

745-439 E 20308 F

LASER MEDIZIN

Eine interdisziplinäre Zeitschrift
Praxis – Klinik – Forschung

Laser in Medicine and Surgery

Organ der Deutschen Gesellschaft
für Lasermedizin e.V.

Herausgegeben von
P. W. Ascher, Graz
H.-P. Berlien, Berlin
K. Dinstl, Wien
F. Frank, München
A. Hofstetter, München
E. Keiditsch, München
G. Staehler, Heidelberg
G. H. Willital, Münster

 **GUSTAV
FISCHER**

Vol. 8/No. 1

June 1992/pp. 1-52
ISSN 0938-765X
Streifbandzeitung

Adressen der Herausgeber:

Prof. Dr. P.W. ASCHER
Klinik für Neurochirurgie
Kopernikusgasse 15
A-8010 Graz

Prof. Dr. H.-P. BERLIEN
Institut für Medizinische/Technische Physik und
Lasermethoden, Universitätsklinikum Steglitz
Hindenburgdamm 30
1000 Berlin 45

Prof. Dr. K. DINSTL
Ludwig Boltzmann Institut für Laserchirurgie
Juchgasse 25
A-1030 Wien 9

Dr. F. FRANK
Sarreiter Weg 13
8017 Ebersberg

Prof. Dr. A. HOFSTETTER
Urologische Klinik der Universität München
Marchioninistraße 15
8000 München 70

Dr. E. KEIDITZSCH
Institut für Pathologie
Krankenhaus Bogenhausen
Englschalkingerstraße 77
8000 München 81

Prof. Dr. G. STAEHLER
Abteilung Urologie der Chirurgischen Universitätsklinik
Im Neuenheimer Feld 110
6900 Heidelberg

Prof. Dr. G.H. WILLITAL
Klinik für Kinder- und Neugeborenenchirurgie
Albert-Schweitzer-Straße 33
4400 Münster

Wissenschaftlicher Beirat:

Chirurgie:	B. CH. MANEGOLD/Mannheim F. W. SCHILDBERG/München A. TUCHMANN/Wien
Dermatologie:	M. LANDTHALER/Regensburg
Gastroenterologie:	P. KIEPHABER/Traunstein CHR. ELL/Erlangen
Gynäkologie:	G. BASTERT/Heidelberg M. HILGARTH/Freiburg D. WALLWIENER/Heidelberg
HNO:	W. STEINER/Göttingen E. KASTENBAUER/München
Kardiologie/Angiologie:	B. E. STRAUER/Düsseldorf K. R. KARSCH/Tübingen
Kinderchirurgie:	I. JOPPICH/München J. WALDSCHMIDT/Berlin H. MEIER/Oberhausen O. J. BECK/München
Neurochirurgie:	
Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie:	H.-H. HORCH/München M. MERZ/Hannover
Ophthalmologie:	O. LUND/München W. E. SIEBERT/Hannover
Orthopädie:	F. HOFSTÄDTER/Regensburg
Pathologie:	D. JOCHAM/Lübeck
Photodynamische Therapie:	E. UNSÖLD/München G. GINSBACH/Aachen
Plastische Chirurgie:	R. DIERKESMANN/Gerlingen
Pulmologie:	H.-P. EMSLANDER/München W. NOWAK/Wangen K. H. JUNGBLUTH/Hamburg R. JAHN/Hamburg
Unfallchirurgie:	K.-H. ROTHENBERGER/Landshut
Urologie:	K. ACKERMANN/München
Zahnheilkunde:	H. VAN BENTHEM/Münster G. MÜLLER/Berlin
Biophysik:	R. STEINER/Ulm
Zellbiologie/Biochemie:	R. R. LEHMANN/Münster

Redaktion:

ETTE ALBRECHT
Laser-Medizin-Zentrum GmbH, Berlin · Kraemerstraße 6–10 · 1000 Berlin 45
Tel. 030/7984158 · Fax 030/8344004

Bezugsbedingungen ab Jahrgang 8/1992: Vier Hefte bilden einen Band. Bezugspreis pro Band DM 196,- (Inland)/198,- (Ausland) (einschließlich Porto und Versandkosten). *Anzeigenpreise:* Es gilt die derzeitige Anzeigen-Preisliste vom 1. 1. 1992.

Verlag: Gustav Fischer Verlag GmbH & Co. KG, Wollgrasweg 49, D-7000 Stuttgart 70, Tel. 0711/458030

Mitglieder der *Deutschen Gesellschaft für Lasermedizin e. V.* erhalten die Zeitschrift im Rahmen ihres Mitgliedsbeitrages.

Die in der Zeitschrift veröffentlichten Beiträge sind urheberrechtlich geschützt. Alle Rechte, insbesondere das der Übersetzung in fremde Sprachen, vorbehalten. Kein Teil dieser Zeitschrift darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in irgendeiner Form – durch Fotokopie, Mikrofilm oder andere Verfahren – reproduziert oder in eine von Maschinen, insbesondere von Datenverarbeitungsanlagen, verwendbare Sprache übertragen werden.

Auch die Rechte der Wiedergabe durch Vortrag, Funk- und Fernsehsendung, im Magnettonverfahren oder ähnlichem Wege bleiben vorbehalten. Fotokopien für den persönlichen oder sonstigen Gebrauch dürfen nur von einzelnen Beiträgen oder Teilen daraus als Einzelkopien hergestellt werden.

© Gustav Fischer Verlag · Stuttgart · Jena · New York · 1992

Alle Rechte vorbehalten

Satz: Typobauer, Ostfildern

Druck: Laupp & Göbel, Nehren/Tübingen

Gedruckt auf HANNO' ART pro splendid, hergestellt aus 100% chlorfrei gebleichtem Zellstoff, 100 g, der Hannoversche Papierfabriken.

Printed in Germany

LASER MEDIZIN

Laser in Medicine and Surgery

Eine interdisziplinäre Zeitschrift
Praxis - Klinik - Forschung

Organ der Deutschen Gesellschaft für Lasermedizin e.V.

Adressen der Herausgeber:

Prof. Dr. P.W. ASCHER
Klinik für Neurochirurgie
Kopernikusgasse 15
A-8010 Graz

Prof. Dr. H.-P. BERLIEN
Institut für Medizinische/Technische Physik und
Lasermedizin, Universitätsklinikum Steglitz
Hindenburgdamm 30
1000 Berlin 45

Prof. Dr. K. DINSTL
Ludwig Boltzmann Institut für Laserchirurgie
Juchgasse 25
A-1030 Wien 9

Dr. F. FRANK
Sarreiter Weg 13
8017 Ebersberg

Prof. Dr. A. HOFSTETTER
Urologische Klinik der Universität München
Marchioninistraße 15
8000 München 70

Dr. E. KEIDITSCH
Institut für Pathologie
Krankenhaus Bogenhausen
Engschalkingerstraße 77
8000 München 81

Prof. Dr. G. STAEHLER
Abteilung Urologie der Chirurgischen Universitätsklinik
Im Neuenheimer Feld 110
6900 Heidelberg

Prof. Dr. G.H. WILLITAL
Klinik für Kinder- und Neugeborenenchirurgie
Albert-Schweitzer-Straße 33
4400 Münster

Wissenschaftlicher Beirat:

Chirurgie:	B. CH. MANEGOLD/Mannheim F. W. SCHILDBERG/München A. TUCHMANN/Wien
Dermatologie:	M. LANDTHALER/Regensburg
Gastroenterologie:	P. KIEPHABER/Traunstein CHR. ELL/Erlangen
Gynäkologie:	G. BASTERT/Heidelberg M. HILGARTH/Freiburg D. WALLWIENER/Heidelberg
HNO:	W. STEINER/Göttingen E. KASTENBAUER/München
Kardiologie/Angiologie:	B. E. STRAUER/Düsseldorf K. R. KARSCH/Tübingen
Kinderchirurgie:	I. JOPPICH/München J. WALDSCHMIDT/Berlin H. MEIER/Oberhausen O. J. BECK/München
Neurochirurgie:	
Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie:	H.-H. HORCH/München
Ophthalmologie:	M. MERZ/Hannover O. LUND/München
Orthopädie:	W. E. SIEBERT/Hannover
Pathologie:	F. HOFSTÄDTER/Regensburg
Photodynamische Therapie:	D. JOCHAM/Lübeck E. UNSÖLD/München
Plastische Chirurgie:	G. GINSBACH/Aachen
Pulmologie:	R. DIERKESMANN/Gerlingen H.-P. EMSLANDER/München W. NOWAK/Wangen
Unfallchirurgie:	K. H. JUNGBLUTH/Hamburg R. JAHN/Hamburg
Urologie:	K.-H. ROTHENBERGER/Landshut
Zahnheilkunde:	K. ACKERMANN/München H. VAN BENTHEM/Münster
Biophysik:	G. MÜLLER/Berlin R. STEINER/Ulm
Zellbiologie/Biochemie:	R. R. LEHMANN/Münster

Redaktion:

ETTE ALBRECHT
Laser-Medizin-Zentrum GmbH, Berlin · Kraemerstraße 6-10 · 1000 Berlin 45
Tel. 030/7984158 · Fax 030/8344004



Volume 8 · 1992

Gustav Fischer · Stuttgart · Jena · New York

Das Register für Vol. 8/No. 1–4 wird im ersten Heft des nächsten Jahrgangs erscheinen.

© Gustav Fischer Verlag · Stuttgart · Jena · New York · 1992
Gustav Fischer Verlag GmbH & Co. KG, Wollgrasweg 49, D-7000 Stuttgart 70
Alle Rechte vorbehalten
Satz: Typobauer, Ostfildern
Druck: Laupp & Göbel, Nehren/Tübingen
Printed in Germany

Inhalt/Contents

8/1	HOFSTETTER, A.: Vorwort	2
	Kongreßübersicht 1992	3
	LINGENFELSER, TH., DETTE, S., SCHEURLLEN, M., GRUND, K. E.: Lithotripsie mit dem Blitzlampen-gepumpten Farbstofflaser: In-vitro Effekte auf Gallensteine	4
	FLEISCHMANN, R., WEIGEL, S., ARNDT, J., FALKENSTEIN, W., WIENBECK, M.: In vitro Fragmentierung von Gallensteinen mit dem Farbstofflaser	10
	BAUMGARTNER, R., HOFSTETTER, A., JOCHAM, D., KRIEGMAIR, M., STEPP, H., UNSÖLD, E.: Die photodynamische Diagnose in der Urologie – Erste klinische Erfahrungen mit einer neuen Methode zur Tumorfürherkennung	16
	FEYH, J.: Die photodynamische Therapie von Tumoren im Kopf-Hals-Bereich	22
	KLANKE, J., SCHOLZ, C., FUCHS, B., MÜLLER, G.: Der CO ₂ -Laser mit 9,5 µm – Ein verbessertes Instrumentarium für die Chirurgie?	30
	JAHN, R., LIERSE, W., NEU, W., JUNGBLUTH, K. H.: Makroskopische und mikroskopische Befunde nach Excimerlaserapplikation an verschiedenen Gewebearten	38
	AHMADI, A., TEIDELT, H., ZIMMERMANN, B., MÜLLER, G.: Stimulation der Chondrogenese in vitro durch Bestrahlung mit Laser (CO ₂ -Laser)	46
8/2+3	HOFSTETTER, A.: Vorwort	54
	MITTEILUNG DER DEUTSCHEN GESELLSCHAFT FÜR LASERMEDIZIN Einladung zur Mitgliederversammlung der Deutschen Gesellschaft für Lasermedizin e. V.	55
	Kongreßübersicht 1992/93	57
	BETTAG, M., SCHOBER, R., SABEL, M., ULRICH, F., SCHWARZMAIER, H.-J., HESSEL, ST.: Laser-induzierte interstitielle Thermotherapie – experimentelle Untersuchungen am Rattenhirn	58
	FRANZEN, D., HÖPP, H. W.: Möglichkeiten und Grenzen der koronaren Angioskopie beim Menschen	63
	HOFSTETTER, A.: Laser in der Urologie	69
	MELNIK, I., STEINER, R.: In Vivo Measurements of Laser Irradiation in Human Tissue by Small Isotropic Detector	73
	STRATMANN, U., SCHÜRENBERG, M., RUPPENTHAL, TH., LEHMANN, R. R., SCHAARSCHMIDT, K.: Der Mechanismus der Zahnschmelzablation durch gepulste CO ₂ -Laserbestrahlung	78

KRIEGMAIR, M., BAUMGARTNER, R., HOFSTETTER, A.: KURZMITTEILUNG. Intravesikale Instillation von Delta Aminolävulinsäure (ALA) – Eine neue Methode zur photodynamischen Diagnostik und Therapie	83
ABSTRACTS der Vorträge zur 8. Jahrestagung vom 19.–21. November in Münster	85
BUCHBESPRECHUNG	144
ZEITSCHRIFTENÜBERSICHT	145
HOFSTETTER, A.: Vorwort	150
Kongreßübersicht 1993	151
HÜNERBEIN, M., STERN, J., GRASCHEW, G., FRIEDRICH, E. A., SINN, H., SCHLAG, P.: Wertigkeit von Spektroskopie und Laser-Fluoreszenz-Mikroskopie zum Nachweis von Photosensibilisatoren im Gewebe	153
BEUTHAN, J., MÜLLER, G., NEINASS, J., PRAPAVAT, V., ROGGAN, A., MINET, O.: Infrarot-Diaphanoskopie und Fluoreszenzdiagnostik – Lichtoptische Verfahren in der Medizin	159
BAUMGARTNER, R., HOFFMANN, O., SROKA, R., HEIL, P., UNSÖLD, E., HOFSTETTER, A.: Das Ratiofluorometer – Experimentelle Untersuchungsergebnisse und klinische Erstanwendung	165
UNSÖLD, E., SCHRAMM, A.: Vergleich der Wirkung photodynamischer Prozesse auf humane Plattenepithelkarzinomzelllinien und Brown-Pearce-Tumorzellen des Kaninchens mit Hilfe eines neu definierten photodynamischen Effizienzbeiwertes	170
JOVANOVIĆ, S., PRAPAVAT, V., SCHÖNFELD, U., BERGHAUS, A., BEUTHAN, J., SCHERER, H., MÜLLER, G.: Experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der Parameter ver- schiedener Lasersysteme zur Stapedotomie	174
VIRSIK-PEUCKERT, R. P., HILLRICHS, G., JAHN, R., JUNGBLUTH, K. H., NEU, W.: Art und Häufigkeit von Chromosomenschädigungen nach Zellbestrahlungen mit einem 308 nm Excimer-Laser	182
PHILIPP, C., SHALTOU, J., ZGODA, F., BERLIEN, H.-P.: Zur Problematik von Tempera- turmessungen mit Thermoelementen während Laserbestrahlung in streuenden Medien	188
RENNEKAMPFF, H. O., MERNYEI, M., HATA, E., HAYAKAWA, K.: Case Report: Laser Ablation of Endobronchial Metastasis and External Radiotherapy: A Word of Caution	196
BAHMER, F. A.: Über die Bestimmung der Fläche von Hautveränderungen für die Lasertherapie	199
SCHNEEDE, P., HOFSTETTER, A.: Laserstrahlen zur Behandlung von HPV-Effloreszenzen	202
ZUHRT, R.: Laseranwendung in der Konservierenden Zahnheilkunde	206
WALLWIENER, D., BASTERT, G., PIER, A., RIMBACH, S., POLLMANN, D.: Der HysteroTrainer, ein Simulationstrainer für die diagnostische und operative Hystero- skopie, inclusive Laser-Hysteroskopie	212
HOFSTETTER, A.: Zur Geschichte der Deutschen Gesellschaft für Lasermedizin	217
ABSTRACTS der Vorträge zur 8. Jahrestagung vom 19.–21. November in Münster. Nachtrag	220
ZEITSCHRIFTENÜBERSICHT	237

Inhalt/Contents

HOFSTETTER, A.: Vorwort	2
Kongreßübersicht 1992	3
LINGENFELSER, TH., DETTE, S., SCHEURLLEN, M., GRUND, K.E.: Lithotripsie mit dem Blitzlampen-gepumpten Farbstofflaser: In-vitro Effekte auf Gallensteine	4
FLEISCHMANN, R., WEIGEL, S., ARNDT, J., FALKENSTEIN, W., WIENBECK, M.: In vitro Fragmentierung von Gallensteinen mit dem Farbstofflaser	10
BAUMGARTNER, R., HOFSTETTER, A., JOCHAM, D., KRIEGMAIR, M., STEPP, H., UNSÖLD, E.: Die photodynamische Diagnose in der Urologie – Erste klinische Erfahrungen mit einer neuen Methode zur Tumorfrüherkennung	16
FEYH, J.: Die photodynamische Therapie von Tumoren im Kopf-Hals-Bereich	22
KLANKE, J., SCHOLZ, C., FUCHS, B., MÜLLER, G.: Der CO ₂ -Laser mit 9,5 µm – Ein verbessertes Instrumentarium für die Chirurgie?	30
JAHN, R., LIERSE, W., NEU, W., JUNGBLUTH, K.H.: Makroskopische und mikroskopische Befunde nach Excimerlaserapplikation an verschiede- nen Gewebearten	38
AHMADI, A., TEIDELT, H., ZIMMERMANN, B., MÜLLER, G.: Stimulation der Chondrogenese in vitro durch Bestrahlung mit Laser (CO ₂ -Laser)	46

Kongreßübersicht 1992

International Conference
Photodynamic Therapy and Medical Laser Applications
Milano, 25–27 June 1992
Chairman: P. Spinelli
Istituto Nazionale Tumori
Via G. Venezian 1
20123 Milano Italy
Organizing secretariat:
Econ s.r.l.
Via della Moscova 16
20 121 Milano, Italy

MEDTECH '92
Minimal Invasive Medizin
Kurs «Laser in der Medizin»
Berlin, 10.–12. Juli 1992
Information:
Koordinationsbüro MEDTECH
c/o K.I.T. Marketing Services GmbH
Behrenstraße 23
O-1080 Berlin

3rd International Congress on Lasers in Dentistry
The International Society for Lasers in Dentistry
Salt Lake City, Utah/USA, 6–8 August 1992
Information:
Hans Joachim Koort
An St. Josef 29a
5300 Bonn

International Congress of
Otorhinolaryngology, Head
and Neck Surgery
Prag/CSFR, 19–21 August 1992
President: Prof. Jan Betka, M.D.
Congress Secretariat:
J.E. Purkyně
Sokolská 31
12026 Prague 2, CSFR

Laser Bologna '92
3rd World Congress
International Society for Low Power Laser
Applications in Medicine
Bologna, 9–12 September 1992
Modena, 13 September 1992
Scientific Secretariat:
Giovanni Ussia, M.D.
1st. Chirurgia Sperimentale Università di Bologna
Via Massarenti 9
40 138 Bologna, Italy

London Laser 1992
2nd International Congress
International Laser Therapy Association
London, 18–20 September 1992
Congress Secretariat:
Tissue Repair Unit
UMDS, Guy's
London Bridge SE 1 9RI
GB-London, U.K.

8th Interdisciplinary Laser Science Conference
American Physical Society, Optical Society of America
Albuquerque, New Mexico/USA, 20–25 September 1992
Information:
OSA/ILS '92
Optical Society of America
Meetings Department
2010 Massachusetts Ave., NW
Washington, DC 20036, USA

26. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft
für Biomedizinische Technik
Europa '92: Biomedizinische Technik im Krankenhaus
Hannover, 1.–3. Oktober 1992
Wissenschaftliche Leitung:
Prof. Dr. O. Anna, Prof. Dr. C. Hartung
Institut für Biomedizinische Technik und Krankenhaustechnik
Medizinische Hochschule Hannover
Postfach 610324
3000 Hannover 61

Lasers in the 90's
4. Congress of Asian Pacific Association
for Laser Medicine and Surgery
Singapore, 29–31 October 1992
Conference Secretariat:
Conference & Exhibition Management Services Pte Ltd
1 Maritime Square 09–43
World Trade Centre, Singapore 0409
Republic of Singapore

14th Annual International Conference
IEEE Engineering in Medicine and Biology Society
Paris, 29 October – 1 November 1992
Information:
Dr. Swamy Laxminarayan
Academic Computing Center, MSB-A 539
University of Medicine & Dentistry of NJ
185 South Orange Avenue
Newark, NJ 07103, USA

8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Lasermedizin
Münster, 19.–21. November 1992
Information:
Prof. Dr. G. H. Willital
Kinderchirurgische Universitätsklinik
Albert-Schweitzer-Straße 33
4400 Münster

Experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der Parameter verschiedener Lasersysteme zur Stapedotomie*

Experimental Investigations of Different Laser Systems for Optimization of Treatment Parameter in Stapedotomy*

S. JOVANOVIĆ¹, V. PRAPAVAT², U. SCHÖNFELD¹, A. BERGHAUS¹, J. BEUTHAN²,
H. SCHERER¹, G. MÜLLER²

1 Hals-Nasen-Ohrenklinik mit Polikliniken im Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
(Leiter: Prof. Dr.med. H. Scherer)

2 Institut für Medizinische/Technische Physik und Lasermedizin des Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
(Direktor: Prof. Dr.-Ing. G. Müller)

Received: Oktober 1992 · Revised: Oktober 1992

Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es zu klären, welche der derzeit zur Verfügung stehenden Lasersysteme sich für den Einsatz in der Stapeschirurgie am besten eignen und damit eine sinnvolle Alternative zur konventionellen Stapedotomie darstellen könnten. Um eine Antwort auf diese Frage zu geben, wurden an isolierten Steigbügel und Rinderkompakta-Plättchen die Zusammenhänge zwischen den Parametern verschiedener Lasersysteme und deren Wirkungen am Knochengewebe untersucht. Ziel war die Optimierung der Laserparameter, die zur Erzielung einer 500 bis 600 µm im Durchmesser großen Perforation erforderlich sind. Darüber hinaus wurden die dabei auftretenden thermischen Effekte beurteilt. Verwendet wurden drei Lasergruppen: kontinuierlich strahlende (Argon- und CO₂-Laser), Superpuls (CO₂-Laser) und gepulste Systeme (Excimer-, Ho:YAG-, Er:YSGG- und CO₂-Laser). Der Er:YSGG-Laser weist von den gepulsten Laser-Systemen die höchste Abtragsrate am Stapes auf. Die untersuchten cw- und Superpuls CO₂-Lasersysteme bieten den Vorteil der besseren Handhabung, verursachen aber größere thermische Nebenwirkungen an der Steigbügel Fußplatte. Zur Reduzierung der thermischen Effekte wird eine Perforation der Fußplatte mit mehreren, versetzt applizierten Einzelschüssen mit geringer Leistung, kurzer Pulsdauer und kleinem Strahldurchmesser empfohlen.

Schlüsselworte: Laser-Stapedotomie, in vitro, gepulste Laser, Dauerstrich-Laser

Summary

The purpose of the present study is to clarify which of the presently available laser systems is best suited for application in stapes surgery and would thus represent a useful alternative to conventional stapedotomy. To

* Das Projekt wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft gefördert.

answer this question, we used isolated stapes and bovine compact bone platelets to study the correlation between different laser system parameters and their effects on bone tissue in order to optimize the laser parameters required to achieve a perforation of 500 to 600 μm in diameter. In addition, we evaluated the resultant thermic effects. Three laser groups were used: continuous wave (Argon and CO_2 laser), super pulse (CO_2 laser) and pulsed systems (Excimer, Ho:YAG, Er:YSGG and CO_2 laser). Among the pulsed laser systems, the Er:YSGG laser achieved the highest rate of ablations at the stapes. The cw- and super pulse- CO_2 laser systems offer the advantage of better handling but are at the same time responsible for greater thermic side effects at the stapes footplate. To reduce thermic effects, we recommend perforation of the footplate by juxtapositioning several individual low-powered, short-pulsed shots with a small beam diameter placed.

Keywords: laser stapedotomy, in vitro, pulsed laser, continuous wave laser

Einleitung

In der Ohrmikrochirurgie ergeben sich aufgrund kleinster Verhältnisse und hochempfindlicher anatomischer Strukturen höchste Anforderungen an Präzision und Sicherheit. Dies wird am Beispiel der konventionellen Technik der Stapedotomie in der Therapie der Otosklerose deutlich, wo postoperative Ertaubung (in bis zu 2% der Fälle) und irreversible Innenohrschädigungen geringeren Ausmaßes Folge des Einsatzes manuell geführter mechanischer Instrumente sein können.

Bei der Otosklerose ist durch Fixation der Steigbügel Fußplatte überwiegend die Schalleitung zum Innenohr gestört. Mit chirurgischem Instrumentarium wird bei der konventionellen Stapedotomie eine Perforation in die Stapesfußplatte eingebracht und der übrige Steigbügel entfernt. Zur Wiederherstellung der Schallübertragung wird dann als Stapesersatz ein Piston in die Fußplattenöffnung eingeführt und am langen Amboßschenkel befestigt.

Um die Gefahr einer Schädigung der Mittel- und Innenohrstrukturen durch Manipulation mit konventionellen Instrumenten zu verringern, erfolgt in unserer Studie die Perforation der Fußplatte und die Abtragung der Stapes suprastrukturen berührungslos mit dem Laserstrahl.

In der Stapeschirurgie wurden bislang schon vereinzelt thermisch wirkende Laser (Argon-, KTP 532- und CO_2 -Laser) im getakteten Dauerstrichbetrieb (cw) eingesetzt. Über deren Wirksamkeit und Sicherheit bestehen bis heute widersprüchliche Aussagen [1–5,8,9,12–15,20]. Neuartige gepulste Lasersysteme (Excimer-, Ho:YAG-, Er:YSGG-, CO_2 -Laser), die nahezu athermisch wirken, könnten sich als effizient und sicher erweisen [6,7,10,17,18,19].

Um eine Aussage über die Eignung verschiedener Lasersysteme für den Einsatz in der Stapeschirurgie treffen zu können, ist u.a. die Ermittlung des Zusammenhanges zwischen den laserspezifischen Parametern und den erreichbaren Perforationsdurchmessern an der Fußplatte von Interesse.

Material und Methode

Untersucht wurden die Zusammenhänge zwischen den laserspezifischen Parametern (Leistung bzw. Energie, Strahldurchmesser, Pulsdauer bzw. Repetitionsrate (Rep.Rate) etc.) verschiedener Lasersysteme und deren Wirkungen am Knochengewebe. Dabei interessierten insbesondere die erreichbaren Perforationsdurchmesser und die an der Fußplatte auftretenden thermischen Schädigungszonen. Ziel war die Opti-

mierung der Laserparameter, die zur Erzielung einer im Durchmesser 500 bis 600 μm großen Perforation erforderlich sind.

Als In-vitro-Modell wurden isolierte menschliche Steigbügel und Rinderkompakta-Plättchen (Dicke: 90 μm) verwendet, die hinsichtlich der Absorptionseigenschaften (Abb. 1 und 2) und der Perforationswirkungen mit dem Stapes vergleichbar sind.

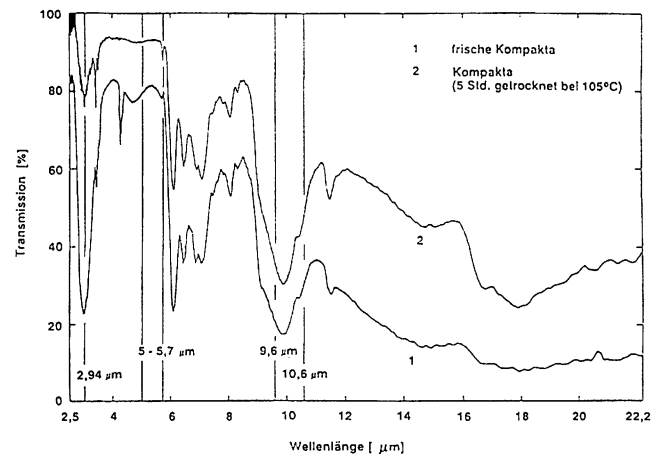


Abb. 1: Transmissionsspektrum der Kompakta eines menschlichen Oberschenkelknochens im IR-Bereich (nach C. Scholz [18])

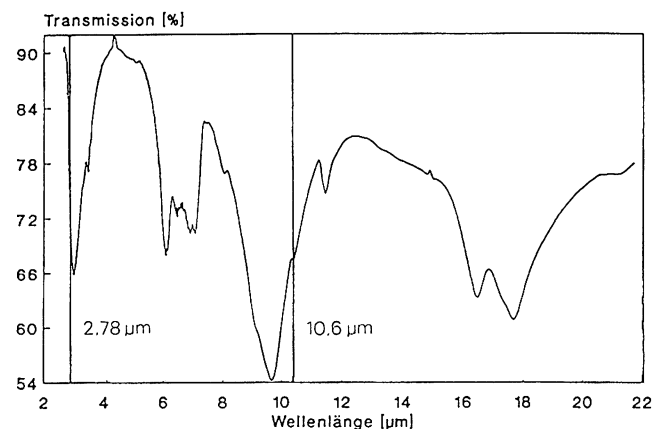


Abb. 2: Transmissionsspektrum eines menschlichen Steigbügels im IR-Bereich

Drei unterschiedliche Lasersysteme wurden verwendet:

- kontinuierlich strahlende Systeme (Argon Typ MDS 83, Fa. Aesculap Meditec; CO₂ Opmilas, Fa. Carl Zeiss),
- ein Super-Puls-System (CO₂ 1041, Fa. Sharplan) und
- gepulste Systeme (Excimer Max 10LP, Fa. Technolas; Ho:YAG und Er:YSGG, Fa. Spektrum; CO₂ LP-140G, Fa. PSI).

Der Laserstrahl wurde über ein Mikromanipulator- oder ein Fasersystem appliziert.

Ergebnisse

Zwischen der applizierten Laserleistung bzw. -energie und dem Perforationsdurchmesser besteht ein Zusammenhang, der sich in drei Bereichen der Wirkung manifestiert: I. nicht perforierender Bereich, II. Schwellenwert mit Anstiegsphase und III. Sättigungsbereich (Abb. 3).

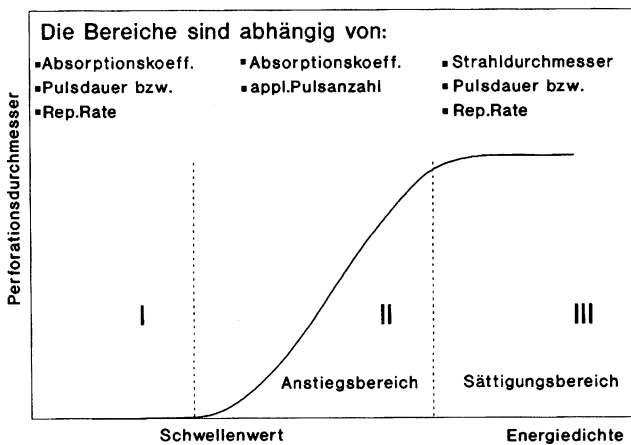


Abb. 3: Funktioneller Zusammenhang zwischen Energiedichte und Perforationsdurchmesser

Unter Berücksichtigung dieser Phasen ergeben sich in Abhängigkeit von eingesetzten Lasersystemen und gewählten Parametern Unterschiede hinsichtlich der Perforationswirkung und der auftretenden thermischen Schädigungszonen.

Kontinuierlich strahlende Lasersysteme (cw)

Vorteil dieser Laser ist die Möglichkeit, mit einer bzw. wenigen versetzten Applikationen eine ausreichend große Perforation zu erzielen. Nachteilig kann sich die dabei entstehende thermische Schädigung des Knochengewebes (Kristallisation) auswirken.

Die Wirkung des Argon Lasers (488 und 514,6 nm), dessen Wellenlänge im Knochengewebe schlecht absorbiert wird, besitzt eine hohe Abhängigkeit vom Pigmentierungsgrad der abzutragenden Oberfläche. Dies führt zu einer schlecht reproduzierbaren Perforationswirkung. Für das Erreichen einer ausreichend großen Perforation mit einem einzelnen Schuß sind aus diesem Grund Leistungsdichten von ca. 1800 W/cm² und lange Pulszeiten bis zu 2 s erforderlich, die zu erheblichen thermischen Schädigungen des Knochens führen.

Eine Verringerung der applizierten Einzelenergie und Mehrfachapplikation führen zwar zu einer Reduzierung der thermischen Belastung, senken jedoch gleichzeitig die Reproduzierbarkeit des Abtragungsprozesses durch die Bildung größerer Mengen von Kristallinat (Abb. 4).

Infolge der hohen Absorption der Laserstrahlung bei 10,6 µm im Knochengewebe ergibt sich beim CO₂-cw-System bei Wahl kurzer Pulsdauern (0,05 s und 0,1 s) eine gute Reproduzierbarkeit der Perforationen (Abb. 5).

Der Karbonisations- und Kristallisationsgrad ist im Vergleich zum Argon-System deutlich geringer (Abb. 6). Bei größerer Schichtdicke kann sich jedoch infolge der erhöhten Reflexion am entstehenden Kristallinat eine reduzierte Perforationswirkung ergeben.

Zur Reduzierung der für eine ausreichend große Perforation erforderlichen Gesamtenergie ist die Mehrfachapplikation (ca. 3 bis 4 Applikationen) günstig.

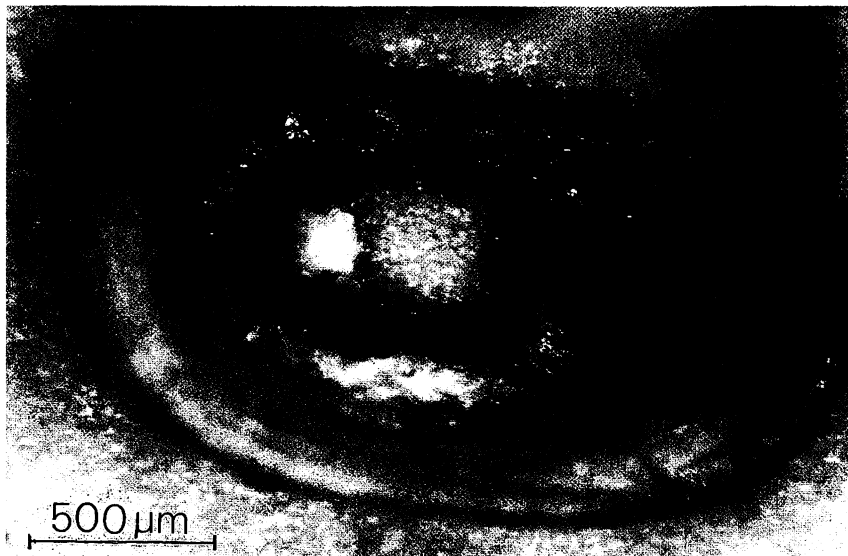


Abb. 4: Laser-Stapedotomie mit dem Argon-Laser (488nm und 514,6nm). Betrieb: cw, getaktet; Leistungsdichte: 17 Schuß a 7500 W/cm²; Pulsdauer: 0,04 s. Durchmesser: Perforation = 400–460 µm; Kristallisationszone = 420–600 µm; Karbonisationszone = 480–660 µm; thermische Übergangszone = 520–700 µm

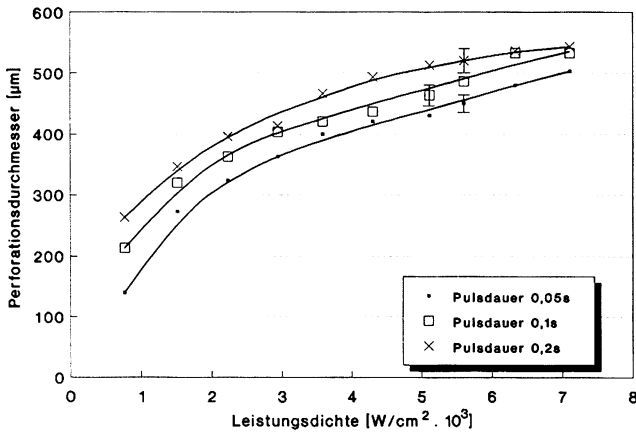


Abb. 5: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von Leistungsdichte und Pulsdauer beim CO₂-cw-Laser

Superpuls Lasersystem

Die Wirkung des CO₂-Superpuls-Systems im Knochengewebe ist aufgrund des vorgegebenen Puls-Zeit-Verhaltens abhängig von der eingestellten mittleren Leistung. Ihre Variation wird durch eine Änderung der Repetitionsrate bei konstanter Pulsspitzenleistung und Pulshalbwertsbreite realisiert. Die Repetitionsrate beträgt bei maximal einstellbarer mittlerer Leistung (13 W) ca. 450 Hz und bei minimaler mittlerer Leistung (2 W) ca. 30 Hz.

Im Leistungsbereich von 8–10 W ist bei gleicher Einwirkfläche die thermische Wirkung des CO₂-Superpuls-Systems mit der des getakteten CO₂-cw-Systems vergleichbar. Durch eine Verringerung des Strahldurchmessers (ca. 200 μm) und mehrfach versetzte Applikationen liegt der für eine effektive Bearbeitung erforderliche Leistungsbereich bei 3 bis 4 W (ca. 12000 W/cm²). Dadurch läßt sich eine geringfügige Reduzierung der thermischen Randzonen erzielen (Abb. 7).

Abb. 6: Laser-Stapedotomie mit dem CO₂-Laser (10,6 μm). Betrieb: cw, getaktet; Leistungsdichte: 6000 W/cm²; Pulsdauer: 0,1 s. Durchmesser: Perforation = 520 μm ; Kristallisationszone = 650 μm ; Karbonisationszone = 800 μm ; thermische Übergangszone = 900 μm



Abb. 7: Laser-Stapedotomie mit dem CO₂-Laser (10,6 μm). Betrieb: Superpuls; Leistungsdichte: 3 Schuß a 12000 W/cm²; Pulsdauer: 0,05 s. Durchmesser: Perforation = 400 μm ; Karbonisationszone = 540 μm ; unregelmäßige Kristallisationszone; thermische Übergangszone = 600 μm

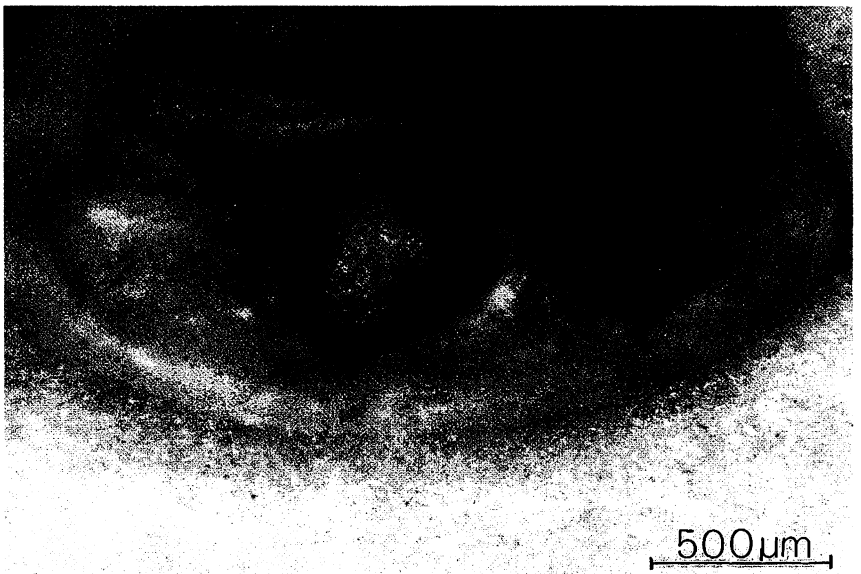




Abb. 8: Laser-Stapedotomie mit dem Excimer-Laser (308 nm). Betrieb: gepulst; Energiedichte: 200 Schuß a 4,6 J/cm²; Rep.Rate: 10 Hz. Durchmesser: Perforation = 540–640 µm; keine Kristallisationszone; keine Karbonisationszone; thermische Übergangszone = 860–900 µm

Aufgrund des kleineren Strahldurchmessers sind für das Erreichen einer ausreichend großen Perforation von 500 µm bis 600 µm ca. 5 bis 6 Applikationen erforderlich. Im Vergleich zum CO₂-cw-Laser entspricht dies der gleichen Gesamtenergie von ca. 1 J.

Aus unseren bisherigen klinischen Erfahrungen erscheint die Applikation weniger Schüsse vorteilhafter [8,9].

Gepulste Lasersysteme

Die Wirkung gepulster Lasersysteme weicht aufgrund ihres unterschiedlichen Abtragungsmechanismus z. T. von der getaktet angewandter thermischer Systeme ab. Für das Erreichen einer ausreichend großen Perforation ist im allgemeinen ein mehrfacher Beschuß desselben Applikationsortes notwendig, da pro Applikation eine geringe Abtragung des Gewebes erfolgt.

Der Abtragungsmechanismus der Photoablation bewirkt, daß das Ausmaß thermischer Nebeneffekte im Gegensatz zu den cw- und den Superpuls-Systemen deutlich geringer ist.

Beim Excimer-Laser-System (308 nm), das eine Pulsdauer von ca. 100 ns besitzt, ergibt sich nur eine schmale thermische Übergangszone, die durch eine rot-braune Verfärbung des Gewebes gekennzeichnet ist (Abb. 8).

Die Abtragungsrate pro Laserpuls ist jedoch beim Excimer-Laser so gering (5–10 µm bei 5 J/cm²), daß für eine ausreichende Perforation mindestens 200 Applikationen benötigt werden. Die Applikationsdauer beträgt bei einer Repetitionsrate von 10 Hz demzufolge ca. 20s. Neben der hohen applizierten Gesamtenergie von ca. 2,6 J ist aus klinischer Sicht die lange Applikationsdauer problematisch.

Die Abtragungsraten des Ho:YAG- und des Er:YSGG-Lasers (Abb. 9 und 10) sind im Vergleich zum Excimer System um das zwanzig- bzw. dreißigfache größer, so daß für eine ausreichende Perforation nur ca. 10 bzw. 5 Pulse notwendig sind (Abb. 11 und 12).

Im Vergleich zur Strahlung der Er:YSGG-Wellenlänge von 2,78 µm wird die Strahlung der Ho:YAG-Wellenlänge von 2,1 µm schwächer vom Knochengewebe absorbiert. Das führt

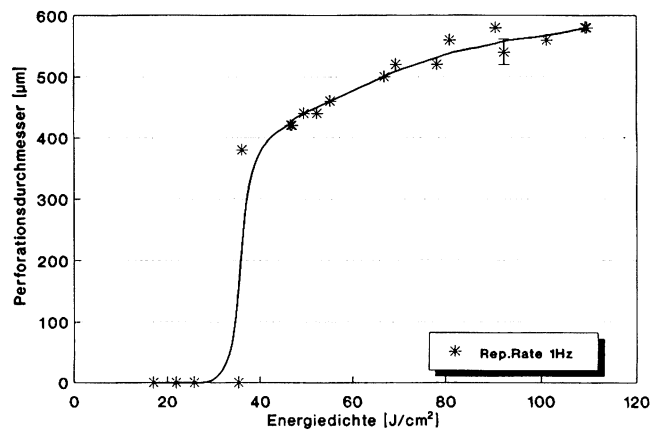


Abb. 9: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von Energiedichte und Rep.Rate beim Ho:YAG-Laser (Schußanzahl = 10)

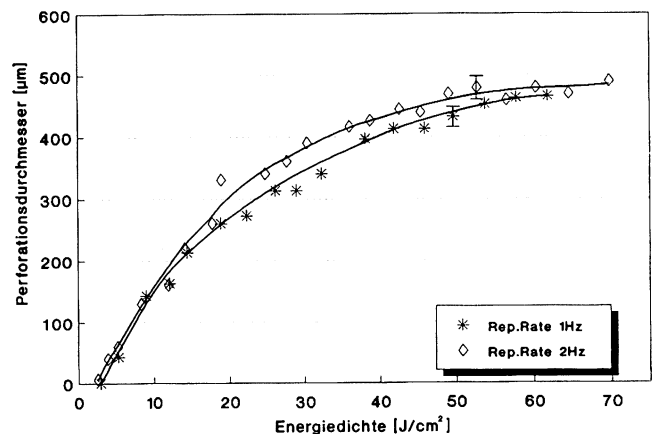


Abb. 10: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von Energiedichte und Rep.Rate beim Er:YSGG-Laser (Schußanzahl 5–10)

Abb. 11: Laser-Stapedotomie mit dem Ho:YAG-Laser ($2,1\ \mu\text{m}$). Betrieb: gepulst; Energiedichte: 10 Pulse a $99\ \text{J}/\text{cm}^2$; Rep.Rate: 1 Hz. Durchmesser: Perforation = $560\ \mu\text{m}$; Karbonisationszone = $640\ \mu\text{m}$; keine Kristallisationszone; thermische Übergangszone = $720\ \mu\text{m}$

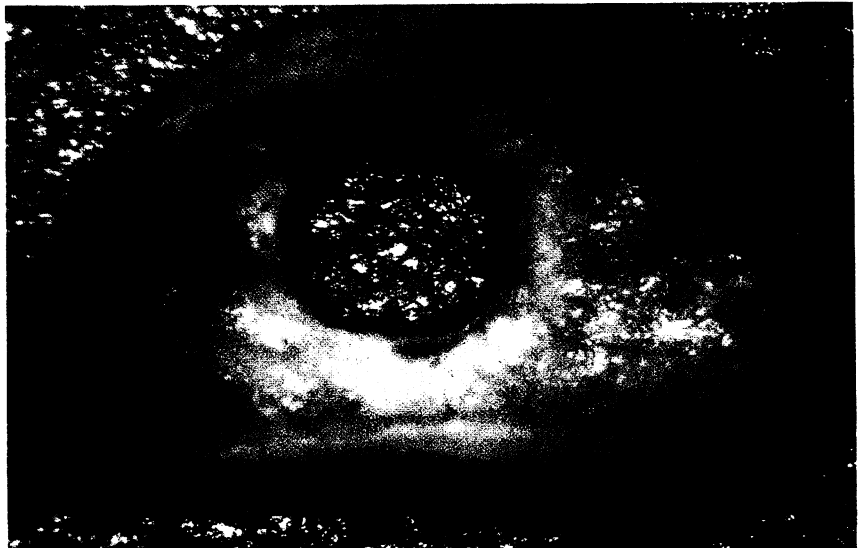


Abb. 12: Laser-Stapedotomie mit dem Er:YSGG-Laser ($2,78\ \mu\text{m}$). Betrieb: gepulst; Energiedichte: 5 Pulse a $55,8\ \text{J}/\text{cm}^2$; Rep.Rate: 1 Hz. Durchmesser: Perforation = $500\ \mu\text{m}$; Karbonisationszone = $540\ \mu\text{m}$; keine Kristallisationszone; thermische Übergangszone = $620\ \mu\text{m}$



dazu, daß mit dem Ho:YAG-Laser neben einer höheren Schußanzahl auch mehr Energie appliziert werden muß, um eine ausreichend große Perforation zu erzielen.

In Tabelle 1 sind die ermittelten Laserparameter der untersuchten Systeme für eine Stapesfußplattenperforation von $500\text{--}600\ \mu\text{m}$ unter Berücksichtigung der benötigten Gesamtenergie zusammengefaßt. Als günstigste Leistungs- bzw. Energiedichten erweisen sich Werte, die am Beginn des Sättigungsbereiches liegen (Abb. 3).

Diskussion

Die gepulsten Lasersysteme sind aufgrund ihrer geringen thermischen Schädigung und gut reproduzierbaren Perforationswirkung prinzipiell besser für eine Stapedotomie geeignet als die kontinuierlich strahlenden Systeme. Die höhere Pulsan-

zahl könnte sich jedoch infolge der längeren Applikationsdauer und der Notwendigkeit der Bestrahlung desselben Applikationsortes als nachteilig in der klinischen Anwendung erweisen. Der Er:YSGG-Laser weist von den gepulsten Laser-Systemen die höchste Abtragsrate am Stapes auf und stellt somit für die Bearbeitung des Steigbügels den effektivsten Laser dar [16,17]. Auch der Ho:YAG-Laser, obwohl nach unseren Ergebnissen etwas weniger effektiv als der Er:YSGG-Laser, scheint sich für die Stapeschirurgie zu eignen [6,10].

Im Gegensatz zu SEGAS et al. [19] halten wir den Excimer-Laser ($308\ \text{nm}$) dagegen aufgrund seiner geringen Abtragsrate am Steigbügel für wenig geeignet.

Die untersuchten cw- und Superpuls CO_2 -Lasersysteme bieten den Vorteil der besseren Handhabung, verursachen aber größere thermische Nebenwirkungen an der Steigbügel Fußplatte. Zur Reduzierung der thermischen Effekte wird eine Perforation der Fußplatte mit mehreren, versetzt applizierten

Tab. 1: Laserparameter für eine Stapesfußplattenperforation von 500–600 µm unter Berücksichtigung der benötigten Gesamtenergie

Lasersystem	Energiedichte / Leistungsdichte	Rep.Rate / Pulsdauer	benötigte Schußanzahl	Gesamtenergie	Strahldurchmesser
Er:YSGG	55 J/cm ²	1 Hz	5 - 10	0,5 - 1 J	≈ 550 µm
2,78 µm, 500 µs	55 J/cm ²	2 Hz	5 - 10	0,5 - 1 J	≈ 550 µm
CO₂ (Superpuls)	11900 W/cm ²	0,05 s	5 - 6	≈ 1 J	≈ 200 µm
10,6 µm	3400 W/cm ²	0,1 s	5 - 6	≈ 0,6 J	≈ 200 µm
CO₂ (cw)	7300 W/cm ²	0,05 s	1	≈ 0,9 J	≈ 560 µm
10,6 µm	5600 W/cm ²	0,1 s	1	≈ 1,4 J	≈ 560 µm
CO₂ (gepulst)	45 J/cm ²	2 Hz	≈ 10	≈ 1,1 J	≈ 550 µm
10,6 µm; 130 µs					
CO₂ (cw)	2900 W/cm ²	0,05 s	4 - 5	≈ 1,1 J	≈ 560 µm
10,6 µm	2900 W/cm ²	0,1 s	4 - 5	≈ 1,2 J	≈ 560 µm
Ho:YAG	90 J/cm ²	1 Hz	≈ 10	≈ 2,1 J	≈ 550 µm
2,1 µm; 500 µs					
Excimer	4,9 J/cm ²	10 Hz	≈ 200	≈ 2,6 J	≈ 580 µm
308 nm; 100 ns					
Argon	7800 W/cm ²	0,1 s	≈ 17	≈ 2,7 J	≈ 160 µm
488 + 514,6 nm					

Einzelschüssen mit geringer Leistung, kurzer Pulsdauer und kleinem Strahldurchmesser empfohlen. Aufgrund des geringeren Absorptionskoeffizienten des Stapes für Argon-Laserstrahlung und des großen Einflusses des Pigmentierungsgrades des bestrahlten Mediums auf ihre Wirkung mit der daraus resultierenden geringen Reproduzierbarkeit der entstehenden Perforationsdurchmesser ist die Eignung des Argon-Lasers für die Stapedotomie zweifelhaft.

Um jedoch eine definitive Aussage über das geeignetste Lasersystem für die Stapeschirurgie geben zu können, ist neben dem Eignungskriterium «Abtragungsrate an der Fußplatte und den Suprastrukturen» die Untersuchung der thermischen und akustischen Belastungen des Innenohres während der Laser-Stapedotomie von größter Bedeutung.

Nach den vorgestellten experimentellen Ergebnissen könnte das Erbium-Lasersystem aus der Gruppe der gepulsten Laser eine Alternative zum CO₂-cw-Laser darstellen, den wir für den geeignetsten von den derzeit in der Stapeschirurgie klinisch eingesetzten Systemen halten.

Literatur

1. BARTELS, L. J.: KTP laser stapedotomy: Is it safe? *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 103:685 (1990)
2. DI BARTOLOMEO, J. R., M. ELLIS: The Argon Laser in Otolaryngology. *Laryngoscope*, 90:1786 (1980)
3. HORN, K. L., S. GHERINI, G. M. GRIFFIN: Argon laser stapedectomy using an Endo-otoprobe system. *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 102 (2):193 (1990)
4. GHERINI, S. G., K. L. HORN, C. A. BOWMAN, G. M. GRIFFIN: Small fenestra stapedotomy using a fiberoptic hand-held argon laser in obliterative otosclerosis. *Laryngoscope* 100:1276 (1990)
5. HODGSON, R. S., D. F. WILSON: Argon laser stapedotomy. *Laryngoscope* 101:230 (1991)
6. HOMMERICH, C. P., S. HESSEL: Untersuchungen mit dem Holmium:YAG Laser an Amboß und Steigbügel. *Arch. Otorhinolaryngol. (Suppl.)* II:280 (1991)
7. JOVANOVIĆ, S., C. SCHOLZ, A. BERGHAUS, U. SCHÖNFELD: Experimenteller Vergleich zwischen kurzgepulsten und kontinuierlich strahlenden Lasern in der Stapeschirurgie – histologische und morphologische Ergebnisse. *Arch. Otorhinolaryngol. (Suppl.)* II:72 (1990)
8. JOVANOVIĆ, S., A. BERGHAUS, U. SCHÖNFELD, H. SCHERER: Bedeutung experimentell gewonnener Daten für den klinischen Einsatz verschiedener Laser in der Stapeschirurgie. *Arch. Otorhinolaryngol. (Suppl.)* II:278 (1991)
9. JOVANOVIĆ, S., A. BERGHAUS, H. SCHERER, U. SCHÖNFELD: Klinische Erfahrungen mit dem CO₂-Laser in der Stapeschirurgie. Vortrag Nr. 180 auf der 63. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie in Garmisch-Partenkirchen 1992 (im Druck)
10. KAUTZKY, M., A. TRÖDHAN, M. SUSANI, P. SCHENK: Infrared laser stapedotomy. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* 248–449 (1991)
11. LESINSKI, S. G.: Lasers for otosclerosis. *Laryngoscope* 99 (Supp. 46):1 (1989)
12. LIM, R. Y.: Safety of carbon dioxide laser for stapes surgery. *Lasers Surg. Med.* 4 (1992)
13. MCGEE, T. M.: The argon laser in surgery for chronic ear disease and otosclerosis. *Laryngoscope* 93:1177 (1983)
14. PALVA, T.: Argon laser in otosclerosis surgery. *Acta Otolaryngol.* 104:153 (1987)

15. PERKINS, R.C.: Laser stapedotomie for otosclerosis. *Laryngoscope* 90:228 (1980)
16. PRAPAVAT, V., S. JOVANOVIĆ, U. SCHÖNFELD, J. BEUTHAN: Experimentelle Untersuchung zur Optimierung der Laser-Gewebe-Wechselwirkung bei Stapedotomie. Poster Nr. 29 auf der 63. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie in Garmisch-Partenkirchen 1992 (im Druck)
17. SCHLENK, E., G. PROFETA, J.S. NELSON, J.J. ANDREWS, M.W. BERNS: Laser assisted fixation of ear prosthesis after stapedectomy. *Lasers Surg. Med.* 10:444 (1990)
18. SCHOLZ, C.: Neue Verfahren der Bearbeitung von Hartgewebe in der Medizin mit dem Laser. Dissertation, Technische Universität Berlin, Fachbereich Konstruktion und Fertigung, 1992
19. SEGAS, J., A. GEORGIADIS, P. CHRISTODOULOU, J. BIZAKIS, F. HELIDONIS: Use of the excimer laser in stapes surgery and ossiculoplasty of middle ear ossicles: Preliminary report of an experimental approach. *Laryngoscope* 101:186 (1991)
20. SILVERSTEIN, H., S. ROSENBERG, R. JONES: Small fenestra stapedotomies with and without KTP laser: A comparison *Laryngoscope* 99:485 (1989)

Adresse des Korrespondenzautors:

Dr.med. Sergije Jovanović, Freie Universität Berlin, Universitätsklinikum Steglitz, Hals-Nasen-Ohrenklinik mit Polikliniken, Hindenburgdamm 30, D-1000 Berlin 45