

Die Bedeutung des Applikationsmediums bei Ablation von Knochengewebe mittels fasergeführtem XeCl-Excimerlaserstrahl

The Influence of the Application Medium on Bone Ablation by a Fiber Guided XeCl Excimer Laser Beam

R. JAHN¹, M. DRESSEL², W. NEU², K. H. JUNGBLUTH¹

1 Universitäts-Krankenhaus Hamburg-Eppendorf, Abteilung Unfallchirurgie (Direktor: Prof. Dr. K. H. Jungbluth)
2 Laser-Laboratorium Göttingen e. V.

Received: Februar 1991 · Revised: September 1991

Zusammenfassung

Nach umfangreichen Studien der Ablation von unterschiedlichem Gewebe mittels eines fasergeführten XeCl-Excimerlaserstrahls kann die große Bedeutung des umgebenden Mediums an der Applikationsstelle für die Qualität der Schnitte oder Bohrungen und für die thermische Schädigung der Berandung festgestellt werden. Die athermische Photoablation ist nicht allein ausschlaggebend für die Abtragung des Materials.

Schlüsselworte: XeCl-Excimerlaser, Quarzfaser, Hartgewebe, Ablation

Summary

We have studied the influence of the surrounding medium during ablation of bone and hard tissue by fiber guided XeCl excimer laser radiation. Although photoablation is the dominating process other effects have to be considered for tissue removal.

Keywords: XeCl excimer laser, tapered fiber, hard tissue, ablation

Einleitung

Die Abtragung von Gewebe durch hochenergetische UV-Laserpulse (Excimerlaser) erfolgt nach SRINIVASAN [1, 2] mittels athermischer Photoablation. Demnach liegen diesem Prozeß zwei Mechanismen zugrunde. Einerseits bewirkt die XeCl-Excimerlaserstrahlung (Wellenlänge 308 nm) durch die hohe Photoneneinzelnenergie von ca. 4 eV ein Aufsprengen molekularer Bindungen. Die enorm hohe Intensität des fokussierten Strahls (über 1 GW/cm²) macht auch Zwei- oder Dreiphotonenprozesse wahrscheinlich. Andererseits ist die Pulsdauer mit

zehn bis einigen hundert Nanosekunden viel kleiner als die thermische Diffusionszeit im Material. Aufgrund der hohen Absorption nicht nur stark wasserhaltigen Gewebes im ultravioletten Spektralbereich (ähnlich wie im infraroten ab 2–3 µm) wird ein Großteil der Energie des Laserstrahls in den obersten Gewebeschichten deponiert und führt zu einer explosionsartigen Verdampfung und Entfernung der Ablationsprodukte. Durch die kurze Pulsdauer kommt es somit nur zu einem äußerst geringen Temperaturanstieg im umgebenden Gewebe.

Wie sich in unseren Versuchen [3–5] feststellen ließ, sind für den Prozeß der athermischen Ablation jedoch nicht allein die Strahleigenschaften (Wellenlänge im UV-Bereich, Intensität, Pulslänge), sondern auch das Applikationsmedium entscheidend. Für die Ablation an biologischem Gewebe stellten sich unterschiedliche Abtragungseigenschaften in Abhängigkeit vom jeweils verwendeten Medium – Luft oder Wasser – dar.

Material und Methode

Als Strahlquelle dienten XeCl-Excimerlaser (Lambda Physik) mit der Wellenlänge 308 nm und Pulsbreiten von 60 ns und 300 ns. Zur Strahlführung wurde eine Quarz-Quarz-Taperfaser (Heraeus Quarzglas) mit einem Kerndurchmesser von 600 µm benutzt [3, 4]. Muskel- und Knochengewebe (Rippen) stammte von frisch geschlachteten Rindern.

Durch eine Teilarrretierung der Taperfaser in speziellen Klemmschrauben auf einem optischen Tisch wurde das Gewebe in einer kleinen Experimentierwanne an Luft oder im Wasser ablatiert. Um reproduzierbare Versuchsbedingungen zu gewährleisten, wurde die Gewebeprobe über eine computergesteuerte Schrittmotorpositionierung bewegt.

Ergebnisse

Die Abtragung von Muskelgewebe erfolgte bei einer Applikationsenergie von 60 mJ, d.h. einer Energiedichte von über 20 J/cm², einer Pulsbreite von 300 ns und Repetitionsraten von 10–100 Hz auch in Luft mühelos. In 2 s waren 2 cm Muskulatur durchbohrt, ohne daß ein Karbonisationsaum oder Schmauch am Gewebe feststellbar war. Allerdings zeigte das Gewebe in einer Umgebung von 1 mm eine Weißfärbung und leichte Austrocknung.

Bei Anwendung der gleichen Parameter im Medium Wasser zeigte der Applikationskrater im Muskelgewebe keine aufgehellte Umrandung. Die Abtragung erfolgte noch schneller und

unter Aussendung einer Bläschenwolke über dem Applikationsgebiet. Die darin aufsteigenden Partikel waren von der gleichen Farbe wie das Gewebe selbst, ohne Ruß- und Ascheanteile.

Am Knochen kam es dagegen schon bei niedrigen Repetitionsraten von 10 Hz zu deutlichen Karbonisationen (Abb. 1). Jedes Bohrloch zeigte an der Oberfläche einen ca. 2 mm starken ungleichmäßig braun-schwarz verfärbten Rand. Die Intensität der Farbgebung wuchs mit Erhöhung der Repetitionsrate. Die Grenzflächen im Inneren der Bohrungen waren mit rußähnlichen Partikeln belegt. Während des Ablatierens war eine gleißend-weiße Lichtwolke über dem entstehenden Bohrloch zu beobachten, und es entwickelte sich ein leichter Schwelgeruch. Es wurden nur geringe Bohrtiefen erreicht, da es bereits nach Sekundenbruchteilen zu einem Abbrennen der Faserendfläche kam (Abb. 2). Die weiße Lichtstrahlung über dem Bohrloch wich dabei zunehmend einem orangefarbenen Flackerlicht innerhalb des Faserendes.

Erst nachdem die Applikationen in Wasser ausgeführt wurden, entstanden unter Ausbildung einer bläulichen Reflexstrahlung über der Bohrung und Bläschenansammlungen auf der Wasseroberfläche, sauber begrenzte Bohrlöcher (Abb. 3). Wäh-



Abb. 2: Zerstörung der Faserendfläche

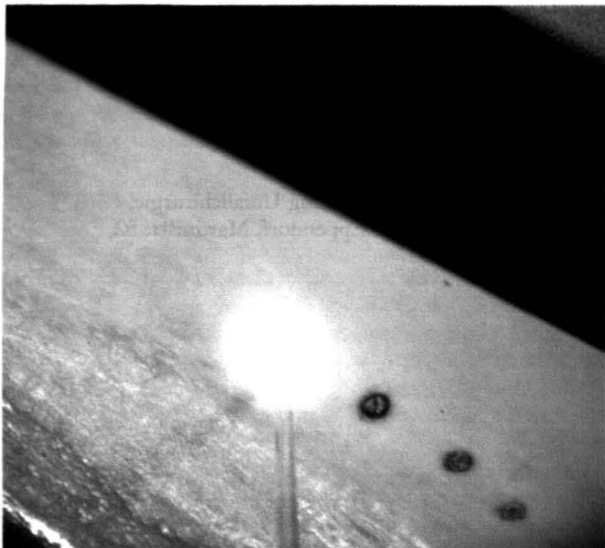


Abb. 1: Knochenablation an Luft mit Karbonisation des Gewebes

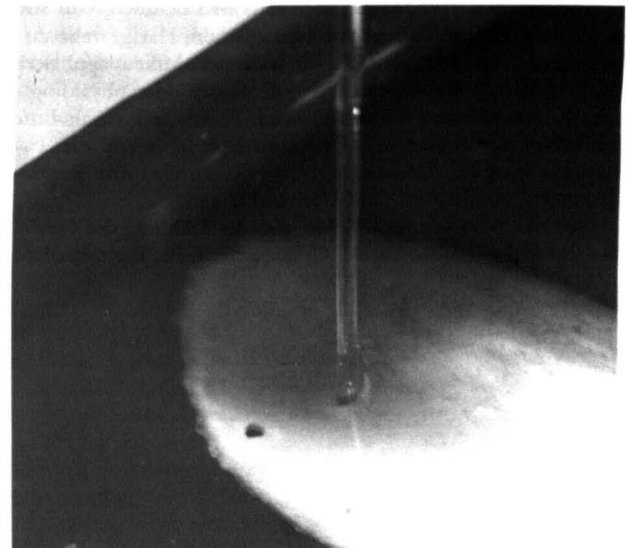


Abb. 3: Knochenablation in Wasser ohne Karbonisation

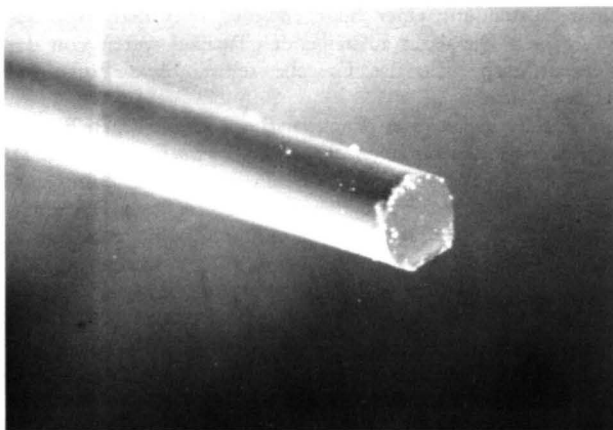


Abb. 4: Intakte Faserendfläche

rend des Abtragungsvorganges kam es zu keiner Rauch- oder Rußbildung. Die abgeschwemmten Partikel aus dem Applikationskrater führten zu einer hellfarbigen Eintrübung des Wassers. Selbst bei einer Pulsbreite von nur 60 ns, Ausgangsenergien bis zu 70 mJ und Repetitionsraten von 50 Hz fehlten jegliche Anzeichen einer Karbonisation; auch die inneren Begrenzungen des Bohrkanals waren sauber und glatt. Die Faserendflächen blieben noch nach mehreren Applikationen erhalten (Abb. 4).

Wesentlich ist, daß die Laserbohrungen mehrere Millimeter unter Wasser vorgenommen werden; eine oberflächliche Benetzung des Knochens mit Wasser oder diskontinuierliche Spülungen führen ebenfalls wieder zu regelmäßigen Karbonisierungen oder zum frühzeitigen Faserabbrand.

Diskussion

Aus den vorliegenden Ergebnissen wird deutlich, daß für das Schneiden und Bohren von biologischem Hartgewebe unbedingt zu beachten ist, daß im wäßrigen Milieu appliziert wird; es ist hierbei unwesentlich, ob Wasser oder physiologische Kochsalzlösung verwendet wird. Sobald jedoch an Luft gearbeitet wird oder der Flüssigkeitsspiegel nicht die Faserspitze umgibt, dominieren, verstärkt durch hohe Repetitionsraten, die thermischen Nebenwirkungen.

Nur zu einem geringen Teil ist dies der Kühlung des Gewebes durch das Wasser (ca. 20° C) zuzuschreiben. Vielmehr läßt

sich folgern, daß nicht allein die Ausnutzung des physikalischen Effektes der athermischen Photoablation für die Abtragung des Gewebes verantwortlich ist. So sind auch photoinduzierte, jedoch rein mechanische Prozesse zu vermuten, wie Kavitation und Stoß- oder Schockwellen, welche kleine Teile des Gewebes lockern oder wegsprengen. Die Ausbreitung der akustischen Wellen und die Wechselwirkung mit dem Gewebe wird von dem umgebenden Medium stark beeinflusst.

Daneben wirkt Wasser durch die Verhinderung bzw. schnelle Löschung eines optischen Durchbruchs (z.B. durch Ionisierung der Luft) positiv gegen die Zerstörung der Faserendfläche bei der Auskopplung von Hochleistungsexcimerlaserpulsen. Das wäßrige Medium ist als unabdingbar für eine gute und effektive Abtragung ohne thermische Schädigung des umgebenden Gewebes anzusehen.

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

Literatur

1. R. SRINIVASAN, B. BRAREN, R.W. DREYFUS: Ultraviolet laser ablation of polyimide films. *J. Appl. Phys.* 61: 1 (1987)
2. R. SRINIVASAN: Ablation of polymers and biological tissue by ultraviolet lasers. *Science* 234: 559-565 (1986)
3. R. JAHN, M. DRESSEL, H. FABIAN, H. GERHARDT, J. KESPER, K.-F. KLEIN, H.U. LANGENDORFF, W. NEU, U. SOWADA, K.H. JUNGBLUTH: Excimerlaser und Taperfaser – ein effizientes Instrument für die Ablation von Knorpel- und Knochengewebe. *Laser in medicine and surgery* 6: 77-80 (1990)
4. R. JAHN, M. DRESSEL, H.U. LANGENDORFF, W. NEU, K.H. JUNGBLUTH: Bohrungen an Knochen mit fasergeführtem Excimerlaserstrahl. *Laser in medicine and surgery* 6: 172-176 (1990)
5. R. JAHN, M. DRESSEL, H.U. LANGENDORFF, W. NEU, K.H. JUNGBLUTH: Knochenablation mit fasergeführtem Excimerlaserstrahl. *MEDTECH* 2 (3): 21-23 (1991)

Adresse des Korrespondenzautors:

Dr. med. Renate Jahn, Abteilung Unfallchirurgie,
Universitätskrankenhaus Eppendorf, Martinistr. 52,
D-2000 Hamburg 20