

Aus der Klinik für Hals -, Nasen - und Ohrenheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charite - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Experimentelle Studie zur Ermittlung effektiver
Laserparameter für die Laserstapedotomie mit dem
UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂ - Laser**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Bianka Jovanovic

aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. B. Sedlmaier
 2. Prof. Dr. med. Th. Kombos
 3. Priv.-Doz. Dr. med. P. Agha-Mir-Salim

Datum der Promotion: 18.11.2011

Physikalische Größen und Einheiten

Formelzeichen	Einheit	Bezeichnung
P	W	Leistung
E	W/cm ²	Leistungsdichte
α	m ⁻¹	Absorptionskoeffizient
f	Hz	Frequenz
t	s	Pulsdauer, Zeit
E _{UP}	mJ	Energie UltraPulse®

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung.....	1
1.1	Laser und Laserstrahlung/ Übersicht	5
1.2	Grundlagen der Laserwirkung im Gewebe.....	8
1.3	Prinzip des UltraPulse [®] SurgiTouch [®] CO ₂ -Laser.....	11
1.4	Fragestellung.....	11
2	Material und Methode.....	12
2.1	Laserausstattung.....	12
2.1.1	Untersuchte Gruppen und getestete Laserparameter.....	15
2.1.2	Gruppe 1: UltraPulse [®] -Modus ohne SurgiTouch [®] -Scanner	16
2.1.3	Gruppe 2: UltraPulse [®] -Modus mit dem SurgiTouch [®] -Scanner.....	16
2.1.3.1	Energie-Modus - Eine Laserapplikation.....	16
2.1.3.2	Raten-Modus - Eine Laserapplikation	17
2.2	Versuchsdurchführung	17
2.2.1	Präparation und Lagerung der Kompaktplättchen.....	18
2.2.2	Versuchsaufbau	19
2.2.3	Lichtmikroskopische Untersuchung.....	19
3	Ergebnisse	21
3.1	UltraPulse [®] -Modus ohne SurgiTouch [®] -Scanner	22
3.1.1	UltraPulse [®] -Applikationen auf dieselbe Stelle	22
3.1.2	cw-Modus (f = 1000 Hz) - eine Applikation	25
3.2	UltraPulse [®] -Modus mit dem SurgiTouch [®] -Scanner.....	29
3.2.1	Energie-Modus - Eine Laserapplikation.....	29
3.2.2	Raten-Modus - Eine Laserapplikation.....	35
4	Diskussion	37
4.1	Form und Qualität der Perforationen	39
4.2	Perforationsdurchmesser	41
5	Zusammenfassung	44
6	Literaturverzeichnis	46
7	Selbständigkeitserklärung	50
8	Danksagung.....	51
9	Lebenslauf.....	52

1 Einleitung und Fragestellung

Die Anwendung des CO₂-Lasers in der Otologie, vor allem in der Stapeschirurgie, hat in den letzten Jahren eine große Bedeutung erlangt.

Arbeiten belegen, dass besonders der CO₂-Laser, aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften, für die Stapedotomie (umschriebene Fenestration der Fußplatte) geeignet ist (Lesinski et al. 1989a-c, 1992, 1993, Lesinski 1990, Jovanovic et al. 1990, 1991, 1992, 1993, 1994, 1995a-c, 1996, 1997a und b, Jovanovic 1996).

Einer der großen Vorteile der CO₂-Laserstrahlung ist seine hohe Absorption (Riechelmann und Hibst 2001) im Knochengewebe (Steigbügelgewebe) und in der Perilymphe mit daraus resultierender geringer Eindringtiefe von nur 0,01 mm. Dagegen kann sich z. B die Argon- und KTP-Laserstrahlung in der Perilymphe fast ungehindert ausbreiten und damit Innenohrstrukturen gefährden (Jovanovic 1998).

Die Laserstapedotomie (umschriebene Fenestration der Fußplatte mit dem Laser) ist heutzutage eine etablierte Methode in der chirurgischen Behandlung der Otosklerose (Yin et al. 2004, Jovanovic et al. 2004 und 2006, Jovanovic 2001, 2002, 2006, 2007, Szymanski 2007, Sergi et al. 2010).

Die Otosklerose (Otospongiose) ist eine herdförmige Erkrankung der knöchernen Labyrinthkapsel, die primär von der Labyrinthkapsel ausgeht, oftmals (10%) aber am ovalen Fenster auf das Mittelohr übergreift und zur Fixierung des Steigbügels (Stapesankylose) führt. Daraus folgt eine langsam progrediente Schallleitungsleitungsschwerhörigkeit (Berghaus 1996).

Die Therapie liegt heute in der Entfernung der Stapes suprastruktur, Perforation oder teilweisen Entfernung der Fußplatte und anschließender Interposition eines Pistons (Prothese aus z.B. Teflon, Platin-Teflon oder Titan) zwischen dem Incus und dem zuvor perforierten Stapes zur Wiederherstellung der Schallleitung.

Die am Amboß fixierte, stempelförmige Prothese überträgt so die Schwingungen durch die Perforation der Fußplatte ins Vestibulum und damit ins Innenohr (Abb.1).

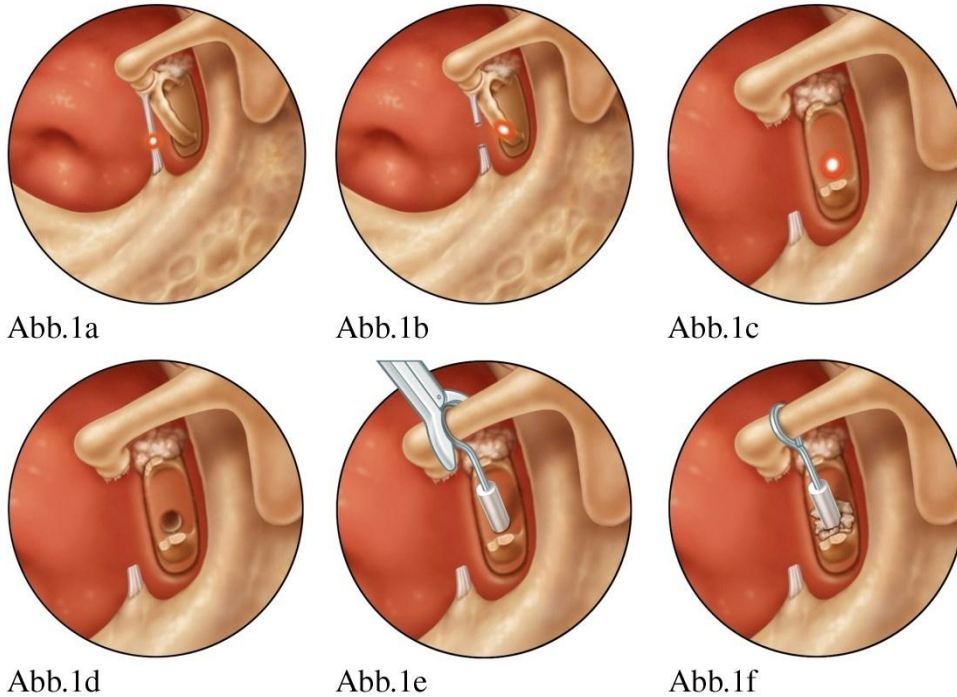


Abb.1a-f: Schematische Darstellung der Laserstapedotomie und Versorgung mit einem Stapespiston (Jovanovic in Hildmann H, Sudhoff H 2006)

Abb.1a: Vaporisation der Stapediussehne (Tendo m.stapedii) mit 2-3 Einzelpulsen bei geringer Leistung von 2 W

Abb.1b: Durchtrennung des hinteren Steigbügelschenkels mit 4-8 Pulsen mit einer Leistung von 6 W und einer Pulsdauer von 50 ms

Abb.1c: Perforation der Stapesfußplatte mit einer „Ein-Schuss“- CO₂-Laserapplikation unter Verwendung des SurgiTouch[®]-Scanners (20 W, Pulsdauer 40 ms, Scannerdurchmesser 0,6 mm)

Abb.1d: Erzielen einer runden, glattkonfigurierten Perforation von 0,4-0,7 mm im Durchmesser

Abb.1e: Einsetzen eines Platin-Teflon-Pistons in die Perforation und Befestigung der Prothese am langen Amboßschenkel

Abb.1f: Abdichten der ovalen Nische mit Bindegewebe oder einem Blutkoagulum

Autoren wie Marquet et al. (1972), Smyth und Hassard (1978), Fisch (1979), McGee (1981), Causse et al. (1985), Somers et al. (1994) und Persson et al. (1997) wiesen schon auf die Vorteile der Stapedotomie gegenüber der Stapedektomie (vollständige Entfernung des Steigbügels und damit der Fußplatte) hin, wie postoperativ signifikant bessere Knochenleitung und geringe Ertaubungsrate, bessere Stabilität der Prothese mit besserer Luftleitung, kleinerer Einfluß der Prothesenlänge auf das Innenohr und weniger postoperative Innenohrschäden im Hochtonbereich. Der Gedanke, den Laser als ein berührungsfreies und präzises Instrument in der Stapeschirurgie einzusetzen, basiert auf dem Wunsch, durch weitere Optimierung, die Komplikationsrate dieses Eingriffs zu senken. Das Ziel der Stapedotomie mit dem Laser ist, eine

Bearbeitung des Stapes so zu ermöglichen, daß eine größtmögliche Schonung des Innenohres gewährleistet ist und keine Schädigung der verbleibenden Mittelohrstrukturen auftritt.

Befürworter der Lasertechnik stimmen darin überein, dass die berührungslose Vaporisation des das Vestibulum bedeckenden Knochens mit dem Laserstrahl für das Innenohr weniger traumatisierend ist als die manuell-instrumentelle Perforation oder Extraktion der Stapesfußplatte. Die beim konventionellen Vorgehen gefürchtete Komplikation einer „floating footplate“ (akzidentelle Fußplattenluxation mit „schwimmender“ Fußplatte im Vestibulum) und damit verbunden meist die Notwendigkeit der Fußplattenentfernung (Stapedektomie) ist beim laserchirurgischen Vorgehen sehr gering.

Im Falle einer Fußplattenmobilisation kann beim Eingriff mit dem Laser immer noch eine Fußplattenperforation erfolgen und damit eine Fußplattenentfernung, die mit höheren Komplikationen behaftet ist, vermieden werden.

Grundsätzlich gilt aber auch für die Laseranwendung, daß die Absorption von Bestrahlungsenergie und die Erzeugung von Wärme durch den Laserstrahl eine potentielle Gefahr für die membranösen Strukturen des Innenohrs bei der Perforation der Stapesfußplatte darstellen.

Das Ziel des Einsatzes des CO₂-Lasers in der Stapedotomie ist, mit der Laserstrahlung berührungslos eine ausreichend große (Durchmesser 0,5-0,6 mm), nahezu runde, reproduzierbare Fußplattenperforation ohne nennenswerte thermische und akustische Belastung der Mittel- und Innenohrstrukturen zu erzielen. Bisher wurde, um mit Laserstrahldurchmessern von 180-200 µm eine ausreichend große Perforation der Fußplatte zu erreichen, eine mehrfache, versetzte, leicht überlappende Applikation der Laserstrahlung in zirkulärer Anordnung („Mehrfach-Schuss-Technik“) benutzt. Diese Technik hat den Nachteil, dass der Laserstrahl mehrfach neu positioniert werden muss und damit die Gefahr zu häufiger Applikationen ins bereits eröffnete Vestibulum besteht. Weiterhin ist die Gefahr direkter Bestrahlung der Innenohrstrukturen bei fehlender Perilymphe im Vestibulum durch versehentliches Absaugen gegeben. Die erzielte Perforation weist aufgrund der Anordnung der Laserapplikationen eine unregelmäßige Kontur auf und ist in der Regel nicht rund. Die Applikation eines defokussierten Laserstrahls zur Vergrößerung der bestrahlten Fläche auf 500-600 µm ist auf der anderen Seite aufgrund eines schlechteren Strahlprofils (flacher auslaufendes Gauss'sches Kurvenprofil) auch bei hohen Leistungen und damit hohen Gesamtenergien durch geringere Leistungsdichten im Randbereich ineffektiv und führt zu vergleichsweise kleinen Perforationen der Fußplatte mit breiten thermisch veränderten Randzonen.

Auf der anderen Seite führt eine einmalige Applikation eines fokussierten Laserstrahls, der über eine definierte Fläche bewegt wird (sogenannte „Ein-Schuß-Technik“) zu einer Reduktion der applizierten Gesamtenergie und damit zur Minimierung der Gefahr einer Schädigung des Innenohres (Jovanovic et al. 1995a-c, 1996, 2004, 2006 und Jovanovic 2006, 2007).

Mit der Entwicklung sogenannter mikroprozessor-gesteuerter Scannersysteme (Lumenis, Tel Aviv, Israel, 1994-1999) ist es heute möglich, mit nur einer Applikation der Laserstrahlung, die in kurzen Zeitintervallen (30 bis 100 ms) über eine definierte und wählbare Fläche (Durchmesser: 0,4-0,8 mm) rotierend bewegt wird, Fußplattenperforationen von 500-700 µm zu erzielen (Jovanovic et al. 2004, 2006 und Jovanovic 2007).

Dabei haben sich seit einigen Jahren in der klinischen Routine mikroprozessor-gesteuerte rotierende Spiegel im Scannersystem SurgiTouch® (Lumenis, 1999) mit dem CO₂-Laser im getakteten Dauerstrichbetrieb (cw, „continuous wave“) bewährt. Bei diesem System werden die mikroprozessor-gesteuerten rotierenden Spiegel mit dem Laser synchronisiert, so dass beim Beginn einer Laserapplikation die Bewegung des Laserstrahls immer am gleichen Ausgangspunkt startet. Dies ermöglicht bei geeigneter Wahl der Laserparameter, eine Fußplattenperforation mit einem gewünschten Durchmesser mit nur einer Applikation zu erzielen („Ein-Schuss-Technik“).

In einer Analyse von 255 Patienten, die im Zeitraum von 1999 und 2004 in der HNO-Klinik des Campus Benjamin Franklin der Charité in Berlin, mit Otosklerose durch eine CO₂-Laser-Stapedotomie mit dem SurgiTouch®-Scanner und der Ein-Schuß-Applikation behandelt wurden, konnte in 68% der Fälle mit einer einzelnen Laserapplikation ein ausreichend großer Perforationsdurchmesser erzielt werden. In 14% der Fälle war eine zweite Laserapplikation mit dem Scannersystem erforderlich. In 18% der Fälle waren weitere leicht überlappende Laserapplikationen ohne Scannersystem am Perforationsrand zur Vergrößerung einer zu kleinen Perforation erforderlich (Jovanovic et al. 2004).

Der CO₂-Laser im cw-Modus erweist sich als das effektivste und sicherste Lasersystem zur Durchführung der Stapedotomie (Jovanovic et al. 1995a-c, 1996, 2004, 2006 und Jovanovic 2006, 2007).

Viele andere Autoren bestätigten in den folgenden Jahren den sicheren Einsatz des CO₂-Lasers für die klinische Stapedotomie (Molony 1993, Motta et al. 1996, Antonelli et al. 1998, Lescanne et al. 1999 und 2003, Buchmann et al. 2000, Yin et al. 2004, Szymanski 2007, Sergi et al. 2010).

1.1 Laser und Laserstrahlung/ Übersicht

Physikalische Grundlagen des Lasers

Der Begriff LASER steht für **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation oder Lichtverstärkung durch induzierte Strahlenemission.

Bei der Laserstrahlung handelt es sich um elektromagnetische Wellen in einem definierten Wellenlängenbereich, der sich vom kurzwelligen ultravioletten Spektralbereich über das sichtbare Licht (380-780 nm) zum langwelligen infraroten Spektralbereich erstreckt.

Die Entstehung einer Laserstrahlung liegt in der induzierten Emission.

Sie ist das Funktionsprinzip des Lasers. In einem Lasermedium muß eine Besetzungsinversion zwischen zwei atomaren Energieniveaus erzeugt werden, d. h. es müssen sich mehr Elektronen auf dem höheren Niveau als auf dem niedrigeren befinden. Die verwendeten Verfahren werden als das Pumpen des Lasers bezeichnet (Energiequelle zur Anregung des Lasermediums). Werden jetzt Photonen eingestrahlt, die der Energiedifferenz der beiden Niveaus entsprechen, so werden einerseits Elektronen unter Absorption des Photons von dem tieferen auf das höhere Niveau angehoben. Andererseits werden Elektronen des höheren Niveaus zur induzierten Emission angeregt, bei der das auslösende Photon erhalten bleibt und beim Zerfall des Atoms in seinen Grundzustand durch das neu emittierte, mit ihm kohärente Photon verdoppelt wird.

Aufgrund der Besetzungsinversion überwiegt der zweite Vorgang, so dass eine Lichtverstärkung und damit eine Laserverstärkung stattfinden.

Hauptbestandteile eines Lasers

Ein Laser besteht immer aus einem optisch aktiven Medium (Atome oder Moleküle in einem Festkörper, einer Flüssigkeit oder einem Gas), in dem die Strahlung erzeugt wird und einem optischen Resonator, der für die Eigenschaften des Laserstrahls, wie Parallelität oder Strahlprofil, mitverantwortlich ist.

Technische Umsetzung

In einem Laser wird das durch spontane Emission erzeugte Licht durch eine geeignete Anordnung zweier Spiegel immer wieder durch das Lasermedium, in dem Besetzungsinversion herrscht (das sog. aktive Medium, z.B. ein Kohlendioxid-Gasgemisch), geleitet.

Eine solche Anordnung von Spiegeln bezeichnet man als optischen Resonator.

Im Resonator wird die elektromagnetische Strahlung beim Hin- und Herlaufen zwischen den Spiegeln durch stimulierte Emission weiter verstärkt, bis der Leistungszuwachs innerhalb des Systems durch die Abnahme der Besetzungsinversion und die immer stärker ansteigenden Verluste ausgeglichen wird. Einer der beiden Spiegel ist teildurchlässig, um die Strahlung aus dem Laser auskoppeln (Auskoppelspiegel) zu können. Die Höhe der Rückkopplung bestimmt man durch Wahl des Reflexionsgrades der Spiegel.

Die benötigte Energie, um die Atome in die angeregten Zustände zu versetzen, muß dem System von außen zugeführt werden. Diesen Prozeß nennt man Pumpen. Dies kann durch eine Blitzlampe bzw. eine kontinuierlich strahlende Hochdrucklampe, eine elektrische, chemische oder nukleare Energiequelle oder einen anderen Laser geschehen.

Eigenschaften des Lasers

Die Strahleigenschaften eines Laserstrahles werden durch die Art des Laserresonators bestimmt. Die Laseremission wird durch diesen nur in einer Richtung ermöglicht, die durch die Spiegelanordnung und das aktive Medium bedingt ist.

Dabei kann der Laser monochromatisches, kohärentes und kollimiertes Licht bei hoher Leistung abgeben.

Monochromasie bedeutet, dass der Laser nur in einem sehr engen Frequenzband sein Licht emittiert.

Kohärenz bedeutet, dass alle Wellenzüge des Laserlichts zeitlich und räumlich in Phase zueinander sind.

Kollimation bedeutet ein paralleles Strahlenbündel geringster Divergenz.

Aufgrund der geringen Strahldivergenz kann ein Laserstrahl mittels optischer Komponenten (Linsen bzw. Spiegel) fokussiert werden, so dass sehr hohe Leistungsdichten erreicht werden können.

Betriebsmodi von Lasersystemen

Es gibt Laser, die ihre Leistung kontinuierlich („continuous wave“, cw), und Laser, die ihre Leistung gepulst oder getaktet abgeben.

Die sogenannten **cw-Laser** geben ihre Leistung, solange der Benutzer den Fußschalter betätigt, kontinuierlich ab. Das Laserlicht von Dauerstrich-Lasern ist schmalbandig (monochrom), d.h. es besteht nur aus Licht einer Wellenlänge. Die ausgesandten Wellenzüge schwingen nicht nur mit der gleichen Frequenz, sondern sind auch in der Phase über eine lange Strecke (Kohärenzlänge) konstant.

Bei den **cw-Lasern** hat man außer der Wahl der Wellenlänge nur drei Möglichkeiten, Einfluß auf die Bearbeitungsqualität zu nehmen:

- Veränderung der Leistung P (W)
- Veränderung der Leistungsdichte E (W/cm²)
- Veränderung der Gesamteinwirkzeit

Bei getakteten Lasern handelt es sich um **cw-Laser**, die durch zusätzliche Maßnahmen an- und abgeschaltet werden können. Die mittlere Gesamtleistung (Pulsenergie J x Pulswiederholrate) des Lasers sinkt dann im Verhältnis der Einschaltzeit zur Ausschaltzeit ab. Wenn z.B. die Einschaltdauer 100 ms und die Ausschaltdauer 900 ms betragen, sinkt die mittlere Leistung auf 10% der ursprünglichen Leistung ab. Die mittlere Pulsleistung (Pulsenergie J /Pulsdauer s) bleibt hingegen gleich der cw-Leistung.

Ein **gepulster Laser** dagegen erzeugt eine pulsierende Strahlung. Sie ist durch sehr hohe Spitzenleistungen (Nanosekunden (ns)) im Vergleich zur mittleren Leistung gekennzeichnet.

Aufgrund der zeitlich begrenzten Leistungsabgabe der getakteten und gepulsten Lasersysteme hat man mehr Möglichkeiten, Einfluß auf die Bearbeitungsqualität zu nehmen:

- Veränderung der Pulsenergie (Pulsleistung x Pulsdauer, $J = Ws$)
- Veränderung der Energiedichte (Pulsenergie J / Strahlfläche cm²)
- Veränderung der Pulslänge (ms,µs,ns,ps,fs)
- Veränderung der Pulswiederholrate, Repetitionsrate (Hz = 1/s)
- Veränderung der Gesamteinwirkzeit (Zeit, die das Laserlicht im Gewebe einwirkt)

Bei gepulsten Lasern spielen die mittlere Pulsleistung (Pulsenergie J / Pulsdauer s) und die mittlere Gesamtleistung (Pulsenergie J x Pulswiederholrate) eine wichtige Rolle.

Während die mittlere Pulsleistung und die Energiedichte am Bearbeitungsort verantwortlich sind, welcher Effekt den Gewebeabtrag bewirkt, ist die mittlere Gesamtleistung ein Maß für den Wärmeeintrag in das zu bearbeitende Gewebe und somit ein Indikator für die zu erwartende thermische Belastung.

Eine ausreichend hohe mittlere Pulsleistung, bei geringer mittlerer Gesamtleistung, ermöglicht eine Gewebearbeitung mit geringen thermischen Nebenwirkungen. Dabei sinkt die Bearbeitungsgeschwindigkeit. Aus diesem Grund muß man einen Kompromiß zwischen Bearbeitungsgeschwindigkeit und thermischer Gewebebelastung schließen (Müller und Ertl 1995).

1.2 Grundlagen der Laserwirkung im Gewebe

Optische Gewebeeigenschaften

Trifft ein Laserstrahl auf Gewebe, können folgende Ereignisse auftreten:

- Transmission
- Reflexion
- Streuung
- Absorption

Transmission bewirkt keine Wirkungen im Gewebe, da das Gewebe für die betreffende Wellenlänge durchsichtig ist.

Reflexion hat ebenfalls keinen Effekt auf das Gewebe.

Die **Streuung** im Gewebe ist so gering, dass sie vernachlässigt werden kann.

Absorption ist das einzige zu berücksichtigende Verhalten der Laserwellenlänge im Gewebe.

Mit Hilfe des wellenabhängigen Absorptionskoeffizienten (α) kann die Lichtverteilung im Gewebe beschrieben werden.

Der Absorptionskoeffizient (α) gibt an, wie viel Intensität der Laserstrahlung pro mm zurückgelegter Wegstrecke aufgrund von Absorption in eine andere Energieform (meistens in Wärme) umgewandelt wird. Da nur absorbierte Energie in andere Energieformen umgewandelt

werden kann, bestimmt die Absorption die optische Eindringtiefe der Laserstrahlung. Die Absorption wird indirekt über die Messung der Transmission bestimmt.

Die Messung der Transmissionseigenschaften eines humanen Steigbügels im UV- (300 nm bis 400 nm) und im mittleren IR (2,5-22 μm) - Wellenlängenbereich zeigt keine spezifischen Absorptionsbanden im UV-Bereich und eine deutliche Verringerung der Transmission im IR- Bereich bei 3 μm , 5 μm und um 10 μm . Diese Werte entsprechen der Absorptionskurve von Wasser (Philipp und Berlien 2003).

Ein vergleichbares Transmissionsspektrum ergibt sich auch bei der Kompakta eines humanen Femurs mit einem Absorptionsmaximum im IR- Bereich bei 10 μm (Scholz und Grothues-Spork 1992).

Daraus folgt, dass Kompakta und Stapes hinsichtlich ihrer Absorptionseigenschaften ähnlich sind und für die Versuchsdurchführung der vorliegenden Studie geeignet sind.

Thermische Gewebeeigenschaften

Die verschiedenen Wirkungen der Laserstrahlung im Gewebe hängen vor allem von der applizierten Leistungsdichte (W/cm^2) und der Pulsdauer ab. Es werden photochemische, photothermische und nichtlineare Wirkungen unterschieden.

Die thermischen Wirkungen liegen sowohl in der Pulsdauer als auch in der Leistungsdichte zwischen den photochemischen und nichtlinearen Wirkungen.

Zu den **thermisch** wirkenden Lasern gehören die *cw-Laser*.

Unter der thermischen Wirkung von Laserstrahlung versteht man das Verdampfen (hier Schneiden und Perforieren) und das Karbonisieren von Gewebe.

Die thermische Gewebewirkung der Laserstrahlung beruht auf der Absorption der Strahlung und Umwandlung der Laserenergie in Wärme. Die Stärke der Absorption hängt von der Gewebeart und der Laserwellenlänge ab.

Die verschiedenen thermischen Wirkungen von Laserstrahlung auf Gewebe wie Aufwärmung, Koagulation, Austrocknung, Karbonisierung und Verdampfen in Abhängigkeit von der Temperatur, sind alle gleichzeitig zu beobachten.

Aufgrund des hohen Mineralanteils im Knochen (Zusammensetzung: 10% Wasser, 20% organische Matrix, 70% Hydroxylapatit) sind die thermischen Wirkungszonen bei *cw-Lasern* stärker ausgeprägt als im Weichgewebe (Zusammensetzung: 85% Wasser, 15% organische Matrix).

Die thermischen Zonen, die sich bei Laserbeschuß der Stapesfußplatte konzentrisch um die Perforation ausbilden, bestehen aus einer weiß-glänzenden Kristallisationszone, einer schwarzen Karbonisationszone und einer rot-braun verfärbten Übergangzone.

Das Kristallinat entsteht aus der Kondensation von verdampften anorganischen Substanzen wie Hydroxylapatit und Calcium-Phosphat (Temperaturen über 300°C), die sich an der kälteren Perforationsinnenwand absetzen.

Aufgrund der optischen Eigenschaften des Kristallisates (hohe Reflexion) ist seine Entstehung und Ausdehnung einer der wesentlichen Faktoren für die Bewertung der Effektivität und Reproduzierbarkeit der Perforationswirkung der Laserstrahlung.

Die sich radial anschließende Karbonisationszone (Temperaturen über 150°C) entsteht durch Wärmeleitung. Die Karbonisation spielt eine große Rolle für das Absorptionsverhalten der Laserstrahlung, da hierdurch eine erhöhte Absorption eintritt und demzufolge sehr schnell hohe Temperaturen erreicht werden.

Bei Temperaturen um die 60°C entsteht die sogenannte thermische Übergangzone.

Das Gewebe wird hier koaguliert. Es zeichnet sich durch eine vermehrte braune Verfärbung aus, die vom Perforationsrand in hellere Brauntöne übergeht (Jovanovic et al. 1995b).

Zu den **athermisch** oder **oligothermisch** wirkenden Lasern gehören die *gepulsten Lasersysteme*.

Diese sind durch kurze Pulsdauern und hohe Leistungsdichten (10^8 W/cm^2) charakterisiert.

In diesem Bereich kommt es durch das Auftreten sogenannter nichtlinearer Prozesse zu einer Veränderung der Wirkung der Laserstrahlung auf Gewebe.

Die auftretenden Phänomene unterscheiden sich deutlich von den rein thermischen Wirkungen der Laserstrahlung und führen zur Veränderung des Abtragungsmechanismus und der resultierenden Randeffekte. Es handelt sich hier um den Prozeß der Photoablation, die bei Energiedichten von ca. $0,1 - 10 \text{ J/cm}^2$ und Laserpulsdauern im Nano- und Mikrosekundenbereich stattfinden (Helfmann 2000)

Aufgrund der kurzen Laserpulsdauern ($< 1 \mu\text{s}$) kann die Wärmeleitung in die Umgebung des bestrahlten Volumens vernachlässigt werden, so dass die gesamte absorbierte optische Energie des Laserpulses im bestrahlten Gebiet in Wärme umgewandelt wird.

Übersteigt die Pulsenergie (J/cm^2) des Lasers die Verdampfungswärme (Ablationsschwelle) für das Gewebe, wird das bestrahlte Volumen explosionsartig (Photoablation) unter Mitnahme des größten Teils der eingestrahnten Energie verdampft.

Die thermischen Schäden im Gewebe sind deshalb gering und beschränken sich auf eine Randzone von der Größe etwa der optischen Eindringtiefe der Laserstrahlung.

Für eine Bewertung des Ablationsvorganges kann die Ablationsrate (μm) bestimmt werden, die die Schichtdicke des Gewebes angibt, die pro Laserpuls abgetragen wird.

Der Ablationseffekt kann nur in einer Oberflächenschicht stattfinden.

1.3 Prinzip des UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser

Der CO₂-Laser im UltraPulse[®]-Betrieb emittiert bei Aktivierung Einzelpulse in sehr schneller Folge mit sehr hoher Leistung. Dieser ist vergleichbar mit dem CO₂-Laser im Superpuls-Betrieb mit der Eigenschaft, daß die Pulse keine Spitze, sondern durch eine spezielle Begrenzung Leistungsplateaus aufweisen. Es gibt somit beim UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser keinen klassischen cw-Modus. Man versucht diesen zu simulieren, indem die Pulsfolge sehr schnell gewählt wird.

Der UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser kommt bereits in der Behandlung des Larynx, z. B. in der Stimmlippenchirurgie, zur Anwendung. Aufgrund der schnellen Aufeinanderfolge von kurzen Laserpulsen mit hohen Leistungsplateaus im UltraPulse[®]-Modus werden die Karbonisation und die thermischen Nekrosen vermindert und mittels des SurgiTouch[®]-Scanners durch die minimale Kontaktzeit der Laserstrahlung mit dem Gewebe zusätzlich die thermische Schädigung minimiert (Remacle et al. 2005).

1.4 Fragestellung

Die Firma Lumenis, ein weltweit führender medizinischer Laseranbieter, stellte der HNO-Klinik des Campus Benjamin Franklin der Charité in Berlin den neuartigen UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser zur experimentellen Erprobung zur Verfügung.

Unter Berücksichtigung bisheriger Untersuchungen über die Anwendbarkeit und Eignung verschiedener Lasersysteme in der Stapeschirurgie werden in der vorliegenden Arbeit der neuartige UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser mit adäquaten experimentellen und analytischen Methoden bewertet.

Das Ziel ist es, die effektiven Laserparameter für die Steigbügelbearbeitung mit dem UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser an der Steigbügel Fußplatte zu ermitteln und sein Gewebeabtragsvermögen im Vergleich zum kontinuierlich strahlenden SurgiTouch[®] CO₂-Laser zu beschreiben, um somit seine Eignung für die Stapedotomie zu untersuchen.

Dafür ist die Ermittlung des Zusammenhanges zwischen den laserspezifischen Parametern und den Gewebewirkungen an der Fußplatte (erreichbare Perforationsdurchmesser, Perforationsform und Qualität der Perforation, Reproduzierbarkeit der Perforationswirkung, Art und Ausprägung der thermischen Schädigungszonen) von Interesse.

2 Material und Methode

2.1 Laserausstattung

Verwendet wurde der gepulste CO₂-Laser UltraPulse[®] SurgiTouch[®] Prototype (Ser # 1226696); Softwareversion: Rev. Stapes X 0.02'.

Mit der Einbeziehung des computergestützten Scanning-Systems SurgiTouch[®] gelingt es der Laserfirma Lumenis, Tel Aviv, Israel die moderne Scan-Technologie mit den Eigenschaften der Technik gepulster Laserenergie zu kombinieren.

Als Mikromanipulator kam der AcuSpot[®]712 mit einem Arbeitsabstand von 250 mm zum Einsatz, mit dem der Laserstrahl auf einen Strahldurchmesser von ca. 200 µm fokussiert werden kann.

Zwischen dem Mikromanipulator und dem Spiegelgelenkarm befindet sich das Scannersystem mit den rotierenden Spiegeln. Mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Lumenis, Tel Aviv, Israel) können für die Stapedotomie Bestrahlungsflächen mit einem Durchmesser von 0,5 mm, 0,6 mm und 0,7 mm gewählt werden. Die Integration der Ansteuerung des Scanners in das Lasersystem (SurgiTouch[®]-Scanner) ermöglicht es, den spiralförmigen Laserstrahlverlauf mit dem Auslösen eines Laserimpulses zu synchronisieren, sodass der Laserstrahl jedes Mal am gleichen Ort der Spiralfigur beginnt und die gleiche Figur durchläuft. Eine höhere Reproduzierbarkeit der Laserwirkung am Gewebe ist die Folge. Die Zeit für einen vollständigen Durchlauf des Scanners beträgt in Abhängigkeit von der gewählten Bestrahlungsfläche 0,03 s bis 0,05 s.

Der Laserstrahl wird über einen Spiegelgelenkarm, der die Kopplung zum Applikationssystem über eine Schraubverbindung realisiert, zu dem an das Operationsmikroskop angeschlossenen Mikromanipulator geleitet und von dort in das Operationsfeld geführt.

Der Mikromanipulator ist ein optisches Endgerät für den Lasereinsatz am Operationsmikroskop. Dieser ermöglicht eine Fokussierung der Laserstrahlung, die Einhaltung zuvor festgelegter Bestrahlungsflächen sowie die Steuerung des Laserstrahls in unterschiedliche Richtungen.

Als günstiger Arbeitsabstand erwiesen sich 250 bzw. 275 mm (Jovanovic 1998). Der Grund für die Verlängerung des Arbeitsabstandes gegenüber den in der konventionellen Chirurgie üblichen

200 mm liegt in der zusätzlichen Tiefe des Mikromanipulators, der den Einsatz mikrochirurgischer Instrumente erschwert oder gar unmöglich macht.

Der Spiegelgelenkarm ist ein Präzisionsinstrument und muß immer mit großer Sorgfalt behandelt werden. Ein falsch orientierter Gelenkarm kann eine Minderung der Laserqualität oder- intensität verursachen und einen unbeabsichtigten Gewebeeffekt bewirken.

Überblick über die Betriebsmodi und Behandlungsanzeigen

Der UltraPulse[®]-Laser verfügt über drei Behandlungsanzeigen für einen Betrieb unter Verwendung:

- der SurgiTouch[®]-Benutzeroberfläche
- des UltraPulse[®]-Modus oder
- des cw-Modus (continuous wave).

SurgiTouch[®] - Benutzeroberfläche

Auswahl von Fachgebiet, Anwendung und Behandlungsgerät

Die SurgiTouch[®]-Benutzeroberfläche ermöglicht die Auswahl verschiedener Fachgebiete mit unterschiedlichen Anwendungen. Der Laser zeigt das jeweils empfohlene Behandlungsgerät (Applikationssystem) und die standardmäßigen Behandlungseinstellungen an. Eine Bestimmung der Behandlungsmodi UltraPulse[®]- bzw. cw-Modus entfällt.

Einstellung der Behandlungsparameter

Bei allen verfügbaren Behandlungsgeräten sind standardmäßige Behandlungsparameter vorgegeben, einschließlich Leistung, Expositionsdauer (bei eingestellter zeitgesteuerter Bestrahlung), Wiederholungsverzögerung, Scan-Modus und UltraPulse[®] SurgiTouch[®]-Scanner-Einstellungen (falls zutreffend).

Die verfügbaren Behandlungseinstellungen sind unterschiedlich und richten sich nach der Auswahl von Anwendung und Behandlungsgerät. Die vorgegebenen Einstellungen können je nach Bedarf geändert werden.

Auswahl des Scan-Modus

Der Laser gibt einen standardmäßigen Scan-Modus vor: ohne Scan-Betrieb („Nicht-Scan“) oder mit Scan-Betrieb („Scan“). Der jeweils vorgegebene Modus hängt von den eingestellten Betriebsparametern ab. Bei einigen Behandlungsgeräten (z.B.fokussiertes Inzisionshandstück) ist nur der Betriebsmodus ohne Scan („Nicht-Scan“) verfügbar. Bei der Arbeit ohne Scan-Modus

kann der Laser für Inzisionen und Exzisionen verwendet werden. Mit dem Scan-Modus eignet er sich für eine oberflächliche Gewebeablation ohne Karbonisation des Gewebes.

Änderung der Leistungseinstellung

In der Behandlungsleiste wird automatisch die Standardleistung eingeblendet.

Die Einstellung der Energie und gegebenenfalls der Pulswiederholrate wird durch Änderung der Leistungseinstellung geregelt.

Änderung der UltraPulse® SurgiTouch®-Scanner - Einstellungen

In der Scanner-Einstellung können die Scan-Musterform (Kreisform, Nierenform), der Durchmesser der gescannten Fläche und die Ablationstiefe ausgewählt werden. Letztere ist abhängig von der Anzahl der Scan-Durchläufe. Mit jedem Durchlauf steigt die Ablationstiefe (Abtragungstiefe).

Zeitgesteuerte Bestrahlung und Wiederholungsverzögerung im SurgiTouch®-Modus

Bei der Arbeit mit SurgiTouch® lässt sich die Einstellung der Expositionsdauer der zeitgesteuerten Bestrahlung nur im Modus „Nicht-Scan“ ändern. Im Scan-Modus ist sie an den Durchmesser der gescannten Fläche gekoppelt und kann nicht beliebig variiert werden.

Durch die Funktion Wiederholungsrate besteht die Möglichkeit, das Zielgewebe mit einer Serie von Laserpulsen zu bestrahlen, wobei zwischen einzelnen Emissionen ein bestimmtes Intervall eingelegt wird (Pause). Wird beispielsweise die Wiederholungsrate auf 1,5 eingestellt, dann emittiert der Laser einen Laserpuls, wartet 1,5 Sekunden lang (Pause), emittiert wieder einen Laserpuls, wartet wiederum usw.

Die Einstellung „Wiederholungsrate“ ist nur verfügbar, wenn die zeitgesteuerte Bestrahlung eingeschaltet ist.

UltraPulse®

Im UltraPulse®-Modus werden kurze Laserpulse (im Millisekundenbereich) mit sehr hoher Energie erzeugt.

Der Modus eignet sich daher besonders bei Anwendungen, die eine minimale thermische Schädigung und schichtweise Ablation erfordern.

Die im UltraPulse®-Modus verfügbaren Behandlungseinstellungen sind Energie, Pulswiederholrate (oder Leistung), Expositionsdauer (bei zeitgesteuerter Bestrahlung) und Wiederholungsrate. Die Standardeinstellung der Energie ist 100 mJ.

Energieniveau und Energiedichte

Im UltraPulse®-Modus wird der Effekt der Wärmeeinwirkung auf das Zielgewebe durch die Energiedichte bestimmt. Die Energiedichte wird als Energie pro Flächeneinheit definiert und in Joule pro Quadratcentimeter (J/cm^2) angegeben. Eine Gewebeablation mit so geringfügigen hitzebedingten Artefakten wie möglich erfordert eine Pulsenergiedichte oberhalb des Ablationsgrenzwerts von ca. $5 J/cm^2$.

Einstellung der Pulswiederholrate bzw. Durchschnittsleistung

Der operierende Arzt kann mit der Einstellung der Pulswiederholrate und Leistung seine Arbeitsgeschwindigkeit bestimmen.

Die Pulswiederholrate ist die Anzahl der pro Sekunde abgegebenen Laserpulse. Die Leistung ist die in Watt gemessene durchschnittliche Laserleistung.

Zwischen Pulswiederholrate und Durchschnittsleistung besteht ein direkter Zusammenhang. Beim UltraPulse®-Laser kann entweder die Pulswiederholrate oder die Leistung ausgewählt werden. Das heißt, dass bei einer Änderung der Pulswiederholrate auch die dadurch bedingte Änderung der Leistung aus der Monitoranzeige hervorgeht. Umgekehrt bewirkt eine Änderung der Leistung eine entsprechende Änderung in der Pulswiederholratenanzeige.

Continuous wave (cw)

Beim **cw-Modus** wird ein kontinuierlicher Laserstrahl emittiert. Der Modus eignet sich daher bei Anwendungen, die ein gewisses Maß an Wärmewirkung erfordern.

Die im kontinuierlichen oder Dauerstrichmodus cw (continuous wave) verfügbaren Behandlungseinstellungen sind Leistung, Expositionsdauer der zeitgesteuerten Bestrahlung (Pulsdauer) und Wiederholungsrate.

Im cw-Modus wird der Effekt der Wärmeeinwirkung auf das Zielgewebe durch die Leistungsdichte bestimmt. Die Leistungsdichte wird als Leistung pro Flächeneinheit definiert und in Watt pro Quadratcentimeter (W/cm^2) angegeben.

2.1.1 Untersuchte Gruppen und getestete Laserparameter

Alle Laserparameter werden als die vom Lasergerät im Display angezeigten Parameter und nicht als effektive Werte im Gewebe angegeben.

Der Energieverlust, der durch das Strahlführungssystem (Spiegelgelenkarm, Scanner, Mikromanipulator) verursacht wird, wurde in zahlreichen Voruntersuchungen mit ca.18%

gemessen. Dies bedeutet, dass mit dem verwendeten Lasersystem eine effektive Leistung im Gewebe von ca. 82% der angezeigten Werte erzielt wird.

Obwohl aus wissenschaftlicher Sicht diese Angabe fehlerhaft ist, erscheint sie zwecks Vergleichbarkeit der erhobenen Daten mit Ergebnissen anderer Studien sinnvoll.

Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die untersuchten Parameterkombinationen gegeben.

2.1.2 Gruppe 1: UltraPulse®-Modus ohne SurgiTouch®-Scanner

1.1 Applikation der Laserstrahlung im UltraPulse®-Modus auf dieselbe Stelle:

- a) Einmalige UltraPulse®- Applikation $E_{UP} = 10 \dots 225 \text{ mJ}$
- b) Zweimalige UltraPulse®- Applikation $E_{UP} = 10 \dots 225 \text{ mJ}$
- c) Dreimalige UltraPulse®- Applikation $E_{UP} = 10 \dots 225 \text{ mJ}$

1.2 Einmalige Applikation der Laserstrahlung im cw-Modus ($f = 1000 \text{ Hz}$) auf dieselbe Stelle.

Pulsdauer variiert zwischen 10 und 80 ms - Leistung: 8 ... 22,5 W

Im cw-Modus wird die Frequenz der Applikationen erhöht, so dass die Pause zwischen den Pulsen verkürzt wird. Es wird damit ein pseudo cw-Modus realisiert.

2.1.3 Gruppe 2: UltraPulse®-Modus mit dem SurgiTouch®-Scanner

2.1.3.1 Energie-Modus - Eine Laserapplikation

I. Scannerdurchmesser 0,6 mm, 14 bzw. 28 Pulse, $f = 400 \text{ Hz}$, Leistung: 8 ... 40 W,

$E_{UP} : 20 \dots 100 \text{ mJ}$

- a) Tiefe 1 $t = 35 \text{ ms}$
- b) Tiefe 2 $t = 70 \text{ ms}$

Mit dem Scannerdurchmesser von 0,6 mm werden im Energie-Modus bei einmaliger Laserapplikation 14 Pulse bzw. 28 Pulse mit einer Frequenz von $f = 400 \text{ Hz}$ appliziert. Bei der Einstellung „Tiefe1“ beträgt die Zeit $t = 35 \text{ ms}$ (ein Scandurchlauf), bei der Einstellung „Tiefe2“, $t = 70 \text{ ms}$ (zwei Scandurchläufe). Bei Veränderung der Leistung bzw. der Energie bleiben die Frequenz und die Zeit konstant.

II. Scannerdurchmesser 0,7 mm, 24 bzw. 48 Pulse, $f = 400$ Hz, Leistung: 8 ... 40 W,

E_{UP} : 20 ... 100 mJ

a) Tiefe 1 $t = 60$ ms

b) Tiefe 2 $t = 120$ ms

Mit dem Scannerdurchmesser von 0,7 mm werden im Energie-Modus bei einmaliger Laserapplikation 28 Pulse bzw. 48 Pulse mit einer Frequenz von $f = 400$ Hz appliziert. Bei der Einstellung „Tiefe1“ beträgt die Zeit $t = 60$ ms (ein Scandurchlauf), bei der Einstellung „Tiefe2“, $t = 120$ ms (zwei Scandurchläufe).

Bei Veränderung der Leistung bzw. der Energie bleiben die Frequenz und die Zeit konstant.

2.1.3.2 Raten-Modus - Eine Laserapplikation

Scannerdurchmesser 0,6 mm, 14 Pulse

a) $E_{UP} = 22$ mJ , Leistung: 1 ... 20 W, $f = 400 \dots 1000$ Hz, $t = 35 \dots 14$ ms

b) $E_{UP} = 50$ mJ , Leistung: 1 ... 40 W, $f = 20 \dots 1000$ Hz, $t = 700 \dots 14$ ms

c) $E_{UP} = 100$ mJ, Leistung: 1 ... 40 W, $f = 10 \dots 1000$ Hz, $t = 1400 \dots 14$ ms

Im sog. Raten-Modus ändern sich mit der Leistung die Zeit und die Frequenz. Dabei bleibt die Energie konstant. Untersucht wurden die Perforationsdurchmesser bei 22 mJ, 50 mJ und 100 mJ.

2.2 Versuchsdurchführung

An Rinderkompaktplättchen und isolierten menschlichen Steigbügeln erfolgte die Ermittlung der effektiven Laserparameter (Leistung, Pulsdauer, Energie und Scannerdurchmesser) und der geeigneten Applikationstechnik (mit Scanner und ohne Scanner), die zur Erzielung einer im Durchmesser 0,5 bis 0,6 mm großen Perforation erforderlich sind.

Für die statistische Sicherung von aussagefähigen Ergebnissen ist eine hohe Anzahl von Versuchen erforderlich. Aufgrund der geringen Menge der zur Verfügung stehenden humanen Stapes ist die Verwendung eines in-vitro Modells notwendig.

Prapavat et al. ermittelten schon 1992 das Absorptionsspektrum eines menschlichen Steigbügels und verglichen es mit der Kompakta eines bovinen Femurs. Es stellte sich heraus, dass hinsichtlich der Laserstrahlungsabsorptionseigenschaften (Absorptionsmaximum im IR - Bereich um 10 μm) und der Perforationswirkung Kompakta und Steigbügel vergleichbar sind.

Dabei betrug die optimale Dicke der Rinderkompakta 90 μm , um vergleichbare Effekte (Perforationsdurchmesser und thermische Gewebeveränderungen) wie an der menschlichen Fußplatte zu erzielen (Jovanovic et al. 1996).

Die Verwendung von Rinderkompaktplättchen in dieser Studie anstelle von menschlichen Steigbügel Fußplatten, die in ihrer Dicke stark variieren, verspricht zudem ein besseres Handling, eine größere Reproduzierbarkeit der Perforationsdurchmesser und erlaubt damit einen exakteren Vergleich der Lasereffekte am Knochengewebe.

Von besonderem Interesse, neben den erreichbaren Perforationsdurchmessern, ist die Qualität (Form und Struktur) der Perforationen, die Reproduzierbarkeit der Perforationswirkung und die an der Fußplatte auftretenden thermisch veränderten Randzonen.

Es wurden insgesamt 1230 Perforationsdurchmesser und die dazugehörigen thermisch veränderten Randzonen (Kristallisations-, Karbonisations-, und thermische Übergangszone) unter einem Stereomikroskop ausgemessen (Messgenauigkeit 25 μm) und in Beziehung zur gewählten Leistung bzw. Energie gesetzt. In jeder Einstellung wurden 5 Messungen durchgeführt und der Medianwert mit der Streubreite bestimmt (Abb.2).

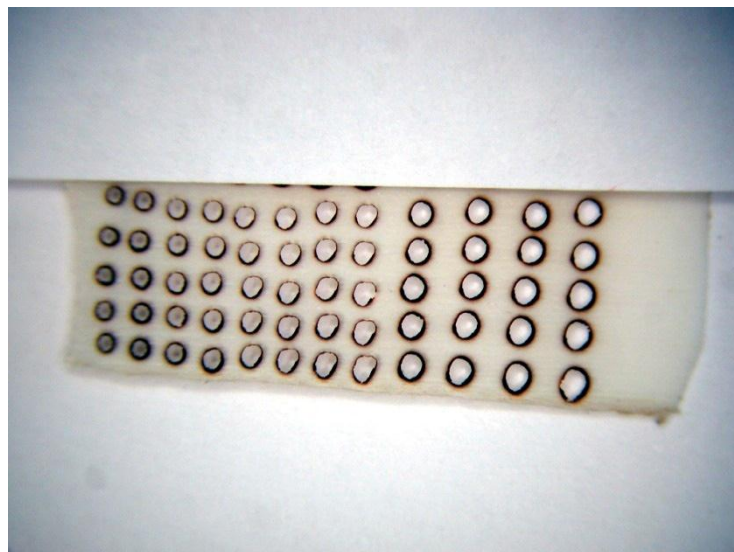


Abb.2: Rinderkompaktplättchen nach Laserapplikation

2.2.1 Präparation und Lagerung der Kompaktplättchen

Die Kompaktplättchen wurden aus Rinderfemur hergestellt. Dieser wurde mit Hilfe einer Konradsäge durch Horizontalschnitte in Knochenringe einer Breite von ca. 2 cm im Bereich der Diaphyse geteilt und von Mark und Periost getrennt.

Der Knochenring wurde in vertikaler Schnittrichtung geviertelt. Somit entstanden Knochensegmente, die auf der Präparatplatte der Innenlochsäge befestigt werden konnten.

Das Knochenpräparat wurde mit der Innenlochsäge von peripher tangential geschnitten, um Plättchen (ca. 2.5 x 1.5cm) definierter Dicke (90 µm) zu erhalten.

Die fertig präparierten Kompaktplättchen wurden zur Lagerung mit physiologischer Kochsalzlösung benetzt, zwischen zwei Objektträgern gelegt und bei einer Temperatur von – 22°C gelagert.

Vor den Perforationsversuchen wurde ein Plättchen über 2 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut.

Nach Beendigung der Laserexposition wurden die Perforationen vermessen, fotodokumentiert und das Kompaktplättchen zwischen 2 Objektträgern bei Raumtemperatur gelagert.

2.2.2 Versuchsaufbau

Das Kompaktplättchen wurde vor dem Laserbeschuß auf einen Holzspatel gelegt und regelmäßig mit physiologischer Kochsalzlösung benetzt, um einer Austrocknung vorzubeugen.

Die Laserapplikation erfolgte in vertikalen Reihen auf das Kompaktplättchen.

Nach Beendigung der Versuchsreihe wurde das Plättchen zwischen 2 Objektträger gelegt, lichtmikroskopisch vermessen und fotodokumentiert.

2.2.3 Lichtmikroskopische Untersuchung

Mittels eines Stereolichtmikroskops (Leica-Dioplan, Fa.Bensheim-Germany, Auflösung 25 µm) wurden die Perforationen ausgewertet. Dabei wurde der innere Perforationsdurchmesser (d1) und der größte äußere Karbonisationsranddurchmesser (d2), der immer vorhanden ist, ausgemessen. Bei der Auswertung wurden die Kristallisationszone, falls vorhanden, und die thermische Übergangszone ebenfalls ausgemessen. Für die Beurteilung der Qualität der Perforationen ist die Perforationsform (rund, oval etc.) und die Struktur der Perforationsränder (glatt, unregelmäßig, Kristallisationsperlen etc.) von Bedeutung.

Die Daten wurden in ein Versuchsprotokoll eingetragen und die Perforationen fotodokumentiert (Agfa-Filme (64T)) (Abb.3).

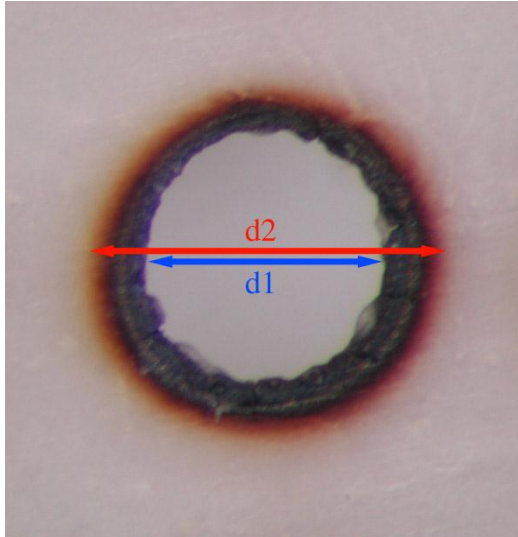


Abb.3: Beispiel der Ausmesstechnik einer Perforation

Am effektivsten erweisen sich somit Leistungs- bzw. Energiedichten, die am Anfang des Sättigungsbereiches III liegen, da bereits maximale Perforationsdurchmesser bei verhältnismäßig kleiner Energie und geringer Streuung erzielt werden.

Unter Berücksichtigung dieser Phasen ergaben sich in Abhängigkeit vom eingesetzten Lasersystem und den gewählten Parametern Unterschiede hinsichtlich der Perforationswirkung und der auftretenden thermischen Schädigungszonen (Jovanovic et al. 1992).

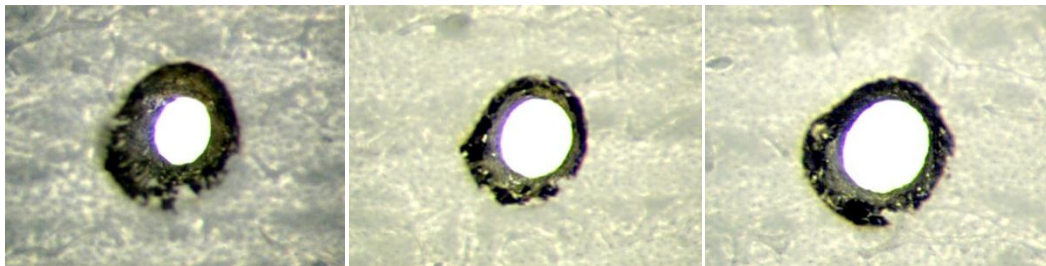
Im Folgenden wurde der neuartige UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser daraufhin untersucht.

3.1 UltraPulse[®]-Modus ohne SurgiTouch[®]-Scanner

3.1.1 UltraPulse[®]-Applikationen auf dieselbe Stelle

a) Form und Qualität der Perforation

UltraPulse[®] - Energie: 100 mJ



Eine Applikation

Zwei Applikationen

Drei Applikationen

Abb.5: Rinderkompaktplättchen nach einmaliger, zweimaliger und dreimaliger Laserapplikation auf dieselbe Stelle im UltraPulse[®]-Modus ohne SurgiTouch[®]-Scanner mit einer Einzelpulsenergie von 100 mJ.

UltraPulse® - Energie: 200 mJ

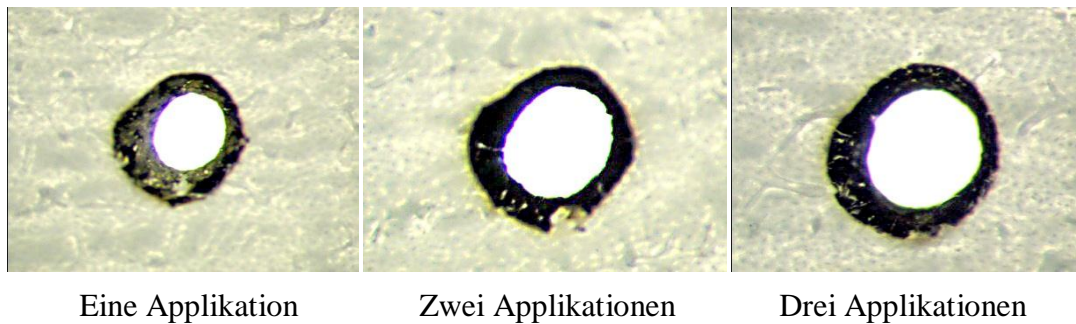


Abb.6: Rinderkompaktplättchen nach einmaliger, zweimaliger und dreimaliger Laserapplikation auf dieselbe Stelle im UltraPulse®-Modus ohne SurgiTouch®-Scanner mit einer Einzelpulsenergie von 200 mJ.

Beim UltraPulse®-Modus ohne Scanner sind die Perforationen in Abb.5 und 6 oval und zeigen einen gleichmäßig geformten Rand mit einer angrenzenden breiten, schwarz gefärbten Karbonisationszone. Daran schließt sich mit dezenten bräunlichen Schleiern die thermische Übergangszone an.

Die Abbildungen 7 a und b zeigen graphisch die Perforationsdurchmesser in Abhängigkeit von der Einzelpulsenergie und der Gesamtenergie.

b) Perforationsdurchmesser

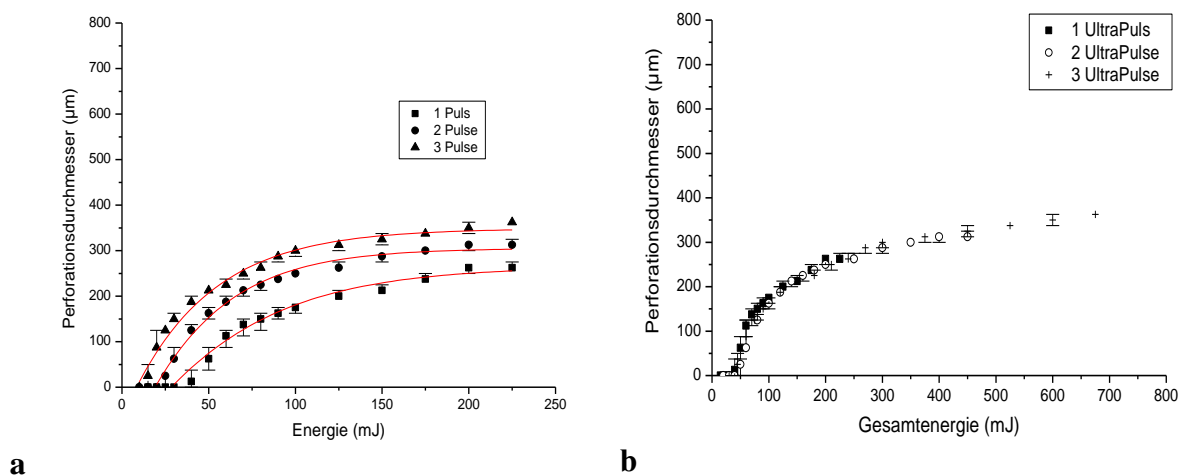


Abb.7: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der a) Einzelpulsenergie und b) Gesamtenergie im UltraPulse®-Modus ohne SurgiTouch®-Scanner in Verbindung mit dem AcuSpot®712-Mikromanipulator (Strahldurchmesser: 200 µm, f = 250 mm) auf 90 µm dicken Kompaktplättchen.

	Eine Applikation	Zwei Applikationen	Drei Applikationen
Min. Perforationsenergie	40 mJ	25 mJ	15 mJ
Beginn der Sättigung	200 mJ	175 mJ	150 mJ
max. Perforationsdurchmesser	260 μm	312 μm	362 μm

Tabelle 1: Energien und Perforationsdurchmesser im Schwellen- und Sättigungsbereich

Die Ergebnisse zeigen, daß eine Mindestenergie von 40 mJ notwendig ist, um eine Perforation mit einer **einmaligen UltraPulse[®]**-Applikation zu erzielen.

Der asymptotische Sättigungsbereich beginnt bei einer Energie von ca. 200 mJ und liegt bei einem maximalen Perforationsdurchmesser von ca. 260 μm .

Benutzt man **zweimalige UltraPulse[®]**-Applikationen auf dieselbe Stelle, so verringert sich die Energieschwelle für eine Perforation auf 25 mJ. Die Sättigungsphase beginnt bei einer Energie von 175 mJ mit einem maximalen Perforationsdurchmesser von 312 μm .

Bei **dreimaliger UltraPulse[®]**-Applikation beträgt die Mindestenergie 15 mJ, um eine Perforation zu erzielen. Die Sättigungsphase beginnt bei einer Energie von 150mJ mit einem maximalen Perforationsdurchmesser von 362 μm .

Aus der Abbildung 7 a geht hervor, dass durch die Erhöhung der Pulsanzahl auf zwei und drei Pulse und damit eine Verdoppelung und Verdreifachung der Energie eine Parallelverschiebung der Funktion zu höheren Perforationsdurchmessern erfolgt.

Die Abbildung 7 b zeigt die Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der Gesamtenergie bei einmaliger, zweimaliger und dreimaliger Applikation. Je größer die Gesamtenergie ist, desto größer ist der resultierende Perforationsdurchmesser, unabhängig von der verwendeten Pulsanzahl.

3.1.2 cw-Modus (f = 1000 Hz) - eine Applikation

Im kontinuierlichen oder Dauerstrichmodus cw (continuous wave) arbeitet der UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser mit einer Pulswiederholrate von f = 1000 Hz. Diese ist nicht variierbar. Es können lediglich die Leistung, die Expositionsdauer (zeitgesteuerte - d.h. zeitlich begrenzte Bestrahlung) und die Wiederholungsverzögerung eingestellt werden.

a) Form und Qualität der Perforation

cw-Modus:

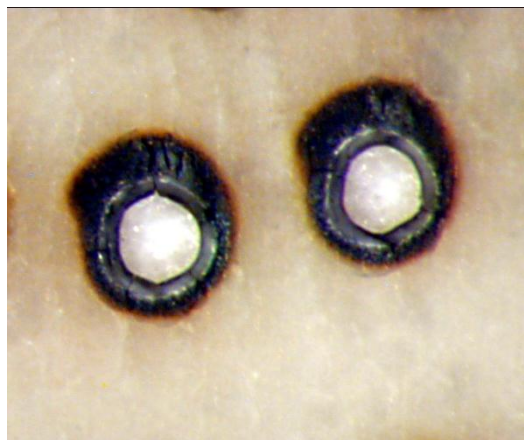
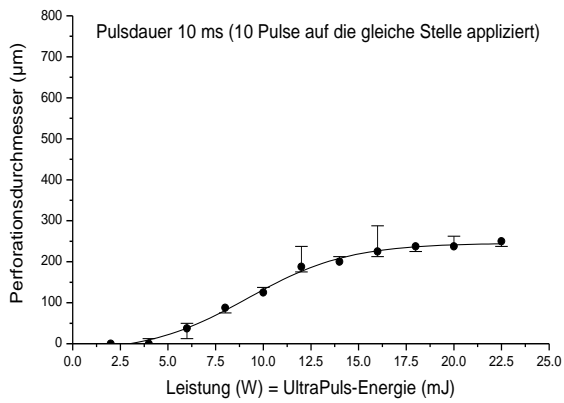


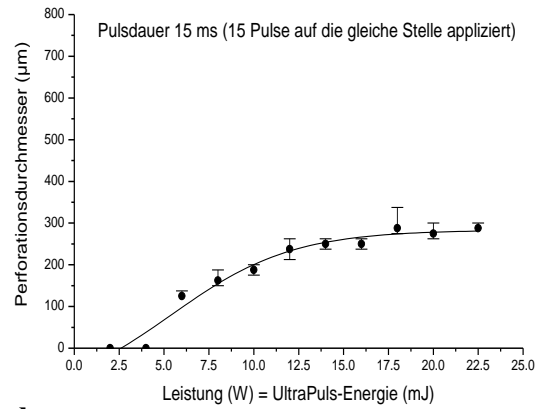
Abb.8: Perforationen der Kompakta mit dem UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser im Dauerstrichmodus cw (continuous wave) mit einer Leistung von 5 W und einer Pulsdauer von 50 ms.

Bei Betrachtung der Perforationen im cw-Modus ist eine deutlich weiß glänzende Kristallisationszone mit einem gleichmäßig geformten Perforationsrand erkennbar. Nach außen hin schließt sich in einer unregelmäßigen breiten Form eine schwarze Karbonisationszone an. Eine rot-braune Übergangszone folgt als letzte thermische Schädigungszone.

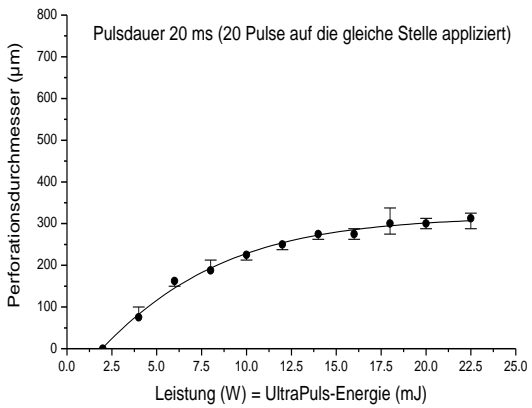
b) Perforationsdurchmesser



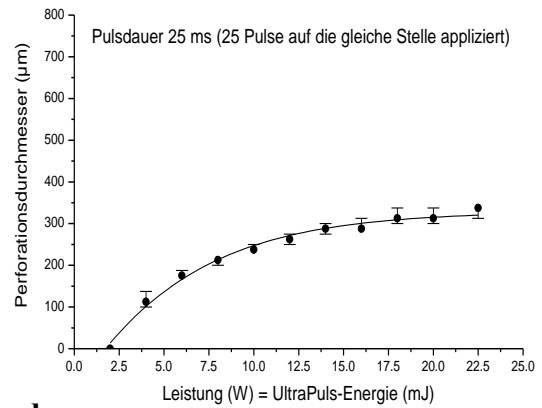
a



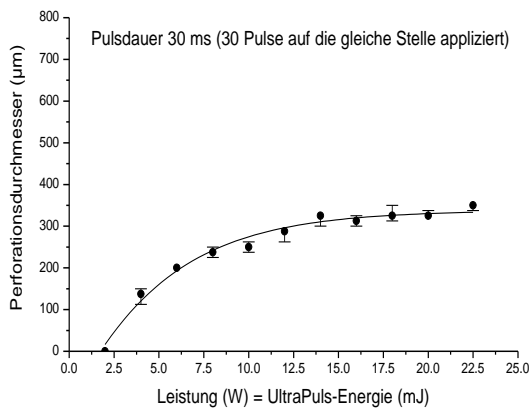
b



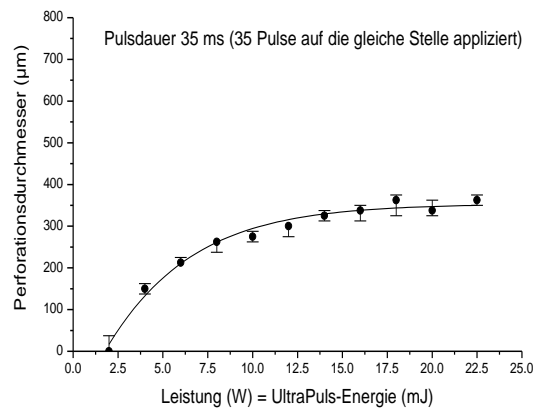
c



d



e



f

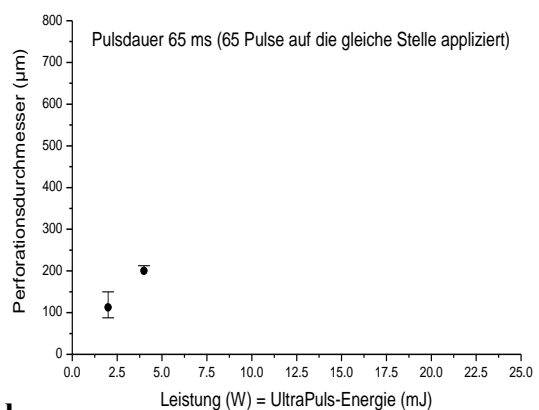
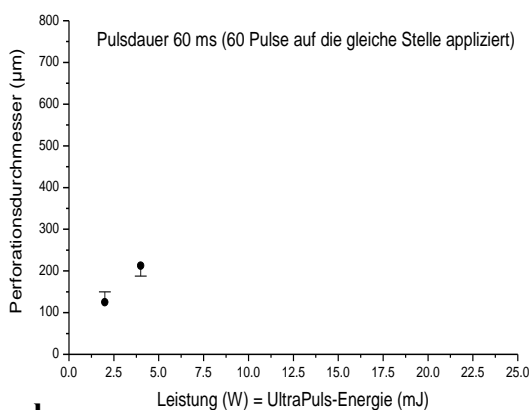
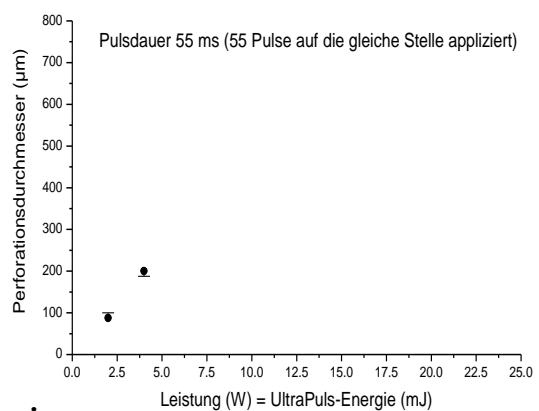
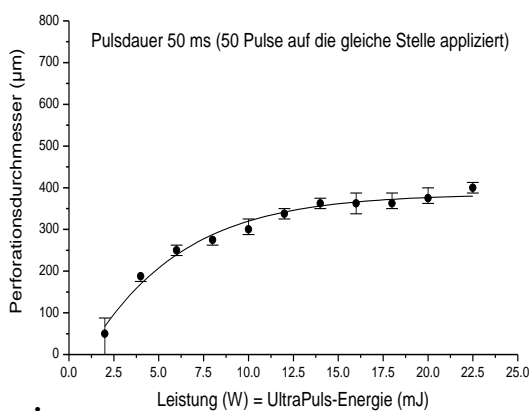
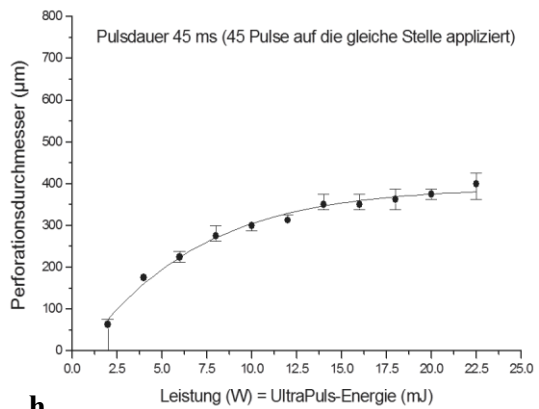
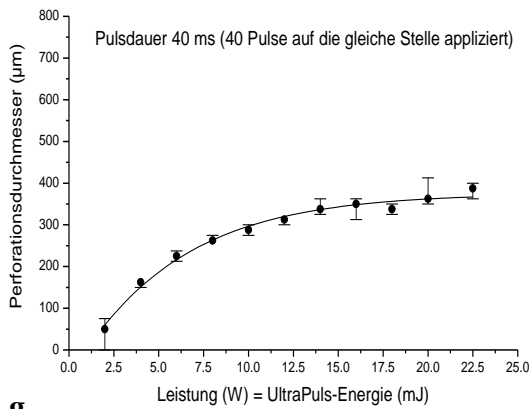


Abb.9 a-l : Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der Pulsdauer (Pulsanzahl) und Leistung (Leistung = UltraPuls[®] - Energie im cw-Modus mit einer Pulswiederholrate von 1000 Hz) ohne SurgiTouch[®]-Scanner in Verbindung mit dem AcuSpot[®]712- Mikromanipulator (Strahldurchmesser: 200 µm, f = 250 mm) auf 90 µm dicken Kompaktplättchen.

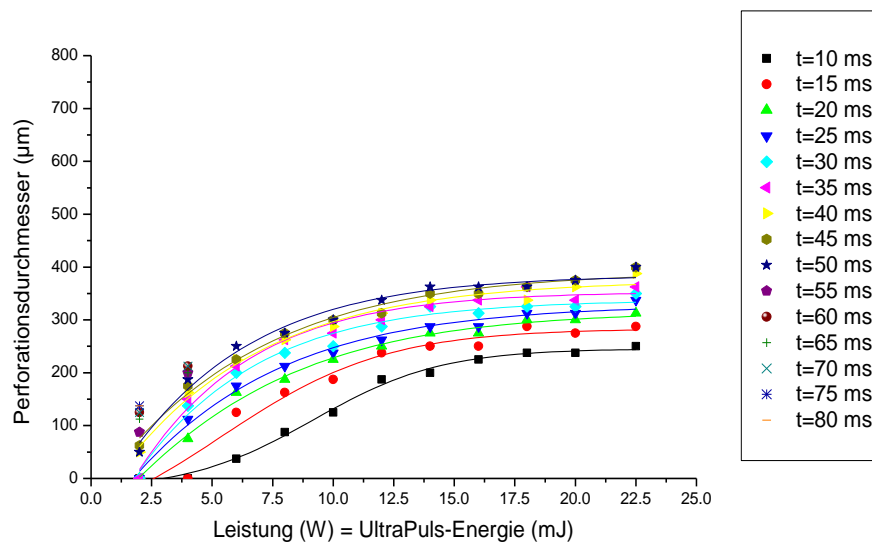


Abb.10: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der Pulsdauer (Pulsanzahl) und Leistung (Leistung = UltraPulse®- Energie im cw-Modus mit einer Pulswiederholrate von 1000 Hz) ohne SurgiTouch®-Scanner in Verbindung mit dem AcuSpot®712-Mikromanipulator (Strahldurchmesser: 200 µm, f = 250 mm) auf 90 µm dicken Rinderkompaktplättchen (Zusammenfassung aller untersuchten Pulsdauern).

Die Untersuchung des fokussierten Laserstrahls im cw-Modus ohne SurgiTouch®-Scanner ist wichtig, um die effektiven Parameter für eine Mehrschussapplikationstechnik für die Perforation der Fußplatte zu definieren.

Statt eines Scanners zur Vergrößerung der Bestrahlungsfläche werden bei dieser Technik multiple, versetzte, leicht überlappende Einzelapplikationen der fokussierten Laserstrahlung verwendet.

Die Abbildung 10 zeigt eine Funktion, die von relativ geringer Streubreite gekennzeichnet ist.

Der funktionelle Zusammenhang zwischen der Leistung und den Perforationsdurchmessern bei verschiedenen Pulsdauern ist beim UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser im Dauerstrichmodus cw durch eine lange, flach verlaufende Anstiegsphase gekennzeichnet, deren Steigung nahezu unabhängig von den gewählten Pulsdauern ist.

Eine Erhöhung der Pulsdauer führt stattdessen zu einer Parallelverschiebung der Funktion zu größeren Perforationsdurchmessern.

Bei der kleinsten einstellbaren Leistung von 2 W wird die Rinderkompakta perforiert.

Bei einem Strahldurchmesser von ca. 200 µm und maximaler Leistung von 22,5 W wird der Sättigungsbereich noch nicht erreicht.

Als effektive Parameter haben sich Leistungen im Bereich von 10 bis 15 W (effektive Leistung im Gewebe von 8 bis 12 W) mit einer Pulsdauer von 25 bis 40 ms erwiesen.

Damit können Perforationen mit einem Durchmesser von 250-300 μm erreicht werden (Abb.10). Diese Ergebnisse verdeutlichen, dass bei einer Einfachapplikation der CO_2 -Laserstrahlung im cw-Modus erst Leistungen von 10 bis 15 W und Pulsdauern von 25 bis 40 ms und damit Energien von 375 bis 400 mJ imstande sind, größere Perforationen von 250-300 μm zu erzielen. Diese Ergebnisse sind mit denen des UltraPulse[®]-Modus vergleichbar.

3.2 UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner

3.2.1 Energie-Modus - Eine Laserapplikation

a) Form und Qualität der Perforation

Die Perforationen im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner sind nahezu rund und besitzen keine dreiteiligen Randzonen. Die Kristallisationszone fehlt und es ist eine stärker ausgebildete, unregelmäßig geformte thermische Karbonisationszone erkennbar.

Nach außen hin schließt sich dann eine fast kaum erkennbare bräunliche thermische Übergangszone an (Abb.11).

Scannerdurchmesser 0,6 mm, 14 Pulse, $f = 400$ Hz, $t = 35$ ms (ein Scandurchlauf)

Tiefe 1

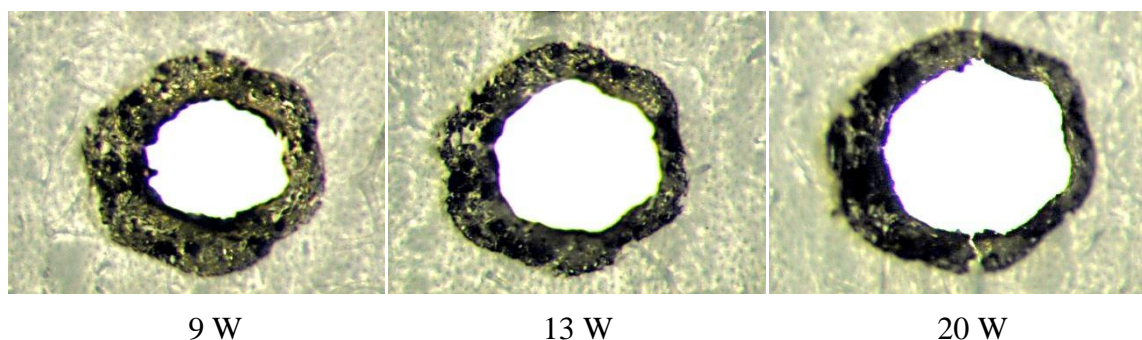


Abb.11: Perforationen in Rinderkompaktaplättchen nach einmaliger Laserapplikation (14 Pulse, $f = 400$ Hz, $t = 35$ ms = Tiefe1) im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,6 mm) mit Leistungen von 9 W, 13 W und 20 W.

Bei Betrachtung der Perforationen aus der Abb.12 sind die Perforationslumina bei einer Verdoppelung der Zeit von 35 ms auf 70 ms größer als in Abb.11. Die zirkulären Perforationen weisen ein nahezu rundes Lumen und einen regelmäßigen Perforationsrand auf. Die thermische

Randzone ist etwas geringer ausgebildet. Auch hier schließt sich eine kaum sichtbare thermische Übergangszone an.

Scannerdurchmesser 0,6 mm, 28 Pulse , f = 400 Hz, t = 70 ms (zwei Scandurchläufe)

Tiefe 2

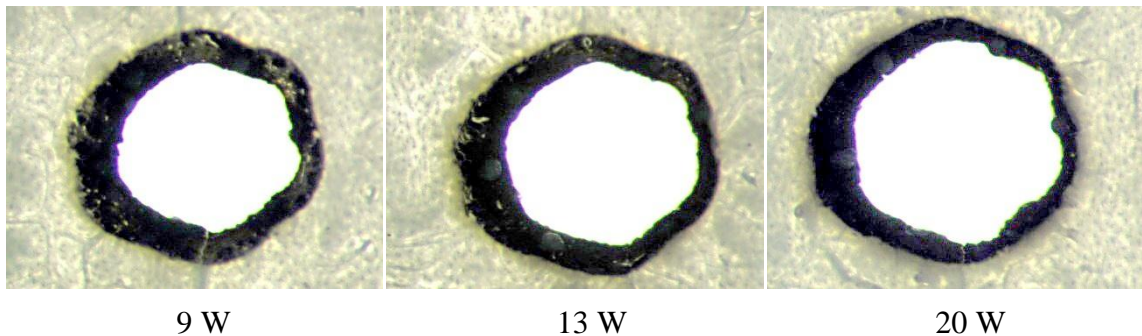


Abb.12: Perforationen in Rinderkompaktaplättchen nach einmaliger Laserapplikation (28 Pulse, f = 400 Hz, t = 70 ms = Tiefe2) im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,6 mm) mit Leistungen von 9 W, 13 W und 20 W.

Menschlicher Stapes – Tiefe 1 (ein Scandurchlauf)

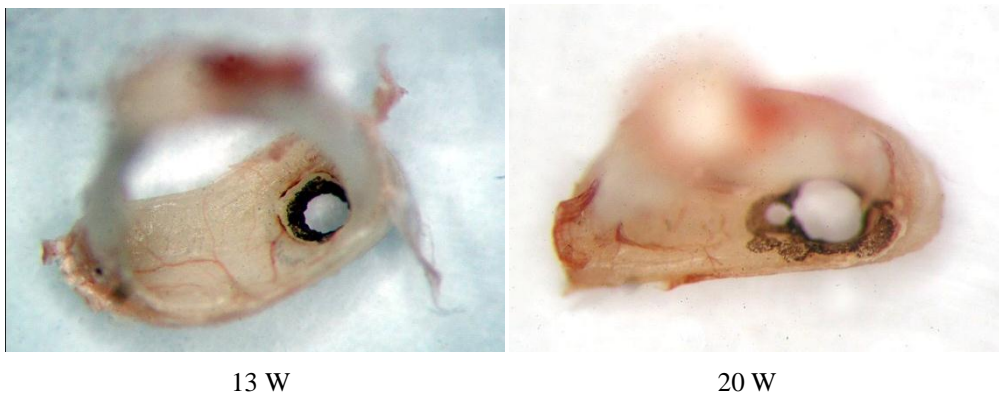


Abb.13: Menschlicher Stapes nach einmaliger Laserapplikation (14 Pulse, f = 400 Hz, t = 35 ms = Tiefe1) auf die Fußplatte im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,6 mm) mit Leistungen von 13 W und 20 W.

Bei Applikation der Laserstrahlung auf die menschliche Stapesfußplatte mit einer Leistung von **13 W** und einer Pulsdauer von **35 ms** ist die Perforation nahezu kreisrund und der Perforationsrand von glatter Kontur. Der Perforationsdurchmesser beträgt - vergleichbar mit den

Ergebnissen an der Rinderkompakta - 360 μm . Radial schließt sich eine gering ausgeprägte Karbonisationszone an. Eine weiß- glänzende Kristallisationszone ist nicht ausgebildet.

Dagegen ist nach einmaliger Applikation der Laserstrahlung auf die humane Stapesfußplatte mit einer Leistung von **20 W** ein Perforationsdurchmesser von 530 μm erzielbar. Die Perforation ist nahezu rund und der Perforationsrand regelmäßig geformt. Die thermische Randzone (Karbonisationszone) ist gering ausgeprägt. Eine Kristallisationszone besteht nicht (die darüber hinaus erkennbaren Veränderungen auf dem abgebildeten Steigbügel sind Artefakte).

b) Perforationsdurchmesser

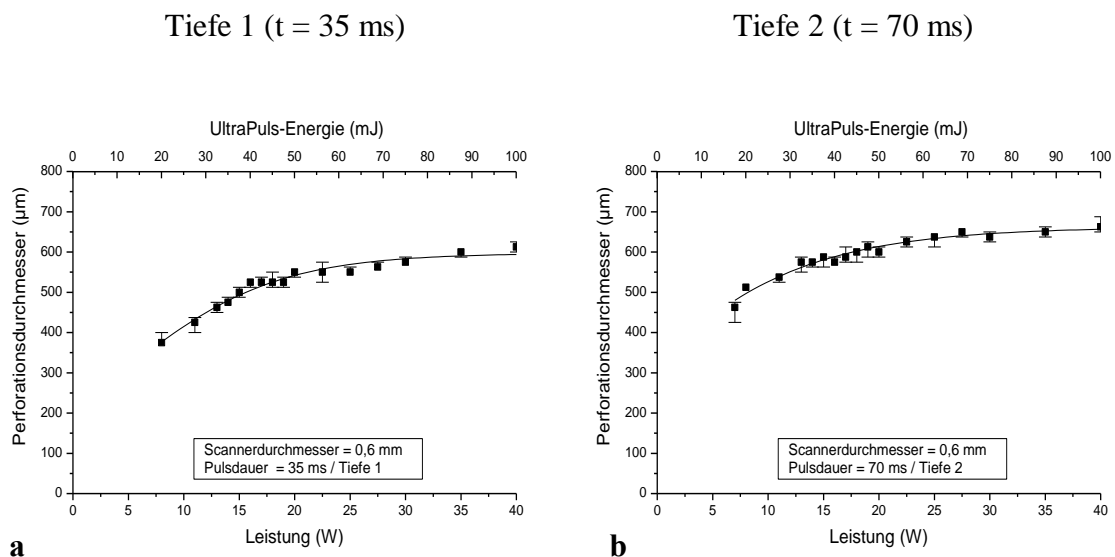


Abb.14: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der Leistung bzw. UltraPulse[®]-Energie nach einmaliger Laserapplikation (14 Pulse, f = 400 Hz, t = 35 ms = Tiefe1, t = 70 ms = Tiefe2) im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,6 mm) auf 90 μm dicke Rinderkompaktaplättchen.

	Tiefe 1 (t = 35 ms)	Tiefe 2 (t = 70 ms)
min. Perforationenergie	P = 8 W / E _{UP} = 20 mJ	P = 7 W / E _{UP} = 17.5 mJ
Beginn der Sättigung	P = 30 W / E _{UP} = 75 mJ	P = 35 W / E _{UP} = 87 mJ
max. Perforationsdurchmesser	610 μm	660 μm

Tabelle 2: Leistungen bzw. Energien im Schwellen- und Sättigungsbereich und maximale Perforationsdurchmesser in der Einstellung Tiefe 1 (t = 35 ms) und Tiefe 2 (t = 70 ms).

Die Perforationsdurchmesser betragen bei einem Scannerdurchmesser von 0,6 mm bereits am Beginn des Sättigungsbereiches mit einer einmaligen Laserapplikation und der Einstellung „Tiefe1“ ($t = 35 \text{ ms}$) ca. $570 \mu\text{m}$. Die maximalen Perforationsdurchmesser im Sättigungsbereich erreichen Werte von ca. $610 \mu\text{m}$.

Eine Verdoppelung der Pulsdauer ($t = 70 \text{ ms}$) bei der Einstellung „Tiefe2“ führt zu einem $50 \mu\text{m}$ größeren Perforationsdurchmesser (ca. $660 \mu\text{m}$).

Die erforderlichen Laserparameter für einen Perforationsdurchmesser von ca. $570 \mu\text{m}$ sind eine Leistung von 30 W (effektive Leistung im Gewebe: 25 W) und eine Pulsdauer von 35 ms (Tiefe1).

Die Energie eines von 14 Pulsen eines Scannerdurchlaufs einer UltraPulse[®]-Laserapplikation beträgt 75 mJ (effektive Energie im Gewebe: 63 mJ). Die resultierende Gesamtenergie einer UltraPulse[®]- Laserapplikation (Summe aller 14 Pulse eines Scannerdurchlaufs) beträgt damit ca. 1 J (14 Pulse multipliziert mit $0,075 \text{ J}$) mit der Einstellung „Tiefe1“ (im Gewebe: $0,88 \text{ J}$).

Bei der Einstellung „Tiefe2“ kommt es zu einer Verdoppelung der Pulsanzahl (28 Pulse) durch eine Verdoppelung der Pulsdauer ($t = 70 \text{ ms}$) und damit auch zu einer Verdoppelung der Gesamtenergie auf ca. 2 J (im Gewebe $1,76 \text{ J}$).

a) Form und Qualität der Perforation

Scannerdurchmesser $0,7 \text{ mm}$, 24 Pulse, $f = 400 \text{ Hz}$, $t = 60 \text{ ms}$ (ein Scandurchlauf)

Tiefe 1

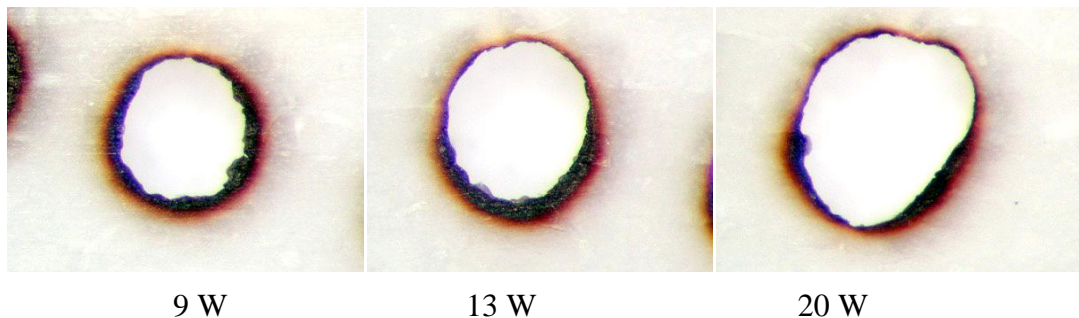


Abb.15: Perforationen in Rinderkompaktaplättchen nach einmaliger Laserapplikation (24 Pulse, $f = 400 \text{ Hz}$, $t = 60 \text{ ms} = \text{Tiefe1}$) im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser $0,7 \text{ mm}$) mit Leistungen von 9 W , 13 W und 20 W .

Bei der Bearbeitung der Rinderkompaktaplättchen mit einem Scannerdurchmesser von $0,7 \text{ mm}$ und der „Tiefe1“ ($t = 60 \text{ ms}$) kommt es ebenso wie mit dem Scannerdurchmesser $0,6 \text{ mm}$ zu einer annähernd runden Perforation mit etwas unregelmäßig konfiguriertem Perforationsrand und

nur gering ausgeprägten thermischen Randzonen. Es bilden sich eine schmale Karbonisationszone und eine deutlich erkennbare rot-bräunliche thermische Übergangszone aus.

Scannerdurchmesser 0,7 mm , 48 Pulse, f = 400 Hz, t= 120 ms (zwei Scandurchläufe)

Tiefe 2

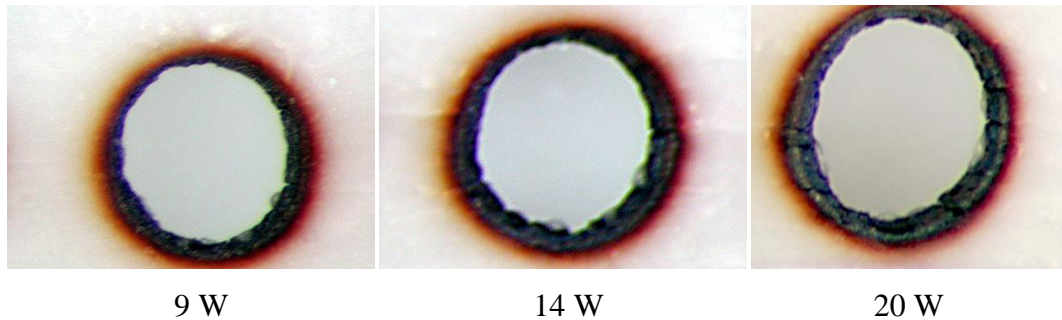
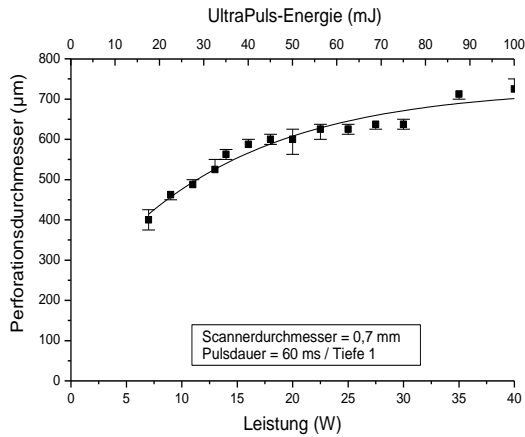


Abb.16: Perforationen in Rinderkompaktplättchen nach einmaliger Laserapplikation (48 Pulse, f = 400 Hz, t = 120 ms = Tiefe2) im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,7 mm) mit Leistungen von 9 W, 13 W und 20 W.

Die Perforationen sind bei einem Scannerdurchmesser von 0,7 mm und der „Tiefe2“ (t = 120 ms) nahezu kreisrund und weisen eine nahezu regelmäßige Struktur des Randes auf. Die sich konzentrisch anschließenden thermischen Randzonen weisen Werte erhöhter Intensitäten auf und führen zu einer deutlich erkennbaren Koagulation des Gewebes. Die Karbonisationszone ist stärker ausgebildet als in der Einstellung „Tiefe1“. Die thermische Übergangszone ist ebenfalls deutlicher ausgeprägt. Auch hier fehlt erneut eine Kristallisationszone.

b) Perforationsdurchmesser

Tiefe 1 (t = 60 ms)



Tiefe 2 (t = 120 ms)

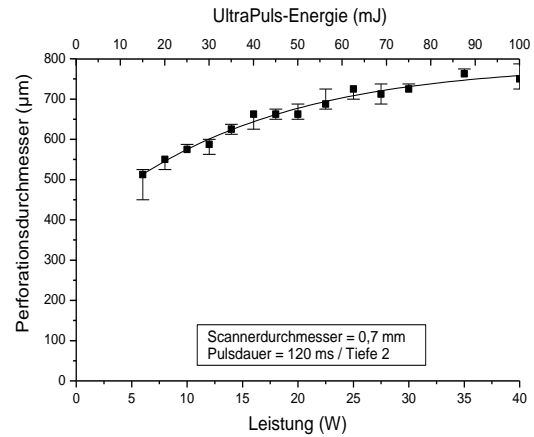


Abb.17: Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der Leistung bzw. UltraPulse[®]-Energie nach einmaliger Laserapplikation (24 Pulse, f = 400 Hz, t = 60 ms = Tiefe1 und 48 Pulse, f = 400Hz, t = 120 ms = Tiefe2) im UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,7 mm) auf 90 µm dicke Rinderkompaktplättchen.

	Tiefe 1 (t = 60 ms)	Tiefe 2 (t = 120 ms)
min. Perforationsenergie	P = 7 W / E _{UP} = 17.5 mJ	P = 6 W / E _{UP} = 15 mJ
Beginn der Sättigung	P = 35 W / E _{UP} = 87 mJ	P = 35 W / E _{UP} = 87 mJ
max. Perforationsdurchmesser	725 µm	750 µm

Tabelle 3: Leistungen bzw. Energien im Schwellen- und Sättigungsbereich und maximale Perforationsdurchmesser in der Einstellung Tiefe1 (t = 60 ms) und Tiefe2 (t = 120 ms)

Entsprechend den Ergebnissen mit dem Scannerdurchmesser von 0,6 mm ist eine Einfachapplikation mit einem Scannerdurchmesser von 0,7 mm und der Einstellung „Tiefe1“ (t = 60 ms) ausreichend, um einen Perforationsdurchmesser in der Größenordnung des Scannerdurchmessers (725 µm) zu erzielen. Die Verdoppelung der Pulsdauer (120 ms) führt zu 25µm größeren Perforationsdurchmessern.

Die Laserparameter, die für einen Perforationsdurchmesser von ca. 700 µm erforderlich sind, sind eine Leistung von 35 W (effektive Leistung im Gewebe: 29 W) und eine Pulsdauer von 60 ms.

Die Energie eines einzelnen Pulses einer UltraPulse[®]-Applikation beträgt ca. 87 mJ (effektive Energie im Gewebe: 7 mJ). Die resultierende Gesamtenergie einer UltraPulse[®]-Laserapplikation

beträgt ca. 2,1 J (24 Pulse multipliziert mit 0,087 J) mit der Einstellung „Tiefe1“ (im Gewebe: 1,7 J) und ca. 4,2 J (48 Pulse multipliziert mit 0,087 J) mit der Einstellung „Tiefe2“ (im Gewebe: 3,4 J).

3.2.2 Raten-Modus - Eine Laserapplikation

Scannerdurchmesser 0,6 mm, 14 Pulse

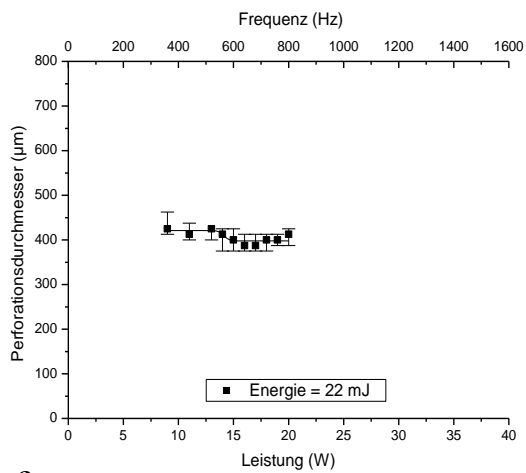
a) Form und Qualität der Perforation

Bei einem Scannerdurchmesser von 0,6 mm und der Einstellung „Tiefe1“ (14 Pulse) entspricht die Form und Qualität der erzielten Perforationen den Ergebnissen im Energiemodus (Kapitel 3.2.1).

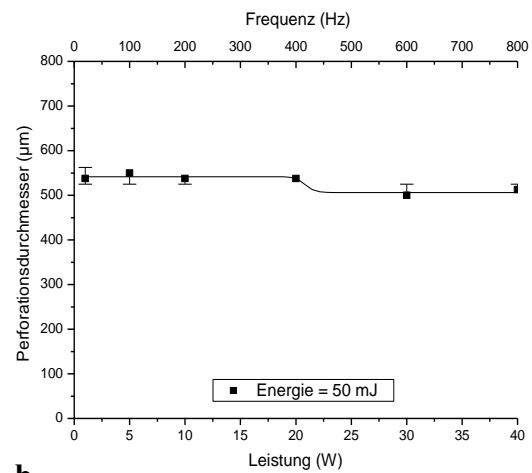
b) Perforationsdurchmesser

Die Perforationsdurchmesser nehmen mit steigender Einzelpulsenergie (22 mJ, 50 mJ und 100 mJ) zu. Mit allen drei getesteten UltraPulse[®]-Einzelpulsenergien sind die Perforationsdurchmesser nahezu unabhängig von der gewählten Leistung bzw. Frequenz.

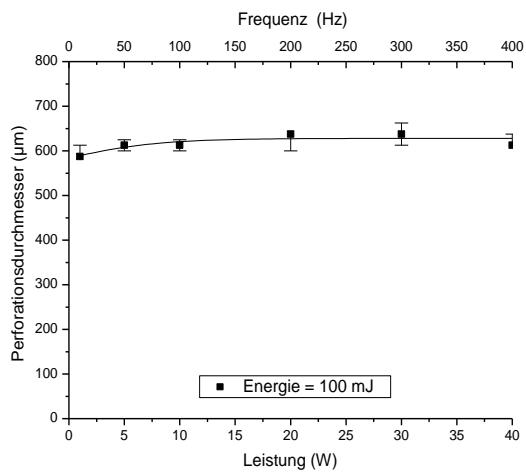
In der Einstellung „Tiefe1“ (14 Pulse) werden erst ab UltraPulse[®]- Einzelpulsenergien von 50 mJ (Gesamtenergie 0,7 J) Perforationsdurchmesser von $\geq 500 \mu\text{m}$ erreicht.



a



b



c

Abb. 12 a-c : Abhängigkeit der Perforationsdurchmesser von der Leistung und Frequenz nach einmaliger Laserapplikation (14 Pulse) im Raten-Modus bei steigender Energie 22 mJ, 50 mJ und 100 mJ mit dem SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,6 mm) auf 90 µm dicken Rinderkompaktplättchen.

4 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es für den neuartigen UltraPulse® CO₂-Laser in Verbindung mit dem SurgiTouch®780-Scanner und dem Mikromanipulator AcuSpot®712 Laserparameter zu ermitteln, die bei geeigneter Applikationstechnik eine effektive Bearbeitung des Steigbügels ermöglichen und zur Erzielung einer 500-600 µm im Durchmesser großen Fußplattenperforation erforderlich sind. Bei einem Arbeitsabstand von 250 mm betrug der Laserstrahldurchmesser ca.200 µm.

Verglichen wurden diese Ergebnisse mit dem cw-CO₂-Laser Typ 40c, der ebenfalls mit dem synchronisierten SurgiTouch®780-Scanner ausgestattet ist und in Verbindung mit dem Mikromanipulator AcuSpot®712 in der Lage ist mit einmaliger Applikation reproduzierbare, annähernd runde Perforationen in die Steigbügel Fußplatte mit geringen thermischen Nebenwirkungen zu erzielen und derzeit als der Goldstandard in der Steigbügelchirurgie angesehen wird (Stork et al. 2002, Jovanovic et al. 2004, 2006, Jovanovic 2006 und 2007, Sergi et al. 2010).

Es sollte untersucht werden, ob mit der neuartigen Kombination Betriebsart UltraPulse® in Verbindung mit dem SurgiTouch®780-Scanner, die sich bereits in der Behandlung der Erkrankungen des Kopfes und Halses (Nase, Larynx, Tonsillen, Uvula etc.) vielfach bewährt hat, eine weitere Optimierung der Bearbeitung der Steigbügel Fußplatte in der operativen Behandlung der Otosklerose möglich ist.

Der CO₂-Laser im UltraPulse-Betrieb nimmt eine Zwischenstellung zwischen dem CO₂-Laser im cw-Betrieb und dem CO₂-Laser im Superpuls-Betrieb ein. Während der CO₂-Laser im cw-Betrieb mit Pulslängen ab 30 bis 50 ms und Leistungen ab 1 W bis 40 W emittiert, erfolgt die Applikation der CO₂-Laserstrahlung im Superpuls-Betrieb mit einer Pulsfolge aus kurzen Einzelpulsen von 90 bis 120 µs mit hoher Pulsspitzenleistung von ca. 300 W. Obwohl im Superpuls-Betrieb der Mechanismus der Gewebeabtragung im Wesentlichen dem der kontinuierlich strahlenden Lasersysteme entspricht, sind im Gewebe aufgrund der kurzen Einzelpulse jedoch geringere thermische Nebenwirkungen zu erwarten. Während sich an der Fußplatte selbst die beiden Betriebsarten des CO₂-Lasers nicht nennenswert unterscheiden - keine deutliche zusätzliche Reduzierung der thermischen Effekte im Superpuls-Mode (Jovanovic et al. 1995b) - sind bei Temperaturmessungen im Cochleamodell im Superpuls-Mode im effektiven Parameterbereich signifikant niedrigere maximale Temperaturerhöhungen zu verzeichnen als im cw-Modus (Jovanovic et al. 1995d,e und 1998). Dieser scheinbare Vorteil des

Superpuls-Mode durch kurze Einzelpulse und hohe Pulsspitzenleistungen erweist sich bei Untersuchungen zu akustischen Wirkungen im Cochleamodell und in tierexperimentellen Studien (Messung akustisch evozierter Potentiale an Meerschweinchen und licht- und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen der Meerschweinchencochlea) als erheblicher Nachteil, der zum Überschreiten der Grenzpegel für ein Gehörschadensrisiko und irreversibler Hörschädigung bis zur Ertaubung der Meerschweinchen führt (Jovanovic et al. 1996 und 1999, Jovanovic 1996, Jamali et al. 1998).

Der CO₂-Laser im UltraPulse-Betrieb emittiert dagegen Pulslängen von 0,036 ms bis 1,78 ms bei einer Pulsspitzenleistung von 140 W. Damit emittiert er kürzere Pulse als der CO₂-Laser im cw-Mode und läßt geringere thermische Nebenwirkungen an der Steigbügel Fußplatte und im Innenohr (Perilymphe) erwarten. Im Vergleich zum CO₂-Laser im Superpuls-Mode emittiert er längere Pulse, die jedoch keine hohen Pulsspitzenleistungen von 300 W aufweisen und somit kein so hohes Gehörschadensrisiko wie der Superpuls-Mode besitzen könnten.

Durch die Kombination der genannten Betriebsarten mit dem SurgiTouch[®] 780-Scanner läßt sich die Bestrahlungsfläche an der Steigbügel Fußplatte durch das Beschreiben einer Spiralfigur des fokussierten Laserstrahls auf einen Durchmesser von 0,6 mm bzw. 0,7 mm vergrößern. Damit kann man mit der CO₂-Laserstrahlung bei geeigneter Wahl der Parameter durch einmalige Applikation mit hoher Wirksamkeit und geringeren thermischen Nebenwirkungen reproduzierbare Perforationen definierten Durchmessers in der Steigbügel Fußplatte erzielen (Jovanovic 1998, Jovanovic et al. 2004).

Überblick über die untersuchten Kombinationen

Gruppe I UltraPulse[®]-Modus ohne SurgiTouch[®]-Scanner

- a) 1-3 Applikationen
- b) cw-Modus

Gruppe II UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner

- a) Energie-Modus, Scannerdurchmesser 0,6 mm, Tiefe1 und Tiefe2
Scannerdurchmesser 0,7 mm, Tiefe1 und Tiefe2
- b) Raten-Modus, Scannerdurchmesser 0,6 mm

4.1 Form und Qualität der Perforationen

In der Gruppe I wurde der **UltraPulse[®]-Modus ohne SurgiTouch[®]-Scanner** getestet.

Die mit der Einzel-UltraPulse[®]-Applikation (eine Applikation) erreichten Perforationen sind leicht oval, mit einem glatten Rand ohne nennenswerte Unregelmäßigkeiten und mit einer relativ zum Perforationsdurchmesser breiten Karbonisationszone (1,7:1 bei einer Energie von 200 mJ). Multiple Applikationen auf dieselbe Stelle (zwei bis drei Applikationen) führen zu einer relativ geringer ausgeprägten Karbonisationszone (1,5:1 bei einer Energie von 200 mJ).

In der Gruppe II wurde der **UltraPulse[®]-Modus mit dem SurgiTouch[®]-Scanner**, bei dem die Rotation der Laserstrahlung mit der Laserapplikation synchronisiert ist, mit zwei Rotationsdurchmessern im Energie-Modus getestet.

Alle Perforationen, die mit dem Scannersystem und einem Rotationsdurchmesser von 0,6 mm erzielt wurden, sind nahezu rund, und haben einen mehr oder weniger unregelmäßig konfigurierten Rand. Die thermischen Zonen (Karbonisationszone) sind im Vergleich zur Einzel-UltraPulse[®]-Applikation der Laserstrahlung ohne Scanner relativ zum Perforationslumen deutlich geringer ausgeprägt.

Die Art der Applikation der Laserstrahlung mit dem Scanner (14 auf einer Spirale nebeneinander applizierte Pulse) läßt einen glatten Rand und eine vollkommen runde Perforation nicht entstehen. Vielmehr sind die einzelnen Pulse im Knochengewebe erkennbar und deuten auf eine diskontinuierliche Applikation der Laserstrahlung hin.

Die Verdoppelung der Anzahl der Applikationen mit der Einstellung „Tiefe2“ (28 Pulse) führen zu größeren, regelmäßigeren und glatteren Perforationsrändern. Die thermische Randzone ist aufgrund der Vergrößerung der Perforationsdurchmesser etwas geringer ausgebildet.

Die erhöhte Anzahl an Pulsen bei einem Rotationsdurchmesser von 0,7 mm (24 Pulse) ergibt insgesamt größere Perforationen bei geringerer Ausprägung der Karbonisationszone.

Mit der Einstellung „Tiefe1“ ergeben sich leicht ovale Perforationen, deren Ränder bei geringen Leistungen immer noch leicht unregelmäßig sind. Erhöhung der Leistung führt zu einer Abnahme der Unregelmäßigkeit der Perforationsränder. Einheitlich runde Perforationen mit einem nahezu glatten Rand werden mit der Einstellung „Tiefe2“ (48 Pulse) erreicht, bei deutlich stärker ausgeprägter Karbonisationszone.

Diese Ergebnisse zeigen zum einen, dass eine Erhöhung der Anzahl der Pulse und zum anderen die Vergrößerung des Scannerdurchmessers von 0,6 mm auf 0,7 mm sich positiv auf die Form und Größe der Perforationen sowie die thermischen Effekte auswirken.

So ist die Karbonisationszone im Verhältnis zum Perforationsdurchmesser größer, wenn das Scannersystem mit einem Rotationsdurchmesser von 0,6 mm benutzt wird als bei Verwendung eines Rotationsdurchmessers von 0,7 mm. Das Verhältnis Karbonisationszone zum Perforationsdurchmesser beträgt 1,5:1 bei einer Scannereinstellung von 0,6 mm, einer Leistung von 20 W und einer Pulsdauer von 35 ms (Einstellung „Tiefe1“).

Das Verhältnis Karbonisationszone zum Perforationsdurchmesser verbessert sich deutlich, wenn man einen Scannerdurchmesser von 0,7 mm wählt. Bei einer Leistung von 20 W ist das Verhältnis Karbonisationszone zum Perforationsdurchmesser 1,3:1 mit der Einstellung „Tiefe1“ (Pulsdauer von 60 ms) und 1,4:1 mit der Einstellung „Tiefe2“ (Pulsdauer von 120 ms).

Die mit dem cw -CO₂-Laser 40c (Fa. Lumenis) erzielten Perforationen haben in der Regel einen gleichmäßigen Perforationsrand und die Karbonisationszone ist mit einem Verhältnis Karbonisationszone zum Perforationsdurchmesser von 1,3:1 weniger stark ausgeprägt (Stork et al. 2002). Die in dieser Studie mit dem UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser gewonnenen Daten scheinen zum Teil deshalb schlechter zu sein, weil durch die vorgegebene Software für den Scannerdurchmesser von 0,6 mm eine zu niedrige Anzahl an Pulsen (14 Pulse) generiert wird. Das wird in der vorliegenden Arbeit eindeutig anhand der Daten mit dem Scannerdurchmesser von 0,7 mm gezeigt, bei dem 24 Pulse appliziert werden und daraus bessere Perforationen resultieren.

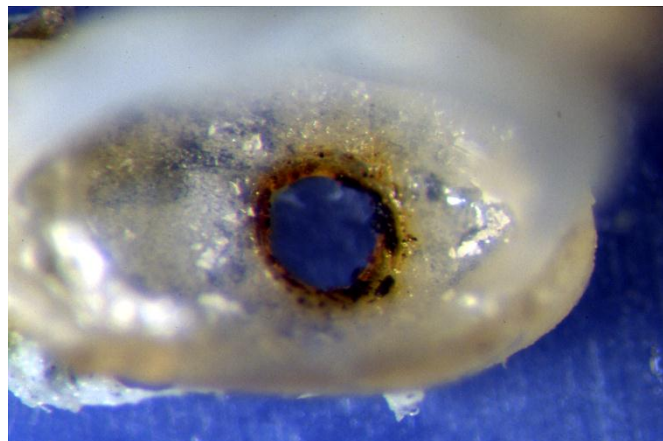


Abb. 13: Perforation der Stapesfußplatte mit dem CO₂-cw-Laser (Typ 40c, Fa. Lumenis), dem Mikromanipulator AcuSpot[®]712 (Arbeitsabstand 250 mm, Strahldurchmesser 200 µm, Leistung 20,4 W, Pulsdauer 50 ms) und dem SurgiTouch[®]-Scannersystem (Scannerdurchmesser 0,6 mm) (Stork et al. 2002).

4.2 Perforationsdurchmesser

Perforationen, die mit der Einzel-UltraPulse[®]-Applikationstechnik ohne Scannersystem mit hohen Einzel-Puls-Energien von mehr als 200 mJ erzielt werden, haben bereits einen größeren Durchmesser als die eigentliche Bestrahlungsfläche des Laserstrahls mit dem Mikromanipulator (ca. 200 µm). Das ist dadurch erklärbar, daß es in unmittelbarer Umgebung der Bestrahlungsfläche durch Kumulation thermischer Energie zum weiteren Abtrag von Knochengewebe in den Randzonen und damit zur Vergrößerung der Perforationen kommt.

Energien von 40 mJ sind notwendig, um eine Perforation mit einer Einzel-UltraPulse[®]-Applikation zu erreichen. Man bezeichnet die Energie von 40 mJ als den Schwellenwert, der als Mindestenergie erforderlich ist, um eine vollständige Knochenablation (Perforation) ohne Scannersystem zu erreichen.

Bei Verwendung von Energien unter 40 mJ sind multiple Applikationen auf dieselbe Stelle erforderlich, um eine Perforation zu erzielen. So liegt der Schwellenwert für die Perforation bei zweimaliger Applikation bei 25 mJ und bei dreimaliger Applikation bei 15 mJ.

Vergleicht man die erreichten Perforationsdurchmesser mit der applizierten Gesamtenergie, so sieht man, daß die Pulsanzahl und die Einzel-Puls-Energie bei konstanter Gesamtenergie keinen nennenswerten Einfluß auf die Perforationsdurchmesser haben. Der entscheidende Parameter für die erzielten Perforationsdurchmesser ist damit die Gesamtenergie.

Die Gesamtenergie hat einen direkten Einfluß auf die erzielbaren Perforationsdurchmesser, d.h. eine Erhöhung der Gesamtenergie führt zu größeren Perforationsdurchmessern.

Die mit dem UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser im sogenannten cw-Modus (Pulswiederholrate von $f = 1000$ Hz) ohne Scannersystem erzielten Perforationen sind größer und zeigen weniger Streuung als jene mit einem konventionellen CO₂-cw-Laser (40c, Fa. Lumenis).

Perforationen mit dem CO₂-cw-Laser (40c, Fa. Lumenis) sind maximal 250 µm im Durchmesser groß, wenn man die Laserstrahlung mit dem gleichen Applikationssystem mit einer Leistung von 8 W und einer Pulsdauer von 50 ms appliziert (Abb.14). Mit dem UltraPulse[®]-Laser werden mit denselben Parametern maximale Perforationsdurchmesser von 275 µm erreicht. Das ist damit zu erklären, daß der CO₂-Laser in der Betriebsart UltraPulse kein echter cw-Modus ist, sondern durch hohe Pulswiederholraten (1000 Hz) ein quasi cw-Modus simuliert wird. Die hohe Pulswiederholrate führt offensichtlich durch einen höheren Energieeintrag in die Randzonen zum

höheren thermischen Einfluß auf das nicht abgetragene Gewebe und damit zu größeren Perforationen und größeren thermischen Schädigungen (Abb.8).

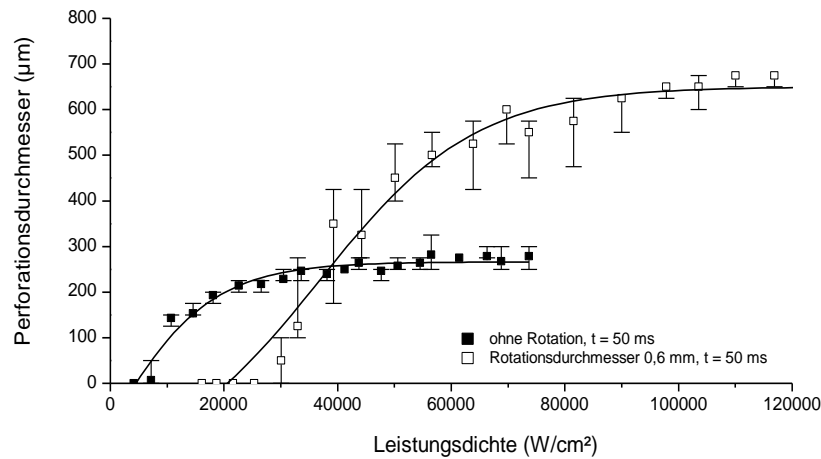


Abb. 14: Erreichte Perforationsdurchmesser mit dem CO₂- cw -Laser (40c, Fa. Lumenis) und dem Mikromanipulator AcuSpot[®]712 (Arbeitsabstand 250 mm, Strahldurchmesser 200 µm) mit und ohne SurgiTouch[®]-Scanner (Scannerdurchmesser 0,6 mm) (Stork et al. 2002)

Die mit dem UltraPulse[®]-Laser und dem SurgiTouch[®]-Scanner mit einem Rotationsdurchmesser von 0,6 mm erreichten Perforationsdurchmesser sind vergleichbar mit denen des konventionellen CO₂-cw-Modus (40c, Fa. Lumenis). Der UltraPulse[®] SurgiTouch[®] CO₂-Laser erreicht mit der Einstellung „Tiefe1“ ebenso wie der CO₂-cw-Laser Perforationen mit einem Durchmesser von ca. 610 µm. Dieser Durchmesser korrespondiert mit dem verwendeten Scannerdurchmesser von 0,6 mm und ist ausreichend groß für einen Piston von 0,6 mm Durchmesser. Zu Beginn der Sättigung sind die Leistungen ebenso vergleichbar und betragen 23-25 W im Gewebe (Lasereinstellung am Gerät 28-30 W). Die Gesamtenergien betragen mit der Einstellung „Tiefe1“ mit dem Scannerdurchmesser von 0,6 mm ca. 1 J (im Gewebe). Aufgrund der Art der Applikation der Laserstrahlung mit dem Scanner (14 nebeneinander applizierte Pulse) entstehen kein glatter Perforationsrand und keine vollkommen runde Perforation bei deutlich ausgeprägter Karbonisationszone.

Mit dem Scannerdurchmesser von 0,7 mm mit der Einstellung „Tiefe1“ (24 nebeneinander applizierte Pulse) beträgt die Gesamtenergie ca. 1,7 J (im Gewebe) und ist damit deutlich höher als im konventionellen CO₂-cw-Modus. Der größere Rotationsdurchmesser und die höhere Pulsanzahl führen jedoch zu insgesamt größeren Perforationen bei geringerer Ausprägung der Karbonisationszone.

Mit dem Scannerdurchmesser von 0,7 mm und der Einstellung „Tiefe2“ (48 nebeneinander applizierte Pulse), die eine Verdoppelung der Gesamtenergie auf ca. 3,4 J zur Folge hat, führt der UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser nur zu leicht größeren Perforationen der beiden getesteten Scannerdurchmesser (50 µm beim Scannerdurchmesser von 0,6 mm und 25 µm beim Scannerdurchmesser von 0,7 mm).

Am Beginn der Sättigung sind im UltraPulse®-Modus mit der Einstellung „Tiefe2“ höhere Gesamtenergien von ca. 1,7 J (Scannerdurchmesser von 0,6 mm) oder ca. 3,4 J (Scannerdurchmesser von 0,7 mm) im Gewebe erforderlich. Das übersteigt deutlich die maximale Energie von ca. 1 J, die in früheren Studien mit dem CO₂-cw-Laser und SurgiTouch®-Scanner als effektiv und sicher ermittelt worden ist (Jovanovic et al. 1995a-c, 1996, 1999, 2000, 2004, 2006 und Stork et al. 2002).

Die Untersuchungsergebnisse im Raten-Modus zeigen, daß eine veränderte UltraPulse®-Frequenz mit einer konstanten Einzelpuls-Energie keinen nennenswerten Einfluß auf den Perforationsdurchmesser hat. Die Frequenzwahl könnte jedoch neben der Gesamtenergie entscheidend für die resultierenden thermischen und akustischen Nebenwirkungen im Vestibulum sein (Jovanovic 1996).

Die in der vorliegenden experimentellen Studie über den UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser gewonnenen Daten zeigen, daß sich der UltraPulse®-Modus in Verbindung mit dem SurgiTouch®-Scanner unter Verwendung bestimmter Parameterkonstellationen zur Bearbeitung der Steigbügelfußplatte eignet (Scannerdurchmesser 0,6 mm, „Tiefe1“ und Scannerdurchmesser 0,7 mm, „Tiefe1“). Einen Vorteil gegenüber dem bereits klinisch angewendeten cw-Modus scheint der UltraPulse®-Modus nach den bisherigen Ergebnissen jedoch nicht zu besitzen. Vielmehr erscheinen die Überschreitung der erforderlichen Gesamtenergie und die Art der Applikation der Laserstrahlung insgesamt als bedenklich und könnten sich für das Innenohr als gefährlich erweisen.

Zukünftige Untersuchungen -wie die Messungen der entstehenden Temperatur in der Perilymphe hinter der Fußplatte sowie der akustischen Phänomene- sind erforderlich, um eine definitive Aussage über die Sicherheit und damit die Eignung des UltraPulse®-Modus für die Steigbügelchirurgie zu machen.

5 Zusammenfassung

Gegenstand der vorliegenden Studie war die Untersuchung des Gewebeabtragsvermögens des CO₂-Lasers UltraPulse® SurgiTouch®, der neuesten Weiterentwicklung des CO₂-Lasers UltraPulse® Encore® der Firma Lumenis. Mit der Einbeziehung des computergestützten Scanner-Systems SurgiTouch® kombiniert Lumenis die modernste Scan-Technologie mit den Eigenschaften der Technik gepulster Laserenergie.

An isolierten menschlichen Steigbügeln und Rinderkompaktplättchen (Dicke 90 µm), die hinsichtlich der Laserstrahlungs-Absorptionseigenschaften und der Perforationswirkung mit dem menschlichen Stapes vergleichbar sind, erfolgte die Ermittlung der effektiven Laserparameter, die zur Erzielung einer im Durchmesser ca. 600 µm großen Perforation erforderlich sind. Neben den erreichbaren Perforationsdurchmessern interessierten ebenso die Form und die Qualität der Perforationen, die Reproduzierbarkeit der Perforationswirkung und die an der Stapesfußplatte auftretenden thermisch veränderten Randzonen.

Bei Betrachtung der Perforationen mit dem UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser ist eine stärkere Ausbildung thermischer Schädigungszonen im Vergleich zum kontinuierlich strahlenden CO₂-Laser mit dem SurgiTouch®-Scanner erkennbar.

Die mit dem cw-Laser erzielten Perforationen haben in der Regel einen gleichmäßigeren Rand, und die thermischen Zonen (Karbonisationszone und die thermische Übergangszone) sind weniger ausgeprägt.

Die in dieser Studie mit dem UltraPulse® SurgiTouch® CO₂-Laser gewonnenen Daten scheinen zum Teil deshalb schlechter zu sein, weil durch die vorgegebene Software für den Scannerdurchmesser von 0,6 mm eine zu niedrige Anzahl an Pulsen (14 Pulse) generiert wird. Die Art der Applikation der Laserstrahlung mit dem Scanner (14 nebeneinander applizierte Pulse) läßt einen glatten Rand und eine vollkommen runde Perforation nicht entstehen. Erst eine Erhöhung der Pulsanzahl auf 24 Pulse mit dem Scannerdurchmesser von 0,7 mm ermöglicht hinsichtlich des erzielbaren Durchmessers und der Form bessere Perforationen.

Höhere Pulswiederholraten führen jedoch durch einen höheren Energieeintrag in die Randzonen zum höheren thermischen Einfluß auf das nicht abgetragene Gewebe und damit zu größeren thermischen Schädigungen. Die höhere Pulsanzahl kann sich somit in Verbindung mit der längeren Applikationsdauer (von 35 ms auf 70 ms bzw. 60 ms auf 120 ms) und der Notwendigkeit der wiederholten Bestrahlung desselben Applikationsortes als nachteilig in der klinischen Anwendung erweisen.

Nicht nur die größeren thermischen Schädigungszonen im Gewebe machen den UltraPulse® - Laser fragwürdig, sondern vor allem die resultierenden höheren Gesamtenergien im UltraPulse®-Modus von ca. 1,7 J (Scannerdurchmesser von 0,6 mm) oder 3,4 J (Scannerdurchmesser von 0,7 mm).

Das übersteigt deutlich die maximale Energie von 1 J, die in früheren Studien mit dem CO₂-cw-Laser und SurgiTouch®-Scanner als effektiv und sicher ermittelt worden ist.

Somit erscheinen die Einstellungen im UltraPulse®-Modus als bedenklich und könnten sich für das Innenohr als gefährlich erweisen. Zukünftige Untersuchungen - wie die Messungen der entstehenden Temperatur im Vestibulum sowie der akustischen Phänomene in der Perilymphe - sind erforderlich, um eine definitive Aussage über die Eignung des UltraPulse®-Modus für die Steigbügelchirurgie zu machen.

6 Literaturverzeichnis

1. Antonelli PJ, Gianoli GJ, Lundy LB, LaRouere MJ, Kartush JM. Early post-laser Stapedotomy hearing thresholds. *Am J Otol* 1998; 19:443-446
2. Berghaus A, Rettinger G, Böhme G. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Duale Reihe. Stuttgart:Thieme, 1996
3. Buchmann CA, Fucci MJ, Robertson JB Jr, De La Cruz A. Comparison of argon and CO₂ laser stapedotomy in primary otosclerosis surgery. *Am J Otol* 2000; 21:227-230
4. Causse JB, Causse JR, Parahy Ch. Stapedotomy technique and results. *Am J Otol* 1985; 6:68-71
5. Fisch U. Stapedektomie oder Stapedotomie? *HNO* 1979; 27:361-367
6. Helfmann J. Thermo-mechanische Ablation. In: Berlien H-P, Müller, Hrsg., *Angewandte Lasermedizin*. Landsberg: Ecomed, 2000: II-4.5;1-5
7. House HP, Linthicum FH. Sodium fluoride and the otosclerotic lesion. *Arch Otolaryng* 1974; 100:427-430
8. House HP, Hansen MR, Al Dakhail AA, House JW. Stapedectomy versus stapedotomy. comparison of results with long-term follow-up. *laryngoscope* 2002; 112:2046-2050
9. Jamali Y, Jovanovic S, Schönfeld U, Anft D, Ertl T, Scherer H, Berghaus A, Müller G. Wirkung des gepulsten Er:YSGG- und Ho:YAG-Laser auf das Corti-Organ der Meerschweinchen-Cochlea - eine rasterelektronenmikroskopische Studie. *Laryngo-Rhino-Otol* 1998; 77:689-694
10. Jovanovic S, Berghaus A, Schönfeld U. Experimenteller Vergleich zwischen kurzgepulsten und kontinuierlich strahlenden Lasern in der Stapeschirurgie. *Arch Otorhinolaryngol (Suppl) II* 1990; 72-73
11. Jovanovic S, Berghaus A, Schönfeld U. Bedeutung experimentell gewonnener Daten für den klinischen Einsatz verschiedener Laser in der Stapeschirurgie. *Eur Arch Otorhinolaryngol (Suppl) II* 1991; 278-280
12. Jovanovic S, Prapavat V, Schönfeld U, Berghaus A, Beuthan J, Scherer H, Müller G. Experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der Parameter verschiedener Lasersysteme zur Stapedotomie. *Lasermedizin* 1992; 8:174-181
13. Jovanovic S, Schönfeld U, Fischer R, Scherer H. CO₂ laser in stapes surgery. *SPIE* 1993;1876:17-27
14. Jovanovic S, Schönfeld U (1994) Application of the CO₂ laser in stapedotomy. *Adv Oto-Rhino-Laryngol* 1994; 49:95-100
15. Jovanovic S, Anft D, Schönfeld U, Berghaus A, Scherer H. Tierexperimentelle Untersuchungen zur CO₂-Laser-Stapedotomie. *Laryngol Rhinol Otol* 1995a;74:26-32
16. Jovanovic S, Schönfeld U, Prapavat V, Berghaus A, Fischer R, Scherer H, Müller G. Die Bearbeitung der Steigbügel Fußplatte mit verschiedenen Lasersystemen. Teil I: Kontinuierlich strahlende Laser. *HNO* 1995b; 43:149-158
17. Jovanovic S, Schönfeld U, Prapavat V, Berghaus A, Fischer R, Scherer H, Müller G. Die Bearbeitung der Steigbügel Fußplatte mit verschiedenen Lasersystemen. Teil II: Gepulste Laser. *HNO* 1995c; 43:223-233

18. Jovanovic S, Schönfeld U, Fischer R, Döring M, Prapavat V, Müller G, Scherer H. Thermische Belastung des Innenohres bei der Laser-Stapedotomie. Teil I: Kontinuierlich strahlende Laser. HNO 1995d; 43:702-709
19. Jovanovic S, Schönfeld U, Fischer R, Döring M, Prapavat V, Müller G, Scherer H. Thermische Belastung des Innenohres bei der Laser-Stapedotomie. Teil II: Gepulste Laser. HNO 1995e; 44:6-13
20. Jovanovic S, Schönfeld U, Prapavat V, Berghaus A, Fischer R, Scherer H, Müller G J. Effects of continuous - wave laser systems on stapes footplate. Las Surg Med 1996; 19: 424-432
21. Jovanovic S. Der Einsatz neuer Lasersysteme in der Stapeschirurgie. In: Müller G J, Berlien H-P, Hrsg., Fortschritte in der Lasermedizin 14, Landsberg: Ecomed,1996
22. Jovanovic S, Schönfeld U, Prapavat V, Berghaus A, Fischer R, Scherer H, Müller G. Effects of pulsed laser systems on stapes footplate. Las Surg Med 1997a; 21:341-350
23. Jovanovic S, Schönfeld U, Scherer H. CO₂ laser in revision stapes surgery. SPIE 1997b; 2970:102-108
24. Jovanovic S, Schönfeld U, Fischer R, Döring M, Prapavat V, Müller G, Scherer H. Thermic effects in the "vestibule" during laser stapedotomy with pulsed laser systems. Las Surg Med 1998; 23:7-17
25. Jovanovic S. CO₂-Laser in der Stapeschirurgie. Eine Anleitung zum operativen Vorgehen. Berlin-Heidelberg: Springer, 1998
26. Jovanovic S, Anft D, Schönfeld U, Berghaus A, Scherer H. Influence of CO₂ Laser Application of the Guinea-Pig Cochlea on Compound Action Potentials. Am J Otol 1999; 20:166-173
27. Jovanovic S, Jamali J, Anft D, Schönfeld U, Scherer H, Müller G: Influence of pulsed lasers on the morphology and function of the guinea-pig cochlea. Hearing Res 2000; 144:97-108
28. Jovanovic S. Laser application in the middle ear – Laser stapedotomy. In: Z. Simunovic, Editor, Lasers in Surgery and Dentistry. Rijeka, Croatia: Vitagraf, 2001:395 – 415
29. Jovanovic S. CO₂ laser in Stapes Surgery. In: Oswal V, Remacle M, Jovanovic S, Krespi J, Editors, Principles and Practice of Lasers in Otolaryngology, Head and Neck Surgery. Den Haag, Netherlands: Kugler, 2002:335-357
30. Jovanovic S, Schönfeld U, Scherer H. CO₂ laser stapedotomy with the “one-shot” technique-clinical results.Otolaryngol Head Neck Surg 2004; 131:750-757
31. Jovanovic S, Schönfeld U, Scherer H. “One shot“CO₂ laser stapedotomy.HNO 2006; 54:842-850
32. Jovanovic S. Laser Stapedotomy. In: Hildmann H, Sudhoff H, Editors, Middle Ear Surgery. Berlin-Heidelberg: Springer, 2006:123-125
33. Jovanovic S. Technical and clinical aspects of “one-shot” CO₂ laser stapedotomy. Adv Otolaryngol 2007; 65:255-266
34. Lescanne E, Robier A, Soïn C, Manceau A, Benlyazid A, Beutter P. Otosclerosis surgery: a series of 227 cases. Introduction of CO₂ laser. Ann Otolaryngol Chir Cervicofac 1999; 116:28-32
35. Lescanne E, Moriniere S, Gohler C, Manceau H, Beutter P, Robier A. Retrospective case study of carbon dioxide laser stapedotomy with lens-based and mirror-based micromanipulators. J Laryngol Otol 2003; 117: 256-260
36. Lesinski SG, Stein JA. CO₂ laser stapedotomy. Laryngoscope 1989a; 99:20-24

37. Lesinski SG, Palmer A. Lasers for otosclerosis: CO₂ vs. Argon and KTP-532. *Laryngoscope* 1989b; 99:1-8
38. Lesinski SG, Palmer A. CO₂ laser for otosclerosis: safe energy parameters. *Laryngoscope* 1989c; 99:1-8
39. Lesinski SG. Lasers for otosclerosis-which one if any and why. *Lasers Surg Med* 1990; 10: 448-457
40. Lesinski SG, Stein JA. Lasers in revision stapes surgery. *Oper Techn Otolaryngol Head Neck Surg* 1992; 3:21-31
41. Lesinski SG, Newrock R. Carbon dioxide lasers for otosclerosis. *Otolaryngol Clin North Am* 1993; 26:417-441
42. Marquet J, Creten WL, Van Camp KJ. Considerations about the surgical approach in stapedectomy. *Acta Otolaryngol* 1972; 74:406-410
43. McGee TM. Comparison of small fenestra and total stapedectomy. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1981; 90:633-636
44. Molony TB. CO₂ laser stapedotomy. *J La State Med Soc* 1993; 145:405-408
45. Motta G, Livi W, Ruosi M. Evolution of the operative technique. CO₂ laser stapedotomy on a stapedoplasty. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 1996; 16:19-27
46. Müller G J, Ertl T: *Angewandte Laserzahnheilkunde: Lehr-und Handbuch für Praxis und Klinik*. Landsberg : Ecomed,1995
47. Philipp CM, Berlien H-P. *Physikalisch-medizinische Grundlagen*. *Laryngo-Rhino-Otol* 2003;82 (Suppl): 1-20
48. Persson P, Harder H, Magnuson B. Hearing results in otosclerosis surgery after partial stapedectomy, total stapedectomy and stapedotomy. *Acta Otolaryngol Stockh* 1997; 117: 94-99
49. Prapavat V, Jovanovic S, Schönfeld U, Beuthan J. Experimentelle Untersuchung zur Optimierung der Laser-Gewebe-Wechselwirkung bei der Stapedotomie. *Acta Otorhinolaryngol* 1992; (Suppl)II:366
50. Remacle M, Hassan F, Cohen D, Lawson G, Delos M. New computerguided scanner for improved CO₂- Laser- assisted microincision. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2005; 262:113-119
51. Riechelmann H, Hibst R. *Laserchirurgie in der Otologie*. In: Grevers G, Baumgartner R und Leunig, Hrsg., *Laser im Kopf-Hals-Bereich*. Berlin:Springer, 2001:65-105
52. Scholz C, Grothves-Spork M. Die Bearbeitung von Knochen mit dem Laser. In: Berlien H-P, Müller, Hrsg., *Angewandte Lasermedizin, Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik*. Landsberg-München-Zürich: Ecomed, 1989: 1. Auflage, 5. Ergänzungslieferung III-3.11.1:1-23
53. Sedwick JD, Loudon CL, Shelton C. Stapedectomy vs stapedotomy. Do you really need a laser? *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1997; 123:177-180
54. Sergi B, Scorpecci A, Parrilla C, Paludetti G. Early hearing assessment after "one shot" CO₂ laser Stapedotomy: is it helpful predict inner ear damage and the functional outcome? *Otol Neurotol* 2010;31:1376-1380
55. Smyth GD, Hassard TH. Eighteen years experience in stapedectomy. The case for the small fenestra operation. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1978; 87:3-36
56. Somers T, Govaerts P, Marquet T, Offeciers E. Statistical analysis of otosclerosis surgery performed by Jean Marquet. *Ann Otol Laryngol* 1994; 103: 945-951

57. Stork K, Schönfeld U, Jovanovic S: Vergleich und Optimierung der Parameter verschiedener Scannersysteme für die CO₂-Laser-Stapedotomie. Poster auf der 73. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals- Nasen- Ohrenheilkunde. Kopf- und Halschirurgie. Baden- Baden, 2002
58. Szymanski M. The use of CO₂ Laser in stapes surgery. *Otolaryngol Pol* 2007; 61:463-467
59. Yin S, Zhang S, Shen P. CO₂ laser assisted stapedotomy with artificial stapes prothese. *Lin Chuang Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi* 2004; 18:388-389. A chinese article!

7 Selbständigkeitserklärung

Ich, Bianka Jovanovic, erkläre an Eides statt, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Experimentelle Studie zur Ermittlung effektiver Laserparameter für die Laserstapedotomie mit dem UltraPulse® SurgiTouch® CO2-Laser“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und die Hilfsmittel benutzt, ohne die Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

8 Danksagung

Als erstes möchte ich meinem Vater und Lehrer, Prof. Dr. med. S. Jovanovic, danken, der mich zur Beschäftigung dieses Themas angeregt hat und mich jedes Mal zur Beendigung der Arbeit ermutigt hat.

Meinem Doktorvater, PD. Dr. med. B. Sedlmaier, möchte ich für die Überlassung des Dissertationsthemas und die schnellen Korrekturen herzlich danken.

Mein Dank gilt ganz besonders dem Physiker, Rico Gutzler, der mich in der praktischen Zeit der Versuche und deren Umsetzung unterstützt hat.

Frau Jutta Düsterberg, ehemalige medizinisch - technische Assistentin aus dem histologischen Forschungslabor, danke ich für die Hilfestellung bei der Anfertigung der

Rinderkompaktplättchen und der Mikrofotografie der Präparate.

Ich danke Herrn Dipl.- Ing. Uwe Schönfeld, der bei Problemen der Datenanalyse und der Datendokumentation stets ein Ansprechpartner war.

9 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.