und können auch unterschiedlich auf Erwärmung reagieren. Wichtig ist hier der elektrische Widerstand, der die eingetragene Leistung bestimmt. Da der Stromfluss durch Ionenbewegungen in der elektrolytischen Gewebeflüssigkeit erfolgt, hängt der Widerstand entscheidend vom Wassergehalt des Gewebes ab, der je nach Gewebeart unterschiedlich ist (siehe Abb. 03). Mit einsetzender Austrocknung durch Verdampfung der Gewebeflüssigkeit steigt der Widerstand rasch an. Dies kann zu stärkerer Erwärmung ausgetrockneter Gewebebereiche führen.

Betriebsart des HF-Chirurgiegerätes:

Strom und Spannung hängen vor allem von den Gewebeeigenschaften, der Größe der Kontaktfläche und den Eigenschaften des Hochfrequenzgenerators im HF-Chirurgiegerät ab. Unter diesen Bedingungen lässt sich ein reproduzierbarer Effekt nur schwer erreichen. Die Einführung der geregelten HF-Chirurgie durch Erbe in den 1980er-Jahren war hier ein großer Fortschritt. Moderne HF-Chirurgiegeräte überwachen laufend Strom und Spannung, berechnen daraus Größen wie Leistung und Gewebewiderstand und werten diese aus. Über eine Steuerung und Regelung können sie je nach gewünschtem Effekt die Betriebsparameter konstant halten oder auch gezielt verändern. So können sie Unterschiede zwischen verschiedenen Gewebearten ausgleichen, auf Veränderungen der Gewebeeigenschaften z. B. durch erwärmungsbedingte Austrocknung reagieren und die Reproduzierbarkeit des chirurgischen Effekts sicherstellen.

Gewebeeefekte der HF-Chirurgie

Die zwei klassischen Effekte in der HF-Chirurgie sind Gewebetrennung (Schnitt) und Blutstillung (Hämostase), wobei Blutstillung oft mit Koagulation gleichgesetzt wird. Die Bedienelemente und Anzeigen von HF-chirurgischen Einrichtungen sind einheitlich mit den Farben Gelb für Schnitt und Blau für Koagulation gekennzeichnet. Aus dem Verfahren zur Blutstillung haben sich Verfahren zur Devitalisierung und Ablation von Gewebe sowie zur Gefäßversiegelung entwickelt, die ebenfalls zu den koagulierenden Effekten gehören und der Farbe Blau zugeordnet sind.



HF-chirurgischer Schnitt. Die Elektrode ist von einer Dampfschicht umgeben. Der Strom wird durch Lichtbögen übertragen

SCHNITT

01

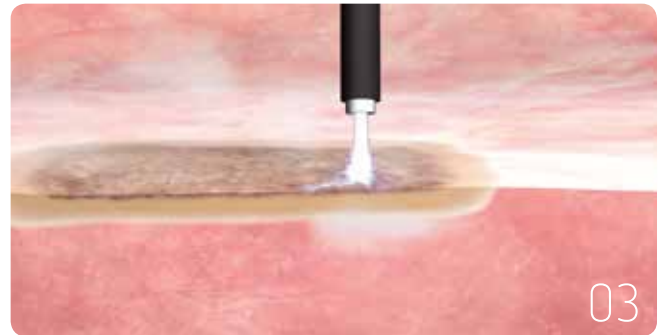
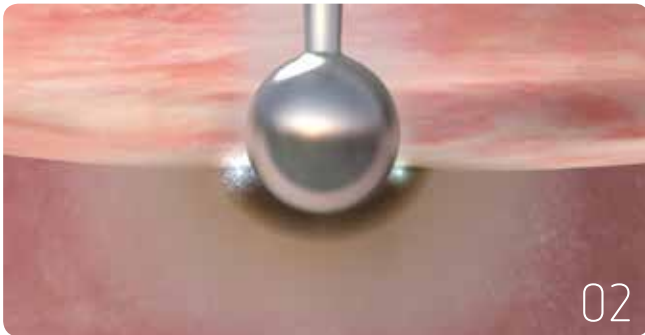
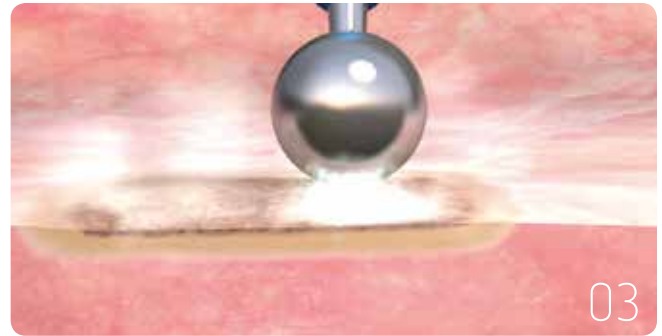
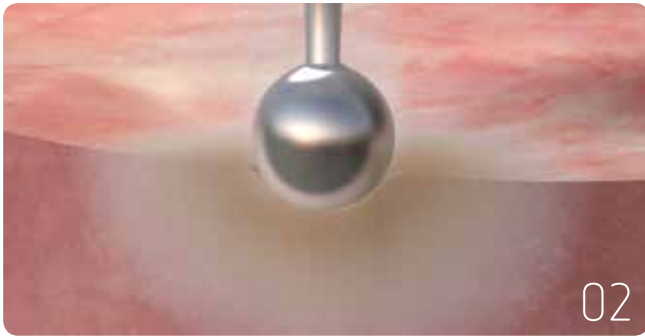
Um Gewebe zu trennen, so muss dieses rasch auf über 100 °C erhitzt werden, dass seine Flüssigkeit schlagartig verdampft und die Gewebestruktur zerreißt. Die hierfür erforderliche hohe Stromdichte wird durch kurze Lichtbögen (Funken) realisiert, die bei Spitzenspannungen ab etwa 200 V zwischen Elektrode und Gewebe auftreten. Die Lichtbögen, winzig kleine Blitze, bewirken eine nahezu punktförmige Einspeisung des Stromes (siehe Abb. 01). Die Schneideelektrode ist typischerweise ein Spatel, eine Nadel oder eine Schlinge mit linienförmiger Vorderkante. Sie berührt das Gewebe beim Schneidevorgang nicht direkt, da sie von einer Schicht aus verdampfter Gewebeflüssigkeit umgeben ist. Zwischen ihrer Oberfläche und der jeweils nächstgelegenen Gewebestelle finden bevorzugt an den Kanten die Lichtbogenüberschläge statt. So wird vor allem das Gewebe vor der Vorderkante rasch abgetastet und verdampft, sodass ein Schnitt entsteht. Die Elektrode kann ohne Kraftaufwand durch das Gewebe geführt werden. Dieses Verfahren wird auch als Elektrotomie bezeichnet.

Erhöht man die Spannung, nimmt die Intensität der Lichtbogenüberschläge zu. Es fließt ein höherer Strom, als für den reinen Schnitt erforderlich wäre. Dies führt zur Verdampfung von mehr Flüssigkeit und zu einer stärkeren Erwärmung des angrenzenden Gewebes. Dort entsteht eine blutstillende Koagulation, bei starker Erhitzung auch eine unerwünschte Karbonisation. Die Beschaffenheit des Schnittes, insbesondere das Ausmaß der Koagulationszone am Schnitttrand, wird auch als

Schnittqualität bezeichnet. Die gewünschte Schnittqualität hängt von der Anwendung ab. Die Schnittqualität kann anwenderseitig durch die Schnittgeschwindigkeit – weniger Koagulation bei schnellerem Schnitt – und geräteseitig durch Regelung der Betriebsparameter beeinflusst werden. Im Folgenden werden die gängigsten Regelungsarten vorgestellt.

Spannungsregelung: Die elektrische Spannung ist entscheidend für die Entstehung der Lichtbogenüberschläge. Zusammen mit dem elektrischen Widerstand des Gewebes bestimmt sie den Stromfluss und damit die eingetragene Energie für jeden Lichtbogen. Daher bewirkt eine konstant gehaltene Spannung eine gleichbleibende Schnittqualität, die unabhängig von der Schnitttiefe ist. Die Schnittqualität hängt allerdings von der Schnittgeschwindigkeit und der Gewebeart ab. Beispielsweise ist bei gleicher Spannung der Effekt in Muskelgewebe stärker als in Fettgewebe, da Muskelgewebe einen niedrigeren Widerstand hat. So ist bei gleichbleibenden Gewebeeigenschaften ein reproduzierbarer Schnitt gewährleistet. Gleichzeitig kann die Gewebeselektivität des Effekts für die Präparation verschiedener Gewebearten genutzt werden.

Lichtbogenregelung: Die Intensität der Lichtbogenüberschläge ist ein Maß für die Schneidewirkung. Moderne HF-Chirurgiegeräte können diese Intensität messen und konstant halten, indem sie die Spannung entsprechend einstellen. Die Lichtbogenregelung ermöglicht eine gleichbleibende Schnittqualität unabhängig von Gewebeart, Schnittgeschwindigkeit und Elektrodenform.



↑ Kontaktkoagulation mit niedrigerer Spannung
↓ und hoher, modulierter Spannung

↑ Nonkontakt-Koagulation: Fulguration
↓ Nonkontakt-Koagulation: Argonplasma-Koagulation

Modulation: Für stärker koagulierende Schnitte ist eine höhere Spitzenspannung erforderlich. Um einen übermäßigen Schneideeffekt und Karbonisation zu vermeiden, muss die mittlere Leistung gesenkt werden. Hierfür wird die Wechsellspannung moduliert, d. h., ihr Spitzenwert wird zeitlich verändert. Eine häufige Modulationsform ist die Auslückung, wodurch der Stromfluss in kurzen Zeitabständen unterbrochen wird. Die Modulation erfolgt in der Regel so schnell, dass der Anwender nur den veränderten Gewebeeffekt bemerkt. Eine Kenngröße für das Ausmaß der Modulation ist das Verhältnis zwischen Spitzenwert und Mittelwert (Effektivwert) der Spannung, das als Crestfaktor bezeichnet wird.

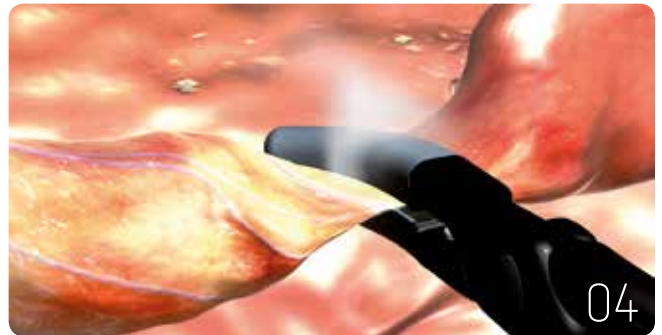
Leistungsbegrenzung: Die abgegebene Leistung kann auf einen Maximalwert begrenzt werden. Dies stellt sicher, dass nicht mehr Leistung abgegeben wird, als für den gewünschten Effekt erforderlich ist, und erhöht die Sicherheit für Patient und Arzt.

Leistungsregelung: Durch entsprechende Nachführung der Spannung lässt sich die Leistung auf einen konstanten Wert regeln. Die Leistungsregelung bewirkt, ähnlich der Lichtbogenregelung, eine weitgehend gewebeunabhängige Schnittqualität, die allerdings stärker von der Größe der Kontaktfläche abhängt.

BLUTSTILLUNG DURCH KOAGULATION

02,03

Bei ausreichend langsamer Erwärmung von blutendem Gewebe koagulieren zunächst die Eiweiße in Gewebe und bereits ausgetretenem Blut. Das Gewebe schrumpft und trocknet durch die dann einsetzende Flüssigkeitsverdampfung aus. Durch die Schrumpfung des Gewebes und die Koagulation des Blutes werden Blutgefäße verschlossen, die Blutung kommt zum Stillstand. Koagulationen können im direkten Kontakt mit dem Gewebe (Kontaktkoagulation) oder aber kontaktlos durchgeführt werden. Die Kontaktkoagulation eignet sich vor allem zur Stillung lokal begrenzter Blutungen. Sie verwendet entweder niedrige Spannungen (Abb. 02 ↑) oder modulierte Spannungsformen mit höherem Spitzenwert (Abb. 02 ↓). Die höheren Spannungen ermöglichen zwar ein schnelleres Arbeiten, können aber mit Lichtbogenüberschlägen und Karbonisation verbunden sein. Bei der Nonkontakt-Koagulation wird der Strom unter hohen Spannungen von einigen Tausend Volt durch Lichtbögen übertragen. Anders als beim Schnitt sind die Lichtbögen in der Regel über einen größeren Bereich verteilt, sodass eine flächige Koagulationszone entsteht. So können oberflächliche, diffuse Blutungen effizient gestillt werden. Das konventionelle Verfahren arbeitet mit Lichtbogenüberschlägen in Luft und wird auch als Fulguration bezeichnet (Abb. 03 ↑). Ein gleichmäßigeres, besser kontrollierbares Ergebnis liefert die Argonplasma-Koagulation (APC, Abb. 03 ↓), die im Kapitel „Argonplasma-Koagulation“ auf Seite 13 beschrieben wird.



Gefäßversiegelung durch Thermofusion. Das Gefäß wird mit einer bipolaren Klemme gefasst und durch Koagulation verschlossen

DEVITALISIERUNG UND ABLATION

Um Gewebeanomalien wie Läsionen oder Tumore zu behandeln, kann das Gewebe devitalisiert (abgetötet) oder reduziert bzw. entfernt werden.

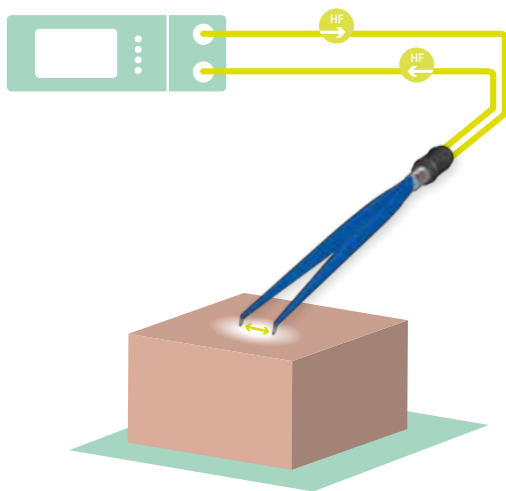
Zur Devitalisierung wird das Gewebe durch eine Erwärmung auf Temperaturen über 60 °C irreversibel geschädigt. Für eine oberflächliche Devitalisierung ist die Argonplasma-Koagulation (APC) am besten geeignet, während größere, tiefer gehende Bereiche besser durch Kontaktkoagulation mit Kugel- oder Nadelelektroden erreicht werden können. Durch niedrigere Ströme bei längerer Anwendungsdauer lässt sich häufig eine bessere Tiefenwirkung erzielen, da das Gewebe an der Elektrode nicht so schnell austrocknet und dadurch seine Leitfähigkeit nicht verliert. Die Wärme hat so mehr Zeit, sich in die Tiefe des Gewebes auszubreiten. Wenn modulierte Spannungen verwendet werden, tritt dieser Effekt ebenfalls auf. Außerdem kann während der Strompausen Flüssigkeit aus angrenzendem Gewebe in das Gewebe unmittelbar an der Elektrode zurückdiffundieren und so die Austrocknung zusätzlich verzögern. Die Devitalisierung von unerwünschtem Gewebe wird häufig als Hochfrequenz- oder Radiofrequenzablation bezeichnet, obwohl hier keine direkte Gewebeabtragung stattfindet. Das abgetötete Gewebe wird in der Folge über Stoffwechselforgänge vom Körper des Patienten abgebaut.

Eine wirkliche, nichtmechanische Gewebeablation ist mit HF-chirurgischen Verfahren nur schwer zu erreichen. APC mit einer hohen Leistungseinstellung kann eine rasche Verdampfung zumindest der Gewebeflüssigkeit bewirken. Allerdings findet hierbei häufig auch eine Karbonisation des verbleibenden Gewebes statt. Durch eine langsamere Erhitzung kann über die Verdampfung der Gewebeflüssigkeit und ohne Karbonisation zumindest das Volumen des unerwünschten Gewebes durch Schrumpfung reduziert werden.

GEFÄSSVERSIEGELUNG DURCH THERMOFUSION

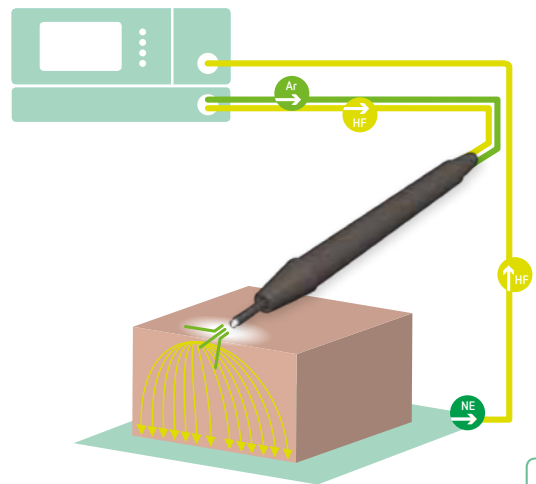
04

Durchblutetes Gewebe oder einzelne größere Blutgefäße können vor dem Durchtrennen durch Koagulation versiegelt werden. Die Wände des zu verschließenden Gefäßes werden durch eine Klemme aufeinandergedrückt, zwischen deren Branchen ein Strom fließt. Durch den Koagulationsvorgang werden die denaturierten Eiweiße der Gefäßwände ähnlich einer Verschweißung miteinander verschmolzen. Hierbei überwacht das HF-Chirurgiegerät laufend die Veränderung des Gewebewiderstands zwischen den Branchen. Durch eine automatische Regelung von Spitzenspannung und Modulation wird eine übermäßige thermische Schädigung angrenzender Gewebereiche vermieden. Anschließend kann das versiegelte Gewebe durch einen mechanischen oder HF-chirurgischen Schnitt getrennt werden. Dieses Verfahren ersetzt zunehmend den Verschluss durch Clip oder Naht.



02

*Bipolare Technik:
der Strom fließt überwiegend zwischen den beiden Elektroden*



03

*Argonplasma-Koagulation (APC):
der Strom wird durch elektrisch leitfähiges Argonplasma zwischen aktiver Elektrode (AE) und Neutralelektrode (NE) übertragen*

BIPOLARE TECHNIK

02

Bei der bipolaren HF-Chirurgie sind beide Elektroden in einem Instrument integriert. Der Strom fließt überwiegend in dem eng begrenzten Gewebebereich zwischen den Elektroden. Eine separate Neutralelektrode ist nicht notwendig. Häufig sind beide Elektroden im Hinblick auf den chirurgischen Effekt gleichberechtigt. Bei asymmetrischen Anordnungen mit unterschiedlich großen Kontaktflächen findet der Effekt nur an der kleinflächigen Elektrode statt.

Der räumlich begrenzte Stromfluss kann unter Sicherheitsaspekten vorteilhaft sein. Allerdings kann die bipolare Technik nicht für jede Anwendung eingesetzt werden. Insbesondere bei Schneideelektroden hat die monopolare Technik aufgrund ihrer besseren Handhabbarkeit eindeutige Vorteile.

ARGONPLASMA-KOAGULATION

03

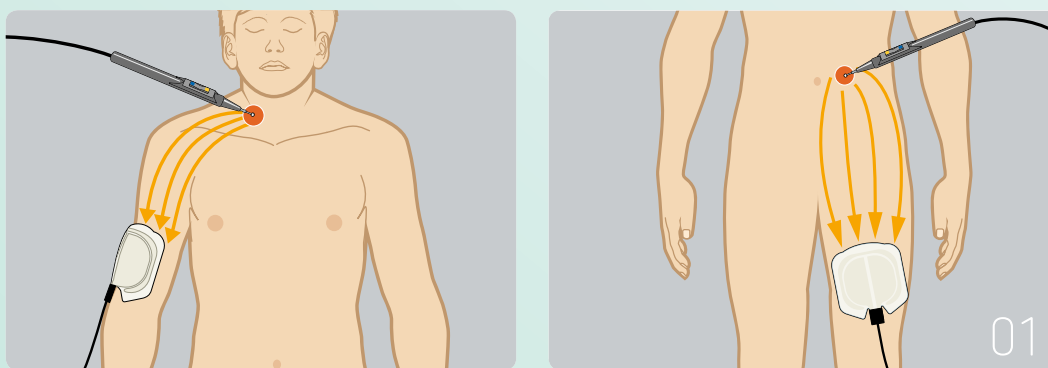
Die Argonplasma-Koagulation (APC) ist ein monopolares Nonkontakt-Verfahren. Der Strom wird über ionisiertes, d. h. elektrisch leitfähiges Argongas, das Argonplasma, durch Lichtbögen übertragen. Die APC wird eingesetzt zur Koagulation diffuser Blutungen, zur oberflächlichen Devitalisierung von Gewebe sowie zur Volumenreduktion durch Vaporisation und Schrumpfung. Ein wichtiger Vorteil der APC ist, dass ein Ankleben des Instruments und dadurch ein Aufreißen des koagulierten Gewebes ausgeschlossen ist. Das Plasma hat außerdem die Tendenz, sich zu noch nicht koagulierten und daher besser leitfähigen Bereichen hinzuwenden. Dies ergibt bei entsprechend niedriger Leistungseinstellung eine relativ gleichmäßige, oberflächliche Koagulation geringer Eindringtiefe. Bei erhöhter Leistung kann auch eine tiefer gehende Koagulation erzielt werden.

Grundlagen

zur sicheren Anwendung der HF-Chirurgie

Wie bei jedem medizintechnischen Gerät ist auch die Arbeit mit einem HF-Chirurgiegerät mit gewissen Risiken für Patient, Anwender und Umgebung verbunden.

Die Informationen in diesem Kapitel sollen dem Anwender helfen, eine Sensibilität für die spezifischen Risiken der HF-Chirurgie zu entwickeln und diese Risiken durch sachgerechte Anwendung zu minimieren. Dieses Kapitel ersetzt jedoch nicht das sorgfältige Lesen und Beachten der Hinweise und Regeln zur sicheren Anwendung in der Gebrauchsanweisung sowie eine Einweisung am Gerät. Viele Hersteller bieten darüber hinaus Schulungen und begleitende Literatur an.



Strompfad durch den Patienten (gelbe Pfeile) zwischen aktiver Elektrode (AE) und Neutralelektrode (NE) bei monopolarer Anwendung

WÄRMEWIRKUNG DES ELEKTRISCHEN STROMS 01

Die Wirkung der HF-Chirurgie beruht darauf, dass ein hochfrequenter Wechselstrom zwischen zwei Elektroden durch den Körper des Patienten fließt und dabei in Abhängigkeit von Stromdichte und Gewebeeigenschaften Wärme im Gewebe generiert. Am Ort des Eingriffs ist eine hohe Stromdichte erwünscht, um den HF-chirurgischen Effekt zu erzielen. Abseits des Operationsfeldes jedoch können Engpässe im Strompfad zu unerwünschten Verbrennungen bzw. Koagulationsstellen führen. Beispiele sind kleinflächige Kontaktstellen, etwa zwischen Fingerspitze und Oberschenkel des Patienten, oder Bereiche, in denen das gut leitfähige Gewebe dünn ist, beispielsweise Gelenke. Daher sollte der Weg des Stroms durch den Körper möglichst kurz sein und eine gute Leitfähigkeit sowie eine große Querschnittsfläche haben.

Verbrennungen können auch durch einen elektrischen Kontakt des Patienten mit dem Erdboden verursacht werden. Grund dafür sind sogenannte Leckströme, die aufgrund einer technisch unvermeidlichen kapazitiven Kopplung zwischen dem Hochfrequenzgenerator und dem Erdboden fließen können (siehe rechts „Kapazitive Kopplung, Erde und Leckströme“). Diese Ströme sind zwar auf einen relativ kleinen Wert begrenzt, können aber bei kleinflächigem Kontakt des Patienten z. B. mit einem geerdeten Operationstisch, dessen metallischem Zubehör oder einem Infusionsständer eine Verbrennung verursachen.

Bei bipolarer Anwendung sind wegen des kurzen Strompfades durch den geringen Elektrodenabstand die meisten der oben beschriebenen Risiken weitestgehend ausgeschlossen. Für monopolare Anwendungen können sie durch Einhaltung einiger Grundsätze bei Patientenlagerung und Verwendung der Neutralelektrode minimiert werden.

Patientenlagerung:

Der Patient muss elektrisch gut isoliert zum Operationstisch gelagert werden. Da Flüssigkeiten in der Regel leitfähig sind, sollte der Bereich zwischen Patient und Operationstisch möglichst trocken und flüssigkeitsdicht sein. Berührungen von Haut zu Haut sind zu vermeiden.

Neutralelektrode:

Die Neutralelektrode muss mit ihrer ganzen Fläche einen guten Kontakt zur Haut des Patienten haben und sollte so nah wie möglich am Operationsfeld angebracht sein. Der Strompfad zwischen aktiver Elektrode und Neutralelektrode sollte kurz sein und durch gut durchblutetes Gewebe mit möglichst großer Querschnittsfläche führen (siehe Abb. 01).

ENTZÜNDLICHE FLÜSSIGKEITEN UND GASE

Beim Schnitt und auch bei einigen Koagulationsarten, insbesondere bei der APC, entstehen elektrische Lichtbögen, die den Strom übertragen. Diese sind zur Erzeugung des HF-chirurgischen Effekts erwünscht. Sie können aber leicht entzündliche Stoffe wie Desinfektionsmittel in flüssiger und verdunsteter Form sowie andere entflammbare Gase in Brand setzen. Auch verbrennungsfördernde Gase wie reiner Sauerstoff können in diesem Zusammenhang gefährlich sein. Daher sind solche Stoffe vor der Anwendung von HF-Chirurgie aus dem Operationsgebiet z. B. durch Absaugung zu entfernen.

STÖRUNG ANDERER GERÄTE

Durch HF-Chirurgiegeräte können andere, gleichzeitig betriebene Geräte gestört werden. Die Ursachen hierfür sind sehr komplex und die Lösung des Problems kann verschiedene Maßnahmen erfordern. Hier können daher nur die häufigsten Störungen und ihre Ursachen genannt werden. Hersteller von HF-Chirurgiegeräten halten in der Regel weitere Informationen zu diesem Thema bereit und helfen bei der Problemlösung.

HF-chirurgische Wechselströme können durch Geräte, die mit dem Patienten verbunden sind, hindurchfließen und sie in ihrer Funktionsweise beeinträchtigen. Beispiele sind Herzschrittmacher und andere aktive Implantate sowie Geräte zur Patientenüberwachung. Diese Probleme können teilweise minimiert werden, indem durch eine geeignete Platzierung der Neutralelektrode ungünstige Strompfade vermieden werden. Insbesondere bei Operationen an Herzschrittmacher-Patienten sollte bevorzugt die bipolare Technik eingesetzt werden.

Eine weitere häufige Ursache für Störungen ist die kapazitive Kopplung (siehe Kasten, rechts) zwischen nahe beieinandergeführten Kabeln eines HF-Chirurgiegerätes und beispielsweise eines EKG-Gerätes. Daher sollten die HF-chirurgischen Kabel möglichst getrennt von den Kabeln anderer Geräte geführt werden. Bei endoskopischen Anwendungen ist dies nur eingeschränkt möglich, hier kann die Übertragung von Bilddaten durch kapazitive Kopplung zwischen den HF-chirurgischen Kabeln und den Datenleitungen im Endoskop beeinträchtigt werden. Auch diese Probleme sind in der Regel durch verschiedene Maßnahmen lösbar. Informationen hierzu sind bei den entsprechenden Herstellern erhältlich.

SONSTIGE HINWEISE

Säuglinge und Kinder:

Wenn im Falle der monopolen Technik die Standard-Neutralelektroden aus Platzgründen nicht verwendbar sind, können spezielle Säuglings- oder Kinder-Neutralelektroden eingesetzt werden. Dies führt dazu, dass sich der Strom auf eine kleinere Fläche verteilt. Um Verbrennungen durch die höhere Stromdichte zu vermeiden, muss der Strom insgesamt begrenzt werden. Dies kann man durch eine entsprechend schwächere Einstellung am HF-Chirurgiegerät erreichen. Einige Geräte verfügen über eine spezielle für Säuglings- und Kinderelektroden angepasste Stromüberwachung. Eine weitere Maßnahme ist die Verkleinerung der Kontaktfläche an der aktiven Elektrode durch vorsichtige Schnittführung bzw. Verwendung kleinflächiger Koagulationselektroden.

Schwangerschaft:

Zwar sind keine Schädigungen am Embryo bzw. Fötus durch HF-chirurgische Ströme bekannt, dennoch wird die bipolare Anwendung empfohlen.

Mehrere Instrumente an einem Gerät:

Durch kapazitive Kopplung zwischen Instrumentenkabeln kann im Kabel eines nicht aktivierten Instruments ein Wechselstrom fließen, der eine Verbrennung an der Elektrode hervorrufen kann. Daher sind Instrumentenkabel getrennt zu führen. Nicht benötigte Instrumente sind an einem sicheren Ort und insbesondere nicht auf dem Patienten abzulegen.

Gleichzeitiger Betrieb von zwei HF-Chirurgiegeräten:

Bei der gleichzeitigen Anwendung von zwei HF-Chirurgiegeräten an einem Patienten kann es z. B. durch Überlagerungen der HF-Ströme zu einer Reihe von Problemen kommen. Für nähere Informationen zu diesem Thema sollten die entsprechenden Hersteller kontaktiert werden.

KAPAZITIVE KOPPLUNG, ERDE UND LECKSTRÖME

Ein Wechselstrom kann auch ohne elektrisch leitende Verbindung von einem Leiter zu einem anderen übertragen werden. Dies liegt daran, dass die Kraft zwischen elektrischen Ladungen auch über nicht leitfähige Bereiche hinweg wirkt. Herrscht zwischen zwei Leitern eine Wechselspannung, kann in beiden ein Wechselstrom fließen. Eine leitfähige Verbindung ist im Gegensatz zum Gleichstrom nicht nötig, weil sich beim Wechselstrom die elektrische Ladung im Leiter hin- und herbewegt und im Mittel kein Ladungsfluss stattfindet. Dieses Phänomen wird als **kapazitive Kopplung** bezeichnet und tritt zwischen nahe beieinanderliegenden Leitern, z. B. Kabeln, auf. Je höher die Frequenz ist, desto besser kann der Strom übertragen werden. Daher kann die kapazitive Kopplung bei den in der HF-Chirurgie verwendeten Frequenzen, die erheblich größer sind als die Frequenz des Stromnetzes (50 Hz), verstärkt auftreten.

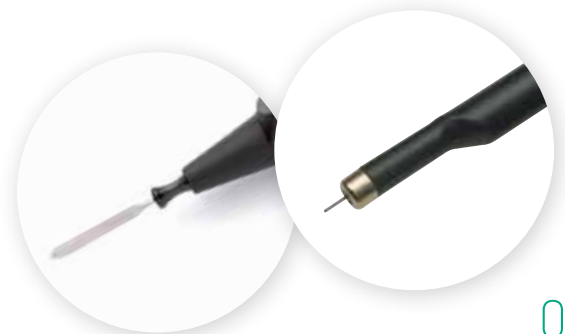
Die Spannung des Energieversorgungsnetzes liegt zwischen der stromführenden Leitung (Phase) und dem **Erdboden** (Erde). Berührt man die Phase, kann ein Strom durch den Körper zur Erde fließen. Um diese Gefährdung im Falle eines Defektes im Gerät auszuschließen, sind metallische Gehäuse stets über den Schutzkontakt der Steckdose direkt mit der Erde verbunden.

Im Fall der HF-Chirurgie muss vermieden werden, dass der HF-Strom direkt zur Erde fließen kann. Daher ist der Hochfrequenzgenerator im HF-Chirurgiegerät von der Erde isoliert, sodass der Stromkreis nur durch die zweite Elektrode geschlossen werden kann. Es lässt sich jedoch nicht vermeiden, dass durch kapazitive Kopplung im Gerät kleine Ströme über die Erde fließen können. Diese Ströme heißen **Leckströme** und werden technisch so weit wie möglich begrenzt.

Instrumente

Dem Anwender der HF-Chirurgie steht eine Vielzahl an Instrumenten für die unterschiedlichen Anwendungen zur Verfügung. Dieses Kapitel soll hierzu einen Überblick geben.

Grundsätzlich gibt es Schneide- und Koagulationsinstrumente, teilweise auch Mischformen davon. Weiterhin unterscheidet man Instrumente für monopolare und bipolare Anwendungen sowie für APC. Darüber hinaus kann man die Instrumente bezüglich ihrer Bauform nach ihrem Einsatzgebiet klassifizieren. Instrumente für die offene Chirurgie bestehen in der Regel aus einem Handgriff mit Elektrodenaufsatz. Für die minimalinvasive Chirurgie werden Instrumente mit Schaft benötigt, der je nach Art der Anwendung, z. B. Laparoskopie oder flexible Endoskopie, starr oder flexibel sein kann. Schließlich gibt es von vielen Instrumenten Varianten zum einmaligen Gebrauch und solche, die wiederverwendet werden können.



01

Links: Monopolares und rechts bipolares Schneideinstrument

SCHNEIDEINSTRUMENTE

01

Für einen Schnitt wird eine Elektrode mit einer linienförmigen Vorderkante benötigt. Typische Formen für Schneideelektroden sind daher Nadeln, Spatel, Drahtschlingen oder Haken. Es gibt sie monopolar als Elektrodenersatz für Handgriffe und mono- oder bipolar als Instrumente mit starrem oder flexiblem Schaft. Bipolare Schneideinstrumente haben in der Regel einen Neutralelektrodenring, der beim Schnitt in Kontakt mit dem Gewebe gebracht werden muss. Darüber hinaus gibt es bipolare Scheren mit zwei Schneideelektroden. Abbildung 01 zeigt Beispiele für monopolare und bipolare Schneideinstrumente.



02

Monopolare Kugelelektrode mit großer Kontaktfläche



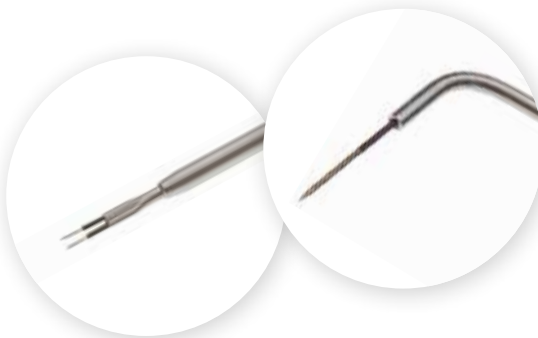
03

Bipolare Instrumente für die Thermofusion.
Links: offenchirurgisch. Rechts: laparoskopisch



05

Offenchirurgischer APC-Handgriff mit Applikator zum Aufschrauben



04

Stich-Koagulationselektroden
links: bipolar, rechts: monopolar



06

APC-Sonde für die flexible Endoskopie

KOAGULATIONSTRUMENTE

02,03,04

Für die koagulierenden Effekte Blutstillung, Gefäßversiegelung und Ablation gibt es jeweils spezielle Instrumente. Die Blutstillung in der offenen Chirurgie erfolgt in der Regel monopolar über ein Instrument mit großer Kontaktfläche wie die Kugelelektrode (Abb. 02). Auch die flache Seite eines Schneidespatels kann dafür verwendet werden.

Für die Gefäßversiegelung kommen bipolare Pinzetten und Klemmen in den verschiedensten Größen und Bauformen zum Einsatz (Abb. 03). Zur Gewebeablation durch Devitalisierung werden monopolare oder bipolare Einstichnadeln verwendet (Abb. 04).

STRUMENTE FÜR DIE ARGONPLASMA-KOAGULATION

05,06

Die APC deckt die Blutstillung sowie die Ablation durch Devitalisierung und durch Schrumpfung ab. APC-Instrumente bestehen aus einer Elektrode und einer Zuführung für das Argongas und sind in vielen Bauformen für die verschiedenen Anwendungsgebiete erhältlich (Abb. 05). Seit ihrer Einführung in der flexiblen Endoskopie (Abb. 06) durch Erbe hat die APC vor allem dort eine große Verbreitung gefunden.

Anwendungen

Die HF-Chirurgie hat aufgrund ihrer Vielseitigkeit ein breites Anwendungsspektrum, das sich von der allgemeinen Chirurgie über Gastroenterologie, Gynäkologie, Urologie, Pneumologie und HNO bis zu Dermatologie und Neurochirurgie erstreckt. Ein Überblick lässt sich anhand der charakteristischen Eigenschaften und Möglichkeiten der HF-Chirurgie gewinnen:

- ☑ **Blutungsarm und kraftlos mit stumpfen Elektroden schneiden**
- ☑ **Punktuelle und großflächige Blutungen stillen**
- ☑ **Durchblutetes Gewebe verschweißen und ohne Blutverlust durchtrennbar machen**
- ☑ **Gewebe abtöten und schrumpfen**
- ☑ **Gewebe durch Schnitt abtragen**

Die folgenden Abschnitte nennen typische Anwendungen für diese Operationstechniken. Genauere Informationen finden sich in den Anwenderbroschüren. Viele Hersteller bieten darüber hinaus Schulungen an, bei denen diese Techniken erlernt werden können.

SCHNITT UND HÄMOSTASE

Schneiden und Blutstillen sind die klassischen Aufgaben der HF-Chirurgie. Diese Effekte werden in allen Disziplinen angewandt. Zur Blutstillung werden in der Regel Kontaktkoagulation oder APC verwendet. Die berührungslose APC hat hierbei im Bezug auf Koagulationsergebnis und Handhabbarkeit, insbesondere in der minimalinvasiven Chirurgie, deutliche Vorteile.

GEWEBEVERSIEGELUNG

Für die Versiegelung von durchbluteten Gewebestrukturen und größeren Blutgefäßen werden bipolare Pinzetten, Klemmen und Zangen verwendet. Typische Anwendungen sind in der Viszeralchirurgie die Mobilisation des Darms sowie die Lymphknotendissektion, in der Gynäkologie die Mobilisation des Uterus vor einer Resektion.

DEVITALISIERUNG UND ABLATION

Die Behandlung von Tumoren, Läsionen und hyperplastischem Gewebe durch Devitalisierung und Schrumpfung ist ein wichtiges Anwendungsgebiet der HF-Chirurgie. Der Anwendungsbereich umfasst u. a. die Gastroenterologie, die Leberchirurgie, die HNO-Chirurgie und die Pneumologie. Zum Einsatz kommen die Kontaktkoagulation mit Kugel oder Einstichnadel sowie die APC, die sowohl zur oberflächlichen Devitalisierung als auch zur Gewebereduktion z. B. bei Wucherungen im Gastrointestinaltrakt eingesetzt werden kann.

GEWEBEABTRAGUNG

Eine Gewebereduktion kann auch durch HF-chirurgische Abtragung mit einer Schlingenelektrode erfolgen. Diese Technik wird z. B. zur Abtragung von Darmpolypen (Polypektomie) angewandt. Das HF-Chirurgiegerät wechselt hier automatisch zwischen Schnitt und Kontaktkoagulation, um das Blutungsrisiko zu reduzieren. Eine weitere Anwendung ist die transurethrale Resektion der Prostata (TURP). Hier wird mit einem monopolaren oder bipolaren Resektoskop durch eine Schlinge unter Spüllösung das zu reduzierende Gewebe abgeschält. Ein ähnliches Verfahren kann auch in der Orthopädie zur Glättung von Knorpelgewebe eingesetzt werden.

Glossar

Ablation Entfernung, Reduktion oder auch Abtötung von Gewebe

Aktive Elektrode Der Teil des HF-chirurgischen Instruments, der den HF-Strom am Ort des beabsichtigten Gewebeeffekts auf das Gewebe des Patienten überträgt. Abkürzung: AE

Argonplasma-Koagulation Monopolare Nonkontakt-Koagulation. Elektrisch leitfähiges Argon (Argonplasma) überträgt den Strom durch Lichtbögen auf das Gewebe. Abkürzung: APC (für engl. Argon Plasma Coagulation)

Bipolare HF-Chirurgie HF-chirurgisches Verfahren, bei dem beide Elektroden in einem Instrument integriert sind

Branche Eine Hälfte des Maulteils einer Klemme, Schere, Zange oder Pinzette

Crestfaktor Das Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert einer Strom- oder Spannungskurve, Maß für den Modulationsgrad des Signals

Desikkation Austrocknung von biologischem Gewebe

Devitalisierung Abtötung von biologischem Gewebe

Diathermie Synonym für HF-Chirurgie

Effektivwert Quadratischer Mittelwert (Wurzel aus dem Mittelwert des Quadrats) einer zeitlich veränderlichen Größe (Strom, Spannung). Der Effektivwert ist im Bezug auf die eingetragene Leistung der gleichwirkende Wert eines Gleichstroms bzw. einer Gleichspannung

Elektrode Leiter, der Strom überträgt oder empfängt, z. B. aktive Elektrode, Neutralelektrode

Elektrochirurgie Synonym für HF-Chirurgie

Elektrotomie HF-chirurgisches Schneiden

endogen von innen

Energie Leistung mal Zeit. Es gibt verschiedene Energieformen, z. B. elektrische Arbeit, mechanische Arbeit und Wärme. Einheit: Joule (J)

exogen von außen

Frequenz Häufigkeit der Perioden pro Sekunde, in denen sich z. B. die Stromrichtung zweimal ändert. Einheit: Hertz (Hz). 1 kHz = 1000 Hz

Fulguration Nonkontakt-Koagulation mit Lichtbogenüberschlägen in Luft

Funke Lichtbogen von kurzer Dauer

Hämostase Blutstillung

HF-Chirurgie Anwendung von hochfrequentem elektrischem Strom auf biologisches Gewebe mit dem Ziel eines chirurgischen Effektes durch Erwärmung. Synonyme: Elektrochirurgie, Diathermie, Radiofrequenz-Chirurgie, engl. RF Surgery

Hochfrequenz Im Sinne der HF-Chirurgie (Norm IEC 60601-2-2) Frequenz von mindestens 200 kHz. Abkürzung: HF, englisch auch Radiofrequency (RF)

Hochfrequenzgenerator Gerät oder Gerätebauteil, das einen Gleichstrom oder niederfrequenten Wechselstrom in einen hochfrequenten HF-chirurgischen Strom umwandelt

Hyperthermie Erwärmung von Gewebe über seine Normaltemperatur

Kapazitive Kopplung Berührungslose Übertragung von Wechselstrom zwischen zwei elektrischen Leitern, zwischen denen eine elektrische Wechselspannung herrscht

Karbonisation Verkohlung von biologischem Gewebe

Kaustik Verfahren zum Schneiden und Blutstillen durch geheizte Instrumente. Engl. Cautery. Gelegentlich fälschlicherweise als Synonym für HF-Chirurgie verwendet

Koagulation 1. Denaturierung von Proteinen. 2. HF-chirurgischer Effekt, bei dem Eiweiße koagulieren und das Gewebe schrumpft

Läsion Eine Schädigung, Verletzung oder Störung einer anatomischen Struktur oder physiologischen Funktion

Leistung Energie pro Sekunde. Die elektrische Leistung ist das Produkt von Strom und Spannung. Einheit: Watt (W)

Lichtbogen Elektrische Entladung in Form eines winzigen Blitzes. Hierbei wird ein Gas, z. B. Luft oder Argon, durch Ionenbildung zu einem elektrisch leitfähigen Plasma. Lichtbögen werden insbesondere bei Schneidevorgängen und APC benötigt

Modulation Zeitliche Veränderung des Spitzenwertes eines zeitlich veränderlichen Signals (Strom, Spannung)

Monopolare HF-Chirurgie HF-chirurgisches Verfahren, bei dem die aktive Elektrode am Operationsort eingesetzt und der Stromkreis durch eine Neutralelektrode geschlossen wird

Nekrose Pathologischer Zelltod

Neutralelektrode Leitfähige Fläche, die während einer monopolaren Anwendung am Patienten befestigt wird, um den HF-Strom wieder aufzunehmen. Sie führt den Strom zum HF-Chirurgiegerät zurück, um den Stromkreis zu schließen. Abkürzung: NE. Synonyme: Dispersive Elektrode, engl. patient plate, return electrode

Ödem Wasseransammlung im Gewebe

Plasma Durch Ionisierung elektrisch leitfähiges Gas

Radiofrequenz-Chirurgie Synonym für HF-Chirurgie. Abkürzung engl. RF Surgery

Schneiden HF-chirurgischer Effekt, bei dem die intrazelluläre Flüssigkeit explosionsartig verdampft und die Zellwände platzen

Schnittqualität Die Beschaffenheit des Schnittes, insbesondere das Ausmaß der Koagulation am Schnitttrand. Die erwünschte Schnittqualität hängt von der Anwendung ab

Spannung Energie zur Trennung von Ladung, auf die Ladungsmenge bezogen. Einheit: Volt (V)

Spitzenwert Maximalwert einer zeitlich veränderlichen Größe (Strom, Spannung) von Null (0) ausgehend in positive oder negative Richtung

Strom Elektrische Ladungsmenge, die sich in einer Sekunde an einem bestimmten Punkt vorbeibewegt. Einheit: Ampere (A)

Stromdichte Stromflussmenge pro Querschnittsfläche. Je größer die Stromdichte, desto größer ist die erzeugte Wärme

Thermofusion Verschmelzung von Gewebe durch Koagulation

Vaporisation Verdampfung von Gewebe

Verbrennung unter Neutralelektrode Hautverbrennung infolge zu hoher Wärmeentwicklung durch übermäßige Stromdichte unter oder an der Neutralelektrode

Wechselspannung Spannung, die ihre Polarität regelmäßig ändert

Wechselstrom Strom, der seine Richtung regelmäßig ändert

Widerstand Beschreibt die elektrische Leitfähigkeit eines Materials. Je größer die Leitfähigkeit, desto geringer der Widerstand. Der Widerstand eines Leiters ist das Produkt aus dem materialabhängigen spezifischen Widerstand und der Länge, dividiert durch die Querschnittsfläche. Einheit: Ohm (Ω)



Erbe Elektromedizin GmbH
Waldhörnlestraße 17
72072 Tübingen
Germany

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