

Abtragung von Knorpel- und Knochengewebe mittels fasergeführtem Excimerlaserstrahl

W. NEU, M. DRESSEL

Laser-Laboratorium Göttingen e.V., Im Hassel 21, 3400 Göttingen

R. JAHN

Universitäts-Krankenhaus Hamburg-Eppendorf, Abteilung Unfallchirurgie (Direktor: Prof.Dr.K.H. Jungbluth), Martinistr. 52, D-2000 Hamburg 20

U. GRZESIK

Heraeus Quarzglas GmbH, Postfach 1554, D-6450 Hanau

1 Laseranwendung in der Unfallchirurgie

Die Anwendung des Lasers als Schneidinstrument in der Medizin beschränkt sich seit nunmehr fast drei Jahrzehnten ausschließlich auf Weichgewebe. Chirurgische Fachgebiete, wie z.B. die Unfallchirurgie, bei denen vorwiegend Trennverfahren (Sägen, Bohren, Meißeln) am biologischen Hartgewebe (Knorpel, Knochen) vorgenommen werden müssen, waren bislang von der Anwendung des Lasers ausgenommen. 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 umsetzen, gekennzeichnet durch breite Nekrose- und Karbonisationszonen insbesondere im Knochengewebe [1]. Die ersten Versuche, gepulste Laser aus dem UV-Bereich (Excimerlaser) einzusetzen zeigten zwar nur geringe thermische Nebenwirkungen, doch scheiterten sie vor allem an der geringen Transmissionsfähigkeit von Lichtleitfasern [2] und damit der geringen Abtragsraten.

Bei der Ablation von Gewebe mit kurzgepulsten Excimerlasern erfolgt die Materialabtragung nicht mehr ausschließlich durch photothermische Wirkung, sondern indem auch molekulare Bindungen aufgrund der hohen Photonenenergie des Lasers aufgebrochen werden. Die entstehenden gasförmigen Ablationsprodukte und Materialtrümmer werden dabei explosionsartig aus dem Bestrahlungsvolumen herausgeschleudert [3]. Bei diesem Abtragungsmechanismus treten nur sehr geringe thermische Nebenwirkungen auf, da die Laserwellenlänge stark absorbiert, damit verbunden nur eine geringe Eindringtiefe erreicht wird und zusätzlich die Bestrahlungsdauer aufgrund des kurzen Laserpulses im Vergleich zu thermischen Diffusionszeiten klein ist. Die anfänglich erreichten Abtragungsgeschwindigkeiten erwiesen sich für Operationszwecke als zu niedrig. Darüber hinaus ist ein Einsatz als unfallchirurgisches Instrument im Sinne einer minimal-invasiven Anwendung, 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 zur Zeit allein der XeCl-Excimerlaser mit der Wellenlänge $\lambda = 308 \text{ nm}$ eingesetzt werden. Durch die Verwendung von Taperfasern als flexible Lichtleiter konnten beachtliche Abtragsraten und

Schneidgeschwindigkeiten erreicht werden [4]. Die grundsätzlichen Wechselwirkungenmechanismen bei der Ablation biologischen Hartgewebes, wie z.B. Knochen oder Knorpel, sind bisher jedoch nur wenig erforscht.

2 Material und Methode

Zur systematischen Bestimmung und Optimierung der Ablationsrate, d.h. der Operationsgeschwindigkeit, an Knochen- und Knorpelgewebe wurde der in Abbildung 1 gezeigte Versuchsaufbau verwendet. Wir setzten drei unterschiedliche XeCl-Excimerlasersysteme

experimental setup

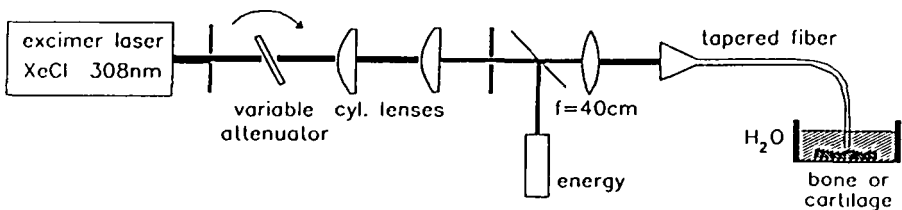


Abbildung 1: Versuchsaufbau zur Ablation biologischer Hartgewebe mit XeCl-Excimerlaserstrahlung ($\lambda = 308 \text{ nm}$) geführt durch Taperfasern.

($\lambda = 308 \text{ nm}$) mit Pulsbreiten von 28 ns, 60 ns und 250-300 ns ein. Die Laserenergie wurde über Taperfasern übertragen, die eine unkritische Transmission sehr hoher Pulsenergien bis zu 250 mJ zulassen [2,4]. Die verwendeten Taperfasern hatten einen Kerndurchmesser von 200 μm , 400 μm , 600 μm und 1000 μm . Das konische Einkoppelteil der Taperfasern ist jeweils etwa im Verhältnis 1:10 aufgeweitet. Die Laserparameter variierten über folgende Bereiche: Energie am distalen Ende der Faser von 20 mJ - 70 mJ; Repetitionsrate 10 -100 Hz. Die Ablationen wurden als Schnitte und Bohrungen an Rippenknochen und Meniski frisch geschlachteter Rinder vorgenommen. In mehr als 400 Einzelapplikationen wurden dabei die Wechselwirkungen zwischen den verschiedenen Laserparametern und dem Gewebe untersucht.

3 Ergebnisse und Diskussion

Schon in den ersten Experimenten bestätigte sich die faserschützende Wirkung längerer Pulsbreiten, im Vergleich zur Standardpulsbreite von $\Delta\tau = 28 \text{ ns}$. Die Abhängigkeit der Oberflächenzerstörungsschwelle, die proportional zur Quadratwurzel der Laserpulsbreite steigt, erlaubt die Transmission höherer Energien bei längeren Pulsen bzw. eine Schonung der Faseraustrittsfläche bei konstanter Pulsenergie. Es zeigte sich, daß es bei der Standardpulsbreite von $\Delta\tau = 28 \text{ ns}$ ab einer Ausgangsenergie von 40 mJ fast regelmäßig zur Zerstörung der Faserendflächen kommt.

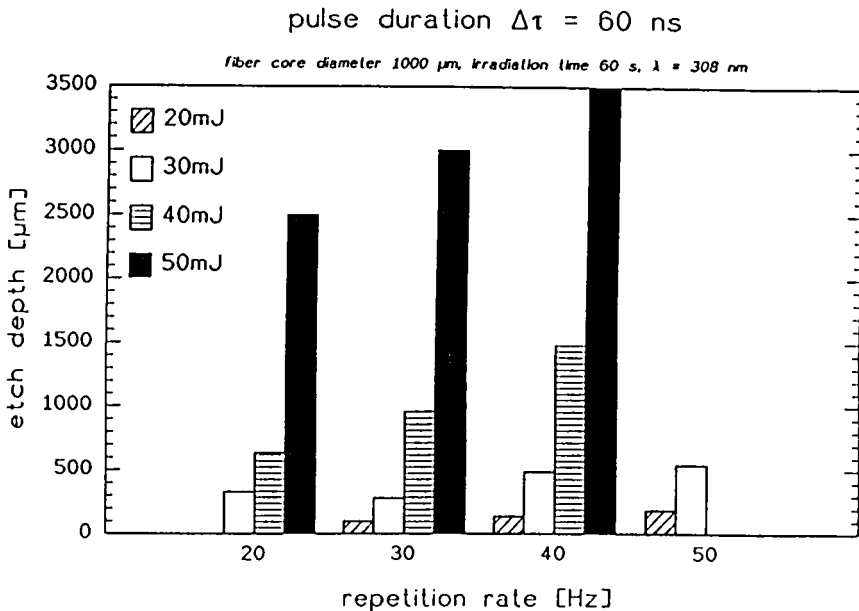


Abbildung 2: Bohrlochtiefen von Rinderknochen in Wasser bei einer Bestrahlungszeit von 60 s. XeCl-Excimerlaser $\lambda = 308 \text{ nm}$, Pulsdauer $\Delta\tau = 60 \text{ ns}$, Taperfaser mit Kerndurchmesser 1000 μm

Applikationen mit dem Langpuls laser ($\Delta\tau = 250\text{-}300 \text{ ns}$) sind auch noch bei Energien von bis zu 50 mJ ohne eine Zerstörung der Faserendfläche möglich. Interessante Ergebnisse brachte der XeCl-Excimerlaser mit einer Pulsbreite von $\Delta\tau = 60 \text{ ns}$ (s. Abbildung 2). 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 und Schnitte mit allen verwendeten Excimerlasersystemen sind insgesamt charakterisiert durch gleichmäßige, saubere Ränder und auch in der Tiefe zeigen sich keine Karbonisationen. Wir erreichen eine Ablationsrate von 3-5 $\mu\text{m}/\text{Puls}$, entsprechend 0,08 mm/s Bohr- bzw. Schnittgeschwindigkeit im Knochengewebe. Diese Werte weisen auf die prinzipielle Möglichkeit einer "athermischen" Knochengewebsdurchtrennung hin. An den untersuchten Rindermeniski erzielten wir Schnitt- und Bohrgeschwindigkeiten von bis zu 6 mm/s.

4 Ausblick

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.

Literatur:

1. Dinkelaker F: Die CO₂-Laser-Osteotomie Habilitationsschrift Chirurgische Klinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin 1989
2. Dressel M, Neu W, Gerhardt H: Quarzglasfasern für die Übertragung von Excimerlaserpulsen hoher Leistung. *Laser und Optoelektronik* 22(5): 76-81 (1990)
3. Neu W, Nyga R, Tischler C, Haase KK, Karsch KR: Ultrafast imaging of vascular tissue ablation by a XeCl excimer laser. *SPIE Vol. 1425*: 37-44 (1991)
4. Jahn R, Dressel M, Fabian H, Gerhardt H, Kesper J, Klein KF, Langendorff HU, Neu W, Sowada U, Jungbluth KH: Excimerlaser und Taperfaser - ein effizientes Instrument für die Ablation von Knochen- und Knorpelgewebe. *Laser in medicine and surgery* 6(2): 77-80 (1990)

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