

# Bohrungen am Knochen mit fasergeführtem Excimerlaserstrahl

R. Jahn<sup>1</sup>, M. Dressel<sup>2</sup>, H. Fabian<sup>3</sup>, K.F. Klein<sup>3</sup>, H.U. Langendorff<sup>1</sup>, W. Neu<sup>2</sup>, K.H. Jungbluth<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Abteilung Unfallchirurgie (Direktor: Prof. Dr. K.-H. Jungbluth) Universitätskrankenhaus Hamburg,

<sup>2</sup> Laser-Laboratorium Göttingen e.V.,

<sup>3</sup> Heraeus Quarzglas GmbH, Hanau

## Zusammenfassung

Zur Ermittlung einer optimalen Parametereinstellung des Excimerlasers für die Bearbeitung von Knochengewebe, testeten wir bei drei unterschiedlichen Impulslängen den Einfluß von Austrittsenergie und Repetitionsrate auf die Ablationstiefe.

**Schlüsselwörter:** Excimerlaser, fasergeführter Laserstrahl, Laser-Knochenbohrungen

## Bone Drilling with Fiber Guided Excimer Laser Beam

### Summary

An experiment is presented which shows the relationship between energy, repetition rate and pulse width to the bone ablation rate using a fiber guided excimer laser beam.

**Key words:** excimer laser, fiber guided laser beam, laser bone drilling

### Einleitung

Durch die Entwicklung des Excimerlasers und dessen athermischen Abtragungsvorgang von Materialien (Photoablation) zeigen sich neue Wege auch für die Hartgewebeschirurgie auf. Allerdings stellt in unserem operativen Fachgebiet die Führung des Laserstrahls durch einen flexiblen Lichtwellenleiter eine unabdingbare Voraussetzung dar.

Die bislang verwendeten Quarzglasfasern hatten jedoch eine so niedrige Zerstörschwelle (ca. 20 J/cm<sup>2</sup> bei XeCl-Excimerlaser mit einer Wellenlänge von 308 nm und einer Pulsdauer von 28 ns [1]), daß die maximal transmittierte Energie trotz ausreichender Leistung des Lasers für eine akzeptable Ablationsrate zu schwach war.

Zwei Möglichkeiten bieten sich an, die Transmissionsenergie trotzdem zu erhöhen:

Einmal durch Verwendung eines längeren Pulses (Standardpuls bisher ca. 30 ns), da die ausgewogene Verteilung der Energie, d.h. niedrigere Leistung, der Zerstörung der Faser entgegenwirkt (die Zerstörschwelle steigt in etwa mit der Quadratwurzel der Pulsdauer [1]) und so zu einem höheren output führt.

Zum anderen verhilft eine bessere Strahleinkopplung durch ein spezielles, trichterförmig ausgearbeitetes Fasereingangsstück (Taper) zu einer flächenmäßig günstigeren Energieaufteilung, mit dem Ergebnis einer wesentlich höheren Transmissionsenergie am Faserende als bisher mit konventionellen Quarzglasfasern möglich.

### Methodisches Vorgehen

Von uns wurden beide dieser Möglichkeiten unter dem Aspekt einer effizienteren Ablation untersucht.

Wie bereits in Heft Nr. 2/90 dieser Zeitschrift [2] berichtet, verwendeten wir verschiedene XeCl-Excimerlaser der Wellenlänge 308 nm (Lambda Physik) mit drei unterschiedlichen Pulsbreiten: EMG 1003i Pulsdauer 28 ns, EMG 602 Pulsdauer 250–300 ns (**Abb. 1**) und einem mittleren Puls von 60 ns LPX 605iCC. Der Laserstrahl wurde in geeigneter Weise mit relativ langbrennweitigen Quarzlinsen ( $f = 150 \text{ mm} - 500 \text{ mm}$ ) in die Taperfasern (Kerndurchmesser von 400  $\mu\text{m}$ –1000  $\mu\text{m}$ , Länge ca. 2 m) eingekoppelt (**Abb. 2**). Wir setzten insgesamt über 300 Bohrungen an Knochen- und Meniskusgewebe frisch geschlachteter Tiere (Rind, Schwein), wobei die folgenden Parameter variiert wurden: Energie und Faserdicke, d.h. Energiedichte; Pulsdauer, d.h. Leistungsdichte; Repetitionsrate, Expositionszeit und Medium. Dabei wurde die Faser in wässriger Lösung ohne Handstück als sogenannte „bare fiber“ (Ummantelung auf ca. 3 cm vollständig entfernt) (**Abb. 3**) unter Gewebekontakt beim Bohren nachgeführt (**Abb. 4**).

### Ergebnisse

Qualitative Unterschiede der Ablationseigenschaften werden durch die einzelnen Pulsbreiten nicht verursacht: Die erhaltenen Löcher sind generell glattrandig/gratlos, ohne jegliche Anzeichen von Karbonisation

und nur mit einem geringen Nekrosesaum (Abb. 5–7). Unter Anwendung des kurzen Pulses von 28 ns kamen wir trotz Taperfaser beim Einkoppeln von 40 mJ in den kritischen Transmissionsbereich, der durch Zerstörung und Bruch (Fb) der Faserendfläche an der Austrittsseite gekennzeichnet ist (Tab. 1). Die hierbei gemessenen Ablationsraten unterliegen keiner Regelmäßigkeit mehr.

#	Energie [mJ]	Energiedichte [J/cm <sup>2</sup> ]	Leistungsdichte [MW/cm <sup>2</sup> ]	Rep.-rate [Hz]	Schußzahl	Lochtiefe [µm]	Abl.-rate [µm/S]
01	30	3.2	11.6	20	1200	620	0.52
02	30	3.2	11.6	20	1800	655	0.36
03	30	3.2	11.6	20	2400	622	0.26
04	30	3.2	11.6	30	1800	580	0.32
05	30	3.2	11.6	40	2400	710	0.29
06	30	3.2	11.6	50	3000	594	0.20
07	40	4.3	15.6	20	1200	660	0.55
08	40	4.3	15.6	20	1800	750	0.42
09	40	4.3	15.6	20	2400	790	0.33
10	40	4.3	15.6	30	1800	726	0.40
11	40	4.3	15.6	40	2400	822	0.34
12	40	4.3	15.6	50	3000	782	0.26
13	50	5.4	19.6	20	1200	880	0.73
14	50	5.4	19.6	20	1800	900	0.50
15	50	5.4	19.6	20	2400	1040	0.43
16	50	5.4	19.6	30	1800	940	0.52
17	50	5.4	19.6	40	2400	980	0.41
18	50	5.4	19.6	50	3000	1108	0.37
19	50	5.4	19.6	70	4200	1184	0.28
20	50	5.4	19.6	100	5000	1244	0.25

Tab. 1 Auswertung der Bohrungen am Knochen: XeCl-Excimerlaser, Wellenlänge 308 nm, Pulsdauer 28 ns, Faserdurchmesser 1000 µm.

Tab. 1 Evaluation of the bone drillings: XeCl excimer laser, wave length 308 nm, pulse width 28 ns, fiber core diameter 1000 µm.

Hingegen zeigt sich der faserschonende Effekt des längeren Pulses merklich bei Applikationen mit dem Langpuls laser im Bereich ab 40 mJ (Tab. 2). Die Abnahme der gemessenen Abtragrate bei Zunahme der Expositionszeit (90 s bzw. 120 s) und der Repetitionsrate (30 Hz, 40 Hz bzw. 50 Hz) führten wir einerseits auf die Schädigung der Faserendfläche durch Stoßwellen oder Kavitation zurück, da wir nach wie vor im Kontaktverfahren arbeiten. Andererseits können die nicht entweichenden Ablationsprodukte im engen Bohrloch bei tieferen Bohrungen den weiteren Abtrag erschweren.

Aus Tabelle 3 im Vergleich zu Tabelle 2 ist zusätzlich noch der Einfluß des Faserquerschnitts (600 µm, 1000 µm Kerndurchmesser) abzulesen. Der Anstieg von Energie- und Leistungsdichte im betrachteten Bereich (40 mJ, 50 mJ) bedingt einen schnelleren Faserver schleiß und damit Meßwertausfälle. Bei erhaltener Faserendfläche zeigen sich Ablationsraten von 2,85 µm/Schuß (Lochtiefe von 3,4 mm in 60 s), die bisher aus keiner anderen, vergleichbaren Versuchsserie bekannt

#	Energie [mJ]	Energiedichte [J/cm <sup>2</sup> ]	Leistungsdichte [MW/cm <sup>2</sup> ]	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	-	Fb
12	40	4.3	153.6	50	3000	-	Fb
13	50	5.4	192.8	20	1200	30	0.53?
14	50	5.4	192.8	20	1800	-	-
15	50	5.4	192.8	20	2400	1075	0.45?

Tab. 2 Auswertung der Bohrungen am Knochen: XeCl-Excimerlaser, Wellenlänge 308 nm, Pulsdauer 250–300 ns, Faserdurchmesser 1000 µm.

Tab. 2 Evaluation of the bone drillings: XeCl excimer laser, wave length 308 nm, pulse width 250–300 ns, fiber core diameter 1000 µm.

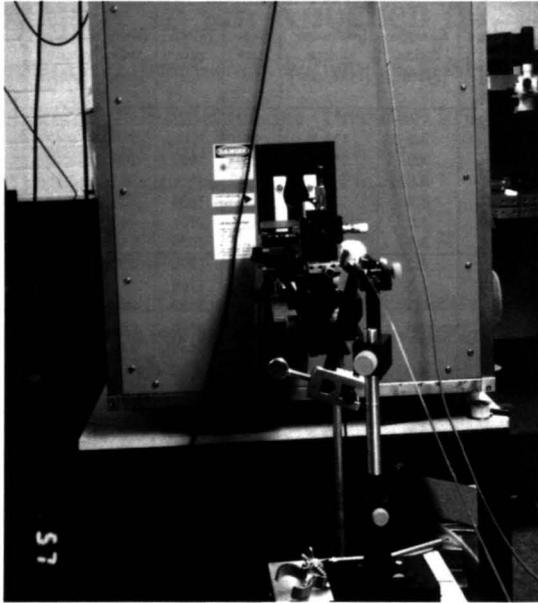
#	Energie [mJ]	Energiedichte [J/cm <sup>2</sup> ]	Leistungsdichte [MW/cm <sup>2</sup> ]	Rep.-rate [Hz]	Schußzahl	Lochtiefe [µm]	Abl.-rate [µm/S]
01	20	7.1	25.8	20	1200	980	0.81
02	20	7.1	25.8	20	1800	615	0.34
03	20	7.1	25.8	20	2400	995	0.41
04	20	7.1	25.8	30	1800	955	0.53
05	20	7.1	25.8	40	2400	940	0.39
06	20	7.1	25.8	50	3000	590	0.20
07	30	10.6	38.5	20	1200	≈1800	1.50
08	30	10.6	38.5	20	600	920	1.50
09	30	10.6	38.5	20	900	580	0.64
10	30	10.6	38.5	30	900	1030	1.14
11	30	10.6	38.5	40	1200	1620	1.35
12	30	10.6	38.5	50	1500	1340	0.89
13	40	14.1	51.3	20	600	1380	2.30
14	40	14.1	51.3	20	900	1560	1.73
15	40	14.1	51.3	20	1200	≈2000	1.67
16	40	14.1	51.3	30	900	1610	1.79
17	40	14.1	51.3	40	1200	1300	1.08
18	40	14.1	51.3	50	1500	1260	0.84
17	50	17.7	64.4	20	600	-	Fb
18	50	17.7	64.4	20	900	-	Fb
19	50	17.7	64.4	20	1200	3420	2.85
20	50	17.7	64.4	30	900	1620	1.80
21	50	17.7	64.4	40	1000	-	-
22	50	17.7	64.4	50	250	-	-
23	50	17.7	64.4	50	1500	-	-

Tab. 3 Auswertung der Bohrungen am Knochen: XeCl-Excimerlaser, Wellenlänge 308 nm, Pulsdauer 250–300 ns, Faserdurchmesser 600 µm.

Tab. 3 Evaluation of the bone drillings: XeCl excimer laser, wave length 308 nm, pulse width 250–300 ns, fiber core diameter 600 µm.

geworden sind. Da sich die Ausgangsenergie des verwendeten Versuchslasers EMG 602 nicht beliebig erhöhen läßt, endet dieser Versuch bei einer Transmissionsenergie von 50 mJ.

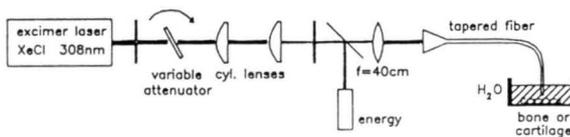
Neue Aspekte eröffneten sich daher mit der Anwen-



**Abb. 1** Experimentierlaser (Lambda Physik EMG 602): XeCl-Excimerlaser, Wellenlänge 308 nm, Pulsbreite 250–300 ns.

**Fig. 1** Experimental laser (Lambda Physik EMG 602): XeCl excimer laser, wave length 308 nm, pulse width 250–300 ns.

### experimental setup



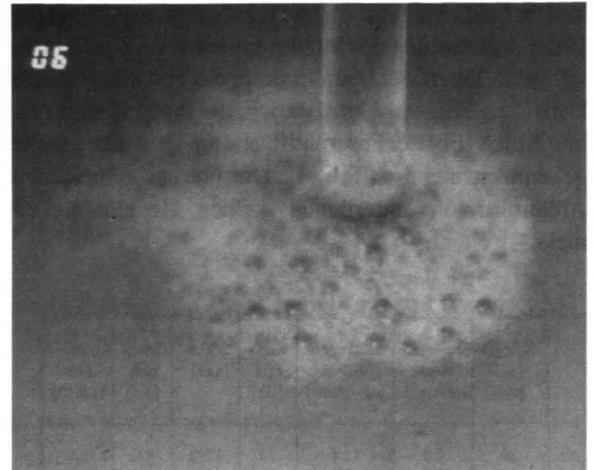
**Abb. 2** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus und der Einkopplung des Excimerlaserstrahls in die Taperfaser.

**Fig. 2** Experimental set up.



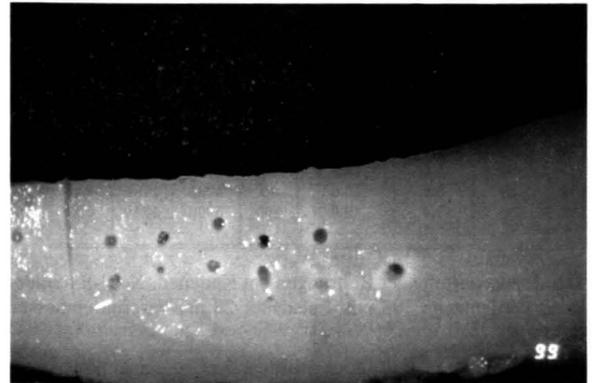
**Abb. 3** Intakte Faserendfläche, Ummantelung auf ca. 3 cm entfernt.

**Fig. 3** Undamaged fiber surface; coating has been removed 3 cm.



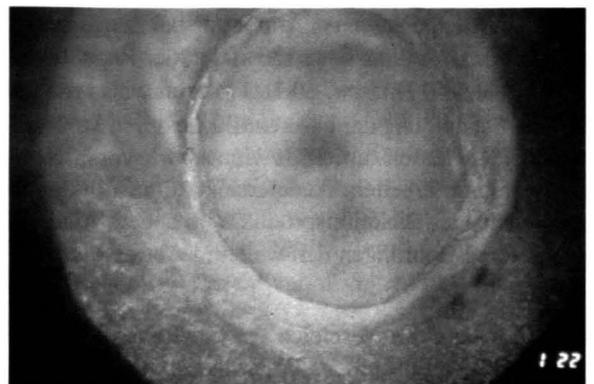
**Abb. 4** Während des Bohrvorganges entstehen in Abhängigkeit von der Effizienz der Ablation im wässrigen Milieu Bläschenwolken über dem Abtragungsort.

**Fig. 4** Cavitations (bubbles) induced by laser bone drilling in a wet environment.



**Abb. 5** Laserbohrungen in einem Rippenknochen (Rind). In der oberen Reihe wurde durch den Knochen gebohrt (**Tab. 3**).

**Fig. 5** Laser drillings in a rib bone (cow). In the upper row the bone is perforated (**Tab. 3**).



**Abb. 6** Auflichtmikroskopie eines Laserbohrloches im Knochen (Zeiss Axioskop 50x). Parameter: 30 mJ Energie, 30 Hz Repetitionsrate, 60 s Expositionszeit, Lochtiefe 580  $\mu$ m, Faserkern-durchmesser 1000  $\mu$ m, Pulsbreite 300 ns.

**Fig. 6** Laser drill-whole (Auflichtmicroscope Zeiss Axioskop 50 x) Parameter: 30 mJ energy, 30 Hz repetition rate, 60 s exposure, whole depth 580  $\mu$ m, fiber core diameter 1000  $\mu$ m, pulse width 300 ns.

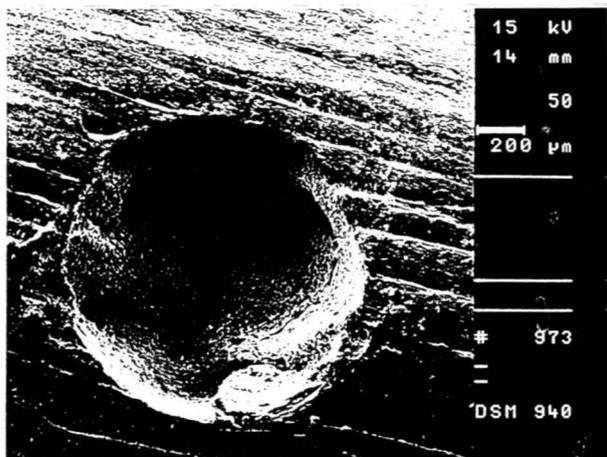


Abb. 7 Laserbohrloch im Knochen. Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (Zeiss DSM 940).

Fig. 7 Laser drill-hole in rib bone (scanning electron microscope Zeiss DSM 940).

derung des Excimerlasers LPX 605iCC, der nicht nur über eine höhere Ausgangsenergie verfügt, sondern auch über eine Pulsbreite des mittleren Bereichs von 60 ns. Hier zeigt sich bei Gegenüberstellung der erhaltenen Werte unter Verwendung einer 1000 μm-Faser (Tab. 2, Tab. 4), daß die Ablationsraten in den unteren Wertebereichen von 30 mJ Energie am Ende der Faser beim Langpulslaser (300 ns) höher liegen, in den Bereichen von 40 mJ und 20 Hz Wiederholrate sich langsam angleichen und für höhere Repetitionsraten bei einer Pulsbreite von 60 ns anzusteigen beginnen. Eine deutliche Überlegenheit des Lasers mit der Pulsbreite von 60 ns zeigt sich ab einer out put-Energie von 50 mJ mit einer vorläufig maximalen Bohrtiefe von 3,8 mm bei 120 s Expositionszeit mit einer Energie von 50 mJ und 20 Hz Repetitionsrate, entsprechend einer Ablationsrate von 2,1 μm/Schuß. Offensichtlich kommt der Pulsdauer für die Ablationstiefe unter Verwendung eines fasergeführten Laserstrahls eine andere Bedeutung zu, als es bisher bei Experimenten ohne Faserführung beschrieben wurde [3,4]. Die Abgabe eines Energiespitzenwertes innerhalb einer kürzeren Zeit (60 ns statt 300 ns) an das Gewebe, d.h. eine fünfmal so hohe Leistungsdichte, bewirkt demnach eine bessere Ablation. Ein Vergleich des Energiedichtebereiches von 5,4 J/cm<sup>2</sup> bei Pulsdauer 28 ns (Tab. 1), 300 ns (Tab. 2) und 60 ns (Tab. 4) manifestiert diese Annahme durch den hier ersichtlichen Anstieg der Ablationsrate bei 60 ns. Die faserschonende Wirkung des 60 ns Pulses erweist sich dabei in den betrachteten Meßbereichen als ausreichend.

Um die höhere Ausgangsenergie des 60 ns-Puls-Lasers im Hinblick auf Veränderungen der Ablationsrate zu testen, applizierten wir bis zu 70 mJ auf die Knochenoberfläche. Wir erhielten bei 70 mJ, 20 Hz und 60 s

#	Energie [mJ]	Energiedichte [J/cm <sup>2</sup> ]	Leistungsdichte [MW/cm <sup>2</sup> ]	Rep.-rate [Hz]	Schußzahl	Loch-tiefe [μm]	Abl.-rate [μm/S]
01	20	2.1	35	20	1200		
02	20	2.1	35	20	1800	30	0.02
03	20	2.1	35	20	2400	111	0.05
04	20	2.1	35	30	1800	98	0.05
05	20	2.1	35	40	2400	139	0.06
06	20	2.1	35	50	3000	187	0.06
07	30	3.2	53.3	20	1200	330	0.28
08	30	3.2	53.3	20	1800	280	0.16
09	30	3.2	53.3	20	2400	282	0.12
10	30	3.2	53.3	30	1800	280	0.16
11	30	3.2	53.3	40	2400	490	0.20
12	30	3.2	53.3	50	3000	543	0.18
13	40	4.3	71.7	20	1200	640	0.53
14	40	4.3	71.7	20	1800	787	0.44
15	40	4.3	71.7	20	2400		
16	40	4.3	71.7	30	1800	960	0.53
17	40	4.3	71.7	40	2400	1480	0.62
18	40	4.3	71.7	50	3000		
19	50	5.4	90.0	20	1200	2500	2.08
20	50	5.4	90.0	20	1800	3500	1.94
21	50	5.4	90.0	20	2400	3800	2.11
22	50	5.4	90.0	30	1800	3000	1.67
23	50	5.4	90.0	40	2400	3500	1.46
24	50	5.4	90.0	50	3000	1485	0.50

Tab. 4 Auswertung der Bohrungen am Knochen: XeCl-Excimerlaser, Wellenlänge 308 nm, Pulsdauer 60 ns, Faserdurchmesser 1000 μm.

Tab. 4 Evaluation of the bone drilling: XeCl excimer laser, wave length 308 nm, pulse width 60 ns, fiber core diameter 1000 μm.

Exposition eine Ablationsrate von 5 μm/Schuß! (6 mm in 60 s), woraus zu ersehen ist, daß der Sättigungsbereich der Ablation mit dem Excimerlaser mit Energiedichten von 8 J/cm<sup>2</sup> noch nicht erreicht ist.

Unter unseren derzeitigen Versuchsbedingungen ist die Abtragrate in ihrer Reproduzierbarkeit noch stark eingeschränkt, da wir mit unserem Kontaktverfahren bei der Transmissionsenergie von 70 mJ auch bei diesem Laser mittlerer Pulsdauer an der Zerstörschwelle der rückwärtigen Faserendfläche angekommen sind. Über

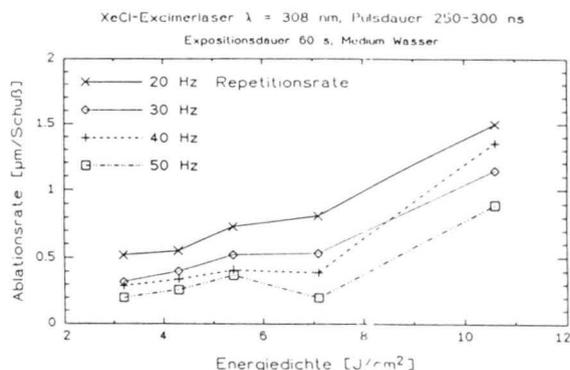


Abb. 8 Ablationsrate als Funktion der angewandten Energiedichte beim Bohren von Löchern in Knochen: 250–300 ns Pulsdauer, 60 s Expositionszeit.

Fig. 8 Ablation rate of drilling depending on fluence. 250–300 ns pulse width, 60 s exposure.

die genaue Höhe des Sättigungsbereiches läßt sich noch keine Aussage treffen. In der grafischen Darstellung (Abb. 8) lassen sich Plateaus für die Ablationsrate bei Repetitionsraten zwischen 30 Hz und 50 Hz erkennen; Betrachtungen im Energiedichtebereich von  $5,4 \text{ J/cm}^2$  vergleichsweise in Abbildung 10 mit einem steilen Anstieg bei 40 Hz auf  $1,5 \mu\text{m/S}$  ( $0,4 \mu\text{m/S}$  Abb. 8), lassen jedoch erkennen, daß es sich bei diesen Plateaus nicht um ein Erreichen der echten Sättigung der Ablation handelt, sondern daß sie lediglich die Toleranzgrenze der Faserendfläche bei verschiedenen Parameterkonstellationen des Lasers anzeigen.

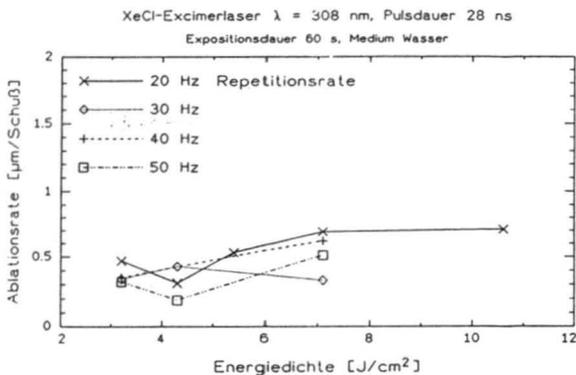


Abb. 9 Ablationsrate als Funktion der angewandten Energiedichte beim Bohren von Löchern in Knochen; 28 ns Pulsdauer, 60 s Expositionszeit.

Fig. 9 Ablation rate of drilling depending on fluence. 28 ns pulse width, 60 s exposure.

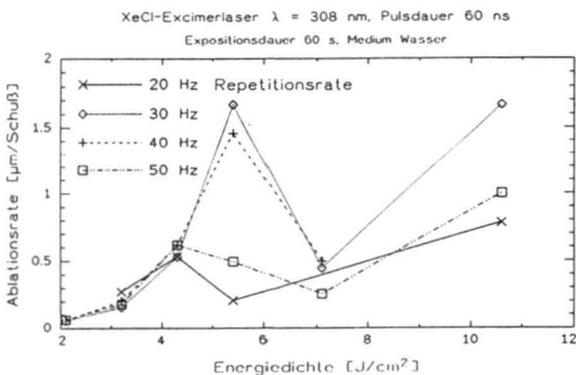


Abb. 10 Ablationsrate als Funktion der angewandten Energiedichte beim Bohren von Löchern in Knochen; 60 ns Pulsdauer, 60 s Expositionszeit.

Fig. 10 Ablation rate of drilling depending on fluence. 60 ns pulse width, 60 s exposure.

Im Gegensatz zu früheren Versuchen mit nichtgetapernten Fasern und Faserstäben konnten wir in der aktuellen Versuchsserie keinerlei Störungen oder Abfackeln des Fasermaterials am Einkopplungsende mehr beobachten. Auch ein Abfackeln der Faser an der Auskoppel-seite kann vermieden werden, wenn, wie hier, unter Wasser gearbeitet wird.

## Diskussion

Von den drei applizierten Pulsbreiten 28 ns, 60 ns und 250–300 ns zeigt der mittlere Bereich unter den von uns ausgewählten Parameterkonstellationen einen ausreichenden Faserschutz bis zu einer Austrittsenergie von 50 mJ. Gleichzeitig findet sich ein deutlicher Anstieg der Ablationsrate gegenüber den Lasern mit Pulsbreiten von 250–300 ns. Der Sättigungsbereich der Ablation wurde in unseren Experimenten auch bis zu einer Transmissionsenergie von 70 mJ noch nicht erreicht.

Es bleibt Aufgabe weiterer Experimente, ein reproduzierbares Non-Kontaktverfahren zu entwickeln, bei dem mit einem geeigneten Handstück die Faserendfläche durch optimalen Abstand geschützt wird, um durch Anwenden höherer Transmissionsenergien (bis zu 250 mJ können derzeit durch die  $1000 \mu\text{m}$ -Taperfaser übertragen werden) eine weitere Steigerung der Ablationsrate zu erreichen.

## Literatur

- 1 Dressel M, W Neu, H Gerhardt: Quarzglasfasern für die Übertragung von Excimerlaserpulsen hoher Leistung. *Laser und Optoelektronik* 22 (5) : 76–81 (1990)
- 2 Jahn R, M Dressel, H Fabian, H Gerhardt, J Kesper, KF Klein, HU Langendorff, W Neu, U Sowada, KH Jungbluth: Excimerlaser und Taperfaser – ein effizientes Instrument für die Ablation von Knorpel- und Knochengewebe. *Laser Med Surg* 6 : 77–80 (1990)
- 3 Steiner R: Der Excimerlaser in der Medizin. *Phys Bl* 46 : 156–157 (1990)
- 4 Yeh ITC: Laser ablation of polymers. *J Vac Sci Technol A* 4 : 653–658 (1986)

Wir danken Herrn Professor Dr. LIEHRSE vom Institut für Neuroanatomie (Universitätskrankenhaus Hamburg) für die Durchführung der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen.

Die Experimente wurden mit der freundlichen Unterstützung der Firmen Lambda Physik Göttingen und Heraeus Quarzglas Hanau durchgeführt.