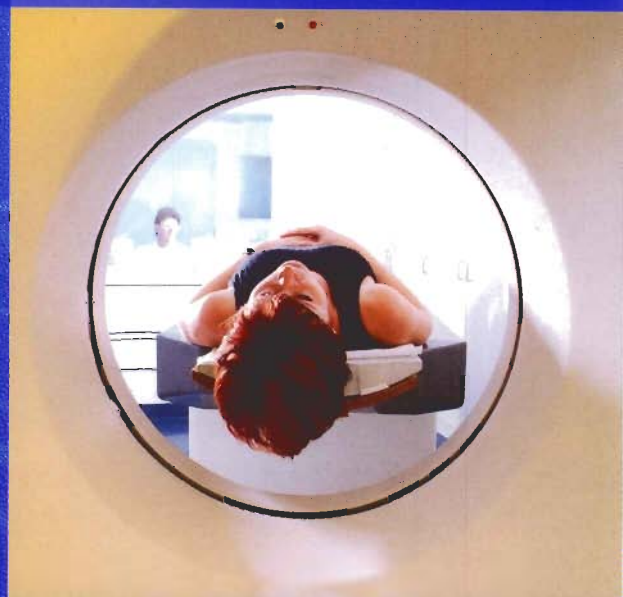




Kramme



# Medizintechnik

3. Auflage

**Sonderdruck des Kapitels  
»Hochfrequenzchirurgie«**

- Verfahren
- Systeme
- Informations-  
verarbeitung



# Hochfrequenzchirurgie

B. Hug, R. Haag

## 28.1 Entwicklung der Hochfrequenzchirurgie – 515

## 28.2 Physikalische und technische Grundlagen – 518

### 28.2.1 Bioelektrische und -thermische Wirkungen am Gewebe – 518

### 28.2.2 Koagulation – 520

### 28.2.3 Elektrotomie (Schneiden) – 520

## 28.3 Technik – 521

### 28.3.1 HF-Generatortechnik – 521

### 28.3.2 HF-Applikationstechnik – 522

### 28.3.3 Ableitströme – 523

## 28.4 Stromformen und Applikation – 524

### 28.4.1 Schneideströme – 524

### 28.4.2 Koagulationsströme – 528

## 28.5 Methodische Hinweise für die Anwendung und Sicherheit – 534

### 28.5.1 Patienten- und Anwendersicherheit – 534

### 28.5.2 Neutralelektrode (NE) – 535

### 28.5.3 HF-Instrumente und -Kabel – 536

### 28.5.4 HF-Chirurgiegerät – 537

### 28.5.5 Vorkommnisse bei der Anwendung der HF-Chirurgie – 537

## 28.6 Ausblick – 537

### Literatur – 538

Hochfrequenzchirurgie (im Weiteren auch als HF-Chirurgie bezeichnet) ist seit vielen Jahren die dominierende Form der Elektrochirurgie. Hierunter versteht man den assistierenden Einsatz von elektrischer Energie in der Chirurgie zur thermisch induzierten Veränderung oder Zerstörung von Gewebezellen mit dem Ziel der Hämostase (Blutstillung), Gewebedurchtrennung oder -versiegelung. Bei der HF-Chirurgie wird hochfrequenter Wechselstrom (bevorzugt 0,3–4 MHz) über spezielle Applikatoren in das zu behandelnde Gewebe geleitet, wo es durch den elektrischen Gewebewiderstand zu einer thermischen Gewebewechselwirkung kommt. Im Gegensatz hierzu wird oder wurde bei der heute unbedeutenden elektrochirurgischen Operationsmethode der Galvanokaustik ein Gleichstrom dazu verwendet, einen Kauter (*griech.* Brenneisen) als chirurgisches Instrument direkt zu erhitzen, um von diesem die Hitze auf das Gewebe zu übertragen. Das Verfahren kommt heute nur noch bei wenigen Indikationen zum Einsatz; dann, wenn jeglicher Stromfluss durch das Körpergewebe vermieden werden soll (z. B. Ophthalmologie).

Dagegen ist die HF-Chirurgie ein unentbehrliches Handwerkszeug aller operativen Fachdisziplinen geworden, sei es im stationären, sei es im niedergelassenen Bereich.

Ein wesentlicher Vorteil der hochfrequenzchirurgisch assistierten Gewebetrennung gegenüber herkömmlicher Schneidetechnik mit dem Skalpell oder der Schere ist, dass gleichzeitig mit dem Schnitt eine Blutungsstillung durch Verschluss der betroffenen Gefäße erfolgt. Weitere Vorteile liegen in der Verhütung der Keimverschleppung, mechanischen Gewebeschonung und der Möglichkeit des

endoskopischen Einsatzes. Beim Einsatz der Methode zur gezielten Hämostase blutender Gefäße kann im Vergleich zur alternativen Gefäßligatur schnell und einfach durch räumlich eng umschriebene Gewebeverkochung (Koagulation) ohne den Einsatz körperfremder Materialien eine gezielte Blutstillung erreicht werden.

Bedingt durch seine Entwicklungsgeschichte wird eine Vielzahl synonyme Begriffe für die Methode verwendet. Wenngleich die eine oder andere Bezeichnung historisch bedingt auf völlig unterschiedlichen Technologien basiert, ist heute damit meist ein und dasselbe Anwendungsverfahren gemeint. Ohne den Anspruch auf Vollständigkeit seien nachfolgend einige der international gängigen Begriffe aufgeführt: HF-Chirurgie, RF-Chirurgie, Radiochirurgie, Elektrochirurgie, Kauter, Elektrokauter, Diathermie, Endothermy, Transthermy, Elektrotomie oder – häufig in den USA – auch nach einem amerikanischen HF-Chirurgie-Pionier als »Bovie« bezeichnet.

## 28.1 Entwicklung der Hochfrequenzchirurgie

Den Ausgang für die Entwicklung der Methode bildet die vorteilhafte therapeutische Anwendung von Hitze. Bereits in den im 2. Jahrtausend v. Chr. von den Ägyptern verfassten Papyri (Papyrus Ebers, Papyrus Edwin Smith) finden sich Hinweise auf den gezielten, therapeutischen Einsatz von Hitze. Die Behandlung von Kriegswunden mit erhitzten Steinen, das Eröffnen von Eiterherden mittels in siedendem Öl erhitzter Holzspäne oder das Ausbrennen von Wunden mit dem »Feuerbohrer« (glühen-

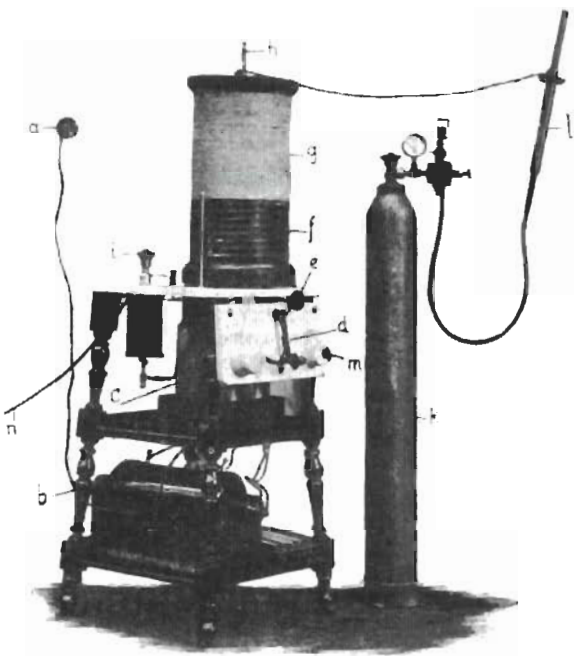
der Holzkohlenstumpf) wurden dort empfohlen. Auch Hippokrates, oft als »Vater der Medizin« bezeichnet (ca. 400 v. Chr.), bediente sich des »Ferrum candens« (Glüheisen) genauso wie arabische und römische Ärzte, um bei Amputationen mit glühenden Messern die Blutung geringer zu halten. Bis ins 19. Jahrhundert war das auf unterschiedliche Weise erhitzte Ferrum candens das Mittel der Wahl in der Chirurgie.

Schon immer hielten neue Technologien schnellen Einzug in die Medizin. So war der von Graf Volta um 1800 entwickelte Vorläufer der elektrischen Batterie (Volta'sche Säule) nur wenige Jahre bekannt, und an elektrische Straßenbeleuchtung war noch lange nicht zu denken, da wurde die Ära der Elektrochirurgie eingeläutet. Dabei waren weniger die Empfehlungen des Engländers Humphrey Davy (1807), die Elektrizität zur Zersetzung organischer Teile zu verwenden, ausschlaggebend als die Anregungen des Münchener Physikers Karl August Steinheil, nach denen in Wien der Zahnarzt Moritz Heider 1845 mit einem elektrisch erhitzten Platindraht einen Zahnerven abgetötet hat. In ganz Europa arbeiteten nun vornehmlich Ärzte an der neuen Methode; der finnische Arzt Gustav Crusell prägte schließlich den Begriff Galvanokaustik. Als weitere Pioniere in dieser Zeit sind die Franzosen Alphonse Amussat, Charles Sedillot, Auguste Nelaton und Leroy d'Etoiles, die Engländer John Marshall, T. Harding, J. Waite und Robert Ellis zu nennen. Wengleich ihm nicht die Rolle des Erfinders der Galvanokaustik zukommt, so hat sich der Breslauer Arzt Albrecht Theodor Middeldorpf (1824–1883) um die neue Methode sehr verdient gemacht, indem er Operationsmethoden standardisiert und in seinem Werk »Die Galvanokaustik. Ein Beitrag zur operativen Medizin« im Jahr 1854 umfassend beschrieben hat. Auf ihn geht das Basisinstrument der Galvanokaustik zurück, der Galvanokauter und die galvanokaustische Schneideschlinge – Ligatura candens. Einer der renommiertesten Chirurgen der damaligen Zeit, Theodor Billroth (1826–1894), der Middeldorpf sogar als den Erfinder der Galvanokaustik würdigte, schrieb 1878 in seinem »Handbuch der allgemeinen und speciellen Chirurgie«: »...Middeldorpf hat die Galvanokaustik nicht nur erfunden, sondern auch in seinem Buch, wie mir scheint, vollkommen erschöpft, indem er die zweckmäßigste Batterie, die zweckmäßigsten Instrumente erfand und auch die Indicationen für die Verwendbarkeit dieser Operationsmethode aufs Präziseste formulierte« (Sudermann, 2000). Einer der wenigen aus der ersten Garde deutscher Chirurgen, die sich nach Middeldorpf um das Thema verdient gemacht haben, war der Chirurg Victor von Bruns. Auf ihn gehen im Wesentlichen technische Verbesserungen der Ligatura candens zurück, bei der ein zusammenziehbarer, schlingenförmiger Platindraht Verwendung findet, der mit Gleichströmen von 10–20 A bei Spannungen von 3–6 V aufgeheizt wurde. Es war nun möglich, an schwer zugänglichen Stellen zu operieren und

die Glühhitze einwirken zu lassen, nachdem man zuvor ungehindert den noch kalten Draht appliziert hatte – also ideale Voraussetzungen, um die Methode endoskopisch einzusetzen. Letztlich war es dann auch der endoskopische Bereich, in dem sich die Galvanokaustik etablieren konnte. In der Allgemeinchirurgie setzte sich zwar die Glühkaustik durch, allerdings nicht elektrisch basiert als Galvanokaustik, sondern in Form des Thermokauters nach Paquelin. Bei ihm wurden verschieden geformte Hohlkörper aus Platin zum Glühen erhitzt und dann, durch Einblasen eines Benzin-Luft-Gemisches, das an der glühenden Platinfläche verbrannte, glühend erhalten. Dass dem Thermokauter nach Paquelin überall dort der Vorzug gegeben wurde, wo man offen zugänglich arbeiten konnte, mag daran liegen, dass der Einsatz des Galvanokauters kompliziert und teuer war. Nicht zuletzt war der Umgang mit den damaligen Batterien (meist vom Zink-Platin-Typ) teuer und wartungsintensiv.

Die Voraussetzungen, den elektrischen Strom nicht nur als Energieform zum Betrieb eines modernen Ferrum candens einzusetzen, sondern unmittelbar im Gewebe zur Anwendung zu bringen, wurden ebenfalls in der Mitte des 19. Jahrhunderts erarbeitet. Aus den elektrophysiologischen Experimenten von Duchenne de Boulogne, deren Ergebnisse er 1855 publizierte, wusste man, dass niederfrequente Wechselströme zu Muskelkontraktionen und Nervenreizungen führen und insofern für chirurgische Zwecke unbrauchbar sind. Ende des 19. Jahrhundert zeigten Tesla und Jacques-Arsène d'Arsonval, dass Wechselströme im Frequenzbereich von 2 kHz bis 2 MHz zu einer Gewebeerwärmung führen, ohne dabei Muskel- oder Nervenreizungen hervorzurufen. Die Deutung dieser Ergebnisse und den Nachweis des elektrophysiologischen Wirkungszusammenhangs zeigte Walther Nernst im Jahre 1899 auf. Er formulierte das nach ihm benannte Nernst'sche Reizschwellengesetz, das den Schwellenwert der für eine Nervenreizung nötigen Stromstärke in Beziehung zur Frequenz des Reiz auslösenden Wechselstroms setzt.

Diese grundlegenden Erkenntnisse bildeten die Basis dafür, dass Rivière im Jahre 1900 in Paris über Erfolge der Funkenbehandlung von Geschwülsten und tuberkulösen Hauterkrankungen berichten konnte. Das Zeitalter der Hochfrequenzchirurgie hatte begonnen. Zunächst wurde ein Apparat von d'Arsonval verwendet, dessen gedämpfte Schwingungen mit hohen Spannungsspitzen eine Gewebeerstörung durch Funkenübertritt auf das Gewebe ermöglichten. Pozzi bezeichnete dieses Verfahren als Fulguration (*lat.: fulgur*, Blitz), eine Bezeichnung, die bis heute für die quasi berührungslose Form der Energieübertragung auf den Patienten gängig ist. Neben Pozzi sind die Arbeiten von de Keating-Hart richtungweisend. Er hat in Marseille und Paris (Hospital Broca) mit einem auch von Professor Czerny empfohlenen Fulgurationsapparat (■ Abb. 28.1) die Funkenbestrahlung bösartiger Ge-



■ **Abb. 28.1.** Fulgurationsapparat nach DE KEATING HART zur »Blitzbehandlung (Fulguration) der Krebse«. Einige zehn Minuten lang wurden kräftige »Blitzfunkenbüschel« auf das Tumorgewebe appliziert. Übermäßige Hitzewirkung verhinderte ein koaxial über die Elektrode geleiteter Kohlensäurestrom. (Wiesner 1908)

schwüre in Kombination mit deren operativer Entfernung durchgeführt.

Seit 1907 ist die Elektrodessikation (William L. Clark) bekannt. Bei dieser Methode kommen Nadelelektroden zur Anwendung, die aufgesetzt oder ins Gewebe eingestochen werden und unter dem Einfluss von HF-Strom zu einer Gewebeverkohlung und Austrocknung führen. 1909 berichtete Eugène L. Doyen über ein zweipoliges Verfahren zur »Electrocoagulation« bösartiger Geschwüre. Der Begriff »Voltaisation bipolaire« war nun eingeführt. Die Anwendungsmöglichkeiten der Methode waren anfangs dennoch begrenzt, und zwar wegen der zur Verfügung stehenden Generatoren (Oudin'sche Resonatoren und Löschfunktensender mit weniger als 3 kHz Funkenfrequenz). Denn, wie Nernst schon nachwies, sind die niedrigen Frequenzen von starker faradischer Gewebereizung begleitet. Zwar standen ab 1907 Löschfunktensender mit Frequenzen bis ca. 1 MHz zur Verfügung, womit der Einsatz auch auf neurochirurgische Indikationen erweitert werden konnte, eine Gewebetrennung (Elektrotomie) war mit der gegebenen Technologie dennoch nicht befriedigend möglich. Hierfür werden – wie später gezeigt wird – unmodulierte bzw. gering modulierte HF-Ströme benötigt, wie sie von Funkenstreckensendern nicht generiert werden konnten. Dies gelang erst mit Röhrengeneratoren, wie sie Mitte der 1920er Jahre durch George A. Wyeth

(The endotherm) zum Einsatz kamen. Allerdings war bei diesen Generatoren die Hämostasewirkung nicht so gut ausgeprägt wie bei den Funkenstreckengeneratoren. Für Elektrotomie und Hämostase wurden daher lange Zeit zwei getrennte Generatoren verwendet (Schneiden mit Röhre, Blutstillung mit Funkenstrecke). So stellt die Patentanmeldung des Amerikaners William T. Bovie im Jahre 1928 (US 1,813,902) einen weiteren Meilenstein in der Entwicklung der HF-Chirurgie dar. Er schlug vor, mit ein und demselben Gerät über ein und denselben Applikator wahlweise verschiedene Arten von HF-chirurgischen Strömen dem Operateur anbieten zu können. Es war nun ein technischer Stand erreicht, bei dem faradische Reizungen weitgehend vermieden wurden und ein »zuckungsfreies Schneiden« möglich war. Während sich in den USA William T. Bovie in Zusammenarbeit mit dem Neurochirurgen Harvey Cushing um die Methode verdient gemacht haben, war es in dieser Zeit in Deutschland der Elsässer Hans von Seemen (1898–1972), der in seiner Münchener Zeit ein frühes Standardwerk (»Allgemeine und spezielle Elektrochirurgie«) über das Thema verfasste.

In den folgenden Jahren konzentrierten sich die Entwicklungen hin zu höheren Frequenzen und damit zur Heilbehandlung mit abgestrahlten elektrischen oder magnetischen Feldern. Dabei wurden moderat zu erwärmende Körperpartien in den elektrischen Einfluss eines Kondensatorfeldes (Schliephake) oder den magnetischen Einfluss eines Spulenfeldes (Esau) gebracht. Die in den 1930er und 1940er Jahren verfügbaren Kurzwellen- (27,12 MHz) und Dezimetergeräte (433,92 MHz) wurden nach der Verfügbarkeit des Magnetrons aus der Radartechnik nach dem zweiten Weltkrieg um Mikrowellengeräte (2,45 GHz) erweitert. Wenngleich einige der angebotenen Kurzwellengeräte auch für den chirurgischen Einsatz geeignet waren, stand bei ihnen die HF-Hyperthermie – also die künstliche Erzeugung zeitlich und lokal begrenzten »Fiebers« – im Vordergrund. In der Chirurgie setzten sich die Geräte vermutlich wegen des hohen Preises der Senderöhren erst nach 1945 durch. Für den chirurgischen Einsatz beinhalteten die Geräte nach wie vor für die Blutstillung einen Funkenstreckengenerator und für das Gewebescheiden einen Röhrengenerator. Erst 1955 wurde das erste vollelektronische auf Röhrenbasis entwickelte Universalgerät für die HF-Chirurgie angeboten. Die Entwicklung moderner Transistortechnik in den 1970er Jahren bot gerätetechnisch eine technologische Adaption. Mit dieser Technik konnten die Geräte wesentlich kleiner und kompakter gebaut werden. Der Methode selbst eröffneten sich hinsichtlich neuer Anwendungen dadurch allerdings keine wesentlichen Bereicherungen. Einen wichtigen Meilenstein stellte dann allerdings die Entwicklung des sog. Argonbeamers Mitte der 1970er Jahre dar. Ausgehend von einem »Plasma Scalpel«, wie es von den Amerikanern Robert Shaw (1966), Robert Goucher (1972) und Frank Incropera (1975) zur Vaporisa-



■ **Abb. 28.2.** Modernes HF-Chirurgiegerät mit menügeführter Bedienoberfläche. Die Behandlungsparameter sind auf einem Bildschirm räumlich dem jeweiligen Patientenausgang zugeordnet

tion von Gewebe vorgeschlagen wurde, entwickelte Charles Morrison (1976) den Argonbeamer, wie er im Prinzip bis heute zum Einsatz kommt. Während beim »Plasma Scalpel« ein energiereicher Plasmastrahl – vergleichbar einem Schneidbrenner – auf das Gewebe gerichtet wurde, nutzt man beim Argonbeamer lediglich einen ionisierten Argonstrahl als leitfähiges Medium, um berührungslos die HF-Energie ins Gewebe zu leiten. Während das »Plasma Scalpel« völlig ohne medizinische Bedeutung blieb, schuf sich der Argonbeamer seinen festen Platz in der medizinischen Anwendung.

Seit Anfang der 1990er Jahre werden mikroprozessor-gesteuerte HF-Chirurgiegeräte eingesetzt. Regelungstechnisch ergaben sich dadurch völlig neue Möglichkeiten. Eine Vielzahl verschiedener Stromformen, die auf die jeweilige Indikation und Applikation abgestimmt wurden, konnten so realisiert werden. Durch die vielfältigen verschiedenen Einsatzmöglichkeiten mit den jeweils auf den Prozess abgestimmten Behandlungsparametern wurden die Geräte hinsichtlich ihrer Bedienung sehr komplex. Dem trug die weitere Entwicklung Rechnung, indem heute Bildschirm-Geräte (■ Abb. 28.2) mit menügeführter Bedienoberfläche angeboten werden.

## 28.2 Physikalische und technische Grundlagen

### 28.2.1 Bioelektrische und -thermische Wirkungen am Gewebe

Fließt elektrischer Strom durch biologisches Gewebe, treten je nach Stromart, Stromstärke und Frequenz drei unterschiedliche Effekte auf:

#### – Elektrolytischer Effekt

Bei Gleichstrom und niederfrequenten Wechselströmen dominiert der elektrolytische Effekt, d. h. es kommt zu Ionenverschiebungen im Gewebe. Positiv geladene Ionen wandern zum negativen Pol (Kathode), negativ geladene Ionen zum positiven Pol

(Anode). Dieser Effekt wird in der Medizin bei der Iontophorese genutzt, um bestimmte Medikamente in den Körper einzuschleusen. In der HF-Chirurgie ist dieser Effekt nicht erwünscht, weil das Gewebe elektrolytisch geschädigt werden kann.

#### Faradischer Effekt

Fließen Wechselströme mit einer Frequenz bis 20 kHz durch biologisches Gewebe, entsteht der faradische Effekt. Ströme innerhalb dieses Frequenzspektrums reizen Nerven und Muskelzellen, sodass es zu Muskelkontraktionen kommen kann. Die maximale Reizung entsteht bei Frequenzen zwischen 10 und 100 Hz (■ Abb. 28.3). Der faradische Effekt wird in der Reizstromdiagnostik und der Reizstromtherapie sinnvoll genutzt (z. B. bei Muskellähmungen). In der HF-Chirurgie ist dieser Effekt nicht erwünscht, da Muskelkontraktionen für den Patienten unangenehm, sogar gefährlich, und für den Chirurgen hinderlich sind.

#### Thermischer Effekt

Mit hochfrequenten Wechselströmen wird im biologischen Gewebe sowohl der elektrolytische als auch der faradische Effekt weitgehend vermieden und es dominiert der thermische Effekt. Die Frequenz des Wechselstroms beträgt dabei mindestens 300 kHz; daher die Bezeichnung HF-Chirurgie. Dieser gewünschte thermische Effekt wird hauptsächlich für zwei verschiedene Anwendungen genutzt, nämlich das Schneiden und das weitaus häufigere Koagulieren. Die Erwärmung des Gewebes hängt im Wesentlichen vom spezifischen Widerstand des Gewebes, der Stromdichte und der Einwirkdauer ab. Der thermische Effekt wird dadurch erreicht, dass die elektrische Energie in Wärmeenergie umgewandelt wird.

In jeder stromdurchflossenen Materie entsteht Wärme. Die Umwandlung von elektrischer Energie in Wärmeenergie erfolgt verlustfrei.

Nach dem Joule'schen Gesetz ergeben sich folgende Zusammenhänge:

$$Q = Pt = UIt = I^2Rt = U^2t/R \quad [J = Ws]$$

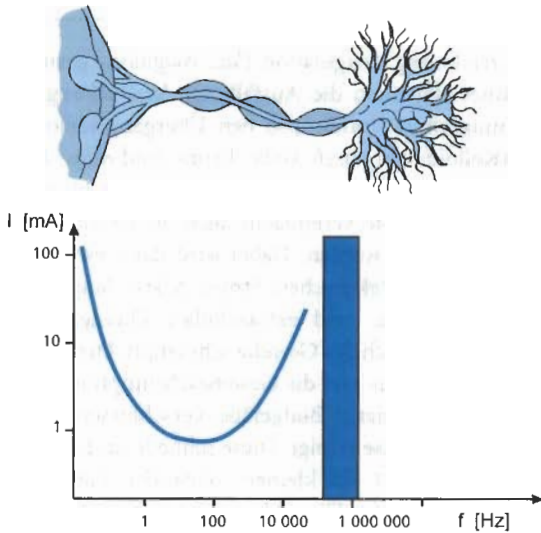
Hier bedeuten:

- P Leistung,
- U Spannung,
- I Strom,
- R Widerstand,
- t Zeit.

Die zum Koagulieren erforderliche Hochfrequenzleistung  $P_K$  kann näherungsweise aus der Wärmemenge  $Q_K$  und der Koagulationsdauer  $t_K$  berechnet werden:

$$P_K = Q_K / t_K \quad [W]$$

Die Wärmemenge  $Q_K$  ist abhängig von der Menge  $m_K$  des zu koagulierenden Gewebes, von dessen spezifischer



■ **Abb. 28.3.** Nernst'sches Reizschwelligesetz, das den frequenzabhängigen Schwellenwert der für eine Nervenreizung nötigen Stromstärke angibt

Wärmekapazität  $c_K$  und der Temperaturdifferenz  $\Delta t_K$  (von ca. 37°C auf 60°–100°C) zwischen Beginn und Ende der Koagulation im Koagulat:

$$Q_K = m_K c_K \Delta t_K [Ws]$$

In  $Q_K$  ist nur die Wärmemenge berücksichtigt, die zur Koagulation erforderlich ist. Je nach angewandeter Koagulationstechnik muss auch eine zusätzliche Wärmemenge  $Q_U$  berücksichtigt werden, welche unbeabsichtigt in anderen vom elektrischen Strom durchflossenen Gewebereichen entsteht. Während  $Q_U$  bei bipolaren Koagulationstechniken im Vergleich zu  $Q_K$  vernachlässigbar klein bleibt, kann  $Q_U$  bei monopolen Koagulationstechniken im Vergleich zu  $Q_K$  unter ungünstigen Umständen sehr groß sein. Zu diesen ungünstigen Umständen zählen z. B. monopolare Koagulationstechniken, bei denen ein großer Teil des hochfrequenten Stroms an dem zu koagulierenden Gewebe vorbeifließt, wie bspw. durch die Spülflüssigkeit bei der TUR. Die Wärmemenge  $Q_U$  stellt stets ein Risiko für unerwünschte Nebenwirkungen dar und ist daher unbedingt zu beachten. Hieraus erklärt sich auch, dass bei der monopolen Applikationsform im Vergleich zur bipolaren ein höherer Leistungswert erforderlich ist.

Außer den Wärmemengen  $Q_K$  und  $Q_U$  ist bei verschiedenen Koagulationsverfahren auch die Wärmemenge  $Q_{AE}$  zu berücksichtigen, welche während der Koagulation die aktive Elektrode erwärmt. Die Temperatur der aktiven Elektrode sollte während der Koagulation nicht ansteigen, weil hierdurch das Problem entsteht, dass das Koagulat an der aktiven Elektrode anklebt; in Folge des direkten Kontakts der aktiven Elektrode mit dem Koagulat wird diese aber unvermeidlich erhitzt.

Für die gesamte Wärmemenge bedeutet dies:

$$Q_{Ges} = Q_K + Q_U + Q_{AE} [Ws]$$

Hier bedeuten:

- $Q_K$  Wärmemenge zum Koagulieren,
- $Q_{AE}$  Wärmemenge aktive Elektrode,
- $Q_U$  Wärmemenge Umgebung, unbeabsichtigt,
- $Q_{Ges}$  Wärmemenge gesamt,
- $t_K$  Koagulationsdauer,
- $P_K$  Leistung zum Koagulieren,
- $\Delta t_K$  Temperaturdifferenz,
- $m_K$  Menge des zu koagulierenden Gewebes,
- $c_K$  spezifische Wärmekapazität.

Die zum Schneiden erforderliche Hochfrequenzleistung  $P_S$  kann näherungsweise ebenfalls aus der Wärmemenge  $Q_S$  und der Schnittdauer  $t_S$  berechnet werden:

$$P_S = Q_S / t_S [W]$$

Beim Schneiden wird ein Gewebevolumen, welches proportional zu der Länge, der mittleren Tiefe und der Breite des Schnittes ist, so stark erhitzt, dass dessen Wassergehalt verdampft. Die hierfür erforderliche Wärmemenge  $Q_S$  ergibt sich aus der Wärmemenge  $Q_{100}$ , welche das Gewebevolumen  $V_S$  von ca. 37°C auf 100°C erhitzt, und der Wärmemenge  $Q_D$ , welche den Wassergehalt des Gewebevolumens  $V_S$  verdampft:

$$Q_S = Q_{100} + Q_D [Ws]$$

Analog der Wärmebilanz beim Koagulieren müssen auch beim Schneiden die Wärmemenge für die unvermeidliche Erwärmung des am Schnitt unbeteiligten Gewebes sowie die Wärmemenge für die unvermeidliche Erwärmung der aktiven Schneideelektrode berücksichtigt werden.

Für die gesamte Wärmemenge bedeutet dies:

$$Q_{Ges} = Q_S + Q_U + Q_{AE} [W]$$

Hier bedeuten:

- $P_S$  Leistung zum Schneiden,
- $Q_S$  Wärmemenge zum Schneiden,
- $Q_D$  Wärmemenge, die den Wassergehalt des Gewebevolumens verdampft,
- $Q_{100}$  Wärmemenge von 37°C auf 100°C,
- $V_S$  Gewebevolumen, Schnitt,
- $t_S$  Schnittdauer.

Die Stromdichte  $J$  nimmt eine Schlüsselrolle bei der HF-Chirurgie ein; nur wenn die Stromdichte ausreichend groß ist (üblich 1–6 A/cm<sup>2</sup>), kann der gewünschte Schneide- oder Koagulationseffekt entstehen.

Die Stromdichte nimmt quadratisch mit der Entfernung  $r$  ab.

$$J \sim 1/r^2 [A/cm^2]$$

Die Temperaturerhöhung nimmt bei homogenen Gewebeeigenschaften mit der 4. Potenz zur Entfernung  $r$  ab.

$$\Delta t \sim 1/r^4 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Das biologische Gewebe selbst verhält sich im Wesentlichen wie ein Ohm'scher Widerstand (■ Tab. 28.1). Während der spezifische Widerstand bei Muskelgewebe und gut durchblutetem Gewebe relativ gering ist, haben flüssigkeitsarme Gewebe wie Knochen, Knorpel und Fettgewebe einen hohen spezifischen Widerstand, was wiederum bedeutet, dass ein verhältnismäßig kleiner Strom fließt. Beim Schneiden im Muskelgewebe liegt der Widerstand im Bereich von 150 und 300  $\Omega$ , während er im Fettgewebe zwischen 500 und 1000  $\Omega$  liegt.

Unabhängig von der Art, wie eine Gewebeerhitzung durchgeführt wird (HF-Strom, Laser, IR-Koagulator, Ultraschall, Ferrum candens,...), lassen sich die thermischen Wirkungen qualitativ wie in ■ Tab. 28.2 aufgeführt einteilen.

■ Tab. 28.1. Spezifischer Widerstand  $\rho$  von biologischem Gewebe (0,3–1 MHz), modifiziert nach Reidenbach 1983

Gewebe	Spezifischer Widerstand $\rho$ ( $\Omega$ )
Blut	160–300
Muskel, Niere	160–260
Milz	270–300
Herz	200–230
Leber	200–380
Gehirn	670–700
Lunge	160–1000
Fett	1600–3300

### 28.2.2 Koagulation

Die Bezeichnung Koagulation (*lat.: coagulare, gerinnen*) bezeichnet allgemein die Ausfällung, Ausflockung oder Gerinnung eines Stoffes, also den Übergang kolloidaler Stoffe (Kolloid: von *griech. kolla* »Leim«, und *eidōs* »Form, Aussehen«) aus dem Lösungszustand in den Gelzustand. Der Prozess könnte vereinfacht auch als Gewebeverkoagulation bezeichnet werden. Dabei wird das Gewebe vom hochfrequenten elektrischen Strom relativ langsam erhitzt, sodass intra- und extrazelluläre Flüssigkeit verdunstet und dadurch das Gewebe schrumpft. Der entstandene »Gewebeleim« und die Gewebeschrumpfung führen dazu, dass perforierte Blutgefäße verschlossen werden und eine Hämostase erfolgt. Diese schnelle und effiziente Blutstillung ersetzt bei kleinen, blutenden Gefäßen in vielen Fällen teuren Fibrinkleber oder die aufwändige Ligatur. Im täglichen Umgang mit der HF-Chirurgie wird die Bezeichnung Koagulation nicht nur für die beschriebene Gewebereaktion verwendet, sondern umfassender auch für eine bestimmte Betriebsart von HF-Chirurgiegeräten. Abhängig von der Qualität des HF-Stromes und bedingt durch unterschiedliche Applikationsformen wird in Kontaktkoagulation, Forcierte Koagulation, Desikkation, Fulguration (auch Spraykoagulation genannt) sowie argonassistierte Koagulation und Gefäßversiegelung unterschieden (► Abschn. 28.4.2).

### 28.2.3 Elektrotomie (Schneiden)

Wenngleich die biophysikalischen Vorgänge beim Schneidvorgang im Detail bis heute nicht hinreichend untersucht sind, so lässt sich der Prozess über eine phänomenologische Beschreibung und theoretische Überlegungen plausibel erklären. Dabei müssen zwei unterschiedliche Ausgangssitua-

■ Tab. 28.2. Thermische Gewebeschädigung in Abhängigkeit von der Temperatur

Temperatur	Gewebereaktion
bis ca. 40°C	Keine signifikanten Zelländerungen.
ab ca. 40°C	Reversible Zellschädigung (abhängig von der Expositionsdauer).
ab ca. 49°C	Irreversible Zellschädigung.
ab ca. 60–65°C	Koagulation: Kollagene werden in Glukose umgewandelt, das kollagenhaltige Gewebe schrumpft und es kommt zur Hämostase blutender Gefäße.
ab ca. 90–100°C	Dehydration/Desikkation (Austrocknung): Übergang von intra- und extrazellulärer Flüssigkeit in die dampfförmige Phase. Glukose kann aufgrund der Dehydration einen Klebeffekt zeigen, das Koagulat schrumpft.
ab ca. 200 °C	Karbonisation: Das Gewebe verkohlt wie bei einer Verbrennung IV. Grades, unangenehmer Geruch des verbrannten Gewebes, der postoperative Verlauf kann beeinträchtigt werden.
einige hundert °C	Vaporisation (Verdampfung des Gewebes): Rauch und Gasentwicklung.

Surgical Innovation is our Passion.

marLux® mit  
centriXbeam®:  
Licht der nächsten  
Generation

marLux®

maxium®

Das multifunktionale  
HF-System:

maxium® + maxium® Beamer



**KLS martin**  
GROUP

Gebrüder Martin GmbH & Co. KG · Ein Unternehmen der KLS Martin Group · Ludwigstaler Str. 132 · D-78532 Tuttlingen  
Postfach 60 · D-78501 Tuttlingen · Tel. +49 7461 706-0 · Fax +49 7461 706-193 · info@klsmartin.com · www.klsmartin.com



# Medizinische Fachbegriffe sucht man nicht im Grünen



- **Topaktuell:**  
Ausgabe 2007/2008
- **Extraprall:**  
75 000 Stichwörter
- **Supergünstig:**

Nur  
**€19<sup>95</sup>**

0602284

Die €-Preise für Bücher sind gültig in Deutschland und enthalten 7% MwSt. Preisänderungen und Irrtümer vorbehalten.

Jetzt in Ihrer Buchhandlung.

springer.de

 Springer

tionen berücksichtigt werden; zum einen, die Schneidelektrode ist zu Beginn des Schneidvorgangs bereits in Gewebekontakt – zum anderen, die Schneidelektrode nähert sich im aktivierten Zustand allmählich dem Gewebe. Mit hochfrequentem Wechselstrom lassen sich über kleinflächige messer- oder nadelförmige Elektroden lokal begrenzt relativ hohe Stromdichten im Gewebe erzeugen. Dieses erhitzt sich dadurch blitzartig über 100°C, sodass der entstehende Dampfdruck die Zellmembranen explosionsartig zerreißt. Der entstandene isolierende Dampf zwischen Elektrode und Gewebe verhindert in der Folge den ungehinderten Ohm'schen Stromfluss ins Gewebe, sodass sich eine Spannung (Schneidespannung) zwischen Elektrode und Gewebe aufbaut, die zu einer Funkenbildung zwischen diesen führt. Der weitere Energieeintrag erfolgt nun über Funken, in deren nur wenige µm großen Fußpunkten ( $r=10\text{--}20\text{ }\mu\text{m}$ ) extrem hohe Energiedichten auftreten, unter deren Einfluss die einbezogenen Gewebezellen vaporisieren. Dabei spielt es keine Rolle, ob dieser Vorgang offen unter Atmosphäre oder unter elektrisch nicht leitender Flüssigkeit erfolgt. Diese Modellvorstellung wird auch durch die Arbeiten der Arbeitsgruppe um K. Fastenmeier (1996) untermauert.

Nähert man sich dagegen mit einer bereits unter Spannung stehenden Elektrode dem Gewebe, zündet die anstehende Spannung bei entsprechender räumlicher Nähe zum Gewebe Funken. Diese für einen Schneidvorgang unbedingt notwendigen Funken überbrücken also zunächst den »letzten« Luftspalt, bevor eine dann entstehende Dampfschicht den Prozess wie oben beschrieben unterhält. Der im ersten Fall beschriebene Ohm'sche Stromfluss ins Gewebe zu Beginn eines gewünschten Schneidvorgangs führt zu einem »verzögerten Anschnitt«. Dies wurde in der Vergangenheit durch eine pulsartige Leistungserhöhung zu Beginn der Stromaktivierung überwunden (Anschnitthilfe); heute wird das Phänomen regelungstechnisch kompensiert.

Ein mit dem »F-Messer« ausgeführter Gewebeschnitt erfolgt ohne mechanischen Kraftaufwand. Die Schneidelektrode gleitet quasi durch das Gewebe – vergleichbar einem heißen Draht durch Butter oder Wachs. Durch die entstehenden hohen Temperaturen am Schnitzaum wird die Gefahr einer Keimverschleppung vermindert. Zudem wird gleichzeitig beim Schneiden eine Hämostase erzielt. Die präzise Schnittführung kann vom Chirurgen sowohl offenchirurgisch als auch endoskopisch genutzt werden.

## 28.3 Technik

### 28.3.1 HF-Generatortechnik

Die Hauptaufgabe eines HF-Generators besteht darin, den Netzstrom in Hochfrequenzstrom umzuwandeln. Die sichere galvanische Trennung zwischen Netz- und Patientenkreis steht dabei im Vordergrund des Sicher-

heitsinteresses. Die heutige Generation der mikroprozessorgesteuerten HF-Generatoren wurde auf der Grundlage der exakten Analyse der Gewebefekte und der Berücksichtigung der besonderen Erfordernisse der unterschiedlichen Fachdisziplinen entwickelt. Damit stehen HF-Chirurgiegeräte zur Verfügung, mit denen reproduzierbare Schneide- und Koagulationseffekte erzielt werden können. Dies ermöglicht bspw. eine sanfte Koagulation ohne Karbonisation oder reproduzierbare Schneideeigenschaften, weitestgehend unabhängig von äußeren Bedingungen wie z. B. Schnittgeschwindigkeit oder Elektrodengröße. Das Ausgangsleistungsniveau automatisch geregelter HF-Chirurgiegeräte liegt wesentlich niedriger als das konventioneller Geräte. Vor 1975 wurden noch Geräte angeboten mit einer Ausgangsleistung bis zu 1000 W; dabei wurden auch damals wie heute selbst bei Anwendungen mit relativ hohem Leistungsbedarf (Applikationen unter Flüssigkeit) nicht mehr als typisch 150 W benötigt. Diesem damaligen Trend zu immer höheren Ausgangsleistungen hin wurde durch die Normgebung (IEC 60601-2-2) entgegengewirkt, indem eine Obergrenze der max. HF-Ausgangsleistung für HF-Chirurgiegeräte von 400 W definiert wurde.

Eine Reihe von heute in den Geräten implementierten Überwachungseinrichtungen wie z. B. Neutralelektroden-Monitoring, Überdosierungs-Schutzschaltungen, optische und akustische Aktivierungsanzeigen, Gewebeimpedanz-Monitoring und HF-Ableitstromkompensation bedeuten für den Patienten und Operateur mehr Sicherheit. Für alle HF-Chirurgiegeräte-Hersteller ist international normativ vorgegeben, dass Geräte mit einer HF-Ausgangsleistung von über 50 W mit einer Überwachungseinrichtung ausgestattet sein müssen, die eine Unterbrechung in der Neutralelektrodenzuleitung erkennen und eine Energieabgabe im Fehlerfall verhindern kann. Es wird allerdings empfohlen, nur Geräte einzusetzen, die nicht nur eine Kabelunterbrechung erkennen, sondern darüber hinaus die korrekte Applikation der Neutralelektrode am Patienten überwachen.

Der Patientenausgangskreis (Anwendungsteil) darf bei HF-Chirurgiegeräten keinen galvanischen Erdbezug haben; d. h. das Anwendungsteil muss »floatend« aufgebaut sein. HF-Geräte dürfen also nicht als Geräte mit einem Anwendungsteil vom Typ B aufgebaut werden. Bei einem vollständig floatenden Ausgang – Geräte mit Anwendungsteil vom Typ CF (Cardiac Floating) – hat keine der beiden Patienten-HF-Zuleitungen einen konstruktiv gewollten HF-Erdbezug; bei Geräten mit einem Anwendungsteil vom Typ BF (Body Floating) wird dagegen dem Neutralelektrodenanschluss konstruktiv über einen Kondensator Erdbezug gegeben. Für den Einsatz am offenen Herzen und für die Kombination mit intrakardialen Kathetern stehen HF-Chirurgiegeräte mit isoliertem Anwendungsteil vom Typ CF und defibrillationsfestem Ausgang zur Verfügung.

Da kapazitive Ableitströme – also HF-Ströme, die aufgrund vielfältiger Teilkapazitäten von Gehäuse, Leitungen und Patient gegen Erde – unkontrolliert auftreten und dem Patienten Verbrennungen zuführen können, dürfen normierte Grenzwerte nicht überschritten werden. Da die Ableitströme mit zunehmender Frequenz größer werden, ist der HF-chirurgischen Anwendung praktisch eine obere Frequenzgrenze gesetzt. Niedrige Frequenzen führen dagegen – wie Nernst schon zeigte – zu Nerven- und Muskelreaktionen. Vor diesem Hintergrund empfiehlt die IEC 60601-2-2 nur Arbeitsfrequenzen oberhalb von 300 kHz zu verwenden. Aufgrund der Ableitstromproblematik empfiehlt sie, Frequenzen oberhalb von 5 MHz nicht anzuwenden.

Auch bei den genannten hohen Arbeitsfrequenzen können faradische Reizungen auftreten. Sie beruhen auf der gleichrichtenden Wirkung von Funken – wie sie ja z. B. bei der Elektrotomie zwingend erforderlich sind. Um faradische Reizungen zu vermeiden, wird in den Patientenstromkreis ein sog. Antifaradisationskondensator geringer Kapazität eingefügt. An bestimmten Stellen ist es dennoch nicht vollständig auszuschließen, dass Muskelzuckungen auftreten (z. B. Obturatoriusreizung bei Resektion in der Harnblase).

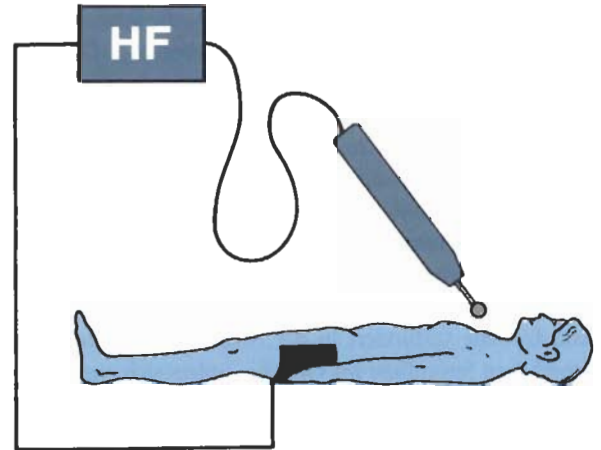
### 28.3.2 HF-Applikationstechnik

Die verschiedenartigen Anwendungsformen können prinzipiell in monopolare, monoterminale und bipolare Verfahren eingeteilt werden. Die monopolare Anwendungstechnik kommt dabei am häufigsten zum Einsatz.

#### Monopolare Technik

Bei der monopolaren Technik müssen eine aktive und eine sog. Neutralelektrode am HF-Chirurgiegerät angeschlossen sein. An der Aktivelektrode werden die für die Elektrochirurgie notwendigen physikalischen Effekte erzeugt (Schneiden, Koagulieren). Die im Vergleich zur Aktivelektrode sehr viel großflächigere Neutralelektrode wird üblicherweise am Oberschenkel oder Oberarm des Patienten platziert. Die Kontaktfläche zwischen Neutralelektrode und Haut des Patienten ist groß, damit die Stromdichte (Strom pro Fläche) relativ gering bleibt. Dagegen bietet die aktive Elektrode nur eine kleine Kontaktfläche, woraus eine sehr hohe Stromdichte resultiert. Nur aufgrund der großen Stromdichte und des Gewebewiderstands kann eine selektive Erwärmung, d. h. eine hohe Temperatur durch die aktive Elektrode im Gewebe entstehen.

Die Neutralelektrode wird synonym auch als Plattenlektrode, passive Rückflusselektrode, dispersive Elektrode, indifferente Elektrode, oder fälschlicherweise auch als Erdungselektrode bezeichnet. Berührt der Operateur bei aktiviertem HF-Chirurgiegerät mit der monopolaren



■ Abb. 28.4. Monopolarer Stromkreis mit am Oberschenkel des Patienten angelegter, großflächiger Neutralelektrode

aktiven Elektrode das Gewebe, fließt hochfrequenter elektrischer Strom zum Patienten und verursacht unmittelbar an der Gewebe-Kontaktstelle zur relativ kleinflächigen Aktivelektrode den gewünschten physikalischen Effekt (■ Abb. 28.4).

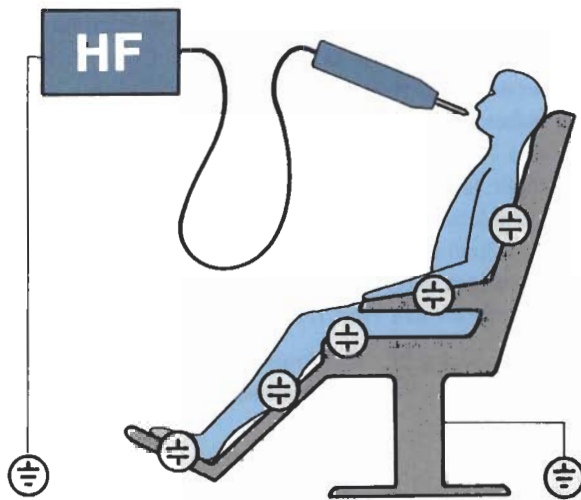
#### Monoterminale Technik

Hier schließt sich der Stromkreis über die Kapazität des Patientenkörpers zu dessen geerdeter Unterlage (■ Abb. 28.5). Es wird ohne Neutralelektrode gearbeitet. Im Grunde handelt es sich um eine Sonderform der monopolaren Arbeitsweise. Diese Technik ist nur im Bereich kleiner Arbeitsströme sicher und eignet sich daher nur für kleine Eingriffe, z. B. in der Zahnheilkunde und in der Dermatologie. Es sollten für diese Anwendungstechnik nur Geräte mit einer maximalen HF-Ausgangsleistung von 50 W zum Einsatz kommen. Bei diesen Geräten ist ein Betrieb auch ohne Neutralelektrode möglich. Da bei dieser Arbeitsweise der HF-Strom bestimmungsgemäß über Erde zum Gerät zurückfließt, können in erhöhtem Maße elektromagnetische Interferenzprobleme mit anderen elektrischen Geräten auftreten.

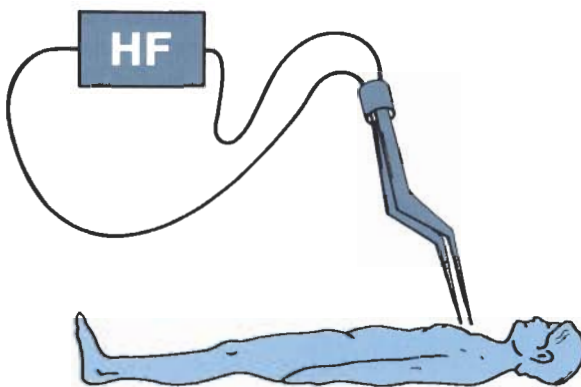
Geräte mit höherer Ausgangsleistung als 50 W dürfen monoterminale nicht eingesetzt werden. Fehlbedienungen könnten zu ernstesten Verbrennungen beim Patienten führen.

#### Bipolare Technik

Sind beide Elektroden (Aktiv- und Neutralelektrode) in einem Instrument wie z. B. der bipolaren Pinzette mit gegeneinander isolierten Schenkeln (Branchen) integriert, spricht man von bipolarer Technik (■ Abb. 28.6). Dabei fließt der Strom über die eine Elektrode ins Gewebe und über die andere Elektrode zum HF-Chirurgiegerät zurück. Das bedeutet, dass der Strom nur in dem eng um-



■ **Abb. 28.5.** Monoterminaler Stromkreis: Die HF-seitige Erdung des HF-Geräts erlaubt den Stromrückfluss über einen geerdeten Behandlungsstuhl, an den der Patient kapazitiv gekoppelt ist



■ **Abb. 28.6.** Bipolarer Stromkreis: Der Stromfluss bleibt auf das zwischen den beiden Pinzettenspitzen gefasste Gewebe begrenzt

schriebenen Gewebebereich zwischen den beiden Elektrodenspitzen fließt. Daher bietet die bipolare Technik insbesondere bei neurologischen Feinpräparationen mehr Sicherheit. Eine separate Neutralelektrode ist zum Betrieb nicht notwendig.

Im Vergleich zur monopolaren Technik bietet dies folgende Vorteile:

Der Strom fließt nur zwischen den beiden Elektroden durch das Gewebe, wo der thermische Effekt erwünscht ist.

Die Gefahr von Verbrennungen am Patienten durch Berührung leitfähiger Gegenstände während der Operation ist vernachlässigbar.

Keine vagabundierenden Ströme.

Reduzierte Beeinflussung von Herzschrittmachern und Geräten, die neben dem HF-Gerät am Patienten angeschlossen sind (z. B. Monitoring).

Hatte die bipolare Technik früher ihren Einsatzbereich hauptsächlich in der Neurochirurgie, so wird sie heute erfolgreich u. a. in der HNO, der Gynäkologie und insbesondere im Rahmen minimalinvasiver Eingriffe (MIC) angewandt. Im Wesentlichen wird die bipolare Technik für die Koagulation über bipolare Pinzetten und für die Gefäß- und Gewebersiegelung eingesetzt. Das bipolare Schneiden blieb bislang trotz mehrfacher Versuche auf wenige »Spezialitäten« beschränkt. Hier besteht das grundsätzliche Problem, dass die notwendige Funkenbildung für einen richtungsgeführten Schnitt auf die konstante Existenz einer differentiellen und einer indifferenten Elektrode angewiesen ist. Bei der bipolaren Technik sind beide Elektroden mehr oder weniger gleich groß. Dies bedeutet, dass die Aktiv-/Passivzuordnung während des Schnittes wechseln kann und der Schneidvorgang zum Erliegen kommt. Eine Ausnahme hiervon stellt das bipolare Schneiden unter leitfähiger Kochsalzlösung für transurethrale Resektionen dar (► 28.4.1, Abschn. «Bipolare transurethrale Resektion (Bipol-TUR)»). Allerdings müsste man hier korrekterweise von einer quasi bipolaren Technik sprechen, da die beiden Elektroden signifikant verschieden groß sind und auch applikationsbedingt immer definiert ist, welche der beiden Elektroden die Funktion der aktiven Elektrode übernimmt. Im Grunde wird hier die Neutralelektrode – wie man sie aus der monopolaren Technik kennt – stark verkleinert und räumlich sehr nahe an die Aktivelektrode geführt.

### 28.3.3 Ableitströme

Bei der Anwendung der HF-Chirurgie in der flexiblen Endoskopie und der sog. Minimal Invasiven Chirurgie (MIC) sollte berücksichtigt werden, dass, bedingt durch die hohe Frequenz, ein kapazitiver Strom fließen kann. Und zwar immer dann, wenn ein kapazitiver (Blind)widerstand vorhanden ist (Kondensatoreffekt). Der kapazitive Widerstand folgt der Beziehung:

$$X_C = 1/2\pi fC [\Omega]$$

Hier bedeuten:

C Kapazität eines Kondensators,

f Frequenz, die am Kondensator anliegt,

$X_C$  kapazitiver Widerstand.

In der Praxis wird häufig auch von kapazitiver Kopplung gesprochen.

»Kapazitive Kopplung« ist eine Bezeichnung für einen physikalischen Effekt, der immer dann auftritt, wenn hochfrequenter Strom von einem elektrisch leitfähigen Medium, getrennt durch einen Isolator, zu einem anderen elektrisch leitfähigen Medium fließt. Dies kann geschehen, weil ein Isolator für hochfrequenten Strom nicht die gleichen isolierenden Eigenschaften besitzt wie für

niederfrequenten Strom (z. B. 50 Hz Netzfrequenz). Da aber unsere Erfahrungen über die Eigenschaften von Isolierstoffen aus dem Bereich der Niederfrequenz geprägt sind, erwartet der Anwender von diesen Stoffen ein ähnliches Isolier-Verhalten beim Einsatz von HF. Der kapazitive gekoppelte Strom ist beim Anwender deshalb nicht im Bewusstsein. Dabei hängt die kapazitive Kopplung von einer Reihe von Faktoren ab, wie z. B.

dem Abstand der beiden elektrischen Leiter:

je kleiner der Abstand, desto höher ist der kapazitive Strom;

den Flächen der elektrischen Leiter:

je größer die Flächen, desto höher ist der kapazitive Strom;

— der Höhe der elektrischen Spannung:

je höher die elektrische Spannung, desto höher ist der kapazitive Strom;

der Höhe der Frequenz:

je höher die Frequenz, desto höher ist der kapazitive Strom;

— der Form der elektrischen Spannung:

Spannungsverläufe mit wenig Oberwellen verursachen einen geringeren kapazitiven Strom als stark Oberwellen-behaftete Spannungen.

Bei Anwendungen in der offenen Chirurgie spielt der kapazitive Kopplungseffekt eine untergeordnete Rolle. Bei laparoskopischen Eingriffen und in der flexiblen Endoskopie hingegen tritt der kapazitive Kopplungseffekt, bedingt durch die langen Instrumente, verstärkt auf. Da Ableitströme unvermeidbar, unerwünscht, unbemerkt und nicht vorhersagbar sind, ist es besonders wichtig, dass der Anwender beim Einsatz der Instrumente beachtet, dass der kapazitive Kopplungseffekt auftreten kann. In der Praxis bedeutet dies, dass auch durch eine isolierende Kunststoffschicht, wie sie z. B. bei Trokaren oder MIC-Instrumenten vorhanden ist, ein Strom fließen kann und bei entsprechender kleinflächiger Berührung mit dem Gewebe eine so hohe Stromdichte zustande kommen kann, dass eine Verbrennung möglich ist.

## 28.4 Stromformen und Applikation

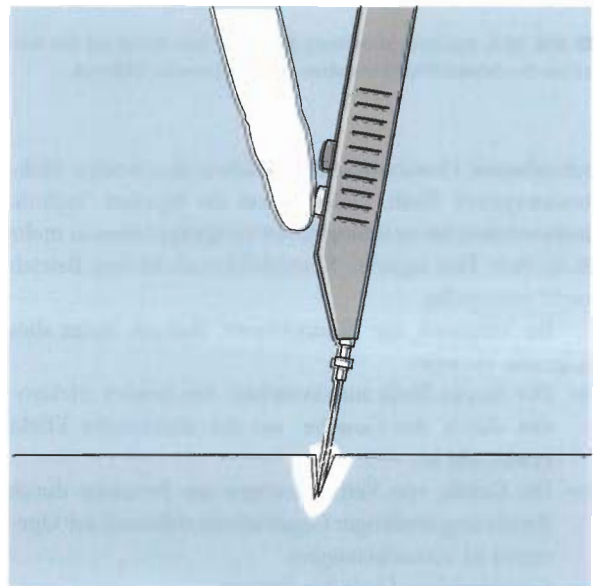
Welche Wirkung ein HF-Strom im Gewebe hervorruft, ist im Wesentlichen durch dessen Einwirkdauer, Spannungshöhe und den Grad der Amplitudenmodulation vorgegeben. Die Frequenz (0,3–5 MHz) spielt dabei keine entscheidende Rolle. Eine wichtige Kenngröße stellt dabei der sog. Crestfaktor (*engl.*: *crest*, Scheitelpunkt) dar. Er beschreibt das Verhältnis von Spitzenwert (Scheitelwert) zu Effektivwert einer elektrischen Wechselgröße und gibt somit einen Hinweis darauf, wie stark ein Strom in seiner Amplitude moduliert ist. So hat z. B. eine sinusförmige Wechselspannung mit einem Effektivwert ( $U_{\text{eff}}$ ) von

230 V<sub>eff</sub> (Netzspannung) einen Spitzenwert ( $U_p$ ) von ca. 325 V<sub>p</sub>, der Crestfaktor ( $C_F$ ) ist hier 1,41 ( $\sqrt{2}$ ). Bei konstanter Ausgangsleistung muss demnach bei einem Strom mit hohem Crestfaktor auch die Ausgangsspannung größer sein. Hinsichtlich der Auswirkungen auf den Gewebeeffekt gilt: Je höher der Crestfaktor, desto ausgeprägter ist die Koagulationswirkung; je niedriger, desto ausgeprägter ist die Schneidwirkung. Bedingt durch die verwendeten sinusförmigen Stromformen in der HF-Chirurgie kann der Crestfaktor den Wert 1,41 nicht unterschreiten.

$$\text{Crestfaktor} = \frac{U_p}{U_{\text{eff}}} \quad C_F (\text{Sinus}) = 1,41, C_F (\text{symmetrisches Rechteck}) = 1$$

### 28.4.1 Schneideströme

Mit hochfrequentem Wechselstrom ist ein Schnitt durch Gewebe nur möglich, wenn die elektrische Spannung zwischen der aktiven Elektrode und dem Gewebe so groß ist, dass elektrische Funken zünden (■ Abb. 28.7). Führt man die aktive Elektrode durch Gewebe, zünden elektrische Funken überall dort, wo der Abstand zwischen aktiver Elektrode und Gewebe genügend klein ist. Funken entstehen allerdings erst ab einer Mindestspannung von etwa 200 V<sub>p</sub>. Erhöht man die Spannung, so nimmt die Funkenintensität proportional zu. Bestimmt vom Aussehen der Schnittflächen wird zwischen »glattem Schnitt« und »verschorftem Schnitt« unterschieden. Beim glatten Schnitt, bei dem die Schnittflächen keine Verfärbung durch Hitzeeinwirkung zeigen, kommt ein HF-Strom mit einem Crestfaktor von



■ Abb. 28.7. Disektion: Das HF-chirurgische Schneiden (Elektrotomie) basiert auf einer Funkenbildung zwischen Schneidelektrode und Gewebe

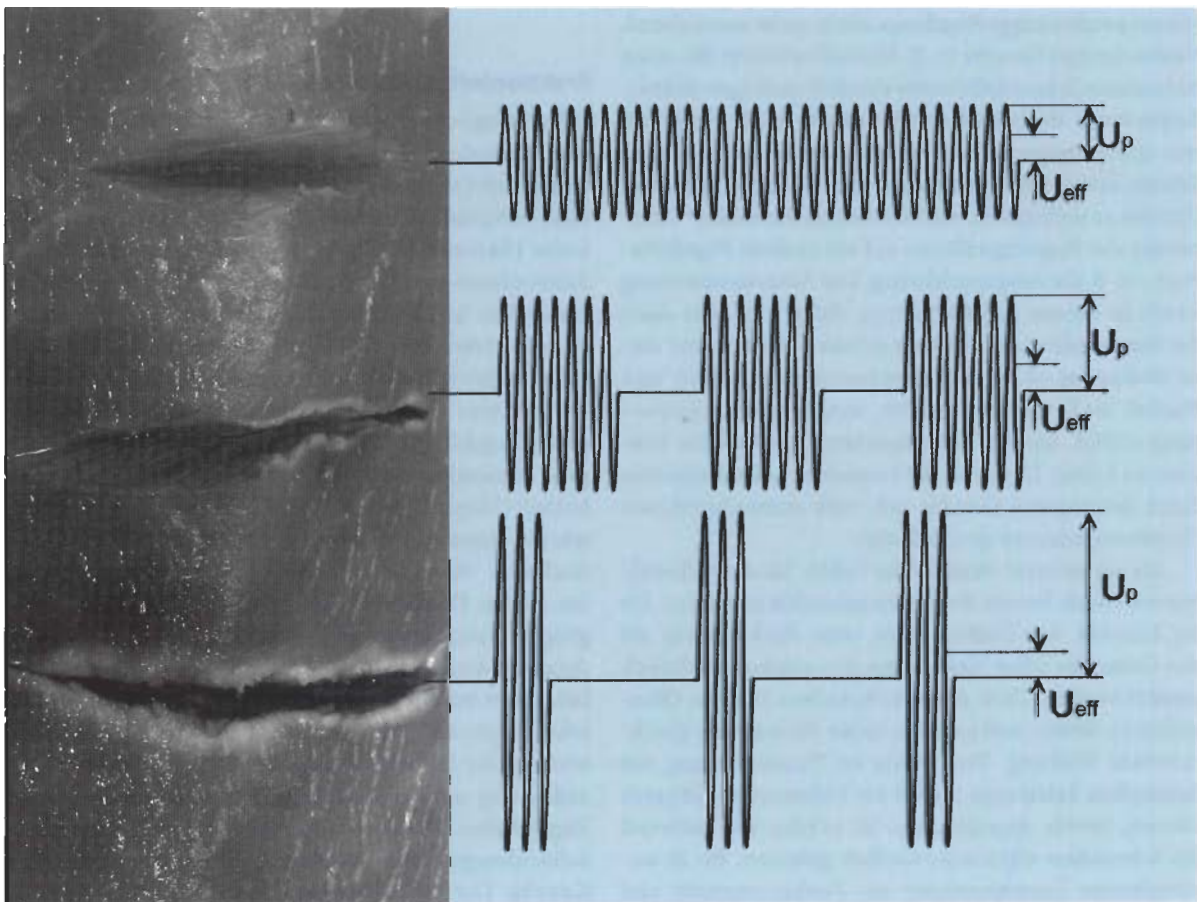
ca. 1,4 zum Einsatz. Beim verschorften Schnitt, bei dem die Schnittflächen bräunlich verfärbt sind, kommt je nach gewünschtem Koagulationsgrad ein HF-Strom mit einem Crestfaktor zwischen 2 und 4 zur Anwendung. Je stärker die Schnittflächen verschorft sind, desto effektiver ist die den Schnitt begleitende Hämostase. Ein Strom mit noch höherem Crestfaktor als 4 lässt ein befriedigendes Schneiden nicht mehr zu (»Rupfen«). Da zunächst nach Einführung der Röhrengeneratoren (1920) die unmodulierten Ströme beim Schneiden zu wenig Hämostasewirkung hatten, wurde ein auf Funkenstrecke basierender Fulgurationsstrom dem Schneidestrom überlagert (dazugemischt). Man sprach von einem Misch- oder Blend-Strom – eine Bezeichnung, die bis heute für modulierte Ströme gebräuchlich ist. Eine für einen glatten Schnitt häufig verwendete Bezeichnung ist »Pure Cut«, für mittlere Verschorfung »Blend Cut« und für starke Verschorfung »Super Blend Cut« (■ Abb. 28.8, ► auch 4-Farbtel am Buchende).

Prozessgrößen, die für die Schnittqualität ausschlaggebend sind, werden heute regelungstechnisch beherrscht.

Die folgenden Faktoren spielen dabei eine wesentliche Rolle:

- Größe und Form der Schneidelektrode:  
Für den HF-Generator sind es völlig unterschiedliche Bedingungen, ob bspw. mit einer großen Messerelektrode oder mit einer feinen Nadel geschnitten wird.
- Schnittführung und -geschwindigkeit:
- Die Schneidequalität hängt davon ab, ob oberflächlich oder tiefer, schneller oder langsamer geschnitten wird.
- Gewebeeigenschaften:  
Wird die Schneidelektrode durch Gewebe mit geringem elektrischem Widerstand geführt (Muskeln, Gefäße), bricht die Ausgangsspannung z. T. stark zusammen; bei Gewebe mit großem elektrischem Widerstand (Fett) dagegen weniger stark.

Je nach Gegebenheit kommen verschiedene Regelalgorithmen zur Anwendung, die sich auf die Ausgangsleistung, Ausgangsspannung und die Funkenintensität be-



■ **Abb. 28.8.** HF-chirurgische Schnitte mit unterschiedlichen Crestfaktoren. *Oben:* Mit unmoduliertem Strom resultiert ein »glatter« Schnitt (pure cut), der am Schnitttrand nur eine minimale, thermische Wirkung zeigt. *Mitte:* Modulierter Strom verursacht einen »verschorften« Schnitt (blend cut), durch dessen thermische Wirkung am Schnitttrand

ein schmaler Koagulationssaum resultiert. *Unten:* Stark modulierter Strom verursacht einen »stark verschorften« Schnitt (super blend cut). Aus der kräftigen, thermischen Wirkung resultieren ein breiter Koagulationssaum und eine leichte Karbonisierung am Schnitttrand

ziehen. Das Ziel dabei ist, dem Anwender weitestgehend unabhängig von äußeren Bedingungen reproduzierbare Schneideigenschaften zu bieten.

### Geregelte Schneideströme

Bei der Spannungsregelung werden sinusförmige Spannungen im Bereich von 200–650 V<sub>p</sub> eingesetzt. Dabei nimmt auch die Höhe der Ausgangsspannung Einfluss auf die Funkenintensität und damit auch auf den Koagulationsgrad beim Schneiden (neben dem Modulationsgrad beeinflusst also auch die Funkenintensität den Koagulationsgrad). Unter 200 V<sub>p</sub> ist kein Schnitt möglich, da bei dieser Spannung kein elektrischer Funke zwischen aktiver Elektrode und Gewebe zündet. Spannungen von über 650 V<sub>p</sub> führen dagegen zu unerwünschter Karbonisation des Gewebes und zu einem übermäßigen Verschleiß der aktiven Elektrode. In homogenem Gewebe kompensiert die Spannungsregelung variable Schnitttiefen, -geschwindigkeiten und Elektrodenrößen. Da aber im chirurgischen Einsatz meist heterogenes Gewebe bzw. unterschiedliche Gewebearten geschnitten werden, ist eine »Konstantspannungs-Regelung« allein nicht ausreichend. Niederohmiges Gewebe (z. B. Muskel) erfordert für einen bestimmten Schneideffekt eine deutlich niedrigere Schneidespannung als hochohmiges Gewebe (z. B. Fett). Ein rein spannungsgeregelter Schneidprozess kann also beim Schnitt durch eine Fettstruktur zum Erliegen kommen. Um dies zu verhindern, wechselt bei modernen HF-Generatoren der Regelalgorithmus auf ein anderes Regelkriterium – z. B. die Ausgangsleistung. Die Ausgangsspannung »darf« in diesem Fall fluktuieren; dafür wird aber dann die Ausgangsleistung konstant gehalten. Wenn unter dieser Bedingung ein Gewebeimpedanzsprung (Schnitt vom Muskel- ins Fettgewebe) auftritt, wird die Ausgangsspannung erhöht, um den Leistungseintrag ins Gewebe konstant zu halten. Damit ist ein konstantes Schneidergebnis durch heterogenes Gewebe mit stark unterschiedlichen Gewebeimpedanzen gewährleistet.

Als ein weiterer wesentlicher Faktor für den Schneidprozess wurde bereits die Funkenintensität angeführt. Da die Existenz von Funken nicht ohne Rückwirkung auf den Generator selbst bleibt, kann dies regelungstechnisch genutzt werden. Zum einen verursachen Funken Oberwellen im Strom; zum anderen haben Funken eine gleichrichtende Wirkung. Dies wurde im Zusammenhang mit faradischen Reizungen, die bei der Elektrotomie auftreten können, bereits angesprochen. Es werden also während des Schneidens elektrische Größen generiert, die in unmittelbarem Zusammenhang zur Funkenintensität und damit zum Schneidprozess selbst stehen. Regelt man auf eine dieser Größen, kann die Funkenintensität konstant gehalten werden. Auf diese Weise ist die Schnittqualität ebenfalls reproduzierbar und weitestgehend unabhängig von der Schnittgeschwindigkeit und Gewebeart. Aber

auch die Funkenregelung allein wäre für einen umfassenden Regelalgorithmus, der alle Gegebenheiten befriedigend abdeckt, nicht ausreichend. Wird die aktive Elektrodenfläche reduziert – z. B. am Ende eines Schnittes beim Herausfahren aus dem Gewebe – wird sowohl ein Leistungskonstant- als auch ein Funkenkonstant-Algorithmus versuchen, bis zum Schluss über eine immer kleiner werdende wirksame Elektrodenfläche den Prozess aufrecht zu erhalten. Als Ergebnis bekäme man eine viel zu heftige Reaktion. Dieses Phänomen kann dann allerdings wieder vom Spannungskonstant-Algorithmus beherrscht werden. Ein allumfassender Regelalgorithmus verknüpft die drei Einzelkriterien zu einem Komplex, in dem impedanz-, spannungs- und stromabhängig der jeweils am besten geeignete Regelalgorithmus zum Eingriff kommt. Dabei wird das erforderliche Ausgangsleistungsniveau so niedrig wie möglich, aber so hoch wie nötig eingestellt.

Als Schneidelektroden kommen beim offenen chirurgischen Arbeiten Nadel-, Messer- und Lanzettelektroden zum Einsatz; bei transurethralen, hystero- und cystoskopischen Resektionen starre Schlingenelektroden und bei laparoskopischen Eingriffen Hakenelektroden.

### Fraktionierte Schneideströme

HF-chirurgische Eingriffe in der Gastroenterologie stellen eine besondere Herausforderung dar. Im Vordergrund stehen dabei die endoskopische Polypektomie (Abtragung einer Schleimhautgeschwulst meist im Darm), Mukosektomie (flächenhafte Abtragung der Magen- oder Darm-Schleimhaut) und die Papillotomie (weitende Eröffnung der Gallen- und Pankreasgangmündung im Duodenum, auch Sphinkterotomie genannt). Bei beiden Indikationen sollen kollaterale thermische Läsionen so gering wie möglich, für eine ausreichende Hämostase aber so stark wie nötig ausgebildet werden. Die Wandstärken der Zielorgane schwanken nach Lage und Dehnungszustand erheblich (Magen 2–8 mm, Kolon 0,5–4 mm), was eine Resektion wegen der bestehenden Perforationsgefahr stark erschwert. Dabei ist zu berücksichtigen, dass nicht nur ein offener Durchbruch, sondern auch eine wanddurchgängige Koagulation als Perforation zu werten ist. Die Ausgangsvoraussetzungen für die Elektrotomie sind insbesondere bei der Polypektomie aus physikalischer Sicht sehr ungünstig. Mit der Polypektomie-Drahtschlinge wird vor der HF-Aktivierung nach Möglichkeit der Polyp vollständig umfasst und unter innigem, mechanischem Zug gehalten. Daraus resultiert eine für den elektrischen Schneidvorgang sehr ungünstige Kontaktsituation zum Gewebe. Der Schneidvorgang kann sich durch den anhaltenden mechanischen Druck der Schneidelektrode auf das Gewebe nicht als gleitender, wachartiger Schnitt ausbilden. Der Schnitt wird – nachdem der Schneidvorgang begonnen hat – ruckartig ausgeführt. Um unter den gegebenen Kontaktbedingungen zum Gewebe den Prozess

zu starten, muss zunächst eine sehr hohe HF-Leistung angeboten werden. Diese führt zu Beginn zu einem sehr viel stärkeren, begleitenden Koagulationseffekt als die danach im stationären Schneidprozess notwendige Schneidleistung, die um Größenordnungen niedriger ist als die Anfangsschneidleistung. Als Ergebnis erhält man eine stark inhomogen koagulierte Resektionsfläche, die an den Außenrändern zu intensiv (Perforationsrisiko) und im Zentrum zu schwach (Blutungsrisiko) ausgebildet ist.

Gelöst wird dieses Problem, indem der Schneidprozess quasi unmittelbar nachdem er sich ausgebildet hat wieder abgebrochen wird. Diesem kurzen Schneidvorgang schließt sich eine Koagulationsphase an, in der keine Gewebetrennung erfolgt. Mit weiteren intensiven Schneidepulsen, die in ihrer Intensität regelungstechnisch auf den Prozess abgestimmt sind, wird das in den jeweiligen Pulspausen vor-koagulierte Gewebe schrittweise (fraktioniert) geschnitten. Als Ergebnis erhält man eine homogen koagulierte Resektionsfläche. Abhängig von der Art des Polypen – flachbasig oder gestielt – kann der Koagulationsgrad durch die Wahl der entsprechenden Stromart gewichtet werden.

Beim endoskopisch assistierten Hantieren einer Schneidelektrode bei der Papillotomie muss der Operateur häufig Richtungskorrekturen vornehmen, er muss intermittierend zum Schnitt das Gewebe beurteilen und einschätzen, ob die erlangte Schnittlänge für sein Vorhaben ausreichend ist. Dabei ist es für ihn sehr hilfreich, wenn der Schnitt nicht kontinuierlich, sondern fraktioniert abläuft. Das heißt der Schneidvorgang schreitet »Millimeter für Millimeter« pulsartig voran, wobei der Operateur in den Schnittpausen entscheiden kann, ob er im Prozess fortfährt oder abbricht.

### Argonassistiertes Schneiden

Wenn der Einsatz von Argongas mit dem normalen Schneidmodus des HF-Chirurgiegerätes kombiniert wird, spricht man von argonassistiertem Schneiden. Hierzu wird ein spezieller Applikator verwendet. Aus dem Applikator sragt eine aktive Schneidelektrode, die beim Schneidvorgang von Argongas koaxial umströmt wird. Beim argonassistierten Schneiden wird mit den normalen Schneidespannungen des HF-Chirurgiegerätes gearbeitet; d. h. das Argongas wird nicht ionisiert und somit auch nicht leitfähig. Die Schneidestelle ist von einer inerten Argongasatmosphäre umgeben, die hier die Funktion einer Schutzgasatmosphäre einnimmt. Durch das Argongas kommt weniger Sauerstoff an die Schnittfläche, dies führt zu

- einer reduzierten Rauchbildung – der Operateur hat somit eine bessere Sicht zum OP-Feld;
- weniger Karbonisation – dies bedeutet postoperativ einen besseren Heilungsverlauf.

Argonunterstütztes Schneiden ist insbesondere für die Mammachirurgie und Leberchirurgie geeignet.

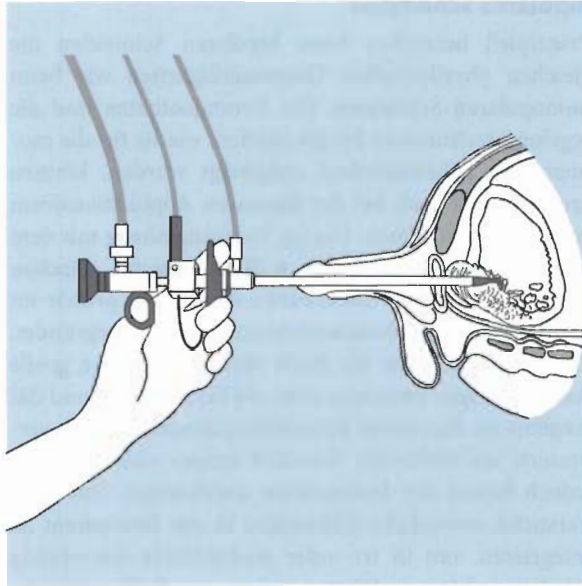
### Bipolares Schneiden

Prinzipiell herrschen beim bipolaren Schneiden die gleichen physikalischen Gesetzmäßigkeiten wie beim monopolen Schneiden. Die Stromqualitäten und die regelungstechnischen Möglichkeiten, wie sie für die monopolen Schneidströme aufgezeigt wurden, können grundsätzlich auch bei der bipolaren Applikationsform zum Einsatz kommen. Die im Zusammenhang mit dem bipolaren Schneiden unter ▶ 28.3.2., Abschn. »Bipolare Technik« erläuterten Einschränkungen liegen primär im verfügbaren Applikationsinstrumentarium begründet. Zwar wurden Mitte bis Ende der 1990er Jahre große Anstrengungen unternommen, die Performance und das Angebot an bipolarem Schneidinstrumentarium zu verbessern; als wirklicher Standard konnte sich bis heute jedoch keines der Instrumente durchsetzen. Auch die Versuche, zusätzliche Elektroden in ein Instrument zu integrieren, um in tri- oder multipolarer Anordnung arbeiten zu können, führten nicht zum erhofften Durchbruch.

### Bipolare transurethrale Resektion (Bipol-TUR)

Die transurethrale Resektion der hypertrophen Prostata (TUR-P), Resektionen in der Blase (TUR-B) in der Urologie oder die transzervikale Resektion des Endometriums in der Gynäkologie sind Standardverfahren, die traditionell HF-chirurgisch monopolar unter elektrisch nicht leitender Spülflüssigkeit durchgeführt werden. Als Spülmedium dient meist eine Zuckerlösung (Sorbit + Mannit), die bedingt durch intraoperative Blutungen über den Spüldruck in den Kreislauf eingeschwemmt werden kann. Durch die eingeschwemmte, hypotone Spülflüssigkeit kann es in der Folge zu einer Elektrolytverschiebung (Hyponatriämie) kommen, die – als TUR-Syndrom beschrieben – zu einem Hirn- oder Lungenödem führt und intensivmedizinisch behandelt werden muss. Mit zunehmender Operationsdauer steigt dieses Risiko, deshalb ist die OP-Dauer zeitlich begrenzt.

Bei der Anwendung der Bipol-TUR kann im Gegensatz zur monopolen Resektion als Spülmedium physiologische Kochsalzlösung verwendet werden, unter deren Einfluss das TUR-Syndrom vermieden wird. Bei der Bipol-TUR sind die beiden Elektroden im Resektoskop vereint; entweder bildet der Resektoskopschaft die indifferente Elektrode oder sie wird als Gegenelektrode in räumlicher Nähe zur aktiven Schlingenelektrode geführt. In beiden Fällen handelt es sich entsprechend ▶ 28.3.2., Abschn. »Bipolare Technik« um eine quasi bipolare Anordnung. Da Kochsalzlösung leitfähig ist, besteht beim Resezieren das Problem, dass diese Flüssigkeit einen elektrischen Nebenschluss bildet und den elektrischen Strom von der Schneidelektrode am Gewebe vorbei ableitet. Die notwendige Schneidespannung kann sich so also nicht ausbilden. Um diese Situation zu überwinden,



■ **Abb. 28.9.** TUR-Anwendung: Über ein starres Resektoskop wird transurethral Blasen- oder Prostatagewebe HF-chirurgisch monopolar unter elektrisch isolierender Zuckerlösung oder bipolar unter elektrisch leitfähiger NaCl-Lösung mit einer Schlingenelektrode reseziert

muss mindestens kurzzeitig eine sehr hohe Leistung an der Schlingenelektrode umgesetzt werden. Der hohe Leistungseintrag führt dazu, dass die Spülflüssigkeit entlang der ganzen Schneidelektrode schlagartig verdampft und sich so eine Plasmaschicht entlang der Schlingenelektrode ausbildet. Dabei ist völlig klar, dass die zur Ausbildung des Plasmas notwendige Energie von der Oberfläche der Schlingenelektrode abhängig ist. Die weitere Existenz des so etablierten Plasmas kann dann auf einem wesentlich niedrigeren Leistungsniveau aufrechterhalten werden. In diesem Zustand ist die Schlinge resektionsbereit, sodass Gewebe, das in Kontakt zur Schlinge gelangt, ohne das beschriebene Anschnittphänomen und ohne einem Schlingendruck auszuweichen, unmittelbar geschnitten wird.

Die Methode bietet die folgenden Vorteile:

- Vermeidung des TUR-Syndroms.
  - Statistisch signifikant geringeres Auftreten einer Obstruktionsreizung.
- Durch die bipolare Anordnung fließt der Strom nicht durch den Körper zur am Oberschenkel applizierten Neutralelektrode, sondern nur in enger räumlicher Umgebung vom Resektionsort.
- Geringerer Blutverlust.
  - Risikoärmer für Schrittmacher-Patienten durch geringere Interferenz.
- Keine Gewebeerwärmung in tieferen Schichten.  
Geringfügig kostengünstigere Spülflüssigkeit.  
Einsparung der Neutralelektrode.

## 28.4.2 Koagulationsströme

Ziel der Koagulation ist es, mit Hilfe von hochfrequentem Strom Gewebe zu denaturieren bzw. Gefäße so weit zu verengen, dass »Blutungen stehen«. Die Koagulationswirkung hängt im Wesentlichen von Höhe und Form der Ausgangsspannung, der Stromdichte im Gewebe, vom Gewebewiderstand, von Form und Größe der aktiven Elektrode und der Applikationszeit ab. Um biologisches Gewebe zu koagulieren ist eine Temperatur von etwa 70°C notwendig.

Wird die Koagulationstemperatur von ca. 70°C überschritten, dehydriert das glukosehaltige Koagulat, und das Gewebe kann an der aktiven Elektrode kleben. Bei noch höheren Temperaturen kann es zu einer Karbonisation des Gewebes kommen (vgl. ■ Tab. 28.2).

Bei der Koagulation sind die Anforderungen an ein HF-Chirurgiegerät sehr komplex, daher ist es wichtig, verschiedene Koagulationsmodi nutzen zu können, um allen chirurgischen Anforderungen gerecht zu werden. Folgende Modi sollten zur Verfügung stehen: Kontaktkoagulation, Forced Koagulation, Desikkation, Spraykoagulation, argonassistierte Koagulation, bipolare Koagulation und bipolare Gefäßversiegelung. So kann der Anwender den für den jeweiligen Eingriff am besten geeigneten Koagulationsmodus vorwählen und die Einstellung der Intensität jeweils optimieren.

### Kontaktkoagulation

Zwei grundsätzlich verschiedene Applikationsformen werden hier unterschieden:

- Direkte Applikation des HF-Stromes am Gewebe vom HF-Chirurgiehandgriff aus über spezielle Kontaktkoagulationselektroden wie Kugel- oder Plattenelektrode.
- Indirekte Applikation des HF-Stromes am Gewebe über ein chirurgisches Instrument, auf das vom HF-Chirurgiehandgriff aus i. d. R. über eine Schneidelektrode (Nadel-, Messerelektrode) der Strom übertragen wird.

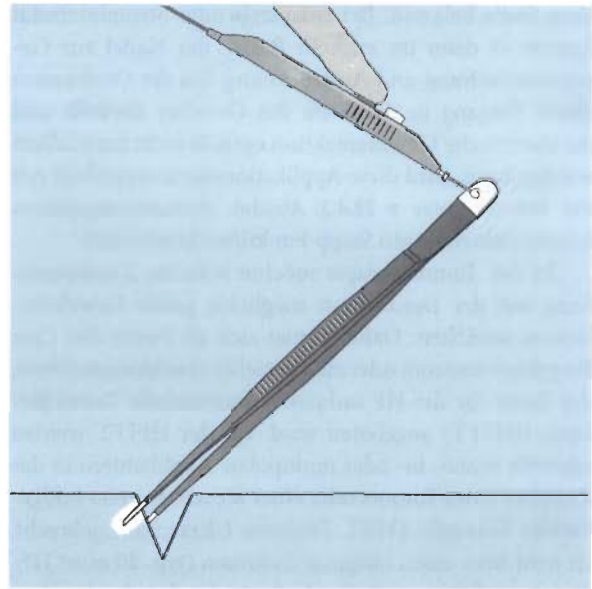
Die direkte Applikation kommt sehr viel seltener zur Anwendung als die indirekte Applikation. Sie spielt im Niedergelassenen Bereich, wo nur wenig geschnitten wird, eine bedeutendere Rolle als in der täglichen Routineanwendung im OP-Saal. Dort geht gezielte Blutstillung mit Schneiden einher und findet im permanenten Wechsel »Schneiden/Koagulieren« statt. Da die Quelle spontan auftretender Blutungen schnell über eine chirurgische Präparierpinzette vom Chirurgen gefasst, komprimiert und somit mechanisch gestoppt wird, bietet es sich an, diese Stelle zu »verkoachen«, indem HF-Strom auf eben diese Pinzette gegeben wird (indirekte Applikation). Da der Operateur, der die Pinzette mit einer Hand fasst, häufig mit seiner zweiten Hand ebenfalls in Patientenkontakt steht, wird er – elektrisch betrachtet, da nur durch sehr dünne OP-

Handschuhe isoliert – »Teil des Patienten«. Je höher dabei die zur Anwendung kommende Koagulationsspannung ist, umso größer ist das Risiko für den Operateur in dieser Situation, dass die Isolation des Handschuhs versagt. Als Folge würde er die koagulierende Wirkung des HF-Stroms selbst an der betroffenen Stelle seiner Hand spüren. Um dieses Risiko gering zu halten, sollten bei der indirekten Applikationsform nur HF-Spannungen von ca. 600–700 V<sub>p</sub> zur Anwendung kommen. Um den Anwender hier zu unterstützen, werden heute speziell optimierte Ströme für die Klemme als sog. Klemmenstrom angeboten. Um das Risiko einer wie oben beschriebenen Verbrennung beim Anwender noch stärker zu reduzieren, müssen Instrumente verwendet werden, die im Haltebereich elektrisch isoliert sind (■ Abb. 28.10).

Die Vielfalt der unterschiedlichen Gewebearten (u. a. Muskel, Fett) und deren Zustände (blutend, trocken, inniger oder loser Elektrodenkontakt...), an denen HF-Strom appliziert wird, bilden ein sehr breites Impedanzspektrum ab (ca. 50–1000 Ω). Eine breitbandige Anpassung des HF-Generators, d. h. konstante Leistungsabgabe über einen breiten Gewebeimpedanzbereich, ist deshalb hier gefordert. Da man hinsichtlich der maximalen Ausgangsspannung für indirekt applizierte Kontaktkoagulationen limitiert ist, können nur Koagulationsströme mit für solche Anwendungen vergleichsweise niedrigen Crestfaktoren eingesetzt werden. Diese Ströme besitzen einen teilweise schneidenden Charakter, den manche Anwender bewusst dann zum Schneiden nutzen, wenn der Schnitt von ausgeprägter Hämostasewirkung begleitet sein soll, oder wenn das Risiko einer Keimverschleppung relativ groß ist (z. B. Schnitt am Darm).

Eine Sonderform stellt die sog. Care Koagulation (engl.: care, schonen, Sorgfalt) dar. Bei der Care Koagulation (auch Soft Koagulation) bleibt die Spitzenspannung zwischen aktiver Elektrode und Gewebe auf Werte <200 V<sub>p</sub> beschränkt. Bei diesen niedrigen Spannungswerten kann kein elektrischer Funke zwischen aktiver Elektrode und Gewebe entstehen. Ein ungewollter Schneideffekt und eine unerwünschte Karbonisation werden dadurch ausgeschlossen. Ein weiterer Vorteil der Care Koagulation ist die geringere Verschmutzung der aktiven Elektrode, die deshalb während des Eingriffs seltener gereinigt werden muss. Die Care Koagulation eignet sich für alle Eingriffe, bei denen die aktive Elektrode direkt mit dem zu koagulierenden Gewebe in Kontakt gebracht wird (z. B. in der Neurochirurgie, Gynäkologie, HNO und insbesondere bei minimalinvasiven Eingriffen).

Der Umstand, dass der Strom einen vom Koagulationsfortgang abhängigen Verlauf zeigt, kann als Kriterium zum Abschalten der Energiezufuhr genutzt werden. Während des Koagulationsvorgangs sinkt in der ersten Phase die Gewebeimpedanz deutlich, wodurch der Strom ansteigt. Wenn die intra- und extrazelluläre Flüssigkeit in Dampf überführt ist, steigt aufgrund der Dehydratation



■ Abb. 28.10. Indirekte Kontaktkoagulation über eine isolierte, chirurgische Pinzette. Alternativ kann die HF-Chirurgie-Elektrode auch in direktem Gewebekontakt zur Kontaktkoagulation verwendet werden

die Impedanz rapide an, wodurch sich der Strom dann abrupt auf ein Minimum reduziert. Eine dynamische Sensorik registriert diese Änderung und schaltet den Generator beim Erreichen eines bestimmten Grenzwerts automatisch ab. Man spricht in diesem Zusammenhang von Kontaktkoagulation mit Auto Stopp Funktion. Für den Operateur bedeutet dies, dass selbst dann eine optimale Koagulation möglich ist, wenn er die Spitze der Elektrode im Gewebe nicht beobachten kann. Der Anwender kann das Abschaltkriterium bei der Auto-Stopp-Koagulation unterschiedlich einstellen und damit unterschiedliche Koagulationsqualitäten vorwählen. Abhängig von der Ausgangsspannung ändert sich die Geschwindigkeit im Ablauf der Koagulation. Bei höherer Ausgangsspannung wird die Dehydratation im Gewebe früher erreicht, bei niedrigerer wird weniger Leistung pro Zeiteinheit im Gewebe appliziert, und es muss insgesamt mehr Zeit aufgewendet werden. Während dieser Zeit kann sich die Koagulation aufgrund der Wärmeleitung räumlich weiter ausbreiten, bis die Koagulation abgeschlossen ist. In Abhängigkeit von der Einstellung am HF-Chirurgiegerät können also unterschiedliche Koagulationstiefen mit gleich großen Elektroden erreicht werden.

### Desikkation

Mit dem Begriff Desikkation (lat.: *desiccare*, austrocknen) wird weniger eine bestimmte Stromform als vielmehr eine ganz spezielle Applikationsform abgegrenzt. Dabei wird eine nadelförmige Elektrode in das Gewebe eingestochen und für die Zeitdauer der Stromeinwirkung an der glei-

chen Stelle belassen. Bei entsprechender Stromintensität kommt es dann im engeren Bezirk der Nadel zur Gewebsverkochung und Austrocknung. Da die Desikkation einen Vorgang in der Tiefe des Gewebes darstellt und die thermische Gewebereaktion optisch nicht kontrolliert werden kann, wird diese Applikationsform vorteilhaft mit der bereits unter ▶ 28.4.2, Abschn. »Kontaktkoagulation« beschriebenen »Auto Stopp Funktion« kombiniert.

In der Tumorthherapie möchte man im Zusammenhang mit der Desikkation möglichst große Gewebevolumina erreichen. Daher eignet sich als Strom der Care Koagulationsstrom oder ein spezieller Desikkationsstrom, der heute für die HF induzierte interstitielle Tumorthherapie (HFITT) angeboten wird. Bei der HFITT werden spezielle mono- bi- oder multipolare Applikatoren in das Zentrum eines Tumors oder einer Metastase unter bildgebender Kontrolle (MRT, Röntgen, Ultraschall) gebracht. Es wird über einen längeren Zeitraum (typ. 20 min) HF-Strom appliziert und die Ausbreitung der thermischen Läsion unter Bildgebung beobachtet. Wenn sich die Koagulationsfront bis ins Gesunde ausgedehnt hat, wird die Energiezufuhr gestoppt. Damit man möglichst große Koagulationsvolumina generieren kann, werden die Nadelelektroden teilweise gekühlt, um eine zu frühe Desikkation des an der Nadel anliegenden Gewebes zu verhindern. Würde dieses zu früh austrocknen, wäre der weitere Energieeintrag wegen der hohen Impedanz von ausgetrocknetem Gewebe verhindert und der Tumor könnte nicht vollständig nekrotisiert werden. Die größte Erfahrung über den Einsatz der HFITT in der Tumorthherapie besitzt man heute für Lebertumore und -metastasen.

### Forced Koagulation

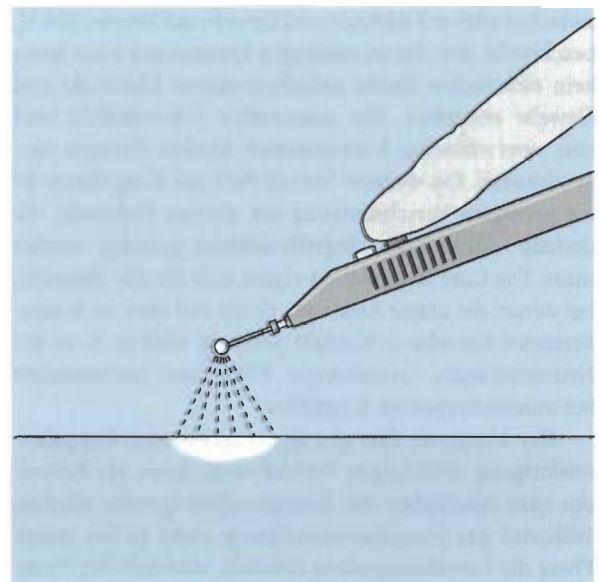
Bei diesem Koagulationsmodus wird mit hohen pulsformigen, stark modulierten Ausgangsspannungen von bis zu 3 kV<sub>p</sub> gearbeitet (Crestfaktor: 5–7). Man bezeichnet diesen Koagulationsstrom als »forced«, weil er durch seine hohe Spannung auch hochohmige Gewebeimpedanzen überwindet und eine Koagulation auch in »ungünstigen« Ausgangssituationen quasi erzwingen kann. Auch wird durch die Bezeichnung »forced« der ausschließliche Koagulationscharakter des Stromes unterstrichen. Durch die relativ hohen Spannungen können bei der forcierten Koagulation zwischen der aktiven Elektrode und dem Gewebe Funken entstehen, und man kann in kurzer Zeit ausgeprägte Koagulationen erzielen. Dieser Modus erfüllt die Anforderungen an eine Standardkoagulation und ermöglicht dem Operateur ein schnelles und effektives Arbeiten – allerdings mit dem Kompromiss einer möglichen Karbonisation des Gewebes. Wenn eine forcierte Koagulation indirekt über ein chirurgisches Instrument appliziert werden soll, muss das Instrument elektrisch isoliert sein. In geringfügig modifizierter Form kommt dieser Strom auch bei transurethralen und gynäkologischen Eingriffen unter elek-

trisch nicht leitender Spülflüssigkeit zur Anwendung (vgl. ▣ Abb. 28.9). Hier ist es ganz besonders wichtig, dass der Strom nicht zum Schneiden neigt, denn hier werden die Koagulationen über sehr dünne Drahtschlingenelektroden mit Drahtstärken von 0,3–0,4 mm ausgeführt. Mit einem schneidenden Koagulationsstrom würde die Schlingenelektrode bei leichtem Gewebeanpressdruck einsinken, was bei einer Resektion in der Blase bei den dort gegebenen dünnen Gewebewandstärken nicht toleriert werden kann.

### Spraykoagulation oder Fulguration

Durch die Art der zur Verfügung stehenden Apparate zur Zeit Pozzis war die Fulguration, die heute meist als Spraykoagulation – selten auch als Sidération – bezeichnet wird, die erste Anwendungsmöglichkeit des HF-Stromes am lebenden Gewebe (▣ Abb. 28.11).

Bei der Spraykoagulation werden sehr hohe pulsformige, extrem stark modulierte Ausgangsspannungen von einigen tausend Volt (bis zu 8 kV<sub>p</sub>) verwendet (Crestfaktor: bis 20). Nähert der Anwender sich mit einer unter Sprayspannung stehenden kleinflächigen Elektrode (Nadelelektrode) dem Gewebe, wird bereits in einer Entfernung zum Gewebe von 3–4 mm die Luft zwischen Elektrodenspitze und Gewebe ionisiert. Über die im elektrischen Feld ionisierte Luft entlädt sich ein Funke auf das Gewebe, gefolgt von weiteren Funkenentladungen, die räumlich ausgedehnt eine relativ große Geweboberfläche »besprühen« und koagulieren – daher die Bezeichnung Spraykoagulation. Wird anstelle einer Nadelelektrode eine Kugelelektrode verwendet, resultiert an der stumpfen »Elektrodenspitze« bei gleichem Gewebeabstand eine geringere elektrische Feldstärke. Diese nimmt erst mit ab-



▣ Abb. 28.11. Spraykoagulation – auch Fulguration genannt

nehmendem Gewebeabstand wieder zu, sodass die Ionisation der Luft mit der einhergehenden Funkenentladung beim Einsatz einer Kugelelektrode erst bei geringerem Abstand stattfindet.

$$\text{Elektrische Feldstärke } E = \frac{\text{Elektrische Spannung } U \text{ [kV]}}{\text{Abstand } l \text{ [mm]}}$$

Mit Hilfe der Spraykoagulation kann also Gewebe berührungsfrei koaguliert werden (»Nonkontaktkoagulation«). Immer dann, wenn eine Oberflächenkoagulation oder eine Stillung diffuser Blutungen notwendig ist, kann die Spraykoagulation vorteilhaft eingesetzt werden, bspw. bei der Koagulation parenchymatöser Gewebe (Leber, Niere, Milz, Lunge). Dort wo aus Wärmegründen der direkte Kontakt mit dem Gewebe vermieden werden soll oder aufgrund der hohen Gewebeampeidanz ein Energieeintrag per Kontaktkoagulation nicht möglich ist – z. B. bei der Blutstillung am knöchernen Sternum in der Thoraxchirurgie – ist die Spraykoagulation häufig die einzig mögliche Applikationsform zur Blutstillung.

Für endoskopische Anwendungen werden bedingt durch die Anforderungen an die Spannungsfestigkeit des Instrumentariums in der Spannung reduzierte Spraykoagulationströme (Endo Spray) eingesetzt (typ. bis 4 kV<sub>p</sub>).

### Argonassistierte Koagulation (Argonbeam)

Es gibt klinische Situationen, die sich mit Hilfe der herkömmlichen mono- und bipolaren Koagulationsverfahren nur unzureichend bewältigen lassen. Problematisch ist u. a. die offene oder endoskopische Koagulation großflächiger Blutungs- oder Tumoreale, die mit den üblichen Methoden nur unter technischen Schwierigkeiten und mit erheblichem Zeitaufwand zu behandeln sind. Insbesondere für die endoskopische Anwendung sollte außerdem eine sichtbehindernde Rauchbildung und eine Karbonisation des Gewebes sowie ein Festkleben des koagulierten Gewebes an der Elektrode ausgeschlossen sein. Seit Mitte der 1980er Jahre steht hierfür in der offenen Chirurgie und seit Mitte der 1990er Jahre auch in der flexiblen Endoskopie mit dem Argonbeamer eine HF-Methode zur Verfügung. Heute können moderne HF-Chirurgiegeräte mit einer Argongas-Zusatzeinheit erweitert werden, sodass bedarfsorientiert die Stromform Argonbeam zur Verfügung steht (▣ Abb. 28.12, ► auch 4-Farbtteil am Buchende).

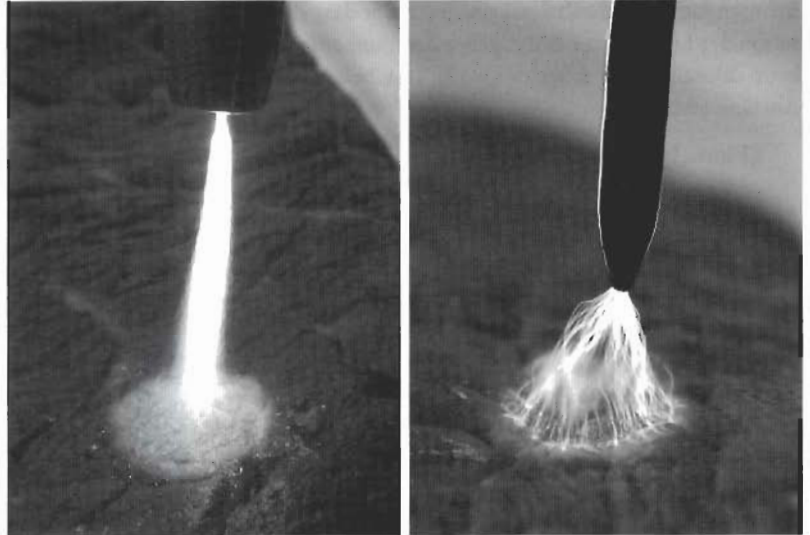
Argonbeam ist ein monopolarer Koagulationsverfahren, bei dem hochfrequenter Wechselstrom durch ionisiertes und dadurch elektrisch leitfähiges Argongas (Argonplasma) auf das zu koagulierende Gewebe geleitet wird. Vergleichbar mit der Spraykoagulation ist auch hier eine hohe Spannung (z. B. >2000 V<sub>p</sub>) und ein entsprechend geringer Abstand zum Gewebe eine Voraussetzung. Prinzipiell läuft der Prozess ähnlich ab wie bei der Spraykoagulation. Mit dem Unterschied, dass die erforderliche elektrische Feldstärke zur Ionisation von



▣ Abb. 28.12. Moderne HF-Chirurgie-Behandlungseinheit mit HF-Gerät und Argonbeamer. Die Argongasflasche wird im Gerätewagen deponiert

Argongas deutlich geringer ist als die für Luft (Argon: 5 kV/cm, Luft: 25 kV/cm). Der Applikator kann deshalb im Vergleich zur Spraykoagulation in deutlich größerem Abstand zum Gewebe geführt werden (▣ Abb. 28.13, ► auch 4-Farbtteil am Buchende). Außerdem ist die Qualität des thermisch generierten Gewebeschorfs deutlich verschieden von dem, den man mit der Spraykoagulation erzielen kann. Der Argonbeam erzeugt eine gebündelte, kontrollierte Stromverteilung im Beam, was sich durch eine gleichmäßige, homogene Koagulation der Gewebeerfläche ausdrückt. Dazu kommt, dass der Argongas-Strahl Gewebeflüssigkeiten von der zu koagulierenden Stelle wegbläst, sodass die Energie nicht nur in einen, dem Gewebe möglicherweise aufliegenden Blutfilm, sondern unmittelbar ins Gewebe gelangt.

Physikalisch bedingt wendet sich der Plasmastrahl automatisch von koagulierten (hochohmigen) Arealen ab, hin zu blutenden oder noch nicht ausreichend koagulierten (niederohmigen) Gewebereichen im Applikationsgebiet. So wird eine automatisch begrenzte, gleichmäßige Koagulation nicht nur in der Tiefe, sondern auch in der Fläche erreicht. Dabei bleibt die Tiefenwirkung praktisch auf eine Eindringtiefe von 2–3 mm begrenzt.



■ **Abb. 28.13.** Gegenüberstellung einer argonunterstützten Koagulation (links) und einer Spraykoagulation (rechts)

Im Vergleich zu herkömmlichen mono- und bipolaren Verfahren bietet die argonunterstützte Koagulation bedeutende Vorteile:

- Rasche, flächenhafte Koagulation oberflächlicher Blutungen.
  - Der Strom fließt automatisch zu dem noch nicht (ausreichend) koagulierten Gewebe, daher lückenlose und gleichmäßig tiefe Verschorfung.
  - Möglichkeit der lateralen Koagulation.
  - Zuverlässige Blutstillung bei geringer Traumatisierung des Organs.
  - Berührungslose Applikation (»Nonkontaktkoagulation«), deshalb kein Verkleben der Elektrode
  - Eindringtiefe maximal 3 mm, dadurch geringeres Perforationsrisiko beim Koagulieren in dünnwandigen Organen.
  - Bessere Wundheilung, da minimale Nekrose und weniger Karbonisation.
  - Keine Vaporisation.
- Der Argon-Flow bläst auftretendes Blut beiseite. Die Blutungsquelle wird so direkt erreicht, was eine verbesserte Koagulationswirkung bedeutet.
- Verminderte Rauchentwicklung (bessere Sicht), weniger Geruchsbelästigung.
- Kürzere Operationszeiten.
  - Geringere Komplikationsrate.

Insbesondere hat sich der endoskopische Einsatz des Argonbeams bei vielen Indikationen bewährt, bspw. zur Stillung von Tumorblutungen oder von Blutungen nach Dilatation oder Bougierung, der Behandlung von Anastomosen- und Narbenstenosen sowie partiell stenosierenden oder wandnahen Tumoren. Tumor- und Granulationsgewebe, das nach Stenteinlage durch den Ma-

schenstent wächst, lässt sich mit Hilfe der endoskopischen Argonbeam Applikation devitalisieren.

Tumorgewebe in perforationsgefährdeten Bereichen (Duodenum, Kolon) kann nekrotisiert werden. Für die Bronchoskopie stehen dünne, flexible Sonden zur Verfügung, angepasst an den Arbeitskanal des Bronchoskops. Im Tracheobronchialbaum lassen sich mit Hilfe des Argonbeams Blutungen stillen und stenosierende Tumoren behandeln. Bedingt durch die vielen Vorteile, die diese Koagulationsmethode bietet, hat sich der Argonbeam relativ schnell in den Operationssälen durchgesetzt. Limitiert werden die Einsatzgebiete derzeit hauptsächlich durch die notwendigen Spezialapplikatoren, die für die jeweilige Disziplin/Indikation erforderlich sind. Hier ist zu erwarten, dass neue Entwicklungen von Kombinationsinstrumenten der Methode zusätzliche Indikationen zuführen werden.

### Bipolare Koagulation

Wie beim bipolaren Schneiden gelten auch für die bipolare Koagulationsströme hinsichtlich der Gewebewechselwirkung die gleichen physikalischen Gesetzmäßigkeiten wie für die monopolaren. Bedingt durch die Integration beider Pole in ein Instrument können aus Gründen der Spannungsfestigkeit allerdings nur Ströme mit nicht allzu hoher Ausgangsspannung (max. 500–800 V<sub>p</sub>) zur Anwendung kommen. Stark amplitudenmodulierte Ströme mit hohen Crestfaktoren und hohen Spannungspulsen – wie sie für die Nonkontaktkoagulation benötigt werden – scheidet daher aus praktischen Gründen aus. Die bipolare Koagulation wird daher heute ausschließlich als Kontaktkoagulation und Desikkation ausgeführt. Dabei kommt eine indirekte Applikation des Stromes über chir-

urgische Instrumente nicht in Betracht; das Gewebe muss mit dem bipolaren Instrument direkt in Kontakt gebracht werden. In den überwiegenden Fällen handelt es sich dabei um bipolare Pinzetten, die in einer großen Vielfalt mit für die jeweiligen Fachdisziplinen angepassten Geometrien angeboten werden.

### Auto Start- und Auto Stopp-Funktion

Wie bei der monopolen Kontaktkoagulation gibt es auch bei der bipolaren Koagulation die Möglichkeit, die Koagulation automatisch, d. h. per Auto Stopp, zu beenden. Diese Funktion wird vorteilhaft bspw. bei der Koagulation der hypertrophen Nasenmuschel- und Myomkoagulation genutzt, bei der eine bipolare Nadelanordnung in das Gewebe gestochen und unter HF-Energieabgabe nekrotisiert wird (Desikkation). Zusätzlich zur Auto Stopp-Funktion gibt es beim bipolaren Koagulieren die Möglichkeit der automatischen Aktivierung ohne Fußschalter (Auto Start). Ein Berührungssensor registriert, wenn sich das zu koagulierende Gewebe zwischen den beiden Elektroden befindet, und aktiviert den Generator automatisch. Damit der Operateur vor der Aktivierung des Generators ausreichend Zeit zum Positionieren und Präparieren hat, kann er individuell programmierbare Verzögerungszeiten wählen. Die Auto Start-Funktion ist nur bei offenen Eingriffen empfehlenswert und zulässig. Die Kombination der Auto Start- mit der Auto Stopp-Funktion ergibt ein hohes Maß an Bedienungskomfort. Der Generator aktiviert automatisch mit der vorgewählten Verzögerungszeit, er liefert automatisch die richtige Leistung und schaltet bei Erreichen des optimalen Koagulationsergebnisses automatisch ab. Zusätzlich werden unerwünschte Nebeneffekte wie Verkleben der Elektrode und Karbonisation vermieden.

### Non-stick-Technologie

Ähnlich wie beim Anbraten in einer Pfanne neigt Gewebe beim Erhitzen zum Zweck der Gewebekoagulation über eine elektrochirurgische Pinzette dazu, an der Metallkontaktfläche anzuhaften. Beim Versuch, die Pinzette vom Gewebe zu lösen, kann es dann vorkommen, dass Gewebe mit »abgerissen« wird und die Blutungsquelle wieder aufgeht. Welche chemisch-physikalischen Abläufe für das Ankleben letztendlich verantwortlich sind, ist weitgehend unbekannt. Was jedoch beobachtet werden kann ist, dass der Effekt umso stärker auftritt, je höher die Temperatur an der Pinzette wird. Ganz besonders stark also dann, wenn zwischen dem Gewebe und den Pinzettenelektroden Funken entstehen.

Eine Möglichkeit, die Elektrodentemperatur zu limitieren, besteht darin, die an der Elektrodenkontaktstelle auftretende Wärmeenergie möglichst effektiv abzuführen. Dies kann z. B. dadurch erfolgen, dass für die Elektroden ein Material mit hoher spezifischer Wärmekapazität und guter Wärmeleitfähigkeit gewählt wird. Der üblicherweise für Pinzetten verwendete Edelstahl besitzt zwar eine re-

lativ hohe Wärmekapazität ( $0,5 \text{ kJ}/(\text{kg}\times\text{K})$ ); im Vergleich hierzu Silber mit  $0,235$  oder Kupfer mit  $0,383 \text{ kJ}/(\text{kg}\times\text{K})$ ), also ein für eine Koagulationselektrode sehr günstiges Verhältnis zwischen zugeführter Wärmemenge und erzielter Temperaturerhöhung, aber eine relativ schlechte Wärmeleitfähigkeit. Diese beträgt für Edelstahl nur  $15 \text{ W}/(\text{m}\times\text{K})$  und ist damit z. B. 25-mal kleiner als die von Kupfer. Der Abtransport der Wärme von der Kontaktstelle ins Pinzettenvolumen geschieht also zu langsam; es kommt zum Hitzestau. Der beste Wärmeleiter mit  $418 \text{ W}/(\text{m}\times\text{K})$  ist Silber. Aus diesem Grund wird bei Non-Stick-Pinzetten für den distalen Elektrodenbereich (Gewebe Kontaktbereich) eine Silber-Legierung gewählt, die mechanisch robust ist und die herausragenden thermischen und elektrischen Eigenschaften von Silber bei gegebener Biokompatibilität in sich vereinigt. Über die distalen Pinzettenbranchen wird die Wärmeenergie rasch von der Gewebekontaktstelle abgeleitet, hin zum Edelstahl-Komposit, das mit seiner Wärmekapazität die Wärmeenergie aufnimmt.

Bei der unter Elektro-Hydro-Thermosation (EHT) bekannt gewordenen Methode nach Reidenbach wird Flüssigkeit (z. B. NaCl) durch die Pinzettenbranchen hindurch auf die Elektrodenkontaktstellen zum Gewebe geführt. Diese die Elektroden umgebende Flüssigkeit führt u. a. dazu, dass bei einer Elektrodenerwärmung bedingt durch Siedekühlung die Temperatur  $100^\circ\text{C}$  nicht übersteigen kann. Diese Temperatur ist für die gewünschte Gewebekoagulation ausreichend hoch, führt aber nicht zur vollständigen Austrocknung an den Kontaktflächen oder gar zur Karbonisation des Gewebes. Die EHT-Methode ist zwar sehr effektiv, aber aufwändig, da spezielle Pinzetten erforderlich sind und zusätzlich Spülflüssigkeit bereitgestellt werden muss. Hinzu kommt, dass bei einigen Indikationen eine Spülflüssigkeitszufuhr nicht akzeptiert werden kann.

Non-stick-Pinzetten sind daher eine attraktive Alternative. Sie kommen insbesondere in der Neurochirurgie vorteilhaft zum Einsatz; aber auch überall dort, wo das Anhaften von Gewebe nicht toleriert wird.

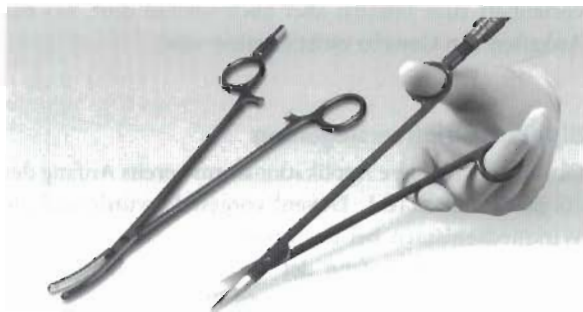
### Bipolare Gefäßversiegelung

Obwohl die bipolare Applikationsform bereits Anfang des 20. Jahrhunderts (E.L. Doyen) vorgestellt wurde und die Wirkmechanismen bei der Koagulation zum Verschluss von Blutgefäßen Anfang der 1960er Jahre hinreichend untersucht waren (Bernhard Sigel et al 1965), gelang es bis Ende des 20. Jahrhunderts »nur«, kleinere Gefäße mit einem Durchmesser von ca. 2–3 mm bipolar zuverlässig zu verschließen. Einen Meilenstein in der bipolaren Technik stellt deshalb zweifelsfrei die Entwicklung einer amerikanischen Arbeitsgruppe um Steven P. Buysse und Thomas P. Ryan dar. Sie stellten Ende der 1990er Jahre ein System vor, mit dem es glückte, durch einen speziell geregelten Ablauf des Koagulationsvorgangs über eine

bipolare Klemme auch bedeutend größere Gefäße zu versiegeln (■ Abb. 28.14).

Das Gewebe durchläuft im Verlauf einer Erwärmung verschiedene Stadien. Zunächst kommt es zu einer Koagulation von Bindegewebe mit Erhalt der Faserstruktur; gefolgt von amorpher Koagulation – d. h. Strukturen lösen sich auf – und schließlich zur vollständigen Zerstörung, welche als Karbonisation mit Substanzverlust erscheint. Bei der Gefäßversiegelung kommt es darauf an, unter Erhalt der morphologischen Gewebestruktur das körpereigene Kollagen und Elastin – also das faserige Grundgerüst von Bindegewebe – zu verschmelzen. Mechanischer Druck ist für die Verbindung dieser Fasern während der Erhitzung notwendig, damit die Gefäßwände dabei in innigem Kontakt zueinander stehen. Unzureichender Druck führt lediglich zu einer Thrombusbildung im Gefäß, welche keinen zuverlässigen Gefäßverschluss bei größeren Gefäßen darstellt. Eine unzureichende Erwärmung führt zu einer schwachen Verbindung oder nur zu einer Verbindung der Adventitia-Schichten (das Blutgefäß umgebende lockere Bindegewebe). Zu starke Erhitzung zerstört die physikalischen Eigenschaften der Bindegewebsfasern. Das amorphe Koagulat würde zum Brechen neigen und sich vom übrigen Gewebe lösen; die Faserstruktur wäre zerstört und damit die mechanische Stabilität und Elastizität verloren. Eine ideale Versiegelung entsteht nur, wenn die physikalischen Gewbeeigenschaften erhalten bleiben. Wenn Funken auf das Gewebe wirken, entstehen Temperaturen über 1000 K, welche die Integrität des Gewebes zerstören.

Der bipolare Gefäßversiegelungsstrom darf also keine Spannungswerte annehmen, die zu einer Funkenbildung führen (<180–200 V<sub>p</sub>). Damit mit solch niedrigen HF-Spannungen dennoch genügend Energie ins Gewebe für eine ausreichende Koagulation gebracht werden kann, muss



■ **Abb. 28.14.** Wiederverwendbare bipolare Instrumente. *Links:* Eine bipolare Klemme für die Gefäßversiegelung in der offenen Chirurgie: Gewebe wird vor dem Schneiden intensiv mit Hilfe der Klemme versiegelt. *Rechts:* Eine bipolare Schere erlaubt die Applikation von koagulierendem, bipolarem HF-Strom über die beiden Scherenblätter während des mechanischen Schneidens. Die Hämostase ist dabei im Gegensatz zur Gefäßversiegelung nur für kleinere Gefäße ausreichend

der Energieeintrag regelungstechnisch unterstützt ablaufen. Man nutzt dabei den Umstand aus, dass die Gewebeimpedanz nach der ersten Desikkationsphase unmittelbar nach Unterbrechung der HF-Energiezufuhr wieder sinkt und eine wiederholte Energieabgabe auch bei der zulässig niedrigen HF-Spannung möglich ist. Man koaguliert also das Gewebe, indem man die Energie in einer gepulsten Weise appliziert. Erst wenn ein gewünschter Versiegelungsgrad erreicht ist, wird der Prozess automatisch gestoppt.

Bei einer zuverlässigen Versiegelung erscheint das versiegelte Gewebe pergamentartig transluzent und weist nur einen schmalen, thermisch geschädigten Randbereich auf.

Die Hauptvorteile der Methode sind:

Kein körperfremdes Material – wie Nahtmaterial und Clips – wird im Patienten hinterlassen.

Kostenreduktion durch Einsparen von Nahtmaterial.

- Kürzere OP-Zeiten (Patientenschonung und Kosten).
- Bipolares Verfahren mit den prinzipbedingten Vorteilen (keine aberrierenden Ströme, keine Erwärmung entfernt liegender Gewebestrukturen, Verzicht auf eine Neutralelektrode, elektromagnetische Verträglichkeit).

## 28.5 Methodische Hinweise für die Anwendung und Sicherheit

Moderne HF-Chirurgiegeräte, ausgestattet mit automatischen Überwachungsfunktionen, vereinen Bedienungskomfort und Funktionsvielfalt mit größtmöglicher Sicherheit und Schonung für die Patienten. Bei allen HF-Chirurgiegeräten hängt die Sicherheit aber auch von der Handhabung ab. Für maximale Sicherheit gibt es einige grundsätzliche Regeln, deren Einhaltung ebenso zur Routine gehören sollte wie das Beachten der Gebrauchsanweisung.

Aus der Erfahrung der Praxis ist die folgende Zusammenfassung mit 4 Schwerpunkten entstanden:

1. Patient,
2. Neutralelektrode,
3. Instrumente und Kabel,
4. HF-Chirurgiegerät.

### 28.5.1 Patienten- und Anwendersicherheit

#### Allgemeine Anwendungsregeln

- Der Patient muss trocken und elektrisch isoliert gelagert werden. Er sollte nicht mit elektrisch leitfähigen Gegenständen in Berührung kommen, die geerdet sind oder eine große Kapazität gegen Erde haben, wie z. B. OP-Tisch oder Infusionsständer.
- Bei lang andauernden Eingriffen ist der Urin durch einen Katheter abzuleiten.
- Wenn möglich, sollten nasse OP-Tischauflagen und Abdecktücher durch trockene ersetzt werden.

Bei der Patientenlagerung sollte kein punktueller Haut-zu-Haut-Kontakt entstehen, etwa zwischen Fingern und Oberschenkel.

- Die Kabel zum Elektrodengriff und zur Neutralelektrode sind möglichst so zu führen, dass sie weder andere Leitungen noch den Patienten berühren. Die Hochfrequenzkabel nicht aufwickeln und nicht mit einer Metallklemme, sondern mit einer Kunststoffklemme am OP-Tuch fixieren.
- Ausreichender Abstand von mindestens 15 cm zwischen der aktiven HF-Elektrode und einer EKG-Elektrode sollte eingehalten werden.
- Bei Patienten mit Herzschrittmachern oder -elektroden ist eine Gefährdung des Patienten durch Störung oder Beschädigung des Schrittmachers möglich. – Die Konsultation eines Kardiologen wird empfohlen.
- Auf eventuell vorhandene Metallteile im und am Körper achten. Falls möglich, sollte Piercing-Schmuck entfernt werden. Vorsicht mit Anästhesie-, Entfettungs- und Desinfektionsmitteln! Sie müssen restlos verdunstet und aus dem Bereich der Funkenbildung entfernt sein. Der darin enthaltene Alkohol kann sich durch einen elektrischen Funken entzünden.
- Vor der HF-Anwendung im Magen-Darm-Trakt muss sichergestellt werden, dass keine brennbaren endogenen Gase vorhanden sind. Wenn während einer TUR nicht ausreichend gespült wird, können  $H_2O$ -Moleküle zu  $H_2$  und  $O_2$  dissoziieren und sich am Harnblasendach ansammeln. Wird in diesem Gasgemisch reseziert, kann es zu einer Explosion kommen. Der Elektrodengriff soll nicht auf dem Patienten abgelegt werden; er gehört immer auf die Instrumentenablage oder in den entsprechenden Köcher. Bei chirurgischen Eingriffen, bei denen der HF-Strom durch Organe oder Gefäße mit relativ kleinem Querschnitt fließt, lassen sich unerwünschte thermische Schädigungen sicher vermeiden, indem die bipolare Technik eingesetzt wird.
- Elektrische Verbindung zum Instrument erst unmittelbar vor der gewünschten HF-Anwendung herstellen – insbesondere wenn es sich um ein über Fußschalter aktiviertes Instrument handelt.
- Akustisches Signal, welches den aktivierten Zustand des HF-Generators anzeigt, stets gut hörbar einstellen.

### Anwendungsregeln beim Einsatz des Argonbeamers

Im Zusammenhang mit der Applikation von Argongas am Patienten gilt:

Die argonassistierte Koagulation ist eine monopolare HF-chirurgische Anwendungsform; die Sicherheitsre-

geln für die monopolare HF-Chirurgie müssen beachtet werden.

- Argongas nicht in offene Blutgefäße einblasen.
- Den Gasauslass des Applikators nicht gegen Gewebe drücken, weil hierdurch ein Gasemphysem verursacht werden kann. Zur Gasionisation sind hohe HF-Spannungen erforderlich; auf die unversehrte elektrische Isolation von Leitungen und Applikatoren ist zu achten.
- Argon ist schwerer als Luft 1:1,38; es kann sich in Bodennähe anreichern und den Sauerstoff verdrängen.
- Argongasflaschen stehen unter hohem Druck (200 bar). → Vorsichtiger Umgang mit Druckbehältern.

### Anwendungsregeln in der Endoskopie

Neben den allgemeinen Anwendungsregeln müssen in der Endoskopie die folgenden Punkte zusätzlich beachtet werden:

- Keine Aktivierung des HF-Geräts, wenn die Elektrode nicht im Blickfeld ist. Das in die betroffene Körperhöhe strömende Argongas erhöht dort den bereits durch insufflierte Luft oder  $CO_2$ -Insufflation vorhandenen Druck. → Es sollen nur druckablassgeregelte Insufflatoren verwendet werden.
- Führungsdrähte, die in Kombination mit einer HF-Anwendung eingesetzt werden, müssen elektrisch isoliert sein (z. B. Terumodrähte).
- Endogene Gase aus dem Lumen des betreffenden Organs vor der Argonbeamapplikation entfernen.
- Kein sauerstoffangereichertes, brennbares Beatmungsgas vor oder während der Argonbeamanwendung in das Tracheobronchialsystem einleiten. Beim Einsatz eines Videoendoskops darauf achten, dass das Argon-Plasma nicht auf den Kamerachip gerichtet wird; eine Zerstörung des Chips wäre sonst möglich.

### 28.5.2 Neutralelektrode (NE)

Bei der monopolen Applikationsform ist ein thermischer Effekt ausschließlich an der Aktivelektrode gewünscht. Unter der Neutralelektrode darf dagegen keine thermische Reaktion stattfinden. Damit eine Verbrennung des Patienten verhindert ist, muss eine mögliche Erwärmung im Anlagebereich der NE unter  $6^\circ C$  bleiben (ANSI AAMI HF 18). Eine korrekte Anlage der NE und die Gewähr dafür, dass sie sich im Verlauf einer OP nicht ablöst, sind hierfür Voraussetzungen. Moderne HF-Chirurgie-Geräte bieten Überwachungseinrichtungen (NE-Monitoring), die eine korrekte NE-Anlage überwachen und im erkannten Problemfall die Abgabe von monopolarer HF-Energie verhindern (Contact Quality Monitor). Die Verwendung

■ **Tab. 28.3.** CQM (Contact Quality Monitor) verschiedener Anbieter

Akronym	Anbieter	Wortlaut
PCS	Martin	Patient Control System
REM	Valleylab	Remote Electrode Monitoring
ARM	Conmed	Aspen Return Monitor
NESSY	Erbe	Neutral Elektroden Sicherheits System
PDM	Aesculap	Permanent Dynamic Monitoring
PACC	Integra	Patient Contact Controlsystem

einer geteilten Neutralelektrode ist hierfür Voraussetzung. Hinter den von verschiedenen Herstellern verwendeten Akronymen verbergen sich unterschiedliche Überwachungsmonitore mit jeweils unterschiedlichen Überwachungs-Philosophien (■ Tab. 28.3).

Die ursprüngliche Annahme, dass der zurückfließende Strom aus tiefen Gewebeschichten mehr oder weniger gleich verteilt zur Neutralelektrode gelangt, war nicht richtig. Die Stromverteilung zeigt eine ausgeprägte Stromkonzentration an den Rändern der NE (*engl.: edge effect*, Randeffekt). Verursacht wird der Effekt durch den Schichtaufbau der menschlichen Haut mit gut leitfähiger Lederhaut über schlecht leitender Unterhaut mit Fettgewebe. Bei rechteckigen Neutralelektroden addieren sich die Randeffekte der auf eine Ecke zulaufenden Kanten, sodass sich dort ein »hot spot« bildet. Ideal ist eine möglichst runde Elektrode mit ausreichend langer Umfangskante, die zum OP-Feld hin ausgerichtet ist.

Da bedingt durch den bevorzugten Stromfluss an der Gewebeoberfläche eine Gleichverteilung des Stromes in den beiden NE-Hälften nicht möglich ist, haben sich Monitorsysteme, die auf eine Strom-Gleichverteilung abgestimmt sind, in der Praxis nicht bewährt. Dagegen bieten Monitore, die den dynamischen Impedanzverlauf zwischen den beiden NE-Hälften kontinuierlich auswerten, die höchste Patientensicherheit (■ **Abb. 28.15**, ► auch 4-Farbleiste am Buchende). Dabei können moderne Monitore erkennen, ob eine ein- oder zweiteilige Neutralelektrode angeschlossen ist und bei gegebenem Sicherheitsbewusstsein anbieten, den Betrieb von einteiligen Neutralelektroden nicht zuzulassen.

### Anwendungsregeln im Zusammenhang mit der Applikation der Neutralelektrode

- Vergewisserung darüber, dass die Isolation des Neutralelektrodenkabels nicht beschädigt ist.
- Gewissenhafte Verbindung des NE-Kabels mit dem Chirurgiegerät und der Neutralelektrode.



■ **Abb. 28.15.** Kontinuierliche Statusanzeige über die Anlagequalität der geteilten Neutralelektrode

- Gelegentliche Überprüfung, ob der NE-Alarm des HF-Chirurgiegerätes anspricht. Positionierung der Neutralelektrode mit der langen Kante zum Operationsfeld. Positionierung der Neutralelektrode möglichst nahe am Operationsfeld an einer der geeigneten Extremitäten (Oberarm, Oberschenkel).
- Auf einen guten Gewebekontakt achten; um guten Kontakt sicherzustellen, müssen ggf. Haare abrasiert werden.
- Flüssigkeiten vom Bereich der Neutralelektrode fernhalten. Diese können sowohl die Klebewirkung als auch die elektrischen Eigenschaften negativ beeinflussen.
- Neutralelektroden zum Einmalgebrauch auch nur einmal verwenden – aus Gründen der Sicherheit und der Hygiene.
- Verfallsdatum der Neutralelektrode beachten.
- Die Neutralelektrode darf nicht zugeschnitten oder verkleinert werden.
- Keinesfalls noch zusätzliches Kontaktgel auf die Neutralelektrode aufbringen.
- Ungeeignet für das Anbringen der Neutralelektrode sind: knochige oder unebene Oberflächen, Stellen, unter denen ein Implantat liegt, Stellen mit dicken Fettschichten wie z. B. Bauch oder Gesäß, vernarbtes Gewebe.
- Contact Quality Monitor nutzen, indem ausschließlich geteilte Neutralelektroden verwendet werden.
- Auf dem Boden liegende NE-Kabel mechanisch nicht stressen; nicht mit Gerätewagen oder gar C-Bogen darüber fahren.

### 28.5.3 HF-Instrumente und -Kabel

- Nur vom Hersteller des HF-Chirurgiegerätes empfohlenes Originalzubehör verwenden. Im Zweifelsfall Konformitätsbescheinigung vom Hersteller oder Händler anfordern.

Vor jedem Einsatz Sichtprüfung, ob schadhafte Stellen an der Isolation von Stecker, Kabeln und Instrumenten sichtbar sind. Eine kurze Funktionsprüfung der Instrumente empfiehlt sich.

- Während der Operation die Elektroden am besten mit einem feuchten Tuch (Tupfer) reinigen. Nicht Kratzen, die Oberfläche und die Isolation der Elektrode könnten beschädigt werden.

Es ist zweckmäßig, die Elektroden immer sauber zu halten und unmittelbar nach dem Eingriff zu reinigen. Elektroden mit angetrockneten Geweberesten werden vor der Reinigung in Lösung gelegt.

Bei der Aufarbeitung, Reinigung und Sterilisation müssen die vom Hersteller empfohlenen Angaben beachtet werden.

Entsorgung von Einmalinstrumenten (Disposables) stets unmittelbar nach der Operation (Mehrfacheinsatz ist nicht zu verantworten).

- Wiederverwendbare Instrumente (Reusables) sorgfältig aufbewahren. Das Beachten der Handhabungs- und Pflegehinweise der Hersteller erhöht die Sicherheit des Patienten und die Lebensdauer der Instrumente.
- Zubehör mit erkennbaren Defekten von der Medizintechnik im Haus oder vom Hersteller überprüfen lassen.

#### 28.5.4 HF-Chirurgiegerät

- Der Einsatz eines jeden HF-Chirurgiegerätes setzt voraus, dass der Anwender mit dessen korrekter Bedienung vertraut ist.

Nur HF-Geräte mit Contact Quality Monitor verwenden.

Die Einstellung der HF-Leistung sollte immer so niedrig wie möglich und so hoch wie nötig gewählt werden. Optimal sind automatisch geregelte HF-Chirurgiegeräte.

- Die Schneide- und Koagulationsfunktion sollte man nur solange aktivieren wie sie tatsächlich benötigt wird.

Vor der Operation einen Funktionstest durchführen. Bei angelegter Neutralelektrode kurz über den Handgriff per Tastendruck aktivieren.

- Auf Fehlermeldungen und Alarmsignale achten.
- Schulungen über die Grundlagen der Hochfrequenzchirurgie und deren sichere Anwendung jährlich wiederholen (Schulungsangebot von Herstellern in Anspruch nehmen).

Um bei älteren Systemen Videostörungen zu vermeiden, sollten die HF-Chirurgiekabel möglichst weit entfernt vom Kamerakabel verlegt werden.

#### 28.5.5 Vorkommnisse bei der Anwendung der HF-Chirurgie

Das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) in Berlin hat im Rahmen des Vollzugs des Medizinproduktegesetzes die gemeldeten Vorkommnisse auf dem Gebiet der HF-Chirurgie über einen Zeitraum von sechs Jahren (1996–2002) ausgewertet. Als Fazit wurde festgehalten, dass vorwiegend Anwendungsprobleme, die nicht einer Fehlfunktion der Medizinprodukte anzulasten waren, Ursache für die wenigen, gemeldeten Komplikationen waren. Aus den Anwendungsfehlern wurden Richtlinien vom BfArM abgeleitet, die bei den o. g. Anwendungsregeln berücksichtigt wurden.

Von den wenigen Vorkommnissen betraf die überwiegende Zahl Schädigungen unter der Neutralelektrode. In diesem Zusammenhang stellte das BfArM fest: *»...Es zeigt sich eine eindeutige Vorkommnishaufung bei der Verwendung der einteiligen Bauform, bei der keine Sicherheitsüberwachung stattfindet. Die vereinzelt bei geteilten Elektroden beobachteten »Verbrennungen« sind auf andere Ursachen als hohe Stromdichten zurückzuführen. ...Verätzungen durch nicht verdunstete Desinfektionsmittel...«.* Im Zusammenhang mit Schädigungen im Steiß- und Rückenbereich stellte das BfArM fest *»...Zum Teil nannten die Anwender Verbrennungen, obwohl gem. Untersuchung der Hersteller oder Auswertung der mitgelieferten Fotos Verätzungen oder Entzündungen vorlagen. Während der OP ist der Bereich über dem Sacrum besonders druckbelastet, wodurch es zu einer geringen Perfusion der betreffenden Hautareale kommt. ...«* (Schröder 2003).

Um so mehr muss gelten, dass HF-Geräte nur von Fachpersonal in Betrieb genommen und angewendet werden, das speziell geschult wurde und mit dem Gerät vertraut ist.

#### 28.6 Ausblick

Die derzeit verfügbaren automatisch geregelten HF-Chirurgiegeräte weisen einen sehr hohen Standard auf, sowohl im sicherheitstechnischen Bereich als auch beim ergonomischen Bedienungskomfort. Die fortschreitenden technischen Möglichkeiten werden dazu beitragen, auch diese Standards weiter zu verbessern. Zusätzlich werden anwendungsspezifische Verbesserungen bewirken, dass sich die Handhabung der HF-Chirurgiegeräte noch einfacher gestaltet. Instrumentenerkennung und daraus resultierende, automatische Geräte-Parametrierung mit geeigneten Einstellwerten wird hier eine Rolle spielen. Innerhalb erlaubter Grenzen können dann nur noch logische und sinnvolle Veränderungen an den automatisch voreingestellten Einstellungen vorgenommen werden (Expertensysteme). In der Konsequenz wird es deshalb keine standardisierten Schnittstellen für das HF-

Instrumentarium geben, sondern herstellerspezifische Lösungen.

Die Integration von HF-Geräten in OP-Systeme über Kommunikations-Netzwerke wird einen Beitrag leisten, um über eine gemeinsame Bedienoberfläche alle für eine OP benötigten Geräte steuern zu können. Touch-Screen-Monitore und Sprachsteuerung sind hier zwei relevante Schlagworte.

Da HF-Ströme mehr und mehr auf spezifische Anwendungen hin optimiert werden, wird es einen Trend weg vom Generalisten, hin zum Spezialisten bei den HF-Generatoren geben. Man wird mit speziellen Geräten und Systemen für z. B. die Gastroenterologie, Urologie oder Neurochirurgie in den Kosten und in ihrer Bedienung optimierte Lösungen für die verschiedenen Fachgebiete anbieten.

Die argonunterstützten Anwendungen werden eine noch gewichtigere Bedeutung beim täglichen Einsatz im OP bekommen. Das Anwendungsspektrum ist hier noch lange nicht erschöpft und wird nur begrenzt durch die heute verfügbaren Applikatoren. Hier werden Kombinationsinstrumente – wie z. B. Polypektomieschlingen, Sklerosiernadeln oder Biopsiezangen mit der Möglichkeit zur Applikation von argonunterstützten Koagulationen – der Methode neue Indikationen zuführen.

Große Bedeutung wird der Weiterentwicklung des Instrumentariums zukommen, insbesondere im Hinblick auf spezialisierte, indikationsspezifische Instrumente. Eine große Herausforderung wird es sein, die Qualität der Instrumente zu erhöhen und die Nutzung im täglichen Einsatz für den Anwender einfacher zu gestalten. Trotz des massiven Kostendrucks, unter dem das Gesundheitswesen weltweit steht, wird sich ein Trend hin zum Einsatz von Einmal-Instrumentarium (Disposables) abzeichnen. Denn Hepatitis, Aids, Tollwut-Virus, Creutzfeld-Jakob-Krankheit (CJK) und die Bovine Spongiforme Enzephalopathie (BSE) sind nur einige der gefürchteten ansteckenden Krankheiten, die jährlich um Weitere ergänzt werden und die die Instrumentenaufbereitung im Krankenhaus laufend problematischer machen.

Der Gefäßversiegelung wird insbesondere im Rahmen der laparoskopischen OP-Technik eine bedeutende Rolle zukommen. Chirurgische Nähte und Ligaturen sind hier besonders schwierig auszuführen und hinterlassen im Patienten Fremdmaterial. Eine zuverlässige Gefäßversiegelung wird diesen Bereich hinsichtlich standardisierter OP-Techniken stark verändern. Die Vielzahl der verschiedenen Methoden zur Gewebe-Dissektion wird sich reduzieren. Ultraschall- und Wasserstrahl-Dissektion lassen hinsichtlich ihrer Performance Wünsche offen und sind zudem teure Verfahren. Sie werden durch die bipolare HF induzierte Gewebersiegelung abgelöst. Wichtig ist zudem, dass sich die Anwender, der Chirurg und die Operationsfachkräfte mit den heutigen und zukünftigen Entwicklungen der Industrie auseinander-

setzen, um dem Patienten das größtmögliche Maß an Sicherheit zu bieten.

## Literatur

- American National Standard ANSI/AAMI HF18, (2001) Electrosurgical Devices.
- Bovie W et al (1931) Electrosurgical Apparatus. US Patent 1,813,902
- DIN EN 60601-2-2 (03. 2001) Medizinische elektrische Geräte Teil 2-2: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Hochfrequenz-Chirurgiegeräten. DIN, Beuth
- Haag R (1993) Grundlagen der HF-Chirurgie. Krankenhaus-technik 3: 36–37/ 4: 36–38
- Morrison Jr. et al (1977) Electrosurgical Method and Apparatus for Establishing an Electrical Discharge in an Inert Gas Flow. US Patent 4,060,088
- Reidenbach H-D (1983) Hochfrequenz- und Lasertechnik in der Medizin. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio
- Reidenbach H-D (1992) Entwicklungstendenzen in der HF-Chirurgie. Biomed Tech 37: 134–140
- Roos E (1972/1973) Elektrochirurgie im modernen Krankenhaus I–V. Gebrüder Martin, Tuttlingen
- Seemen H (1932) Allgemeine und spezielle Elektrochirurgie, Springer, Berlin
- Schröder D (2003) Vorkommnisse bei der Anwendung der HF-Chirurgie. Medizintechnik 123: 145–147
- Sigel B, Dunn M (1965) The Mechanism of Blood Vessel Closure by High Frequency Electrocoagulation. Surgery; Gynecology&Obstetrics Oct.: 823–831
- Sudermann H (2000) Albrecht Theodor Middeldorpf (1824–1868) und die Elektrochirurgie. Würzburger medizinhistorische Mitteilungen Bd 19, Königshausen&Neumann
- Thiel C, Fastenmeier K (1996) Biomedizinische Technik, Bd 41, Ergänzungsband 1: 494–495
- Wiesner B (1908) Ueber Fulguration nach de Keating Hart. Münchener Medizinische Wochenschrift 11: 569–570









## Beherrschen SIE die Technik

– und nicht umgekehrt.

### Der erfolgreiche »Kramme« mit erweitertem Themenspektrum in einer vollständig überarbeiteten Neuauflage!

In immer kürzeren Abständen entwickelt die Medizintechnik neue Möglichkeiten in der Diagnostik und Therapie. So lassen sich medizinische Konzepte, Strategien und Visionen schneller als je zuvor umsetzen und tragen zum heutigen hohen Stand der Gesundheitsversorgung bei. Diagnosesicherheit und Therapieeffizienz haben einen Stand erreicht, der noch vor einigen Jahren undenkbar war.

*Krammes »Medizintechnik« – der Wegweiser, der Ihnen eine breite und praxisnahe Orientierung zum aktuellen Wissensstand bietet.*

- Prinzip, Aufbau und Funktion: komplexe Sachverhalte und Zusammenhänge verstehen
- Praxisrelevantes Know-how für Studium, Kliniken und Praxen
- Nachschlagewerk, Ratgeber und Arbeitsbuch mit umfangreichen Abbildungen, Tabellen und Übersichten

### Ihre Kompetenz für Medizintechnik

Allgemeine Themen

- Hygiene, Ökonomische Aspekte, Qualitätsmanagement, Technische Sicherheit ...

Spezielle Themen

- Funktionsdiagnostik, Bildgebende Systeme, Therapiergeräte, Patientenmonitoring, Medizinische Informations- & Kommunikationsverarbeitung ...

Wichtige Zusatzinformationen

- Richtungs- und Lagebezeichnungen des Körpers, Größen und Einheiten, Abkürzungen, Zeichen und Symbole, Historische Meilensteine in der Technischen Medizin ...

## DAS erfolgreiche, etablierte Standardwerk

Ein gebündelter Wissensschatz in kompakter, verständlicher und transparenter Form für Ärzte, Pflegekräfte, Medizintechniker, Studenten der Medizin, der Informatik und des Gesundheitsingenieurwesens, Krankenhaus-Architekten, Krankenhaus-Manager bzw. alle, die sich mit der Medizintechnik beschäftigen.



**Dipl.-Ing.  
Rüdiger Kramme**

ISBN 978-3-540-34102-4



springer.de