

Excimerlaser und Taperfaser – ein effizientes Instrument für die Ablation von Knorpel- und Knochengewebe

Kurze Mitteilung erster Ergebnisse

R. Jahn¹, M. Dressel², H. Fabian⁴, H. Gerhardt², J. Kesper³, K.-F. Klein⁴, H.-U. Langendorff¹, W. Neu², U. Sowada³, K.-H. Jungbluth¹

¹ Abteilung Unfallchirurgie (Direktor: Prof. Dr. K.-H. Jungbluth) Universitätskrankenhaus Hamburg, ² Laser-Laboratorium Göttingen e. V., ³ Lambda Physik GmbH Göttingen,

⁴ Heraeus Quarzglas GmbH Hanau

Zusammenfassung

Zur Optimierung der Knochen- und Knorpelablation wurden verschiedene Excimerlasersysteme bei 308 nm Wellenlänge mit Taperfasern kombiniert. Die erzielten Bohrgeschwindigkeiten zeigen eine deutliche Überlegenheit dieses Lichtleitsystems gegenüber herkömmlichen Quarzglasfasern.

Schlüsselwörter: Excimerlaser, Taperfaser, Gewebeablation, Laserbohrungen

Excimer Laser and Tapered Fibers – A Break-Through in Fiber Assisted Cartilage and Bone Ablation. Short Note

Summary

In order to optimize bone and cartilage ablation various excimer-lasersystems at 308 nm wavelength and tapered fibers were combined. In comparison with conventional optical fibers the achieved drilling speed showed obvious superiority of this specially shaped light guide.

Key words: excimer laser, tapered fibers, tissue ablation, laser drilling

Einleitung

Durch sein berührungsloses, präzises Schneiden fand der ArF-Excimerlaser (193 nm) in den vergangenen Jahren seine ersten Anwendungen in der Ophthalmologie für die Keratektomie (6,4) und für Eingriffe am Augenlid (5). Während hierbei Strahlführungen über Linsen- und Spiegelsysteme möglich sind, ergeben sich bei der Verwendung für die Angioplastie (Wellenlänge 308 nm) Schwierigkeiten bei der Transmission von hochenergetischen kurzgepulsten UV-Strahlen über ein geeignetes Fasersystem.

Um artherosklerotisch verschlossene Gefäße rekanalisieren zu können, müssen die übertragenen Strahlenergien hoch sein, um auch die kalzifizierten Plaques ablatieren zu können. Dafür reichen die bisher verfügbaren Fasersysteme kaum aus.

Die Transmission wurde sowohl durch die Selbstzerstörung beim Überschreiten einer bestimmten Schwellenergie als auch durch die Dämpfung in der Faser begrenzt, so daß die am Faserende austretende Energie zu niedrig für die Abtragung derartiger Gewebe war.

Da der Excimerlaser im Gegensatz zu den bisher ange-

wendeten Lasern aus dem IR-Bereich (Nd:YAG CO₂) nicht durch thermische Wirkung zur Gewebestrennung führt, sondern durch den athermischen Vorgang der Photoablation (7), besitzt er eine hohe Attraktivität für die Bearbeitung von organischem Hartgewebe. Es zeichnen sich dadurch erstmalig Anwendungsmöglichkeiten eines Lasers auch für spezielle Bereiche in der Unfallchirurgie ab. Aber auch hier stellt das Vorhandensein eines effizienten Fasersystems eine Grundvoraussetzung für die Anwendung dar.

Wir haben ein Einkoppelverfahren für hochenergetische UV-Laserpulse unter Benutzung einer neuartigen Fasergeometrie entwickelt (1). Wir verwenden dabei sogenannte Taperfasern (**Abb. 1**), die aus hochreinem synthetischen Quarzglas mit einem fluordotierten Fasermantel bestehen.

Korrespondenzadresse/address for reprints: Dr. med. Renate JAHN, Abt. Unfallchirurgie am Universitätskrankenhaus Eppendorf, Martinistr. 52, D-2000 Hamburg 20

Received: May 17, 1990

Revised: June 19, 1990

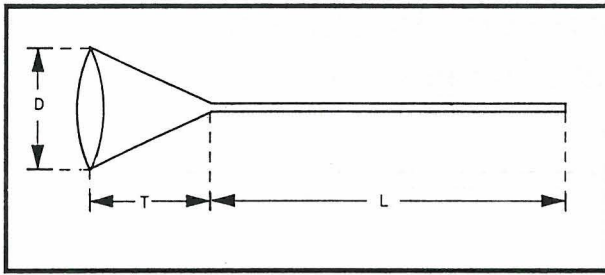


Abb. 1 Schematische Darstellung einer Taperfaser
 D = Taperdurchmesser
 T = Trichtertiefe
 L = Faserlänge (2000 mm).

Fig. 1 Schematic depiction of a tapered fiber
 D = diameter of the widened end
 T = conical length
 L = fiber length (2000 mm).

Das trichterförmige Einkopplungsende der Faser ist aufgeweitet bis zu einem Durchmesser, der 3–10 mal größer ist, als der der Faser. Es wird damit erreicht, daß die Energiedichte an der Einkoppefläche der Taperfaser wesentlich geringer ist, als an der Stirnfläche gleichmäßig gestalteter Fasern. Durch diese bessere Verteilung wird die Selbstzerstörung der Faser verhindert, und es steht durch die höhere Einkopplungsenergie nach Transport durch den Lichtleiter auch wesentlich mehr Energie am Faserende zur Verfügung. Durch diese geometrische Formung der Taperfaser wird die Übertragung hoher Leistungsdichten über einige Meter bei variabler Flexibilität ermöglicht. HITZLER et al. verwendeten die Taperfaser für Bohrungen am Zahnfleisch (3), als auch an einem Knochenmodell (2), und sie erreichten eine präzise Abtragung auf einer dem Faserdurchmesser entsprechenden Fläche.

Material und Methode

Das Ziel unserer Studie war es festzustellen, welche Ablationsgeschwindigkeit für Knorpel- und Knochengewebe mit der Kombination Excimerlaser und Taperfaser zu erreichen ist.

Wir verwendeten Excimerlaser (XeCl) der Wellenlänge 308 nm (Lambda Physik) EMG 1003i (Pulsdauer 28 ns) und EMG 602 (Pulsdauer 250–300 ns). Wir setzten Taperfasern (Länge 200 cm) mit Kerndurchmessern über 400 μm (Heraeus Quarzglas) ein. Das verwendete Knochen-(Rippe) und Meniskusgewebe wurde von Rind und Schwein entnommen. Es stammte von frisch geschlachteten Tieren (Schlachtereie) und wurde ohne Zwischenfrostungen für unser Experiment verwendet.

Die Justierung der Strahleinkopplung ist durch den Tapereinsatz unkritisch. Der trichterförmige Faserteil wurde in einer xyz-Positioniereinheit fixiert. Eine langbrennweitige Linse fokussierte den kreisförmigen

Strahl in den Taper. Bei den von uns ausgewählten Lasern verfügten wir über eine Eingangsenergie von bis zu 80 mJ und erreichten 50 mJ ausgekoppelte Pulsenergie. Vergleichsmessungen an industriell verwendeten Lasern ergaben Transmissionswerte bis 150 mJ bei eingekoppelter Taperfaser. Höhere Energiewerte sind bei Verwendung entsprechender Laser und optimierter Einkopplung möglich. In unserem Versuch erreichten wir entsprechend 145 MW/cm² Leistungsdichte beim Langpuls laser und 1,45 GW/cm² beim Kurzpuls laser.

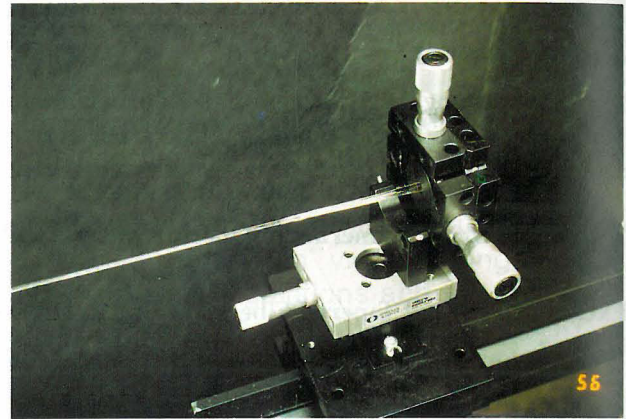


Abb. 2 xyz-Positionierung zur Justierung der Taperfaser beim Einkoppeln des Excimerlaserstrahls.

Fig. 2 xyz-adjustment of the excimer laser beam.

Die Repetitionsrate des Excimerlasers wurde zwischen 20 und 50 Hertz variiert. Um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, wurde das Gewebepreparat auf einem optischen Tisch in einer kleinen mit Wasser gefüllten Experimentierwanne befestigt, worüber die Faser in einer Haltevorrichtung arretiert wurde.

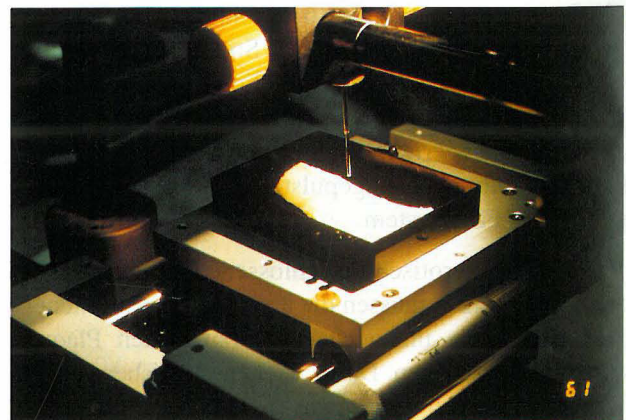


Abb. 3 Experimentierwanne für Ablationsexperimente. Die Gewebeproben liegen in einer mit Wasser gefüllten Experimentierwanne, die sich auf einer Verschiebevorrichtung befindet. Die Faser ist eingespannt in eine Halterung, die sich mittels einer Millimeterschraube nachfahren läßt.

Fig. 3 Ablations experimental bath. The specimens lay in a water bath mounted on a shifting device. The fiber is fixed in an adjustable holder.

Durch kontinuierliches Absenken der Faserspitze setzen wir an Knochen und Meniskus reihenweise über 160 Bohrungen bei unterschiedlicher Parameterkonstellation. Variiert wurde die am Gewebe wirkende Energie und Energiedichte, respektive die Pulsdauer und die Repetitionsrate; die Versuche wurden an Luft und in Wasser durchgeführt. Im Anschluß wurde die Tiefe der Bohrlöcher histomorphometrisch mit einem Auflichtmikroskop (Zeiss Axioskop) auf ca. 10% Genauigkeit bestimmt.

Ergebnisse

Die Laserbohrlöcher sowohl am Meniskus als auch am Knochen entsprechen in ihrem Durchmesser dem jeweils verwendeten Faserquerschnitt. Es entstehen glattrandige, scharf begrenzte Löcher, die völlig gratlos sind. Karbonisationsränder lassen sich auch bei maximaler Transmissionsenergie und Repetitionsraten unter 50 Hz im wässrigen Medium nicht feststellen. Ebenso wenig kommt es während der Ablation zum Abstrom von Ruß oder anderen Kohlepartikeln.

Tab. 1 Parameter der Bohrungen am Beispiel eines Rippenknochens.

Tab. 1 Parameters of the drill-wholes in a rib bone.

Nr.	Energie [mJ]	Energie- dichte [J/cm ²]	Leistungs- dichte [MW/cm ²]	Rep.- rate [Hz]	Schuß- zahl	Loch- tiefe [µm]
01	20	7,1	25,8	20	1200	980
02	20	7,1	25,8	20	1800	615
03	20	7,1	25,8	20	2400	995
04	20	7,1	25,8	30	1800	955
05	20	7,1	25,8	40	2400	940
06	20	7,1	25,8	50	3000	590
07	30	10,6	38,5	20	900	580
08	30	10,6	38,5	30	900	1030
09	30	10,6	38,5	40	1200	1620
10	30	10,6	38,5	50	1500	1340
11	40	14,1	51,3	20	600	1380
12	40	14,1	51,3	20	900	1560
13	40	14,1	51,3	20	1200	2000

Die durchschnittliche Bohrgeschwindigkeit im Meniskus beträgt 2 mm/s. Im wesentlich härteren Knochenmaterial werden Bohrgeschwindigkeiten von bis zu 0,08 mm/s erreicht, wobei die Ablationsrate über 2 µm/Puls bei Energiedichten von 15 J/cm² liegt.

Diskussion

Nach unseren bisher gewonnenen Erfahrungen stellt die Taperfaser mit ihrer effizienten Energieübertragung für leistungsstarke UV-Laserpulse einen Fortschritt für den Einsatz des Excimerlasers dar. Durch diese Kombination des Excimerlasers mit einem geeigneten Lichtleitsystem, welches die erforderlichen Energien für die Ablation von Hartgewebe in das OP-Feld führen kann,

wird erstmalig ein Laser für das Fachgebiet Unfallchirurgie interessant.



Abb. 4 Rindermeniskus mit 17 Bohrungen.

Die Serie wurde am bildseitig linken Meniskusrand mit 30 mJ und 20 Hz begonnen und unter steter Steigerung beider Parameter in der 2. Reihe rechts mit 50 mJ, 40 Hz beendet. Es wurden Energiedichten von 3,2 J/cm² bis 5,4 J/cm² erreicht.

Fig. 4 Meniscus with 17 drill-holes.

The meniscus experiment began on the left side with 30 mJ / 20 Hz and finished in the second line right with 50 mJ / 40 Hz. The energy densities ranged from 3.2 J/cm² to 5.4 J/cm².



Abb. 5 Rinderrippenknochen mit 13 Bohrungen (Maßst. 4:1).

Numerierung von links nach rechts:

obere Reihe Loch 7 – 13

untere Reihe Loch 1 – 6

Die Serie lief von Loch 1 zu Loch 13, mit einer Gesamtpulszahl von 1200 und 20 Hz pro Loch, Energie von 20 – 40 mJ. Die erreichten Energiedichten betragen 7,1 – 14,1 J/cm², die Leistungsdichte stieg von 25,8 auf 51,6 GW/cm².

Fig. 5 Rib bone with 13 drill-wholes (scale 4:1).

Counting from left to right:

upper line whole 7 – 13

lower line whole 1 – 6

The series ran from whole 1 to 13, with a total number of 1200 pulses and 20 Hz repetition rate each, increasing the energy from 20 to 40 mJ. The energy densities ranged from 7.1–14.1 J/cm², the fluence increased from 25.8 to 51.6 GW/cm².

Alle bisherigen Versuche mit den handelsüblichen thermisch wirkenden Lasern Knochenbearbeitungen durchzuführen, sind aufgrund der massiven Hitzeschä-

den, die zu Gewebsuntergang und erheblichen Heilungsverzögerungen führten, fehlgeschlagen.

Der Vorgang der Photoablation, der präzise definierte Gewebsabtragung bei hohen Energien ohne wesentliche thermische Nebenerscheinungen bewirkt, beinhaltet die potentielle Möglichkeit einer minimal-invasiven Chirurgie nun auch auf traumatologischem Gebiet.

In den Arbeiten von HITZLER et al.(2) zu den prinzipiellen Ablationsmöglichkeiten eines Excimerlaser-Taperfasersystems wird mit relativ niedrigen Energien (8–12 mJ am Faserausgang) gearbeitet. Bei Repetitionsraten von 20–35 Hz konnte eine Ablationsrate von nur 0,2 µm/Puls erzielt werden. Mit den von uns eingesetzten Hochleistungslasern konnte die Ablationsrate um eine Größenordnung bei unverändert präziser Lochqualität gesteigert werden. Für Meniskus ist damit bereits eine akzeptable Bohrgeschwindigkeit erreicht.

Die durchgeführten Versuche zeigen, daß weder mit der vorhandenen Eingangsenergie des Lasers die Zerstörungsschwelle des Fasermaterials erreicht, noch mit den entstandenen Leistungsdichten am Faserende in den Sättigungsbereich der Ablation für Knorpel- und Knochengewebe vorgestoßen wurde. Begrenzender Faktor war alleine die Energie der für die bisherigen Versuchsreihen verfügbaren Laser.

Weiterführende Experimente mit leistungsstärkeren Lasern haben begonnen, um die sich hier aufzeigenden Reserven bei der Parametereinstellung zu berücksichtigen und die Ablationsraten für Knochengewebe weiter zu steigern. In Kürze werden wir in dieser Zeitschrift die Ergebnisse unserer Untersuchungen umfassend darstellen.

Literatur

- 1 Greulich, K.O., H. Hitzler, N. Leclerc, J. Wolfrum, K.F. Klein: Transport von leistungsstarken UV-Laserpulsen durch Lichtleiter mit variablem Querschnitt (Taper). *Laser und Optoelektronik* 20 (4): 58 (1988)
- 2 Hitzler, H., K.O. Greulich, J. Wolfrum, K.F. Klein: Transport von Excimer-Laserpulsen durch Lichtleiter für Anwendungen in der Medizin. 2. Deutscher Kongreß für konservative Lasertherapie, Würzburg 31.10.–02.11.1986
- 3 Hitzler, H., N. Leclerc, C.H. Pfeleiderer, K.H. Jünemann, C.H. Dörfer, J. Zöllner, J.A. Born, K.F. Klein, K.O. Greulich, J. Wolfrum: Processing of Biomaterials by Excimer Laser Pulses transported through tapered Light Guides. (1989) unveröffentlichte Mitteilung
- 4 Marshall, J., S. Trokel, S. Rothery, R.R. Krueger: A comparative Study of corneal Incisions induced by diamond and steel Knives and two ultraviolet Radiations from an Excimer Laser. *British Journal of Ophthalmology* 70:482 (1986)
- 5 Peyman, G.A., I.R. Kuszak, K. Weckstrom, J. Mannonen, E. Viherkoski, L. Auterinen: Effects of XeCl Excimer Laser on the Eyelid and anterior Segment Structures. *Arch. Ophthalmol.* 104:118 (1986)
- 6 Seiler, T., T. Bende, J. Wollensak: Astigmatismuskorrektur mit dem Excimerlaser. *Klin. Mbl. Augenheilk.* 191: 179 (1987)
- 7 Srinivasan, R.: Ablation of Polymers and biological Tissue by ultraviolet Lasers. *Science* 234: 559 (1986)