

Bearbeitung dentaler Hartgewebe mit einem Lasersystem auf Ultrakurzpulsbasis

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Sebastian Polz

aus Düsseldorf

2017

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Matthias Frentzen
2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Peter Bourauel

Tag der Mündlichen Prüfung: 27.09.2017

Aus der Klinik und Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde, Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. Dr. S. Jepsen

Meinen Eltern

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis.....	7
1. Einleitung.....	8
1.1 Einführung.....	8
1.2 Grundlagen zum Aufbau und zur Zusammensetzung dentaler Hartgewebe	10
1.2.1 Schmelz	10
1.2.2 Dentin.....	10
1.3 Laseranwendungen in der Zahnmedizin.....	10
1.4 Laser-Gewebe-Wechselwirkung.....	11
1.4.1 Laserinduzierter, athermischer Materialabtrag	12
1.4.2 Plasmainduzierte Ablation.....	13
1.4.3 Photodisruption	14
1.6 Untersuchungen von Lasern zur Bearbeitung dentaler Hartgewebe	15
1.7 Methoden zur qualitativen und quantitativen Erfassung der Laserablation.....	16
1.8 Ziel der vorliegenden Arbeit.....	18
2. Material und Methoden.....	19
2.1 Versuchsaufbau des Ultrakurzpuls-Lasersystems (UKPL).....	19
2.2 Steuerungssoftware.....	20
2.2.1 Softwareversion 1.....	21
2.2.2 Softwareversion 2.....	21
2.2.3 Softwareversion 3.....	22
2.3 Probematerialien und deren Aufbereitung.....	22
2.3.1 Mammutelfenbein.....	22
2.3.2 Dentin und Schmelz	23
2.4 Versuchsdurchführung	23
2.4.1 Vorversuche	23
2.4.2 Hauptversuche	27

2.5	Auswertungsmethoden zur Ermittlung der Ablationsrate	28
2.6	Datenerfassung und Statistik.....	31
3.	Ergebnisse	32
3.1	Vorversuche	32
3.2	Hauptversuche	34
3.2.1	Dentin.....	34
3.2.2	Schmelz	36
3.3	Histologische Untersuchungen.....	37
4.	Diskussion	40
4.1	Bewertung der Vorgehensweise.....	40
4.1.1	Der Versuchsaufbau.....	40
4.1.2	Die Softwareversionen	40
4.1.3	Die Proben	41
4.1.4	Profilometrie	42
4.1.5	Histologie	42
4.1.6	Versuchsdurchführung	43
4.2	Beurteilung der Ergebnisse	43
4.3	Klinische Relevanz	45
4.4	Zukunftsperspektiven	46
5.	Zusammenfassung	47
6.	Anhang.....	48
7.	Abbildungsverzeichnis.....	51
8.	Tabellenverzeichnis.....	53
9.	Literaturverzeichnis	54
10.	Danksagung.....	61

Abkürzungsverzeichnis

ArF Eximer	Argon-Fluorid Eximerlaser
ATP	Adenosintriphosphat
DNS	Desoxyribonukleinsäure
Er,Cr:YSGG	Erbium,Chrom-dotierter Yttrium Scandium Gallium Granat
Er:YAG	Erbium-dotierter Yttrium Aluminium Granat
Er:YSGG	Erbium-dotierter Yttrium Scandium Gallium Granat
HMME	Hematoporphyrin Monomethylether
IR Laser	Infrarotlaser
LED	Light emitting Diode
NaCl	Natriumchlorid
Nd:YAG	Neodym-dotierter Yttrium Aluminium Granat
Nd:YVO ₄	Neodym-dotierter Yttrium Vanadat Oxid
PDT	Photodynamische Therapie
REM	Rasterelektronenmikroskop
UV	Ultraviolett

1. Einleitung

1.1 Einführung

Laser sind heutzutage eine alltägliche Erscheinung. Durch die vielseitigen Nutzungsmöglichkeiten kann diese Technologie sowohl in Gebrauchsgegenständen wie CD-Playern, Barcodescannern oder Laserpointern, als auch in der Industrie bei zahlreichen Herstellungsverfahren oder als Instrument für hochpräzise Messverfahren eingesetzt werden.

Auch in der Zahnmedizin bietet der Laser seit nun mehr als 30 Jahren immer mehr Ansätze für neue Therapiemöglichkeiten. Er wird als vielseitiges Instrument zur Bearbeitung von Zahnhartgeweben, bei chirurgischen Eingriffen, zur Verarbeitung von Werkstoffen sowie zur Diagnostik genutzt. Trotz dieser Vielseitigkeit wird in diesem Bereich immer noch Grundlagenforschung und angewandte Forschung betrieben.

Erste Studien zur Benutzung dieser Technologie im Bereich der Zahnmedizin stammen aus den 60er Jahren [Stern und Sognaes, 1965]. Frühe Versuche, in denen der Laser als chirurgisches Werkzeug Verwendung fand, wurden in den 60ern mit gepulsten Rubinlasern mit einer Wellenlänge von 694 μm dokumentiert [Goldmann et al., 1964]. Als unerwünschte Nebenwirkungen der Laseranwendungen waren Risse in der Zahnhartsubstanz und irreversible Schädigung anliegender Gewebe zu beobachten. Selbst spätere Versuche mit CO_2 -Lasern zeigten keine merkbare Reduzierung dieser unerwünschten Effekte [Stern et al., 1972].

Da die Funktionsweise der beiden beispielhaft genannten Laser auf thermischen Effekten beruht, ist die klinische Relevanz für Präparation von Zahnhartsubstanz u.a. aufgrund irreversibler Pulpenschädigungen nicht gegeben [Frentzen und Koort, 1990]. Weiterführende Studien beschäftigten sich mit der Bearbeitung von Zahnhartgeweben mittels Er:YAG-Laser [Hibst und Keller, 1989]. Die Wellenlänge von 2,94 μm entspricht hierbei der Resonanzfrequenz von Wassermolekülen. Aufgrund der chemischen Zusammensetzung von Zahnschmelz und Dentin wird so die Absorption der Energie und dadurch die Ablation deutlich gesteigert. Durch die Vaporisation des enthaltenen Wassers kommt es zu Mikroexplosionen in der Zahnhartsubstanz, die eine Destruktion der Hydroxylapatitstruktur hervorrufen. Durch

das Zusammenwirken mechanischer und thermischer Effekte hat sich der Begriff der thermomechanischen Interaktion etabliert [Frentzen et al., 1989].

In anderen Studien wurde jedoch beobachtet, dass bei der Verwendung eines Er:YAG-Lasers sehr wohl auch Schädigungen der Zahnhartsubstanz verursacht werden können. Hier ergaben REM-Untersuchungen Mikrorisse bis in eine Tiefe von 300 µm [Frentzen et al., 1994; Niemz et al., 1993].

Auch Versuche mit vielen anderen Lasertypen ergaben keine befriedigenden Ergebnisse bei der Präparation von Zahnhartsubstanzen. So zeigte sich, dass die Anwendung z.B. des Ho:YAG-Lasers fatale Schädigungen, in weitaus größerer Dimension als im Mikrometerbereich, hervorruft. Risse im Hydroxylapatit bis zu einer Tiefe von 3 mm konnten dokumentiert werden [Niemz et al., 1993].

Um die thermischen Nebeneffekte von Lasern zu reduzieren, galt es die Impulsdauer weiter zu verkürzen. Dabei bot der ArF-Eximer-Laser mit einer Pulsdauer von 15 ns gute Ansätze, erlangte allerdings wegen einer zu geringen Ablationsrate keine klinische Relevanz [Frentzen et al., 1989].

Das Spektrum der Laseranwendung ist vielfältig. So gibt es Ansätze zur noninvasiven Behandlung von Mundschleimhautveränderungen, zur ergänzenden Therapie bei Parodontitis [Balata et al., 2013], bei chirurgischen Eingriffen und auf dem Teilgebiet der Endodontie [Foschi et al., 2007; Martins et al., 2014; Moritz et al., 1997; Watanabe et al., 1996; Weichmann et al., 1971; Weichmann et al., 1972; Wong et al., 2013]. Auch zur Bearbeitung von Zahnhartgeweben werden Laser eingesetzt [Kang et al. 2007; Keller et al., 1989; Pelagalli et al., 1997]. Herkömmliche Verfahren, wie Diamantschleifkörper, Ultraschallansätze oder Säuren, wie z.B. bei der Säure-Ätz-Technik, werden derzeit noch bevorzugt.

Bei dem in dieser Studie verwendeten Laser handelt es sich um einen Ultrakurzpulslaser (UKPL). Durch die sehr kurze Pulsdauer im Pikosekundenbereich soll eine klinische Anwendung des Lasers auch zur Bearbeitung dentaler Hartgewebe ermöglicht werden.

1.2 Grundlagen zum Aufbau und zur Zusammensetzung dentaler Hartgewebe

1.2.1 Schmelz

Im Zahnschmelz ist der Anteil des mineralischen Hydroxylapatits mit 95 Gewichtsprozent der Hauptfaktor der Bestandteile. Wasser mit 4 Gewichtsprozent und organische Matrix mit 1 Gewichtsprozent sind nur in verschwindend geringen Mengen vorhanden [Schroeder, 1992]. So ist der eindeutig bestimmende Faktor über die Laser-Gewebe-Interaktion die Absorption in Hydroxylapatit. Auf die mögliche räumliche Variabilität der chemischen Zusammensetzung in klinisch nicht erkennbarem Ausmaß durch Strukturanomalien im Rahmen von Entwicklungsstörungen wie z.B. Dentalfluorose wird hingewiesen.

1.2.2 Dentin

Dentin besteht zu 70 Gewichtsprozent aus Hydroxylapatit, 20 Gewichtsprozent organischer Matrix und zu 10 Gewichtsprozent aus Wasser. Die Hydroxylapatitkristalle selber bestehen hauptsächlich aus Phosphat und Kalzium, neben denen in geringen Konzentrationen auch Karbonate, Magnesium, Spurenelemente, Fluor, Blei und Zink zu finden sind. In der organischen Matrix ist hauptsächlich Kollagen enthalten (92 %) und nichtkollagene Grundsubstanz (8 %) [Schroeder, 1992]. Wichtig für das Verständnis von Abweichungen bei Messungen ist die Erkenntnis, dass die Dichte der Dentinstruktur zum einen mit der Lokalisation in Relation zur Pulpenkammer zum anderen mit dem Alter des Individuums variabel ist. Das pulpennahe Dentin weist einen höheren Volumenanteil der Odontoblastenfortsätze auf, außerdem ist die Sklerosierung des Dentins ein physiologischer Alterungsprozess, bei dem sogenannte „deadtracks“ entstehen, die keine Zellfortsätze mehr enthalten und somit einen höheren Mineralisierungsgrad aufweisen. Aus diesem Phänomen kann eine reduzierte Kanaldichte resultieren, wodurch sich eine ortabhängige Variable für die Zusammensetzung des Dentins ergibt.

1.3 Laseranwendungen in der Zahnmedizin

Der in der Weichgewebschirurgie am häufigsten eingesetzte Laser ist der CO₂-Laser. Dieser eignet sich wegen der hohen Absorption der Strahlung in Wasser sehr gut für die Bearbeitung von Weichgeweben. In Studien wurde schon recht früh die Therapie maligner, prä-maligner und benigner Mundschleimhautveränderungen untersucht

[Strong et al., 1979]. Im Zuge der Weiterentwicklung von Lasern zur medizinischen Nutzung existieren viele aktuellere Studien, die chirurgische Therapien z.B. mit Diodenlasern beschreiben [Capodiferro et al.; 2008].

Bei dem Einsatz eines chirurgischen Lasers kann mit verschiedenen Betriebsarten gearbeitet werden, zum einen der gepulste Betrieb und zum anderen der kontinuierliche Betrieb. So ist es möglich, sowohl präzise Schnitte im Gewebe zu vollziehen, als auch Blutungen zu stillen. Vorteile dieses Therapieverfahrens sind die ausbleibende Notwendigkeit der Wundversorgung mit einer Naht, komplikationslose Wundheilung ohne starke Entzündungsreaktion und verringerte Blutung durch Koagulation der kleinen Blutgefäße. Zudem entsteht durch die Koagulation mit einem Laser eine kleinere Nekrosezone als bei der Verwendung eines Elektrotoms, wodurch das Auftreten von Wundheilungsstörungen und postoperativer Beschwerden verringert wird.

Auch im Bereich der Endodontie existieren Studien, die nachweisen, dass eine ergänzende Laseranwendung die konventionellen Therapiemöglichkeiten verbessert. Am häufigsten wird dabei die Effizienz von Nd:YAG-Lasern beschrieben [Gutknecht et al., 1996].

Untersuchungen von Laseranwendungen in der Parodontologie zeigen unterschiedliche Ansätze der Laseranwendung auf. Dabei werden sowohl die alleinige Anwendung als auch die konventionelle unterstützte Therapie vergleichend gegenübergestellt. Am häufigsten werden hierbei Nd:YAG-Laser beschrieben, aber es existieren auch Studien, bei denen Er,Cr:YSGG- und Er:YAG-Laser oder Diodenlaser angewendet werden [Etemadi et al., 2013; Pavone et al., 2014].

1.4 Laser-Gewebe-Wechselwirkung

Die Wechselwirkung von Laser und Gewebe wird sowohl durch die Eigenschaften des Lasers, als auch durch die Materialeigenschaften bestimmt. Wichtige Laserparameter, von denen die photochemische Wechselwirkung beeinflusst wird, sind Wellenlänge, Pulsdauer, die applizierte Gesamtenergie, Energie- und Leistungsdichte. Auf Seiten des bestrahlten Gewebes sind Wassergehalt, Absorptions- und Streuungseigenschaften, Reflektion, Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit und Dichte wichtige Faktoren für das Maß der Wechselwirkung [Knappe et al., 2004]. Der Einfluss der Wellenlänge auf die Wechselwirkung entfällt jedoch bei hoher Laserintensität, die durch die sehr kurze Pulsdauer realisiert wird

[Niemz, 1996]. In Abb. 1 wird illustriert, in welchem Zusammenhang dabei die Art der Interaktion zur Applikationsdauer und Leistungsdichte steht.

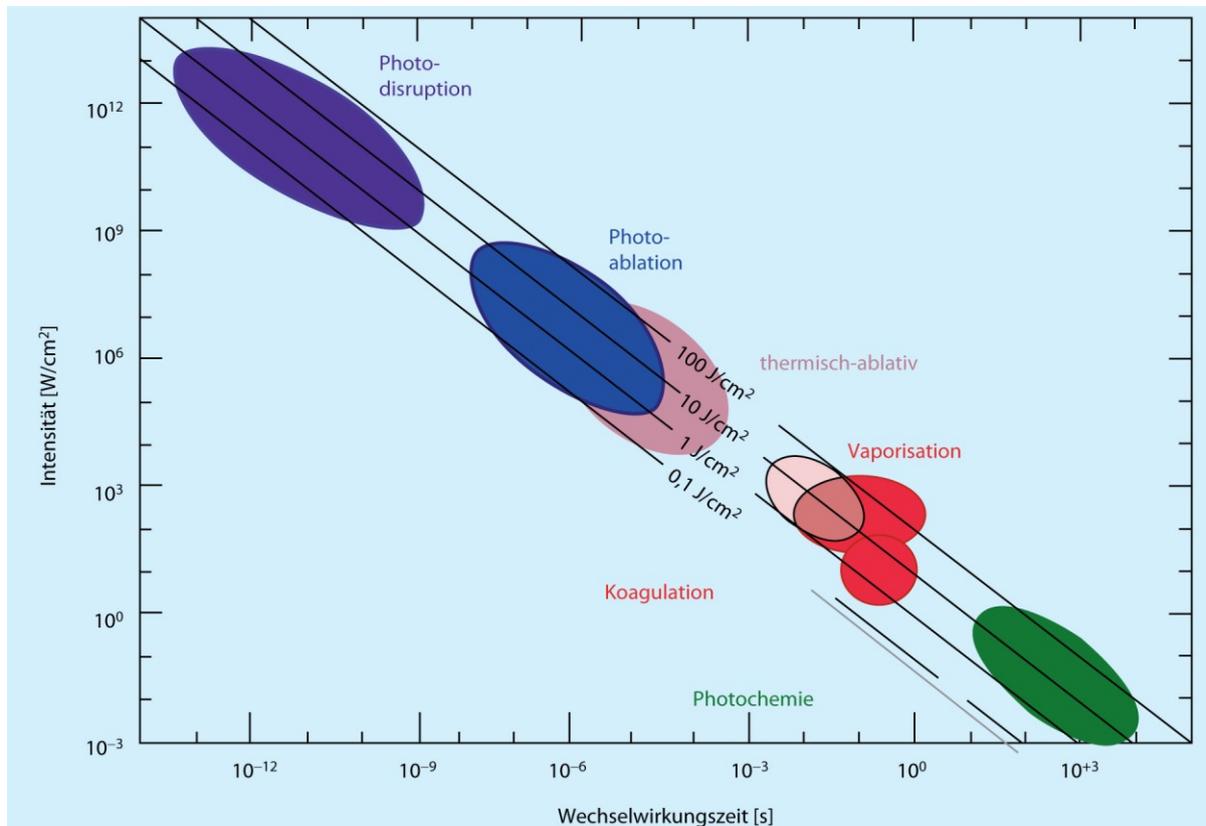


Abb. 1: Laser-Gewebe-Wirkungsmechanismen in Abhängigkeit von der Wechselwirkungszeit [s] und der Intensität $[\text{W}/\text{cm}^2]$ [Boulnois, 1986]

1.4.1 Laserinduzierter, athermischer Materialabtrag

Die Photoablation beschreibt den Prozess der Dissoziation eines Moleküls, wenn es einer hochintensiven Laserstrahlung ausgesetzt wird. Grenzwerte für Leistungsdichten, ab denen mit Ablation zu rechnen ist, liegen bei 10^7 - $10^8 \text{ W}/\text{cm}^2$ bei Einzelpulsen im Nanosekundenbereich [Niemz, 1996]. Der Materialabtrag hierbei erfolgt durch die Anregung von Molekülen, wobei diese einen elektrischen Zustand erreichen, der die zwischen den Molekülen wirkende Bindungsenergie aufhebt. Daraus resultiert eine Volumenänderung der Partikel, die zur Ablation führt. Intensität der Strahlung und absorbierende Eigenschaften des Materials beeinflussen die Ablationstiefe, da Materialabtrag im Sinne der Photoablation nur oberhalb eines Schwellenwertes stattfindet, der mit zunehmender Absorption unterschritten wird und so den Umfang des Materialabtrages limitiert. Die thermischen Nebeneffekte sind hierbei vernachlässigbar klein.

1.4.2 Plasmainduzierte Ablation

Dieser Prozess geschieht, sobald ein bestimmter Grenzwert für die elektrische Feldstärke überschritten wird, was zu einem optischen Durchbruch führt, bedingt durch Ionisation von Molekülen und Atomen und der damit einhergehenden Bildung eines Plasmas.

Für Picosekundenlaser liegt die Intensitätsschwelle für einen optischen Zusammenbruch bei 10^{11} W/cm^2 für Festkörper und Flüssigkeiten. So lässt sich innerhalb des Fokus eine sehr hohe Dichte an freien Elektronen erzeugen. Ein markantes Merkmal der Plasmabildung ist die Tatsache, dass bei Erreichen des Schwellenwertes für einen optischen Zusammenbruch hauptsächlich im Fokus des Lasers Plasmabildung stattfindet. Wird der Schwellenwert überschritten, so entsteht Plasma im Fokus und davor, so dass selbst bei massiver Überschreitung die Materie jenseits des Fokus durch die hohe Absorption des Plasmas abgeschirmt ist [Vogel und Venugopalan, 2003]. Plasmabildung ermöglicht zudem das Deponieren von Energie begrenzt auf einen definierten Raum in transparenten oder kaum absorbierenden Medien. Durch die so erreichte räumliche Begrenzung ist sogar eine atraumatische intrazelluläre Arbeitsweise möglich.

Des Weiteren ergeben sich dadurch diagnostische Möglichkeiten, da über ein Spektrometer Aussagen über die chemische Konsistenz getroffen und selektiv Substanz abgetragen werden kann [Niemz, 1994].

Die Einleitung der Plasmabildung kann auf verschiedene Arten erreicht werden. Zum einen durch thermionische Entladung mit einem gütegeschalteten (Q-switch) Laser mit Pulsdauern im Nanosekundenbereich, oder zum anderen mittels modengekoppelten Laserpulsen, die eine Dauer im Pico- bis Femtosekundenbereich aufweisen.

Der Unterschied besteht hierbei in der initialen Freisetzung der Elektronen. Im Falle gütegeschalteter Pulse geschieht dies durch thermische Emission von Elektronen, bei modengekoppelten Lasern durch Multiphotonenionisation bei Entstehung eines elektrischen Feldes. Letzteres bedingt die kohärente Absorption mehrerer Photonen, um die für eine Ionisation benötigte Energie bereit zu stellen. Die Plasmaenergie und Temperatur ist jedoch bei Q-switch-Lasern wegen des höheren Schwellenwertes für die Plasmaformation gewöhnlich auch höher, was wiederum zu unerwünschten nicht-ionisierenden Nebeneffekten führt [Niemz, 1996].

In beiden Fällen kommt es zur Ausbildung einer Kettenreaktion, die zur Freisetzung weiterer Elektronen und Ionen führt. Hierdurch wird die Effektivität und Selektivität der Laserstrahlung gesteigert. Das therapeutische Feld der Laseranwendung wird extrem erweitert. Vor allem in der Ophthalmologie wird sich der Effekt der plasmainduzierten Ablation (Femto-Lasik) zu Nutze gemacht [Oakley et al., 2016; Roberts, 2016].

Ein weiterer Aspekt, der eine räumliche Einschränkung der Laserwirkung ermöglicht, kommt durch die hoch absorbierenden Eigenschaften des Plasmas zustande. Dieser „plasma-shielding-effect“ entsteht durch die hohe Dichte an freien Elektronen im Plasma, die Photonen absorbieren [Niemz, 1996].

Es gibt auch diagnostische Ansätze, das Plasma zu nutzen. So kann eine spektroskopische Analyse, die Freie-Elektronen-Dichte oder die Temperatur des Plasmas Aufschluss über die chemische Zusammensetzung des bearbeiteten Gewebes geben [Chan et al. 2014; Johar, 2011]. Das typische Spektrum des Plasmas, das beim optischen Zusammenbruch von Hydroxylapatit entsteht, wird von Kalzium dominiert. Phosphat, das auch enthalten ist, erscheint in der Spektralanalyse allerdings nicht, da die entstehende Temperatur nicht hoch genug ist, um Phosphat in seine Bestandteile zu dissoziieren.

1.4.3 Photodisruption

Erscheinungen, die mit dem optischen Durchbruch bei höheren Pulsenergien neben der Plasmabildung die Wirkung in Festkörpern dominieren, sind die Entstehung von Schockwellen und Kavitationsblasen. Kavitation ist zu beobachten, wenn der Laserstrahl nicht auf die Oberfläche, sondern innerhalb des Objektes fokussiert wird. Das Vorhandensein einer gasgefüllten Kavitationsblase ist hauptsächlich durch die Verdunstung von Wasser und Kohlendioxid zu erklären. Im Gegensatz zur plasmainduzierten Ablation, deren Ausmaß sich lokal begrenzen lässt, treten bei der Photodisruption mechanische Einflüsse durch Kavitation und Schockwellenbildung auch in benachbartem Gewebe auf. Bei Pulsdauern im Nanosekundenbereich erstreckt sich die Wirkung schon in der Größenordnung von Millimetern um das fokussierte Areal selbst unmittelbar an der Intensitätsschwelle, bei der mit einem optischen Zusammenbruch zu rechnen ist. Es lassen sich keine rein plasmainduzierten Ablationsprozesse beobachten. Hier kommt es unabdingbar zur Ausbildung von Schockwellen. Um disruptive Effekte zu minimieren, müssen kurze

Impulszeiten von Piko- oder Femtosekunden verwendet werden, da so eine höhere Intensität bei geringerer Impulsenergie erreicht werden kann. Dies führt dazu, dass der optische Durchbruch zwar noch erreicht, die Plasmaenergie und folglich der Anteil der Disruption reduziert wird. Dadurch werden die räumliche Begrenzung und die Vorhersagbarkeit der Laser-Gewebeinteraktion deutlich verbessert [Niemz, 1996]. Bei der Photodisruption wird mehr Energie absorbiert als während der plasmainduzierten Ablation.

1.5 Interaktionsmechanismen bei in der Zahnmedizin gebräuchlichen Lasersystemen

In Abhängig von der Pulsdauer und der Intensität, die durch einen Laserstrahl entsteht, ergeben sich, wie bereits erläutert, für die unterschiedlichen Lasertypen verschiedene Wechselwirkungen im Gewebe. Primär chirurgisch genutzte CO₂-Laser induzieren photothermische Gewebeinteraktionen. Diese äußern sich in Form der Vaporisation von Gewebe. Diese Wechselwirkung tritt bei einer Bestrahlungsdauer von 10⁰-10⁻³ s bei einer Intensität von 10⁰-10³ W/cm² auf. Durch die hohe Absorption der Wellenlänge von CO₂-Lasern in Weichgeweben eignen sich diese zum Schneiden und Koagulieren. Um Material durch Photoablation abzutragen, muss eine wesentlich höhere Intensität bei kürzeren Pulsdauern erreicht werden. Die dafür nötige Wechselwirkungszeit liegt bei 10⁻⁴-10⁻⁸ s mit Intensitäten im Bereich von 10⁵-10⁹ W/cm². Diese Parameter werden mit ArF-, Ho:YAG- oder Er:YAG-Lasern erzeugt. Photodisruption entsteht durch fokussierte Laserpulse mit Dauern von Nano- bis Femtosekunden. Diese weisen eine Intensität von 10¹² W/cm² und mehr auf. In der Zahnmedizin gebräuchliche Lasertypen, mit denen diese Pulsdauern und Intensitäten erreicht werden können, sind Nd:YAG- und Ti:Saphir-Laser. Dieser Zusammenhang ist in Abb. 1 dargestellt.

1.6 Untersuchungen von Lasern zur Bearbeitung dentaler Hartgewebe

Nachdem die Hartgewebsablation mit einem Rubinlaser zum ersten Mal 1964 von Goldman et al. beschrieben wurde, untersuchten spätere Studien die Wirkung von Nd:YAG-, CO₂- und Ho:YAG-Lasern auf Zahnhartsubstanz. Aktuelle Forschungen zeigen, dass aufgrund der Effektivität und der geringen thermischen Nebeneffekte vor allem mit Er:YAG- und Er,Cr:YSGG-Lasersystemen Ergebnisse zu erzielen sind, die eine Präparation von Dentin und Schmelz zulassen [Botta et al, 2011; De Moor und Delme, 2009], die mit der Präparation konventioneller Substanzabtragung durch

rotierende Instrumente vergleichbar ist. Durch eine Modifikation des CO₂-Lasers ist es nun auch mit diesem System möglich, eine gesteigerte Absorption in Zahnhartgeweben zu erreichen und sowohl Schmelz und Dentin als auch Weichgewebe effizient zu bearbeiten [Fantarella und Kotlow, 2014]. Andere Studien bestätigen die Ablation von Zahnhartsubstanz, thematisieren aber auch eine Schädigung der organischen Matrix im Dentin der oberflächlichen Schicht der bestrahlten Fläche [Lin et al, 2011]. Die Oberflächenbeschaffenheit des durch Laser abgetragenen Dentins beeinflusst zudem die Haftkraft adhäsiver Restaurationsmaterialien.

1.7 Methoden zur qualitativen und quantitativen Erfassung der Laserablation

Zur Beurteilung der quantitativen Effektivität eines Lasersystems wird die Abtragsrate beurteilt. Diese ist definiert über abgetragenes Volumen von Substanz pro Zeiteinheit. Dafür ist die Kenntnis der Kavitätentiefe, der Kavitätenausmaße und der dafür benötigten Zeit notwendig. Die qualitative Erfassung des Laserabtrags untersucht die Präzision der Kavitätenränder, Grad der Schädigung, die das Gewebe durch die Bestrahlung davon getragen hat und Relief des Kavitätenbodens, bei dem ein retentives Muster erreicht werden soll.

Zur Auswertung des Ablationsvolumens sind in der Literatur unterschiedliche Verfahren beschrieben. Hier werden zweidimensionale von dreidimensionalen Verfahren unterscheiden. Die gebräuchlichsten Methoden zur morphologischen Erfassung, die zweidimensionale Daten ergeben, sind die Stereomikroskopie und die Rasterelektronenmikroskopie (REM). Die Möglichkeit der dreidimensionalen Auswertung besteht bei der Profilometrie, Stereophotogrammetrie [McDowell et al. 1988] und der optischen Kohärenztomographie.

Neben der reinen Betrachtung kann mittels Mikroskop und Mikrometer eine Probe auch vermessen werden. Die Stereomikroskopie birgt die Nachteile einer vergleichsweise hohen Diskrepanz, wobei in der Literatur Abweichungen von bis zu 20 µm zu finden sind. Die Analysemethode mit der höchsten Auflösung stellt die Vermessung der Kavitäten mittels Raster-Elektronen-Mikroskop dar. Hiermit ist eine Auflösung von 1 nm und mehr möglich. Diese Art der Vermessung wird auch zur Erfassung der Kavitätenmaße und der Beschaffenheit der Oberfläche nach Laserablation eingesetzt [Forrester et al., 2006]. Die Aufnahmen des Rasterelektronenmikroskops weisen eine hohe Tiefenschärfe auf, die allerdings ohne

weiteres keine quantitative Auswertung in 3 Dimensionen erlaubt. Um eine Analyse in drei Raumebenen zu ermöglichen, kann eine 3D-Analyse an das REM gekoppelt werden. Diese Methode wurde in Untersuchungen zur Bestimmung der Schichtstärke von Zahnhartsubstanzen verwendet [Yamada et al., 2004]. Sowohl mikroskopische als auch REM-Analyseverfahren bedingen zur Auswertung eine Bearbeitung der Proben, bei der im Rahmen der Fixation Artefakte entstehen können.

Verfahren, die dreidimensionale Datensätze generieren, erlauben eine genaue Darstellung der Morphologie und des abgetragenen Volumens. Bei der Profilometrie sind grundsätzlich zwei Verfahrensweisen zu unterscheiden [Li et al., 1992]: Die optische Erfassung des Objektes und die mechanische Abtastung. Heute ist die Nutzung moderner analytischer Geräte wie 3D-Laserscanner in Studien weit verbreitet. Anders als die rein optische Erfassung durch Licht oder Laser funktioniert die mechanische Vermessung eines Objektes, die auch Verwendung findet [Hewlett et al., 1992; Mehl et al., 1997; Perhavec et al., 2009]. Dabei wird die Oberfläche mit einem Taster abgefahren und so über Rückkopplung an ein hydraulisches System Höhenunterschiede registriert. Dies hat den Vorteil, dass auch Oberflächen, die optisch schwer oder nicht auszuwerten sind, erfasst werden können. Im Falle der Stereophotogrammetrie wird über zwei aus unterschiedlichen Winkeln aufgenommenen Bildern das Oberflächenprofil errechnet. Diese Methode findet schon seit den fünfziger Jahren auch bei anderen Untersuchungen Verwendung [Nyquist und Tham, 1951]. Des Weiteren wird auch eine Untersuchungsmethode beschrieben, die auf dem photoakustischen Effekt beruht [Spencer et al., 1999]. Hier wird eine absorbierende Oberfläche mit intermittierenden Lichtimpulsen bestrahlt. Durch die Erwärmung und Abkühlung des Materials entstehen Schwingungen, die in Schall umgesetzt und mit einem piezoelektronischen Sensor erfasst werden. Eine weitere Auswertungsmöglichkeit wird beschrieben, in dem Zähne in Scheiben definierter Stärke aufbereitet werden und die Dauer der Bestrahlung bis zur Perforation gemessen wird [Serafetinides et al., 1999]. Dabei entfällt die Möglichkeit die Beschaffenheit des Kavitätenbodens zu beurteilen.

Ein Verfahren, bei dem im Gegensatz zu den meisten anderen Methoden Kavitäten jeglicher Tiefe erfasst werden können ist die Röntgen-Mikrotomographie. Diese wird in vergleichsweise wenig Publikationen beschrieben, da ein hoher Zeitaufwand zur Auswertung der aufgezeichneten Daten erforderlich ist [Mercer et al., 2003]. Einen anderen Ansatz zur direkten Auswertung bietet die optische Kohärenztomographie.

Diese ermöglicht eine in-situ-Vermessung während des Ablationsvorganges, welche die Vorteile bringt, dass Proben nicht aufbereitet werden müssen, wie bei Untersuchungen mittels REM oder Mikroskop [Kamensky et al., 1999; Ohmi et al., 2005]. Dies führt dazu, dass Veränderungen, die durch Fixationsverfahren hervorgerufen werden oder durch Dehydrierung entstehen, eingeschränkt werden. Zudem ist der Einfluss der Dauer einer Bestrahlung besser zu beurteilen, da so nicht nur die Summe des kompletten Ablationsvorgangs nach Bestrahlung erfasst wird. Dies ist von besonderem Interesse bei tieferen Kavitäten, da um die gleiche Energiedichte beizubehalten der Fokus während der Ablation nachgeführt werden müsste. Die optische Kohärenztomographie bietet eine Auflösung von 10-20 µm.

1.8 Ziel der vorliegenden Arbeit

In dieser in-vitro-Studie sollte untersucht werden, ob die Ablation von Zahnhartgewebe mit einem Ultrakurzpuls-Laser von klinischer Relevanz ist. Zur Beurteilung werden Kriterien wie Ablationsrate und die Güte der Gewebearbeitung herangezogen. Um einen Vergleich zwischen dem hier verwendeten Laser und bisher untersuchten Lasersystemen, aber auch zu konventionellen Schleifkörpern im Bezug auf die Abtragseffizienz zu ziehen, wird die Ablationsrate, also das abgetragene Volumen pro Zeit, bestimmt. Auch gilt es, die Qualität des Materialabtrags zu optimieren. Dazu werden sowohl die Minimierung thermischer Nebeneffekte, wie Koagulation, Schmelzen, Denaturierung von Proteinen in kollateralen Geweben und die Karbonisation als auch die Präparation einer „sauberen“ Kavität mit gleichmäßiger Oberfläche und ebenen Kavitätenrändern als Kriterien herangezogen. Neben der rein optischen Begutachtung werden zum einen Profilometrie und zum anderen histologische Schliffe als Kriterien zur Begutachtung genutzt. Zusammenfassend gilt es, die optimalen Parameter für eine maximale Ablationsrate bei präziser Kavitätenpräparation unter Vermeidung von Gewebeschädigung zu erfassen.

2. Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau des Ultrakurzpuls-Lasersystems (UKPL)

Die Probekörper wurden mit einem diodengepumpten Nd:YVO₄ (Neodym-dotierter Yttrium-Vanadat-Laser, Lumera Laser, Kaiserslautern, Deutschland) bestrahlt. Dieser emittiert ebenso wie ein klassischer Nd:YAG-Laser Strahlung bei einer Wellenlänge von 1064 nm, allerdings mit einer kürzeren Pulsdauer von 8 ps. Der Laser selbst befindet sich unterhalb eines optischen Tisches, sodass der Laserstrahl durch eine Öffnung im Tisch mittels Umlenkspiegeln auf dessen Oberfläche geleitet wird. Auf dem optischen Tisch durchläuft der Laserstrahl unfokussiert mehrere Spiegel, um die Verwendung eines Gelenkarmes zu simulieren, bevor er in den Scanner (Scan Cube 7, Scanlab AG, Puchheim, Deutschland) eingespeist wird. Der Versuchsaufbau ist in Abb. 2 dargestellt.

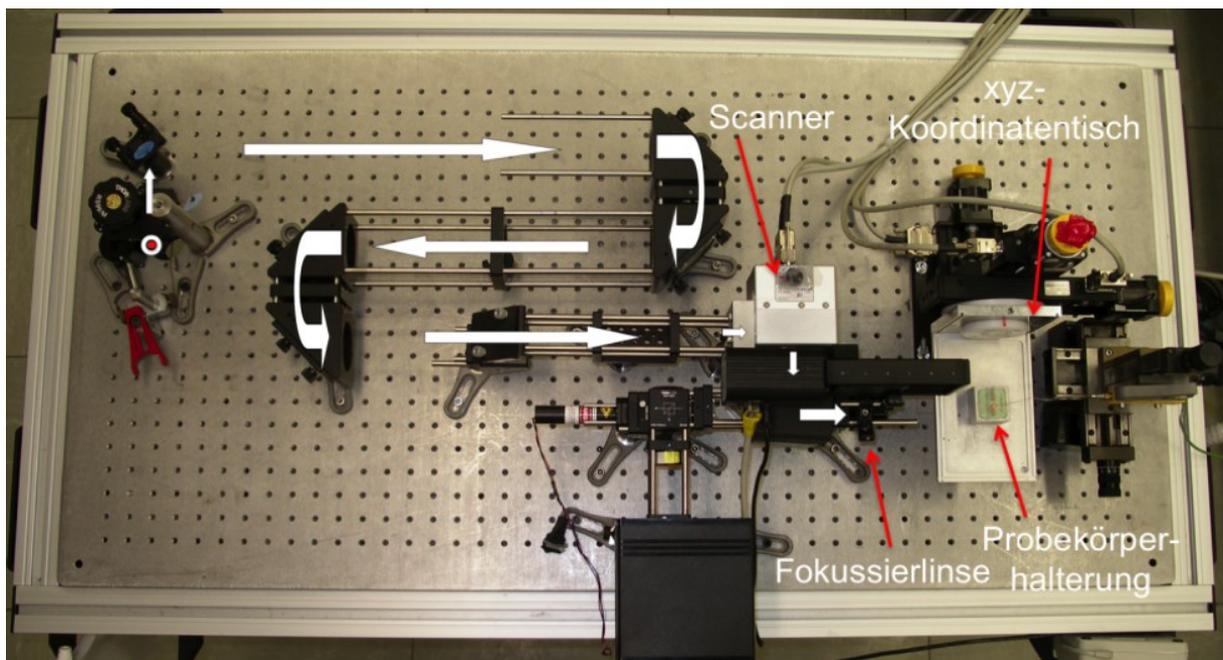


Abb. 2: Strahlengang auf dem optischen Tisch [Wehry 2012]. Der Durchtritt des Strahls ist durch die rot-weiße Markierung im linken Bildausschnitt gekennzeichnet, die weißen Pfeile beschreiben die Ausbreitungsrichtung des Laserstrahls

Der Scanner ist notwendig, um eine Kavität einer definierbaren Größe und Form zu erzeugen, da der Laserstrahl unfokussiert einen Durchmesser von 0,85 mm hat. Außerdem gilt es die applizierte Energie zu verteilen, da bei einer Leistung von einigen Gigawatt die Energiedichte zu hoch wäre, wodurch der Effekt der Photodisruption in den Vordergrund treten und eine saubere Ablation unmöglich

gemacht würde. Angesteuert wird der Scanner über eine Software (SAMLight, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland). Die Software ermöglicht, die Geschwindigkeit, die Pulsüberlappung, die Kavitätenform und das Umlenkmuster und Offline Fahrten während der Umlenkung des Laserstrahls zu beeinflussen. Über die Lasersoftware werden die Leistung und die Repititionsrate des Lasers variiert. Nach Ausrichtung des Laserstrahls läuft er durch eine Linse, die den Strahl im Brennpunkt auf einen Durchmesser von 30 μm fokussiert. Der zu bestrahlende Probekörper ist über einen Objektträger auf dem xyz-Koordinatentisch (xyz-Tisch LWRE3, SKF Linearsysteme, Schweinfurt, Deutschland) fixiert, der sich im Strahlenverlauf unmittelbar hinter der Fokussierlinse befindet. Die kleinstmögliche Einstellmöglichkeit für Bewegungen im dreidimensionalen Raum liegt bei 1 μm . Nach manueller Platzierung des Probekörpers im Brennpunkt der Linse wurde durch Parallelverschiebung des Objektisches mittels Joystick der Probekörper in der Brennebene des Versuchsaufbaus bewegt. So konnten mehrere Durchläufe unterschiedlicher Energiedichten am selben Probekörper durchgeführt werden, ohne durch erneutes manuelles Fokussieren eine Fehlerquelle zu provozieren.

2.2 Steuerungssoftware

Der komplette Versuchsaufbau benötigte eine Software, die den Scanner auf dem optischen Tisch ansteuert und eine weitere Software, die den Laser direkt ansteuert, um Frequenz und Leistung festzulegen. In allen Versuchsreihen wurde die gleiche Software zur direkten Ansteuerung des Lasers verwendet, die Scannersoftware hingegen wurde regelmäßig aktualisiert, so dass mit drei verschiedenen Versionen gearbeitet wurde (Abb. 3). Im Falle der vorliegenden Arbeit wurden lediglich die Vorversuche auf Elfenbein mit der ersten Version der Scannersoftware durchgeführt.

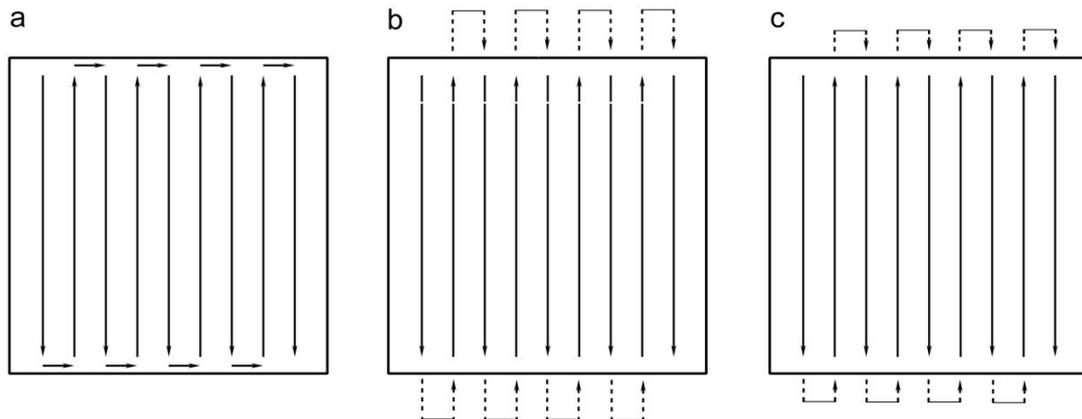


Abb. 3: Scanmuster der Softwareversion 1 (a), Version 2 (b) und Version 3 (3). Schraffierte Linien markieren die Offline-Fahrten des Scanners

2.2.1 Softwareversion 1

Bei dieser Version gab es die geringste Möglichkeit manuell die Parameter des Scanners zu variieren. Unter Verwendung dieser Software ergab sich eine stark erhöhte Ablation an den Kavitätenrändern, die aus der Umlenkung des Laserstrahls resultierte, da der vor dem Richtungswechsel erst über eine bestimmte Strecke abgebremst werden musste (Abb. 3a). Dies bedeutete, dass der Scanner das Kavitätenmuster nicht mit konstanter Geschwindigkeit abfuhr, sondern in den Randbereichen abgebremst wurde. Hinzu kam das Fehlen von Offline-Fahrten, die notwendig sind um während der Umlenkung das gleiche Areal nicht mehrfach zu bestrahlen.

2.2.2 Softwareversion 2

Die zweite Version umging dieses Problem, ohne es jedoch befriedigend zu lösen. Damit der Scanner den Laserstrahl mit gleichmäßiger Geschwindigkeit führte, fand der Brems- und Beschleunigungsvorgang außerhalb der Kavität statt. Der Strahl wurde bei Erreichen des Kavitätenrandes abgeschaltet und dann abgebremst und auf die nächste Bahn gelenkt. Nachdem der Scanner wieder beschleunigt wurde, erfolgte die Einschaltung des Laserstrahles bei Überfahren des Randes (Abb. 3b). Die Oberfläche wurde so mit konstanter Geschwindigkeit abgefahren, aber es entstanden marginal immer noch erhöhte Ablationstiefen im Randbereich. Im Gegensatz zur ersten Software Version kam es zu langen Offline-Fahrten, die wiederum eine Erstpulserhöhung verursachten. Da im optischen Resonator des Lasers durch den Offline-Betrieb keine optischen Verluste vorhanden waren, kam es

zu einer sehr hohen Besetzungsinversion, welche wiederum dazu führte, dass bei Einschalten des Lasers mehr Energie anlag als während des quasi „kontinuierlichen“ Betriebs. Die randständigen Ablationspeaks waren somit das Ergebnis einer erhöhten Pulsenergie (Spiking).

Die Dauer und Geschwindigkeit der Offline-Fahrten war durch die Software nicht zu beeinflussen. Die Schrittweite, Pulsüberdeckung, das Scanmuster und die Kavitätenausmaße waren weiterhin justierbar.

2.2.3 Softwareversion 3

Bei dieser Version handelte es sich um eine Software, die auch in der Industrie Anwendung findet (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland). Abgesehen von den Parametern, auf die schon vorher Einfluss genommen werden konnte, war es hier auch möglich die Offline-Fahrten und die Anzahl der Durchläufe des Scanmusters zu beeinflussen. Im Gegensatz zu der Vorgängersoftware wurde hier auch die Frequenz des Lasers, nicht aber die Leistung eingestellt.

Das Scanmuster der vorherigen Messreihen blieb bestehen, um die Konstanz der Messreihen nicht negativ zu beeinflussen. Durch die vielfältigen Programmierungsmöglichkeiten gelang es nun auch, die Offline-Fahrten zu verkürzen (Abb. 3c).

2.3 Probematerialien und deren Aufbereitung

2.3.1 Mammutelfenbein

In den Vorversuchen wurde trocken gelagertes Mammutelfenbein bestrahlt, das in Platten von 3 mm Schichtstärke mittels einer wassergekühlten Säge (E-TS, Firma EXAKT, Norderstedt) aufbereitet wurde und eine Kantenlänge von 10 x 30 mm aufwies. Dies eignet sich aufgrund der chemischen und strukturellen Ähnlichkeit zu humanem Dentin und der guten Möglichkeit das Material zu bearbeiten für eine erste Annäherung zur Ermittlung effizienter Parameter, der Abtragschwelle und der Abtragsrate [Locke, 2008]. Auch die Ausrichtung der Dentinkanälchen und Strukturmerkmale, wie z.B. Hunter Schregersche Streifung, ähnelt derer, die im menschlichen Zahn zu finden sind.

2.3.2 Dentin und Schmelz

Probekörper für die Hauptversuche waren kariesfreie, nicht prothetisch oder konservierend behandelte Zähne. Die Zähne wurden von Zahnärzten, die nicht in Verbindung mit der Studie standen, nach entsprechender Indikationsstellung extrahiert. Die Patienten wurden aufgeklärt und stimmten der wissenschaftlichen Verwendung des Zahnmaterials zu. Um eine gleichbleibende Güte der Proben zu gewährleisten, wurden an die Zahnärzte Aufbewahrungsbehältnisse mit einer standardisierten Lösung ausgehändigt, in denen die Zähne unmittelbar nach Extraktion gelagert wurden. Die Aufbewahrung der Zähne in der physiologischen 0,9 % Kochsalzlösung mit einer 0,01 % Natrium-Azid Konzentration vermied einen Kollaps der organischen Matrix und das bakterielle Wachstum post Extraktionem. Als Kontrolle auf Güte des Materials diente sowohl die visuelle Begutachtung, als auch die Abriebhärte des Zahnmaterials durch eine Inspektion mit einer zahnärztlichen Sonde. Vorrangig wurden retinierte extrahierte Zähne verwendet, um kariöse Demineralisationserscheinungen auszuschließen. Die Zähne wurden orthoradial in oro-vestibulärer Richtung unter permanenter Wasserkühlung mit einer Säge getrennt (E-TS, Firma EXAKT, Norderstedt) und anschließend plan geschliffen, um zu gewährleisten, dass eine gerade Ebene entsteht, die für die Platzierung des Objektes und Parallelbewegung in der Brennebene der Fokussierlinse unabdingbar ist.

2.4 Versuchsdurchführung

2.4.1 Vorversuche

In den Vorversuchen wurden je Parametersatz 12 Versuchsreihen durchgeführt (Abb. 4). Vor der Versuchsdurchführung erfolgte die manuelle Fokusbestimmung. Der Versuchsaufbau wurde in einem späteren Stadium um einen Autofokus erweitert, jedoch justierte dieser die Probe mit geringerer Präzision im Brennpunkt, als dies mit manueller Verfahrensweise möglich war. Der Probekörper wurde mit geringer Laserleistung nahe der grob vorermittelten Abtragsschwelle bestrahlt und durch eine computergesteuerte xyz-Verschiebeeinheit mittels Joystick manuell in der Brennebene positioniert. Die Laserleistung in der Fokusebene wurde knapp oberhalb der Abtragsschwelle gewählt, um so eine genauere Bestimmung des Brennpunktes zu gewährleisten, da bei höherer Leistung trotz einer größeren Abweichung vom Brennpunkt noch eine Ablation zu beobachten ist. Bei richtiger Fokussierung war ein

deutliches Geräusch vernehmbar und es ergaben sich scharf abgezeichnete Kavitäten mit planem Kavitätenboden ohne Karbonisierungsmerkmale. Dies wurde anhand einer Probekavität auf dem zu vermessenden Körper getestet. Bei Nichterfüllung der oben genannten Kriterien erfolgte eine Neubestimmung des Fokus durch Wiederholung der aufgeführten Schritte, bis die korrekte Position ermittelt war. Der Ablationsprozess war sowohl akustisch, als auch visuell durch helles Leuchten wahrzunehmen. Die Bestrahlung der Elfenbeinplättchen diente primär der Ermittlung der Frequenz mit der effizientesten Ablationsrate bei 5 J applizierter Gesamtenergie. Dabei wurden jeweils 12 Proben mit Frequenzen von 100, 200 und 500 kHz bestrahlt. Im Gegensatz zu feucht gelagerten Proben der Hauptversuche erfolgten die Vorversuche an trockenen Elfenbeinpräparaten. Aufgrund der Größe der Proben in den Hauptversuchen und deren limitierter Verfügbarkeit wurde eine Kantenlänge von 1 x 1 mm für die Kavitäten festgelegt. Die Laserleistung wurde in Schritten von 1 Watt variiert, wobei die Gesamtenergie bei 5 J konstant gehalten wurde. Des Weiteren blieben der Zeilenabstand des Lasers bei 0,0125 mm, der Strahldurchmesser bei 30 μm , und die Pulsüberlappung mit 50 % konstant. Bei der Versuchsdurchführung wurde auf eine Luftkühlung verzichtet. Die Parametersätze für die Repititionsraten von 100, 200 und 500 kHz sind in den Tabellen 1-3 aufgeführt. Zur Korrektur der Diskrepanz zwischen der Ausgangsleistung des Lasers und der Leistung, die tatsächlich am Probekörper anliegt, wurde eine Vergleichsmessung mit einem Leistungsmessgerät durchgeführt. Die Messergebnisse wurden dann mittels Korrektur durch die Geradengleichung über die Vergleichswerte korrigiert.

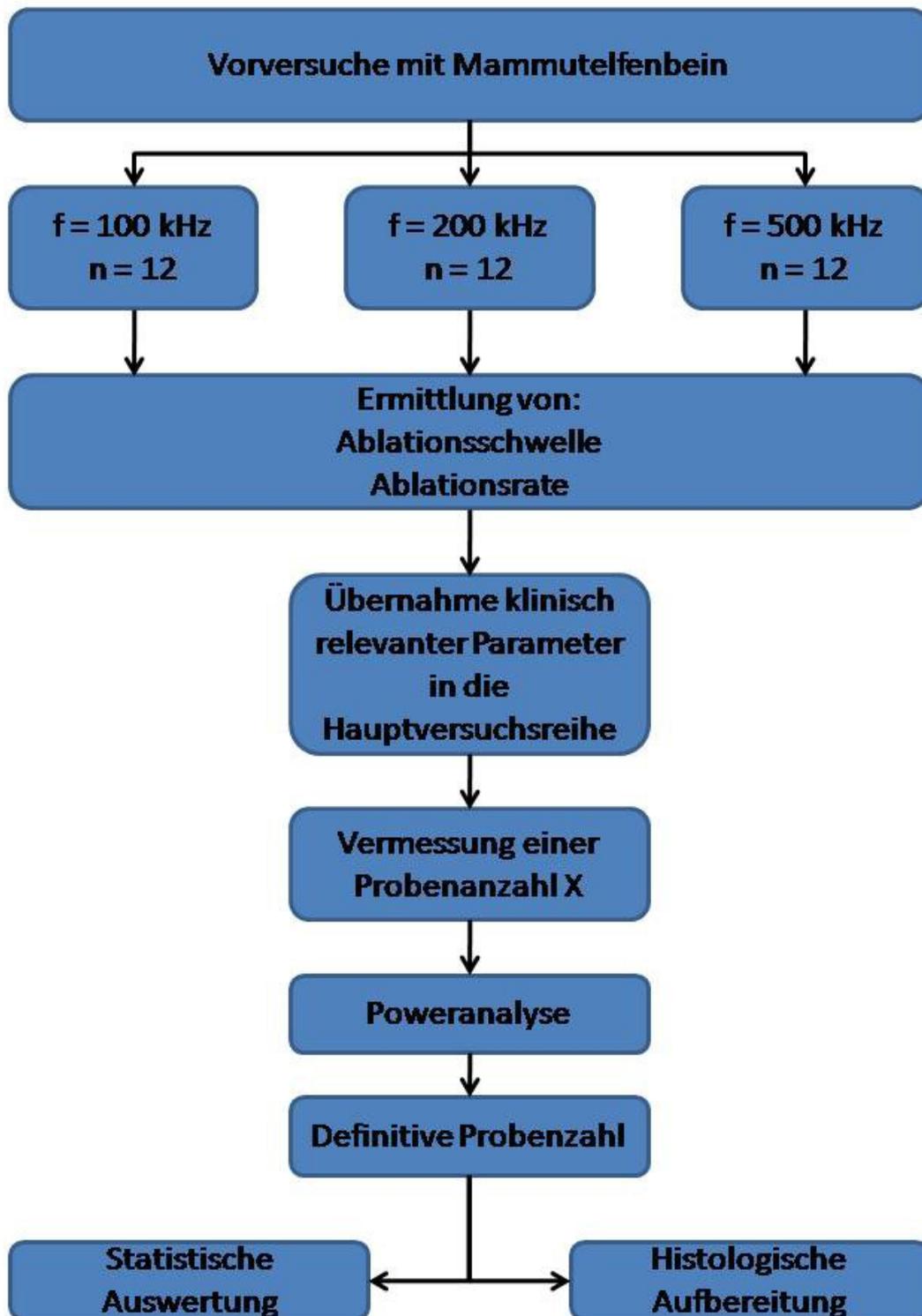


Abb. 4: Grafische Darstellung des Studienablaufs. Die Ermittlung der optimalen Parameter für die Laserfrequenz erfolgte in Vorversuchen. In den Vorversuchen wurde aufgrund der guten Verfügbarkeit mit Mammutelfenbein gearbeitet, in den Hauptversuchen wurde die Wirkung der Laserstrahlung auf humane Dentin- und Schmelzproben untersucht.

P [W]	Puls- energie [μ J]	Scan- geschwin- digkeit [mm/s]	Strahl- durch- messer [μ m]	Über- deckung	Flächen- dichte [J/cm ²]	Kanten- länge [mm]	Schritt- weite [mm]
1	5	400	30	50%	1,019	1	0,0125
2	10	400	30	50%	2,037	1	0,0125
3	15	400	30	50%	3,056	1	0,0125
4	20	400	30	50%	4,074	1	0,0125
5	25	400	30	50%	5,093	1	0,0125

Tab. 1: Laserparametersatz bei einer Pulswiederholrate von 100 kHz

P [W]	Puls- energie [μ J]	Scan- geschwin- digkeit [mm/s]	Strahl- durch- messer [μ m]	Über- deckung	Flächen- dichte [J/cm ²]	Kanten- länge [mm]	Schritt- weite [mm]
1	10	800	30	50%	2,037	1	0,0125
2	20	800	30	50%	4,074	1	0,0125
3	30	800	30	50%	6,112	1	0,0125
4	40	800	30	50%	8,149	1	0,0125
5	50	800	30	50%	10,186	1	0,0125
6	60	800	30	50%	12,223	1	0,0125

Tab. 2: Laserparametersatz bei einer Pulswiederholrate von 200 kHz

P [W]	Puls- energie [μ J]	Scan- geschwin- digkeit [mm/s]	Strahl- durch- messer [μ m]	Über- deckung	Flächen- dichte [J/cm ²]	Kanten- länge [mm]	Schritt- weite [mm]
1	2	2000	30	50%	0,407	1	0,0125
2	4	2000	30	50%	0,815	1	0,0125
3	6	2000	30	50%	1,222	1	0,0125
4	8	2000	30	50%	1,630	1	0,0125
5	10	2000	30	50%	2,037	1	0,0125
6	12	2000	30	50%	2,445	1	0,0125
7	14	2000	30	50%	2,852	1	0,0125
8	16	2000	30	50%	3,259	1	0,0125
9	18	2000	30	50%	3,667	1	0,0125

Tab. 3: Laserparametersatz bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz

2.4.2 Hauptversuche

Es erfolgten insgesamt 13 verbundene Messreihen für Schmelz und Dentin auf Zahnscheiben unterschiedlicher Zahnproben. Die Verwendung verbundener Proben bietet den Vorteil einer höheren statistischen Sicherheit. Die Prozedur der Fokusbestimmung unterlag demselben Algorithmus, der auch in den Vorversuchen zur Anwendung kam. In den Hauptversuchen wurde ausschließlich mit einer Pulswiederholrate von 500 kHz gearbeitet, da diese in den Vorversuchen die höchste Abtragsrate aufwies ohne klinisch sichtbare Gewebeschäden zu verursachen. Bei jedem Probekörper für Schmelz und Dentin wurden 9 Bestrahlungen, also ein kompletter Parametersatz, mit 1 W bis 9 W Leistung ohne Luftkühlung durchgeführt (Abb. 5). Dabei ergaben sich bei 1 W bis 4 W keine Kavitäten. Die applizierte Gesamtenergie von 5 J wurde konstant gehalten. Schrittweite, Pulsüberlappung und Pulsdurchmesser entsprachen denen im Vorversuch, ebenso wie die in Tabelle 3 aufgeführten Parameter.

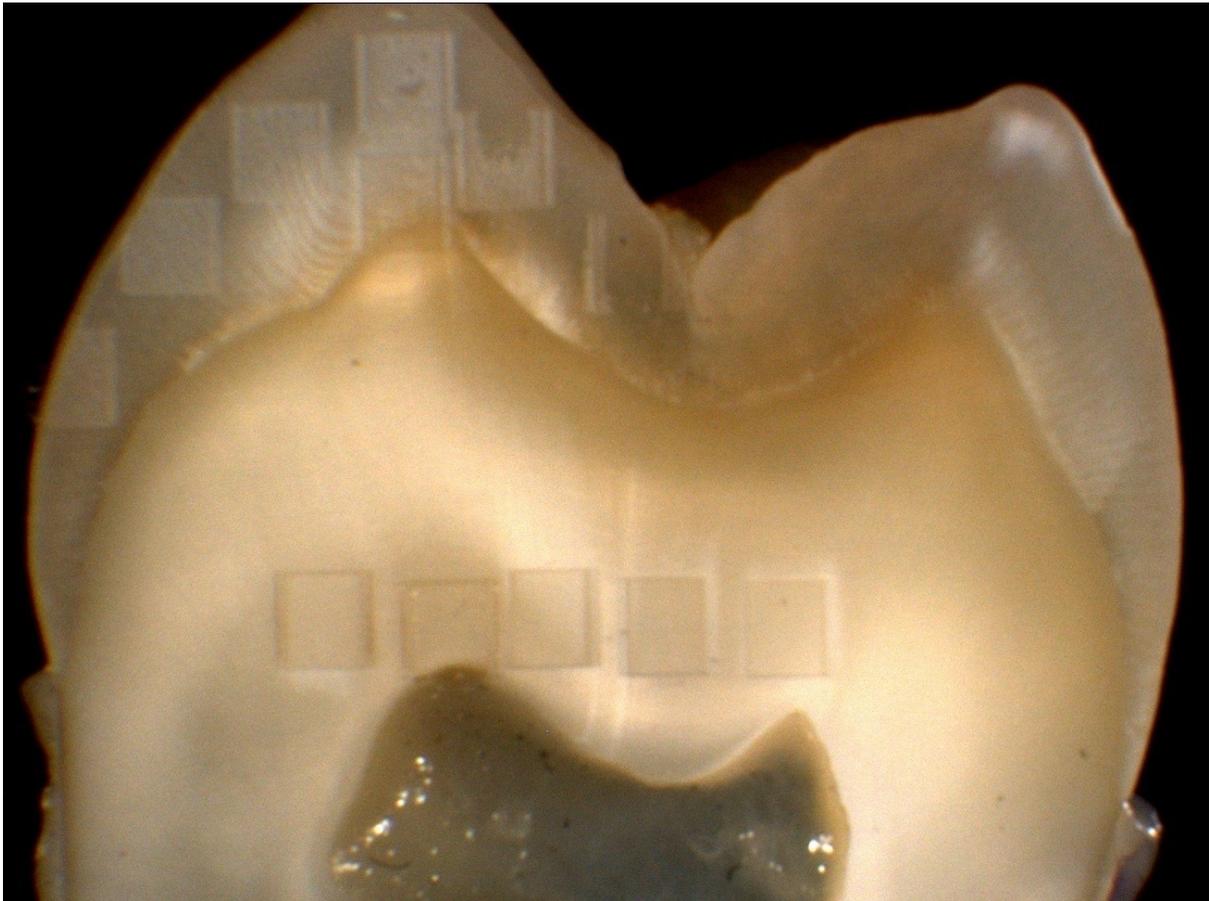


Abb. 5: Probekörper für Messung von Schmelz- und Dentinabtrag mit Kavitäten nach Bestrahlung

Die Dauer der Bestrahlung erfolgte über die Einstellung der Anzahl kompletierter Durchläufe des Scanmusters (Hatches), um eine gleichbleibende Energiefächendichte über die komplette Kavität zu gewährleisten. Dentin- und Schmelzprobekörper mussten vor jeder Bestrahlung mit einer 0,9 % physiologischen NaCl-Lösung angefeuchtet und mit Druckluft abgeblasen werden, um sowohl eine Austrocknung des Präparates als auch die Bildung eines Flüssigkeitsfilmes während des Versuchsdurchlaufes zu vermeiden. Nach der Laserbestrahlung wurden die Probekörper mit einem optischen Profilometer vermessen und anschließend histologisch aufbereitet, examiniert und abfotografiert. Die Begutachtung der histologischen Präparate erfolgte mit einem Lichtmikroskop (Wild M8, Leica Mikrosysteme, Wetzlar, Germany).

2.5 Auswertungsmethoden zur Ermittlung der Ablationsrate

Zur Bestimmung der mittleren Abtragstiefe über die gesamte Kavitätenbreite wurden die Kavitäten mit einem optischen Profilometer (MicroSpyTopo, Fries Research &

Technology GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland) vermessen und ausgewertet (Abb. 6). Die ermittelten Daten wurden mit einem Tabellenkalkulationsprogramm festgehalten und bearbeitet (Excel, Microsoft, Seattle, USA). Nicht mit einbezogen wurden hierbei die erhöhten Abtragstiefen an den Kavitätenrändern, da diese durch die Umlenkung des Laserstrahls entstanden (Siehe Unterabschnitt 2.2.2). Das Abtragsvolumen lässt sich dann aus dem Produkt der Kantenlängen, die konstant bei 1 mm gehalten wurden, und der gemessenen Abtragstiefe berechnen (Gl. 1). Die Abtragsrate hängt zudem von der Anzahl der Umläufe bzw. der Zeit ab, die der Laserstrahl benötigt, um das Scanmuster abzufahren.

$$\text{Abtragsrate} \left[\frac{\text{mm}^3}{\text{min}} \right] = \frac{\text{Kavitätentiefe [mm]} \times (\text{Kantenlänge [mm]})^2}{\text{Bestrahlungsdauer [min]}}$$

Gl. 1: Ermittlung der Abtragsrate

Hier wurde berücksichtigt, dass das Scanmuster erst nach einem kompletten Umlauf eingestellt wird, um so eine Messreihe mit konstanter Energie pro Fläche zu erreichen. Für die exakte Ermittlung der Abtragsrate in Abhängigkeit von den gewählten Parametern galt es die tatsächlich vorliegende Energie zu ermitteln, da davon auszugehen war, dass durch optische Verluste im Fokus eine andere Energiefächendichte vorlag. Die Verluste im System wurden mit einem Leistungsmessgerät in einer Versuchsreihe ermittelt. Aus den Ergebnissen wurde eine Geradengleichung erstellt, die für jede Einstellung die korrelierende, am Probekörper anliegende Laserleistung wiedergibt. Diese notwendige Korrektur ist bei der Kalkulation der Ablation bei unterschiedlichen Leistungsstufen mit eingeflossen. Dies zeigt Abb. 7.

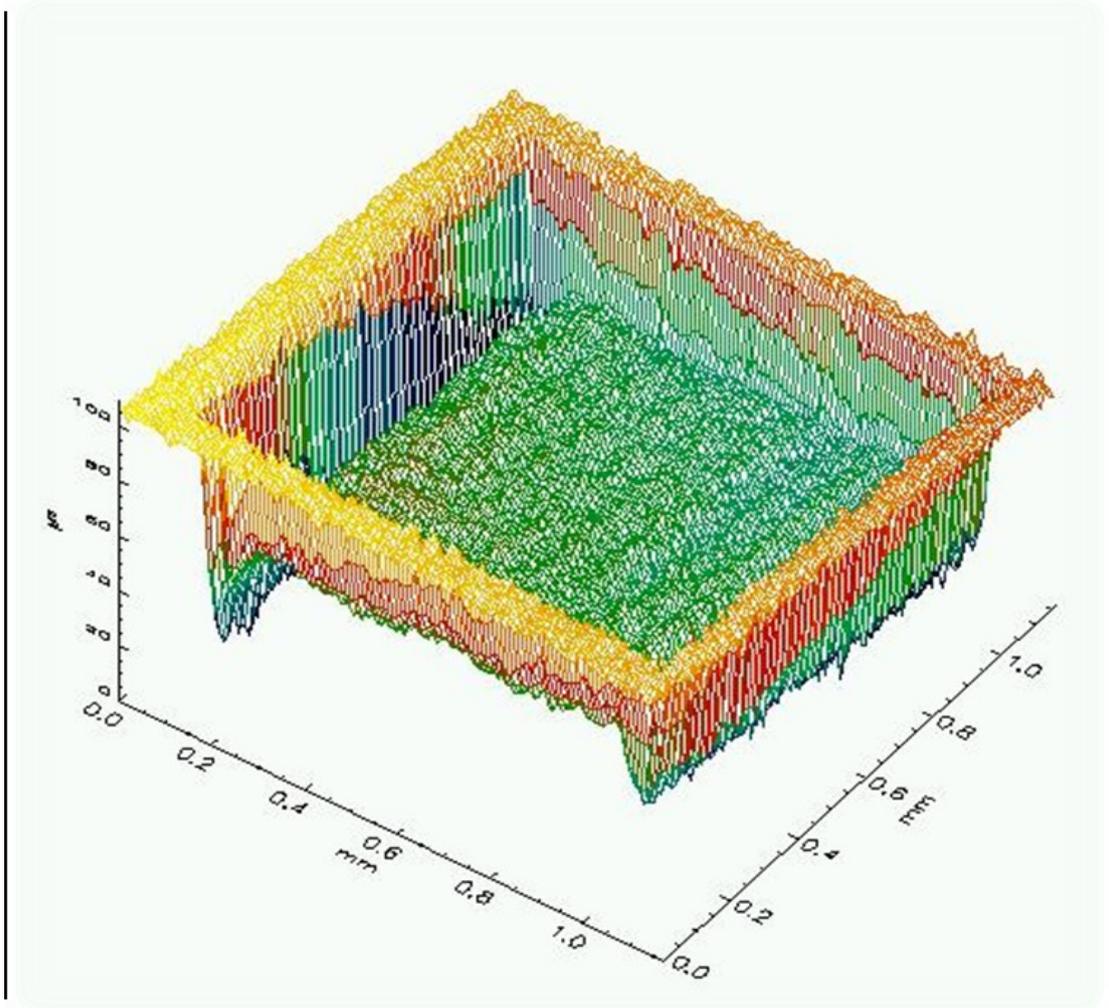


Abb. 6: 3D-Darstellung der Profilometeranalyse einer Kavität in einem Dentinprobekörper, ermittelt mit einem Streifenlichtsensor

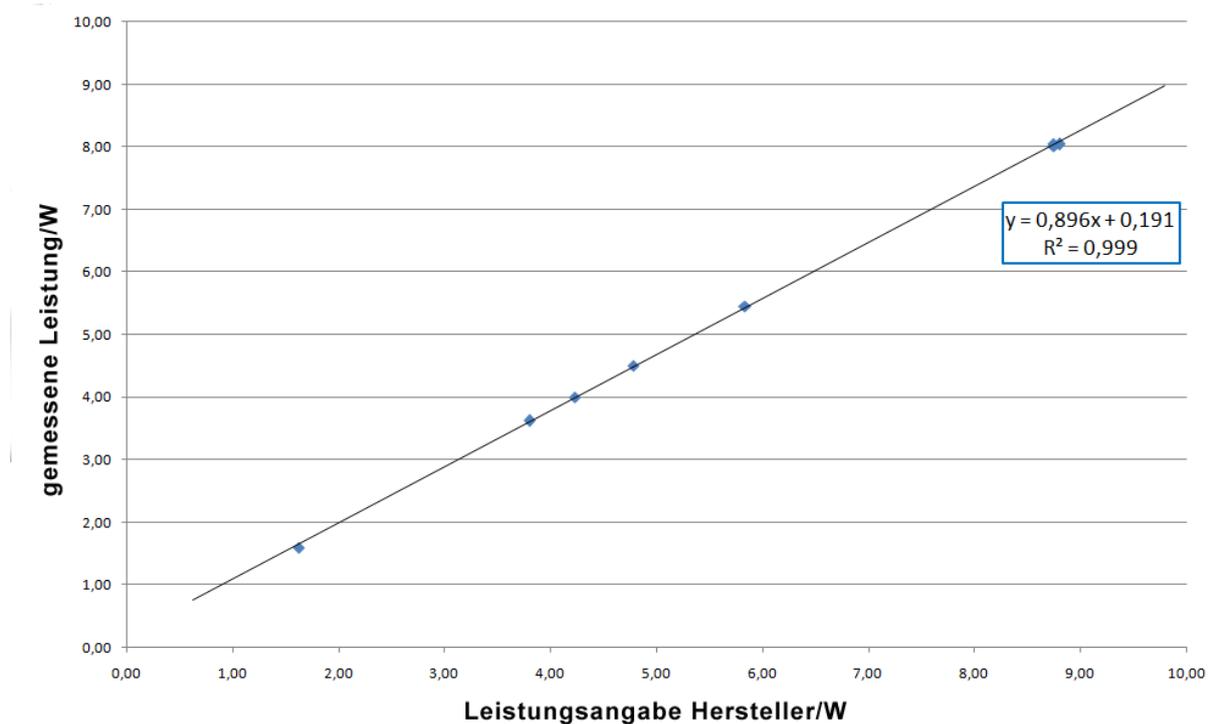


Abb. 7: Vergleich der nach Herstellerangaben eingestellten Leistung zur tatsächlich anliegenden Laserleistung zur Erfassung der Verluste des optischen Pfades (Abb. 2)

2.6 Datenerfassung und Statistik

Durch die im Vorfeld angesetzten Versuche wurde mit einer Software eine Poweranalyse mit einem α -Fehler von 0,05 und einer Power von mindestens 80 % die für die statistische Auswertung notwendige Anzahl von Proben ermittelt. Die Analyse ergab ein Minimum von 6 Proben für eine aussagekräftige Beurteilung. Zum statistischen Vergleich der Dentin- und Schmelzproben wurde ein Wilcoxon-Test für Paardifferenzen herangezogen, da die Messungen für die unterschiedlichen Messreihen auf identischen Probekörpern durchgeführt wurden. Die graphische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Box-Whisker-Plots (Abb. 10, 12, 13). Dabei wurde der Median, erstes und drittes Quartil dargestellt. Die oberen und unteren Haarlinien geben die Maximal- und Minimalwerte an, die nicht das 1,5-fache des Interquartilabstands überschreiten. Messwerte, die außerhalb des 1,5-fachen Interquartilabstands lagen wurden als rotes Kreuz dargestellt.

3. Ergebnisse

3.1 Vorversuche

In den Vorversuchen wurden die Abtragsraten bei drei unterschiedlichen Pulswiederholraten miteinander verglichen. Dabei wurden 100 kHz, 200 kHz und 500 kHz gewählt. Bei den Ergebnissen stellte sich schon visuell heraus, dass 100 kHz und 200 kHz nicht geeignet waren, da hier sichtbare Karbonisierung in Erscheinung trat. Abgesehen von der visuell erkennbaren Wirkung für das Gewebe war es technisch nicht möglich, diese Kavitäten mit dem optischen Profilometer zu vermessen, weshalb eine statistische Auswertung nicht durchführbar war. Dieses Phänomen trat bei 100 kHz (Abb. 8) wesentlich häufiger auf, als bei 200 kHz (Abb. 9), während es bei 500 kHz nicht zu beobachten war.

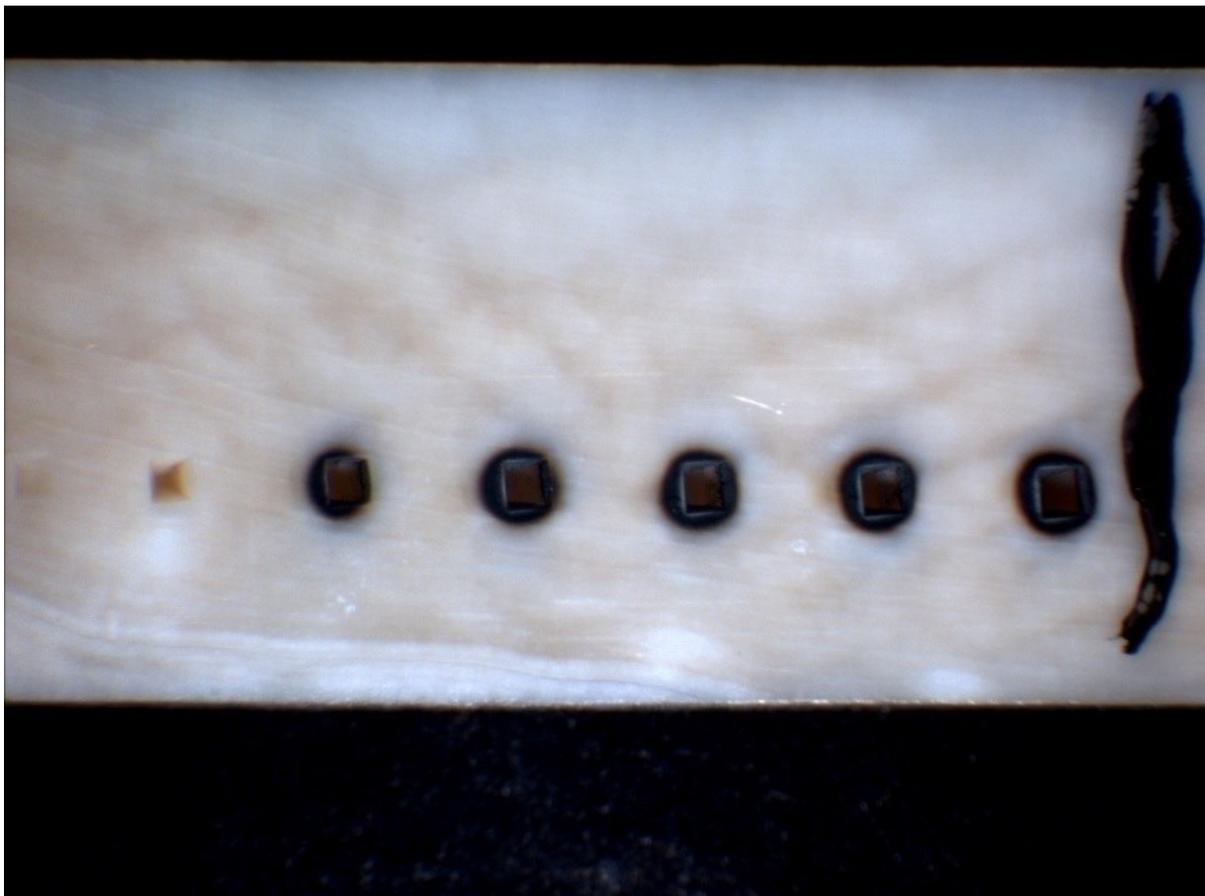


Abb. 8: Karbonisierungserscheinungen auf Elfenbeinprobekörper bei einer Pulswiederholrate von 100 kHz

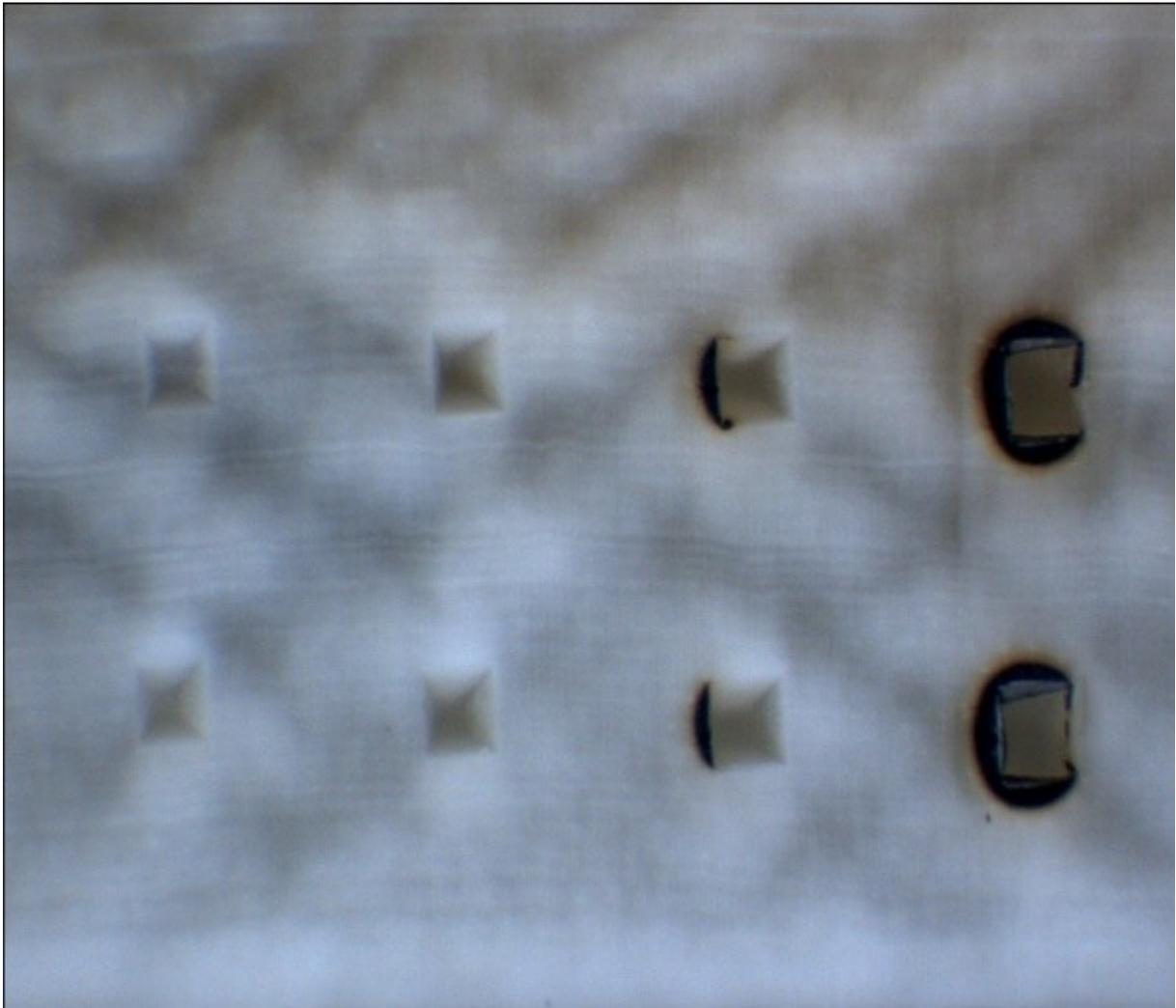


Abb. 9: Karbonisierungserscheinungen auf einem Elfenbeinprobekörper bei einer Pulswiederholrate von 200 kHz

Nach statistischer Auswertung der Vorversuchsreihen ergab sich für Elfenbein eine Abtragsrate von $8,34 \text{ mm}^3/\text{min}$ bei maximaler Leistung des Lasers (9 W) und 500 kHz Pulswiederholrate. Aus den Ergebnissen war auch zu folgern, dass es aufgrund der thermischen Nebeneffekte bei den Pulswiederholraten von 100 kHz und 200 kHz zu keinen akzeptablen Ergebnissen führen würde und somit 500 kHz die einzige Pulsfrequenz ist, mit der Zahnhartsubstanzen ohne nennenswerte Kollateralschäden zu bearbeiten sind. Die grafische Darstellung der Versuchsergebnisse ist in Abb. 10 dargestellt.

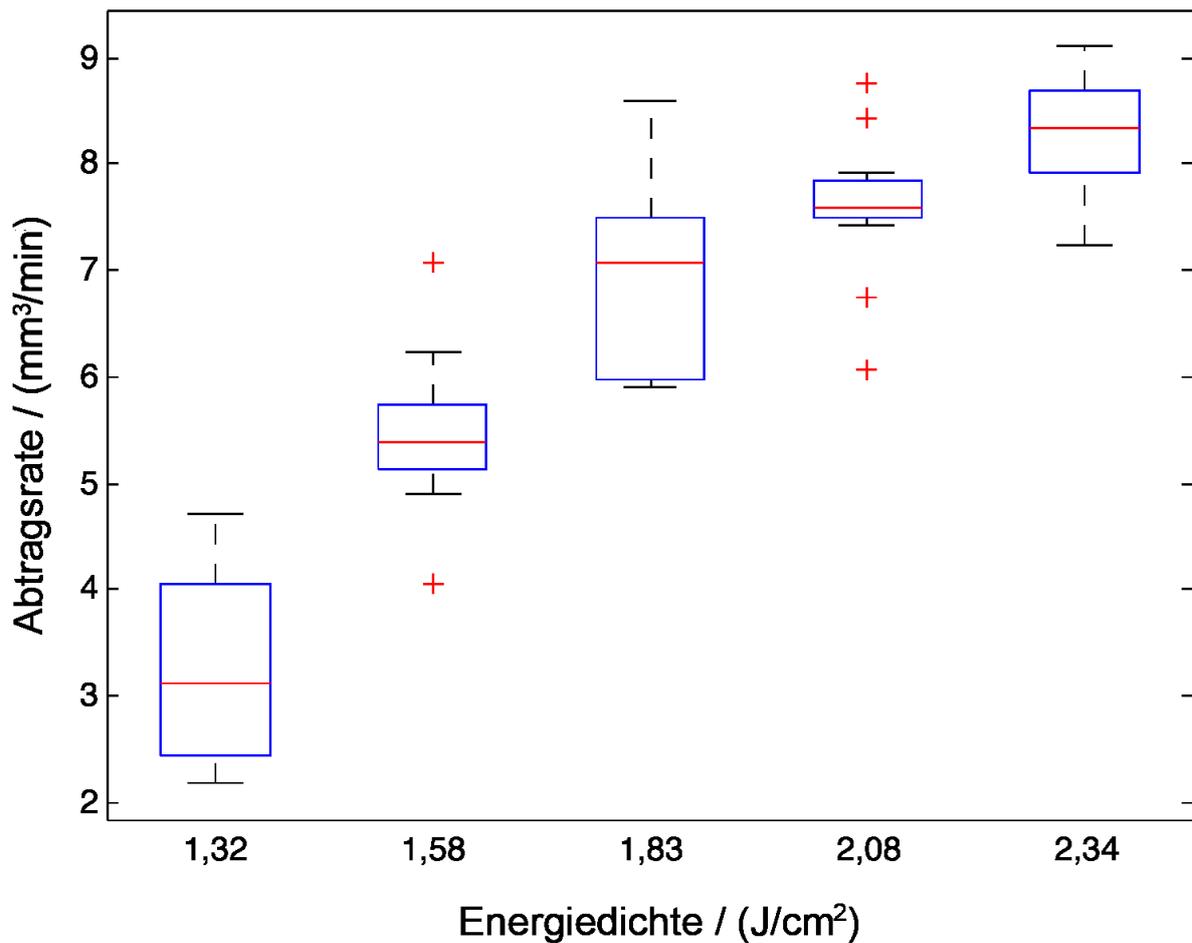


Abb. 10: Grafische Darstellung der Ablationsrate von Elfenbein bezogen auf die Energiedichte bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz. Jeder Boxplot repräsentiert die Messungen auf 12 verschiedenen Probekörpern bei der entsprechenden Energiedichte. Die roten Kreuze entsprechen den Werten, die das 1,5-fache des Interquartilabstands überschreiten

3.2 Hauptversuche

3.2.1 Dentin

Die für Dentin gemessene Abtragsrate bei maximaler Laserleistung (9 W) lag bei $7,69 \text{ mm}^3/\text{min}$. Der Abtrag von Zahnhartsubstanz war ab einer Energieflächendichte von $1,32 \text{ J/cm}^2$ zu beobachten. In zwei von dreizehn Proben war auch bei $1,07 \text{ J/cm}^2$ lichtmikroskopisch eine Veränderung der Oberfläche zu erkennen. Die Analyse im optischen Profilometer ergab dabei jedoch keine messbare Kavität. Das mikroskopische Bild (Abb. 11) zeigte eine Oberflächenbearbeitung, die einer Politur ähnelte, bei der lediglich die durch Trennen der Zähne entstandene Oberfläche leicht nivelliert wurde.

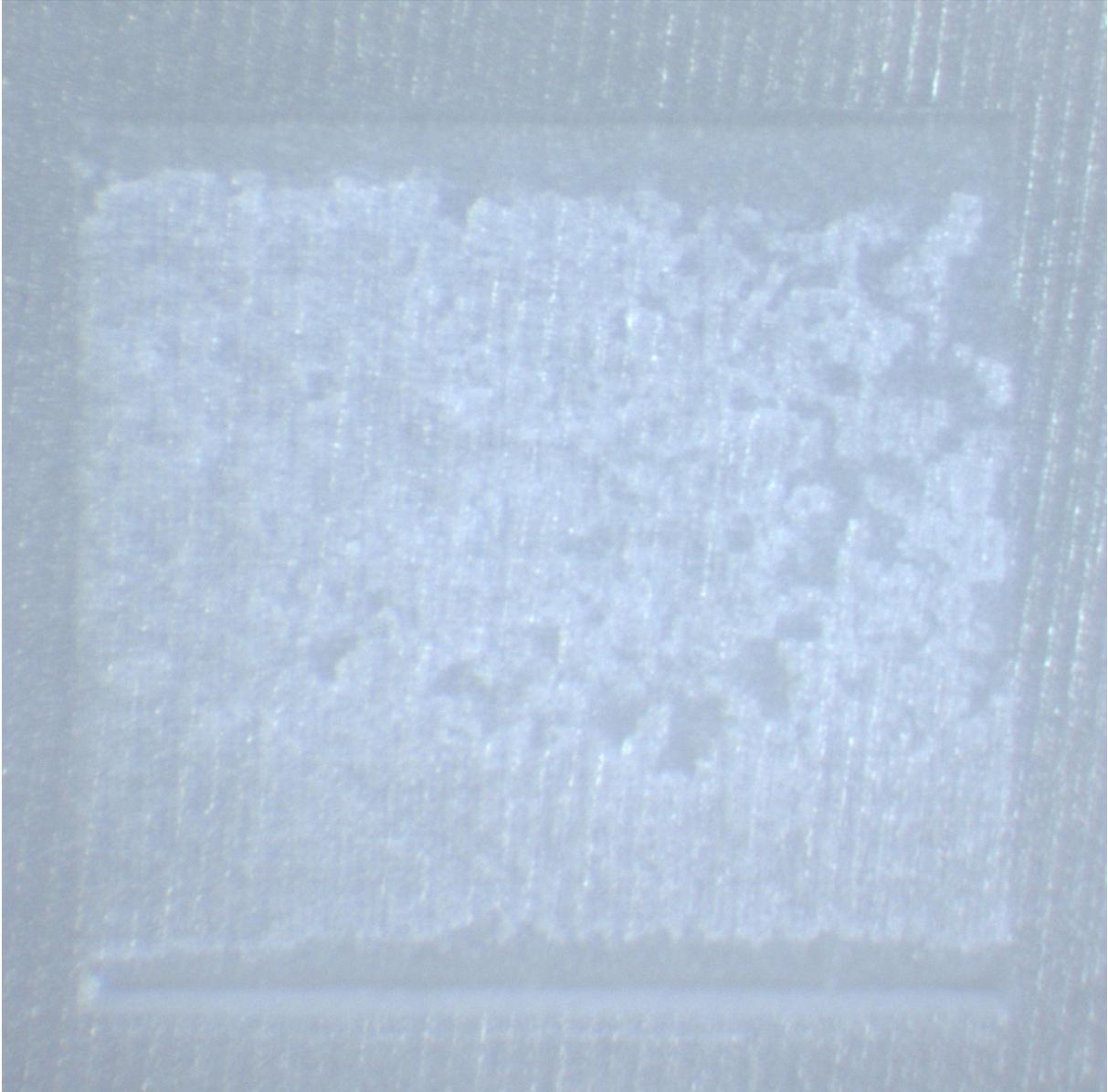


Abb. 11: Oberflächenstruktur bei Bestrahlung nahe der Abtragsschwelle mit einer Pulswiederholrate von 500 kHz und einer Laserleistung von 3 W

Die Grundstruktur, die durch die Aufbereitung des Probekörpers mittels Bandsäge entstand, war noch zu erkennen, ist jedoch eingeebnet. Lediglich an der äußeren Begrenzung der Kavität, an denen die erhöhten Abtragstiefen zu erkennen sind, wurde tatsächlich ein Abtrag gemessen. Alle Kavitäten wiesen scharf begrenzte Ränder, einen ebenen Kavitätenboden und keine Karbonisierungserscheinungen auf. Abb. 12 stellt die Ergebnisse der Versuche mit Dentinproben grafisch dar.

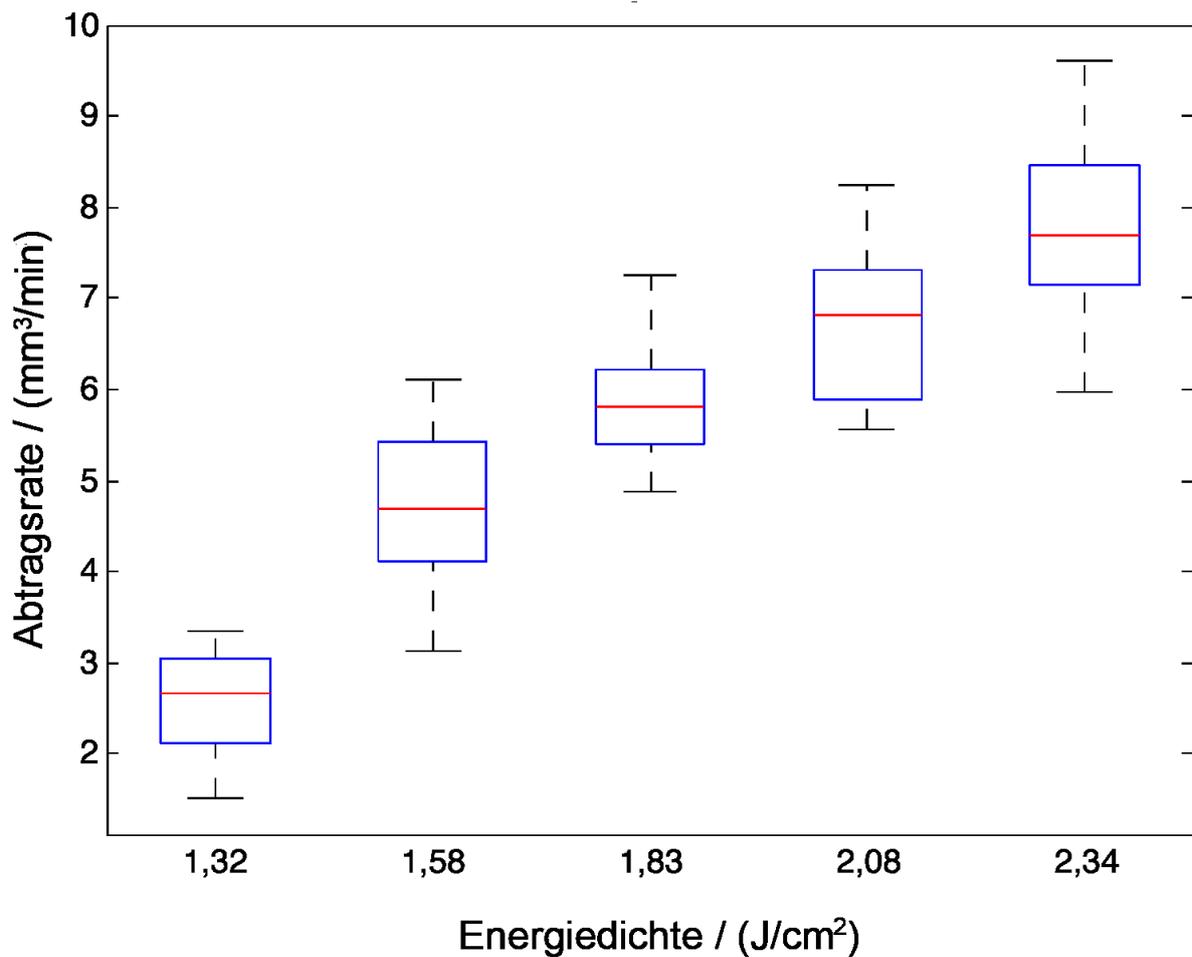


Abb. 12: Grafische Darstellung der Abtragsrate von Dentin bezogen auf die Energiedichte bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz. Jeder Boxplot repräsentiert die Messungen auf 13 verschiedenen Probekörpern bei der entsprechenden Energiedichte. Die roten Kreuze entsprechen den Werten, die das 1,5-fache des Interquartilabstands überschreiten

3.2.2 Schmelz

Für die Messung der Ablation von Zahnschmelz wurden dieselben Probekörper verwendet wie für die Messungen der Reihen für Dentinablation (Abb. 5). Die maximal zu erreichende Abtragsrate bei voller Leistung lag bei 6,41 mm³/min. Auch hier ergaben sich scharf begrenzte Kavitäten mit einem planen Kavitätenboden ohne jegliche Karbonisierungserscheinungen. Die grafische Darstellung der Ergebnisse ist der Abb. 13 zu entnehmen.

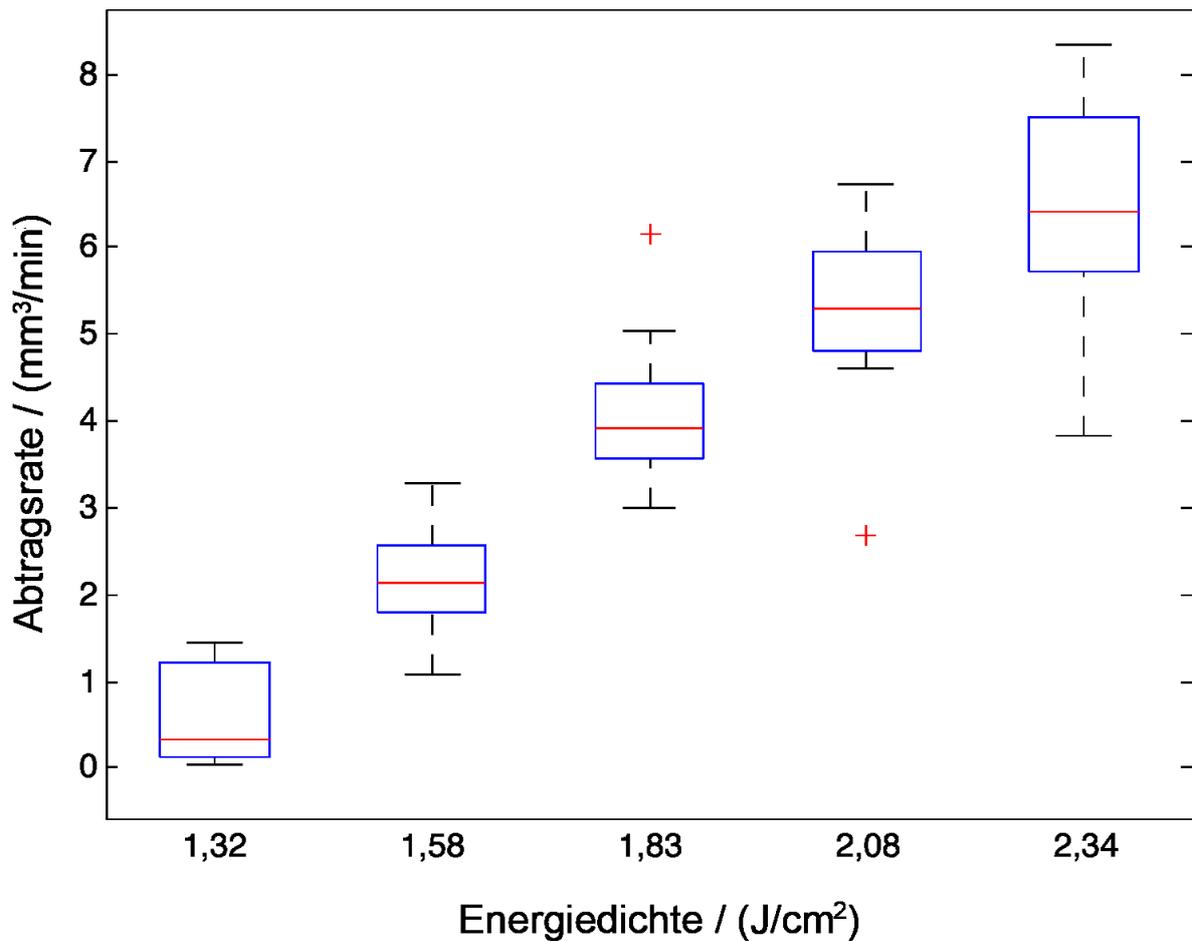


Abb. 13: Grafische Darstellung der Abtragsrate von Schmelz bezogen auf die Energiedichte bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz. Jeder Boxplot repräsentiert die Messungen auf 12 verschiedenen Probekörpern bei der entsprechenden Energiedichte. Die roten Kreuze entsprechen den Werten, die das 1,5-fache des Interquartilabstands überschreiten

3.3 Histologische Untersuchungen

Nach Vermessung der Proben in einem optischen Profilometer wurden diese wieder feucht gelagert, um die nichtmineralische Matrix des Dentins zu erhalten und einer histologischen Untersuchung zu unterziehen. Dabei galt es, Schädigungen in angrenzenden Gewebsschichten als Folge der Laserbestrahlung auszuschließen. In den Abbildungen 14-17 sind Fotografien der histologischen Schnitte dargestellt. In den histologischen Untersuchungen wurden bei keiner Probe Anzeichen einer thermischen Schädigung im Sinne von Karbonisierung entdeckt. In den Abbildungen 14 und 15 ist die erhöhte Abtragtiefe im Bereich der Kavitätenränder nicht zu erkennen, da hier die Laserbestrahlung mit der dritten Softwareversion durchgeführt

wurde. Abbildung 16 zeigt die gesteigerten Abtragstiefen im Bereich der Ränder aufgrund der Verwendung von Softwareversion 2.

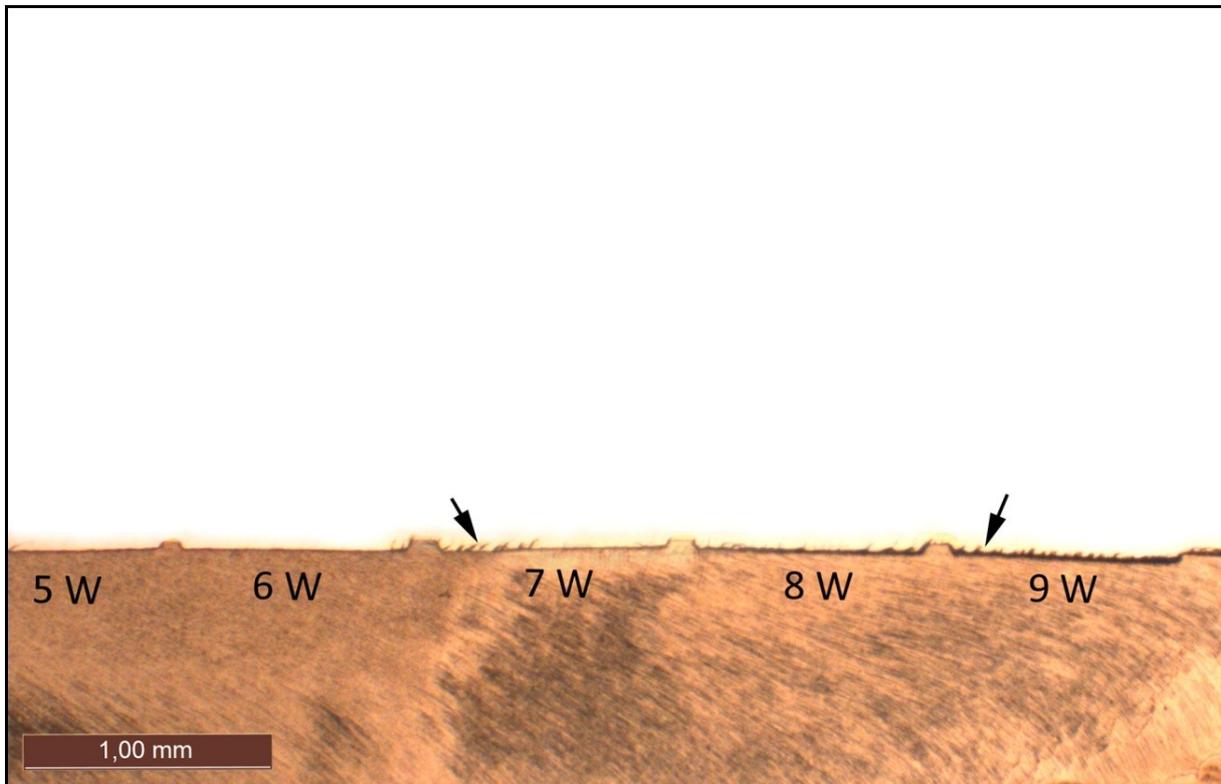


Abb. 14: Komplette Messreihe auf Dentin von Kavitäten, die mit einer eingestellten Laserleistung von 5 W (entsprechen $1,32 \text{ J/cm}^2$) bis 9 W (entsprechen $2,34 \text{ J/cm}^2$) angefertigt wurden bei 1,6-facher Vergrößerung. Die Pfeile zeigen Artefakte, die bei der Anfertigung entstanden sind

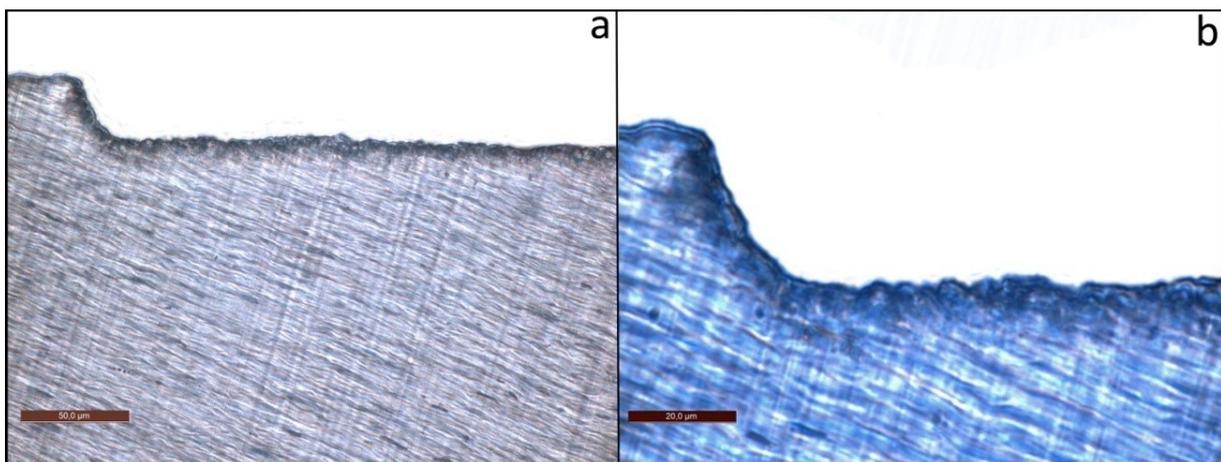


Abb. 15: Histologisches Schnittbild der gleichen Kavität nach Laserexposition von $2,34 \text{ J/cm}^2$ bei 40-facher (a) und 100-facher Vergrößerung (b)

Auch in den Probekörpern aus Schmelz konnten anhand der histologischen Untersuchungen thermische Schädigung und mangelhafte Oberflächengüte ausgeschlossen werden. Es entstanden durch die Laserbehandlung plane, scharf

begrenzte Kavitäten mit geringer Oberflächenrauigkeit im Bereich des Kavitätenbodens (Abb. 17).

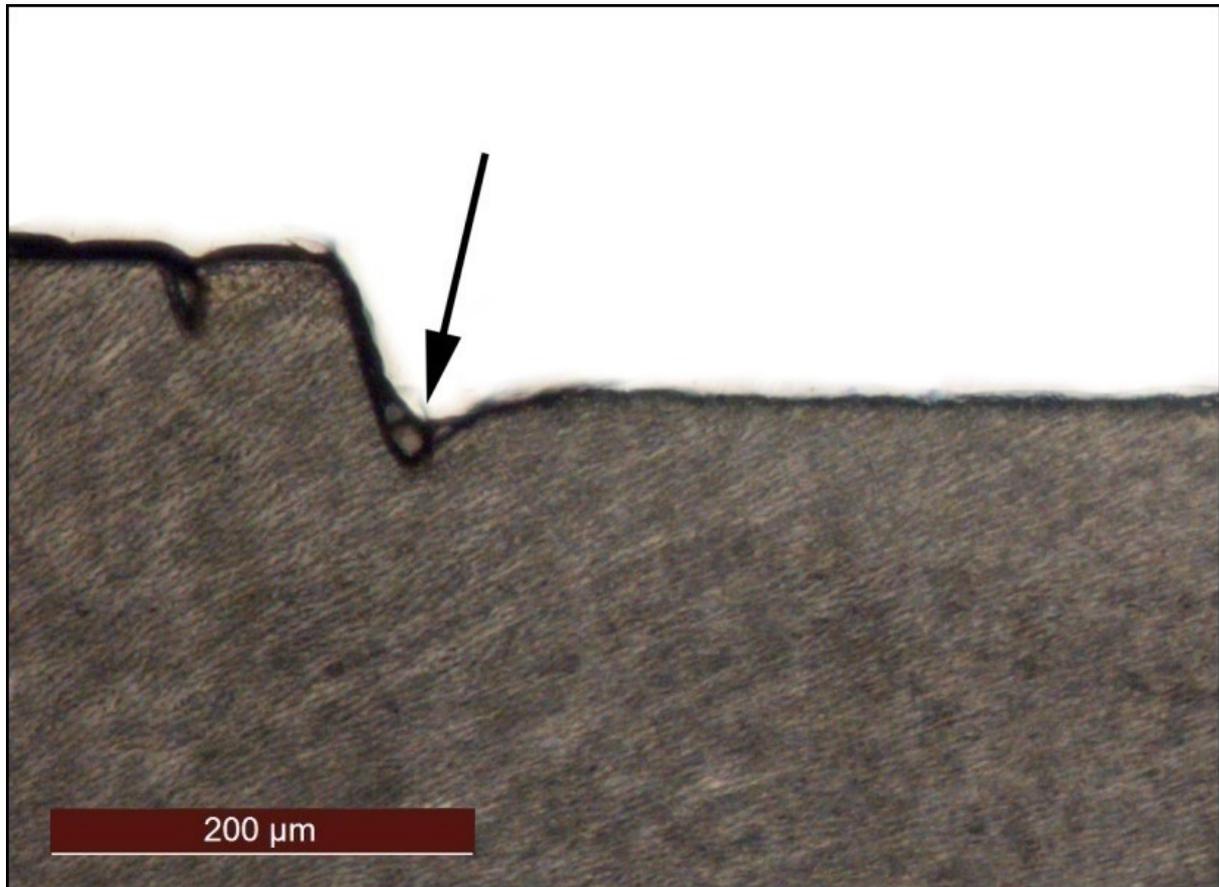


Abb. 16: Darstellung einer Kavität mit Erstpulserhöhung. Der Pfeil markiert die daraus resultierenden erhöhten Ablationstiefen

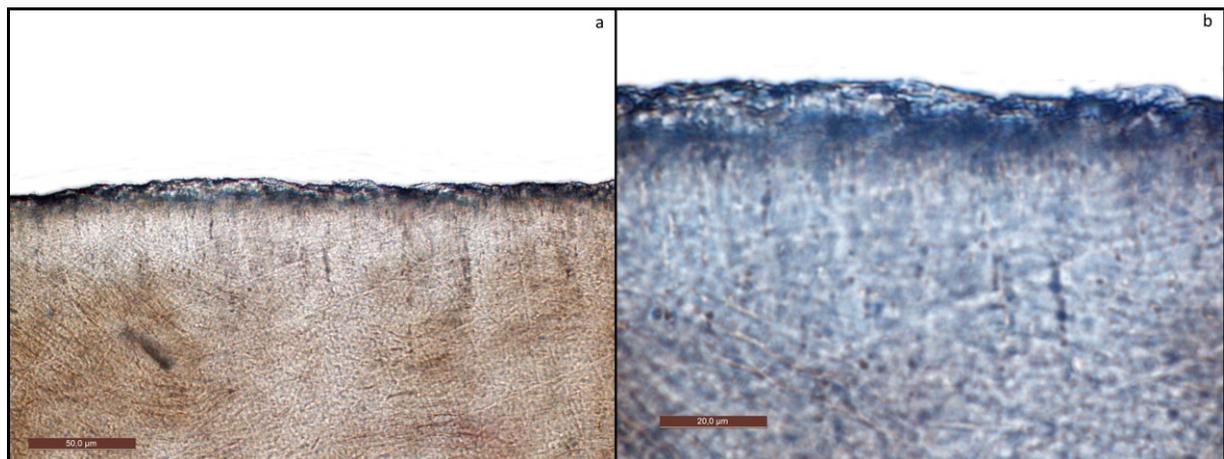


Abb. 17: Kavitätenboden einer Schmelzprobe bei 40-facher (a) und 100-facher (b) Vergrößerung nach Bestrahlung mit einer Energiedichte von $2,34 \text{ J/cm}^2$

4. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden die Abtragsrate und die Abtragsschwelle von Mammutelfenbein, Dentin und Schmelz menschlicher Zähne bei der Verwendung eines ultra-kurzgepulsten Lasers miteinander verglichen. Dieser Laser emittiert Laserpulse im Picosekundenbereich. Über die Ablation von Zahnhartgewebe gibt es zahlreiche Publikationen, über Ultrakurzpulslaser aber vergleichsweise wenig. Ziel hierbei war es, das Vorhandensein einer klinischen Relevanz für Ultrakurzpulslaser bei der Präparation von Zahnhartgewebe zu ermitteln.

4.1 Bewertung der Vorgehensweise

4.1.1 Der Versuchsaufbau

Zu Beginn der Studie war für den Versuchsaufbau kein automatisches Fokussiersystem verfügbar. Dies machte die manuelle Fokussierung notwendig, die sowohl visuell als auch akustisch ermittelt wurde. Die hierbei vorliegende ortsfeste Position des Fokus bedingt jedoch, dass der Fokus während des Abtragsprozesses nicht nachgeführt wird. Während der Bestrahlung der Probe bewegt sich der Kavitätenboden so aus dem Fokus heraus und wird weiter von einem weniger fokussierten Strahl bearbeitet. Daraus ergibt sich eine Abnahme der Ablationsrate mit zunehmender Kavitätentiefe. Dies bedeutet, dass dieser Fehler bei tieferen Kavitäten schwerer ins Gewicht fällt als bei flacheren Kavitäten.

Die Umgebungstemperatur hat einen Einfluss auf die Ausgangsleistung des Lasers. Da das Labor nicht über eine automatisierte Klimatisierung verfügte, die zu jeder Zeit eine konstante Temperatur gewährleistete, ist auch hierdurch eine mögliche Fehlerquelle gegeben. Es existieren Untersuchungen, die eine Minderung der Ausgangsleistung von Nd:YVO₄-Lasern von 25,3 W auf 13,5 W bei einem Anstieg der Temperatur von 293 K auf 353 K aufzeigen [Wang et al. 2013]. Eine derartig hohe Temperaturschwankung von 60 K lag während der Versuche jedoch nicht vor, dennoch zeigt diese Studie, dass die Umgebungstemperatur ein zu berücksichtigender Faktor ist.

4.1.2 Die Softwareversionen

Da der komplette Versuchsaufbau optimiert wurde und dies auch eine Veränderung der Scannersoftware beinhaltete, ergab sich die Möglichkeit, die Ansteuerung des

Lasers zu verbessern. Lediglich die Vorversuche wurden mit der ersten Softwareversion durchgeführt. In den Hauptversuchen kam die zweite und dritte Softwareversion zum Einsatz. Bei der zweiten Version mussten bei der Auswertung noch die randständigen erhöhten Kavitärentiefen berücksichtigt werden. Diese entstanden durch unzureichende Einstellungen der Scannersoftware. Bei Wiedereinschaltung des Laserstrahls nach Beendigung des Umlenkvorganges im Offline-Betrieb kommt es an den Kavitätenrändern zu erhöhten Abtragsraten, da hier die Energiedichte höher ist. Ursächlich dafür sind Erstpulserhöhungen, die nach Einschalten des Lasers entstehen. Dadurch kann sich in den Versuchsergebnissen eine minimale Verbesserung der Ablationsrate ergeben, die aber bei der statistischen Auswertung nicht auffiel. Dieser Fehler konnte durch die besseren Einstellmöglichkeiten der dritten Softwareversion behoben werden.

4.1.3 Die Proben

Bei den Proben aus Mammutelfenbein ist nicht zweifelsfrei festzustellen, ob Proben von einem oder unterschiedlichen Individuen stammen. Da die Bearbeitung von Elfenbein jedoch keine klinische Relevanz hat und nur zur Ermittlung der Parameter für die Hauptversuche diente, ist dieser Umstand vernachlässigbar. Die humanen Schmelz- und Dentinproben waren unterschiedlichen Individuen zuzuordnen. Da es sich um ein natürlich gewachsenes Material handelt, ist eine Variabilität nicht auszuschließen. Hinzu kommt, dass der Mineralisationsgrad des Gewebes von Probe zu Probe differiert sowie auch eine positionsabhängige Schwankung der Zusammensetzung des Materials wahrscheinlich ist. Es besteht ein Unterschied zwischen der Zusammensetzung von Wurzel- und Kronendentin ebenso wie zwischen pulpenahem- und pulpenfermem Dentin. Im Zahnbein erstrecken sich die Dentintubuli, die an der Schmelz-Dentingrenze einen Durchmesser von $0,9\ \mu\text{m}$ aufweisen und sich pulpawärts auf bis zu $2,5\ \mu\text{m}$ verbreitern [Pashley und Pashley, 1991]. Dies bedeutet, dass der organische Anteil von außen nach innen zunimmt. Weiterhin kommt es aufgrund der physiologischen Alterserscheinung zur Sklerosierung der Dentinkanäle, was wiederum dazu führt, dass der Anteil der organischen Matrix abnimmt und der Mineralisationsgrad steigt. Mit voranschreitender Sklerosierung der Zahnhartsubstanz sinkt auch der Wasseranteil der Probe. Dieser Umstand wirkt sich auf die Abtragsrate und die Abtragschwelle aus. So wurde beobachtet, dass bei sinkendem Wassergehalt die Abtragsrate sinkt

und die Abtragsschwelle steigt [Rego Filho Fde et al., 2013]. Abgesehen von der Qualität der Dentinkörper werden auch Einflüsse der Ausrichtung der Dentinkanäle bzw. des Einstrahlwinkels auf die Streuung der Laserstrahlung beschrieben [Mehl et al., 1997; Zijp und Bosch, 1991]. Dieser Sachverhalt wurde in dieser Studie vermieden, indem alle Zähne in orovestibulärer Richtung getrennt und aufbereitet wurden, so dass die Laserstrahlung immer in einem senkrechten Winkel auftrifft.

Die Untersuchung der Proben unter In-vitro-Bedingungen hat auf die Materialien unterschiedliche Einflüsse, da bei der Extraktion der Zähne auch die Blutversorgung unterbrochen wird. Wegen des unterschiedlichen Gehaltes an organischer Matrix wird hier der Einfluss auf Dentin größer sein als auf Schmelz, da dadurch ein Kollaps der kollagenen Fasern entstehen könnte. Um dieses Phänomen zu vermeiden, galt es die Proben möglichst zeitnah post Extractionem in physiologischer Kochsalzlösung zu lagern.

4.1.4 Profilometrie

Die optische Profilometrie erwies sich als ein geeignetes Verfahren, um die Kavitärentiefe und die Beschaffenheit des Kavitätenbodens zu beurteilen, solange eine gewisse Tiefe nicht überschritten wurde. In den Vorversuchen ergaben sich allerdings Probleme bei Proben mit Karbonisierungserscheinungen. Diese Proben konnten mit dem Streifenlichtsensor nicht erfasst werden. Eine weitere Problematik ergab sich durch die feuchte Lagerung, da die Oberfläche Reflektionen verursachen kann, die als Artefakte bei der Ausmessung auftreten können. Als weitere Fehlerquelle kommen die Erstpulsüberhöhungen in Frage. Diese wurden bei der Auswertung ignoriert und bei der Berechnung des Ablationsvolumens nicht mit einbezogen.

4.1.5 Histologie

Die histologische Aufarbeitung ermöglicht die Analyse der Proben bis in den Mikrometerbereich. So kann auch eine Schädigung des umliegenden Gewebes registriert werden. Diese ist vor allem bei Dentin von großer Tragweite, da hier organisches Material im Sinne von kollagenen Fasern beurteilt werden muss. Die histologische Aufarbeitung ist aufgrund des Fixationsverfahrens und der weiteren Verarbeitung allerdings sehr zeitaufwendig. Außerdem birgt diese Methode Probleme, da die Proben sehr klein sind und eine Zuordnung der entsprechenden

Kavitäten sehr schwer ist. Hinzu kommt, dass bei diesem Verfahren auch Artefakte entstehen können, die die Aussagekraft mancher histologischer Schnitte relativieren (Abb. 14). Als besonders problematisch erwies sich die Analyse der Schmelzproben, da im Gegensatz zu Dentin hier nur sehr dünne Schmelzstreifen für die Versuchsreihen zur Verfügung standen und es unmöglich war, die Kavitäten in einer Linie anzufertigen, sodass eine histologische Aufarbeitung und sichere Zuordnung der Kavitäten gewährleistet war. So ist eine histologische Auswertung aller Kavitäten erschwert, da nicht alle Kavitäten in voller Größe dargestellt sind. Dennoch war in keiner der Proben eine thermische Schädigung des Gewebes erkennbar.

4.1.6 Versuchsdurchführung

Die geringe Probenzahl der Vorversuche wird durch die geringe klinische Relevanz der Bearbeitung von Elfenbein legitimiert. Die Messreihen für Pulswiederholraten kleiner als 500 kHz lieferten keine brauchbaren Ergebnisse, so dass diese nicht mit in die Hauptversuche übernommen wurden.

Im Rahmen der Versuchsreihen wurde durch eine Poweranalyse ermittelt, wie viele Proben für eine aussagekräftige Untersuchung zu vermessen sind. Die Analyse ergab eine notwendige Anzahl von mindestens 6 Probekörpern. Um einen Vergleich zwischen Elfenbein und Dentin zu ziehen, hätten 114 Proben analysiert werden müssen, worauf wegen des großen Aufwandes und der fehlenden Notwendigkeit verzichtet wurde.

4.2 Beurteilung der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Vorversuche zeigten, dass mit diesem Lasersystem bei den gegebenen Parametern eine Bearbeitung von Elfenbein weder bei 100 kHz noch bei 200 kHz vertretbar ist. Die thermischen Nebeneffekte aufgrund von Karbonisation sind zu groß, um die Versuchsreihe in vivo durchzuführen. Hinzu kommt, dass bei beiden Pulswiederholraten eine profilometrische Analyse technisch unmöglich war und somit keine statistische Auswertung erfolgen konnte. Lediglich bei Verwendung der höchstmöglichen Pulsfrequenz von 500 kHz war es möglich, relevante Ergebnisse zu erzielen.

Aufgrund der strukturellen und chemischen Ähnlichkeit von Elfenbein und Dentin [Locke, 2008] wurden die Ergebnisse der Vorversuche auf den Hauptversuch

übertragen, in dem wegen der begrenzten Anzahl der Proben und der Karbonisation ausschließlich mit einer Pulswiederholrate von 500 kHz gearbeitet wurde.

Es gibt zahlreiche Untersuchungen zur Ablationsrate von Zahnhartgeweben bei Verwendung unterschiedlicher Lasertypen [Apel et al., 2002; Lizarelli et al., 1999; Lizarelli et al., 2002; Sozzi et al., 2013]. Diese beschreiben in der Mehrzahl die Wirkung von Nd:YAG-, Er:YAG- oder Er:YSGG-Lasern. Studien, die sich mit einem hier verwendeten Nd:YVO₄ beschäftigen, sind in nur kleiner Anzahl zu finden [Braun et al., 2012; Schelle et al., 2013; Engelbach et al. 2014]. In der Literatur sind Ablationsraten von 1,38 mm³/min für Dentin bis hin zu 4,2 mm³/min für Dentin und 3,8 mm³/min für Zahnschmelz zu finden [Rode et al., 2003]. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen Ablationsraten von 7,69 mm³/min für Dentin und 6,41 mm³/min für Schmelz auf. Die beobachtete Ablationsschwelle bei einer Energiedichte von 1,32 J/cm² [Schelle et al., 2013] ist auch in Studien mit anderen Lasertypen, wie z.B. Er,Cr:YSSG-Laser durch Rode et al. [2003] beschrieben. Diese Untersuchungen mit Subpicosekundenlasern ergaben Ablation ab einem Schwellenwert von 2,2 J/cm². Des Weiteren deckt sich die höhere Ablationsrate von Dentin im Vergleich zu Schmelz bei gleichen Parametern mit den Ergebnissen anderer Studien [Baraba et al., 2009]. In vielen Fällen ist es schwierig, Vergleiche zu anderen Untersuchungen zu ziehen, da oftmals nicht mit einem Scanner gearbeitet wurde, sondern nur der Einfluss bzw. die Ablationstiefe einzelner Pulse untersucht wurde, ohne dass der Durchmesser des Pulses exakt bestimmt wurde [Lizarelli et al., 1999; Sozzi et al., 2013].

Aus den Ergebnissen dieser Untersuchung geht hervor, dass die Bearbeitung dentaler Hartgewebe mit einem Ultrakurzpuls-Laser effizienter ist als mit bisher untersuchten Lasersystemen. Im Vergleich zu konventionellen Präparationen zeichnet sich auch ab, dass Lasersysteme einen höheren Abtrag pro Zeiteinheit realisieren können. Es wird hier von einem 3,3-fach höheren Abtrag von Schmelz im Vergleich zu einem Hochgeschwindigkeitswinkelstück und 8- bis 18-fach größerem Abtrag von Dentin im Vergleich zu einem low-speed Winkelstück für ein Er:YAG-Lasersystem berichtet [Baraba et al., 2009]. In vergleichenden Veröffentlichungen zeigt sich aber, dass nur Lasersysteme mit sehr kurzen Pulsdauern den Materialabtrag eines Diamantbohrers erreichen und sogar übertreffen können. Systeme mit längeren Pulsdauern erreichen hingegen nur einen Bruchteil des Abtragspotentials.

Die Vorzüge der Laserbehandlung, wie z.B. geringere Schmerzensation [Braun et al., 2010] und Vermeidung einer Überexkavation bei Verwendung eines Feedbacksystems, ermöglichen eine Optimierung des Verfahrens. Dies ist von großer klinischer Relevanz, da so minimalinvasive Therapieverfahren noch weiter verbessert werden können. Die Verwendung eines Kariesdetektors birgt die Gefahr der Überexkavation, die durch das Feedbacksystem auf ein Minimum reduziert wird. Hinzu kommt die Möglichkeit, die Oberfläche der Kavität durch die Scannerjustage zu beeinflussen, wodurch das Oberflächenrelief der entstehenden Kavität in Abhängigkeit der folgenden Therapieschritte entsprechend vorbereitet wird. So kann beispielsweise die Vorbehandlung einer Kavität mit Laser das Microleakage einer Kompositfüllung verringern und die Haftung von Glasionomern verbessern [Garbui et al., 2013; Memarpour et al., 2014]. In weiteren Versuchen gilt es festzustellen, ob Kühlsysteme einen Einfluss auf die Ablationsrate des Lasers haben, da hier ohne Luft- und Wasserkühlung gearbeitet wurde. Diesbezüglich zeigen Untersuchungen mit anderen IR-Lasern kontroverse Ergebnisse. Es gibt Publikationen, in denen die Abtragsrate und die Oberflächengüte durch einen Flüssigkeitsfilm verbessert werden konnte sowie welche, in denen sich die Wasserkühlung als nachteilig auf den Abtrag von Zahnhartgewebe auswirkte [Fried et al., 2002; Hossain et al., 1999]. Jedoch handelte es sich dabei um Laser, die weder mit Picosekundenpulsen noch mit einer Wellenlänge von 1064 nm arbeiten. Bei der Verwendung einer Luftkühlung oder einer Absaugung kann es zu einer Erhöhung der Ablationsrate kommen, da das Plasma die Laserstrahlung stark absorbiert und durch die stetige Ableitung die Absorption verringert wird.

4.3 Klinische Relevanz

Der Versuchsaufbau gewährleistet einen hohen Standard für die Tests, ist jedoch aufgrund seiner Größe klinisch nicht praktikabel. Im Fokus steht eine Optimierung der Ausmaße des Aufbaus. Vor allem das Lichtübertragungssystem bedarf einer Verbesserung, um klinische Anwendbarkeit zu erreichen. Ein weiterer Punkt, der von bedeutender klinischer Relevanz ist, ist die Nutzung eines Autofokussystems, da nur so effizient gearbeitet werden kann. Der Autofokus gleicht die größer werdende Distanz zwischen Laserquelle und Kavitätenboden während der Ablation aus.

4.4 Zukunftsperspektiven

Das Nd:YVO₄-Lasersystem ermöglicht einen präzisen und sehr gewebeschonenden Abtrag von Zahnhartsubstanz. Innerhalb des MiLaDi-Verbundprojektes (Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe, Leitung: Prof. Dr. M Frentzen) wurde auch die Wirkung des Lasersystems bezogen auf Knochen, Weichgewebe und Restaurationsmaterialien untersucht. Das hier verwendete Lasersystem wird in der Praxis derzeit noch nicht verwendet, jedoch sollen weitere Untersuchungen den zukünftigen Einsatz ermöglichen.

Die Effizienz des Gewebeabtrags ist mit einer Erhöhung der applizierten Gesamtenergie noch zu steigern. Da bei den bisher durchgeführten Untersuchungen auf eine Kühlung verzichtet wurde, wird in Zukunft die Auswirkung einer Kühlung auf den Wirkungsgrad des Systems untersucht werden. So kann mit einer gesteigerten Ablationsrate durch die Verwendung einer Kühlung Zahnhartsubstanz weiterhin schonend bearbeitet werden kann.

Für den klinischen Gebrauch unabdingbar ist die Entwicklung eines leistungsfähigen Autofokussystems. Dies ist erforderlich, um die Entfernung zwischen dem Laserhandstück und dem zu bearbeitenden Gewebe zu variieren. Des Weiteren kann so die Fokusebene während der Bearbeitung automatisiert mitgeführt werden und die Effizienz erhöht werden.

Die Entwicklung eines „Delivery-Systems“ zur Verbesserung der klinischen Anwendbarkeit des Nd:YVO₄-Lasers befindet sich bereits in Planung. Die Ergebnisse der In-vitro-Studie müssen nun in klinischen Untersuchungen bestätigt werden.

Da es durch die Ultrakurzpulslasertechnologie möglich ist, alle in der Zahnmedizin relevanten Materialien, abgesehen von reflektierenden Metallen, und Gewebe zu bearbeiten, stellt dieses System nicht nur eine Alternative bereits verwendeter Laser dar, sondern könnte diese in Zukunft ersetzen.

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Ermittlung der Parameter eines neuen Nd:YVO₄-Lasersystems für die Ablation von Zahnschmelz und Dentin. Dies geschieht durch sehr hohe Energieexposition der zu bearbeitenden Materialien beschränkt auf ein sehr kurzes Zeitintervall in der Dimension von Pikosekunden.

Folgende Hypothesen galt es zu beweisen:

- Die Zusammensetzung des Materials hat Einfluss auf die Ablationsrate.
- Mit zunehmender Energieflächendichte steigt die Ablationsrate.
- Die Ablation mit einem Ultrakurzpulslaser ist effizienter und verursacht weniger Kollateralschäden im Vergleich zu etablierten Lasersystemen.

Die an Dentin und Schmelz menschlicher extrahierter Zähne durchgeführten Versuche wurden mit einem Nd:YVO₄-Laser bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz durchgeführt. Die applizierte Energie wurde bei 5 J konstant gehalten und über die Einstellung der Laserleistung zwischen 1 W und 9 W variiert. Mit jedem Probekörper (n=13) wurde eine Messreihe durchgeführt, die anschließend profilometrisch und lichtmikroskopisch an Hand von Dünnschliffen der Präparate ausgewertet wurde.

Die Hypothese, dass die Materialzusammensetzung einen Einfluss auf die Ablationsrate hat, ließ sich bestätigen. Zahnschmelz, der einen höheren anorganischen Anteil aufweist, hat eine signifikant geringere Abtragsrate (6,41 mm³/min) als Dentin (7,69 mm³/min). Auch konnte bestätigt werden, dass die Laserausgangsleistung die Ablationsrate beeinflusst. Die Hypothese der geringen kollateralen Gewebeschädigung ließ sich histologisch nachweisen.

Diese Untersuchung zeigte, dass die Bearbeitung von Zahnhartgeweben mit einem Ultrakurzpulslaser möglich ist. Der Laser realisiert einen sehr präzisen Abtrag von Dentin und Schmelz. Das Abtragsvolumen ist vergleichbar mit konventionellen Methoden. In weiteren Versuchsreihen gilt es, die Parameter so abzustimmen, dass eine möglichst effiziente Bearbeitung ohne Kollateralschäden erreicht werden kann.

6. Anhang

Probekörper	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1	15	24	36	36	47
2	14	30	38	45	47
3	16	31	35	46	47
4	18	34	35	44	43
5	13	33	35	46	51
6	14	34	41	45	50
7	19	29	44	40	52
8	19	31	43	47	49
9	21	33	49	45	50
10	27	37	45	45	46
11	27	42	51	52	53
12	28	31	43	50	54
Median	18,5	32	42	45	49,5
Standardabweichung	4,23	2,59	2,87	2,04	1,52

Tab. 4: Gemessene Ablationstiefen [μm] der Mammutelfenbeinprobekörper nach Bestrahlung bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz

Probekörper	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1	2,53	4,05	6,07	6,07	7,92
2	2,36	5,06	6,40	7,58	7,92
3	2,70	5,23	5,90	7,75	7,92
4	3,03	5,73	5,90	7,42	7,25
5	2,19	5,56	5,90	7,75	8,60
6	2,36	5,73	6,91	7,58	8,43
7	3,20	4,89	7,42	6,74	8,76
8	3,20	5,23	7,25	7,92	8,26
9	3,54	5,56	8,26	7,58	8,43
10	4,55	6,24	7,58	7,58	7,75
11	4,55	7,08	8,60	8,76	8,93
12	4,72	5,23	7,25	8,43	9,10

Tab. 5: Ermittelte Ablationsraten [mm^3/min] Elfenbein bei 500 kHz Pulswiederholrate

Probekörper	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1	34	67	69	60	67
2	57	65	77	62	80
3	62	77	75	71	69
4	61	63	66	76	66
5	45	67	68	73	72
6	33	52	61	63	56
7	49	60	68	58	70
8	56	66	72	76	79
9	51	86	85	85	76
10	55	78	61	86	90
11	46	76	64	62	76
12	41	44	57	58	67
13	28	49	70	77	90
Median	49	66	68	71	72
Standardabweichung	5,49	5,20	3,16	4,10	3,99

Tab. 6: Gemessene Ablationstiefen [μm] der Dentinprobekörper nach Bestrahlung bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz

Probekörper	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1	1,84	4,76	5,89	5,76	7,15
2	3,08	4,62	6,57	5,95	8,54
3	3,35	5,47	6,40	6,82	7,37
4	3,30	4,48	5,63	7,30	7,05
5	2,44	4,76	5,80	7,01	7,69
6	1,79	3,70	5,21	6,05	5,98
7	2,65	4,27	5,80	5,57	7,47
8	3,03	4,69	6,15	7,30	8,43
9	2,76	6,11	7,26	8,16	8,11
10	2,98	5,55	5,21	8,26	9,61
11	2,49	5,40	5,46	5,95	8,11
12	2,22	3,13	4,87	5,57	7,15
13	1,52	3,48	5,97	7,39	9,61

Tab. 7: Ermittelte Ablationsraten [mm^3/min] Dentin bei 500 kHz Pulswiederholrate

Probekörper	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1	4	23	40	28	46
2	25	46	46	70	74
3	3	35	59	50	65
4	1	29	45	48	56
5	1	26	52	62	58
6	14	19	35	55	54
7	8	28	42	50	69
8	22	35	42	62	62
9	6	15	52	54	36
10	27	30	46	65	78
11	4	35	48	58	60
12	27	45	47	51	52
13	1	39	72	56	77
Median	6	30	46	55	60
Standardabweichung	16,63	5,92	4,92	4,82	5,49

Tab. 8: Gemessene Ablationstiefen [μm] der Schmelzprobekörper nach Bestrahlung bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz

Probekörper	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1	0,22	1,64	3,41	2,69	4,91
2	1,35	3,27	3,93	6,72	7,90
3	0,16	2,49	5,04	4,80	6,94
4	0,05	2,06	3,84	4,61	5,98
5	0,05	1,85	4,44	5,95	6,19
6	0,76	1,35	2,99	5,28	5,77
7	0,43	1,99	3,59	4,80	7,37
8	1,19	2,49	3,59	5,95	6,62
9	0,33	1,07	4,44	5,18	3,84
10	1,46	2,13	3,93	6,24	8,33
11	0,22	2,49	4,10	5,57	6,41
12	1,46	3,20	4,01	4,90	5,55
13	0,05	2,77	6,15	5,38	8,22

Tab.9: Ermittelte Ablationsraten [mm^3/min] Schmelz bei 500 kHz Pulswiederholrate

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Laser-Gewebe-Wirkungsmechanismen in Abhängigkeit von der Wechselwirkungszeit [s] und der Intensität [W/cm ²] [Boulnois, 1986]	12
Abb. 2: Strahlengang auf dem optischen Tisch [Wehry 2012]. Der Durchtritt des Strahls ist durch die rot-weiße Markierung im linken Bildausschnitt gekennzeichnet, die weißen Pfeile beschreiben die Ausbreitungsrichtung des Laserstrahls	19
Abb. 3: Scanmuster der Softwareversion 1 (a), Version 2 (b) und Version 3 (3). Schraffierte Linien markieren die Offline-Fahrten des Scanners	21
Abb. 4: Grafische Darstellung des Studienablaufs. Die Ermittlung der optimalen Parameter für die Laserfrequenz erfolgte in Vorversuchen. In den Vorversuchen wurde aufgrund der guten Verfügbarkeit mit Mammutelfenbein gearbeitet, in den Hauptversuchen wurde die Wirkung der Laserstrahlung auf humane Dentin- und Schmelzproben untersucht.....	25
Abb. 5: Probekörper für Messung von Schmelz- und Dentinabtrag mit Kavitäten nach Bestrahlung	28
Abb. 6: 3D-Darstellung der Profilometeranalyse einer Kavität in einem Dentinprobekörper, ermittelt mit einem Streifenlichtsensor	30
Abb. 7: Vergleich der nach Herstellerangaben eingestellten Leistung zur tatsächlich anliegenden Laserleistung zur Erfassung der Verluste des optischen Pfades (Abb. 2)	31
Abb. 8: Karbonisierungserscheinungen auf Elfenbeinprobekörper bei einer Pulswiederholrate von 100 kHz	32
Abb. 9: Karbonisierungserscheinungen auf einem Elfenbeinprobekörper bei einer Pulswiederholrate von 200 kHz	33
Abb. 10: Grafische Darstellung der Ablationsrate von Elfenbein bezogen auf die Energiedichte bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz.	34
Abb. 11: Oberflächenstruktur bei Bestrahlung nahe der Abtragsschwelle mit einer Pulswiederholrate von 500 kHz und einer Laserleistung von 3 W	35
Abb. 12: Grafische Darstellung der Abtragsrate von Dentin bezogen auf die Energiedichte bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz.....	36
Abb. 13: Grafische Darstellung der Abtragsrate von Schmelz bezogen auf die Energiedichte bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz.....	37

Abb. 14: Komplette Messreihe auf Dentin von Kavitäten, die mit einer eingestellten Laserleistung von 5 W (entsprechen 1,32 J/cm ²) bis 9 W (entsprechen 2,34 J/cm ²) angefertigt wurden bei 1,6-facher Vergrößerung.	38
Abb. 15: Histologisches Schnittbild der gleichen Kavität nach Laserexposition von 2,34 J/cm ² bei 40-facher (a) und 100-facher Vergrößerung (b).....	38
Abb. 16: Darstellung einer Kavität mit Erstpulserhöhung.....	39
Abb. 17: Kavitätenboden einer Schmelzprobe bei 40-facher (a) und 100-facher (b) Vergrößerung nach Bestrahlung mit einer Energiedichte von 2,34 J/cm ²	39

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Laserparametersatz bei einer Pulswiederholrate von 100 kHz.....	26
Tab. 2: Laserparametersatz bei einer Pulswiederholrate von 200 kHz.....	26
Tab. 3: Laserparametersatz bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz.....	27
Tab. 4: Gemessene Ablationstiefen [μm] der Mammutelfenbeinprobe- körper nach Bestrahlung bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz	48
Tab. 5: Ermittelte Ablationsraten [mm^3/min] Elfenbein bei 500 kHz Pulswiederholrate	48
Tab. 6: Gemessene Ablationstiefen [μm] der Dentinprobekörper nach Bestrahlung bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz	49
Tab. 7: Ermittelte Ablationsraten [mm^3/min] Dentin bei 500 kHz Puls- wiederholrate	49
Tab. 8: Gemessene Ablationstiefen [μm] der Schmelzprobekörper nach Bestrahlung bei einer Pulswiederholrate von 500 kHz.....	50
Tab. 9: Ermittelte Ablationsraten [mm^3/min] Schmelz bei 500 kHz Pulswiederholrate	50

9. Literaturverzeichnis

Apel C, Meister J, Ioanna RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers Med Sci* 2002; 17: 246-252

Balata ML, Anrade LP, Santos DB, Cavalcanti AN, Tunes Uda R, Ribeiro Edel P, Bittencourt S. Photodynamic therapy associated with full-mouth ultrasonic debridement in the treatment of severe chronic periodontitis: a randomized-controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2013; 21: 208-214

Baraba A, Miletic I, Krmek SJ, Perhavec T, Bozic Z, Anic I. Ablative potential of the erbium-doped yttrium aluminium garnet laser and conventional handpieces: a comparative study. *Photomed Laser Surg* 2009; 27: 921-927

Botta SB, Ana PA, de Sa Teixeira F, da Silveira Salvadori MC, Matos AB. Relationship between surface topography and energy density distribution of Er,Cr:YSGG beam on irradiated dentin: an atomic force microscopy study. *Photomed Laser Surg* 2011; 29: 261-269

Boulnois JL. Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. *Lasers Med Sci* 1986; 1: 47-66

Braun A, Jepsen S, Deimling D, Ratka Krüger P. Subjective intensity of pain during supportive periodontal treatment using a sonic scaler or an Er:YAG laser. *J Clin Periodontol* 2010; 37: 340-345

Braun A, Wehry RJ, Brede O, Dehn C, Frentzen M, Schelle F. Heat generation caused by ablation of restorative materials with an ultrashort pulse laser (USPL) system. *Lasers Med Sci* 2012; 27: 297-303

Capodiferro S, Maiorano E, Scarpelli F, Favia G. Fibrolipoma of the lip treated by diode laser surgery: a case report. *J Med Case Rep* 2008; 2: 301

Chan KH, Hirasuna K, Fried D. Analysis of enamel surface damage after selective laser ablation of composite of tooth surfaces. *Photonics Lasers Med* 2014; 3: 37-45

De Moor RJ, Delme KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent* 2009; 11: 427-438

Engelbach C, Dehn C, Bourauel C, Meister J, Frentzen M. Ablation of carious dental tissue using an ultrashort pulsed laser (USPL) system. *Lasers Med Sci* 2015; 30: 1427-1434

Etemadi A, Sadeghi M, Abbas FM, Razavi F, Aoki A, Azad RF, Chiniforush N. Comparing efficiency and root surface morphology after scaling with Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33: 140-144

Fantarella D, Kotlow L. The 9,3 μm CO₂ Dental Laser: Technical Development and Early Clinical Experiences. *J Laser Dent* 2014; 22: 10-27

Forrester P, Bol K, Greenhalgh C, Marjoribanks R, Lilge L. Effects of Heat Absorption and Transfer in Pulsetrain-Burst Ablation of Biological Tissues. *Frontiers in Optics* 2006; Rochester, New York United States Paper FWJ3

Foschi F, Fontana CR, Ruggiero K, Riahi R, Vera A, Doukas AG, Pagonis TC, Kent R, Stashenko PP, Soukos NS. Photodynamic inactivation of *Enterococcus faecalis* in dental root canals in vitro. *Lasers Surg Med* 2007; 39: 782-787

Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?. *Int Dent J* 1990; 40: 323-332

Frentzen M, Koort HJ, Kermani O, Dardenne MU. Bearbeitung von Zahnhartgeweben mit einem Excimer-Laser: eine in-vitro Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989; 44: 431-435

Frentzen M, Winkelsträter H, van Benthem H, Koort HJ. Bearbeitung der Schmelzoberflächen mit gepulster Laserstrahlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 4: 99-104

Fried D, Ashouri N, Breunig T, Shori R. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers Surg Med* 2002; 31: 186-193

Garbui BU, de Azevedo CS, Zezell DM, Aranha AC, Matos AB. Er,Cr:YSGG laser dentine conditioning improves adhesion of a glass ionomer cement. *Photomed Laser Surg* 2013; 31: 453-460.

Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the Laser on dental caries. *Nature* 1964; 203: 417

Gutknecht N, Moritz A, Conrads G, Sievert T, Lampert F. Bactericidal effect of the Nd:YAG laser in in vitro root canals. *J Clin Laser Med Surg* 1996;14: 77-80

Hewlett ER, Orro ME, Clark GT. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 1992; 8: 49-53

Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 338-344

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 1999; 17:105-109

Johar K. *Fundamentals of Laser Dentistry*. New Dehli: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd, 2011

Kamensky V, Feldchtein F, Gelikonov V, Snopova L, Muraviov S, Malyshev A, Bityurin N, Sergeev A. In situ Monitoring of Laser Modification Process in Human Cataractous Lens and Porcine Cornea Using Coherence Tomography. *J Biomed Opt* 1999; 4: 137-143

Kang HW, RizoIU I, Welch AJ. Hard tissue ablation with a spray-assisted mid-IR laser. *Phys Med Biol* 2007; 52: 7243-7259

Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 345-351

Knappe V, Frank F, Rohde E. Principles of lasers and biophotonic effects. *Photomed Laser Surg* 2004; 22: 411-417

Li ZZ, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med* 1992; 12: 625-630

Lin S, Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, Yu L, Lin Z. Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Nanosci Nanotechnol* 2011; 11: 2421-2426

Lizarelli RF, Kurachi C, Misoguti L, Bagnato VS. Characterization of enamel and dentin response to Nd:YAG picosecond laser ablation. *J Clin Laser Med Surg* 1999; 17: 127-131

Lizarelli R, Moriyama LT, Bagnato VS. Ablation rate and micromorphological aspects with Nd:YAG picosecond pulsed laser on primary teeth. *Lasers Surg Med* 2002; 31: 177-185

Locke M. Structure of ivory. *J Morphol* 2008; 269:423-450

Martins MR, Carvalho MF, Pina-Vaz I, Capelas JA, Martins MA, Gutknecht N. Outcome of Er,Cr:YSGG laser-assisted treatment of teeth with apical periodontitis: a blind randomized clinical trial. *Photomed Laser Surg* 2014; 32: 3-9

McDowell GC, Bloem TJ, Lang BR, Asgar K. In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 112-120

Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997; 76: 1799-1807

Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater* 1997; 13: 246-251

Memarpour M, Kianimanesh N, Shayeghi B. Enamel pretreatment with Er:YAG laser: effects on the microleakage of fissure sealant in fluorosed teeth. *Restor Dent Endod* 2014; 39: 180-186

Mercer CE, Anderson P, Davis GR. Sequential 3D X-ray microtomographic measurement of enamel and dentine ablation by an Er:YAG laser. *Br Dent J* 2003; 194: 99-104

Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O, Goharkhay K, Schoop U, Schauer P, Sperr W. Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: a pilot study. *J Clin Laser Med Surg* 1997; 15: 33-37

Niemz MH. *Laser-Tissue interactions – Fundamentals and applications*. 3. ed. Berlin: Springer, 1996

Niemz MH. Investigation and spectral analysis of the plasma-induced ablation mechanism of dental hydroxyapatite. *Applied Physics B* 1994; 58: 273-281

Niemz MH, Eisenmann L, Pioch T. Vergleich von drei Lasersystemen zur Abtragung von Zahnschmelz. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993; 103: 1252-1256

Nyquist G, Tham P. Method of measuring volume movements of impression, model and prosthetic base materials in a photogrammetric way. *Acta Odontol Scand* 1951; 9: 111-130

Oakley CL, Ewe SY, Allen PL, Vote BJ. Visual outcomes with femtosecond laser-assisted cataract surgery versus conventional cataract surgery in toric IOL insertion. *Clin Exp Ophthalmol* 2016; 44: 570-573

Ohmi M, Tanizawa M, Fukunaga A, Haruna M. In-situ Observation of Tissue Laser Ablation Using Optical Coherence Tomography. *Optical and Quantum Electronics* 2006; 37: 1175-1183

Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1991; 4: 5-9

Pavone C, Perussi LR, de Oliveira GJ, Scardueli CR, Cirelli JA, Cerri PS, Junior EM, Spolidorio LC, Marcantonio RA. Effect of Er,Cr:YSGG laser application in the treatment of experimental periodontitis. *Lasers Med Sci* 2015; 30: 933-999

Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-phase I. *J Clin Laser Med Surg* 1997; 15: 109-115

Perhavec C, Gorkic A, Bracun D, Diaxi J. A method for rapid measurement of laser ablation rate of dental hard tissue. *Optics and Laser Technology* 2009; 41: 397-402

Rego Filho Fde A, Dutra-Corrêa M, Nicolodelli G, Bagnato VS, de Araujo MT. Influence of the hydrationstate on the ultrashortlaserablation of dental hard tissues. *Lasers Med Sci* 2013; 28: 215-222

Roberts TV. Femtosecond lasers in cataract surgery. *Clin Exp Ophthalmol* 2016; 44: 545-546

Rode AV, Gamaly EG, Luther-Davies B, Taylor BT, Graessel M, Dawes JM, Chan A, Lowe RM, Hannaford P. Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser. *Aust Dent J* 2003; 48: 233-239

Schelle F, Polz S, Haloui H, Braun A, Dehn C, Frentzen M, Meister J. Ultrashort pulsed laser (USPL) application in dentistry: basic investigations of ablation rates and thresholds on oral hard tissue and restorative materials. *Lasers Med Sci* 2013; 29: 1775-1783

Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie: Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. Stuttgart: Thieme, 1992: 115

Serafitinides AA, Khabbaz MG, Makropoulou MI, Kar AK. Picosecond Laser Ablation of Dentine in Endodontics. *Lasers Med Sci* 1999; 14: 168-174

Sozzi M, Fornaini C, Cucinotta A, Merigo E, Vescovi P, Selleri S. Dental ablation with 1064 nm, 500 ps, Diode pumped solid state laser: A preliminary study. *Laser Ther* 2013; 22: 195-199

Spencer P, Payne JM, Cobb CM, Reinisch L, Peavy GM, Drummer DD, Suchman DL, Swafford JR. Effective laser ablation of bone based on the absorption characteristics of water and proteins. *J Periodontol* 1999; 70: 68-74

Stern RH, Sognnaes RF. Laser effect on dental hard tissues. A preliminary report. *J South Calif Dent Assoc* 1965; 33: 17-19

Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res* 1972; 51: 455-460

Strong MS, Vaughan CW, Healy GB, Shapshay SM, Jako GJ. Transoral management of localized carcinoma of the oral cavity using the CO₂ laser. *Laryngoscope* 1979; 89: 897-905

Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chem Rev* 2003; 103: 577-644

Wang Y, Yang W, Zhou H, Huo M, Zheng Y. Temperature dependence of the fractional thermal load of Nd:YVO₄ at 1064 nm lasing and its influence on laser performance. *Opt Express* 2013; 21: 18068-18078

Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the Erbium:YAG-laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg* 1996; 14: 67-75

Weichman JA, Johnson FM. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 31: 416-420

Weichman JA, Johnson FM, Nitta LK. Laser use in endodontics. II. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972; 34: 828-830

Wong SJ, Campbell B, Massey B, Lynch DP, Cohen EE, Blair E, Selle R, Shklovskaya J, Jovanovic BD, Skripkauskas S, Dew A, Kulesza P, Parimi V, Bergan RC, Szabo E. A phase I trial of aminolevulinic acid-photodynamic therapy for treatment of oral leukoplakia. *Oral Oncol* 2013; 49: 970-976

Yamada MK, Uo M, Ohkawa S, Akasaka T, Watari F. Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er:YAG and CO₂ Lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71: 7-15

Zijp JR, ten Bosch JJ. Angular dependence of HeNe-laser light scattering by bovine and human dentine. *Arch Oral Biol* 1991; 36: 283-289

10. Danksagung

Mein Dank gilt dem Bundesministerium für Bildung und Forschung für die Möglichkeit diese Arbeit im Rahmen des Verbundprojektes MiLaDi (Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe, Leitung: Prof. Dr. Frentzen) anzufertigen.

Des Weiteren danke ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Frentzen für die Bereitstellung des Themas, die Betreuung bei der Umsetzung und die ausführliche Einführung in die Systematik und den Ablauf wissenschaftlichen Arbeitens.

Großer Dank gilt auch Priv. Doz. Dr. Jörg Meister für immer prompte Antworten auf dringende und weniger dringende Fragen und Problemstellungen, sowie naturwissenschaftliche Inspiration auch jenseits der Thematik der vorliegenden Dissertation.

Außerdem möchte ich Florian Schelle für jegliche Hilfestellung danken, die er jederzeit geleistet hat auch außerhalb seiner Arbeitszeit. Zudem ist er auch ein guter Freund geworden mit dem ich sehr humorvolle Stunden im Laserlabor verbracht habe und regen Austausch bezüglich Naturwissenschaft und Musik betreiben konnte.

Ein herzlicher Dank gilt auch Mitarbeiterinnen des Labors des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, Frau Schiermeyer, Frau Beier und Frau von Dyck, die tatkräftige Unterstützung bei der Herstellung aller Proben und Histologieschnitte geleistet haben.

Des Weiteren möchte ich der Zahnärztin Ida-Sophie Kranz und ihrer Mutter Zahnärztin Christiane Kranz danken, da ich ohne die beiden nicht das Studium der Zahnmedizin begonnen hätte. Beide haben mich durch ihre Art und Persönlichkeit zum Studium ermutigt.

Zuletzt, aber nicht weniger wichtig danke ich meinen Eltern für die moralische Unterstützung und die Möglichkeit dieses Studium abzuschließen. Ohne euch wäre das alles nicht möglich gewesen. Danke, dass ihr immer da seid.