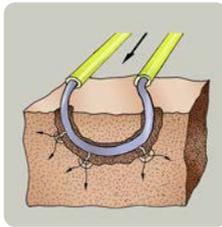


P. Faul
G. Farin

TURP-Fibel

Transurethrale Resektion der Prostata



Aktueller Stand
Physikalisch-technische Grundlagen
Empfehlungen für die Praxis



Eine Fibel für Anfänger
und Fortgeschrittene

Während meiner klinischen Tätigkeit galt mein besonderes Interesse dem Prostatakarzinom und vor allem der Weiterentwicklung und Verbesserung der transurethralen Operationstechnik. Zahlreiche Gastprofessuren als Operateur ermöglichten die Verbreitung der von mir entwickelten Techniken.

Dank der Mithilfe von Herrn Farin, der mir über viele Jahre zu einem wertvollen und unverzichtbaren Gesprächspartner wurde, ging mein lang ersehnter Wunsch in Erfüllung, die vorliegende Fibel zu erstellen.

Peter Faul

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	1
Teil I.	
Einführung	3
Neuere Entwicklungen zur Verbesserung der TURP	4
Video-TURP	5
Niederdruck-TURP	11
Verbesserungen beim Instrumentarium	13
Wie kann eine Harnröhrenstriktur vermieden werden?	15
Ursachen und Vermeidung des TUR-Syndroms	17
Vermeidung eines TUR-Syndroms mit konventionellen Maßnahmen	18
Transurethrale Vaporisation der Prostata (TUVVP)	21
Kombination von transurethraler Resektion und transurethraler Vaporisation der Prostata (TUVRP)	21
HF-Generatoren für die TURP	23
TURP in NaCl-Lösung mit bipolaren Instrumenten	24
Klinische Bedeutung	25
Schlussfolgerung	27
Teil II.	
Physikalisch-technische Grundlagen der TURP	27
Gewebe Devitalisation	29
Gewebe Koagulation	29
Gewebe Desikkation	30
Gewebe Vaporisation	31
Gewebe Pyrolyse (Vaporisation R)	31
Nutzung thermischer Effekte zur Entfernung von Prostatagewebe.....	31
Versuch einer systematischen Übersicht	31
TURP	32
Physikalisch-technische Grundlagen der Hochfrequenzchirurgie	33
Warum HF-Strom?	33
Konversion elektrischer Energie in thermische Energie	33
Applikation von HF-Strom in Zielgewebe	35

Definition monopolar / bipolar / quasibipolar	35
Wie kann man den HF-Strom in ein Zielgewebe hineinleiten?	37
Wie entsteht ein HF-chirurgischer Schnitt?	39
Spezifische Eigenschaften des HF-chirurgischen Schneidens	40
Kraftfreie Schnitfführung	40
Freiheitsgrade der Schnitfführung	40
Volumenschnitt	41
Blutstillung	41
Schnittsynchroner Gefäßverschluss	41
Schnittphasen	41
Anschnittphase	43
Effektive Schnittphase	44
Abschnittphase	45
Blutstillung bzw. Gefäßverschluss	45
Wie entsteht ein HF-chirurgischer Gefäßverschluss?	46
Partieller Gefäßverschluss	47
Schnittsynchroner Gefäßverschluss bzw. Qualität eines HF-chirurgischen Schnitts	52
Was die TURP bezüglich schnittsynchronem Gefäßverschluss von der TUVP übernehmen kann	54
Finaler Gefäßverschluss	56
Hohe Resektionsrate oder kleine Komplikationsrate oder beides? Und wenn beides, dann wie?	57
TURP in NaCl = Bipolare TURP?	59
HF-Generatoren für die TURP und was man hierüber wissen sollte	60
Schneiden	60
Schnittqualität und schnittsynchroner Gefäßverschluss	62
Partieller Gefäßverschluss	64
Sicherheitsaspekte der HF-Chirurgie bei der TURP	66
Schlusswort	67
Literatur	68

Vorwort

Das Hauptproblem der transurethralen Elektroresektion der Prostata war und ist leider auch heute noch die intra- und postoperative Blutung.

Könnte diese vermieden werden, wäre die TURP das ideale Verfahren zur Volumenreduktion der Prostata.

Da dieses Ideal bisher nicht realisiert werden konnte und die Durchführung der TURP – nicht zuletzt bezüglich der Beherrschung dieses Hauptproblems – ein jahrelanges Training erfordert, ist man immer wieder auf der Suche nach „*anderen Verfahren*“, die mit einem geringeren Blutverlust einhergehen.

Fast alle der vielen sogenannten „*Alternativverfahren*“, die bisher vorgeschlagen wurden und von welchen heute nur wenige zur Anwendung kommen, sind wegen ihrer geringeren oder gar nicht vorhandenen Blutung technisch zwar einfacher durchzuführen als die TURP, dies allerdings auf Kosten der hiermit erreichbaren Volumenreduktion.

Da alle sogenannten „*Alternativverfahren*“ im Vergleich zur TURP bezüglich der in einer Sitzung möglichen Volumenreduktion nicht äquieffektiv sind, sollte man diese richtiger „*andere Verfahren*“ nennen. Unter diesem Aspekt gilt die TURP heute immer noch als Referenzverfahren für alle anderen Ablationsverfahren.

Bei der permanenten Suche nach alternativen transurethralen Ablationsverfahren, die mit weniger Blutverlust und außerdem auch weniger Spülflüssigkeitseinschwemmung belastet sind als die TURP wird oft nicht berücksichtigt, dass durch die Nutzung konventioneller und insbesondere neuer HF-chirurgischer Möglichkeiten in Verbindung mit den entsprechenden Instrumenten eine effektive und komplikationsarme TURP möglich ist.

Um dies klinisch umsetzen zu können, sind jedoch einige grundlegende physikalisch-technische Kenntnisse erforderlich, die in dieser Fibel dargestellt sind.

Das Spektrum verschiedener Techniken und Vorgehensweisen bei der HF-chirurgischen Resektion der Prostata ist heute so breit, dass abhängig vom Volumen der jeweiligen Prostata, dem Risikoprofil des Patienten und dem Ausbildungsstand bzw. der Erfahrung des Operateurs die TURP individuell und optimal angepasst einsetzbar ist.

Selbstverständlich tragen auch die Video-TUR, die Niederdruck-TUR sowie das verbesserte Instrumentarium und nicht zuletzt die bessere Ausbildung zur Reduzierung des o. g. Hauptproblems bei, so dass die Kenntnis dieser Entwicklungen ein unabdingbarer Bestandteil des Goldstandards TURP ist.

Peter Faul
Günter Farin

Teil I. Einführung

Diese Fibel richtet sich insbesondere an alle interessierten Urologen und deren Assistenzpersonal, welche die TUR lernen oder bereits praktizieren und ihre Kenntnisse über die physikalisch technischen Grundlagen vertiefen möchten.

Gegenstand dieser Fibel ist es, eine Übersicht über die wichtigsten Entwicklungen der TURP in den vergangenen 20 Jahren bis in die Gegenwart zu geben und außerdem den Kenntnisstand über die physikalisch- technischen Grundlagen dieses thermischen Verfahrens über das Übliche hinausgehend zu beschreiben

Alle bisher bekannten Verfahren zur transurethralen Entfernung von Prostatagewebe wie die TURP, TUVp, TULIP etc. sind thermische Verfahren. Sie nutzen mehr oder weniger einen oder mehrere der verschiedenen thermischen Effekte, welche in Abhängigkeit von der Temperatur im betreffenden Gewebe entstehen. Die verschiedenen Verfahren unterscheiden sich lediglich durch die Form der aktiven Elektrode und die Quelle der zur Erwärmung des Gewebes erforderlichen Energie (Hochfrequenzstrom, Laser, Ultraschall, Mikrowellen etc.) oder durch die hauptsächlich genutzten thermischen Effekte (Devascularisation, Vaporisation, Pyrolyse etc.).

Derzeit werden in Deutschland ca. 60 000 Prostataoperationen pro Jahr durchgeführt. Die TURP nimmt dabei einen Anteil von 90 % ein. Die vor 2002 angegebene und auch heute noch zitierte Komplikationsrate von 18 % intra- und postoperativ konnten in den letzten Jahren

Komplikationen	Raten (%)
Blutung (Transfusion)	3,63
Operative Nachkoagulation	5,38
Harnwegsinfektionen	3,67
TUR-Syndrom	1,09
Allgemeine Letalität	0,24
Letalität in Zusammenhang mit der TUR	0,09

Tabelle 1 : Komplikationen der TURP (Qualitätsreport Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung 2002 und 2003 über insgesamt 31 771 Patienten mit TURP an 374 bzw. 481 deutschen Krankenhäusern, Höfner et al. 2007)

deutlich gesenkt werden. Dies geht aus einem deutschen Qualitätsbericht der Jahre 2002 und 2003 sowie aus den Leitlinien der AUA von 2003 (Höfner et al. 2007, Rassweiler et al. 2006, Reich et al. 2006) hervor. Der Makel einer hohen Komplikationsrate sollte damit, was das Verfahren und die Technik der TURP betrifft, der Vergangenheit angehören, wie in Tabelle 1 und 2 gezeigt werden kann. Die

Komplikationen	Raten (%)
Blutung (Transfusion)	8 (5-11)
Blasenhalssklerose bzw. Harnröhrenstriktur	7 (5- 8)
TUR-Syndrom	3 (0- 7)
Inkontinenz	3

Tabelle 2: Komplikationen der TURP (AUA Leitlinien 2003)

signifikante Reduzierung der Komplikationsrate der TURP, insbesondere Dank verbesserter Technik, hat diesem Verfahren, trotz aller sogenannter Alternativverfahren, die Position als Goldstandard bzw. Referenzverfahren, an welchem sich alle alternativen Verfahren messen lassen müssen, gesichert. Nachdem die alternativen Verfahren hinsichtlich der gewünschten Volumenreduktion der TURP nach wie vor nicht äquieffizient sind, sollte man sie besser als **andere Verfahren** bezeichnen.

Neuere Entwicklungen zur Verbesserung der TURP

Die Reduktion der Komplikationsraten von damals 18 % auf heute 11,8 % (Höfner et al. 2007) wurde insbesondere durch folgende Entwicklungen erreicht:

Innovationen zur Verbesserung der TURP

- Video-TUR
- Niederdruck-Resektion
- Instrumentarium
- Vaporisationsverfahren
- Automatisch geregelte HF-Generatoren
- TUR in NaCl-Lösung
(klinische Evaluation noch nicht abgeschlossen)

Video-TUR

Die in den 90er Jahren eingeführte Video-Resektion dient heute als Standardverfahren (*Faul 1990, 1993*) und eröffnet völlig neue Perspektiven.



Die Anwendung der Video-Technik bei der TUR hat nicht nur die visuellen, sondern auch viele andere Probleme beseitigt, die ohne Video-Technik weiter bestanden hätten.

Vorteile der Video-TUR:

- beliebig vergrößerte Abbildung des Operationssitus auf dem Videoschirm. Hierdurch bessere Detailerkennbarkeit, insbesondere bei der Blutstillung
- Besserer Sitzkomfort des Operateurs
- Besseres Lehren und Lernen (Teaching and Learning) der TUR
- Vermeidung urinogener Infektionen des Operateurs infolge direkten Kontaktes seiner Augen mit dem Okular der Optik (insbesondere Aids, Hepatitis, TBC etc.)
- Weniger Probleme für Brillenträger
- TURP auch bei Patienten mit Coxarthrose möglich
- Nutzung der Video-Einrichtung auch bei anderen endourologischen Operationen

Die vergrößerte Abbildung des Operationssitus auf dem Video-Monitor und die Möglichkeit des binokularen Sehens verbessern die Übersicht sowie die Detailerkennbarkeit und erleichtern hierdurch auch die gezielte Blutstillung. (Abb. 1, Abb. 2)



Abb. 1: Bildschirmbediente Vergrößerung des OP-Situs

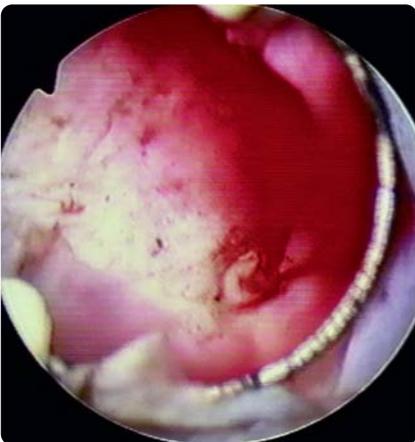


Abb. 2: Pulsierende Blutung aus einer Arterie

Transurethrale Operationen ohne Video-Technik können eine **hohe physische Belastung für den Operateur** verursachen. Die hierbei unvermeidlich extremen Sitzpositionen und die daraus resultierenden Fehlbelastungen des Stützapparates in gewissen Phasen der Operation führen im Laufe der Jahre zu chronischen Rücken- und Nackenschmerzen beim Operateur (sog. „TUR-Syndrom des Operateurs“). Die Video-TUR ermöglicht eine aufrechte Sitzposition und macht die früher notwendige Zwangshaltung bei der Resektion überflüssig. Die ohne Video-Technik aufkommenden Ermüdungserscheinungen und deswegen notwendigen Ruhepausen sind bei der Video-TUR seltener. (Abb. 3, Abb. 4)



Abb. 3: Sitzposition des Operateurs bei konventioneller TUR unter Direktsicht

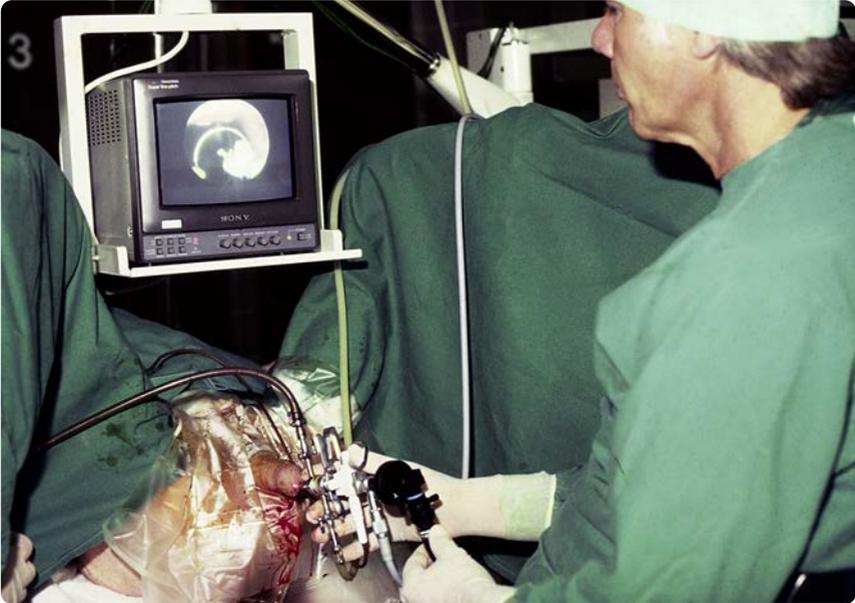
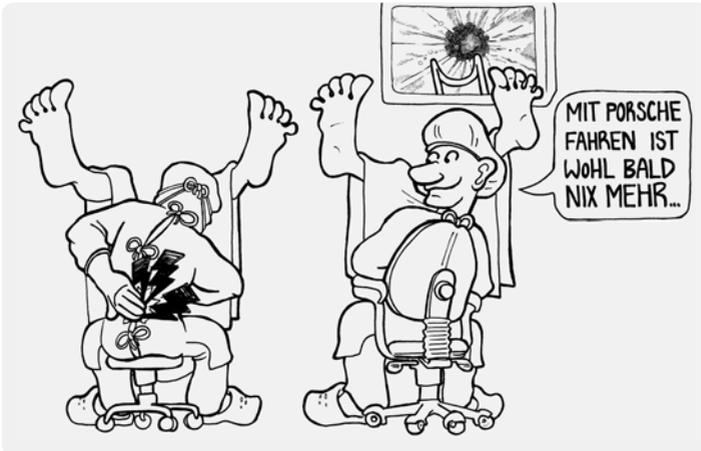


Abb. 4: Bequeme Sitzposition des Operateurs bei der Video-TURP mit direktem Blick auf den Videoschirm

(Lutmann et al. 1995, Sökeland et al. 1995). Die Resektionszeit verkürzt sich dadurch wesentlich.



Das **Lehren und Lernen** (Teaching and Learning) der TURP, welche ohne Video-Technik im Dunkeln stattfand bzw. stattfindet, kann durch die Video-TURP deutlich verbessert werden. Beim gemeinsamen Blick auf den Video-Monitor kann der Lehrer ständig kommentierend und korrigierend auf die Aktivitäten des Lernenden Einfluss nehmen. (Abb. 5)



Abb. 5: Lehrer beim Teaching

Außerdem kann bei der Video-TURP auch jede andere Person, vor allem der Anästhesist, die Operation verfolgen und situationsangepasst reagieren und die entsprechenden Maßnahmen ergreifen.





Der bei der konventionellen TUR unvermeidliche Hautkontakt des Operateurs mit dem Okular der Optik birgt das Risiko einer urinogenen Infektion des Auges.

Ein spezielles Problem bei der TUR ohne Video-Technik haben Brillenträger. Brillen beeinträchtigen das Operieren mit dem Resektoskop und außerdem können Brillengläser beschlagen oder verschmutzen.

Mittels Video-TUR ist es heute möglich auch Patienten mit einer Coxarthrose zu reseziieren, weil die Exkursionen des Resektoskopes, zwischen den Beinen des Patienten, nicht mehr durch den Kopf des Operateurs eingeschränkt werden.

Ein weiterer Vorteil der Video-Technik besteht darin, dass sie auch bei allen anderen endourologischen Eingriffen anwendbar ist.

Niederdruck-TUR

Die Niederdruck-TUR gilt heute als Standard (*Mauermayer 1981*). Der Einsatz eines Dauerspülresektoskopes oder die Anlage einer suprapubischen Spülflüssigkeits-Ableitung (Cystostomie oder Trokar) ermöglicht einen optimalen Spülflüssigkeits-Flow, hierdurch bessere Sichtverhältnisse und nicht zuletzt ein geringeres Risiko eines TUR-Syndroms. Unterbrechungen der Resektion, wie sie vor Einführung der Niederdruck TUR unvermeidlich waren, sind bei der Niederdruck TUR lediglich noch zum ein- bis zweimaligen Absaugen der Resektionsspäne erforderlich. Die Resektionsdauer verkürzt sich hierdurch wesentlich. (Abb. 6)



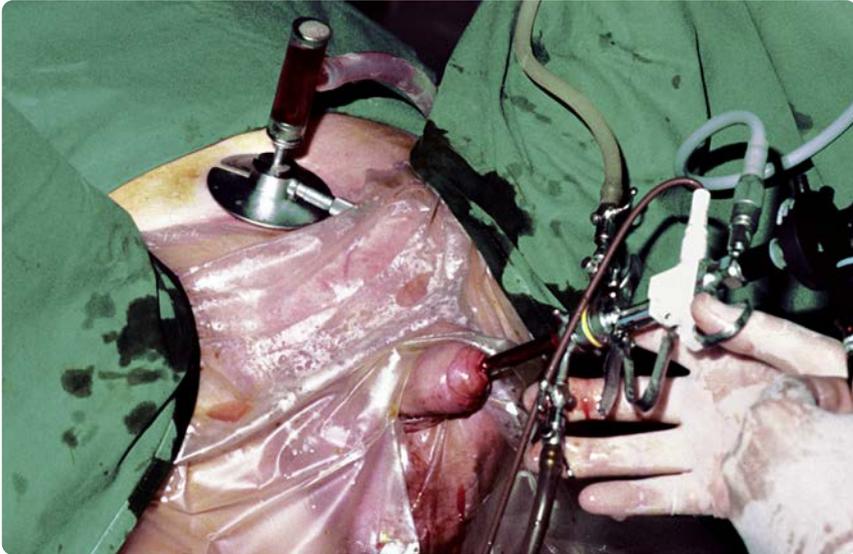


Abb. 6: Video-TURP mit Dauerspülresektoskop und suprapubischen Trokar (nach Korth)

Für die klinischen Ergebnisse und die Morbidität des Patienten ergeben sich folgende Verbesserungen: Durch die **bequeme Sitzposition des Operateurs** in Verbindung mit der Anwendung eines **Niederdrucksystems** verkürzt sich die Operationsdauer dramatisch und die Resektionsrate liegt zwischen 1,5 und 2 Gramm/Minute. Die **Verkürzung der Operationszeit** führt zu einer Reduktion der Transfusionsrate, Verminderung der Strikturrate und des TUR-Syndroms und damit zu einer Senkung der Morbidität. Die Notwendigkeit einer Bluttransfusion sollte heute eine extreme Seltenheit darstellen.

Komplikation	Eigene Ergebnisse	Literatur
Transfusionsrate	3%	7 - 13%
Strikturrate	1%	5 - 20%
TUR-Syndrom	2%	1 - 4%
Morbidität	11%	18%

Table 3: Senkung der Komplikationen und der Morbidität durch Verkürzung der Operationsdauer bei der Video-TURP (eigene Ergebnisse).

Verbesserungen beim Instrumentarium

Eine wesentliche Verbesserung beim Instrumentarium ist die Einführung von Resektoskopen mit drehbarem Schaft (*Faul 1993*).

Harnröhrenstrikturen als Folge transurethraler Eingriffe werden immer noch mit einer Häufigkeit zwischen 2 % und 16 % angegeben (*Faul et al. 2008 a*). Neben den Frühkomplikationen, dem operationsbedingten Blutverlust und dem TUR-Syndrom ist die traumatisch bedingte Harnröhrenstriktur die häufigste Spätkomplikation der TURP (*Abb. 12*). Die genaue Ätiologie dieser Komplikation ist allerdings nach wie vor unklar. Als Hauptursache für die Entstehung einer Striktur wird heute in erster Linie eine traumatische, also **mechanische Ursache** angesehen. Das Ausmaß der Traumatisierung wird dabei durch die Größe des Reibungskoeffizienten zwischen Resektionsschaft und Harnröhre bestimmt. Dabei spielt das Kaliber des Resektionsschaftes eine entscheidende Rolle. Auch die Beschaffenheit und Verweildauer des transurethralen Katheters fand als Ursache in der Vergangenheit Erwähnung (*Hammarsten et al. 1989*). Als beeinflussende Faktoren werden hierbei die Dauer der Katheterbehandlung, das Kathetermaterial, das Katheterlumen und die Intensität der Katheterpflege genannt.

Eine **elektrothermische Schädigung der Harnröhre** als Ursache einer Striktur entsteht wird immer wieder diskutiert und scheint unter besonderen Umständen, wie z.B. bei der bipolaren TURP in elektrisch leitfähiger Spüllösung (0,9 % NaCl) auch theoretisch und praktisch möglich zu sein (*Faul et al. 2008 b, Flachenecker et al. 1979, Sofer et al.*



Abb. 7: Otis-Urethrotomie der Harnröhre bei Missverhältnis zwischen Resektionsschaft und Harnröhre



Abb. 8: Resektoskop gleitet durch sein Eigengewicht in die Harnröhre

2001, Vicente et al. 1992). Eine elektrothermische Schädigung als Ursache einer Harnröhrenstriktur konnte bisher jedoch **nicht bewiesen** werden.

Missverhältnisse zwischen Resektionsschaft und Harnröhre sollten präoperativ durch eine **Otis-Urethrotomie** oder gegebenenfalls, mit einer **Sachse-Urethrotomie** beseitigt werden. (Abb. 7)

In einem speziellen Krankengut konnte die Strikturrate hierdurch von 5,1 % auf 2,6 % gesenkt werden (Hartung et al. 1979). Dabei ist unbedingt darauf zu achten, dass der Resektionsschaft **nur durch sein Eigengewicht** in die Harnröhre eindringt. (Abb. 8)



Abb. 9: Instillation des Gleitmittels in die Harnröhre

Vermeide jegliche Anwendung von Gewalt bei der Einführung des Instrumentes und bei der Instillation des Gleitmittels in die Harnröhre (keine explosionsartige Instillation).  **Merke**

Genauso wichtig ist die sachgerechte und schonende Instillation (siehe Anwendungsbeschreibung) eines **geeigneten Gleitmittels** (z. B. Endosgel®, Farco-Pharma) (Eggersmann et al. 1996). (Abb. 9)

Dieses sollte so beschaffen sein, dass es gut haftet und eine gute elektrische Leitfähigkeit besitzt (Flachenecker et al. 1977). Die Aufrechterhaltung einer guten Gleitfähigkeit des Resektionsschaftes in der Harnröhre während der TUR erfordert das **wiederholte Einbringen**

von **Gleitmittel** in die Harnröhre. Dies ist vor allem dann zu fordern, wenn die Gleitfähigkeit des Resektoskopes in der Urethra während der TUR nachlässt, was sich durch eine zunehmende **Schwergängigkeit des Resektoskopes** in der Harnröhre bemerkbar macht. Aus diesem Grunde ist eine stets gleichmäßige Benetzung der Harnröhre mit einem möglichst dicken Gleitmittelfilm anzustreben. (Faul et al. 2008 a).

Cave
Anfänger



Wenn das Resektoskop in der Harnröhre „schwergängig“ wird, sofortige Entfernung des Instruments und Instillation von Gleitmittel!

Die beiden bereits erwähnten Ursachen einer Harnröhren-Strikturen werden durch die axialen und rotatorischen Bewegungen des Resektoskops in der Harnröhre während der Resektion verstärkt. Dank der Entwicklung von **Dauerspülresektoskopen mit Doppelschaft** (Olympus),

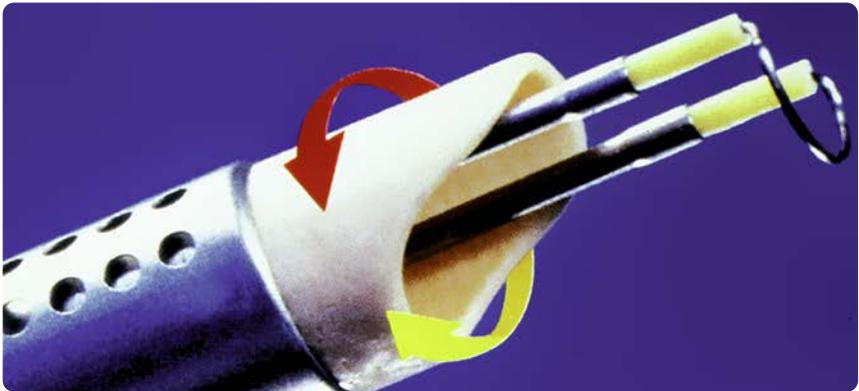


Abb. 10: Dauerspülresektoskop mit Doppelschaft und drehbarem Innenschaft bei ruhendem Außenschaft (Olympus nach Faul)

bei welchen nur der Innenschaft rotiert, während der Außenschaft in der Harnröhre ruht, konnte die Strikturrate in einem speziellen Krankengut von 6% auf 1% gesenkt werden. Dies konnte allein auf die Vermeidung der rotatorischen Bewegung und dadurch bedingten Reibung zwischen Resektionsschaft und Harnröhre zurückgeführt werden (Faul; 1993). (Abb. 10)

Wie kann eine Harnröhrenstriktur vermieden werden?

Wenn möglich, sollen **kleinkalibrige Resektoskope** (24 Charr) verwendet werden. Des Weiteren sind ruckartige Bewegungen mit dem



Abb. 11: Absaugung der Resektionsspäne während der TURP

Resektoskop in der Harnröhre, vor allem beim Absaugen der Resektionsspäne, zu vermeiden (Abb. 11). **Die Operationsdauer ist auf max. eine Stunde zu beschränken.** Weitere Möglichkeiten zur Vermeidung von Harnröhrenstrikturen sind als Punkte aufgeführt. (Abb. 12)

Wegen möglicher Traumatisierung: Vermeide jede unnötige und unkontrollierte Bewegung des Resektoskopes in der Harnröhre !  **Merke**



Abb. 12: Urethrocytogramm mit Darstellung einer postoperativen Harnröhrenstriktur

Zahlreiche Maßnahmen helfen eine postoperative Harnröhrenstriktur zu vermeiden

- Präoperative Instillation eines geeigneten Gleitmittels (z. B. Endosgel®, Farco-Pharma GmbH Köln) in ausreichender Menge in die Harnröhre
- Präoperative Kalibrierung der Harnröhre
- Bei geringstem Missverhältnis zwischen Schaft und Harnröhre: Durchführung einer Urethrotomie (nach Otis oder Sachse)
- Anwendung spezieller Dauerspülresektoskope mit drehbarem Innen- und ruhendem Außenschaft (z. B. Olympus nach Faul)
- Möglichst kleinkalibrige Resektoskope (24 Charr) verwenden
- Aufrechterhaltung einer guten Gleitfähigkeit des Resektoskopschaftes in der Harnröhre durch wiederholtes Einbringen von Gleitmittel in die Harnröhre
- Keine ruckartigen und unnötigen Bewegungen mit dem Resektoskop in der Harnröhre
- Die TURP sollte nicht länger als eine Stunde dauern.

Ursachen und Vermeidung des TUR-Syndroms

Ursache eines TUR-Syndroms ist die intra- und/oder extravasale Einschwemmung von Spülflüssigkeit, insbesondere durch iatrogen verletzte Venensinus. Die Einschwemmung von Spülflüssigkeit hat bekanntlich die gleiche Ursache wie Blutungen, nämlich Eröffnung von Blutgefäßen und deren Öffnungsdauer. Das Ausmaß der Blutung und der Einschwemmung von Spülflüssigkeit (TUR-Syndrom) ist vom intravesikalen Druck der Spüllösung abhängig. Übersteigt dieser den venösen Druck kommt es zu einer Einschwemmung von Spüllösung. Intraoperative Blutung und TUR Syndrom sind folglich untrennbar miteinander verbunden. Die Häufigkeit wird dabei zwischen 0-7% angegeben (Reich et al. 2006).

Grundsätzlich ist eine Spülflüssigkeits-Einschwemmung während der TURP unvermeidlich. Mit zunehmender Menge steigt das Risiko eines manifesten TUR-Syndroms, wobei es allerdings schwierig ist, die Inzidenz eines TUR-Syndroms genau zu definieren, denn viele verlaufen unerkant.

TUR-Syndrom	Häufigkeit
Häufigkeit früher:	10 – 15 %
Häufigkeit heute:	Weniger als 2%, je nach Definition
Letalität:	0,2 – 0,8 %

Tabelle 4: Häufigkeit des TUR-Syndroms

Flüssigkeitseinschwemmung während einer TURP:



- ca. 20 ml / Minute = ca. 1000 bis 1200 ml / Stunde sind möglich (5-10 % der Patienten)
- die Kritische Menge liegt bei 2000 ml

Primäre Ursache eines TUR-Syndroms ist die Größe der Wundfläche und insbesondere der offenen Venen. Sekundäre Ursachen des TUR-Syndroms sind Expositionsdauer offener Venen und die Differenz zwischen venösem Blutdruck und Druck der Spülflüssigkeit (s.o.).



Ursachen eines TUR-Syndroms

Ein TUR-Syndrom kann durch folgende Faktoren beeinflusst werden:

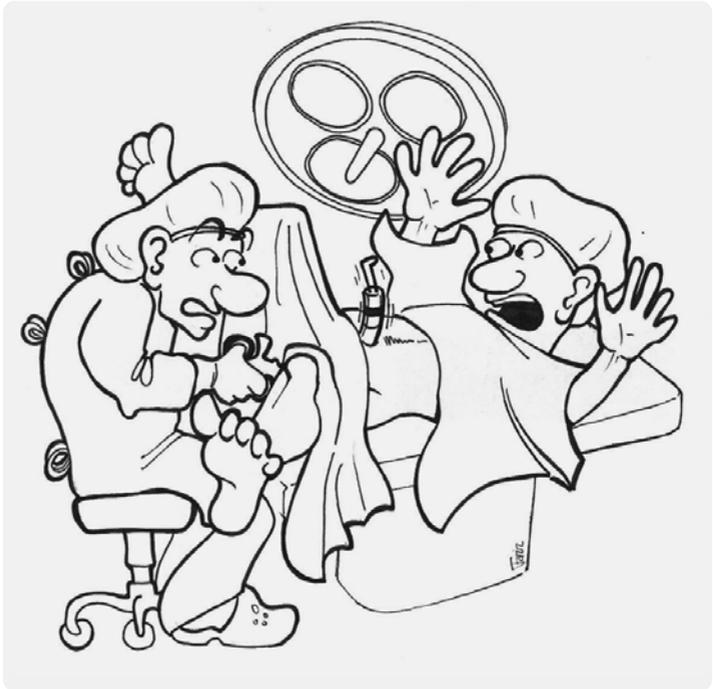
- Verzögerter oder schlechter Gefäßverschluss
- Hochdruckresektion^{*)}
- Eröffnung von Venensinus
- Kapselperforation
- Adenomgröße
- Resektionsdauer
- Mangelnde Erfahrung des Operateurs

^{*)} Hochdruckresektion: intravesikaler Druck ca. 50-60 cm H₂O
Niederdruckresektion: intravesikaler Druck ca. 20-30 cm H₂O

Vermeidung eines TUR-Syndroms mit konventionellen Maßnahmen

Auch durch konventionelle Maßnahmen kann das TUR-Syndrom weitgehend vermieden werden. Das Risiko einer Flüssigkeitsresorption

kann durch die Anwendung eines Niederdrucksystems (Dauerspülresektoskop und/oder Cystostomie) reduziert werden (siehe auch Video-TURP). Dabei soll der intravesikale Druck der Spüllösung 15-30 cm H₂O nicht übersteigen und die Operationszeit eine Stunde nicht überschreiten. Großlumige Venen sollen schnell verschlossen und die Eröffnung großer Venensinus und eine Kapselperforation vermieden werden. (Abb. 13, Abb. 14)



Merke ➔ Eine ultraradikale Resektion ist zu vermeiden. Sie ist der Anfang allen Übels, da sie lediglich zu einer höheren Rate schwer stillbarer Blutungen und TUR-Syndromen führt. (Siehe auch Kapitel „Thermischer Gefäßverschluss“)



Abb. 13: Kapselperforation bei der TURP



Abb. 14: Kapselperforation mit erkennbarem periprostaticem Fettgewebe

Möglichkeiten zur Vermeidung eines TUR-Syndroms:

- Schneller und sorgfältiger Gefäßverschluss
- Gute Sicht
 - Video-TUR
- Gute Flowverhältnisse und kontrollierter Blasendruck
 - Niederdruckresektion mit Dauerspülresektoskop (Olympus)
 - und/oder Cystostomie
- Begrenzung der Operationszeit
- Keine „ultraradikale TUR“

Zu Häufigkeit und klinischem Bild eines TUR-Syndroms bei TUR in leitfähiger Spüllösung (z. B. physiologische NaCl-Lösung) siehe entsprechendes Kapitel.

Prinzipiell ist ein möglichst unverzügter Gefäßverschluss während einer TURP nicht nur Voraussetzung für einen möglichst geringen intraoperativen Blutverlust, sondern auch für die Vermeidung eines TUR-Syndroms.



Merke

Transurethrale Vaporisation der Prostata (TUVP)

Die TUVP kann unter die Verfahren subsumiert werden, welche eine transurethrale Entfernung von Prostatagewebe ohne intravasale Spülflüssigkeitseinschwemmung und ohne intra- und/oder postoperative Blutung anstreben. Dies scheint den Protagonisten dieses Verfahrens so wichtig zu sein, dass dessen Nachteile im Vergleich zur TURP in Kauf genommen werden. Nachteile sind insbesondere die fehlende Gewebedifferenzierbarkeit während der TUVP infolge thermischer Alteration des Gewebes in der Wundfläche und die fehlenden Gewebeproben für die Histologie. Die für die Vaporisation im Vergleich zur Resektion wesentlich höhere erforderliche elektrische Energie pro Gramm Gewebe scheint insofern kein Nachteil zu sein, als die hierdurch befürchteten Komplikationen infolge unbeabsichtigter thermischer Schädigung kollateraler Gewebe, insbesondere der Harnröhre, bisher nicht signifikant höher als bei der TURP sind. Allerdings können und werden mit der TUVP im Vergleich zur TURP nur relativ kleine Gewebemengen pro Sitzung entfernt, so dass ein Vergleich mit der TURP nur bei vergleichbaren Gewebemengen angestellt werden sollte.

Die TUVP ist insbesondere bei Risikopatienten und/oder kleinen Adenomen eine Option (*O. Reich et al. 2006*).

Kombination von transurethraler Resektion und transurethraler Vaporisation der Prostata (TUVRP)

Quasi als Kompromiss bzw. als Option, welche die Nachteile der TURP sowie der TUVP reduziert oder gar eliminiert und deren Vorteile kombiniert, ist die TUVRP anzusehen. Eigentlich ist die TUVRP kein eigenständiges Verfahren, sondern lediglich die konsequente Anwendung bereits seit Jahrzehnten für die TURP verfügbarer Instrumente und Geräte, beispielsweise von dicken Resektionsschlingen, Bandschlingen oder dergleichen (*Faul et al. 1997, Hartung et al. 1996, Köhrmann et al. 1996*). Siehe hierzu „Physikalisch-technische Grundlagen der TURP“ in dieser Fibel. Die vom Autor dieses Beitrags verwendete Bandschlinge (0,3 mm dick und 1,2 mm breit, Olympus) ist prinzipiell ähnlich gestaltet wie eine konventionelle Drahtschlinge und kann in gleicher Weise und in denselben Resektoskopen angewendet werden wie Drahtschlingen. (Abb. 15)

Bei gleicher Geschwindigkeit der Schnitfführung ermöglicht diese Bandschlinge eine bis zu 4-mal längere partielle Stromflussdauer in

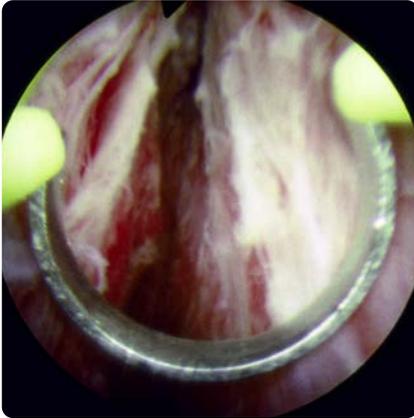


Abb. 15: TURP mit einer Bandschlinge

die Schnittfläche als 0,3 mm Drahtschlingen. Mit einer Bandschlinge kann folglich bei gleicher Geschwindigkeit der Schnittführung ein effizienterer **schnittsynchrone Gefäßverschluss** in den Schnittflächen erreicht werden als mit Drahtschlingen.

Einen besonderen Vorteil bieten Bandschlingen bei der partiellen Blutstillung bzw. zum **partiellen Gefäßverschluss** dank ihrer im Vergleich zu einer Drahtschlinge größeren vorhandenen Kontaktfläche zu dem zu schließenden Gefäß. Hierdurch kann die zum Koagulieren und Desikkieren erforderliche elektrische Energie effektiver und sicherer in das zu schließende Gefäß appliziert werden. Sicherer insofern, als dass das Einbrechen einer Bandschlinge unwahrscheinlicher ist als bei einer Drahtschlinge. Insbesondere dann, wenn bei größeren Gefäßen die Schlinge, zwecks eines effektiveren und effizienteren Gefäßverschlusses, während der Applikation des HF-Stroms auf das zu schließende Gefäß gedrückt wird, um hierdurch die Gefäßwände zu koadaptieren. Dieser Aspekt ist insbesondere bei partieller Blutstillung in Kapselnähe oder im sphinkternahen Bereich zu beachten.

Besonders bei großen Adenomen und Risikopatienten ist es empfehlenswert, eine Bandschlinge zu verwenden, weil sie sowohl schnittsynchron als auch **partiell** einen effektiveren Gefäßverschluss als eine Drahtschlinge gewährleistet. Allerdings sollte im apikalen Bereich mit einer normalen, dünneren Drahtschlinge reseziert werden, weil diese ein besseres Anschnittverhalten hat.

Eine dünne Drahtschlinge schneidet besser als eine dicke, aber eine dicke Drahtschlinge eignet sich für einen Gefäßverschluss besser.



Merke

HF-Generatoren für die TURP

Die wohl wichtigsten Entwicklungen bei HF-Generatoren für die TURP in den vergangenen 20 Jahren sind sowohl die automatische Regelung der Intensität der zum Schneiden erforderlichen elektrischen Lichtbögen (G. Flachenecker, K. Fastenmeier 1987) als auch die automatische Regelung der Amplitude der HF-Spannung (G. Farin 1987). Wichtig sind diese Entwicklungen, weil die Qualität des HF-chirurgischen Schnitts sowohl bezüglich visueller und pathohistologischer Gewebedifferenzierbarkeit als auch bezüglich **schnittsynchronem** Gefäßverschluss (Gefäßverschluss während der Schnittführung) nicht nur von der Form der Resektionsschlinge und der Geschwindigkeit der Schnittführung, sondern auch von der Intensität der elektrischen Lichtbögen bzw. von der Amplitude der HF-Spannung zwischen Resektionsschlinge und Gewebe abhängig ist (siehe hierzu Kapitel physikalisch-technische Grundlagen der TURP).

An modernen HF-Generatoren kann die für die gewünschte Schnittqualität erforderliche Intensität der elektrischen Lichtbögen oder die Amplitude der HF-Spannung eingestellt werden. Eine Einrichtung zur Leistungseinstellung bzw. Leistungsbegrenzung, wie sie bei konventionellen HF-Generatoren ohne automatische Regelung üblich war und noch ist, ist bei o. g. automatisch geregelten HF-Generatoren für die TURP weder erforderlich noch sinnvoll und bei speziellen HF-Generatoren für die TURP (z. B. ERBOTOM TUR) auch nicht vorhanden. Ist bei HF-Generatoren mit einer oder alternativ beiden der o. g. automatischen Regelungen trotzdem eine Einrichtung zum Einstellen bzw. Begrenzen der Leistung vorhanden, dann ist es für die TURP empfehlenswert, stets die maximal mögliche Leistung einzustellen. HF-Generatoren mit o. g. automatischer Regelung generieren automatisch stets nur so viel Leistung, wie während der Schnittführung für die jeweils eingestellte Schnittqualität erforderlich ist.

Da die Schnittqualität bezüglich visueller Gewebedifferenzierung oder **schnittsynchronen** Gefäßverschluss auch durch die Geschwindigkeit der Schnittführung variiert werden kann, ist eine feinstufige Einstellbarkeit der Intensität der elektrischen Lichtbögen bzw. der Amplitude der HF-Spannung bei der TURP nicht zwingend erforderlich. Je höher die Schnittgeschwindigkeit, desto geringer die thermische Alteration des Gewebes in den Schnittflächen und desto geringer allerdings auch die Effektivität des schnittsynchronen Gefäßverschlusses.

Eine gute Effektivität des schnittsynchronen Gefäßverschlusses auch bei relativ hoher Schnittgeschwindigkeit ist mit einem relativ neuen

„Dry-Cut“ genannten Schneide-Modus (Erbe Elektromedizin) möglich (siehe unter HF-Generatoren im Kapitel physikalisch-technische Grundlagen der TURP).

Für den **partiellen** Gefäßverschluss (Gefäßverschluss zwischen einzelnen Schnittserien) stellen moderne HF-Generatoren mindestens zwei verschiedene Koagulations-Modi zur Verfügung. Das ist insofern sinnvoll, als hierfür verschiedene Elektroden angewendet werden. Wird hierfür die Resektionsschlinge angewendet, die nur eine sehr kleine Kontaktfläche zum Gewebe bilden kann und deswegen hierfür eigentlich ungeeignet ist, dann ist ein sog. **Forced-Koagulation Modus** empfehlenswert. Wird hierzu eine Kugel-, Walzen- oder Bandedelektrode angewendet, die eine relativ große Kontaktfläche zum Gewebe bilden kann, dann ist ein sog. **Soft-Koagulations Modus** empfehlenswert (Begründung hierzu siehe Kapitel physikalisch-technische Grundlagen der TURP).

Sowohl die Schnittqualität bezüglich einer intraoperativen Gewebedifferenzierbarkeit sowie bezüglich des schnittsynchrone Gefäßverschlusses, als auch die Effektivität des partiellen Gefäßverschlusses während und am Ende einer TURP, sind nicht allein von den Eigenschaften des HF-Generators abhängig. Der Operateur sollte sich mit den Eigenschaften seines HF-Generators vertraut machen und seine Resektionstechnik diesen Eigenschaften anpassen, oder umgekehrt. Letzteres ist bei modernen HF-Generatoren insofern möglich, als sie ein breites Spektrum an Eigenschaften bieten.



Merke

TURP in NaCl-Lösung mit bipolaren Instrumenten

Zur Vermeidung des TUR-Syndroms wird vorgeschlagen, die TURP in physiologischer NaCl-Lösung durchzuführen. Da 0,9% NaCl-Lösung eine hohe elektrische Leitfähigkeit hat, nahm man dies, wie übrigens bereits vor ca. 30 Jahren (*Elsässer et al. 1975, Roos 1975*) zum Anlass, die TURP außerdem bipolar durchzuführen, denn die bipolare TURP kann nur in ausreichend elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit angewendet werden. Dies hat zur Folge, dass insbesondere zum Auslösen eines Resektionsschnittes, also in der Anschnittphase, eine wesentlich höhere elektrische Leistung erforderlich ist als in elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeit (z. B. Purisole®) (*Faul et al. 2008 b*). Wegen der höheren erforderlichen Leistung, die von konventionellen HF-Generatoren bisher nicht geliefert werden konnte, müssen derzeit kleinere Resektionsschlingen verwendet werden. Größere bzw. konventionelle Schlingen benötigen eine noch höhe-

re elektrische Leistung.

Die Verwendung von NaCl-Lösung kann zwar ein TUR-Syndrom wegen der hierbei ebenfalls auftretenden Hypervolämie nicht verhindern, das klinische Bild einer Verdünnungshyponatriämie unter nicht leitfähiger Spüllösung (z. B. Purisole®) kann jedoch nicht beobachtet werden. Ein TUR-Syndrom unter leitfähiger Spüllösung bietet lediglich ein anderes klinisches Bild (*Faul et al. 2008 b*).

Bemerkung ➔ **Während in der Vergangenheit alle Anstrengungen daraufhin gerichtet waren, die bei der Elektroresektion erforderliche elektrische Leistung durch Entwicklung automatisch geregelter HF-Generatoren zu optimieren und vor allem zu reduzieren, erfordert die TUR in NaCl-Lösung mit sog. bipolaren Verfahren, wie die TURiS und Vapo-TUR in NaCl, ein Vielfaches an elektrischer Leistung und die Entwicklung von HF-Generatoren mit höherer Leistung. Dies sollte bezüglich der immer wieder diskutierten unbeabsichtigten thermischen Gewebeschädigungen, insbesondere als Ursache von Harnröhrenstrikturen, beachtet werden.**

Klinische Bedeutung

Wenn man derzeit über die klinische Bedeutung sog. bipolarer oder quasibipolarer Verfahren zur Beseitigung der benignen Prostataobstruktion (BPO) spricht, muss man berücksichtigen, dass mehrere verschiedene Systeme zum Einsatz kommen, welche alle getrennt zu betrachten sind (*Faul et al. 2008 b*).

Dabei wird eine Vielzahl von Vorteilen der bipolaren Verfahren gegenüber der monopolaren Technik diskutiert. Vieles ist dabei theoretisch oder basiert auf subjektiven Beobachtungen. Der wesentliche Unterschied beider Verfahren ergibt sich aus der Anwendung von nicht leitfähiger Spüllösung (z. B. Purisole®) oder leitfähiger Spüllösung (z. B. 0,9% NaCl-Lösung).

Im Rahmen einer Vielzahl randomisierter Studien wurde die Effizienz und Sicherheit monopolarer und bipolarer Techniken untersucht. (*Lourenco et al. 2008, Singh et al. 2005, de Sio et al. 2006, Kim et al. 2006, Ho et al. 2007*). Auf Grund schlechter Qualität und Heterogenität der Studien waren die zum Teil geringen statistischen Vorteile der bipolaren Verfahren gegenüber der monopolaren TURP in ihrer klinischen Bedeutung schlecht einzuordnen. (*Erturhan et al. 2007*) Ein weiteres Problem bestand darin, dass unterschiedliche Operateure tätig waren.

Während ein TUR-Syndrom (Verdünnungshyponatriämie) unter Anwendung von 0,9% NaCl-Lösung zwar weniger häufig auftritt, besteht auch bei bipolaren Techniken die Möglichkeit der Spülflüssigkeitseinschwemmung. Dabei äußert sich ein TUR-Syndrom unter Einschwemmung von NaCl lediglich durch ein anderes klinisches und pathophysiologisches Bild (Faul *et al.* 2008 b).

Gelegentlich findet auch das vermehrte Auftreten von postoperativen Harnröhrenstrikturen aufgrund der Anwendung dickerer Resektionschäfte (27 F) (Michielsen *et al.* 2007) oder infolge einer thermoelektrischen Schädigung der Harnröhre durch die notwendige höhere elektrische Energie bei bipolaren Verfahren Erwähnung (Tefekli *et al.* 2005).



Nach derzeitigem Kenntnisstand sind die klinischen Ergebnisse der bipolaren TURP in physiologischer NaCl-Lösung mit denen der konventionellen TURP vergleichbar (Rassweiler *et al.* 2007). Eine abschließende Beurteilung dieser Methode ist derzeit noch nicht möglich (Faul *et al.* 2008 b).

Wenn man eine bessere Blutstillung bei sog. bipolaren Resektionen in NaCl-Lösung diskutiert, so ist diese möglicherweise auf die wesentlich höhere elektrische Energie und damit notwendige höhere

elektrische Leistung zurückzuführen, welche zur Volumenreduktion erforderlich ist. (Siehe: „Physikalisch-technische Grundlagen der TURP“)

Schlussfolgerung

Vor allem qualitative Mängel und eine zu kurze Beobachtungszeit schränken die Aussagen der verschiedenen Studien erheblich ein. Es ergeben sich deshalb keine statistischen und klinisch relevanten Vorteile der bipolaren Verfahren gegenüber der monopolaren Technik und damit keine Unterschiede. Insbesondere gibt es keine Unterschiede bezüglich der Operationsdauer, der Transfusionsrate und bezüglich der Spätkomplikation einer Harnröhrenstriktur. Das Auftreten eines TUR-Syndroms ist seltener, präsentiert jedoch ein anderes klinisches Bild. Die vorliegenden Daten über die bipolare TURP in NaCl-Lösung lassen derzeit keine sicheren Aussagen über deren klinische Bedeutung zu. Es fehlen gut strukturierte Studien und eine Kosten-Nutzen-Analyse.

Teil II.

Physikalisch-technische Grundlagen der TURP

Zum transurethralen Entfernen von Prostatagewebe stehen prinzipiell drei Verfahren zur Verfügung, nämlich die Devitalisation, die Vaporisation und die Resektion.

Verfahren	Hierzu verfügbare Energieformen
die Devitalisation	mit HF-Strom, Laser, Ultraschall, Mikrowelle, (Kryo)
die Vaporisation	mit HF-Strom, Laser
die Resektion	mit HF-Strom

Tabelle 5: Verfahren zum transurethralen Entfernen von Prostatagewebe

Für jedes dieser Verfahren gibt es verschiedene Strategien, Techniken, Instrumente, Geräte etc. Alle Verfahren basieren auf der Nutzung thermischer Effekte in biologischen Geweben. Die Kenntnis der hierbei relevanten thermischen Effekte und deren Folgen (s. Tabelle 6) ist Voraussetzung für deren effektive und sichere Anwendung.

Bezüglich der Erzeugung und Anwendung der verschiedenen thermischen Effekte ist es sinnvoll und hilfreich, diese in solche, die unterhalb,

Medizinisch relevante thermische Effekte in biologischen Geweben

Ab ca. 300°C	<p>Pyrolyse-Effekt</p> <p>Wird von heißen elektrischen Lichtbögen verursacht Anwendbar zum Wegbrennen von Gewebe Rauchbildung (Vaporisation R), unangenehmer Geruch Anwendbar zum Schneiden von Gewebe (Resektion)</p>
Ab ca. 200°C	<p>Karbonisations-Effekt</p> <p>Kann von heißen elektrischen Lichtbögen verursacht werden Zu nichts nützlich, nur störend</p>
Bei ca. 100°C	<p>Desikkations-Effekt</p> <p>Forcierte Trocknung und folglich Schrumpfung des Gewebes Volumenschrumpfung bis zu ca. 70 % Anwendbar für suffizienten Verschluss auch größerer Gefäße Dampfbildung (Vaporisation D) Störende Dampf-Blasenbildung in der Spülflüssigkeit</p>
Ab ca. 60° C	<p>Koagulations-Effekt</p> <p>Relativ geringe Schrumpfung von Geweben Volumenschrumpfung nur bis zu ca. 20 % Suffizienter Verschluss kleinerer Gefäße Insuffizienter Verschluss größerer Gefäße</p>
Ab ca. 50° C	<p>Devitalisations-Effekt</p> <p>Sofort bzw. unverzögert Beabsichtigtes Devitalisieren pathologischer Gewebe Unbeabsichtigte thermische Schädigung lateraler Gewebe</p>
Ab ca. 42° C	<p>Devitalisations-Effekt</p> <p>Sukzessiv, abhängig von der Temperatur und Expositionsdauer Unbeabsichtigte thermische Schädigung</p>

Tabelle 6: Thermische Effekte in biologischem Gewebe in Abhängigkeit von der sie verursachenden Temperatur.

solche, die bei und solche, die oberhalb der Siedetemperatur von Wasser (ca. 100°C) entstehen, zu differenzieren (s. Tabelle 7), wie es ja auch in der „guten“ Küche üblich ist (Pochieren bei 75° bis 95°C, Kochen bei 100°C, Braten und Backen bis 250°C, Flambieren und Grillen oberhalb 300°C (Plachutta E, Wagner Ch *Die gute Küche, Orac, Wien 1993:37-44*).

Temperatur	Thermische Effekte	Nutzung zur transurethralen Entfernung von Gewebe	Wann?
> 300°C	Pyrolyse	Vaporisation R / Resektion	intraoperativ
= 100°C	Desikkation	Vaporisation D	postoperativ
< 100°C	Devitalisation	Devitalisation	postoperativ

Tabelle 7: Differenzierung der thermischen Effekte, deren Nutzung und entsprechende Verfahren in Abhängigkeit der hierfür erforderlichen Temperaturen.

Gewebe Devitalisation

Dieser thermische Effekt kann beabsichtigt zum Entfernen pathologischer Gewebe genutzt werden. Hierfür – mit Vorbehalt (J. Sökeland 1995, H. Becker 1995) – verfügbare Verfahren sind beispielsweise die „Transurethrale ultraschallgeführte Laser-induzierte Prostatektomie“ (TULIP), „Transurethrale Nadelablation“ (TUNA) und „High Intensity Focused Ultrasound“ (HIFU).

Der Devitalisations-Effekt kann aber auch unbeabsichtigt Gewebe schädigen. Hierauf muss besonders geachtet werden, weil diese Devitalisation mit unseren Sinnesorganen nicht erkannt wird. Unbeabsichtigt thermische Devitalisationen (Gewebeschädigungen) sind insbesondere Gegenstand von möglichen thermischen Schädigungen der Harnröhre und der Haut unter einer Neutralelektrode (letzteres nur bei falscher Applikation der Neutralelektrode) sowie ein Argument für die sog. bipolare TURP.

Gewebe Koagulation

Dieser thermische Effekt wird nicht beabsichtigt zur Entfernung von Gewebe angewendet, trägt aber bei thermischen Ablations- und Resektionsverfahren unbeabsichtigt dazu bei. Beabsichtigt wird die Koagulation insbesondere bei der TURP und hier ausschließlich zur Blutstillung bzw. zum thermischen Gefäßverschluss angewendet.

Allerdings ist bei größeren Gefäßen die Desikkation wichtiger (siehe hierzu Kapitel: „Wie entsteht ein Gefäßverschluss?“).

Gewebe Desikkation

Obwohl die Desikkation des Gewebes sowohl bei der Blutstillung bzw. beim Gefäßverschluss als auch bei der Vaporisation D (s. Tabelle 6) eine wichtige Rolle spielt, wird diesem wichtigen thermischen Effekt zu wenig Beachtung beigemessen. Dieser thermische Effekt kann wegen der hierdurch effektiven Schrumpfung des Gewebes zum Schließen auch größerer Gefäße angewendet werden. Die Schrumpfung bleibt auch dann erhalten, wenn das desikkierte Gewebe in Wasser liegt, d. h. dass das infolge Desikkation geschrumpfte Gewebe auch unter Wasser geschrumpft bleibt und nicht wieder aufquillt.

Physikalisch entsteht die Desikkation (Austrocknung) eines Gewebes durch Vaporisation (Verdampfung) des Gewebewassers, weswegen dieses Verfahren u. a. auch Vaporisation genannt wird. Gemeint ist dann aber die Vaporisation von Gewebewasser, nicht die Vaporisation von Gewebe bzw. die Gewebe-Vaporisation.

Erforderliche Energie pro 1g Gewebe¹⁾

Zum Devitalisieren ²⁾	von ca. 35°C auf ca. 50°C	45 Ws
Zum Koagulieren	von ca. 35°C auf ca. 60°C	75 Ws
Zum Erreichen der Siedetemperatur	von ca. 35°C auf ca.100°C	190 Ws
Zum Desikkieren / Vaporisieren ³⁾	Verdampfungswärme ab 100°C	1580 Ws

1) Frisches Gewebe enthält ca. 70% Wasser

2) Zum Erwärmen von 1g Wasser um 1 Grad ist 1 cal = 4,184 Ws Energie erforderlich

3) Zum Verdampfen von 1g Wasser sind 540 cal = 2257 Ws Energie erforderlich

Tabelle 8: Erforderliche Energie zur Erzeugung HF-chirurgisch relevanter thermischer Effekte.

Zum Desikkieren ist ca. 20-mal soviel Energie erforderlich wie zum Koagulieren (s. Tabelle 8). Das ist insbesondere beim Schließen größerer Gefäße zu beachten, bei welchen die geringe Gewebeschrumpfung durch Koagulation allein nicht ausreicht.



Gewebe Vaporisation

In der Physik ist mit Vapor (lat. vapor) allgemein Dampf, und mit Vaporisation allgemein Verdampfen bzw. der Phasenübergang vom flüssigen zum gasförmigen Aggregatzustand einer Flüssigkeit gemeint. In der Chirurgie ist mit Vaporisation das Verdampfen von Gewebe, also nicht nur das Verdampfen einer Flüssigkeit (des Gewebewassers), sondern auch die Verbrennung (Pyrolyse) der festen Gewebestandteile (also der Gewebematrix) gemeint.

Mit Vaporisation können also zwei verschiedene Verfahren gemeint sein, nämlich die Verdampfung des Gewebewassers mit **Dampfbildung** (s. Abb. 17c; S. 38), hier **Vaporisation D** genannt, bzw. die Austrocknung (Desikkation) des Gewebes und die hierdurch verursachte Gewebeschrumpfung oder die Desikkation inklusive anschließender Verbrennung mit **Rauchbildung** (s. Abb. 17d; S. 38), hier **Vaporisation R** genannt, des desiktierten Gewebes.

Gewebe Pyrolyation (Vaporisation R)

Pyrolyse meint das Verbrennen fester Gewebestandteile. Dieser thermische Effekt kann zur Entfernung von Gewebe genutzt werden. Da dieser Effekt oberhalb 300°C entsteht, kann er dann und nur dann genutzt werden, wenn zwischen der hierzu verwendeten aktiven Elektrode und dem Gewebe ausreichend heiße elektrische Lichtbögen (Gas-Plasma) vorhanden sind. Die Pyrolyse von Gewebe ist übrigens Ursache des thermischen Schneideffekts und wird deswegen auch zur Resektion von Gewebe genutzt.

Nutzung thermischer Effekte zur Entfernung von Prostatagewebe

Versuch einer systematischen Übersicht

Achtung ➔ **Unterscheide thermische Verfahren von thermischen Effekten. Thermische Verfahren basieren auf der Nutzung thermischer Effekte. Leider werden im allgemeinen Sprachgebrauch mehrere thermische Verfahren mit einem hierzu erforderlichen thermischen Effekt bezeichnet, was nicht nur deren Beschreibung erschwert, sondern auch Missverständnisse verursacht. Folgende tabellarische Übersicht soll der systematischen Zuordnung dienen (s. Tabelle 9).**

Verfahren	Zweck	hierzu erforderlicher thermischer Effekt Nebeneffekte im oder neben dem Zielgewebe
TULIP, TUNA HIFU etc.	Gewebe- ablation	Devitalisation <i>Koagulation, Desikkation</i>
Vaporisation D	Gewebe- schrumpfung	Desikkation <i>Koagulation, Devitalisation</i>
Vaporisation R TUVP	Gewebe- ablation	Pyrolyse <i>Desikkation, Koagulation, Devitalisation</i>
Resektion TURP	Schneiden Gefäßverschluss	Pyrolyse <i>Desikkation, Koagulation, Devitalisation</i> <i>Koagulation und insbesondere Desikkation</i> <i>Devitalisation</i>

Table 9: Systematische Übersicht über Verfahren, deren Zweck und hierzu erforderlichem thermischem Effekt inklusive Nebeneffekte im oder neben dem Zielgewebe.

Trotz vieler alternativer bzw. anderer Verfahren gilt die TURP weiterhin als Referenz-Standard für diese und weitere alternative bzw. andere Verfahren zur transurethralen Entfernung von Prostatagewebe. Hierzu haben u. a. die im ersten Abschnitt dieser Fibel aufgeführten Weiterentwicklungen bzw. Verbesserungen dieses Verfahrens entscheidend beigetragen und die Bewertung der TURP als Gold-Standard gefestigt. Dementsprechend ist die folgende Beschreibung der physikalisch-technischen Grundlagen auf dieses Verfahren fokussiert. Obwohl die HF-chirurgischen Vaporisationsverfahren (TUVP) u. a. bezüglich Gewebeentfernung der TURP unterlegen sind, kann man doch von deren Vorteilen bezüglich effektivem Gefäßverschluss, insbesondere bei der Vaporisation D, lernen und diese in die TURP übernehmen.

TURP

Wenn die TURP nur das Schneiden bzw. Abschneiden von Prostatagewebe zum Gegenstand hätte, wäre sie technisch relativ simpel, denn das HF-chirurgische Schneiden ist prinzipiell einfach (siehe unten: „Wie entsteht ein HF-chirurgischer Schnitt?“). Leider werden während des Schneidens unvermeidlich auch Blutgefäße durchtrennt, mit der Folge, dass aus den offenen Gefäßen Blut heraus- oder Spülflüssigkeit in sie hineinströmen kann und dies, je nach Höhe und Richtung der Druckdifferenz zwischen Blutdruck und Spülflüssig-

keitsdruck, leider auch mehr oder weniger geschieht. Ein möglichst sofortiger und effektiver Verschluss der beim Schneiden eröffneten Gefäße ist folglich wesentlicher Bestandteil der TURP, allerdings auch einer der kritischsten, der immer wieder Anlass zur Entwicklung alternativer Verfahren sowie zur Weiterentwicklung der TURP war und ist. Dementsprechend werden die physikalisch-technischen Grundlagen des Gefäßverschlusses während der TURP weiter unten detaillierter beschrieben. Voraussetzung hierfür ist die Kenntnis des Prinzips der Elektro- bzw. Hochfrequenzchirurgie.

Physikalisch-technische Grundlagen der Hochfrequenzchirurgie

Die TURP ist ein elektrochirurgisches bzw. hochfrequenzchirurgisches (HF-chirurgisches) Verfahren. Die Erwärmung des Zielgewebes zur Erzeugung der erforderlichen thermischen Effekte erfolgt hierbei durch hochfrequenten elektrischen Wechselstrom (HF-Strom).

Warum HF-Strom ?

Elektrischer Strom kann in vitalen Geweben bekanntlich folgende Effekte verursachen:

- Stimulation von Nerven- und/oder Muskelzellen: Elektrostimulation
- Dissoziation von Elektrolyten: Elektrolyse
- Konversion elektrischer in thermische Energie: Elektrohyperthermie

Selbstverständlich möchte man bei der TURP bzw. allgemein bei der HF-Chirurgie Elektrostimulationen und Elektrolysen vermeiden. Dies erreicht man durch Anwendung von Wechselstrom mit einer Frequenz von mindestens 100 kHz, sicherheitshalber mindestens 300 kHz, also von hochfrequentem elektrischem Wechselstrom (HF-Strom).

Konversion elektrischer Energie in thermische Energie

Die Konversion elektrischer Energie in thermische Energie bzw. Wärme ist ein physikalisches Phänomen, das bekanntlich auch bei elektri-



schen Heizgeräten genutzt wird. Die entstehende thermische Energie (Wärmemenge) E_{th} ist proportional der hierzu erforderlichen elektrischen Energie E_{el} . Die elektrische Energie ist bekanntlich proportional dem Quadrat des Effektivwerts des elektrischen Stroms I_{eff}^2 , dem elektrischen Widerstand R des Gewebes und der effektiven Dauer Δt_{eff} des Stroms:

$$E_{th} = E_{el} = I_{eff}^2 \cdot R \cdot \Delta t_{eff}$$

Der Temperaturanstieg ΔT_G in einem Gewebe G durch die in dieses Gewebe eingebrachte thermische Energie E_{th} ist reziprok proportional der spezifischen Wärmekapazität c sowie der Menge M_G dieses Gewebes, also:

$$\Delta T_G = f [E_{th} (c \cdot M_G)^{-1}]$$

Selbstverständlich soll bei der HF-Chirurgie ein Temperaturanstieg ΔT da und nur da entstehen, wo er zur Erzeugung der dort beabsichtigten thermischen Effekte entstehen muss, nämlich in der jeweils beabsichtigten Effektzonen, z. B. in der Koagulationszone. Also muss die elektrische Energie möglichst genau dort appliziert werden. Dies erreicht man entweder, indem man HF-Strom nur in der beabsichtigten Effektzonen (hier z. B. die Koagulationszone) des Zielgewebes (hier das

Prostatagewebe) fließen lässt (bipolare Applikation, s. Abb. 16), oder indem man den HF-Strom zwar auch außerhalb der beabsichtigten Effektzone oder gar auch außerhalb des Zielgewebes fließen lässt, ihn aber in der beabsichtigten Effektzone fokussiert (monopolare oder quasibipolare Applikation, s. Abb. 16).

Applikation von HF-Strom in Zielgewebe

Elektrischer Strom in elektrisch leitfähigem Gewebe entsteht bekanntlich dann, wenn an dieses Gewebe eine elektrische Spannung angelegt wird, wozu selbstverständlich eine Spannungsquelle erforderlich ist. HF-Spannungsquellen zur Erzeugung eines HF-Stroms sind folglich auch HF-Stromquellen. HF-Spannungs- bzw. -Stromquellen werden allgemein HF-Generatoren genannt und sind die für chirurgische Anwendung wesentlichsten Bestandteile von Hochfrequenz-Chirurgiegeräten.

Eine Spannungs- bzw. Stromquelle hat immer zwei Pole unterschiedlicher Polarität, ist also immer bipolar. Bei HF-Generatoren für die HF-Chirurgie wechselt die Polarität der beiden Pole aus oben genanntem Grunde periodisch mit einer Frequenz von mindestens 300 kHz.

Thermische Effekte sollen da und nur da entstehen, wo sie beabsichtigt sind. Bezüglich der gezielten und kontrollierten Applikation von HF-Strom bzw. elektrischer Energie in ein Zielgewebe unterscheidet man monopolare und bipolare Verfahren.

Definition monopolar / bipolar / quasibipolar

Obwohl HF-Generatoren immer zwei Pole haben, also bipolar sind, unterscheidet man in der HF-Chirurgie zwischen monopolarer und bipolarer Anwendung (DIN EN 60601 Teil 2-2). Diese Unterscheidung betrifft also nicht den HF-Generator, sondern die Anwendung bzw. das Verfahren und/oder die Instrumente zur Applikation von HF-Strom.

Bei sog. **monopolaren Verfahren** wird ein monopolares Instrument, d. h. ein Instrument mit einer Aktivelektrode an einen der beiden Pole und eine sog. Neutralelektrode an den anderen der beiden Pole eines HF-Generators angeschlossen und betrieben, wobei die Neutralelektrode unabhängig vom Instrument permanent und elektrisch leitfähig am Patienten, vorzugsweise an einem seiner Oberschenkel, appliziert wird. (s. Abb. 16)

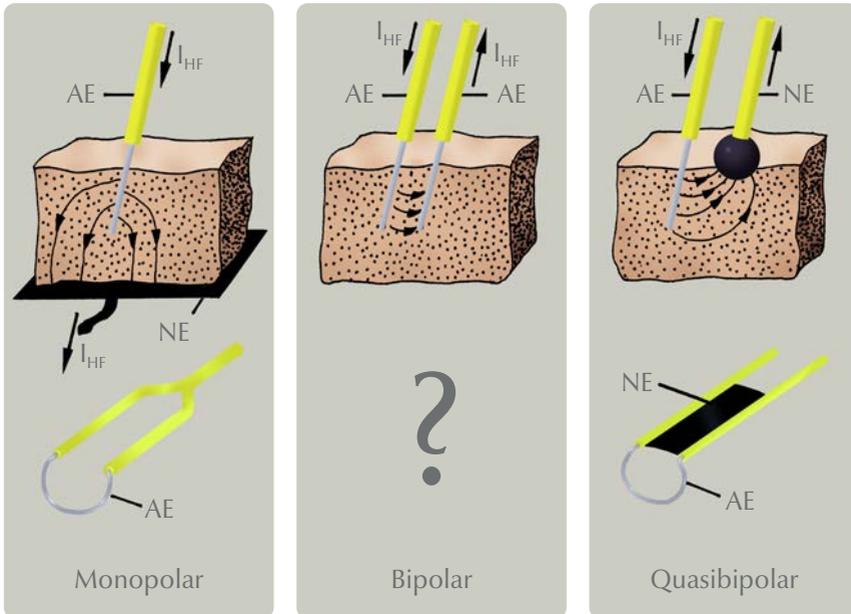


Abb. 16: Monopolare, bipolare und quasibipolare Instrumente. Obere Reihe: Schematische Darstellung des Prinzips. Untere Reihe: Je ein Beispiel eines monopolaren und eines quasibipolaren Resektionsinstruments für die TURP. Bipolare Resektionsinstrumente mit zwei gleichzeitig aktiven Aktivelektroden (AE) gibt es bisher nicht.

Bei sog. **bipolaren Verfahren** wird ein bipolares Instrument, beispielsweise eine bipolare Koagulationspinzette, also ein Instrument mit zwei identischen Aktivelektroden verwendet, wobei eine dieser Aktivelektroden an einen – und die andere Aktivelektrode gleichzeitig an den anderen der beiden Pole eines HF-Generators angeschlossen und betrieben wird (Abb. 16). Bipolare Instrumente können beispielsweise zum Verschließen von Blutgefäßen, jedoch nicht zum Schneiden angewendet werden. Bipolares Schneiden mit bipolaren Instrumenten ist weder sinnvoll noch realisierbar, weil definitionsgemäß (siehe DIN EN 60601 Teil 2-2) an beiden Aktivelektroden gleichzeitig dieselben thermischen Effekte entstehen würden, also zwei Schnitte nebeneinander, hintereinander oder übereinander. Da zum HF-chirurgischen Schneiden elektrische Lichtbögen zwischen Aktivelektrode und Gewebe vorhanden sein müssen und zu deren Erzeugung HF-Spannungen mit mindesten 200V erforderlich sind (siehe Kapitel „Schneiden“), würden zum bipolaren Schneiden die doppelten HF-Spannungen erforderlich sein wie zum monopolaren Schneiden.

Die sog. bipolare TURP ist physikalisch betrachtet ein monopolares Verfahren (siehe hierzu Kapitel „bipolare TURP“) und sollte zur Abgrenzung gegen monopolare Verfahren quasibipolares Verfahren genannt werden.

Bei sog. **quasibipolaren Verfahren** wird ein quasibipolares Instrument mit einer Aktivelektrode und einer Neutralelektrode am selben Instrument (s. Abb. 16) oder einer aktiven Elektrode (beispielsweise einer Resektionsschlinge) und einer hiervon separaten Neutralelektrode (beispielsweise im oder am Schaft eines Resektoskops) verwendet.

Da sich bipolar genannte quasibipolare Verfahren bzw. Instrumente noch in klinischer Evaluation befinden, wird dieses Verfahren hier noch nicht ausführlich berücksichtigt (siehe hierzu auch Kapitel „bipolare TURP“).

Quasibipolare Instrumente können auch so gestaltet sein bzw. angewendet werden, dass eine dünne zum Schneiden und eine dicke zum Koagulieren bzw. partiellen Gefäßverschluss bestimmte Draht- oder Bandschlinge vorhanden sind, wobei die dickere Draht- oder Bandschlinge alternativ auch als Neutralelektrode genutzt werden kann.

Wie kann man den HF-Strom in ein Zielgewebe hineinleiten ?

Außer den bereits oben beschriebenen monopolaren, bipolaren und quasibipolaren Applikationstechniken ist die ebenfalls bereits oben eingeführte Differenzierung der thermischen Effekte (in solche, die unterhalb, solche, die bei und solche, die oberhalb der Siedetemperatur von Wasser im Gewebe entstehen, (Tabelle 7; S. 29)), auch bezüglich der Applikation von elektrischem Strom in ein Zielgewebe, zweckmäßig. (Abb. 17)

Bei Temperaturen unterhalb der Siedetemperatur von Wasser kann elektrischer Strom durch direkten Kontakt einer aktiven Elektrode (z. B. Resektionsschlinge) mit dem jeweiligen Zielgewebe in dieses Gewebe geleitet werden (Abb. 17a, b). Auf diese Weise können außer der nicht sichtbaren Devitalisation die thermischen Effekte Koagulation (Abb. 17a) und moderate Desikkation (Abb. 17b) (solange das Gewebe noch Wasser bzw. Elektrolyte enthält und hierdurch elektrisch leitfähig ist) erzeugt werden.

Bei Erreichen der Siedetemperatur von Wasser entsteht insbesondere zwischen Elektrode und Gewebe Wasserdampf, der den elektrischen Kontakt zwischen der Elektrode und Gewebe behindert, wodurch folg-

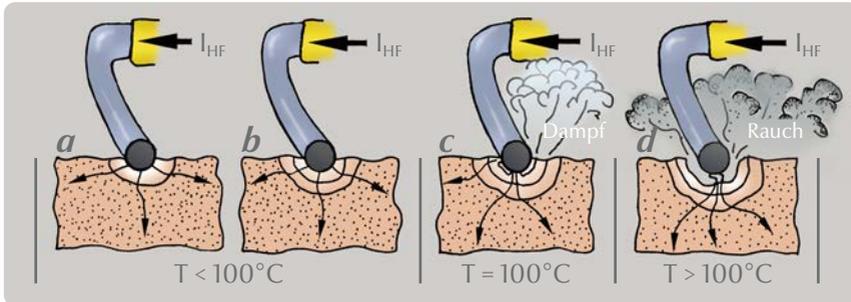


Abb. 17: Applikation von HF-Strom IHF bei Temperaturen $T < 100^\circ\text{C}$, $T = 100^\circ\text{C}$ und $T > 100^\circ\text{C}$.

lich auch der Strom ins Zielgewebe mehr oder weniger behindert oder gar verhindert wird (Abb. 17c). Dampfblasenbildung an der aktiven Elektrode ist ein Hinweis, dass die Siedetemperatur erreicht ist.

Jede weitere Einbringung von thermischer Energie (Wärme) wird zur Verdampfung von Wasser verbraucht. Die Temperatur kann nicht über die Siedetemperatur der Gewebeflüssigkeit ansteigen. Infolge Verdampfung der Gewebeflüssigkeit trocknet das Gewebe aus und verliert hierdurch seine elektrische Leitfähigkeit. Da Weichgewebe ca. 70% Wasser enthalten, kann die Austrocknung (Desikation) zu einer ca. 70%-igen Gewebeschrumpfung führen. Die Desikation und hierdurch entstehende Schrumpfung des Gewebes ist weitgehend irreversibel, übrigens auch dann, wenn dieses Gewebe von Spülwasser umgeben ist.

Temperaturen oberhalb der Siedetemperatur von Wasser können nur in trockenem (vollständig desiktiertem) Gewebe entstehen. Da trockenes Gewebe jedoch für elektrischen Strom nicht leitfähig ist, also kein HF-Strom hindurchfließen kann, kann die Temperatur dieses trockenen Gewebes nicht endogen durch elektrischen Strom, sondern nur exogen durch elektrische Lichtbögen über 100°C erhöht werden. Elektrische Lichtbögen entstehen, wenn die Amplitude der elektrischen Spannung zwischen Gewebe und aktiver Elektrode ca. 200V übersteigt, und das auch dann, wenn das elektrodennahe Gewebe noch Wasser enthält. Da in elektrischen Lichtbögen (Gas-Plasma) Temperaturen oberhalb 300°C bis ca. 1000°C entstehen können, kann die Temperatur des trockenen Gewebes hierdurch exogen so weit steigen, bis es karbonisiert und/oder pyrolysiert, also verbrannt wird und sich quasi in Rauch auflöst bzw. vaporisiert. (Abb. 17d)

Wie entsteht ein HF-chirurgischer Schnitt?

Zum Schneiden von Gewebe wird der Pyrolyseeffekt genutzt, d. h. es wird ein Schnittspalt in das zu schneidende Gewebe hineingebrannt. Die hierfür erforderliche Temperatur wird durch elektrische Lichtbögen (F) zwischen einer zum Schneiden verwendeten Aktivelektrode (AE) und dem zu schneidenden Gewebe (G) erzeugt. Ein HF-chirurgischer Schnitt kann folglich dann und nur dann entstehen, wenn zwischen einer zum Schneiden geeigneten Elektrode (z. B. einer Nadelelektrode oder einer Resektionsschlinge) und dem zu schneidenden Gewebe elektrische Lichtbögen vorhanden sind, die infolge ihrer hohen Temperatur ($>300^{\circ}\text{C}$) das elektrodennahe Gewebe weg-brennen (pyrolysieren) (Abb 18). Elektrische Lichtbögen zwischen Aktivelektrode und Gewebe entstehen, wie bereits oben beschrieben, nur dann, wenn die Amplitude der HF-Spannung mindestens 200 Volt erreicht. Bewegt man eine aktive Elektrode (z. B. eine Nadelelektrode) mit elektrischen Lichtbögen in ein Gewebe hinein, so brennen die elektrischen Lichtbögen einen Spalt, den sog. Schnittspalt, in das Gewebe, dessen Profil der Form der verwendeten Elektrode, beispielsweise der Form bzw. dem Profil einer Nadelelektrode oder einer Resektionsschlinge, entspricht.

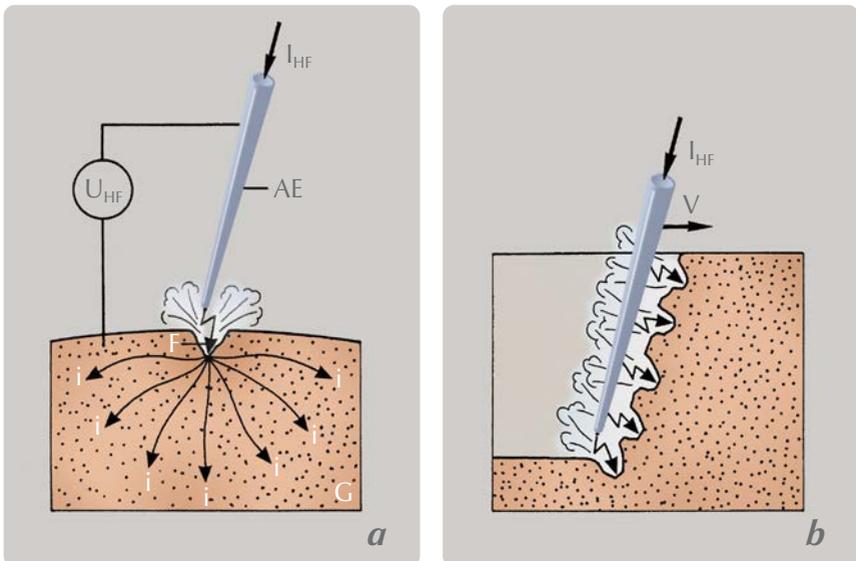


Abb. 18: Schematische Darstellung der Entstehung eines HF-chirurgischen Schnitts.

Spezifische Eigenschaften des HF-chirurgischen Schneidens

Die TURP wäre ohne die Summe der folgenden Eigenschaften des HF-chirurgischen Schnittes nicht möglich:

- Kraftfreie Schnitfführung
- Freiheitsgrade der Schnitfführung
- Volumenschnitt
- Blutstillung
- Schnittsynchroner Gefäßverschluss

Kraftfreie Schnitfführung

Da ein HF-chirurgischer Schnitt durch Wegbrennen (Pyrolyse) des in Schnittrichtung vor der zum Schneiden verwendeten Elektrode befindlichen Gewebes entsteht (die Elektrode also das Gewebe nicht direkt mechanisch berührt), ist zum Schneiden keine mechanische Kraft bzw. kein mechanischer Druck gegen das Gewebe erforderlich. Das hat u. a. den Vorteil, dass das zu schneidende Gewebe dem Schnitt nicht ausweicht.

Freiheitsgrade der Schnitfführung

Ein wichtiger Vorteil des HF-chirurgischen Schneidens im Vergleich zum mechanischen Schneiden mit einem Skalpell sind die Freiheitsgrade der Schnitfführung (Abb. 19a, b). Prinzipiell kann man HF-chirurgisch

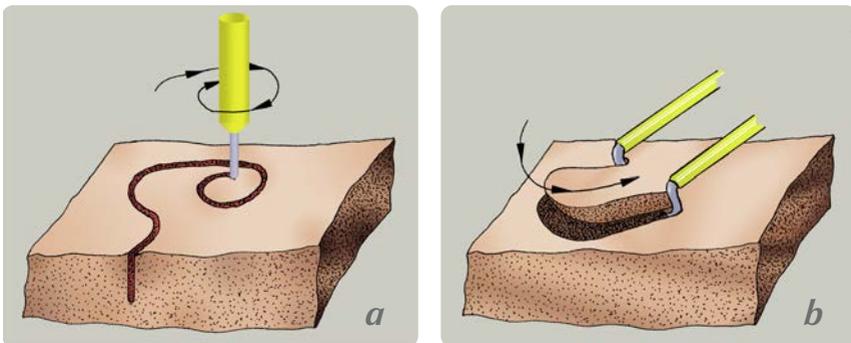


Abb. 19: a) Freiheitsgrade der HF-chirurgischen Schnitfführung beispielsweise beim Flächenschnitt mit einer Nadelelektrode; b) Freiheitsgrade der HF-chirurgischen Schnitfführung beispielsweise beim Volumenschnitt mit einer Resektionschlinge.

mit einer hierfür geeigneten Elektrode in beliebige Richtungen schneiden. Dies ist eine wichtige Voraussetzung für die TURP.

Volumenschnitt

Ein weiterer wichtiger Vorteil des HF-chirurgischen Schnittes im Vergleich zum Schneiden mit einem Skalpell oder insbesondere zum Schneiden mit Laser ist der Volumenschnitt (Abb. 19b). Mit einer Resektionsschlinge kann man nicht nur einen Schnittspalt in ein Gewebe, sondern insbesondere ein Gewebevolumen (Resektionsspan) aus einem Gewebe herausschneiden, was eine weitere Voraussetzung für die TURP ist bzw. wodurch die TURP grundsätzlich erst möglich ist.

Blutstillung

Das zum HF-chirurgischen Schneiden verwendete Instrument bzw. dessen Aktivelektrode kann auch zum HF-chirurgischen Blutstillen angewendet werden. Mit Blutstillung ist hier das partielle Verschließen der beim Schneiden unvermeidlich eröffneten Blutgefäße gemeint. Die in der Regel zum Schneiden bzw. Resezieren bei der TURP verwendeten Resektionsschlingen mit einem nur ca. 0,35 mm dünnen Schlingendraht sind zwar prinzipiell hierfür nicht besonders gut geeignet, werden aber trotzdem hierfür angewendet, weil ein ständiger Wechsel der Instrumente zum Schneiden einerseits und zum Blutstillen bzw. partiellen Verschließen von Gefäßen andererseits während einer TURP unzumutbar ist.

Schnittsynchroner Gefäßverschluss

Während der Führung eines HF-chirurgischen Schnitts können die hierbei unvermeidlich verletzten bzw. durchtrennten Blutgefäße schnittsynchron verschlossen werden. Dies ist allerdings von mehreren Randbedingungen bzw. Parametern abhängig, die weiter unten ausführlich beschrieben werden (siehe hierzu: „Schnittsynchroner Gefäßverschluss“).

Schnittphasen

Jeder HF-chirurgische Schnitt umfasst drei Phasen (Abb. 20) und zwar eine ineffektive Anschnittphase, eine effektive Schnittführung und eine nicht ganz uninteressante Abschnittphase. Jede dieser Phasen stellt spezifische Anforderungen sowohl an den HF-Generator als auch an die Schnittführung. Dieses Thema war sehr aktuell, als man die TUR in

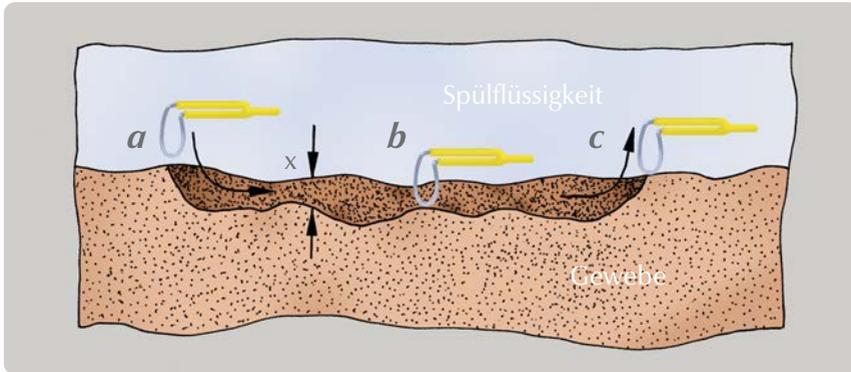


Abb. 20: Die drei Schnittphasen während eines Schnitts: a) Anschnittphase, b) effektive Schnittphase und c) Abschnittphase.

elektrisch leitfähigen Spülflüssigkeiten (Leitungswasser mit hoher Ionenkonzentration und/oder mit Elektrolyten aus blutenden Gefäßen, u. a. ein Problem vor Einführung der Dauerspülung) durchführte.

Seit Einführung elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeiten (elektrolytfreies Leitungswasser, Purisole® etc.), Dauerspülrektoskope, Cystostomie oder Trokar (weniger elektrolythaltiges Blut in der Spülflüssigkeit) und automatisch geregelter HF-Generatoren (automatische Regelung der HF-Spannung oder der Intensität der elektrischen Lichtbögen) war dieses Thema fast in Vergessenheit geraten. Bei Verwendung elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeit fließt der gesamte zur Verfügung stehende HF-Strom ausschließlich in das Zielgewebe bzw. in die jeweilige Effektzone des Zielgewebes. (Abb. 21a)

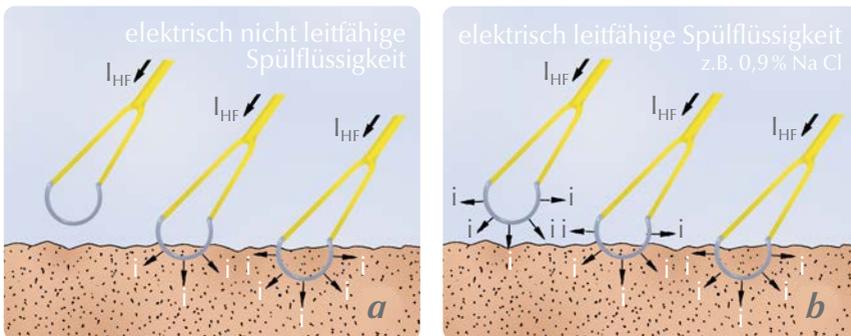


Abb. 21: Verteilung des HF-Stroms I_{HF} bei Resektion in a) elektrisch nicht leitfähiger und b) elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit.

Seit Einführung elektrisch sogar sehr gut leitfähiger Spülflüssigkeit, beispielsweise 0,9% NaCl-Lösung, ist dieses Thema wieder sehr aktuell. Insbesondere während der Anschnittphase sowie bei der Abschnittphase fließt hierbei der zur Verfügung stehende HF-Strom überwiegend in die Spülflüssigkeit (Abb. 21b).

Anschnittphase

Definition: Mit Anschnittphase ist hier die Phase zwischen Aktivieren des HF-Generators und Beginn der Schnitfführung bzw. des Einschneidens in das Gewebe gemeint (s. Abb. 20a).

Wenn beabsichtigt geschnitten werden soll, sollte der Schnitt möglichst unverzögert beginnen (d. h. sobald der HF-Generator hierfür aktiviert ist). Das ist bei Resektionen unter elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeit in der Regel kein Problem, wenn die Resektionsschlinge vor dem Aktivieren des HF-Generators nicht bereits fest gegen das zu schneidende Gewebe gedrückt wird, sondern erst im aktivierten Zustand zum Gewebe geführt und dann ohne Unterbrechung der Aktivierung des HF-Generators durch das zu resezierende Gewebe geführt wird. Wird die Resektionsschlinge jedoch bereits vor Aktivieren des HF-Generators fest auf das Gewebe gedrückt, so dass ein guter elektrisch leitfähiger Kontakt zum Gewebe vorhanden ist, dann kann eine von den Eigenschaften des HF-Generators abhängige mehr oder weniger lange Anschnittverzögerung entstehen, die vom Operateur als störend empfunden werden kann.

Anschnittverzögerungen entstehen dann, wenn der für einen unverzögerten Anschnitt erforderliche HF-Strom größer als der vom HF-Generator lieferbare HF-Strom ist. Dies kann bei Verwendung eines modernen HF-Generators und elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeit vermieden werden, indem der HF-Generator so eingestellt wird, dass die für einen unverzögerten Anschnitt erforderliche Stromstärke bzw. Leistung zur Verfügung steht.

Bei Verwendung einer elektrisch leitfähigen Spülflüssigkeit fließt der vom HF-Generator gelieferte HF-Strom insbesondere während der Anschnittphase und während der Abschnittphase (siehe da) überwiegend nutzlos in die Spülflüssigkeit, und dies proportional zur Größe und Dicke der Resektionsschlinge. Da bisher verfügbare HF-Chirurgiegeräte im Schneide-Modus nur eine begrenzte Stromstärke bzw. Leistung erzeugen können bzw. dürfen, können für Resektionen unter elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit nur relativ kleine Resektionsschlingen angewendet werden.

Bei Resektionen in elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeit ist es zur Vermeidung einer störenden Anschnittverzögerung zweckmäßig, die Resektionsschlinge erst nach Aktivieren des HF-Generators zum Gewebe zu führen. Bei Resektionen in elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit ist es dagegen zweckmäßig, die Resektionsschlinge vor dem Aktivieren des HF-Generators gegen das zu schneidende Gewebe zu drücken, so dass mehr HF-Strom ins Gewebe statt unnützlich in die Spülflüssigkeit fließt.  **Merke**

Da bei Resektionen in elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit zur Vermeidung einer störenden Anschnittverzögerung die Ausgangsleistung bzw. der Ausgangsstrom des HF-Generators möglichst hoch eingestellt werden muss, kann während der hierauf folgenden Schnittphase ein derartig großer Leistungsüberschuss vorhanden sein, dass die Schnittflächen unbewusst intensiver koaguliert und desikkiert werden, so dass behauptet werden kann, Resektionen unter elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit (0,9 % NaCl) verursachen weniger Blutungen.  **Merke**

Mögliche Probleme während der Anschnittphase:

Weitere Ursachen von Anschnittverzögerung oder gar Ausbleiben der Schnittphase:

- Leistung oder HF-Spannung bzw. HF-Strom zu gering und folglich keine Lichtbögen zwischen Resektionsschlinge und Gewebe
- Fehlerhafter Stromkreis
- HF-Generator falsch eingestellt
- Falsches Pedal des Fußschalters gedrückt
- Elektrolyte aus der Oberfläche des Gewebes in die Spülflüssigkeit diffundiert
- Gewebe wurde vorher desikkiert und hat folglich nur geringe elektrische Leitfähigkeit.

Effektive Schnittphase

Definition: Mit effektiver Schnittphase ist hier die Phase zwischen Schnittbeginn und Schnittende gemeint, also die Phase, während der effektiv geschnitten wird (s. Abb. 20b).

Die Entstehung des HF-chirurgischen Schneideffekts sowie die Vorteile des HF-chirurgischen Schneidens wurden bereits oben beschrieben. Ein weiterer Vorteil des HF-chirurgischen Schneidens ist bekanntlich die schnittsynchrone Hämostase bzw. der schnittsynchrone Verschluss von während der Schnittführung unvermeidlich verletzen bzw. durchtrennten Blutgefäßen. Dieser Vorteil kann aber nur genutzt werden, wenn man die physikalischen Phänomene kennt und richtig nutzt, die den schnittsynchrone Gefäßverschluss verursachen. Da die den schnittsynchrone Gefäßverschluss verursachenden physikalischen Phänomene und Parameter weitgehend die gleichen sind, die den partiellen sowie den finalen Gefäßverschluss verursachen, und da die Beherrschung des Gefäßverschlusses ein entscheidendes Kriterium der TURP als Referenzstandard für andere Verfahren und die Nichtbeherrschung des Gefäßverschlusses eine Herausforderung zur Weiterentwicklung der TURP sowie zur Entwicklung alternativer Verfahren ist, wird dieses Thema weiter unten detaillierter beschrieben.

Abschnittphase

Mit Abschnittphase ist der Moment gemeint, in dem die Resektionschlinge das Gewebe nach der effektiven Schnittphase verlässt (s. Abb. 20c). Wie bereits oben bemerkt, war diese Phase zu Zeiten, als man die TURP (infolge hoher Ionenkonzentration und/oder Beimischung von Elektrolyten aus blutenden Gefäßen) noch unter elektrisch leitfähigem Leitungswasser durchführte, nicht ganz uninteressant, weil u. U. ein zu großer Teil des verfügbaren HF-Stroms statt in das abzuschneidende Gewebe in das Spülwasser abfloss. Dieses Problem könnte eventuell wieder bei TURP in NaCl aufkommen.

Blutstillung bzw. Gefäßverschluss

Blutstillung meint das Schließen blutender Gefäße. Bei der TURP eröffnete Arterien bluten in die Spülflüssigkeit hinein, während in eröffnete Venen Spülflüssigkeit eindringen kann. Arterielle Blutungen fallen in der Regel auf und können sofort partiell gestillt werden. Offene Venen fallen nicht regelmäßig auf, so dass in unerkannte offene Venen Spülflüssigkeit eindringen kann und dies auch tut. Letzteres zwar weniger bei Niederdruck- als bei Hochdruck-TURP, was aber insbesondere bei länger dauernden Resektionen und/oder bei Perforation der Prostatakapsel und/oder eines Venensinus unbedingt zu beachten ist.

Um dies zu verhindern, sollten die Grundlagen des HF-chirurgischen

Gefäßverschlusses bei der TURP, und zwar des sog. partiellen sowie des sog. schnittsynchronen Gefäßverschlusses, beherrscht und angewendet werden. (W. Mauermayer 1981; P. Faul, G. Farin 1997; G. Farin, P. Faul 1999). Definition und Beschreibung des partiellen sowie des schnittsynchronen Gefäßverschlusses (siehe weiter unten).

Wie entsteht ein HF-chirurgischer Gefäßverschluss?

Obwohl in der Praxis erst geschnitten und dann die blutenden Gefäße partiell gestillt werden, wird das Thema Gefäßverschluss hier mit Rücksicht auf eine systematisch aufbauende Beschreibung zuerst bezüglich der physikalischen Grundlagen, dann bezüglich des partiellen Gefäßverschlusses, darauf aufbauend bezüglich des schnittsynchronen Gefäßverschlusses und letztlich auch bezüglich des finalen Gefäßverschlusses beschrieben.



Bisher nahm man an, dass der thermische Gefäßverschluss allein durch Koagulation und die hierdurch verursachte Schrumpfung des Gefäßes und/oder des im Gefäß befindlichen Bluts, also durch Bildung eines Koagulationstrombus im geschrumpften Gefäß, entsteht (Tocantis 1947, Wara et al. 1984). Dementsprechend wurde und wird bis heute das Verfahren der Blutstillung bzw. des thermischen Gefäßverschlusses nach dem thermischen Effekt, der als Ursache hierfür vermutet wurde, nämlich „Koagulation“, und der hierzu empfohlene HF-Strom „Koagulationsstrom“ genannt. Und dies nicht nur in der Urologie, sondern auch in anderen Fachdisziplinen.

Gegen diese seit über 50 Jahren bis in die Gegenwart dominierende Annahme stehen jedoch folgende Fakten:

Die Volumenschrumpfung wasserhaltiger Weichgewebe erreichen...

- ... infolge Koagulation: maximal 10 bis 20 %
- ... infolge Desikkation: maximal 50 bis 70 %

Die spontane Bildung eines Thrombus durch thermische Koagulation von Blut ist nicht reproduzierbar, weil...

- ... infolge Dampfbildung während der Koagulation und insbesondere während der Desikkation das Blut in das Gefäß zurückgedrängt wird.
- ... das Blut in offenen Venen von der Spülflüssigkeit verdrängt wird.

Heute nimmt man an, dass ein effizienter HF-chirurgischer Gefäßverschluss dann und nur dann entsteht, wenn das zu schließende Gefäß, und bei dünnwandigen Venen auch gefäßnahes Gewebe, nicht nur koaguliert, sondern auch desikkiert wird.

Obwohl die beim Gefäßverschluss relevanten physikalischen Effekte sowohl zum Gefäßverschluss nach bzw. zwischen den Schnitten, den wir **partiellen Gefäßverschluss** nennen, als auch zum Gefäßverschluss während der Schnittführungen, den wir **schnittsynchrone Gefäßverschluss** nennen, weitgehend identisch sind, sind doch einige technische Besonderheiten zu beachten.

Partieller Gefäßverschluss

Während bei kleinen Gefäßen die relativ geringe Gewebeschrumpfung infolge Koagulation ausreichen kann und meistens auch ausreicht, ist bei größeren Gefäßen eine intensivere Gewebeschrumpfung durch Desikkation erforderlich.

Merke ➔ **Die Farbänderung des Zielgewebes während der Applikation von HF-Strom ist kein Indiz für einen optimalen Gefäßverschluss, sondern nur für den erreichten Koagulationseffekt. Zum optimalen Verschließen insbesondere größerer Gefäße sollte an derselben Stelle über den Zeitpunkt der Farbänderung des Zielgewebes hinaus HF-Strom appliziert werden, um so die effektive Gewebeschrumpfung durch den Desikkationseffekt zu nutzen. Letzteres ist insbesondere beim finalen Gefäßverschluss zu beachten (siehe dort).**

Gefäße, bei denen erfahrungsgemäß auch die Desikkation für einen effizienten Gefäßverschluss nicht ausreicht, können in der Regel effizient geschlossen werden, indem sie „während“ der Koagulation bzw. Desikkation mit der aktiven Elektrode plattgedrückt werden. Diese Technik wird in der offenen Chirurgie mit bipolaren Pinzetten und bei großen Gefäßen seit zehn Jahren auch mit bipolaren Zangen erfolgreich praktiziert. Nach der Desikkation bleibt diese mechanische Verformung inklusive Schrumpfung und Verklebung bzw. Verschmelzung der Gefäßwände permanent bestehen. Diese Technik ist jedoch bei bereits koagulierten oder gar desiktierten Geweben nicht reproduzierbar, weil bereits koagulierte oder gar desiktierte Gewebe bereits geschrumpft sind und ihre endgültige Form eingenommen haben. Hier hilft nur dieses bereits koagulierte Gefäß abzuresezieren und erneut, wie oben beschrieben, zu verschließen (*W. Mauermaier 1981*).

Allerdings muss bei dieser Technik der HF-Strom so appliziert werden, dass einerseits eine ausreichende Menge elektrischer bzw. thermischer Energie für die Desikkation des jeweiligen Gefäßes und des gefäßnahen Gewebes eingebracht wird, und hierbei andererseits kein Schneideeffekt entsteht. Dünne Drahtschlingen sind für diese Technik nicht geeignet, weil bei Anwendung von Koagulations-Modi,

bei welchen elektrische Lichtbögen entstehen (Amplitude der HF-Spannung größer 200V) und die Schlinge gleichzeitig gegen das Gewebe gedrückt wird, diese Schlingen unbeabsichtigt ins Gewebe einschneiden bzw. einbrechen kann, und bei Anwendung von Koagulations-Modi, bei welchen keine elektrischen Lichtbögen entstehen (Amplitude der HF-Spannung kleiner als 200V), die hiermit erreichbare Tiefe der Koagulations- und Desikkationszonen für einen effizienten Gefäßverschluss in der Regel zu gering ist (Abb. 22a). Für diese Technik sind dicke Drahtschlingen, Bandschlingen oder gar spezielle Koagulationselektroden besser geeignet, weil hiermit, auch mit Koagulations-Modi, bei welchen keine elektrischen Lichtbögen und folglich auch keine Schneideeffekte entstehen (sog. Soft-Koagulation), ausreichend tiefe Koagulations- und Desikkationszonen erzeugt werden können. Allerdings ist der Elektrodenwechsel während einer TURP nicht praktikabel. Bandschlingen werden diesbezüglich als Kompromiss vorgeschlagen (P. Faul, G. Farin 1997).

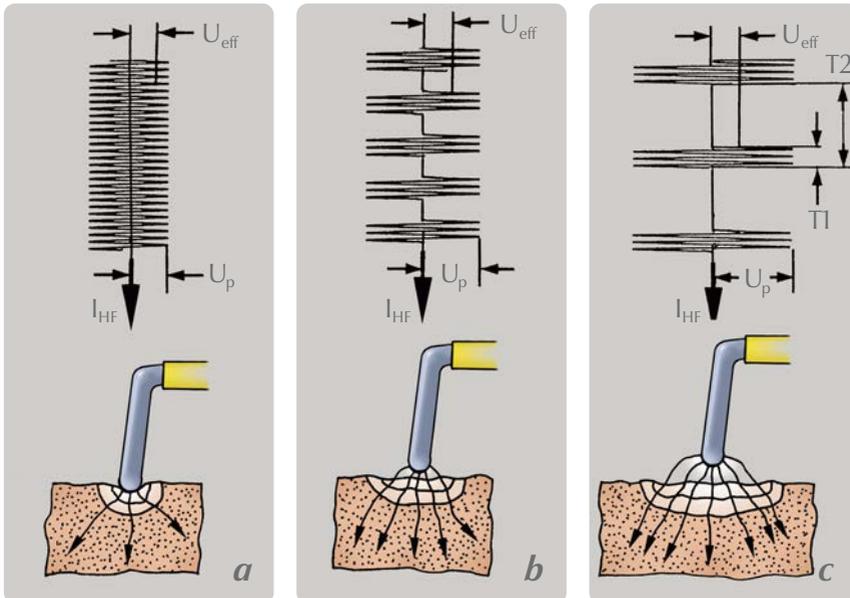


Abb. 22: Partielle Koagulation (und Desikkation) mit **a)** dünner (0,35 mm) bzw. Standard Resektionsschlinge und unmodulierter HF-Spannung $U_p < 200 V_p$, sog. Soft-Koagulation, **b)** pulsmodulierter HF-Spannung $U_p > 200 V_p$, sog. Forced-Koagulation und **c)** pulsmodulierter HF-Spannung $U_p > 200 V_p$, in elektrisch nicht leitfähiger Spülflüssigkeit.

Um größere Gefäße auch mit dünnen bzw. normalen Drahtschlingen und ohne mechanischen Druck auf das Gefäß bzw. das ihm benachbarte Gewebe effektiv und effizient schließen zu können, wird die Verwendung von Koagulations-Modi empfohlen, die zeitlich sehr kurze aber relativ hohe HF-Spannungsimpulse erzeugen (Abb. 22b, c), wodurch zwischen Schlinge und Gewebe entsprechend kurze aber intensive elektrische Lichtbögen entstehen, durch welche wiederum zeitlich kurze, aber in der Amplitude hohe Stromimpulse ins Gewebe fließen.

Nun vermutet man, dass je größer der Abstand zwischen Schlinge und Gewebe, desto seltener treffen elektrische Lichtbögen von Puls zu Puls genau dieselbe Stelle des Gewebes, weil an der Stelle, wo sie das Gewebe traf, infolge Dampfbildung und Desikkation eine mehrmalige Lichtbogenbildung behindert oder gar verhindert wird. Die folgenden Lichtbögen zünden eher zu den Stellen des Gewebes, an welchen noch keine endogene Dampfbildung und/oder Desikkation und hierdurch geringere elektrische Leitfähigkeit entstanden ist, und dies so lange, bis die gesamte von Lichtbögen erreichbare Gewebezone desiktiert ist. Hierdurch wird auch das direkt gefäßnahe Gewebe koaguliert und desiktiert und hierdurch geschrumpft und verstärkt von außen den Gefäßverschluss (Abb. 22c). Den gleichen Effekt erreicht man, wenn man bei nicht schneidender HF-Spannung (Abb. 22a) das zu schließende Gefäß mit der Schlinge quasi bügelt.

Die obige Vermutung konnte bei der sog. Argon-Plasma-Coagulation (APC), bei welcher der HF-Strom ebenfalls durch elektrische Lichtbögen (hier Argon-Plasma Lichtbögen) in das Zielgewebe geleitet wird, bestätigt werden (*G. Farin, K.E. Grund, 1994*). Je geringer hierbei der Abstand zwischen Resektionsschlinge und Gewebe, desto öfter treffen elektrische Lichtbögen dieselbe Stelle und desto größer ist folglich das Risiko, dass das desikierte Gewebe wegbrennt und bei Bewegung der Schlinge ein Schnitt entsteht. Je größer der Abstand zwischen Elektrode und Gewebe, desto seltener treffen elektrische Lichtbögen dieselbe Stelle des Gewebes und desto geringer ist das Risiko eines unbeabsichtigten Schnitts. Letzteres nutzt man bei der sog. Spray-Koagulation, die jedoch wegen ihrer sehr hohen HF-Spannung (4 bis 6 kVp) für die TURP nicht empfehlenswert ist, da sie die elektrische Isolation der Resektionsinstrumente beschädigen kann.

Die obige Vermutung wird auch durch die seit langem bekannte Erfahrung unterstützt, dass durch Impulsmodulation der HF-Spannung mit zunehmender Amplitude (U_p) bei gleichem Effektivwert (U_{eff}) die Schneidwirkung abnimmt und die Koagulations- und Desikkationswirkung zunimmt. Je kürzer die HF-Stromimpulse und je länger die Pausen-

dauer zwischen den Stromimpulsen, desto geringer ist der Schneideffekt und desto größer ist der Koagulations- und Desikkationseffekt.

Wie bereits oben beschrieben, ist die erreichbare Tiefe der Koagulations- und Desikkationszonen im Gewebe insbesondere von der effektiven Kontaktfläche zwischen Aktivelektrode und Gewebe sowie von der Höhe des durch diese Kontaktfläche divergent in das Gewebe hinein bzw. konvergent aus dem Gewebe in diese Kontaktfläche hineinfließenden HF-Stroms abhängig. (Abb. 23)

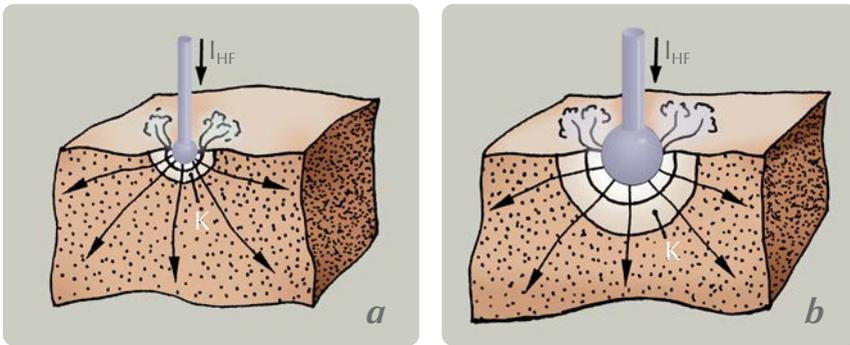


Abb. 23: Die Tiefe der Koagulations- und Desikkationszonen ist proportional dem Durchmesser der Kontaktfläche zwischen Aktivelektrode und Gewebe.

Bei Dampfbildung zwischen Aktivelektrode und Gewebe geht der elektrische Kontakt verloren, so dass dann kein Strom fließen kann. Bei Lichtbögen kann der Kontakt nicht verloren gehen, solange die HF-Spannung ausreichend hoch ist, weil er durch Dampfschicht und Desikkationszone hindurch zündet.

Die in Abb. 23 schematisch dargestellte Abhängigkeit der Tiefe der Koagulations- und Desikkationszonen gilt auch bei elektrischen Lichtbögen. Neuere Untersuchungen haben ergeben, dass der Durchmesser und hierdurch die Kontaktfläche zwischen elektrischem Lichtbogen und Gewebe mit der Intensität des Stroms durch den Lichtbogen zunehmen (Abb. 24).

Dies kann als Erklärung für das Phänomen herangezogen werden, dass mit zunehmender Amplitude der HF-Spannung und hierdurch zunehmender Amplitude des HF-Stroms die erreichbare Tiefe der Koagulations- sowie der Desikkationszonen zunimmt. Allerdings nimmt hierbei auch der Schneideffekt zu. Soll für einen partiellen Gefäßverschluss größerer Gefäße eine möglichst große Tiefe insbesondere

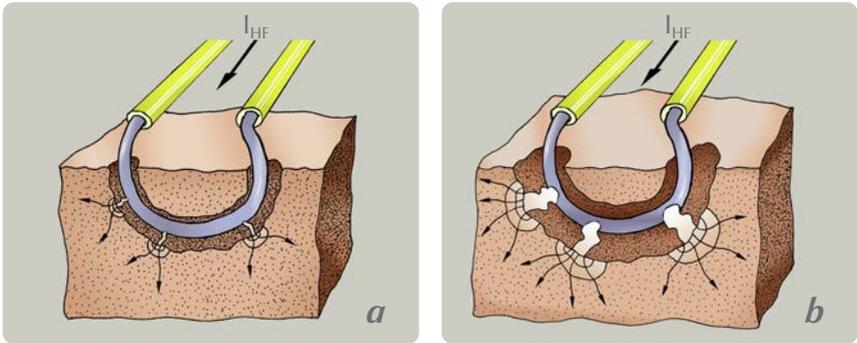


Abb. 24: Die Tiefe der Koagulations- und Desikkationszonen ist proportional dem Durchmesser der Kontaktfläche zwischen elektrischem Lichtbogen und Gewebe.

des Desikkationseffekts erreicht werden, ohne dass die Resektionschlinge ins Gewebe schneidet bzw. einbricht, so muss die HF-Spannung und folglich auch der HF-Strom in der Amplitude moduliert werden, am besten impulsförmig.

Merke ➔ **Die Amplituden-Modulation der HF-Spannung bzw. des HF-Stroms ist nicht Voraussetzung zur Erzeugung einer effektiven Koagulation und Desikkation bzw. für einen effektiven Gefäßverschluss, sondern Voraussetzung dafür, dass trotz hoher Amplituden der HF-Spannung bzw. des HF-Stroms während des partiellen Gefäßverschlusses möglichst wenig oder besser gar kein Schneideffekt vorhanden ist.**

Ein pulsmodulierter HF-Strom mit hohen Stromamplituden (sog. Koagulationsstrom) kann tiefere Koagulations- und Desikkationszonen in den Schnittflächen erzeugen als kontinuierlich fließender HF-Strom bei gleicher effektiver Stromstärke. Dies gilt übrigens sowohl beim Schneiden für den schnittsynchrone Gefäßverschluss als auch beim sog. Koagulieren für den partiellen Gefäßverschluss. Ein Unterschied besteht hier lediglich in der effektiven Dauer des HF-Stroms im Bereich des zu verschließenden Gefäßes, die beim partiellen Gefäßverschluss theoretisch beliebig lang sein kann, beim Schneiden jedoch von der Form der Resektionsschlinge (dünner oder dicker Draht oder Band etc.) und insbesondere von Schnittgeschwindigkeit abhängig ist.

An modernen HF-Chirurgiegeräten kann die Pulsdauer und/oder die Pausendauer für impulsmodulierte HF-Ströme frei eingestellt oder impulsmodulierte HF-Ströme mit vorgegebener Puls- und Pausendauer als spezielle Koagulations- oder Schneid-Modi aufgerufen werden.

Genannt seien hier beispielsweise die Forced-Koagulation (Amplitude der HF-Spannung ca. 1800V) und die Swift-Koagulation (Amplitude der HF-Spannung ca. 1600V) [Erbe Elektromedizin GmbH, Tübingen]. Die früher hierzu angewendete Spray-Koagulation ist nicht empfehlenswert, weil deren HF-Spannungsamplitude 4000 bis 6000 Volt erreichen und die elektrische Isolation von Resektions-schlingen und Resektoskopen beschädigen oder gar zerstören kann.

Während der Resektion müssen Gefäße nur so verschlossen werden, dass sie mindestens bis zum Ende der Resektion geschlossen bleiben (sog. labiler Gefäßverschluss), so dass sie weder bluten noch Spülflüssigkeit in sie eindringen kann. Der finale Gefäßverschluss muss jedoch so sorgfältig erfolgen, dass die Gefäße bis zur definitiven Wundheilung geschlossen bleiben.



Der Verschluss eines offenen Venensinus ist mit Koagulation oder gar Desikkation, und dies mit oder ohne gleichzeitige Kompression, öfter frustrierend als erfolgreich. Egal ob mit Schlinge oder Kugel. Sowohl das Lumen als auch die iatrogene Öffnung des Venensinus sind in der Regel zu groß, die Sinuswand zum Schrumpfen zu dünn und das angrenzende perivaskuläre Fettgewebe neigt eher zum Schmelzen als zum Schrumpfen.



Wenn nicht unbedingt indiziert, dann mit Rücksicht auf Venensinus keine ultraradikale Resektion (siehe hierzu Kapitel 1).



Schnittsynchroner Gefäßverschluss bzw. Qualität eines HF-chirurgischen Schnitts

Während beim partiellen Gefäßverschluss ein Schneideffekt möglichst nicht vorhanden sein soll, ist ein schnittsynchroner Gefäßverschluss ohne Schneideffekt absolut kontraproduktiv.

Mit Qualität eines HF-chirurgischen Schnitts allgemein – und bei der TURP insbesondere – ist die Art und Tiefe der während des Schneidens an bzw. in den Schnittflächen entstehenden bzw. entstandenen thermischen Effekte, insbesondere die Koagulation und die Desikkation gemeint (Abb. 25). Mit Rücksicht auf eine gute visuelle Differenzierbarkeit der Gewebe während einer Resektion und auf die Histologie des resezierten Gewebes soll das Gewebe während des Schneidens möglichst wenig thermisch alteriert werden. Andererseits ist eine möglichst tiefe Koagulation und Desikkation der Schnittflächen Voraussetzung des schnittsynchronen Gefäßverschlusses.

Merke ➔ Die Qualität eines HF-chirurgischen Schnitts ist insbesondere von folgenden Parametern abhängig:

- der Amplitude der HF-Spannung zwischen der zum Schneiden verwendeten Aktivelektrode, hier insbesondere der Resektions-schlinge, und dem zu schneidenden Gewebe
- der Form der Aktivelektrode, hier insbesondere des Durchmessers des Schlingendrahts oder der Breite des Bandes einer Bandschlinge
- der Geschwindigkeit der Schnittführung

Zum eigentlichen Schneiden mit minimaler thermischer Schädigung der Schnittflächen sind unmodulierte HF-Spannung, eine Drahtschlinge mit möglichst dünnem Schlingendraht und eine möglichst hohe Geschwindigkeit der Schnittführung am besten geeignet. Die Amplitudenmodulation der HF-Spannung ist für das Schneiden an sich nicht erforderlich, sondern ausschließlich für den schnittsynchronen Gefäßverschluss.

Wie bereits oben beschrieben, entsteht ein HF-chirurgischer Schnitt dann und nur dann, wenn zwischen einer zum Schneiden verwendeten Elektrode und dem zu schneidenden Gewebe elektrische Lichtbögen

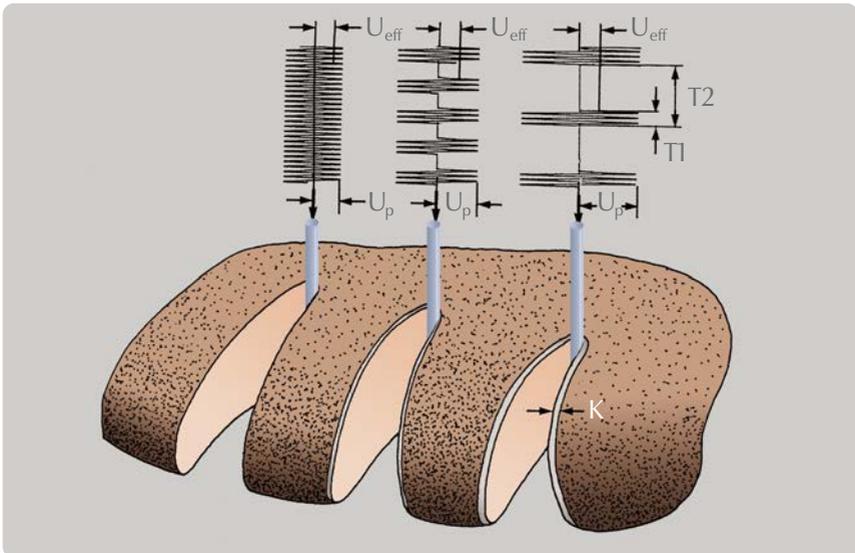


Abb. 25: Einfluss der Amplitude (U_p) und des Puls-/ Pausenverhältnisses $T1 : T2$ der Pulsmodulation der HF-Spannung auf die Schnittqualität.

entstehen, die infolge ihrer hohen Temperatur ($>300^{\circ}\text{C}$) das entlang der Schnittrichtung vor der Elektrode befindliche Gewebe wegbrennen (pyrolysieren). Bewegt man also eine aktive Elektrode (Resektionschlinge) durch das Gewebe, so entsteht ein Schnittspalt im Gewebe, dessen Profil der Form der verwendeten Schlinge entspricht.

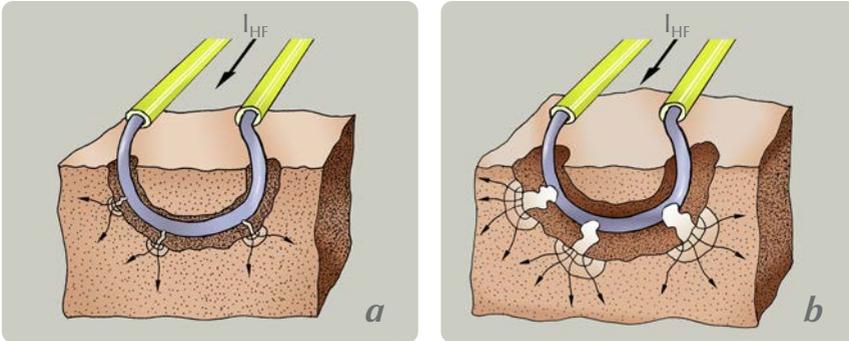


Abb. 26: Tiefe der Koagulations- und Desikkationszonen in Abhängigkeit von der Intensität und dem Durchmesser der elektrischen Lichtbögen zwischen Resektionschlinge und Gewebe.

Beim HF-chirurgischen Schneiden fließt der HF-Strom ausschließlich durch elektrische Lichtbögen zwischen Aktivelektrode und Gewebe. Folglich ist die Schnittqualität insbesondere von den Eigenschaften der Lichtbögen und dem durch diese fließenden HF-Strom abhängig.

Je größer der HF-Strom I_{HF} durch einen Lichtbogen, desto größer ist sein Durchmesser und folglich auch die Kontaktfläche zwischen Lichtbogen und Geweboberfläche, wodurch die Zone hoher Stromdichte im angrenzenden Gewebe entsprechend größer ist und tiefer ins Gewebe hineinreicht. Dieses wichtige, jedoch bisher kaum bekannte (bzw.) und folglich wenig beachtete Phänomen ist bei der sog. Kontaktkoagulation, also bei direktem Kontakt einer Aktivelektrode mit Gewebe, jedoch schon lange allgemein bekannt und genutzt.

Was die TURP bezüglich schnittsynchronem Gefäßverschluss von der TUVF übernehmen kann

Die Entwicklung der sog. Vaporisation von Prostatagewebe ist eine Reaktion auf die bei der TURP infolge Gefäßeröffnung resultierenden Probleme: Blutung und Spülflüssigkeitseinschwemmung. Zwar ist auch die Vaporisation nicht ohne Probleme, aber Blutungen und Spülflüs-

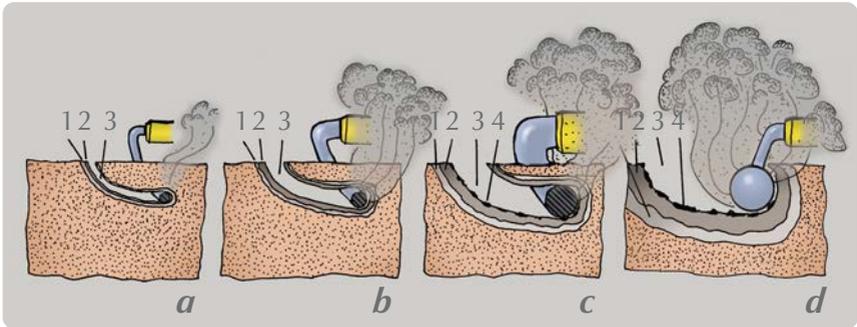


Abb. 27: Resezieren und Vaporisieren sind physikalisch identisch, im Ergebnis jedoch verschieden. 1 = Koagulationszone, 2 = Desikkationszone, 3 = Pyrolyse- bzw. Vaporisationszone, 4 = Karbonisation.

sigkeitseinschwemmungen werden hierbei durch vaporisationssynchronen Gefäßverschluss vermieden (s. Abb. 27).

Die Verfahren Vaporisation (TUV) und Resektion (TUR) nutzen prinzipiell dieselben thermischen Effekte. Sie unterscheiden sich lediglich dadurch, dass bei der Vaporisation mehr Gewebe vaporisiert als reseziert und bei der Resektion mehr Gewebe reseziert als vaporisiert wird (s. Abb. 27).

Die Verfahren Vaporisation und Resektion gehen nahtlos ineinander über. Je dicker der Schlingendraht desto mehr Gewebe wird beim Resezieren vaporisiert. Dicke Resektionsschlingen werden folglich auch Vapotrode genannt, weil hiermit bewusst sowohl vaporisiert als auch reseziert werden kann. Dies ist auch mit Bandschlingen möglich.

Merke ➔ Die Tiefe der Koagulations- und Desikkationszone in dem an eine Schnittfläche angrenzenden Gewebe ist insbesondere von der Höhe und Dauer des durch die elektrischen Lichtbögen in das angrenzende Gewebe fließenden HF-Stroms abhängig. Die „Höhe des durch einen Lichtbogen fließenden HF-Stroms“ ist von den Eigenschaften des verwendeten HF-Generators und den an ihm einstellbaren Parametern abhängig. Die „Dauer des HF-Stroms“ ist vom Durchmesser des Schlingendrahts bzw. von der Breite der Bandschlinge sowie von der Geschwindigkeit der Schnittführung abhängig (P. Faul, G. Farin, O. Reich 1997; G. Farin, P. Faul 1999).

Höhe der HF-Spannung und hierdurch des HF-Stroms durch die beim Schneiden erforderlichen elektrischen Lichtbögen

- **Merke:** Je höher, desto tiefer.

Form und Querschnitt des Schlingendrahtes

- **Merke:** Je dicker oder breiter, desto tiefer.

Geschwindigkeit der Schnittführung

- **Merke:** Je langsamer, desto tiefer.

Sowohl bei der Vaporisation als auch bei der Resektion verbleibt am Ende der Operation mehr oder weniger thermisch nekrotisiertes Gewebe in der Wundfläche der Prostataloge, das erst postoperativ abgestoßen wird. Für eine auch postoperativ suffiziente Hämostase sollen bei der TURP insbesondere größere Gefäße zwar effektiv koaguliert bzw. desikiert werden, mit Rücksicht auf die postoperative Wundheilung sollte jedoch möglichst wenig thermisch geschädigtes Gewebe in der Wundfläche verbleiben. Bei der TUVP scheint diese Regel nicht zu gelten.



Finaler Gefäßverschluss

Unter finalem Gefäßverschluss verstehen wir die Blutstillung nach Beendigung der Resektion. Während der schnittsynchrone sowie der partielle Gefäßverschluss eigentlich nur intraoperative Blutungen und die Einschwemmung von Spülflüssigkeit in offene Gefäße ver-

hindern soll, also ein labiler Gefäßverschluss sein darf, muss der finale Gefäßverschluss die Zeit bis zur definitiven Wundheilung überbrücken. Der finale Gefäßverschluss muss deswegen sehr sorgfältig erfolgen.

Beim finalen Gefäßverschluss gilt alles, was oben zum partiellen Gefäßverschluss beschrieben ist, allerdings mit dem Unterschied, dass der finale Gefäßverschluss sorgfältiger und effizienter ausgeführt werden muss als der partielle.

Um den Gefäßverschluss möglichst effizient zu bewerkstelligen, ist in der Regel die Applikation einer höheren elektrischen Energie erforderlich als bei der partiellen Blutstillung. Deshalb empfiehlt sich auch in diesem Fall die Anwendung einer größeren Elektrode, auch wenn dies von anderen in Frage gestellt wird (*W. Mauermeyer 1981*). Die terminale Blutstillung erfolgt dann in der Regel mechanisch durch das Einlegen eines transurethralen Ballonkatheters. Ob der Ballon in der Prostataloge oder in der Blase geblockt wird, wird dabei in der Regel von der Erfahrung des Operateurs beeinflusst.

Merke ➔ **Bei der finalen Blutstillung sollte der Irrigationsdruck der Spüllösung unter den venösen Druck gesenkt werden, um alle blutenden Venen identifizieren und verschließen zu können.**

Goldene Regel ➔ **Entlasse keinen Patienten mit insuffizienter Blutstillung in den Aufwachraum: „Was im OP nicht gelingt, gelingt im Aufwachraum noch weniger!“**

Hohe Resektionsrate oder kleine Komplikationsrate oder beides? Und wenn beides, dann wie?

Wichtige Kriterien der TURP als Referenzverfahren für alternative oder andere Verfahren sind einerseits die Resektionsraten und andererseits die Komplikationsraten. Beide können, müssen aber nicht, voneinander abhängig sein. Beide Kriterien sind sowohl vom Verfahren und den hierfür zur Verfügung stehenden Instrumenten und Geräten als auch von der Erfahrung und dem Können des Resektors abhängig.

Die Resektionsraten, also die Resektionsmengen pro Zeit, sind proportional dem Querschnitt und der Länge der Resektionsspäne sowie der Anzahl der Schnittspäne über die Zeit. Allerdings ist die Resektionsrate insofern kein absolutes, sondern ein relatives Kriterium, als die Resektionsraten u. a. auch vom Zustand des Patienten und/oder dessen Prostata sowie der jeweils gewählten Resektionsstrategie abhängig sind.



Schnelle Schnitfführung und/oder Beschränkung des intraoperativen Gefäßverschlusses auf die finale Blutstillung um hohe Resektionsraten zu erreichen, setzt große Erfahrung des Operateurs voraus.



Die Komplikationsraten (hier insbesondere der Blutfluss (Blutungen) aus und/oder der Spülflüssigkeitsfluss in eröffnete Gefäße) sind, abgesehen vom Spülflüssigkeitsdruck, abhängig von der Anzahl und Größe der offenen Gefäße über die Zeit. Je früher unvermeidlich eröffnete Gefäße wieder geschlossen werden, desto geringer ist das Risiko dieser Komplikationen. Der frühest mögliche Gefäßverschluss ist, abgesehen vom prophylaktischen Gefäßverschluss, der schnittsynchrone Gefäßverschluss, insbesondere durch langsame Schnitfführung. Wenn zugunsten einer hohen Resektionsrate eine möglichst schnelle Schnitfführung praktiziert wird, müssen hierbei eröffnete Gefäße entweder ignoriert oder asynchron zur Schnitfführung bzw. partiell geschlossen werden. Ob schnittsynchrone Gefäßverschluss bei langsamer Schnitfführung oder partieller Gefäßverschluss bei schneller Schnitfführung eine höhere Resektionsrate bzw. eine geringere Komplikationsrate ergeben, ist vom jeweiligen Fall sowie von Erfahrung und Können des Resektors abhängig.

Da der partielle Gefäßverschluss den Resektionsvorgang immer wieder unterbricht und dasselbe Gefäß eventuell durch einen nachfolgenden Schnitt wieder geöffnet wird, ist von Fall zu Fall zu prüfen, ob statt eines

partiellen Gefäßverschlusses das betreffende Gefäß durch einen langsamer geführten Schnitt geschlossen werden kann. Der schnittsynchrone ist im Vergleich zum partiellen Gefäßverschluss insofern vorteilhaft, als hierdurch nicht nur Zeit gespart wird, sondern gleichzeitig auch die in der Regel nicht blutenden und folglich nicht auffallenden offenen Venen geschlossen werden. Letzteres reduziert die introvenöse Spülwassereinschwemmung.

TURP in NaCl = Bipolare TURP?

Zur Vermeidung des TUR-Syndroms wurde u. a. vorgeschlagen, physiologische NaCl-Lösung als Spülflüssigkeit zu verwenden. Gleichzeitig wurde die sog. bipolare TURP vorgeschlagen, unter anderem mit dem Argument, dass hierdurch die Verwendung physiologischer NaCl-Lösung als Spülflüssigkeit möglich ist und das Risiko des TUR-Syndroms reduziert werden kann. Hierzu ist zu bemerken, dass die sog. bipolare TURP die Verwendung physiologischer NaCl-Lösung nicht ermöglicht, sondern voraussetzt. Selbstverständlich könnte man auch die sog. monopolare TURP in physiologischer NaCl-Lösung anwenden, und bei genauerer Betrachtung ist die bisher verfügbare sog. bipolare TUR gar nicht bipolar, sondern monopolar oder quasibipolar (Definitionen monopolar, bipolar und quasibipolar: s. oben). (K. Korth 1994, P. Faul 2008).



Vor Einführung der sog. bipolaren TUR hat man zur Vermeidung unbeabsichtigter thermischer Schädigung von Geweben, insbesondere der Harnröhre, auf die Verwendung elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeiten (NaCl-Lösungen) verzichtet und außerdem automatisch geregelte HF-Generatoren entwickelt, welche – im Vergleich zu unregulierten HF-Generatoren – die zum Schneiden oder Blutstillen erforderliche Leistung signifikant reduzieren. Die bipolare TUR setzt die Verwendung elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeiten voraus und erfordert deswegen signifikant höhere Leistungen zum Schneiden und Blutstillen. Folglich müssen hierfür HF-Generatoren angewendet oder erst entwickelt werden, welche ausreichend hohe Leistungen liefern oder diese auf andere Weise substituieren können. Als Zwischenlösung müssen kleinere Resektionsschlingen angewendet werden (*G. Flachenecker, K. Fastenmeier 1987*).

HF-Generatoren für die TURP und was man hierüber wissen sollte

Bei der TURP wird HF-chirurgisch Gewebe geschnitten. Die hierbei unvermeidlich eröffneten Blutgefäße sollten möglichst sofort, am besten bereits während der Schnittführung, also schnittsynchron, geschlossen werden. Gefäße, die schnittsynchron nicht geschlossen werden können, müssen partiell geschlossen werden. Im Wesentlichen muss ein HF-Generator bei der TURP folglich drei verschiedenen Anwendungen dienen, nämlich zum eigentlichen Schneiden, zum schnittsynchronen Gefäßverschluss und zum partiellen Gefäßverschluss. Die hierfür erforderlichen Eigenschaften eines HF-Generators ergeben sich aus den oben beschriebenen physikalisch-technischen Grundlagen der TURP, und dort insbesondere die Kapitel „Wie entsteht ein HF-chirurgischer Schnitt?“ und „Wie entsteht ein HF-chirurgischer Gefäßverschluss?“

Schneiden

Zum HF-chirurgischen Schneiden an sich muss der HF-Generator lediglich eine HF-Spannung generieren, deren Amplitude ausreichend hoch ist, um die zum Schneiden erforderlichen elektrischen Lichtbögen (auch Plasma genannt) zwischen Resektionsschlinge und Gewebe zu erzeugen. Hierzu muss die Amplitude der HF-Spannung zwischen Resektionsschlinge und Gewebe mindestens 200 V erreichen. Wenn und solange die Resektionsschlinge direkten Kontakt zu elektrisch leitfähigem Gewebe hat, kann zwischen der Resektionsschlinge und

dem Gewebe allerdings keine elektrische Spannung und folglich auch kein elektrischer Lichtbogen bzw. Plasma entstehen. Zwischen Kontakten, hier also zwischen Resektionsschlinge und Gewebe, kann nur dann eine elektrische Spannung und hierdurch ein elektrischer Lichtbogen entstehen, wenn diese einander nicht berühren. Hieraus folgt:

a) Wird der HF-Generator aktiviert, bevor die Resektionsschlinge Gewebe berührt, dann ist die vom HF-Generator generierte HF-Spannung sofort zwischen Resektionsschlinge und Gewebe vorhanden und elektrische Lichtbögen können entstehen, wenn die Resektionsschlinge in diesem Zustand nahe an das Gewebe herangeführt wird. Auf diese Weise kann sofort geschnitten werden. Der zum Schneiden mit einer Standard 0,3 mm Drahtschlinge für 24 Charr.-Resektoskopschäfte erforderliche HF-Strom beträgt je nach Geschwindigkeit und Tiefe der Schnittführung ca. 0,2 bis 1,0 A_{eff}. Bei einer Amplitude (peak) der HF-Spannung von $300 V_p = \text{ca. } 200 V_{\text{eff}}$ entspricht das einer elektrischen Leistung von ca. 40 bis 200 Watt. Hieraus folgt:

☺ **Ein HF-Generator für die TURP soll zum Schneiden mindestens 200 Watt generieren können.**

b) Wird die Resektionsschlinge gegen Gewebe gedrückt, bevor der HF-Generator aktiviert ist, dann können nach Aktivieren des HF-Generators erst dann Lichtbögen zwischen Resektionsschlinge und Gewebe entstehen, wenn der direkte Kontakt zwischen Resektionsschlinge und Gewebe durch Dampfbildung zwischen Resektionsschlinge und Gewebe unterbrochen wird. Hierzu muss das Gewebe an der Kontaktstelle auf die Siedetemperatur von Wasser erhitzt werden. Das braucht Zeit.

Die Zeit zwischen Aktivieren des HF-Generators und Dampfbildung nennen wir bekanntlich Anschnittverzögerung. Die Anschnittverzögerung dauert umso länger, je größer die effektive Kontaktfläche zwischen Resektionsschlinge und Gewebe und/oder je kleiner der während dieser Zeit vom HF-Generator gelieferte HF-Strom bzw. seine Leistung ist. Bei Resektionen in elektrisch nicht leitfähiger Flüssigkeit ist mit effektiver Kontaktfläche der Anteil der gesamten Oberfläche einer Resektionsschlinge gemeint, die während der Anschnittverzögerung elektrisch leitfähiges Gewebe berührt (siehe Abb. 21). Bei Resektionen in elektrisch leitfähiger Spülflüssigkeit, beispielsweise in 0,9%iger NaCl-Lösung, ist die gesamte Schlingenoberfläche gleichzeitig effektive Kontaktfläche (siehe Abb. 21), so dass wegen der hierdurch großen effektiven Schlingenoberfläche ein entsprechend hoher HF-Strom erforderlich ist oder eine kleinere Resektionsschlinge angewendet

werden muss. Die Anschnittverzögerung kann sehr lästig sein. Um sie möglichst kurz zu halten, werden moderne HF-Generatoren mit einer automatischen Anschnittunterstützung ausgestattet. Hierzu wird bei jeder Aktivierung des HF-Generators kurzzeitig eine höhere HF-Spannung und hierdurch ein höherer HF-Strom bzw. eine höhere Leistung als zum Schneiden erforderlich generiert, so dass die Dampfbildung zwischen Resektionsschlinge und Gewebe beschleunigt wird. Hieraus folgt:

Ein HF-Generator für die TURP sollte im Schneide-Modus mit einer automatischen Anschnittunterstützung ausgestattet sein. 😊

Schnittqualität und schnittsynchroner Gefäßverschluss

Für skalpellartige Schnittqualitäten, bei welchen keine nennenswerte thermische Alteration des Gewebes in den Schnittflächen entsteht und die sowohl eine gute Gewebedifferenzierung während der Resektion als auch eine sichere histologische Untersuchung des resezierten Gewebes ermöglichen, ist eine nicht amplitudenmodulierte HF-Spannung mit einem möglichst geringen Spitzenwert der Amplitude zwischen 250 und 300 Volt am besten geeignet. Allerdings erreicht man diese Schnittqualität auch bei dieser HF-Spannung nur mit dünnen (0,3 mm) Drahtschlingen und/oder ausreichend hoher Schnittgeschwindigkeit – und dies allerdings nur mit dem Nachteil, dass hierbei eröffnete Blutgefäße offen bleiben.

Für einen schnittsynchronen Gefäßverschluss sind prinzipiell dicke Draht- oder gar Bandschlingen und/oder eine geringe Schnittgeschwindigkeit zweckmäßig. Bei Anwendung von Standard-Drahtschlingen (ca. 0,3 mm) oder dünneren Schlingen muss für einen schnittsynchronen Gefäßverschluss entweder langsam geschnitten und/oder die Amplitude der HF-Spannung entsprechend erhöht werden. Bei einem HF-Generator, der maximal 400 Watt generieren kann, kann die Amplitude der HF-Spannung jedoch nur bis auf ca. 600 V erhöht werden. Eine weitere Erhöhung der Amplitude ist nur möglich, wenn die HF-Spannung gleichzeitig in der Amplitude moduliert wird, wozu bei modernen HF-Generatoren die Pulsmodulation angewendet wird. Dies ist sinnvoll und nützlich, weil bei höheren HF-Spannungen ohne Amplitudenmodulation die nach DIN EN 60601 Teil 2-2 für HF-Chirurgiegeräte maximal zugelassene Leistung von 400 Watt nicht überschritten werden darf. Je höher die Amplitude bzw. der Spitzenwert der HF-Spannung und folglich auch des hierdurch höheren HF-Stroms, desto intensiver bzw. dicker die elektrischen Lichtbögen und hierdurch die Tiefe der schnittsynchronen Koagulation und Desik-

kation in den Schnittflächen und folglich auch der schnittsynchrone Gefäßverschluss (siehe oben „Wie entsteht ein schnittsynchrone Gefäßverschluss?). Der Spitzenwert des sog. Schneide-Modus „Dry Cut“ (VIO 300 D, Erbe Elektromedizin), der einen guten schnittsynchrone Gefäßverschluss erzeugt, erreicht 1450 Volt. Hieraus folgt:

☺ **Ein HF-Generator für die TURP sollte verschiedene Schneide-Modi haben, und zwar einen für eine skalpellartige Schnittqualität und mindestens einen mit schnittsynchronem Gefäßverschluss.**

Obwohl die Amplitude sowohl der nicht amplitudenmodulierten als auch der amplituden- bzw. pulsmodulierten HF-Spannung einen entscheidenden Einfluss auf die Schnittqualität hat, kann man an keinem der gegenwärtig von der Industrie angebotenen HF-Chirurgiegeräte die Amplitude der HF-Spannung definitiv und direkt einstellen und/oder kontrollieren. Angaben hierüber findet man lediglich in den Gebrauchsanleitungen und/oder technischen Service-Anleitungen zum jeweiligen HF-Generator. Hieraus folgt:

☹ **Mangels definitiver Einstellmöglichkeit und/oder Anzeige der HF-Spannung auch bei HF-Generatoren mit automatischer Regelung der HF-Spannung, ist ein Vergleich bzw. eine Kompatibilität der Einstellungen zwischen verschiedenen HF-Chirurgiegeräten nicht möglich (G. Farin 1987).**

☹ **Mangels Standardisierung sowohl der Eigenschaften als auch der Bezeichnungen der Eigenschaften von HF-Generatoren ist eine Reproduzierbarkeit der Schnittqualitäten, insbesondere des schnittsynchrone Gefäßverschlusses, beim Wechsel von einem auf einen anderen HF-Generator nicht möglich. Der Resekteur muss sich deswegen mit den verschiedenen Betriebsmodi und deren Eigenschaften seines HF-Generators vertraut machen und die für ihn zweckmäßigen Einstellungen finden.**

Was die Reproduzierbarkeit und Konstanz der verschiedenen Schnittqualitäten betrifft, sind HF-Generatoren mit automatischer Regelung der Amplitude der HF-Spannung oder automatischer Regelung der Intensität der elektrischen Lichtbögen vorteilhaft. Eine Leistungseinstellung bzw. Begrenzung der Leistung ist bei diesen Generatoren weder erforderlich noch sinnvoll, im Gegenteil. Eine Begrenzung der Leistung begrenzt die automatische Regelung auf den begrenzten Leistungsbereich.

Merke ➡ **An HF-Chirurgiegeräten einstellbare Schneide- oder Koagulations-Modi können zwar die Schnitt- bzw. Koagulationsqualität mehr oder weniger beeinflussen, diese aber nicht allein erzeugen. Die**



Form der Resektionsschlinge sowie die Geschwindigkeit der Schnittführung müssen auch berücksichtigt werden.

Eine Leistungseinstellung bei HF-Generatoren mit automatischer Regelung der HF-Spannung oder der Intensität der elektrischen Lichtbögen ist eine Leistungsbegrenzung, die bei der TURP auf Maximum eingestellt werden sollte.

Die an einigen HF-Chirurgiegeräten einstellbaren Schnittqualitäten sind nur dann gewährleistet, wenn und solange die in jeder Phase eines Schnitts erforderliche Leistung zur Verfügung steht. Je tiefer die Leistung am HF-Generator eingestellt bzw. begrenzt ist, desto weniger ist die jeweils eingestellte Schnittqualität gewährleistet.



Partieller Gefäßverschluss

Vorab sei bemerkt, dass in der HF-Chirurgie allgemein und bei der TURP speziell der HF-chirurgische Gefäßverschluss mit „Koagulation“ oder „Blutstillung“ und der hierfür erforderliche HF-Strom mit „Koagulationsstrom“ bezeichnet werden. Abgesehen davon, dass der Koagulationseffekt beim HF-chirurgischen Gefäßverschluss, wie oben beschrieben, eine geringere Rolle spielt als der Desikkationseffekt, wird die Koagulation bei der TURP nicht nur zur Stillung blutender Gefäße (in der Regel Arterien), sondern auch zum Verschließen nicht blutender Gefäße (Venen, solange der Druck der Spüllösung höher

als der venöse Blutdruck ist) angewendet, weswegen wir hier statt Koagulation oder Blutstillung allgemeingültiger die Bezeichnung Gefäßverschluss anwenden. Außerdem sei hier bemerkt, dass der HF-chirurgische Gefäßverschluss nicht durch den HF-Strom an sich, sondern durch die, von ihm verursachten, thermischen Effekt erzeugt wird. Folglich spielen hier u. a. auch die Applikationstechnik des HF-Stroms, also nicht nur der HF-Strom, sondern auch die partielle Stromflussdauer, eine wichtige Rolle. Hieraus folgt:

☺ **Die für den partiellen Gefäßverschluss zweckmäßigen Eigenschaften eines HF-Generators müssen u. a. im Zusammenhang mit der jeweiligen Applikationstechnik des HF-Stroms und der partiellen Stromflussdauer betrachtet werden.**

Ein besonderes Problem bezüglich des Gefäßverschlusses während einer TURP besteht darin, dass hierfür die zum Schneiden bestimmte und gestaltete Resektionsschlinge verwendet wird, die zum HF-chirurgischen Gefäßverschluss prinzipiell ungeeignet ist. Mit dem dünnen Schlingendraht der Resektionsschlinge ist eine ideale Applikation des HF-Stroms für einen effektiven Gefäßverschluss nicht möglich. Ihre Verwendung hierzu ist lediglich ein Kompromiss zwischen einer hierfür optimal geeigneten Aktivelektrode (sog. Koagulationselektrode) und einem ständigen Unterbrechen der TURP zum Wechseln der Elektroden (zum Schneiden einerseits und zum partiellen Gefäßverschluss andererseits). Eine spezielle Elektrode zum partiellen Gefäßverschluss (Koagulationselektrode) wird während der TURP nur in besonderen Fällen angewendet.

Steht zum partiellen Gefäßverschluss eine hierfür optimal geeignete Aktivelektrode zur Verfügung (z. B. Kugelelektrode oder Bandschlinge), dann kann hierfür eine relativ geringe und nicht amplituden- bzw. pulsmodierte HF-Spannung mit einer maximalen Amplitude kleiner als 200 Volt angewendet werden. Hierfür geeignet ist insbesondere die sog. Soft-Koagulation (HF-Generatoren der Firma Erbe Elektromedizin). Hieraus folgt:

☺ **Ein HF-Generator für die TURP sollte u. a. für die Soft-Koagulation geeignet sein.**

Wird der partielle Gefäßverschluss wie üblich mit einer Standard-Resektionsschlinge (ca. 0,3 mm Schlingendraht) durchgeführt und soll hierbei kein Schneideffekt entstehen, dann ist eine amplituden- bzw. pulsmodierte HF-Spannung zweckmäßig. Hierfür sollte der HF-Generator entsprechend geeignete „Koagulations“-Modi zur Verfügung stellen. Hierfür geeignet ist beispielsweise die sog. Forced-Koagulation (HF-Generatoren

der Firma Erbe Elektromedizin), bei welcher eine pulsmodierte HF-Spannung mit einer Amplitude von ca. 1500 V zur Anwendung kommt. Die sog. Spray-Koagulation, bei der eine pulsmodierte HF-Spannung mit einer Amplitude von ca. 4500 V bis 6000 V zur Anwendung kommt, wäre zwar auch geeignet, ist hierfür aber nicht empfehlenswert, weil derart hohe Spannungsamplituden die elektrischen Isolationen der Resektionsinstrumente zerstören können. Hieraus folgt:

Ein HF-Generator für die TURP sollte u. a. für die Force-Koagulation geeignet sein. 😊

Was die Reproduzierbarkeit der Qualität des Gefäßverschlusses betrifft, gilt das Gleiche wie für die Reproduzierbarkeit der Schnittqualitäten. Eine automatische Regelung der Amplitude der HF-Spannung ist hier vorteilhaft. Allerdings sei auch hier wie bereits oben beim Schneiden bemerkt, dass eine Begrenzung der Leistung bei HF-Generatoren mit automatischer Regelung der HF-Spannung weder erforderlich noch sinnvoll ist, im Gegenteil.

- **An HF-Chirurgiegeräten einstellbaren Schneide- oder Koagulations-Modi bestimmen die Schnitt- bzw. Koagulationsqualität.**
- **Die automatische Regelung der HF-Spannung oder die automatische Regelung der Intensität der elektrischen Lichtbögen dient der Konstanz und Reproduzierbarkeit der jeweils eingestellten Schnitt- bzw. Koagulationsqualität.**
- **Die Leistungseinstellung bei HF-Generatoren mit automatischer Regelung der HF-Spannung oder der Intensität der elektrischen Lichtbögen ist eine Leistungsbegrenzung, die bei der TURP eher behindert als nützt.**

 **Merke**

Sicherheitsaspekte der HF-Chirurgie bei der TURP

HF-Generatoren für die HF-Chirurgie müssen die Sicherheitsanforderungen entsprechend DIN EN 60601 Teil 2-2 erfüllen. Vor klinischer Anwendung eines HF-Generators muss der Anwender mit den Grundlagen der HF-Chirurgie und u. a. mit den Eigenschaften seines HF-Generators vertraut sein.

Da bei der TURP in schneller Folge mit relativ hohen HF-Strömen reseziert wird, muss auf eine möglichst einwandfreie Applikation der Neutralelektrode am Patienten geachtet werden. Moderne HF-Chirurgiegeräte sind mit Einrichtungen zur automatischen Kontrolle der Applikation von Neutralelektroden am Patienten ausgestattet.

Weitere Sicherheitsaspekte, die in den Gebrauchsanweisungen der jeweiligen HF-Chirurgiegeräte aufgeführt sind, müssen beachtet werden.

Schlusswort

Die TURP gilt seit langem als Gold-Standard der transurethralen Therapie der benignen Prostata-Hyperplasie. Die Bewertung der TURP als Gold-Standard ist hier jedoch insofern missverständlich, als mit Gold eine Wertbeständigkeit assoziiert wird. Da jedoch auch die TURP einer ständigen Weiterentwicklung unterliegt, ist ihr Gold-Standard von gestern nicht mehr der Gold-Standard von heute oder morgen.

In dieser Fibel haben wir den Gold-Standard der TURP von heute dargestellt und Anregungen zu dessen Weiterentwicklung gegeben. Nicht zuletzt soll diese Fibel dem TURP Lernenden neben einigen sehr guten Monographien über die TURP, die jedoch die physikalisch-technischen Grundlagen nur knapp bzw. sehr speziell darstellen, einen detaillierteren Einblick in die Physik dieser Technik ermöglichen. Diese Fibel erhebt diesbezüglich jedoch keinen Anspruch auf Vollständigkeit der Darstellung.

Literatur

Neuere Entwicklungen und Verbesserungen

Höfner K, Tunn UW, Reich O, Rübben H: Operative Therapie des benignen Prostatasyndroms. Dtsch. Ärzteblatt 2007; 104, 36: 2142-2147

Rassweiler J, Teber D, Kunz R, Hofmann R: Complications of transurethral resection of the prostate (TURP): Incidence, management and Prevention. EUR Urol 2006; 50: 969-980

Reich O, Seitz M, Gratzke C, Schlenker B, Bachmann A, Stief C: Benignes Prostatasyndrom (BPS), Ablative Verfahren. Urologe A 2006; 6: 769-780
Faul P: Die Video-TUR. Urologe 1990; 29:286-290

Faul P: Video TUR: Raising the golden standard. Eur Urol 1993; 24: 256-261
Sökeland J, Luttmann A, Seidel-Fabian B: Ergonomie am endoskopischen Arbeitsplatz. Urologe [B] 1995; 35: 428-429

Luttmann A, Sökeland J, Laurig W: Vergleich von Muskelbeanspruchung und -ermüdung bei der Monitorresektion und Direktresektion bei der transurethralen Behandlung der Prostatahyperplasie und Elektroresektion von Blasen Tumoren. Urologe [B] 1995; 35: 237-239

Mauermayer W. Transurethrale Operationen, Allgemeine und Spezielle Operationslehre, Springer-Verlag Heidelberg 1981

Faul P: Reduction of postoperative urethral strictures by double sheath continous flow resectoscope. Brit.J Urol 1993; 72:392-393

Faul P, Fastenmeier K: Die Rolle des Gleitmittels bei der transurethralen Elektroresektion. Urologe 2008 (a); 24: 326-330

Hammarsten J, Lindquist K, Sunzel H: Urethral strictures following transurethral resection of the prostate. The role of the catheter. Brit J Urol Nephrol 2008; 42: 318-323

Faul P, Schlenker B, Gratzke CH, Stief CH, Reich O, Hahn G: Clinical and technical aspects of bipolar transurethral prostate resection. Scan J Urol Nephrol 2008 (b); 42:318-322

Flachenecker G, Fastenmeier K: High frequency current effect during transurethral resection. J Urol 1979;122:336-341

Sofer M, Vilos GA, Borg B et al.: Stray current as a cause of urethral strictures after transurethral resection of the prostate. J Urol 2001; 15: 221-225

Vicente J, Rosales A, Monello M, Caffaatti I: Value of electrical dispersion

as a cause of urethral strictures after endoscopic surgery. Eur Urol 1992; 21: 280-283

Faul P: Reduction of postoperative urethral strictures by double sheath continous flow resectoscope. Brit J Urol 1993; 72: 392-393

Hartung R, Mauermayer W: Urethral strictures following transurethral instrumentation: cause prevention results. Urologe A 1979; 18:63-67

Eggersmann C, Thüroff J: Lubricants in urology. Eur.Urol (update) 1996; 5:143-148

Flachenecker G, Fastenmeier K, Schmiedt E, Eisenberger F: Zur Frage des Gleitmittels bei der transurethralen Prostataresektion unter Verwendung von Metallschäften. Urologe A 1977; 16: 168-171

Faul P, Fastenmeier K: Die Rolle des Gleitmittels bei der transurethralen Elektroresektion. Urologe A 2008 (b); 47: 326-330

Faul P, Farin G, Reich O: Verbesserung der Hämostase bei der TURP durch eine modifizierte Resektionstechnik und Elektrode (Bandschlinge). Urologe B 1997; 37: 569-576

Hartung R, Fastenmeier K, Ley H: Verbesserung der Hochfrequenzchirurgie bei der TURP. Einsatz einer Bandschlinge. Urologe A Suppl. 1996 ; 1:94

Köhrmann KU, Michel MS, Weber A, Alken P: Vapor-Cut. Eine neue HF-Elektrode zur Resektion der Prostata im Vergleich zur Standard-schlinge und Rollerball. Urologe A Suppl. 1996; 1: 94

Farin G: Möglichkeiten und Probleme der Standardisierung der Hochfrequenzleistung. In Hochfrequenzdiathermie in der Endoskopie, Hrsg: G. Lux, K. Semm; Springer Verlag Heidelberg 1987:33-57

Flachenecker G, Fastenmeier K: Hochfrequenzgenerator mit automatischer Stromregelung für optimalen Schnitt. Urologe B 1987; 27: Einlage für Schwestern, Pfleger Assistenzpersonal

Elsässer E, Roos E, Schmiedt E: Leckströme infolge kapazitiven Stromüberganges als Ursache für Harnröhrenstrikturen nach TUR. Verh. Ber. Dtsch. Ges. Urol. Seite 44, 26. Tagung München 1974

Roos E: Elektrochirurgische Vorrichtung. Deutsches Patent 1975; DE 2521719

Lourenco T, Pickard R, Vale L et al.: Alternative approaches to endoscopic ablation for benign enlargement of the prostate: systematic review of randomized controlled trials. BMJ 2008; 30: 337-449

Singh H, Desai MR, Shrivastav P, Vani K: Bipolar versus monopolar transurethral resection of prostate: randomised controlled study. *J Endourol* 2005; 19: 333-338

De Sio M, Autorino R, Quarto G, et al.: Gyrus bipolar versus standard monopolar transurethral resection of the prostate: a randomised trial. *Urology* 2006; 67: 69-72

Kim JY, Moon K, Yoon CJ, Park TC: Bipolar transurethral resection of the prostate: a randomised study with monopolar transurethral resection. *Korean J Urol* 2006; 47: 493-497

Ho HS, Yip SK, Lim KB, Fook S, Foo KT, Cheng CW: A prospective randomised study comparing monopolar and bipolar transurethral resection of prostate using transurethral resection in saline (TURiS) system. *Eur Urol* 2007 ; 52: 517-22

Erturhan S, Erbagci A, Seckiner I, et al.: Plasmakinetic resection of the prostate versus standard transurethral resection of the prostate: A prospective randomised trial with 1 year follow up. *Prostate Cancer* 2007; 10: 97-100

Michielsen S, Debacker T, De Boe V, et al.: Bipolar transurethral resection in saline. An alternative surgical treatment for bladder outlet obstruction. *J Urol* 2007; 178: 2035-2039

Tefekli A, Muslumanoglu AY, Baykal M, et al.: A hibrid technique using bipoalar energy in transurethral prostate surgery: A prospective randomised Comparison. *J Urol* 2005; 174: 1339-1341

Rassweiler J, Schulze M, Teber D, De La Rosette J: Bipolar transurethral resection of the prostate-technical modifications and early clinical experience. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 2007; 16: 11-21

Physikalisch-technische Grundlagen der TURP

Faul P, Farin G, Reich O: Verbesserte Hämostase bei der TURP durch eine modifizierte Resektionstechnik und Elektrode (Bandschlinge). *Urologe B* 1997; 37: 569-576

Farin G, Faul P: Haemostasis during transurethral resection of the prostate (TUR-P). *Min. Invas. Ther & Allied Technol.* 1999; 8(2): 101-107

Wara P, Berg V, Jacobsen NO, Casalnuovo C, Amdrup E: Possible mechanism of hemostasis effected by electrocoagulation. *Endoscopy* 1984; 16:43-46

Tocantis ILM: The mechanism of hemostasis. *Ann. Surg.* 1947; 125:292

- Faul** P, Farin G, Reich O, Steude U: The Band Electrode: First Experiences with a Novel TURP Procedure to Improve Hemostasis. *Eur Urol* 1996; 30: 403-408
- Hartung** R, Fastenmeier K, Ley H: Verbesserung der Hochfrequenzchirurgie bei der TUR. Einsatz der Bandedelektrode; *Urologe [A] Suppl.* 1996; 1:94
- Farin** G: Principles of High Frequency Surgery, *Erbe Elektromedizin* 1992
- Farin** G, Grund KE: Technology of Argon Plasma Coagulation with Particular Regard to Endoscopic Applications. *Endosc. Surgery and Allied Technology*; 1994; 2: 71-77
- Mauermayer** W: Transurethrale Operationen, Allgemeine und spezielle Operationslehre, Springer-Verlag, Heidelberg 1981
- Korth** K: Endoskopisches HF-chirurgisches Gerät. Deutsche Patentanmeldung DE 4425015; 1994
- Farin** G: Möglichkeiten und Probleme der Standardisierung der Hochfrequenzleistung. In *Hochfrequenzdiathermie in der Endoskopie*, Hrsg. G. Lux, K. Semm; Springer Verlag Heidelberg 1987: 33-57
- Flachenecker** G, Fastenmeier K: Hochfrequenzgenerator mit automatischer Stromregelung für optimalen Schnitt. *Urologe [B]* 1987; 27: Einlage für Schwestern, Pfleger, Assistenzpersonal
- Sigel** B, Marvin R, Dunn MD: The mechanism of blood vessel closure by high frequency electrocoagulation Surgery, *Gynecology and Obstetrics* 1995; 44: 823-831
- Köhrmann** KU, Michel MS, Weber A, Alken P: Vapor-Cut. Eine neue HF-Elektrode zur Resektion der Prostata im Vergleich zur Standard-schlinge und Rollerball. *Urologe A Suppl.* 1996;1: 94



Prof. Dr. med. Peter Faul

Als langjähriger urologischer Chefarzt und Ärztlicher Direktor am Klinikum Memmingen hat er die Technik der transurethralen Resektion durch die Einführung der Video-TUR wesentlich beeinflusst. Zahlreiche Erfindungen, die z. T. in Zusammenarbeit mit Olympus Winter & Ibe erfolgten, sind Marksteine von Verbesserungen gewesen. Beispielhaft seien die Einführung eines spez. Resektoskopes mit Doppelschaft (Bundespreis für Produktdesign) oder die zeitgleich mit Hartung eingeführte Bandedelektrode genannt.

Prof. Faul war Gründungsmitglied bzw. Mitglied mehrerer Arbeitskreise der Deutschen Gesellschaft für Urologie (DGU) und erhielt zahlreiche Ehrungen und Preise (Filmpreise der DGU). Die Präsidentschaft bei der gemeinsamen Tagung der Bayerischen Urologenvereinigung mit der Österreichischen Gesellschaft für Urologie und Andrologie 2000 in Memmingen und die Verleihung des Ritter-von-Frisch-Preises durch die DGU im Jahr 2001 waren einige der Höhepunkte seiner urologischen Laufbahn.



Dipl. Ing. Günter Farin

Nach Abschluss seines Studiums der Feinwerktechnik sowie der Betriebswirtschaftslehre viele Jahre Leiter der Forschung und Entwicklung bei einer der international führenden Firmen auf dem Gebiet der Medizintechnik in Tübingen, wo er entscheidend an der Einführung neuer Verfahren, Instrumente und Geräte für die Hochfrequenzchirurgie beteiligt war. Er ist international einer der anerkanntesten Experten auf diesem Gebiet.

Instillagel[®]

Lidocain & Chlorhexidin

Endosgel[®]

Chlorhexidin

Sterile Gleitgele in steriler Verpackung



www.farco-pharma.de



FARCO-PHARMA
Im Dienste der Urologie