

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

Abteilung Unfallchirurgie¹ (Direktor: Prof. Dr. K. H. Jungbluth), Universitätskrankenhaus Hamburg-Eppendorf und Laser-Laboratorium Göttingen e.V.² (Direktor: Priv.-Doz. Dr. Gerhardt)

Abtragung von biologischem Hartgewebe mit dem Excimerlaser

Die durchgeführten Experimente zeigen die Schneid- und Bohrmöglichkeiten einer Excimerlaser-Faser-Kombination am Knochen- und Meniskusgewebe auf. Für die Abtragungsvorgänge am Meniskus konnten bereits akzeptable Operationsgeschwindigkeiten erzielt werden. An den Hart- wie auch an den Weichgeweben hinterlassen die Ablationsvorgänge dabei nur begrenzte, mikroskopisch eben erkennbare Zell- und Gewebsschädigungen. Eine weitere Steigerung der Abtrage rate für Hartgewebe erscheint technisch durch eine Erhöhung der Transmissionsenergie via Faser erreichbar zu sein. Die damit verbundene Beschleunigung der Gewebeablation und der Schneidvorgänge rückt Laserstrahlung mit hoher Energiedichte wieder in das Interesse der Unfallchirurgen.

Ablation of hard biological tissue with the excimer laser

Cutting and drilling of bone- and meniscus tissue were performed using a XeCl-excimer laser combined with a tapered fiber. Ablation speed on meniscus tissue is already sufficient, the thermal damage of the adjacent tissue is minimal. Increasing of energy transmission through special fibers promises higher ablation rates also on hard biological tissue and that promoted the interest in lasers again for accident surgeons.

Einleitung

Seit den 60er Jahren hat der Laser einen schnellen Einzug in die Medizin gehalten, trotzdem blieb die Bearbeitung des biologischen Hartgewebes stets eine unüberwindliche Hürde. Für das Schneiden von Knochen wurden hohe Energien gebraucht, die sich bei Anwendung der herkömmlichen Laser (CO₂, Nd:YAG) aus dem IR-Bereich in große thermische Nebenwirkungen umsetzen und zu ausgedehnten Nekrosezonen führten, die bereits makroskopisch an der Karbonisierung des Gewebes erkennbar waren.

Erwartungsgemäß waren die Heilungsraten gestört, und es schien, als stelle der Laser für die Fachgebiete Unfallchirurgie und Orthopädie im Gegensatz zu

anderen wie zum Beispiel Ophthalmologie oder Neurochirurgie keine Alternative zu den konventionellen Schnitttechniken dar.

Die Entwicklung des Excimerlasers zeigt mit dem athermischen Abtragungsvorgang (Photoablation) neue Wege auf. Im Rahmen industrieller Fertigungsverfahren ist es möglich geworden, in härtesten Materialien (Keramik, Stahl, Glas, Diamant) auf präzise Weise Oberflächenmarkierungen, Schnitte und Bohrungen ohne wesentliche thermische Nebenerscheinungen vorzunehmen. Der hierbei zur flexiblen Führung des Strahls meist verwendete Spiegelarm ist jedoch für viele medizinische Einsatzbereiche nicht geeignet, erwünscht wäre statt dessen die Leitung durch Glasfasern. Für die meisten Anwendungen eines Lasers auf unfallchirurgischem Gebiet ist eine solche Strahlführung durch eine flexible Faser sogar unabdingbare Voraussetzung, da Verbesserungen der bisherigen Operationsmethodik vor allem in der Weiter-

Eingang des Manuskripts: 21. 3. 1991

Annahme des Manuskripts: 22. 9. 1991

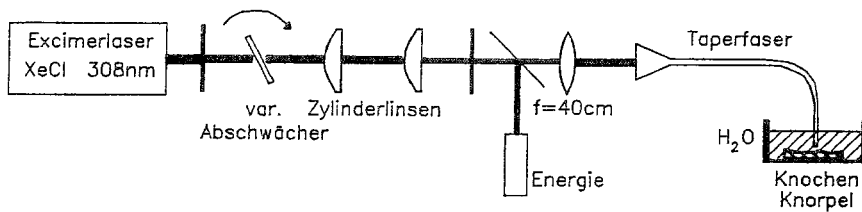


Abbildung 1. Experimenteller Aufbau

entwicklung zu einer „minimal-invasiven Chirurgie“ zu sehen sind. Das bedeutet die zunehmend stärkere Einbindung endoskopischer Verfahren in die Operationstechnik.

Schnittversuche mit dem Excimerlaser am Knochen scheiterten bisher an der begrenzten Transmissionsfähigkeit von Lichtleitfasern für UV-Strahlung. Außerdem wurde die geringe Eindringtiefe der Strahlung als Nachteil angesehen. Die erhaltenen Leistungsdichten am Ablationsort waren zu gering und die Abtragungsgeschwindigkeit mit bisher höchsten $50 \mu\text{m/s}$ am Knochengewebe für einen operativen Einsatz zu niedrig.

Mit einem speziellen Einkoppelverfahren (Abbildung 1) ist es uns gelungen, über die bisher begrenzende Oberflächenzerstörung der Faser hinaus hochenergetische UV-Laserpulse zu übertragen. Durch die Verwendung von Taperfasern, das heißt Quarzfasern

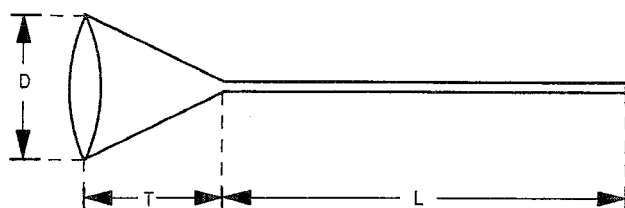


Abbildung 2. Taperfaser. $D = 5 \text{ mm}$, $T = 60 \text{ mm}$, $L = 1700 \text{ mm}$.

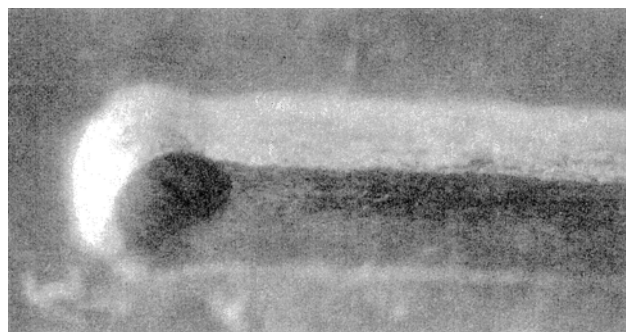


Abbildung 3. Knochnschnitt. Glatte, gratlose Schnittländer ohne Karbonisation.

mit einem konischen Einkoppelstück des zirka zehnfachen Durchmessers [1], ist es möglich, 250 mJ durch eine Faser mit $1000 \mu\text{m}$ Kerndurchmesser zu transportieren; das heißt Energiedichten von über 30 J/cm^2 . Die Strahleinkopplung ist bei Taperfasern (Abbildung 2) ausgesprochen unkritisch. Für die medizinische Anwendung steht hiermit wesentlich mehr Energie am Faserende zur Verfügung, und es wird dadurch eine präzise und deutliche Abtragung auch am Knochengewebe erreicht (Abbildung 3).

Zielsetzung

Die Zielsetzung unseres Versuches bestand darin, Bedingungen zur Optimierung von Meniskus- und Knochenablationsraten zu schaffen, indem die Wechselwirkungen zwischen Laserparametern und Gewebe im einzelnen untersucht wurden. Hierbei wurde der Einfluß der Energie, der Repetitionsrate, der Energiedichte, der Pulsdauer, der Leistungsdichte, des Faserdurchmessers, des Abstands und des umgebenden Mediums untersucht. Es interessierten die Tiefe der erzielten Schnitte und Bohrungen, die Ablationsrate, die Schnitt- bzw. Bohrgeschwindigkeit, die Qualität der Schnittoberfläche, mögliche Karbonisation, die Temperaturentwicklung und -verteilung. Weiterhin sollten Feststellungen zur Behandlung des fasergeführten Excimerlasers getroffen werden.

Material und Methode

Excimerlaser (XeCl) der Wellenlänge 308 nm (Fa. Lambda Physik, Göttingen): EMG 1003i (Pulsdauer 28 ns), LPX 605 iCC (Pulsdauer 60 ns) und EMG 602 (Pulsdauer $250 \text{ bis } 300 \text{ ns}$),
Taperfasern (Fa. Heraeus Quarzglas): Länge 200 cm , Kerndurchmesser $400 \mu\text{m}$, $600 \mu\text{m}$, $1000 \mu\text{m}$,
Rippenknochen: Meniskus von frischen Schlachttieren (Schwein, Rind).
(Versuchsaufbau: siehe Abbildungen 4 und 5.)

Die einzelnen Parameter variierten wie folgt:

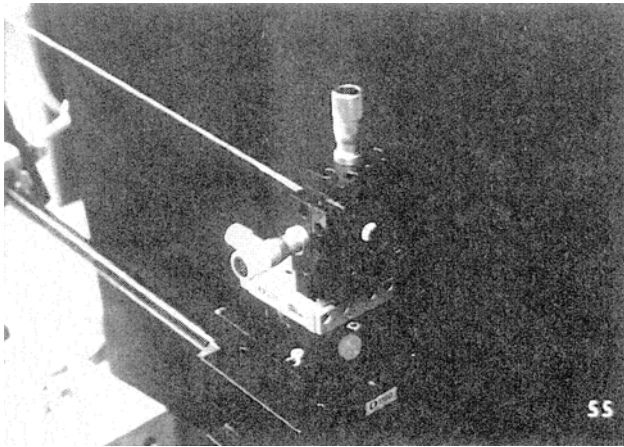


Abbildung 4. Aufbau zur Einkopplung des Excimerlaserpulses in die Taperfaser.

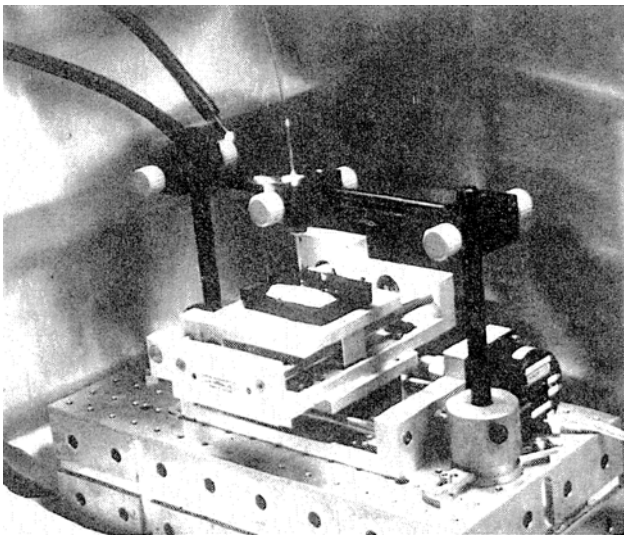


Abbildung 5. Fixiertes Faserende über dem Präparat, welches durch einen computergesteuerten Schrittmotor unter der Faser bewegt wird.

Ausgangsenergie von 20 mJ bis 70 mJ; Repetitionsrate von 10 bis 100 Hz; Pulsbreite: 28 ns, 60 ns, 300 ns; Energiedichte von 2,1 J/cm² bis 20 J/cm²; Faserdurchmesser 400 µm, 600 µm, 1000 µm; Betrachtungszeit zum Beispiel 60–90–120 s. Die Ablationen wurden als Bohrungen und Schnitte vorgenommen.

Ergebnisse

Ablation am Knochen

Bei niedriger Energiedichte sind die Ablationsarten bei Kurzpuls laser (28 ns) und Langpuls laser (33 ns) annähernd gleich (Abbildung 6 und 7). In höheren Bereichen (Energiedichte 6 J/cm²) nimmt die Abtragerate bei Verwendung des Langpuls lasers deutlich zu. Es wer-

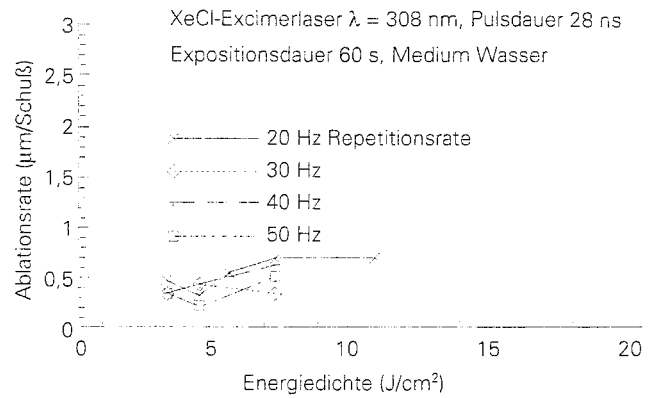


Abbildung 6. Abhängigkeit der Lochtiefe von der Repetitionsrate und der Energie bei Bohrungen unter 60 s Strahlenexposition eines 28-ns-Excimerlasers (Wellenlänge 308 nm), geführt durch eine 1000-µm-Faser.

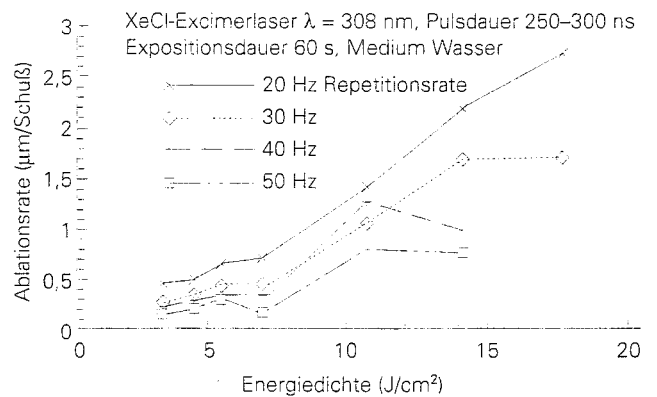


Abbildung 7. Abhängigkeit der Lochtiefe von der Repetitionsrate und der Energie bei Bohrungen unter 60 s Strahlenexposition eines 300-ns-Excimerlasers (Wellenlänge 308 nm), geführt durch eine 1000-µm-Faser.

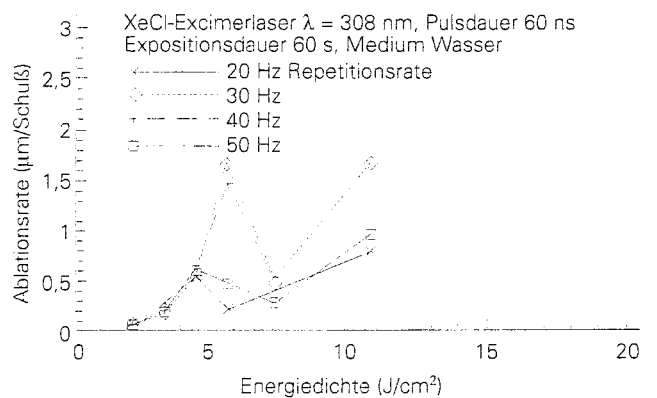


Abbildung 8. Abhängigkeit der Lochtiefe von der Repetitionsrate und der Energie bei Bohrungen unter 60 s Strahlenexposition eines 60-ns-Excimerlasers (Wellenlänge 308 nm), geführt durch eine 1000-µm-Faser.

den Repetitionsraten bis 50 Hz auch noch bei einer Energiedichte über 8 J/cm^2 toleriert. Hohe Ablationswerte weist der Mittelpuls laser (60 ns) bei Energiedichten um $5,4 \text{ J/cm}^2$ auf. Von der Faser werden bei dieser Pulsbreite die mittleren Repetitionsraten (30 und 40 Hz) sehr gut toleriert (Abbildung 8).

Die erreichten Energiedichten liegen bei zirka 20 J/cm^2 (Pulslänge 250 bis 300 ns) und 15 J/cm^2 (Pulslänge 60 ns). Knochenbohrungen verlaufen bei einer maximalen Geschwindigkeit von $0,08 \text{ mm/s}$, das entspricht einer Ablationsrate von $>2 \mu\text{m/Puls}$. Knochenschnitte mit Tiefen bis zu $4,5 \text{ mm}$ zeigen glatte Schnittkanten und keine Karbonisation. Ein Knochendurchschnitt von $754,5 \text{ mm}^2$ Fläche, dargestellt in Abbildung 9, ist makroskopische in Farbe und Oberflächenbeschaffenheit kaum verändert.

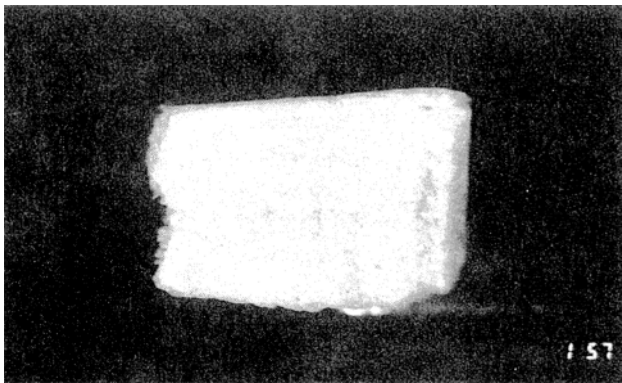


Abbildung 9. Laserdurchschnitt eines Knochens. Keine Karbonisation.

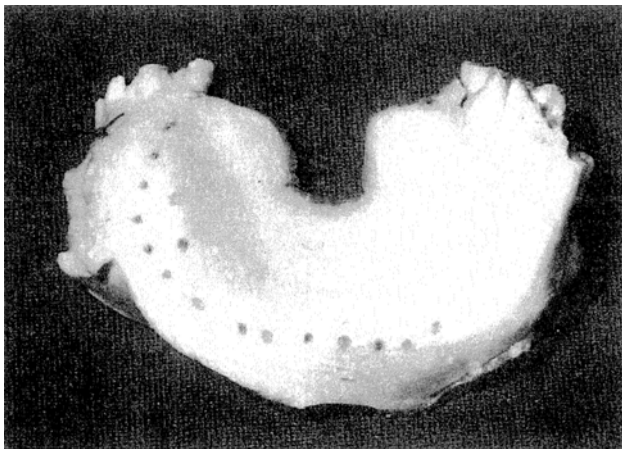


Abbildung 10. Meniskusbohrungen (bis zu einer Parametereinstellung von 50 mJ , 4 Hz).

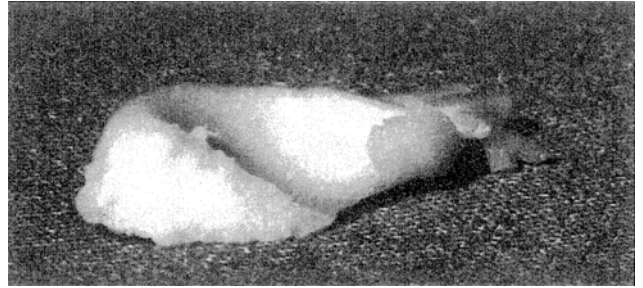


Abbildung 11. Experimentelle Meniskusteilresektion.

Ablation am Meniskusgewebe

Bei Bohrungen im Rindermeniskus ist eine Bohrergeschwindigkeit von 2 bis 6 mm/s zu verzeichnen (Abbildung 10).

Die Durchtrennung eines Meniskus (Fläche 4513 mm^2) wurde in 111 s erreicht. Das Gewebe ist an der Schnittfläche etwas aufgelockert. Keine Karbonisierungen. Kein Gewebeschrumpfen während der Laserapplikation (Abbildung 11).

Diskussion

Bei den fasergeführten Laserexpositionen (Excimerlaser 308 nm Wellenlänge, Pulsbreite 28 ns und 300 ns) stellt sich zunächst eine deutliche Überlegenheit des Langpuls lasers (Spezialaufbau eines Experimentierlasers) gegenüber dem Standardpuls ein. Dies zeigt sich in einer wesentlichen Verbesserung der Haltbarkeit der Faser und kommt in den Abbildungen 6 und 7 in der Gegenüberstellung der erreichten Lochtiefen bei Anhebung der Repetitionsraten sichtbar zum Ausdruck. Die Begrenzung in diesen Experimenten war regelmäßig die Zerstörung des Faserendes, nicht das Erreichen des Sättigungsbereiches der Ablation. Da diese Versuche im Hinblick auf einen klinischen Einsatz des Excimerlasers durchgeführt werden, muß auch der momentane Nachteil des Langpuls lasers für die Klinik gesehen werden. Er ist nicht als Seriengerät erhältlich.

Es zeigte sich dafür der LPX 605iCC mit einer Pulslänge von 60 ns als ein guter Kompromiß zwischen den physikalischen Eigenschaften bezüglich der optischen Zerstörung der Fasern einerseits und Bedienungskomfort und Spezifikation andererseits. Aufgrund der besseren Ablationseigenschaften kürzerer Pulse wurden mit dem 60-ns -Excimerlaser in den Bereichen von 30 bis 40 mJ Eingangsenergie sogar größere Lochtiefen

erreicht als bei Einsatz des LangpulsLasers von 300 ns Pulsbreite bei gleicher Energiedichte (Abbildung 8).

Repetitionsraten über 50 Hz werden bei einer Pulsbreite von 60 ns von der Faser bei Knochenablationen zur Zeit noch nicht toleriert. Hier könnte ein größerer Abstand zwischen Faser und Gewebe Verbesserungen bringen.

Erste Untersuchungen über das Temperaturobreitungsverhalten bei Hartgewebsablation mit dem Excimerlaserstrahl deuten auf Möglichkeiten hin, durch entsprechende Variation von Energie und Repetitionsrate auch Temperaturen bis zu 100° C direkt am Fasende im Gewebe zu erzeugen. Eine Koagulation von kleinen Blutgefäßen wäre somit nicht mehr ausgeschlossen.

Danksagung

Die Autoren danken den Firmen Lambda Physik Göttingen und Heraeus Quarzglas Hanau für die großzügige Unterstützung der Experimente.

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 u. Optoelektronik* 20 (1988), 58.
2. Jahn, R., M. Dressel, H. Fabian, H. Gerhardt, J. Kesper, K. F. Klein, H. U. Langendorff, W. Neu, U. Sowada, K. H. Jungbluth: Excimerlaser und Taperlaser – ein effizientes Instrument für die Ablation von Knochen und Knorpelgewebe. *Laser Med. Surg.* 6 (1990), 77.
3. Jahn, R., M. Dressel, H. Fabian, K. F. Klein, H. U. Langendorff, W. Neu, K. H. Jungbluth: Bohren am Knochen mit fasergeführtem Excimerlaserstrahl. *Laser Med. Surg.* 6 (1990), 172.

Für die Verfasser: Priv.-Doz. Dr. Renate Jahn, Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Chirurgische Klinik und Poliklinik, Universitätskrankenhaus Eppendorf, Martinistraße 52, D-2000 Hamburg 20.