

Literatur

1. Diamond J (ed) (2002) The rise and fall of the third chimpanzee. Vintage, London
2. Challacombe BJ, Khan MS, Murphy D et al. (2006) The history of robotics in urology. *World J Urol* 24: 120–127
3. Davies BL, Hibberd RD, Coptcoat MJ et al. (1989) A surgeon robot prostatectomy – a laboratory evaluation. *J Med Eng Technol* 13: 273–277
4. Marescaux J, Leroy J, Gagner M et al. (2001) Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature* 413: 379–380
5. Davies B (2000) A review of robotics in surgery. *Proc Inst Mech Eng H* 214: 129–140
6. Guillonneau B (2003) What robotics in urology? A current point of view. *Eur Urol* 43: 103–105
7. Davies BL, Hibberd RD, Timoney AG et al. (1991) The development of a surgeon robot for prostatectomies. *Proc Inst Mech Eng H* 205: 35–38
8. Harris SJ (1997) The Probot – an active robot for prostate resection. *Proc Inst Mech Eng H* 211: 317–325
9. Rovetta A, Sala R (1995) Execution of robot-assisted biopsies within the clinical context. *J Image Guid Surg* 1: 280–287
10. Fichtinger G, DeWeese TL, Patriciu A et al. (2002) System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance. *Acad Radiol* 9: 60–74
11. Hempel E, Fischer H, Gumb L et al. (2003) An MRI-compatible surgical robot for precise radiological interventions. *Comput Aided Surg* 8: 180–191
12. Sim HG, Yip SK, Cheng CW (2006) Equipment and technology in surgical robotics. *World J Urol* 24: 128–135
13. Murphy D, Challacombe B, Khan MS et al. (2006) Robotic technology in urology. *Postgrad Med J* 82: 743–747
14. Kavoussi LR, Moore RG, Adams JB et al. (1995) Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control. *J Urol* 154: 2134–2136
15. Sung GT, Gill IS (2001) Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the DA Vinci and Zeus systems. *Urology* 58: 893–898
16. Kim VB, Chapman WH, Albrecht RJ et al. (2002) Early experience with telemanipulative robot-assisted laparoscopic cholecystectomy using da Vinci. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech* 12: 33–40
17. Menon M (2003) Robotic radical retropubic prostatectomy. *BJU Int* 91: 175–176
18. Ahlering TE, Woo D, Eichel L et al. (2004) Robot-assisted versus open radical prostatectomy: a comparison of one surgeon's outcomes. *Urology* 63: 819–822
19. Prasad SM, Maniar HS, Chu C et al. (2004) Surgical robotics: impact of motion scaling on task performance. *J Am Coll Surg* 199: 863–868
20. Menon M, Shrivastava A, Tewari A (2005) Laparoscopic radical prostatectomy: conventional and robotic. *Urology* 66(Suppl 5): 101–104
21. Sim HG, Yip SKH, Lau WKO et al. (2004) Early experience with robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy. *Asian J Surg* 27: 321–325
22. Sim HG, Yip SKH, Lau WKO et al. (2006) Team-based approach reduces learning curve in robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy. *Int J Urol* 13: 560–564
23. Ficarra V, Cavalleri S, Novara G et al. (2007) Evidence from robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy: a systematic review. *Eur Urol* 51: 45–55
24. Tewari A, Srivastava A, Menon M (2003) A prospective comparison of radical retropubic and robot-assisted prostatectomy: experience in one institution. *BJU Int* 92: 205–210
25. Tseng TY, Quinton V, Cancela SF et al. (2007) The role of early adopter bias for new technologies in robot assisted laparoscopic prostatectomy. *J Urol* 177: 1318–1323
26. Joseph JV, Rosenbaum R, Madeb R et al. (2006) Robotic extraperitoneal radical prostatectomy: an alternative approach. *J Urol* 175: 945–951
27. Wolfram M, Brautigam R, Engl T et al. (2003) Robotic-assisted laparoscopic radical prostatectomy: the Frankfurt technique. *World J Urol* 21: 128–132

28. Menon M, Tewari A (2003) Robotic radical prostatectomy and the Vattikuti Urology Institute technique: an interim analysis of results and technical points. *Urology* 61(Suppl 1): 15–20
29. Patel V (2005) Robotic-assisted laparoscopic dismembered pyeloplasty. *Urology* 66: 45–49
30. Farnham SB, Webster TM, Herrell SD et al. (2006) Intraoperative blood loss and transfusion requirements for robotic-assisted radical prostatectomy versus radical retropubic prostatectomy. *Urology* 67: 360–363
31. Hu JC, Nelson RA, Wilson TG et al. (2006) Perioperative complications of laparoscopic and robotic assisted laparoscopic radical prostatectomy. *J Urol* 175: 541–546; discussion 546
32. Joseph JV, Vicente I, Madeb R et al. (2005) Robot-assisted vs pure laparoscopic radical prostatectomy: are there any differences? *BJU Int* 96: 39–42
33. Webster TM, Herrell SD, Chang SS et al. (2005) Robotic assisted laparoscopic radical prostatectomy versus retropubic radical prostatectomy: a prospective assessment of postoperative pain. *J Urol* 174: 912–914
34. Nelson B (2007) Comparison of length of hospital stay between radical retropubic prostatectomy and robotic assisted laparoscopic prostatectomy. *J Urol* 177: 929–931
35. Ahlering TE, Woo D, Eichel L et al. (2004) Robotic radical prostatectomy: a technique to reduce pT2 positive margins. *Urology* 64: 1224–1228
36. Balaji KC, Yohannes P, McBride CL et al. (2004) Feasibility of robot-assisted totally intracorporeal laparoscopic ileal conduit urinary diversion: initial results of a single institutional pilot study. *Urology* 63: 51–55
37. Beecken WD, Wolfram M, Engl T et al. (2003) Robotic-assisted laparoscopic radical cystectomy and intra-abdominal formation of an orthotopic ileal neobladder. *Eur Urol* 44: 337–339
38. Hubert J, Chammam M, Larre S et al. (2006) Initial experience with successful totally robotic laparoscopic cystoprostatectomy and ileal conduit construction in tetraplegic patients: report of two cases. *J Endourol* 20: 139–143
39. Sala LG, Matsunaga GS, Corica FA et al. (2006) Robot-assisted laparoscopic radical cystoprostatectomy and totally intracorporeal ileal neobladder. *J Endourol* 20: 233–236
40. Menon M, Hemal AK, Tewari A et al. (2003) Nerve-sparing robot-assisted radical cystoprostatectomy and urinary diversion. *BJU Int* 92: 232–236
41. Shah KK (2007) Robot assisted laparoscopic pyeloplasty: a review of the current status. *Int J Med Robot* 3: 35–40
42. Weise ES, Winfield HN (2006) Robotic computer-assisted pyeloplasty versus conventional laparoscopic pyeloplasty. *J Endourol* 20: 813–819
43. Atug F, Woods M, Burgess SV et al. (2005) Robotic assisted laparoscopic pyeloplasty in children. *J Urol* 174: 1440–1442
44. Gettman MT, Hoznek A, Salomon L et al. (2003) Current status of robotics in urologic laparoscopy. *Eur Urol* 43: 106–112
45. Link RE, Bhayani SB, Kavoussi LR (2006) A prospective comparison of robotic and laparoscopic pyeloplasty. *Ann Surg* 243: 486–491

Urologe 2007 · 46:1242–1247 · DOI 10.1007/s00120-007-1490-7 · Online publiziert: 1. August 2007
 © Springer Medizin Verlag 2007

M. Seitz¹ · A. Ackermann¹ · C. Gratzke¹ · B. Schlenker¹ · R. Ruszat² · A. Bachmann² · C. Stief¹ · O. Reich¹ · R. Sroka³

¹ Urologische Klinik und Poliklinik, Klinikum der Universität, Campus Großhadern, Ludwig-Maximilians-Universität München, München

² Urologische Klinik, Universitätsspital, Basel

³ Laserforschungslabor – LIFE, Klinikum der Universität, Campus Großhadern, Ludwig-Maximilians-Universität, München

Der Diodenlaser

Ex-vivo-Untersuchungen zu den Vaporisations- und Koagulationseigenschaften

Hintergrund und Fragestellung

Die operativen Verfahren zur Behandlung des benignen Prostatasyndroms (BPS) erfolgen heute im Rahmen eines abgestuften Therapieschemas in der Regel nach vorangegangener medikamentöser Therapie. Neben der seit Jahrzehnten bewährten Standardmethode, der transurethralen Resektion der Prostata (TURP), treten zunehmend alternative operative Verfahren in den Vordergrund. Ziel dieser alternativen

chirurgischen Verfahren ist die Reduzierung der perioperativen Komplikationen wie Einschwemmung von Spülflüssigkeiten in den Blutkreislauf (TUR-Syndrom) und transfusionspflichtige Blutungen [5].

Insbesondere die ablativen Laserverfahren mit gutem Gewebeabtrag bei gleichzeitig exzellenter Hämostaseeigenschaft finden in der Klinik als Holmiumlaserenukleation der Prostata (HoLEP) oder als KTP-Laser-Vaporisation der Prostata (Kalium-Titanyl-Phosphat

mittlerweile eine breite Anwendung [7, 14]. Der Holmium:Yttrium-Aluminium-Garnet- (Ho:YAG-)Laser ist ein gepulster Laser der Wellenlänge 2100 nm. Grundlage für die gewebeabtragende Wirkung des Ho:YAG-Lasers ist die hohe Absorption der Holmiumlaserstrahlung in Wasser bzw. wasserhaltigem biologischen Gewebe. Die Pulsenergie der Laserstrahlung wird in <0,5 mm Gewebetiefe in Wärme und damit in Abtrag umgesetzt. Beim KTP-Laser wird Licht der Wellenlänge 532 nm verwendet, welches ein Absorptionsmaximum beim roten Blutfarbstoff Hämoglobin aufweist. Die plötzliche Lichtabsorption in blutreichem Gewebe (Prostata) führt zu einer schnellen Aufnahme von Energie und damit zur Vaporisation des Gewebes mit Ausbildung eines Koagulationssaums [3, 4, 8, 10, 11, 12]. Neben diesen beiden etablierten Lasern existieren andere Lasertypen, die bei simultaner Koagulation ebenfalls effiziente gewebeablativ Eigenschaften haben. In dem Zusammenhang scheint der Diodenlaser bei einer Wellenlänge von 980 nm optimale physikalische Voraussetzungen zu bieten. Bei dieser Wellenlänge bietet der Diodenlaser die höchst mögliche simultane Absorption im Hämoglobin (blutreichem Gewebe) und in Wasser mit dem Potential einer guten Gewebeablation und gleichzeitig guter hämostatischer Eigenschaft.

Das Ziel der vorliegenden Studie besteht darin, die gewebeablativen- und Hämostaseeigenschaften des Diodenlasers in einem Ex-vivo-Tiermodell zu evaluieren und mit dem KTP- und Ho:YAG-Laser zu vergleichen.

Studiendesign und Untersuchungsmethode

Isoliertes, blutperfundiertes Schweinenierenmodell

Als Ex-vivo-Modell wurde ein in unserem Laserlabor etabliertes isoliertes, blutperfundiertes Schweinenierenmodell verwendet, wie es von Koehrmann 1994 erstmals beschrieben wurde [6, 9, 13]. Da die Wärmekapazität der Niere (3,89 kJ/kg K) und der Prostata (3,80 kJ/kg K) beinahe äquivalent sind, eignet sich dieses Modell insbesondere zur Untersuchung von la-

serbedingten Gewebeeränderungen, bei denen die Wärmeableitung entscheidend ist [1]. Insgesamt wurden 35 Nieren unmittelbar nach der Schlachtung entnommen und mit physiologischer Kochsalzlösung über die Nierenarterie gespült bis sich über die Nierenvene klare Spülflüssigkeit entleerte. Für die simulierte Perfusion wurde autologes Blut heparinisiert (Heparin 8000 IE/l).

Um möglichst physiologische Bedingungen zu erreichen, wurden die Nieren in einem mit physiologischer Kochsalzlösung (0,9% NaCl und 37°C) gefüllten Acrylbecken für 20 min erwärmt. Vor und nach der Laserbehandlung wurde die Niere gewogen und die Differenz als Ablationsgewicht festgelegt. Die Laserung erfolgte auf insgesamt drei 1,0×1,0 cm großen Arealen an der Oberfläche der Nieren.

Zur Evaluation der Hämostaseeigenschaften wurden die Schweinenieren nach Intubation der Arterie, der Vene und des Harnleiters an jeweils einem 8-French-Katheter mit einem Bindfaden adaptiert und abgedichtet. Über einen Pumpgenerator erfolgte die Reperfusion der Niere mit dem heparinisierten autologen Blut über die Nierenarterie mit einer Perfusionsrate von 60 ml/min und einem Perfusionsdruck von 120 cm H₂O. Zur Quantifizierung der Blutung wurde vor und während der Perfusion jeweils eine Blutupfer auf die 3 gelaserten Areale für 60 s platziert und im Anschluss gewogen. Die Differenz der beiden Werte wurde der Blutungsrate gleichgesetzt. Abschließend konnten die gelaserten Areale zur Bestimmung der Koagulationstiefe makroskopisch und mikroskopisch untersucht werden.

KTP-Laser

Die KTP-Laservaporisation und -koagulation erfolgte mit dem GreenLight-PV-Generator (Fa. Laserscope, San Jose, California, USA) bei einer Wellenlänge von 532 nm in einem quasikontinuierlichen Modus (gepulstes System mit einer Frequenz von 10 KHz) bei einer Leistung von 80 W. Das Licht wurde über eine flexible „side fire (70°) 600 µm Greenlight PV AD D Stat Faser“ (Laserscope) weitergeleitet. Der Fokusbereich liegt bei 1,2 mm bei einem Gewebeabstand von 2 mm.

Diodenlaser

Für die Vaporisation und -koagulation stand ein „CeramOptec Ceralas HPD980 100 W-Lasergenerator“ (Fa. Biolitec AG, Jena) zur Verfügung. Das Ceralas-System ist ein Infrarotdiodenlaser der Wellenlänge 980 nm mit kontinuierlichem (cw-) Modus, der aber auch gepulst eine durchschnittliche Leistung von bis zu 100 W erzeugen kann. Das Licht wurde über eine flexible „Side-fire-600-µm-Laserfaser“ weitergeleitet.

Ho:YAG-Laser

Der Ho:YAG-Laser ist ein gepulster Laser der Wellenlänge 2,1 µm. Zur Anwendung kam Auriga-System (Fa. StarMedTec GmbH, Starnberg) mit einer maximalen Leistung von 30 W. Das Licht wurde über eine flexible Side-fire-600-µm-Laserfaser weitergeleitet.

Histologie

Gelasertes Gewebe wurde in 4% Paraformaldehyd bei 4°C fixiert, im Anschluss mit einem Mikrotom auf eine Schnittdicke von 5–7 µm geschnitten und auf Objektträger aufgetragen. Anschließend erfolgte zur Beurteilung der Gewebeeränderung eine Anfärbung mit Hämatoxylin und Eosin.

Statistik

Zur Überprüfung der Signifikanz unabhängiger Daten wurde der parameterfreie Mann-Whitney-U-Test verwendet, um die Eigenschaften des Dioden- und Holmiumlasers mit dem KTP-System zu vergleichen.

Ergebnisse

Ablationseigenschaften

Abhängig von der Laserleistung können unterschiedliche Ablationstiefen bzw. -volumen, Koagulationstiefen und Karbonisierungen induziert werden. Die Ablationsfähigkeit des Diodenlaser im cw-Modus bei 980 nm steigt mit zunehmender Leistung. Bereits bei einer Leistung von 30 W bietet der Diodenlaser einen vergleichbaren Gewebeabtrag im Vergleich zum etablierten 80-W-KTP-Lasersystem. Beim

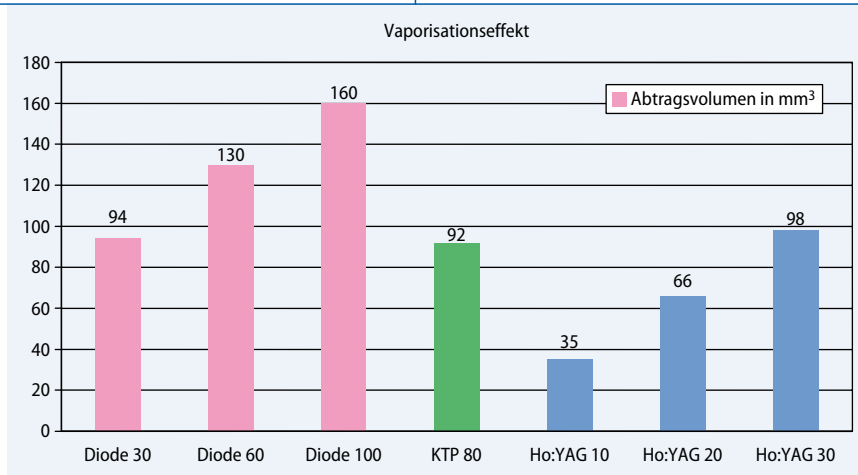


Abb. 1 ▲ Vaporisationseffekt und mittlere Abtrag (Volumen in mm³) abhängig vom verwendeten Laser und Leistung (Diode 30 Diodenlaser bei 980 nm und 30 W, Diode 60 Diodenlaser bei 980 nm und 60 W, Diode 100 Diodenlaser bei 980 nm und 100 W, KTP 80 KTP-Laser bei 80 W, Ho:YAG 10 Ho:YAG-Laser bei 10 W, Ho:YAG 20 Ho:YAG-Laser bei 20 W, Ho:YAG 30 Ho:YAG-Laser bei 30 W)

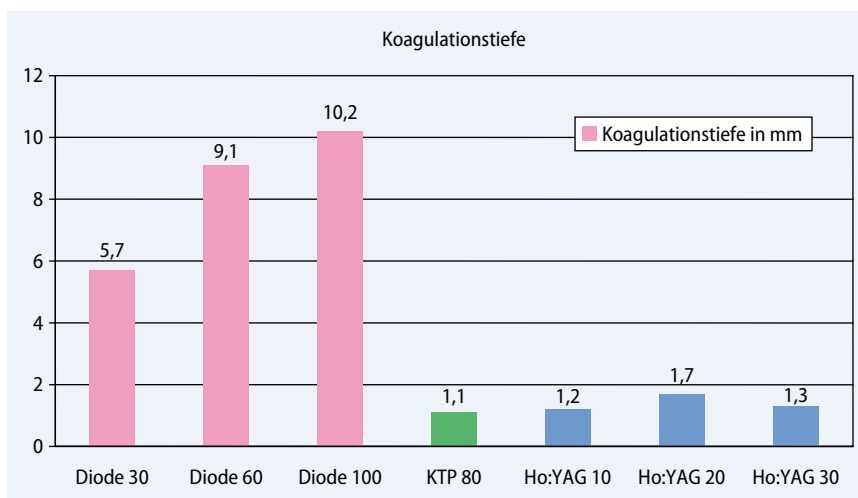


Abb. 2 ▲ Vergleich der Koagulationstiefe bei unterschiedlichen Lasersystemen und Leistungen (Diode 30 Diodenlaser bei 980 nm und 30 W, Diode 60 Diodenlaser bei 980 nm und 60 W, Diode 100 Diodenlaser bei 980 nm und 100 W, KTP 80 KTP-Laser bei 80 W, Ho:YAG 10 Ho:YAG-Laser bei 10 W, Ho:YAG 20 Ho:YAG-Laser bei 20 W, Ho:YAG 30 Ho:YAG-Laser bei 30 W)

Ho:YAG-Laser (10–30 W) nimmt der ablativ Effekt linear zur Leistung zu (Abb. 1). Bei der subjektiven Betrachtung der Laseranwendung unterscheidet sich der Vaporisationseffekt abhängig vom verwendeten Lasertyp. Während der KTP-Laser explosionsartige Vaporisationseffekte aufweist, hat der Ho:YAG-Laser einen schneidenden, zerreißen Charakter. Beim Diodenlaser (980 nm) zeigt sich dagegen ein Gewebeabtrag ähnlich einer Verbrennung mit Karbonisierungseffekten.

Das Verhältnis Zeit/Abtrag für ein vordefiniertes Gewebevolumen zeigt deutliche Unterschiede. Mit einem Abtrag von 94 mm³ ist der Diodenlaser mit

einer Leistung von 30 W, dem in der klinischen Routine eingesetzten 80-W-KTP-Laser ebenbürtig (92 mm³). Mit einem Abtrag von 130 mm³ ist der Diodenlaser bei 60 W um den Faktor 1,4 und mit einem Abtrag von 160 mm³ bei 100 W um den Faktor 1,7 effektiver als der 80-W-KTP-Laser.

Koagulationstiefe

Bei der Betrachtung der Koagulationstiefe kann kein signifikanter Unterschied zwischen unserem Referenzstandard (80-W-KTP-Laser) und dem Ho:YAG-Laser bei 10–30 W festgestellt (KTP

1,1 mm vs. Ho:YAG 1,2–1,7 mm) werden. Dagegen zeigt sich bei dem Vergleich zwischen KTP-Laser und Diodenlaser im cw-Modus ein hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,005$) zu Gunsten des 80-W-KTP-Lasers in Bezug auf die Koagulationstiefe. Diese ist bei dem 30-W-Diodenlaser (5,7 mm) um den Faktor 5,2, beim 60-W-Diodenlaser (9,1 mm) um den Faktor 8,3 und beim 100-W-Diodenlaser (10,2 mm) um den Faktor 9,3 vergrößert (Abb. 2).

Blutungsneigung

Bei der Beurteilung der Blutungsneigung ergeben sich bei der statistischen Auswertung keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Lasersystemen (Abb. 3). Bei allen getesteten Systemen kann eine exzellente Hämostase im Ex-vivo-Modell unabhängig vom verwendeten Lasersystem nachgewiesen werden. Dabei nimmt die Blutungsneigung Werte zwischen 0,19 und 0,22 g/min an.

Diskussion

Die Suche nach neuen alternativen, chirurgischen Techniken zur operativen Behandlung des benignen Prostatasyndroms (BPS) mit einer der TURP vergleichbaren ablativen Eigenschaft bei gleichzeitig reduzierter Morbidität hat sich in der Zwischenzeit auf Verfahren fokussiert, mit denen das Prostataadenom vaporisiert (80-W-KTP) oder enukleiert (HoLEP) wird [7]. Die Laserwirkung auf Gewebe hängt von verschiedenen Faktoren, wie z. B. der Wellenlänge und der Leistung des Systems ab. Der Neodymium:YAG-Laser, der Anfang der 90er Jahre klinisch bei der Behandlung des BPS eingesetzt wurde [2], überzeugte durch die exzellenten Koagulations- und Hämostaseeigenschaften, enttäuschte aber durch den geringen Schneide- bzw. Vaporisationseffekt. Die Folgen waren eine lange Katheterverweildauer, mäßige postoperative Miktionsverhältnisse, hohe Reoperationsraten und dysurische Beschwerden. Mit der Einführung des Ho:YAG-Lasers und der HoLEP-Technik [4] sowie des KTP-Lasers haben sich die ablativen Laserverfahren zur Behandlung des BPS in der klinischen Anwendung etabliert [3, 4, 5, 7, 8, 10, 12].

Der Diodenlaser. Ex-vivo-Untersuchungen zu den Vaporisations- und Koagulationseigenschaften

Zusammenfassung

Hintergrund. Obwohl inzwischen die Laser-vaporisation der Prostata als Substandard der Therapie des BPS gilt, gibt es bis zum heutigen Tage keinen Vergleich der einzelnen verwendeten Lasertypen in Bezug auf den absoluten Abtrag und die Koagulationstiefe. Ziel der Arbeit ist es durch einen experimentellen Ansatz die Unterschiede herauszuarbeiten.

Material und Methoden. In dieser Studie wurden 3 unterschiedliche Diodenlaser der Wellenlänge 980 nm, ein Ho:YAG-Laser der Wellenlänge 2100 nm und der KTP-Laser bei 532 nm untersucht. Das Laserlicht wurde in flexiblen Fasern gebündelt und anschließend auf die Oberfläche einer ex vivo perfundierten Schweineniere appliziert. Makroskopische Gewebefeffekte wurden gemessen (Ablationsvolumen, Koagulationssaum). Die Blutungsneigung wurde indirekt mit dem Ausmaß des Verlusts der Infusionsmengen aus den behandelten Arealen bestimmt. An-

schließend wurde das Gewebe mikroskopisch mittels HE-Färbung begutachtet.

Ergebnisse. Abhängig von der Laserleistung können unterschiedliche Ablations- und Koagulationstiefen sowie Blutungsneigungen induziert werden. Während beim KTP-Laser eine explosionsartige Vaporisation beobachtet wird, zeigt sich beim Diodenlaser ein Gewebeatrag ähnlich einer Verbrennung mit verstärkter Koagulation. Der Ho:YAG-Laser hat bei der Vaporisation einen schneidenden/zerrissenden Charakter. Das Verhältnis Zeit pro Abtrag für ein vordefiniertes Gewebevolumen zeigt deutliche Unterschiede. Der Diodenlaser ist in diesem Punkt den beiden anderen Lasern deutlich überlegen. Bei der Blutungsneigung kann für keinen Laser ein Vorteil herausgearbeitet werden. Der Koagulationssaum des Diodenlasers ist mit dem Faktor >5 deutlich breiter als beim KTP- und Ho:YAG-Laser.

Schlussfolgerung. Die vorliegende Studie erbringt vielversprechende Einblicke in die unterschiedlichen Vaporisations- und Koagulationseffekte der getesteten Lasersysteme. Aufgrund der Datenlage hat der Diodenlaser ein realistisches Potential, aufgrund seiner exzellenten Ablationseffekte und Hämostaseeigenschaften eine zentrale Rolle bei der Lasertherapie der Prostata einzunehmen. Der Nachteil der größeren Koagulationstiefe kann durch technische Veränderungen wie z. B. Änderung des cw-Modus in den gepulsten Modus positiv beeinflusst werden. Weitere Ex-vivo-Untersuchungen sowie In-vivo-Pilotstudien werden den Platz aufzeigen, den in Zukunft der Diodenlaser bei der operativen Behandlung des BPS einnehmen wird.

Schlüsselwörter

Diodenlaser · Laservaporisation · Benignes Prostatasyndrom · Koagulationseigenschaften

Diode laser. Ex vivo studies on vaporization and coagulation characteristics

Abstract

Introduction and objectives. Laser therapy of symptomatic benign prostatic hyperplasia (BPH) remains a challenge for most urologic surgeons. The main goal of laser surgery is to achieve a marked volume reduction and to decrease bladder outlet obstruction and lower urinary tract symptoms with minimal morbidity. Laser therapy encompasses a variety of techniques using different laser wavelengths, application systems, and surgical techniques to achieve contrasting tissue effects. In an in vitro animal model we compared the vaporization and coagulation effects of the potassium-titanyl-phosphate (KTP) laser, holmium:yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser, and diode laser (980 nm).

Material and methods. In an in vitro model using isolated perfused porcine kidneys we

investigated the vaporization, the coagulation effect, and the bleeding rate of the KTP, Ho:YAG, and diode lasers on five porcine kidneys each. The application of each laser type was standardized. The area of laser application was 1 cm x 1 cm. The KTP group received an application with 80 W, the Ho:YAG group an application with 10–30 W, and the diode group an application with 30, 60, and 100 W. Hemostasis was measured semiquantitatively. Ablation and coagulation were investigated macro- and microscopically.

Results. Concerning the ablation capacity, the diode laser is most effective (more than fivefold) compared to the KTP and Ho:YAG lasers but demonstrated a rather large coagulation zone of up to tenfold in comparison to the KTP and Ho:YAG lasers. Semiquantitative-

ly, in terms of bleeding rate, all lasers were equivalent in this ex vivo model.

Conclusions. Our very early and limited experience indicates that KTP (80 W) and Ho:YAG (30 W) laser application are equivalent in terms of tissue ablation capacity and coagulation in an experimental setting. The diode laser at 980 nm is superior in terms of ablation capacity but has a large coagulation zone. Concerning the bleeding rate all tested lasers are equivalent in this ex vivo model.

Keywords

Diode laser · Laser vaporization · Benign prostatic hyperplasia · Coagulation characteristics

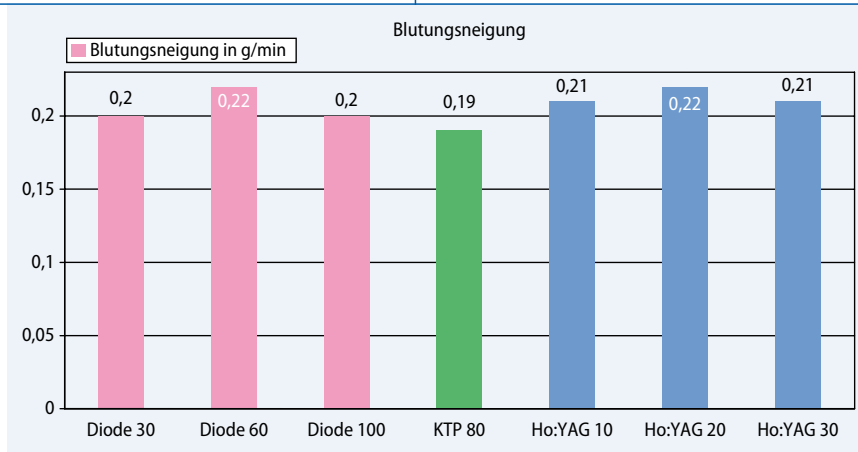


Abb. 3 ▲ Blutungsneigung abhängig vom Lasersystem und Leistung (*Diode 30* Diodenlaser bei 980 nm und 30 W, *Diode 60* Diodenlaser bei 980 nm und 60 W, *Diode 100* Diodenlaser bei 980 nm und 100 W, *KTP 80* KTP-Laser bei 80 W, *Ho:YAG 10* Ho:YAG-Laser bei 10 W, *Ho:YAG 20* Ho:YAG-Laser bei 20 W, *Ho:YAG 30* Ho:YAG-Laser bei 30 W)

Während der Holmiumlaser (2100 nm) mit hoher Wasserabsorption einen sehr guten Schneideffekt bei geringerem Koagulationsvermögen aufweist, erreicht der KTP-Laser bei 80 W effiziente Vaporisationseffekte bei guten Hämostaseeigenschaften. Letztere sind auf die Koagulationseffekte des Lasers zurückzuführen, die beim KTP-Laser (80 W) 1–2 mm ins behandelte Gewebe eindringen und somit freiliegende Gefäße suffizienter verschließen als dies beispielsweise bei der konventionellen TURP (0,3–0,8 mm) erfolgt [11]. Der Koagulationssaum sollte nach der Lasertherapie nicht zu tief sein, da sonst postoperative Probleme auftreten können (Dysurie, Harnverhalt, unzureichende Miktionsverhältnisse). Komplikationen, wie sie in der Vergangenheit nach der Therapie mit dem Nd:YAG-Laser auftraten (Koagulationstiefe ~10 mm), erklären sich dadurch, dass verschorftes und nekrotisches Gewebe abgebaut wird und dieser Prozess häufig von bakteriellen Harnwegsinfektionen begleitet werden kann [15].

Dies bedeutet, dass neue innovative Laser zur Behandlung der BPS folgende Bedingungen erfüllen müssen:

1. die Ablationseffekte sollten groß sein, um einen effizienten Gewebeabtrag (Masse/Zeit) zu gewährleisten und um somit auch größere Prostatae optimal behandeln zu können.
2. die Koagulation der Gefäße muss ausreichend stark sein, um ein TUR-Syndrom verhindern bzw. um Hochrisikopatienten, die unter oraler Antikoagulation stehen, äquieffektiv im Ver-

gleich zur TURP behandeln zu können.

3. der Koagulationssaum darf nicht zu breit sein, um die oben beschriebenen Probleme in Analogie zum Nd:YAG-Laser zu verhindern oder im apikalen, parakolikulären Bereich die Schließmuskelfunktion nicht zu kompromittieren.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde als Referenzstandard der weit verbreitete, klinik-etablierte 80-W-KTP-Laser festgelegt. Betrachtet man die Ergebnisse bezüglich der ablativen Effekte der getesteten Laser, so wird evident, dass der Gewebeabtrag beim Diodenlaser (cw-Modus, 980 nm) bereits bei einer Leistung von 30 W äquieffektive Ergebnisse erzielt und bereits bei 60 W um den Faktor 1,4 bzw. bei einer Leistung von 100 W um den Faktor 1,7 dem KTP-Laser (80 W) überlegen ist. Der Ho:YAG-Laser ist bei einer Leistung von 30 W durchaus bei der Ablation mit dem 30-W-Diodenlaser und 80-W-KTP-Laser vergleichbar. Allerdings ist nicht nur der reine Abtrag für die Güte eines operativen Verfahrens ausschlaggebend.

Betrachtet man die Art und Weise, wie die untersuchten Laser den ablativen Effekt auf das Gewebe übertragen, so erfolgt dies deskriptiv beim KTP-Laser als explosionsartiger Vaporisationseffekt, während beim Diodenlaser (980 nm) dies eher einem Schmelzen und Verbrennen mit Karbonisierungseffekten gleicht. Demgegenüber hat der Ho:YAG-Laser einen schneidenden, zerreißenen Charakter, der in

dieser Versuchsreihe so ausgeprägt war, dass bei einer Steigerung der Leistung keine Vaporisation, sondern ein Zerreißen der Schweinenieren stattfand. In Anbetracht dieser Tatsachen scheint die Vaporisation mit dem Diodenlaser vom subjektiven Vaporisationsaspekt dem KTP-Laser nahezu kommen bei deutlich gesteigertem Abtrag pro Zeiteinheit. Die Vaporisation mit dem Holmiumlaser erscheint in diesem Ex-vivo-Modell nicht gleichwertig zu sein.

Bezüglich der Blutungsrate und damit der Effektivität des intraoperativen Gefäßverschlusses im Sinne der perioperativen Sicherheit (TUR-Syndrom, Rechtsherzbelastung, orale Antikoagulation) sind in diesem Ex-vivo-Schweinenierenmodell die unterschiedlichen Lasertypen vergleichbar.

Betrachtet man die Koagulationstiefen, kann zwar kein signifikanter Unterschied zwischen unserem Referenzstandard (KTP 80 W) und dem Ho:YAG-Laser festgestellt werden. Beim Vergleich zwischen KTP-Laser und Diodenlaser im cw-Modus ist ein hochsignifikanter Unterschied ($p < 0,005$) zu Gunsten des 80-W-KTP-Lasers zu ermitteln. Bei gleicher Ablationsleistung hat der 30-W-Diodenlaser einen um den Faktor 5,2 vergrößerten Koagulationssaum im Vergleich zum 80-W-KTP-Laser.

Grundsätzlich muss erwähnt werden, dass jede Ex-vivo-Untersuchung zu trügerischen Ergebnissen führen kann. Wenngleich versucht wurde, durch die autologe Blutperfusion bei physiologischen Temperaturen im Tiermodell In-vivo-Bedingungen herzustellen, um Lasereffekte an der ebenfalls gut durchbluteten Prostata zu simulieren. Aus vorangegangenen Versuchen und Publikationen [9, 11] kann aber abgeleitet werden, dass dieses Modell realistische Ergebnisse erzeugt. Gleichzeitig ist dieses Modell insbesondere dafür geeignet, unterschiedliche Laserformen mit einander zu vergleichen.

Schlussfolgerung

Zusammenfassend erbringt die vorliegende Studie vielversprechende Einblicke in die unterschiedlichen Vaporisations- und Koagulationseffekte der getesteten Lasersysteme. Aufgrund der Datenlage hat der Diodenlaser ein realistisches Po-

tential aufgrund seiner exzellenten Ablationseffekte und Hämostaseeigenschaften zukünftig eine zentrale Rolle bei der Lasertherapie der Prostata einzunehmen. Der Nachteil der größeren Koagulationstiefe kann durch technische Veränderungen wie z. B. Änderung des cw-Modus in den gepulsten Modus positiv beeinflusst werden. Weitere Ex-vivo-Untersuchungen sowie In-vivo-Pilotstudien werden den Platz aufzeigen, den in Zukunft der Diodenlaser bei der operativen Behandlung des BPS einnehmen wird.

Fazit für die Praxis

Wenngleich der KTP-Laser (80 W) und der Ho:YAG-Laser (≥ 100 W) vielerorts zum Routinerepertoire des chirurgisch tätigen Urologen gehören, ist die Suche nach alternativen operativen Verfahren zur Behandlung des BPS nicht abgeschlossen. Fortschritte in der Technik der Lasergeneratoren und in der Laserfaserherstellung eröffnen im Feld der Lasertherapie durch neue innovative Laserkonzepte oder Verbesserung bestehender Systeme neue Möglichkeiten einer effektiven Therapie. Im Rahmen dieses Ex-vivo-Tiermodells werden die Vorzüge des Diodenlasers (980 nm) beschrieben, weitere präklinische und klinische Untersuchungen werden nötig sein, um die Wertigkeit des Diodenlasers zu evaluieren.

Korrespondenzadresse

Dr. M. Seitz

Urologische Klinik und Poliklinik, Klinikum der Universität, Campus Großhadern, Ludwig-Maximilians-Universität München
Marchioninistraße 15, 81377 München
Michael.seitz@med.uni-muenchen.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- Cooper, TE, Trezek GJ (1972) A probe technique for determining the thermal conductivity of tissue. *J Heat Transfer* 94: 133
- Costello AJ, Bowsler WG, Bolton DM et al. (1992) Laser ablation of the prostate in patients with benign prostatic hypertrophy. *Br J Urol* 69: 603–608
- Elzayat EA, Elhilali MM (2006) Holmium laser enucleation of the prostate (HoLEP): the endourologic alternative to open prostatectomy. *Eur Urol* 49: 87–91
- Gilling PJ, Fraundorfer MR (1998) Holmium laser prostatectomy: a technique in evolution. *Curr Opin Urol* 8: 11–15

- Kaplan SA (2004) AUA Guidelines and their impact on the management of BPH: An update. *Rev Urol* 6(Suppl 9): 46–52
- Kohrmann KU, Back W, Bensemann J et al. (1994) The isolated perfused kidney of the pig: new model to evaluate shock wave-induced lesions. *J Endourol* 8: 105–110
- Kuntz RM (2006) Current role of lasers in the treatment of benign prostatic hyperplasia (BPH). *Eur Urol* 49: 961–969
- Malek RS, Barrett DM, Kuntzman RS (1998) High-power potassium-titanyl-phosphate (KTP/532) laser vaporization prostatectomy: 24 hours later. *Urology* 51: 254–256
- Michel MS, Kohrmann KU, Weber A et al. (1996) Rotoresect: new technique for resection of the prostate: experimental phase. *J Endourol* 10: 473–478
- Montorsi F, Naspro R, Salonia A et al. (2004) Holmium laser enucleation versus transurethral resection of the prostate: results from a 2-center, prospective, randomized trial in patients with obstructive benign prostatic hyperplasia. *J Urol* 172: 1926–1929
- Reich O, Bachmann A, Schneede P et al. (2004) Experimental comparison of high power (80 W) potassium-titanyl phosphate laser vaporization and transurethral resection of the prostate. *J Urol* 171: 2502–2504
- Reich O, Bachmann A, Siebels M et al. (2005) High power (80 W) potassium-titanyl-phosphate laser vaporization of the prostate in 66 high risk patients. *J Urol* 173: 158–160
- Reich O, Schneede P, Corvin S et al. (2003) Combination of interstitial laser coagulation and transurethral resection of the prostate: ex vivo evaluations. *Urology* 61: 1172–1176
- Reich O, Seitz M, Gratzke C et al. (2006) Benign prostatic syndrome (BPS). Ablative treatments. *Urologe A* 45: 769–782
- Sulser T, Jochum W, Heitz PU et al. (1997) Histomorphological changes after neodymium: YAG laser-coagulation of the human prostate with the Side Focus fiber. Effect of power setting and time. *Urol Res* 1: 7–12

Urologe 2007 · 46:1247–1248 · DOI 10.1007/s00120-007-1493-4 · Online publiziert: 2. August 2007

© Springer Medizin Verlag 2007

G. Bartsch Jr¹ · V. Malinova² · F. Genze¹ · B.E. Volkmer¹ · J. Simon¹ · M. Eggel¹ · R.E. Hautmann¹ · B. Rieger²

¹ Abteilung für Urologie und Kinderurologie, Urologische Universitätsklinik und Poliklinik, Ulm

² Institut für Anorganische Chemie 2, Universität, Ulm

Biokompatibilität von CO-Alkene-Polymeren mit aus urologischen Geweben isolierten primären Zellen und undifferenzierten Zellen

Die Debatte um das ideale Biomaterial verstummt nicht. Das ideale Biomaterial sollte biokompatibel sein, und damit im Körper keine Abwehrreaktion oder Abstoßungsreaktion hervorrufen. Der entzündliche Prozess, ausgelöst durch Biomaterialien in vivo, sollte nach der Implantation gering sein. Ideale Biomaterialien sollten degradierbar sein, ohne die biochemische Umgebung der Zellen zu beeinträchtigen. Im Idealfall sollen sie als Startermatrix dienen, die solange vorhanden bleibt, bis die Zellen ihre eigene extrazelluläre Matrix gebildet haben. Bis dahin sollte das Biomaterial die gewünschte Organstruktur erhalten. Biomaterialien sollten von ihrer Struktur so gebaut sein, dass sie nach der Zellbesiedelung ausreichend Zwischenräume aufweisen, um einerseits

den Transport von Nährstoffen in das Biomaterial, andererseits den Abtransport von Abbauprodukten aus dem Neogewebe zu gewährleisten (Kim et al. 2000).

Alle bisher bekannten Biomaterialien, ob synthetisch oder natürlich, ob degradierbar oder nicht degradierbar besitzen Nachteile, die die Qualität eines „tissue engineered“ Gewebes mindern. Biodegradierbare Matrices werden meist unter Erzeugung von zellschädigenden Substanzen abgebaut. Synthetische Biomaterialien besitzen in vivo meist eine hohe Antigenität (Kim et al. 2000). Ein wichtiges Problem für die Applikation in harnableitenden Organen oder Strukturen ist die Interaktion des Biomaterials mit dem Urin (Pariente et al. 2000).