

U.W. Geisthoff¹ · J. Zenk² · H. Steinhart² · H. Iro²

¹Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar

²Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Ergebnisse einer In-vitro-Studie und erster klinischer Anwendung eines kombinierten Ho:YAG-/Nd:YAG-Lasers*

Zusammenfassung

Hintergrund und Fragestellung. Ein kombinierter Ho:YAG-/Nd:YAG-Laser bietet Laserlicht mit schneidenden und koagulierenden Eigenschaften, wie es getrennt von den in der HNO-Heilkunde etablierten CO₂- und Nd:YAG-Lasern bereitgestellt wird. Ein solches, theoretisch vielversprechendes System wurde geprüft.

Patienten und Methodik. Mit einem Ho:YAG-/Nd:YAG-Kombinationslaser wurden in vitro an Gewebe von Schweinen Schnittversuche durchgeführt. Klinisch wurde bei einzelnen enoralen Operationen die praktische Anwendbarkeit des Kombinationsbetriebs überprüft.

Ergebnisse. Beim Einsatz des Ho:YAG-Lasers kam es zum explosionsartigen Aufreißen des Gewebes mit Versprengung von Gewebepartikeln. Durch Zuschalten des Nd:YAG-Lasers wurde die Koagulationszone vergrößert. Klinisch zeigte sich der Laser bei den Operationen den etablierten Techniken unterlegen.

Schlussfolgerungen. Im Vergleich zum etablierten CO₂-Laser zeigten sich bis auf die Möglichkeit der flexiblen Faserleitung kaum Vorteile des Ho:YAG-Lasers. Das Versprengen von Gewebe und die breite Schnittspur sind besonders onkologisch bedenklich. Soweit ist der klinische Stellenwert im HNO-Fachgebiet als gering einzustufen.

In der HNO-Heilkunde ist der CO₂-Laser zum Schneiden und der Nd:YAG-Laser überwiegend zum Koagulieren etabliert. Zum Beispiel wäre in der Weichteiltumorchirurgie ein Laser wünschenswert, welcher beide Eigenschaften bereitstellt. Ein Ansatz hierzu ist das Arbeiten mit dem Nd:YAG-Laser im Kontaktverfahren. Zungenteilresektionen mit dieser Methode ließen sich im Vergleich zum elektrischen Messer oder dem CO₂-Laser mit geringerem Blutverlust durchführen [6], dennoch konnte sich das Verfahren nicht allgemein in der klinischen Routine durchsetzen [10].

Eine weitere Möglichkeit ist die Kombination eines CO₂- mit einem Nd:YAG-Laser in einem Gerät [4]. Dieser Kombinationslaser erwies sich als effektiv zur Resektion von Hämangiomen [3] – das Hauptproblem bei dieser Kombination ist jedoch, dass für das Licht des CO₂- und Nd:YAG-Lasers verschiedene Leitungs- und Applikationssysteme benötigt werden. Um z. B. auch einen endoskopischen Einsatz zu ermöglichen, liegt es nah, den CO₂-Laser durch ein ebenfalls zum Schneiden geeignetes System zu ersetzen, welches jedoch auch die Applikation über eine Lichtleiterfaser ermöglicht. Hier bietet sich der ablativ schneidende Ho:YAG-Laser an, der aufgrund seiner Vielseitigkeit unter den Lasern auch als „swiss-army-knife“ bezeichnet wird [2].

Wir testeten ein solches Kombinationsgerät aus Ho:YAG- und Nd:YAG-Laser mit gemeinsamer Faserzuleitung in vitro im Hinblick auf klinische Ein-

satzmöglichkeiten und berichten über unsere ersten operativen Erfahrungen an ausgewählten Patienten.

Material und Methoden

In-vitro-Versuche

Laser und Applikationsverfahren

Es wurde ein Kombinationsgerät aus einem blitzlampengepumpten Ho:YAG-Laser ($\lambda=2140$ nm, Pulsdauer 200 μs –300 μs) und einem kontinuierlich gepumpten Nd:YAG-Laser ($\lambda=1064$ nm) eingesetzt („Ergolas multifire“, Fa. Jenoptik Technologie, Jena).

Mit einer „bare-fiber“ (600 μm Durchmesser) wurde sowohl im Kontaktverfahren als auch mit einer Distanz von ca. 1 mm zum Gewebe gearbeitet. Anpressdruck bzw. Distanz wurden manuell bestimmt, während das Zielgewebe automatisch mit einer konstanten Geschwindigkeit von 2,5 mm/s relativ zur Faser bewegt wurde. Die Repetitionsfrequenz des Ho:YAG-Lasers wurde zwischen 10 und 25 Hz variiert, wobei Energien von 0,2–2,5 J/Puls gewählt wurden,

*Auszugsweise vorgetragen auf der 69. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie, 20. bis 24. Mai 1998 in Hannover

Results of an in vitro study and initial clinical application of a combined Ho:YAG/Nd:YAG laser

Abstract

Background and objective. A combined Ho:YAG/Nd:YAG laser produces light with properties similar to the beams of the mainly coagulating Nd:YAG laser and the cutting CO₂ laser alone.

Patients/methods. The combined laser was tested in vitro on pig tissue. Additionally, we used this new combined tool for enoral operations.

Results. An effect of the pulsed Ho:YAG laser was explosive-like tissue disruption and sprinkling of fragments. Simultaneous use of the Nd:YAG laser resulted in an enlarged zone of coagulation. Clinically, the laser-assisted intervention was inferior to the classic operational methods.

Conclusions. Comparing the established CO₂ laser and the Ho:YAG laser, the latter showed only the advantage of delivery via a flexible fiber. Sprinkling of tissue fragments and wide incisions are oncologically problematic. We conclude that this new tool is of minor value for otorhinolaryngologists and head and neck surgeons.

es ergaben sich durchschnittliche Leistungen von 5–30 W.

Neben dem alleinigen Ho:YAG-Betrieb wurden die Versuche auch im kombinierten Betrieb mit dem Nd:YAG-Laser (20 W kontinuierlich) durchgeführt. Bei Verwendung des Kontaktverfahrens und Nd:YAG-Laserzuschaltung erfolgte direkt vor Anwendung am Testgewebe eine Applikation an entsprechendem Material zum Aufheizen der Faser.

Zum Vergleich wurden mit einem CO₂-Laser ($\lambda=10600$ nm, „Sharplan 1025“, Fa. Sharplan Laser Industries, Tel-Aviv) Schnitte im kontinuierlichen 20-W-Betrieb gesetzt (Punktgröße ca. 0,26 mm).

Untersuchtes Gewebe

Die Untersuchungen wurden an frisch entnommener Zungenmuskulatur, Zungenschleimhaut, Schildknorpel, Kehlkopfknorpel, Trachea und Unterkieferknochen von Schweinen (Schwäbisch-Haller Züchtung) durchgeführt. Nach Laserlichtapplikation wurde das Gewebe (Ausnahme Knochenpräparat) histologisch aufgearbeitet [Hämatoxylin-Eosin-(HE-)Färbung] und die Schnittspuren vermessen.

Um versprengtes Gewebe aufzufangen, wurden beim Schneiden von Muskelgewebe mit dem Ho:YAG- und dem CO₂-Laser 5 mm neben den Auftreffpunkt Objektglaträger (50×75 mm) gesetzt. Nach einer Applikationsdauer von 1 min wurde das daran haftende Material nach Fixierung ebenfalls mit Hämatoxylin und Eosin gefärbt. Makroskopisch wurde mit einem Maßstab bestimmt, wie weit das Gewebe maximal auf dem Arbeitsplatz versprengt wurde.

Klinischer Einsatz

Der Kombinationslaser wurde bei 5 enoralen Einsätzen zur Resektion der folgenden Strukturen eingesetzt:

Zwei Leukoplakien im Bereich des Mundbodens, je einer Leukoplakie im Bereich der Wange und des Zungenrandes, eines T1-Zungenrandkarzinoms. Es wurde sowohl im Kontakt- als auch Distanzverfahren (1–5 mm) gearbeitet. Die Energie des kontinuierlich zugeführten Nd:YAG-Laserlichts wurde zwischen 20 bis 30 W gewählt. Beim gleichzeitig applizierten Licht des Ho:YAG-Lasers wurden sowohl Pulsenergie (1–2,5 J/Puls) als auch Repetitionsfrequenz (10–25 Hz) variiert.

Ergebnisse

In vitro

Handhabung

Der Lichtleiter blieb im Kontaktbetrieb bei Weichgewebe sowohl bei alleinigem Ho:YAG-Betrieb als auch in der Kombinationsschaltung Ho:YAG- und Nd:YAG-Betrieb besonders bei niedrigen Leistungen immer wieder am Gewebe hängen. An diesen Stellen bildeten sich teilweise große Kraterhöhlen. Bei Anwendung des Ho:YAG-Laserlichtes traten Flamm- und Explosionseffekte auf. Durch Letztere kam es besonders bei höheren Leistungen im Kontaktbetrieb beim Knorpel- und Knochenbeschluss zu einem Versetzen des Faserendes auf der Gewebeoberfläche, ein präzises Arbeiten war bei Auftreten dieses Effekts nicht möglich (Abb. 1a, b).

Versprengtes Gewebe

Auf dem neben die Schnittspur des Ho:YAG-Lasers gesetzten Objektglaträger fanden sich einzelne, mikroskopisch unversehrte Zellen und größere Gewebepartikel (Abb. 2a, b).

Der neben die Schnittspur des CO₂-Lasers gesetzte Objektglaträger zeigte keine Zellen oder größere Partikel, sondern nur leicht Farbe annehmende, homogene Flächen.

Beim Ho:YAG-Laserbetrieb wurde Material bis zu einer Distanz von 20 cm vom Faserende versprengt.

Schnittmorphologie

Durch die explosionsartige Wirkung beim Ho:YAG-Lasereinsatz imponierte die Schnittspur als unregelmäßige Kratterreihe, die mikroskopisch sowohl Gewebebrücken als auch tiefe Einrisse zeigte (Abb. 1c, d).

Histologisch zeigte sich prinzipiell folgender Aufbau der Läsionen:

- Gewebekrater,
- Karbonisationszone,
- komplett oder teils homogenisiertes Gewebe (Koagulationszone).

Typische Gewebeschnittspuren sind abgebildet (s. Abb. 1). Einige Besonderheiten sollen im folgenden herausgestellt werden.

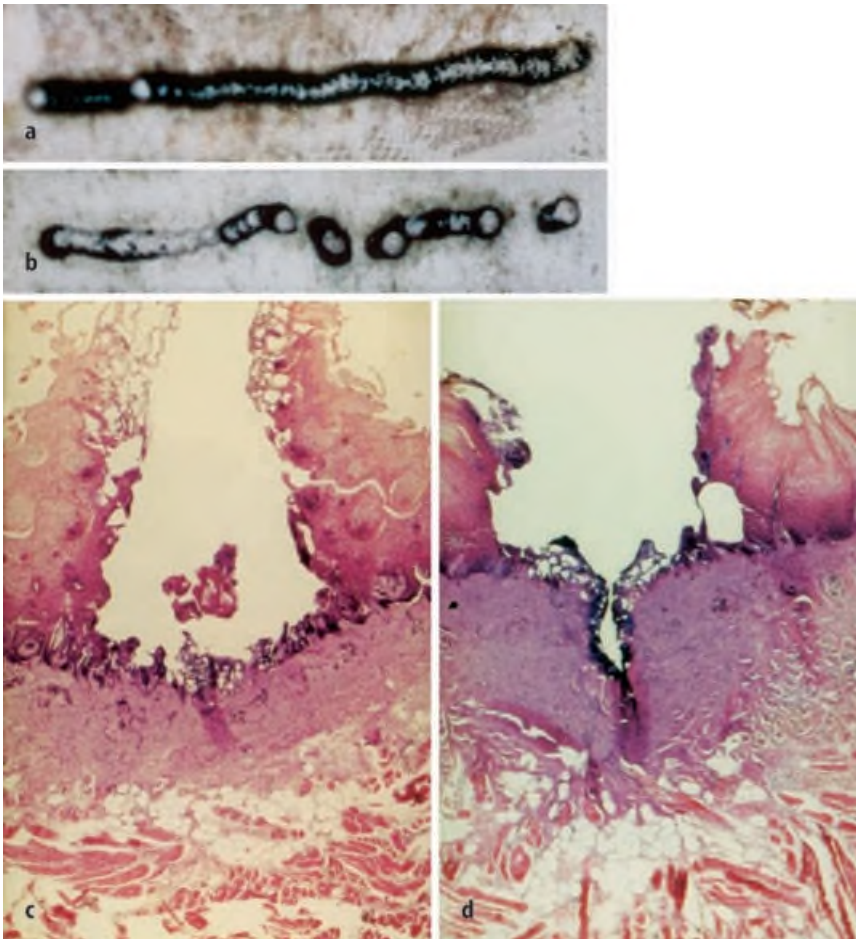


Abb. 1 ▲ Laserwirkung am Gewebe: a, b Auflicht, c, d HE, Vergr. 1:50. a Ho:YAG-Laser (20 Hz, 20 W, Abstand 1 mm), Unterkieferknochen. b Ho:YAG-Laser (20 Hz, 20 W, Kontaktapplikation), Unterkieferknochen. Gut zu sehen ist die diskontinuierliche, ungleichmäßige Spur im Kontaktbetrieb. Die explosionsartigen Effekte des gepulsten Ho:YAG-Lasers bewirkten ein „Springen“ des Faserendes auf der harten Oberfläche. c Ho:YAG-Laser (10 Hz, 10 W, Kontaktapplikation), Zunge. d Ho:YAG-Laser (10 Hz, 10 W, Kontaktapplikation) und Nd:YAG-Laser (20 W), Zunge. Die Kraterform resultiert ebenfalls aus den Explosionseffekten des Ho:YAG-Laserlichts. Die Verbreiterung der basophilen Koagulationszone bei Zuschalten des Nd:YAG-Lasers ist deutlich zu sehen

Kombinationsbetrieb

Bei zugeschaltetem Nd:YAG-Laser zeigte sich einzig bei den Zungenschleimhaut-/Muskelpräparaten ein deutlicher Effekt. Die Koagulationszone unterhalb des Gewebekraters war bei Zuschalten des Nd:YAG-Lasers sowohl im Kontaktbetrieb (200–800 gegenüber 160–400 μm) (s. Abb. 1c,d) als auch im Distanzbetrieb (100–500 gegenüber 0–320 μm) deutlich breiter.

Gewebekrater/ Schnittgeschwindigkeit

Bei gleicher Ausgangsleistung ist der Schnitt des Ho:YAG-Lasers im Vergleich zum CO₂-Laser unregelmäßiger, breiter

und flacher (Tabelle 1). Im Kontaktbetrieb des Ho:YAG-Lasers fanden sich Schnittbreiten bis 2,4 mm.

Erste klinische Anwendung (Einzelfälle)

Aufgrund der oben angeführten onkologischen Bedenken wurde beim Einsatz am Patienten streng vermieden, das Tumorgewebe mit dem Laserlicht zu tangieren.

Entsprechend der Erfahrungen bei den In-vitro-Experimenten wurde bei der Variation der Laserparameter versucht, bei möglichst geringen Explosionseffekten eine ausreichende Arbeitgeschwindigkeit zu erzielen. Dennoch störte bei den Resektionen das explosi-

onsartige Aufreißen des Gewebes. Die Schnittspur war hierdurch unregelmäßig, aus diesem Grund musste der Sicherheitsabstand sehr groß gewählt werden. Herausgeschleuderte Gewebeanteile verschlechterten besonders in Kombination mit Flammeffekten die Sicht auf das Operationsgebiet. Im Kontaktbetrieb fiel die sporadisch auftretende Adhäsion der Faser am Gewebe unangenehm auf.

Subjektiv ließ sich im Vergleich zur elektrischen monopolen Hochfrequenzchirurgie keine Verbesserung sondern eine Verschlechterung der Blutstillung feststellen. Häufig musste die bipolare Koagulation zu Hilfe genommen werden, bei größeren Gefäßen waren Umstechungen erforderlich. Die Eingriffsdauer wurde von allen Operateuren im Vergleich zur elektrischen Resektion als deutlich länger beurteilt. Nicht einberechnet wurden die Zeiten zur Bereitstellung des Lasers und der Aufwand zur Wahrung der Laserschutzvorschriften, die praktisch ebenfalls zu Buche schlugen.

Diskussion

Der Ho:YAG-Laser emittiert Licht einer Wellenlänge von 2100 nm und wird seit ungefähr 10 Jahren in der Chirurgie eingesetzt. Im Vergleich zum CO₂-Laser, dem „workhorse“ [2] der medizinisch angewendeten Laser, ist er somit noch ein relativ neuer Laser. Aufgrund ähnlich guter Schneideigenschaften bei Schonung des umliegenden Gewebes wurden und werden für den Ho:YAG-Laser viele Einsatzmöglichkeiten in der Chirurgie geprüft. Bei einem Vergleich ist es wichtig sich stets zu vergegenwärtigen, dass es sich beim CO₂-Laser um ein kontinuierlich arbeitendes, beim Ho:YAG-Laser jedoch um ein gepulstes System handelt, hier also 2 verschiedene Wirkprinzipien vorliegen.

Im Gegensatz zum CO₂- ist beim Ho:YAG-Laser auch eine fiberoptische Zuführung und der Einsatz in flüssiger Umgebung (z. B. Wasser, Blut) [8] durch den sog. „Moses-Effekt“ [2] möglich, was das potentielle Einsatzspektrum erweitert. So wurde insbesondere die Anwendung als Schneidwerkzeug in sonst schwierig zu erreichenden Hohlräumen geprüft: z. B. die Ablation von Knochen im Bereich der Nasennebenhöhlen [7], Knorpel in Gelenken [9] und Weichgewebe bei der koronaren Angioplastik [1].

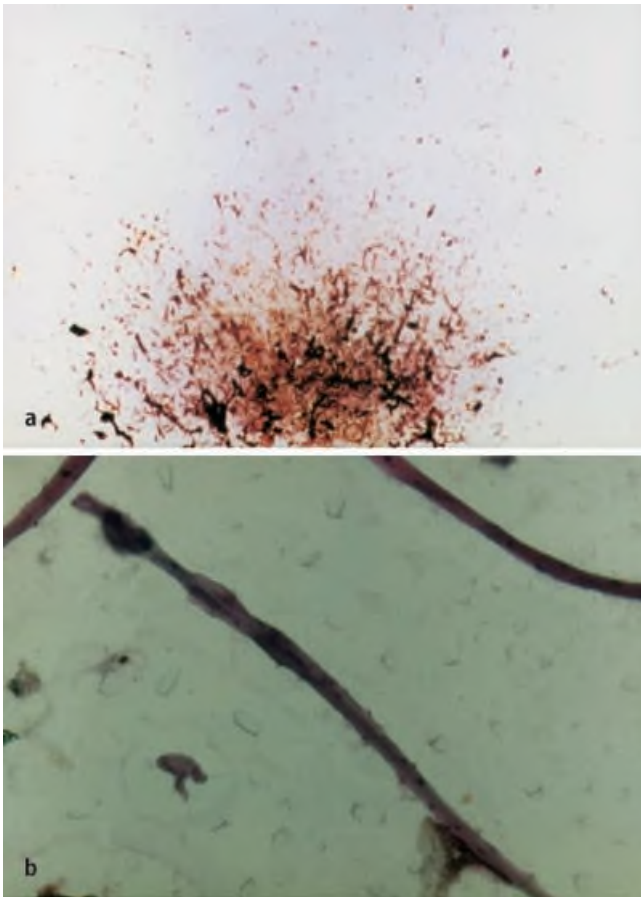


Abb. 2 ▲ Versprengtes Material (HE-Färbung) nach Ho:YAG-Laserapplikation (Kontaktbetrieb, 15 Hz, 30 W, Dauer ca. 60 s). Zur Gewinnung wurde orthogonal auf die beschossene Zungenoberfläche ein Objektglaträger ca. 0,5 cm parallel neben die Ho:YAG-Laserfaser gesetzt. a Kompletter Objektglaträger (Originalgröße 75×50 mm). b Ausschnitt aus a (Vergr. 1:320): einzelne Zellen sehen mikroskopisch intakt aus, sodass in den größeren Gewebefragmenten in a vitale Zellen vorliegen könnten

Die Kombination dieses gepulsten Lasers mit dem koagulierenden, kontinuierlichen Nd:YAG-Laser ist besonders für die Chirurgie von gut vaskularisiertem Gewebe ein theoretisch vielversprechendes Werkzeug. In vitro beobachteten wir beim Kombinationsbetrieb eine breitere Koagulationszone, die in vivo zu einer verringerten Blutung führen könnte. Ein Nebeneffekt dieser ausgedehnten Devitalisierung von Gewebe könnte in vivo eine verzögerte Wundheilung sein. Entsprechendes wurde für den kombinierten CO₂-/Nd:YAG-Laser beobachtet [4].

Klinisch ließ sich bei einzelnen endoralen Resektionen von Weichgewebe im Vergleich zum elektrischen Messer eine schlechtere Blutstillung beobachten.

Bei alleiniger Nd:YAG-Laser-Kontaktapplikation findet sich eine relativ glatte Schnittspur mit geringer Koagulation des umliegenden Gewebes [5],

während sich im Distanzverfahren eine breite Koagulationszone zeigt. Im Kombinationsbetrieb mit dem Ho:YAG-Laser ist nach unseren Daten paradoxerweise die Koagulationszone im Kontaktverfahren breiter als im Distanzverfahren. Eine mögliche Erklärung für diese

Beobachtung ist der explosive Ho:YAG-Laserlichteffekt, der durch ständig wiederholtes Abheben des Faserendes vom Gewebe einen wirklichen Kontaktbetrieb verhindert. Der von uns untersuchte „Kontaktmodus“ wäre unter diesem Gesichtspunkt als ein unterbrochenes Distanzverfahren mit extrem geringen Abstand zum Gewebe anzusehen.

Die Einsatzmöglichkeiten dieses „Kontaktmodus“ sind auch deshalb als gering einzuschätzen, da die Adhärenz des Faserendes am Weichgewebe und das „Springen“ des Endes auf festem Gewebe durch Explosiveffekte ein kontrolliertes und präzises Schneiden sehr erschweren.

Die mittels Ho:YAG-Laser erstellten Schnittspuren sind deutlich unregelmäßiger als die des CO₂-Lasers. Ursächlich ist die deutlich geringere Pulsfrequenz des Ho:YAG-Lasers anzusehen, während der CO₂-Laser kontinuierlich gepumpt wird. Spaltenförmige Ausläufer der unregelmäßigen Schnittspur können zu einer tiefen Dissektion des Gewebes führen [1]. Die gleichen explosiven Kräfte, die Gewebedisruptionen verursachen, versprengen auch Gewebeanteile. Da einzelne versprengte Zellen einen mikroskopisch normalen Aspekt boten, ist es möglich, dass gerade in größeren versprengten Gewebepartikeln im Inneren vitale Zellen vorliegen. Hier erscheint die Verschleppung von Tumorzellen möglich. Prinzipiell ist die gleiche Problematik bei allen ablativ-schneidenden Lasersystemen zu erwarten. Bei ersten Versuchen mit einem Er:YAG-Laser ließen sich keine versprengten Zellen in Kultur anzüchten [11].

Die unterschiedliche Breite und Tiefe der Schnittspuren von CO₂- und Ho:YAG-Laser lassen sich wenigstens

Tabelle 1
Schnittmaße (mm) bei je 20 W Ausgangsleistung, Ho:YAG: 10 Hz, 2 J, 1 mm Abstand

Gewebe	Schnitttiefe		Schnittbreite	
	Ho:YAG	CO ₂	Ho:YAG	CO ₂
Schildknorpel	0,28–1,2	3–4	0,6–0,9	0,24–0,5
Epiglottis	0,6–1	1,6–2,4	0,6–1,4	0,3–0,5
Zungenmuskel	0,28–0,8	3,5–3,7	0,3–1,2	0,26–0,4
Zungenmukosa und -muskel	0,6–0,8	3,6–4	0,6–1,2	0,24–0,6
Trachealknorpel	Knorpel meist durchtrennt		ca. 0,8	0,24–0,28

teilweise durch die unterschiedliche Applikation erklären: Während die Faser einen Durchmesser von 600 µm aufweist, ist der Spot des CO₂-Lasers mit 260 µm deutlich kleiner. Es ist zu erwarten, dass sich durch eine dünnere Faser und eine höhere Pulsfrequenz die Schneideigenschaften des Ho:YAG-Lasers noch deutlich verbessern lassen.

Schlussfolgerungen

Der kombinierte Ho:YAG-/Nd:YAG-Laser ist ein interessante Ergänzung der etablierten chirurgischen Laser. Entsprechend der in vitro breiteren Koagulationszone könnte es durch Zuschalten des Nd:YAG-Lasers in vivo zu verringerten Blutungen kommen. Die praktisch resultierende Hämostase ist nach unseren Erfahrungen jedoch immer noch der elektrischen monopolaren Hochfrequenzchirurgie deutlich unterlegen. Im Vergleich zum etablierten CO₂-Laser zeigten sich bis auf die Möglichkeit der flexiblen Faserleitung kaum Vorteile beim Einsatz der Ho:YAG-Laserkomponente. Das Versprengen von möglicherweise vitalem Gewebe und die breite Schnittspur sind besonders onkologisch bedenklich.

Zusammenfassend schätzen wir die Einsatzmöglichkeiten des geprüften Kombinationslasers in seiner jetzigen Form für das HNO-ärztliche Fachgebiet als gering ein.

Fazit für die Praxis

Die Untersuchungen zeigen, dass der Einsatz eines gepulsten Ho:YAG-Lasers bei onkologischen Eingriffen bedenklich ist. Insbesondere ist ungeklärt, ob es durch das Versprengen von Gewebeteilen zur Tumorausbreitung kommen kann. In vivo zeigte sich bei Zuschalten der Nd:YAG-Laserkomponente teilweise eine verbreiterte Koagulationszone. Im praktischen Einsatz bei enoralen Weichteileingriffen erwies sich jedoch die Hämostase im Vergleich zur etablierten Resektion mittels elektrischer Hochfrequenzchirurgie als unzureichend. Wir halten den Wert dieses neuen Geräts für den Einsatz im HNO-Fachgebiet für gering.

Literatur

1. Asada M, Kvasnicka J, Geschwind HJ (1993) Effects of pulsed lasers on agar model simulation of the arterial wall. *Lasers Surg Med* 13: 405–411
2. Emergency Care Research Institute, Pennsylvania (1995) Holmium:YAG surgical lasers. *Health Devices* 24: 92–122
3. Kornfehl J, Kontrus M, Susani M, Kautzky M, Bigenzahn W (1995) Laserchirurgische Exstirpation eines hypopharyngealen Hämangioms mittels CO₂/Nd:YAG-Kombinationslaser. *HNO* 43: 389–392
4. Laranne J, Lagerstedt A, Pukander J, Rantala I (1997) Wound healing and soft tissue effects of CO₂, contact Nd:YAG and combined CO₂-Nd:YAG laser beams in rabbit trachea. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 117: 909–917
5. McKenzie AL (1990) Physics of thermal processes in laser-tissue interaction. *Phys Med Biol* 35: 1175–1209
6. Ohyama M, Nobori T (1985) Contact YAG laser surgery in the treatment of the head and neck tumors. Second International Nd:YAG laser Conference, Munich, 1985. Zitiert nach: Midgley III HC (1990) Nd:YAG contact laser surgery. The scalpel of the future? *Otolaryngol Clin North Am* 23: 99–105
7. Shapshay SM, Rebeiz EE, Bohigian RK, Hybels RL, Aretz HT, Pankratov MM (1991) Holmium:yttrium aluminium garnet laser-assisted endoscopic sinus surgery: Laboratory experience. *Laryngoscope* 101: 142–149
8. Tomaru T, Geschwind HJ, Boussignac G, Lange F, Tahk SJ (1992) Comparison of ablation efficacy of excimer, pulsed-dye, and holmium-YAG lasers relevant to shock waves. *Am Heart J* 123: 886–895
9. Vangness CT, Watson T, Saadatmanesh V, Moran K (1995) Pulsed Ho:YAG laser meniscectomy: Effect of pulsewidth on tissue penetration rate and lateral thermal damage. *Lasers Surg Med* 16: 61–65
10. Werner JA, Rudert H (1992) Der Einsatz des Nd:YAG-Lasers in der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde. *HNO* 40: 248–258
11. Zenkel M, Stock K, Dürr J, Kunzi-Rapp K (1999) In vitro Untersuchung zur Tumorzellverschleppung bei der Ablation von Malignomen mit dem Erbium:YAG Laser. *HNO* 47: 396