

Photoablation von biologischem Hartgewebe durch Excimer-Laserstrahlung

R. Jahn, M. Dressel, W. Neu, U. Grzesik, J. Kesper, K. H. Jungbluth

Chirurgische Universitätsklinik, Abt. Unfall- und Wiederherstellungschirurgie (Direktor: Prof. Dr. K. H. Jungbluth) Martinistraße 52, D-2000 Hamburg 20

Zusammenfassung

Heilungshemmende thermische Gewebsschädigungen nach Laserschnitten am biologischen Hartgewebe lassen sich nach neueren Untersuchungen mittels eines "athermischen" Abtragprinzips (Photoablation) weitestgehend vermeiden.

In über 400 Einzellstungen wurden mittels Kombination spezieller Excimerlaser mit Taperfasern die einzelnen Laserparameter (Pulsbreite, Applikationsenergie, Repetitionsrate, Energiedichte) hinsichtlich ihrer Wechselwirkung auf biologisches Hartgewebe untersucht und Bedingungen zur Optimierung der Ablationsraten herausgearbeitet.

Einleitung

Schneidversuche am biologischen Hartgewebe (Knochen) mit den herkömmlichen Lasern aus dem infraroten Spektralbereich (z. B. CO₂- Laser) scheiterten zumeist an der thermischen Schädigung des Gewebes. Es kam zu einer ausgedehnten Karbonisierung (1,2), die zu Heilungsverzögerungen führte (3, 4).

In den chirurgischen Fachgebieten, die, wie z. B. die Unfallchirurgie vorwiegend Trennverfahren (Sägen, Meißeln, Bohren) an Knorpel- und Knochengewebe durchführen, würde eine effiziente Lasertechnologie den Weg zur minimal- invasiven Chirurgie bedeuten. Ein großer Nachteil der gebräuchlichen mechanischen Instrumente liegt in der zusätzlichen Traumatisierung eines durch den Unfall bereits geschädigten Gewebes durch z. B. Erschütterungen (Bohren, Meißeln), ausgedehnte Operationszugänge (Einbringen des Instrumentariums), Mitverletzung umgebender Strukturen beim Operieren in Gelenkräumen und beim Abtragen von Verkalkungen in der Nahe von Gefäßen und Nerven.

Ziel der Entwicklung einer geeigneten Lasertechnologie ist dabei nicht in erster Linie die absolute Wettbewerbsfähigkeit eines Lasers in puncto Arbeitsgeschwindigkeit im Vergleich zu Skalpell oder Schere, sondern vielmehr die Verkleinerung der operativen Zugangswege und das atraumatische Operieren.

Mit der Entdeckung der Photoablation (5) wurde ein Abtragungsvorgang gefunden, der am Beispiel verschiedener industrieller Anwendungen (6,7) höchste Präzision aufweist. Mit einem kurzgepulsten Hochleistungslaser (Excimerlaser) können härteste Materialoberflächen (Glas, Keramik, Diamant) erschütterungsfrei und relativ athermisch abgetragen werden.

Medizinische Versuche, bei denen der Excimerlaser zum Schneiden von Knorpel (8) oder Knochen (3) eingesetzt wurde, waren zunächst wenig erfolgreich. Die Abtragrate war zu gering.

Da die Wechselwirkung zwischen Excimerlaserstrahlung und biologischem Hartgewebe noch nicht eingehend genug untersucht worden ist, zielten die vorliegenden Experimente darauf ab, die einzelnen Laserparameter zu variieren, um die Gewebsreaktionen zu beobachten.

Material und Methode

Drei Excimerlaser (XeCl) der Wellenlänge 308nm (Lambda Physik) mit unterschiedlicher Pulsbreite wurden eingesetzt:

EMG 1003i (Pulsbreite 28ns), LPX 605 iCC (Pulsdauer 60ns) und EMG 602 (Pulsdauer 250-300ns).

In Hinblick auf einen späteren klinischen Einsatz erfolgte die Strahlführung prinzipiell über flexible Taperfasern (Heracus Quarzglas).

Als biologisches Material wurden Rippenknochen und Menisci von frisch geschlachteten Tieren (Schwein, Rind) verwendet.

Die Wechselwirkungen mit dem Gewebe wurden untersucht bei Variation der Applikationsenergie von 20mJ - 70mJ, einer Repetitionsrate von 10 - 100Hz und Energiedichten von $2,1\text{J}/\text{cm}^2$ - $20\text{J}/\text{cm}^2$ (Faserkerndurchmesser $0,4\mu\text{m}$; $0,6\mu\text{m}$, $1,0\mu\text{m}$).

Die Gewebsproben lagen fest auf in einer mit Wasser gefüllten Experimentierschale, die auf einem optischen Tisch montiert war. Darüber war in einer Halterung die Faser arretiert. Mit Hilfe eines computergesteuerten Schrittmotors wurde während des Schneidens bei konstanter Geschwindigkeit (2mm/s) das Gefäß mit dem Präparat unter dem austretenden Laserstrahl hin- und hergeführt. Um eine mechanische Zerstörung der Faser dabei zu vermeiden, wurde ein Anfangsabstand von 0,5mm eingestellt. Nach jeweils 8 Quercungen konnte das Faserende um jeweils 0,5mm abgesenkt werden. Die Bohrungen erfolgten im Kontaktverfahren.

Ergebnisse

Knochenablation

Die Bedeutung der Pulsbreite erweist sich in den Bereichen niedriger Energiedichten als gering. Ab einer Energiedichte von $6\text{J}/\text{cm}^2$ steigt die Ablationsrate unter Verwendung des LangpulsLasers (300ns) erheblich. Bei einer Pulsbreite von 28ns kommt es frühzeitig zur Zerstörung der Faserendfläche. Der MittelpulsLaser (60ns) weist im Vergleich zum LangpulsLaser noch höhere Ablationsraten auf, allerdings werden Repetitionsraten nur bis 40Hz toleriert (LangpulsLaser über 50Hz). Die erreichten Energiedichten liegen bei $20\text{J}/\text{cm}^2$ (Pulsbreite 300ns) und $15\text{J}/\text{cm}^2$ (Pulsbreite 60ns).

Die erreichte Geschwindigkeit bei Knochenbohrungen beträgt $0,08\text{mm}/\text{s}$, entsprechend einer Ablationsrate von $> 2\mu\text{m}/\text{Puls}$. Karbonisierungen wurden unter dieser Parameterauswahl nicht

gesehen. Die Kanten von Bohrungen und Schnitten waren glatt und gratlos.

Ablation von Meniskusgewebe

Es zeigt sich auch hier eine deutliche Überlegenheit von größeren Pulsbreiten. Die Faserendfläche bleibt länger erhalten. Die Ablationsraten am Meniskusgewebe sind deutlich höher als am Knochen. Es wurde eine Bohrgeschwindigkeit von 2 mm (maximal 6mm) erreicht. Schnitte über eine Fläche von 4mm x 13mm erfolgten in 111s. Es wurden keine Gewebeschrumpfung und auch keine Karbonisierung beobachtet. Die Schnittflächen zeigten ein etwas aufgelockertes Gewebe.

Diskussion

Durch Verlängerung der Haltbarkeitsdauer der Faserendflächen stellt sich eine deutliche Überlegenheit größerer Pulsbreiten gegenüber dem Standardpuls von 28ns ein.

Die Lochtiefen nehmen mit steigender Repetitionsrate und Erhöhung der Applikationsenergie (gemessen bis 70mJ 50Hz) zu.

Der Vergleich zwischen Langpuls laser und Mittelpuls laser zeigt, daß beide einen guten Faserschutz gewähren, die Ablationsrate beim kürzeren Puls (60ns) jedoch höher ist.

Repetitionsraten über 50Hz führen bei diesem Laser durch die mechanischen Rückwirkungen während der Ablation derzeit noch zur Zerstörung der Faser.

Mit den in dieser Studie angewendeten Laserparametern wurde in keinem der Experimente der Sättigungsbereich der Ablation erreicht. Die Begrenzung erfolgte stets durch die Zerstörschwelle der Faser.

Daraus ist zu schlußfolgern, daß nach einigen technischen Verbesserungen mit einer weiteren Zunahme der Ablationsrate zu rechnen ist und sich auch die Schnittgeschwindigkeiten für Knochengewebe noch verbessern lassen.

Literatur

1. Mockwitz J, Franetzki M, Prestele K,
Schnittversuche mit dem CO₂-Laser an Arterien und Knochen
Electromedica 4:120-123 (1975)
2. Horch H H,
Laser- Osteotomie und Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der oralen Weichteilchirurgie
Habilitationsschriften der Zahn- Mund- und Kieferheilkunde Quintessenz- Verlags GmbH Berlin 1983
3. Grothues - Spork M,
Vergleich der Knochenheilung nach Sägesteotomie, CO₂- Laserosteotomie und Excimer-
Laserosteotomie am Röhrenknochen des Kaninchens
Inauguraldissertation Freie Universität Berlin 1990

4. Dinkelaker F,
Die CO₂- Laser- Osteotomie
Habilitationsschrift aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin,
Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Berlin 1989
5. Srinivasan R,
Ablation of polymers and biological tissue by ultraviolet lasers
Science 234:559-565 (1986)
6. Excimerlaser für die Materialbearbeitung- Verfahren und Resultate
Industrial Report Lambda Physik Nr.2 1988
7. Glass marking
Highlights Lambda Physik Firmenpublikation Nr. 10 1986
8. Hohlbach G, Müller K O, Schramm U, Baretton G,
Experimentelle Ergebnisse der Knorpelabrasio mit einem Excimerlaser. Histologische und
elektronenmikroskopische Untersuchungen.
Z. Orthop. 127:216-221 (1989)