

Charakteristische Merkmale beim Schneiden von Knochen mit einem fasergeführten Laserstrahl

The Feature of Bone Cutting with Fiber Guided Excimer Laser Beam

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

1 Abteilung Unfallchirurgie (Direktor: Prof. Dr. K. H. Jungbluth) Universitäts-Krankenhaus Hamburg-Eppendorf

2 Laser-Laboratorium Göttingen e. V.

Received: Februar 1991 · Revised: Juni 1991

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden Möglichkeiten aufgezeigt, die zu einer effektiveren Abtragung von Gewebe beim Knochenschneiden mit fasergeführtem Excimerlaserstrahl führen können. Durch eine ringförmige Intensitätsverteilung im Laserstrahl kann das konische Schnittprofil verändert und damit die bisherige Behinderung der Nachführung der Faser aufgehoben werden.

Schlüsselworte: Excimerlaser, Knochenschneiden, Glasfaser

Summary

In this report the possibility of a more effective bone cutting with a fiberguided excimer laser beam is shown. The prerequisite is to change the vertical section of bone cutting by using another intensity distribution within the laser beam.

Keywords: Excimer laser, bone cutting, optical fiber

Einleitung

Das Trennen von Knochengewebe unter Einsatz einer effizienten Lasertechnologie ist das Ziel der vorliegenden Studie. Der Vorteil gegenüber konventionellen mechanischen Verfahren (Sägen, Meißeln, Abzwacken mit Spezialzangen) besteht in einem berührungslosen, rückstoßfreien, präzisen Abtragen auf eng begrenztem Raum. Durch die Kombination von Excimerlasern mit Pulsdauern über den Standardpuls (30 ns) hinaus und Taperfasern unterschiedlicher Kerndurchmesser, ist es in früheren Experimenten [1–3] gelungen, für Knochengewebe

beim Bohren die Ablationsrate (von ehemals 0,86 $\mu\text{m}/\text{S}$ auf mittlerweile 3 $\mu\text{m}/\text{S}$) zu vergrößern.

Beim Schneidvorgang hingegen treten die Besonderheiten des Strahlabtrags stärker in den Vordergrund, so daß die Abtragraten noch sehr unterschiedliche Größenordnungen besitzen (vgl. Tab. 1).

In den Experimenten mit Laserbohrungen wurde deutlich, daß die Sättigungsgrenze der Ablation mit den bisherigen Energiegrößen von 20–70 mJ und Repetitionsraten von 20–100 Hz noch nicht erreicht wurde. Somit könnten die Abtragraten auch beim Knochenschneiden noch wesentlich angehoben wer-

Tab. 1: Auswertung der Schnitte an Rinderknochen Kn 11–15

#	Energie [mJ]	∅ [µm]	Energiedichte [J/cm ²]	Leistungs- dichte [MW/cm ²]	Rep.-rate [Hz]	Schlußzahl [∅ ⁻¹]	Lochtiefe [µm]	Abl.-rate [µm/S]
Knochen 11								
01	40	754	9,0	32,7	100	37,7	28	0,74
02	40	754	9,0	32,7	100	75,4	144	1,91
03	40	754	9,0	32,7	100	150,8	100	0,66
04	40	784	8,7	31,6	100	235,2	210	0,89
05	40	808	8,4	30,5	100	323,2	366	1,13
06	40	800	8,4	30,5	100	3800	490	0,13
Knochen 12								
01	50	800	10,5	38,1	100	3619	1426	0,39
Knochen 13								
01	50	800	10,5	38,1	100	9280	4500	0,48
Knochen 14, Präp. 028								
01	40	800	8,4	30,5	100	1440	1082	0,75
Knochen 15, Präp. 029								
01	40	800	8,4	30,5	100	2560	1840	0,71
02	40	800	8,4	30,5	100	3040	2348	0,77

Laser: Excimerlaser (XeCl), Lambda EMG 602, Wellenlänge $\lambda = 308$ nm, Pulsdauer $\tau = 250$ – 300 ns

Faser: Taperfaser Heraeus 75/89, Kerndurchmesser 400 µm, Außendurchmesser 537 µm

Medium: Wasser

Abstand: Knochen – Faser: $\delta z = 500$ µm

den, wenn die bisher auftretenden Hemmnisse durch Verbesserung der Applikationsparameter beseitigt werden. Voraussetzung dafür ist die Einordnung und das Verständnis spezieller auftretender Phänomene während des Knochenschneidens mit dem fasergeführten Excimerlaserstrahl.

Material und Methode

Zur Anwendung kam ein XeCl-Excimerlaser mit der Wellenlänge 308 nm (Lambda Physik) und einer Pulsbreite von 300 ns. Einkoppelt wurde der Laserstrahl über Quarzlinsen ($f = 150$ mm– 500 mm) in eine Taperfaser (Heraeus Quarzglas) mit dem Kerndurchmesser von 400 µm. Die verwendeten Fasern hatten eine numerische Apertur NA = 0,22; der Akzeptanzwinkel beträgt somit 13°.

Von frisch geschlachteten Rindern wurden Rippenknochen, die deperiostiert und halbiert waren, verwendet. Die Knochen blieben ansonsten unbearbeitet, da für die Versuche möglichst realistische Verhältnisse geschaffen werden sollten. Die Hauptschwierigkeit bei der Laserosteomie stellt die Durchtrennung der harten Corticalis dar. Deshalb wurden die Probestücke nicht zurechtgefeilt, z. B. als vergleichbare Quader mit bekannten Durchmessern, weil dabei vorwiegend Corticalisanteile wegfallen wurden und die weniger harte Spongiosa anteilig mehr vorhanden wäre.

Das Ende der Taperfaser wurde in einer Haltevorrichtung über einem Experimentiertisch befestigt. Das Knochenstück, welches sich unter dem Faserende in einer Experimentierwanne mit Wasser befand, konnte mit Hilfe eines computergesteuerten Schrittmotors mit definierter Geschwindigkeit (2 mm/s) geführt werden (Abb. 1). Der distale Faseranteil wurde auf ca. 3 cm als «bare fiber» verwendet.

Im Gegensatz zu den Bohrversuchen [2, 3] arbeiteten wir beim Knochenschneiden nicht im Kontaktverfahren. Es wurde stets ein Anfangsabstand von 500 µm, eine Schnittlänge von 25 mm vorgegeben. Nach jeweils sechs Fahrten konnte die Faser um 100 µm tiefer eingestellt werden, ohne daß sie während des Schneidens hangenblieb. Zu beachten war, daß die Faserspitze sich immer unter Wasser befand.

Mit Applikationsenergien zwischen 40 mJ und 50 mJ wurde bei maximaler Repetitionsrate von 100 Hz eine unterschiedliche Gesamtschußzahl gewählt (siehe Tab. 1), um eine Beziehung zu Lochtiefe und Ablationsrate, d. h. ablatiertem Material pro Schuß, herstellen zu können.

Ergebnisse

Der Anfangsabstand von 500 µm zwischen Faserendfläche und Knochenoberfläche ermöglichte eine gute Ablation, die sich nach den ersten Laserpulsen bereits in einer deutlich sichtbaren Bläschenwolke über dem Abtragungsgebiet anzeigte (Abb. 2). Diese verstärkte sich in gleichem Maße wie die Fluoreszenzstrahlung nach einigen Überquerungen und dem Nachstellen der Faser (Abb. 3). Analog zu der dichten Wolke von Bläschen und Abtragungsmaterial auf der Wasseroberfläche, wird darunter der entstehende Schnitt sichtbar (Abb. 4).

Als typische Merkmale konnten bei allen Schnitten dieses Versuchs glatte Schnittkanten und karbonisationsfreie Ränder festgestellt werden (Abb. 5, Abb. 6). Die Schnittiefen nahmen bei gleichbleibender Applikationsenergie und Repetitionsrate mit Erhöhung der Gesamtpulszahl zu. Die Werte der Ab-

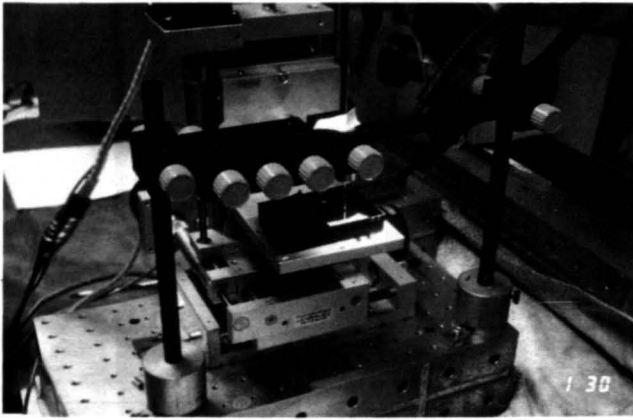


Abb. 1: Experimenteller Aufbau



Abb. 4: Entstehung des Knochenschnittes unter der Ablationswolke

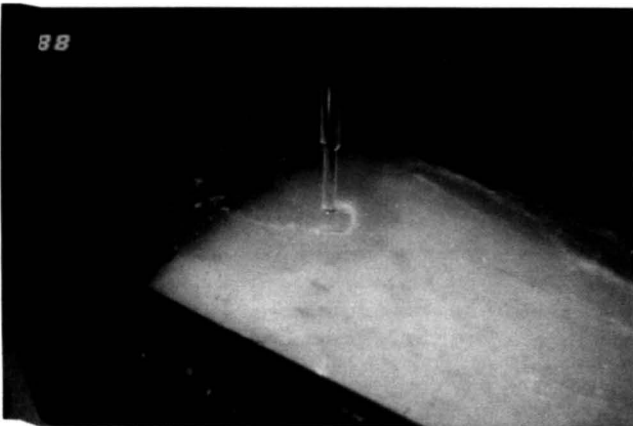


Abb. 2: Knochenabtrag zu Beginn des Laserschnittes

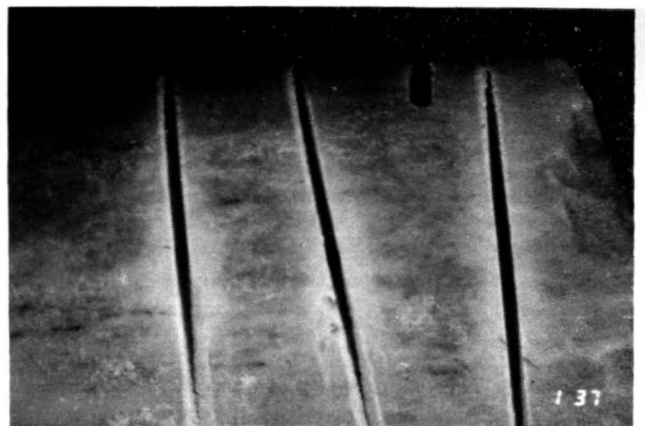


Abb. 5: Excimerlaser-Corticotomie. Glatte Schnittkanten, keine Karbonisationsränder.

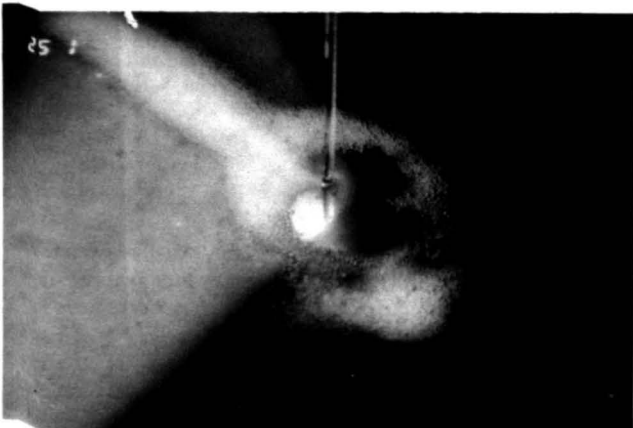


Abb. 3: Fluoreszenzstrahlung während der Ablation



Abb. 6: Auflichtmikroskopie. Darstellung der Schnitttränder ohne Karbonisation.

lationsraten zeigten demgegenüber jedoch einige Schwankungen (Tab. 1 Kn 11). Eine Steigerung der Applikationsenergie von 40 mJ auf 50 mJ (Tab. 1 Kn 12, Kn 13) brachte einen deutlichen Anstieg sowohl der Lochtiefe als auch der Ablationsrate.

Diskussion

In Abwandlung zu den vorangegangenen Experimenten mit Knochen- und Meniskusbohrungen [2, 3] wurde für das Knochen schneiden ein kontaktloses Verfahren angewendet, weil es beim Aufsetzen der Faserendfläche und strichförmigem Bewegen auf Knochengewebe regelmäßig zum Bruch der Faser kam. Es wurde ein Abstand von 500 μm zwischen Knochen und Faser als günstig ermittelt. Ein zu großer Abstand zwischen Faser und Gewebe reduziert die Ablation, da die Energiedichte dann stark verringert ist. Die Faser strahlt an ihrem Ende kegelförmig ab, der maximale Winkel hängt von der numerischen Apertur, also dem Brechungsindexverhältnis der verwendeten Quarzmaterialien der Faser ab. Im vorliegenden Fall war der volle Öffnungswinkel ca. 30°. An Luft ist er etwas größer als in Wasser.

Aufgrund der groben Unebenheiten auf der Oberfläche eines Rippenknochens, der gewölbt und auch noch in sich selbst gedreht ist, bestand bei kleineren Abständen ebenfalls die Gefahr der Faserzerstörung. Bei 500 μm Abstand war eine deutliche Ablation an den sofort nach Einschalten des Lasers aufsteigenden Wasserbläschen und der Trübung der Flüssigkeit durch die Abtragprodukte erkennbar. Unter operativen Bedingungen würde an Stelle des Wassergefäßes eine kontinuierliche Spülung ausreichen, so daß die Sichtbehinderung entfällt.

Die Verfahrenseinheiten, nach denen die Faserendfläche tiefergestellt wird, d.h. die Anzahl der Ablationsschritte, bis die Faser näher an das Gewebe gebracht wurde, sind empirisch ermittelt worden und liegen bei diesem Knochenmaterial bei 100 μm nach jeweils sechs Fahrten. Im Falle stärkerer Ablation an weniger hartem Gewebe sind auch die Verfahrenseinheiten zu vermindern.

Die Behinderung der Faser während des Schneidens im Schnittspalt ist bedingt durch das entstehende Schnittprofil (Abb. 7). Der Schnitt ist in den oberen Anteilen aufgeweitet und verjüngt sich in der Tiefe, so daß der Faserquerschnitt schließlich größer ist als das abgestrahlte Areal und die Faser einklemmt.

Verursacht wird das Schnittprofil durch die Intensitätsverteilung innerhalb des Laserstrahls:

Im Fall der idealen Einkopplung des Laserlichts in die Quarzfaser werden alle lichtführenden Moden der Faser gleichmäßig angeregt. Infolge der Überlagerung entsteht daraus am Faserende eine jeweils für den Arbeitsabstand spezifische Intensitätsverteilung. Wenn, wie in der vorliegenden Studie, im Nahfeld gearbeitet wird, dann stellt sich die Intensitätsverteilung stufenförmig dar (Abb. 8). Wird die Faserspitze mit dieser Intensität zum Schneiden über die Knochenfläche bewegt, dann wirkt die Strahlung über den Durchmesser der Faser und den Schnittquerschnitt unterschiedlich lange auf das Gewebe: im zentralen Bereich intensiver als am Rand. Daraus resultiert die unterschiedliche Ablation und Tiefe in Form des obigen konischen Schnittprofils (Abb. 9).

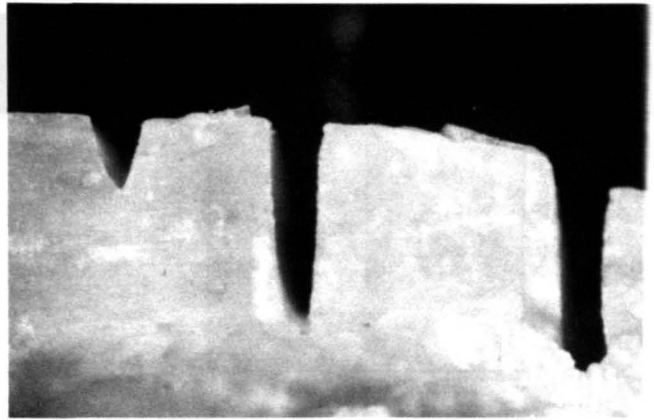


Abb. 7: Schnittprofile v. li. n. re.: 1 u. 2 Excimerlaserschnitt, 3 Sägeschnitt.

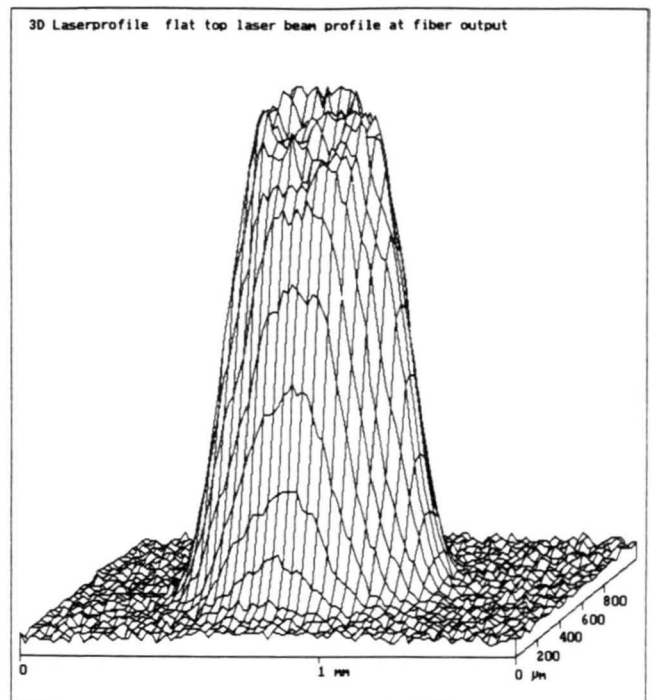


Abb. 8: Laserstrahlprofil

Für einen rechteckigen Schnitt mit gleichmäßig flachem Boden wäre eine ringförmige Intensitätsverteilung notwendig (Abb. 10).

Das Schnittprofil bei einer derartigen Intensitätsverteilung mit einem zentralen Bereich geringerer Intensität ist in Abb. 11 dargestellt. Wenn die verwendete Gesamtenergie gleich bleibt, dann ergibt sich aus den Berechnungen für eine 1000 μm -Faser eine Tiefendifferenz von ca. 250 μm (Abb. 12). Für eine dünnere Faser (400 μm) wäre der Tiefenverlust geringer. Hinsichtlich der Schnittgeschwindigkeit könnte das rechteckige Strahl-

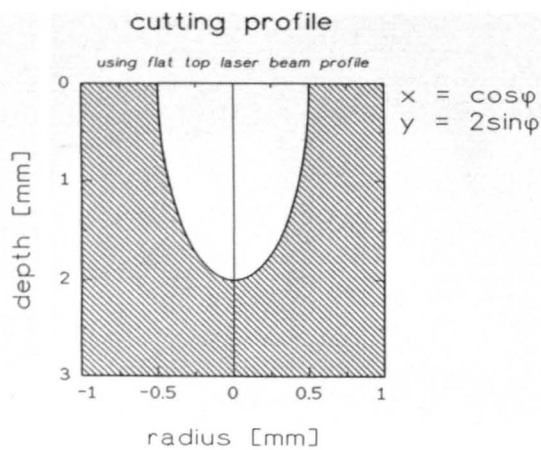


Abb. 9: Schnittprofil im Gewebe

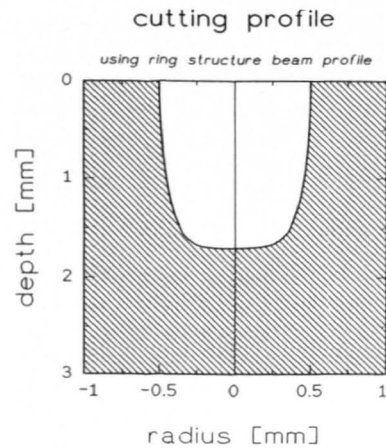


Abb. 11: Schnittprofil im Gewebe

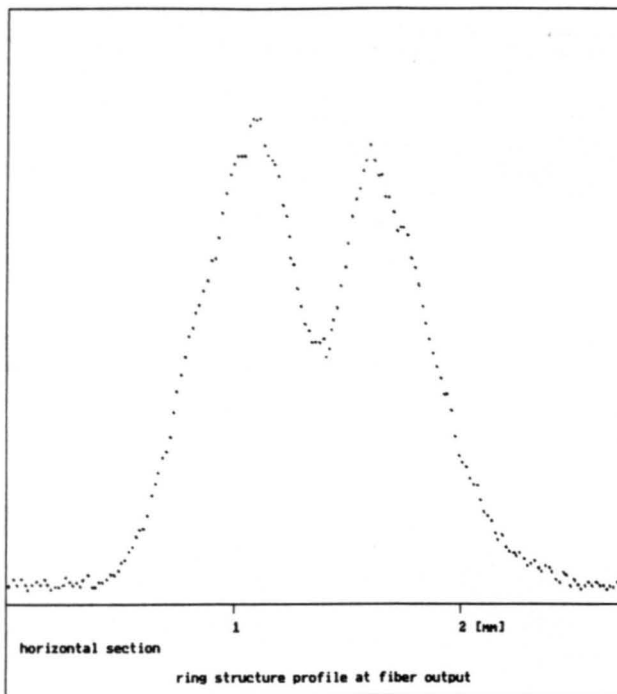


Abb. 10: Ringstrukturprofil eines Laserstrahls

profil günstiger sein, da der konische Teil möglicherweise einen Totraum darstellt. Die Faser bleibt in den oberen Bereichen des Schnittes solange stecken, bis durch die schwächere Strahlungsintensität auch am Rand die Passage für die Faser frei wird. In dieser Zeit hat das zentrale Strahlenbündel längst einen maximalen Abtrag ausgeführt und kann aufgrund des erzwungenen Abstandes keine effiziente Ablation mehr in der Tiefe erreichen. Beim rechteckigen Schnittprofil kann die Faser zeitgleich mit der Abtragung über den gesamten Querschnitt hinweg mitgeführt werden.

Zu erzielen ist eine derartige Intensitätsverteilung bei geta-

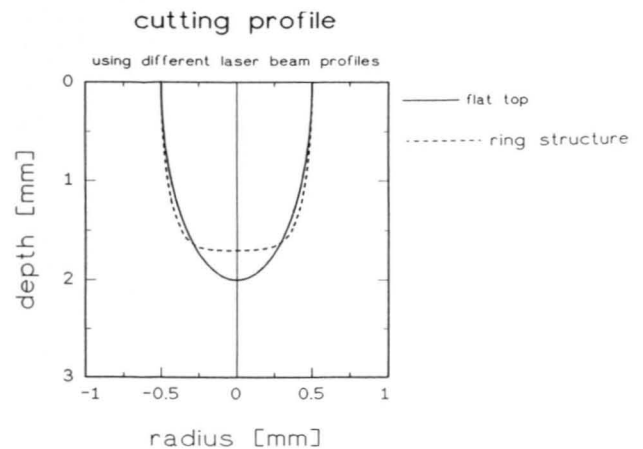


Abb. 12: Profilunterschiede

perten Fasern relativ unkompliziert, indem in nicht-idealer Weise eingekoppelt wird, d.h. am Rand und mit dem Strahlfokus innerhalb des Einkoppeltrichters.

Ein weiterer Punkt hinsichtlich Limitierung der Ablationsrate besteht in der Diskontinuität der Gewebszusammensetzung. Im Knochen finden sich durch das innere Kanälchensystem Areale mit dichten und weniger dichten Strukturen nebeneinander. Durch die Ablation werden die weniger dichten Bezirke schneller und gleichmäßiger abgetragen. Häufig führt dies zu einer sofortigen oder allmählichen Zerstörung der Faser, wodurch die Strahlintensität und die Ablationsrate vermindert wird. Diese Erscheinungen liegen zweifellos der Unregelmäßigkeit unserer Werte (Tab. 1 Kn. 11) zugrunde.

Die Entwicklung eines Abstandhalters, der die Quarzfaser vor Verletzungen durch harte Gewebsteile schützt und gleichzeitig einen kontinuierlichen Abstand gewährleistet, wird daher Gegenstand weiterer Studien sein.

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

Literatur

1. DRESSEL, M., NEU, W., GERHARDT, H.: Quarzglasfasern für die Übertragung von Excimerlaserpulsen hoher Leistung. *Laser und Optoelektronik* 22 (5): 76–81 (1990)
2. JAHN, R., DRESSEL, M., FABIAN, H., GERHARDT, H., KESPER, J., KLEIN, K.F., LANGENDORFF, H.U., NEU, W., SOWADA, U., JUNGBLUTH, K.H.: Excimerlaser und Taperfaser – ein effizientes Instrument für die Ablation von Knorpel- und Knochengewebe. *Laser Med. Surg.* 6: 77–80 (1990)
3. JAHN, R., DRESSEL, M., FABIAN, H., KLEIN, K.F., LANGENDORFF, H.U., NEU, W., JUNGBLUTH, K.H.: Bohrungen am Knochen mit fasergeführtem Excimerlaserstrahl. *Laser Med. Surg.* 6: 172–176 (1990)

Adresse der Korrespondenzautorin:

Dr. med. Renate Jahn, Abt. Unfallchirurgie,
Universitäts-Krankenhaus Eppendorf,
Martinistraße 52, D-W 2000 Hamburg 20
