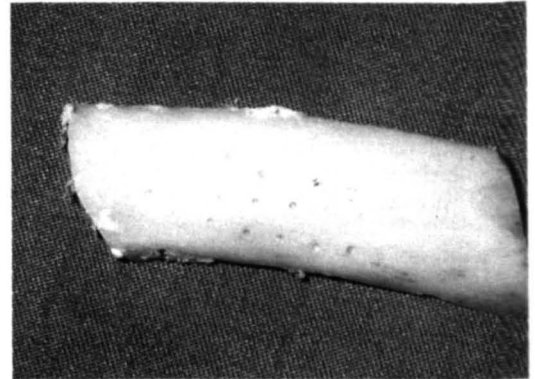


R.Jahn¹, M. Dressel², H.U. Langendorff¹, W.Neu², K.H. Jungbluth¹

Knochenablation mit fasergeführtem XeCl-Excimerlaserstrahl

Eine neue Lasertechnik erweckt durch ihr "athermisches" Abtragungsprinzip nun auch das Interesse der Unfallchirurgen. Mit hoher Schnittqualität und präzisiertem Bohren bei industriellen Fertigungsverfahren zeigte der Excimerlaser andere Wege in der Oberflächenbearbeitung von Hartmaterialien (Glas, Keramik, Diamant) auf. Die Materialabtragung erfolgt nicht mehr durch ausschließlich photothermische Wirkung, sondern indem auch molekulare Bindungen aufgrund der hohen Photonenenergie des Lasers aufgebrochen werden. Die entstehenden Materialtrümmer werden explosionsartig aus dem Bestrahlungsvolumen herausgeschleudert. Bei diesem Abtragungsmechanismus treten nur sehr geringe thermische Nebenwirkungen auf.

Abb. 2: Rippenknochen; verwendete Taperfaser 1090 µm Kerndurchmesser, Lochbohrung von li. u. n. re. o. mit unterschiedlichen Parametern.



Die Wechselwirkungen mit biologischem Hartgewebe, wie z.B. Knochen oder Knorpel, sind bisher jedoch nur wenig erforscht. Die anfänglich erreichten Abtragungsgeschwindigkeiten erwiesen sich für Operationszwecke als zu niedrig. Zusätzlich ist ein Einsatz als unfallchirurgisches Instrument, insbesondere in bisher schwer zugänglichen oder komplikationsträchtigen Regionen, erst durch die Möglichkeit der Laserstrahlführung über optische Lichtleitfasern denkbar. Daher und aufgrund der für eine effiziente Ablation notwendigen starken Absorption der Laserstrahlung kann z.Zt. allein der XeCl-Excimerlaser (Wellenlänge 308 nm) eingesetzt werden. Der Einfluß der einzelnen Laserparameter auf die Ablationsrate mußte daher unter verschiedenen Versuchsbedingungen überprüft werden. Durch die Verwendung von Taperfasern, als flexibler Lichtleiter,

konnten beachtliche Abtragraten und Schneidgeschwindigkeiten erreicht werden.

Problematik der Laseranwendung in der Unfallchirurgie

Die Anwendung des Lasers als Schneidinstrument in der Medizin

beschränkt sich seit nunmehr fast drei Jahrzehnten ausschließlich auf Weichgewebe. Das Schneiden von Hartgewebe erfordert hohe Applikationsenergien, die sich bei Anwendung herkömmlicher, meist kontinuierlicher Laser aus dem nahen und fernen infraroten Spektralbereich (Nd:YAG-, CO₂-Laser) bislang

in heilungshemmende thermische Wirkungen umzusetzen, gekennzeichnet durch breite Nekrose- und Karbonisationszonen [1,2,3].

Die ersten Versuche, gepulste Laser aus dem UV-Bereich (Excimerlaser) einzusetzen, scheiterten vor allem an der geringen Transmissionsfähigkeit von Lichtleitfasern [3,4,5]. Trotzdem war es interessant, der Frage nachzugehen: Welche neuen Möglichkeiten bringt die Entwicklung des Excimerlasers mit dem "athermischen" Abtragungsvorgang (Photoablation) z.B. für die Unfallchirurgie?

In der industriellen Fertigung gelang es mittels Spiegelarm, in härtesten Materialien (Keramik, Stahl, Diamant) präzise Oberflächenmarkierungen, Schnitte und Bohrungen kleinster Dimensionen ohne wesentliche thermische Nebenreaktionen auszuführen.

Um den Laser jedoch im Fachgebiet Unfallchirurgie zu einem Alternativenverfahren gegenüber bewährten mechanischen Techniken werden zu lassen, bedarf es eines ande-

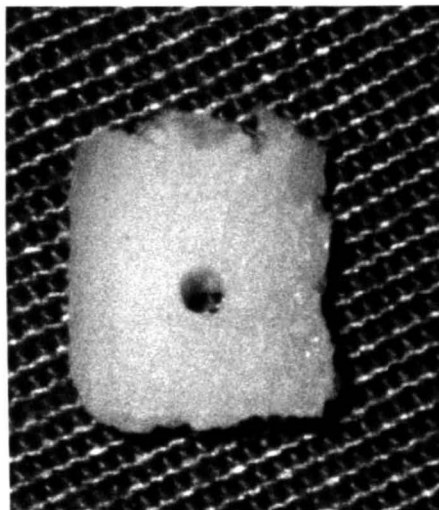


Abb. 1: Knochen 2,9 mm Dicke, verwendete Taperfaser 1090µm Kerndurchmesser, Transmissionsenergie 58 mJ, Repetitionsrate 10Hz.

¹Universitäts-Krankenhaus Eppendorf, Hamburg
Abteilung Unfallchirurgie (Direktor: Prof.Dr.K.H.Jungbluth)

²Laser-Laboratorium Göttingen e.V.

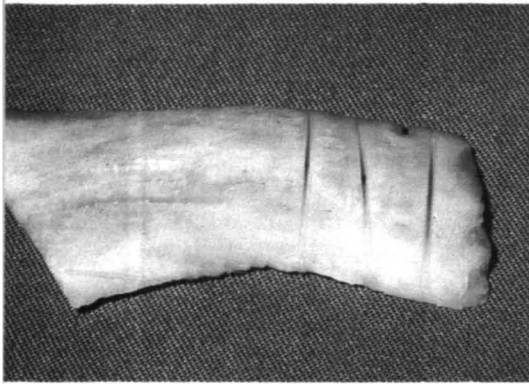


Abb. 3: Knochenschnitte, verwendete Taperfaser 600µm Kerndurchmesser, Energiedichte 7,1 J/cm², Tiefe nach 8 Querungen 383µm.

ren Energieüberträgers als dem des relativ starren Spiegelarmes.

Eine effektive Energietransmission durch eine flexible Faser stellt eine der unverzichtbaren Voraussetzungen dar. Neben dieser technischen Forderung sind folgende physikalische Parameter für eine Ablation mit geringer thermischer Belastung wichtig:

(a) Eine im Vergleich zu thermischen Diffusionszeiten kleine Pulsbreite der Laserstrahlung.

(b) Eine starke Absorption und damit verbunden eine geringe Eindringtiefe der Laserwellenlänge.

Zur Erfüllung dieser Anforderungen bei gleichzeitig effizienter Faserttransmission kann zur Zeit nur der XeCl-Excimerlaser mit der Wellenlänge 308 nm eingesetzt werden [6].

Desweiteren sollten ausreichende Kenntnisse darüber vorliegen, inwieweit der Ablationsvorgang überhaupt eine realistische Abtrags- (d.h. Operations-) geschwindigkeit an Knochen- und Knorpelgewebe zuläßt.

Copyright © 1991 by Deutscher Fachschriften-Verlag

Material und Methode

Begleitet von diesen Problemvorstellungen wurde ein Versuchsaufbau erstellt, um Ablationsraten an Knochen zu messen und zu optimieren. Wir verwendeten drei unterschiedliche XeCl-Excimerlasersysteme mit Pulsbreiten von 28 ns, 60 ns und 250-300 ns. Die Laserenergie wurde über Taperfasern übertragen, die eine unkritische Transmission sehr hoher Pulsenergien (bis zu 250 mJ) zulassen [6, 7, 8, 9]. Die verwendeten Taperfasern hatten einen Kerndurchmesser von 200 µm, 400 µm, 600 µm und 1000 µm.

Die Laserparameter variierten über folgende Bereiche: Energie am

zelapplikationen wurden dabei die Wechselwirkungen zwischen den verschiedenen Laserparametern und dem Gewebe untersucht.

Ergebnisse und Diskussion

Schon in den ersten Experimenten bestätigte sich die faserschützende Wirkung längerer Pulsbreiten, im Vergleich zur Standardpulsbreite von 28 ns. Die Abhängigkeit der Oberflächenzerstörungsschwelle, die proportio-

lich, daß es bei der Standardpulsbreite von 28ns ab einer Ausgangsenergie von 40 mJ fast regelmäßig zur Zerstörung der Faserendflächen (Fb) kommt, und die Ablationsraten der Bohrlöcher nicht mehr vergleichbar sind. Applikationen mit dem Langpuls laser (200-300 ns) sind auch noch bei Energien von bis zu 50 mJ ohne eine Zerstörung der Faserendfläche möglich (s.Tab. 2).

Interessante Ergebnisse brachte der XeCl-Excimerlaser mit einer Pulsbreite von 60 ns. (sh. Diagramm). Bis zu einer Repetitionsrate von 40 Hz waren die Bohrungen mitunter um das 3-4fache tiefer als bei Anwendung des Langpuls lasers. Dies deutet darauf hin, daß der entscheidende Parameter der Ablation die Leistungsdichte, d.h. die Energie/Pulsdauer, ist. Bei einer weiteren Steigerung der Repetitionsrate auf 50 Hz und der Energie über 30 mJ wird die Faser derzeit noch zerstört.

Die gesetzten Bohrungen mit allen verwendeten Excimerlasersystemen sind insgesamt charakterisiert durch gleichmäßige, saubere Ränder, und auch in der Tiefe zeigen sich keine Karbonisationen (Abb. 1, 2). Wir erreichen eine Ablationsrate von 3-5µm/Schuß, entsprechend 0,08 mm/s Bohr- bzw. Schnittgeschwindigkeit im Knochengewebe.

Diese Werte weisen auf die prinzipielle Möglichkeit einer "athermischen" Knochengewebsdurchtrennung hin (Abb. 3,4).

Bemerkenswert ist, daß, obwohl im Rahmen dieser Versuche mit steigenden Transmissionsenergien gearbeitet wurde, der Sättigungsbereich der Ablationsrate für Knochen noch nicht erreicht worden ist.

Aufbauend auf diesen Erfahrungen kann nach weiteren technischen Verbesserungen der Fasern und der Applikatoren damit gerechnet werden, daß die Ablationsraten auch für Knochen noch wesentliche Steigerungen erfahren und damit intraoperativ Abtragungen von Exostosen, dystopen Verknöcherungen oder die Ausräumung von osteitischen Knochenherden möglich werden. Osteotomien großer Röhrenknochen beim Erwachsenen sollten für diesen Laser nicht die Zielstellung sein.

Wir danken den Firmen Lambda Physik, Göttingen und der Heraeus Quarzglas GmbH, Hanau für die freundliche Unterstützung dieser Versuche.

#	Energie [mJ]	Energiedichte [J/cm ²]	Leistungsdichte [MW/cm ²]	Rep. rate [Hz]	Schußzahl	Lochtiefe [µm]	Abl. rate [µm/S]
01	30	3.2	114.3	20	1200	560	0.47
02	30	3.2	114.3	20	1800	780	0.43
03	30	3.2	114.3	20	2400	870	0.36
04	30	3.2	114.3	30	1800	620	0.34
05	30	3.2	114.3	40	2400	840	0.35
06	30	3.2	114.3	50	3000	965	0.32
07a	40	4.3	153.6	20	1200	370	0.31?
07	40	4.3	153.6	20	1200		
08	40	4.3	153.6	20	1800	230	0.13?
09	40	4.3	153.6	20	2400	660	0.28
10	40	4.3	153.6	30	1800	775	0.43
11	40	4.3	153.6	40	2400	80	Fb
12	40	4.3	153.6	50	3000	580	Fb
13	50	5.4	192.8	20	1200	630	0.53?
14	50	5.4	192.8	20	1800	--	
15	50	5.4	192.8	20	2400	1075	0.45?

Tab. 1: Auswertung der Bohrungen an Rinderknochen (Kn 2). Laser: Excimerlaser (XeCl), Lambda EMG 602, Wellenlänge λ = 308 nm, Pulsdauer τ = 250 - 300 ns, Faser: Taperfaser Heraeus 75/89, Kerndurchmesser 400 µm, Außendurchmesser 537 µm, Medium: Wasser, Abstand: Knochen - Faser: δz = 500 µm

distalen Ende der Faser von 20 mJ - 70 mJ; Repetitionsrate 10 - 100 Hz.

Die Ablationen wurden als Schnitte und Bohrungen an Rippenknochen frisch geschlachteter Rinder vorgenommen. In mehr als 400 Ein-

nal zur Quadratwurzel der Laserpulsbreite steigt, erlaubt die Transmission höherer Energien bei längeren Pulsen bzw. eine Schonung der Faseraustrittsfläche bei konstanter Pulsenergie. Es ist aus Tab. 1 ersicht-

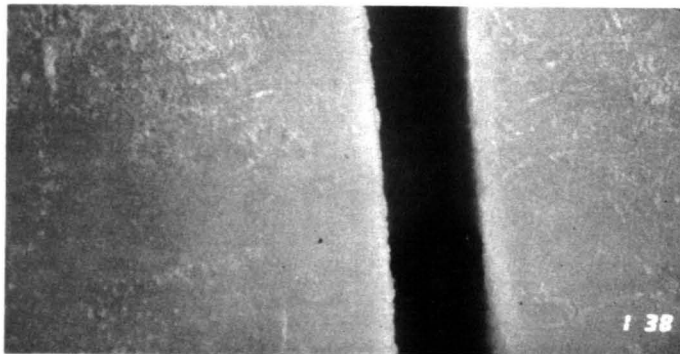
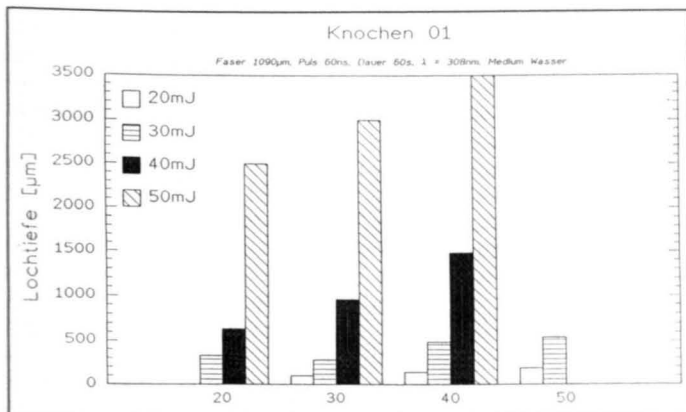


Abb. 4: Auflichtmikroskopie: glatte und nichtkarbonisierte Schnittländer.

#	Energie ø [m]	Energie- dichte [μm] [J/cm ²]	Leistungs- dichte [MW/cm ²]	Rep- rate [Hz]	Schuß- zahl	Loch- tiefe [μm]	Abl- rate [μm/S]
Knochen 11							
01	40	754 9.0	32.7	100	37.7	28	0.74
02	40	754 9.0	32.7	100	75.4	144	1.91
03	40	754 9.0	32.7	100	150.8	100	0.66
04	40	784 8.7	31.6	100	235.2	210	0.89
05	40	808 8.4	30.5	100	323.2	366	1.13
06	40	800 8.4	30.5	100	3800	490	0.13
Knochen 12							
01	50	800 10.5	38.1	100	3619	1426	0.39
Knochen 13							
01	50	800 10.5	38.1	100	9280	4500	0.48
Knochen 14, Präp. 028							
01	40	800 8.4	30.5	100	1440	1082	0.75
Knochen 15, Präp. 029							
01	40	800 8.4	30.5	100	2560	1840	0.71
02	40	800 8.4	30.5	100	3040	2348	0.77

Tab. 2: Auswertung der Schritte an Rinderknochen (Kn 11 - 15). Laser: Excimerlaser (XeCl), Lambda EMG 1003i, Wellenlänge λ = 308 nm, Pulsdauer τ = 28 ns = Faser: Taperfaser Heraeus 01/90, Kerndurchmesser 1090 μm, Außendurchmesser 1250 μm, Material Knochen 2, Medium: Wasser



Literatur

- Horch H H: Laser-Osteotomie und Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der oralen Weichteilchirurgie. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Düsseldorf, Quintessenz Verlags GmbH, Berlin 1983
- Dinkelaker F: Die CO₂-Laser-Osteotomie; Habilitationsschrift Chirurgische Klinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin 1989
- Grothues-Spork M: Vergleich der Knochenheilung nach Sägeosteotomie, CO₂-Laserosteotomie und Excimer-Laserosteotomie am Röhrenknochen des Kaninchens; Inaugural-Dissertation Medizinischer Fachbereich der Freien Universität Berlin, Klinik für Unfallchirurgie 1990
- Klanke J, Siebert W, Scholz C, Dinkelaker F, Müller G, Wirth CJ: Histologische und rasterelektronenmikroskopische Veränderungen an Knorpeloberflächen nach Bearbeitung mit verschiedenen Lasern im Vergleich zu mechanischen Instrumenten; unveröffentlichte Mitteilung 1990
- Steiner R, Greber H: Erste vergleichende Untersuchungen des Er:YAG-Lasers (2,94 μm) und des Excimer Lasers (308 nm) an okulären Geweben; In: Wollensak J (Hrsg.), Laser in der Ophthalmologie; Enke Verlag Stuttgart 1988

- Dressel M, Neu W, Gerhardt H: Quarzglasfasern für die Übertragung von Excimerlaserpulsen hoher Leistung; Laser und Optoelektronik 22(5): 76-81 (1990)
- Jahn R, Dressel M, Fabian H, Gerhardt H, Kesper J, Klein K F, Langendorff H U, Neu W, Sowada U, Jungbluth K H: Excimerlaser und Taperfaser - ein effizientes Instrument für die Ablation von Knochen- und Knorpelgewebe; Laser in medicine and surgery 6 (2):77-80 (1990)

- Kiefhaber P, Nath G, Moritz K, Gorisch W, Kreitmair A, Schramm W: Eigenschaften versch. Lasertransmissionssysteme und ihre Eignung für die endoskopische Blutstillung. In: Lindner H, Fortschritte der gastroenterologischen Endoskopie Bd. 7, Verlag Witzstrock Badeb-Baden 1976
- Kiefhaber P, Nath G, Moritz K: Endoskopische Blutstillung gastrointestinaler Blutungen mit einem leistungsstarken Neodym-Yag-Laser; Chirurg 48: 198-203 (1977)

← Produktumschau →