

**Thermische Auswirkung eines neuartigen UltrakurzpulsLasers bei
der Ablation von Zahnhartgeweben**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Raphael Franz Krillke
aus Werl

2013

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Andreas Braun
2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Tag der Mündlichen Prüfung: 21.05.2013

Aus
der 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

in Kooperation
mit der Abteilung für Zahnerhaltungskunde,
Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Philipps-Universität Marburg
Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	5
1.1 Einführung in die Laserphysik.....	6
1.1.1 Prinzip der Laserlichtentstehung	6
1.1.2 Aufbau eines Lasers.....	8
1.1.3 Der Ultrakurzpulslaser	10
1.1.4 Laser- Gewebe-Interaktion	10
1.1.4.1 Photochemische Wirkungen.....	12
1.2.4.2 Photothermische Effekt	12
1.2.4.3 Photoablation	13
1.2.4.4 Plasmainduzierte Ablation	14
1.2.4.5 Photodisruption	15
1.2 Laser in der Zahnmedizin	16
1.2.1 Anwendungsmöglichkeiten.....	16
1.2.2 Zahnhartsubstanzbearbeitung.....	17
1.2.3 Theoretische Grundlagen der Zahnhartsubstanzen	18
1.2.3.1 Dentin.....	18
1.2.3.2 Schmelz.....	20
1.2.3.3 Thermische und optische Eigenschaften.....	22
1.3 Ziel der vorliegenden Arbeit.....	25
2. Material und Methoden	27
2.1 Verwendetes Laser-System.....	27
2.2 Scanner und Software	27
2.3 Die Temperaturmessung	29
2.4 Der Versuchsaufbau	29
2.5 Herstellung der Versuchsproben	31
2.5.1 Elfenbein	31
2.5.2 Schmelz und Dentin	31
2.6 Versuchsdurchführung.....	32
2.6.1 Die Vorversuche.....	34
2.6.2 Studienaufbau der Vorversuche	35
2.6.3 Die Hauptversuche.....	36
2.6.4 Studienaufbau der Hauptversuche	37
2.7 Datenerfassung und Statistik.....	38

3. Ergebnisse.....	39
3.1 Die Vorversuche	39
3.1.1 Leistung.....	39
3.1.2 Frequenz	40
3.1.2 Gesamtenergie	41
3.2 Die Hauptversuche	42
3.2.1 Leistung.....	42
3.2.1 Schichtdicke – Dentin	43
3.2.2 Schichtdicke – Schmelz	44
3.2.3 Temperaturverlauf – Schmelz und Dentin	45
4. Diskussion.....	47
4.1 Bewertung der Vorgehensweise.....	47
4.2 Bewertung der Ergebnisse	48
4.3 Einblick in die Literatur.....	50
5. Zusammenfassung	53
6. Anhang.....	55
7. Abbildungsverzeichnis	63
8. Tabellenverzeichnis	66
9. Literaturverzeichnis	67
10. Danksagung.....	74

1. Einleitung

Seit der Entwicklung des ersten funktionierenden Lasersystems im Jahre 1960 durch T.H. Maiman (Maiman et al., 1960) versucht man, Laser in der Zahnheilkunde einzusetzen (Dörschel et al., 1993). Regelmäßig wird besonders in der Tagespresse über den Einsatz von Lasern in der Zahnmedizin berichtet und den Patienten suggeriert, dass Laser universell in der Zahnheilkunde verwendet werden können (Bille und Schlegel, 2005). Richtig ist, dass sich eine zunehmende Zahl an Indikationsbereichen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde etabliert. In der chirurgischen Weichgewebsbearbeitung hat sich besonders der CO₂- Laser schon lange als Standardinstrument durchgesetzt (Schwenzer und Ehrenfeld, 2008). Weitere Indikationen sind zum Beispiel antimikrobielle Wurzelkanalbehandlungen in der Endodontie, die oberflächliche Behandlung von Dentin bei Hypersensibilität oder die Konkremententfernung und Taschendekontamination in der Parodontologie (Stübinger et al., 2004; Krause et al., 2007; Wehner et al., 2007).

Die Hoffnung, eine Alternative zur herkömmlichen Zahnhartsubstanzbearbeitung mit Bohrer und Diamant zu schaffen (Altschuler et al., 1991) hat sich aber bis heute nicht restlos erfüllt, es sind noch einige Probleme zu überwinden (Stübinger et al., 2004). Thermische Belastungen, die zu Rissbildungen führen (Frentzen et al., 1991) und länger anhaltende intrapulpare Temperaturerhöhungen auf ca. 43°C, die Nekrosen auslösen können (Zach et al., 1965; Keller et al., 1991), sind nur einige Komplikationen, die es zu vermeiden gilt.

Laser haben ein einheitliches technisch-physikalisches Grundprinzip, unterscheiden sich aber durch verschiedene Lasermedien und Laserparameter, wie z.B. Wellenlänge, Pulslänge, Wiederholungsrate. Daraus resultiert eine große Variabilität der biologischen Wirkung von Laserstrahlen, die unterschiedlich eingesetzt werden können (Frentzen und Koort, 1991; Dörschel, 1993). Durch die Weiterentwicklung der Lasersysteme und die Verbesserung der physikalischen Eigenschaften, wie Monochromasie, hohe spektrale Energiedichte, große zeitliche und räumliche Kohärenz und die Möglichkeit der Erzeugung ultrakurzer Lichtpulse haben sich in der Medizin neue therapeutische und diagnostische Möglichkeiten eröffnet (Meister, 1998).

Im MiLaDi-Verbundprojekt, einem Zusammenschluss aus Unternehmen aus der Wirtschaft und der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn mit Bezuschussung des Bundesministeriums für Bildung und Forschung (BmBF), soll ein neuentwickelter Pikosekundenlaser erforscht werden. Es handelt sich um einen modengekoppelten Nd:YAG-Laser mit einer Pulslänge von 8 ps und einer Wellenlänge von 1064 nm, der sich in der Industrie durch temperaturarme Materialbearbeitungseigenschaften hervorgetan hat. Ziel ist es, diese Ergebnisse auf den Bereich der Zahnheilkunde zu übertragen (Frentzen und Braun et al., 2011).

1.1 Einführung in die Laserphysik

Der Begriff LASER ist ein Akronym der englischen Bezeichnung „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“. Es beschreibt ein Prinzip zur Erzeugung elektromagnetischer Strahlung, das Albert Einstein bereits 1916 postuliert hat (Einstein, 1916).

1.1.1 Prinzip der Laserlichtentstehung

Atome bestehen aus einem mit positiv geladenen Protonen und ungeladenen Neutronen bestückten Kern und sich auf verschiedenen Energieniveaus befindlichen Elektronen in der Hülle. Die Elektronen bewegen sich in konzentrischen Bahnen um den Atomkern, wobei sie sich im Gleichgewicht zwischen Zentrifugalkraft und elektrischer Anziehungskraft durch den gegensätzlich geladenen Kern befinden (Harms, 2006). Die im Jahre 1900 von Max Planck aufgestellte Quantentheorie beschreibt, dass Atome in verschiedenen Energiezuständen vorkommen können, aber stets den energieärmsten Grundzustand anstreben (Planck, 1900 a; Planck, 1900 b). Trifft ein Photon auf ein sich in der Hülle befindliches Elektron, kann dieses auf ein höheres Energieniveau angehoben werden. Die Energie des Photons muss dabei mindestens genauso groß sein, wie die Bindungsenergie des Elektrons. Fällt das Elektron, nach einer für das Atom charakteristischen Zeitspanne, wieder in sein ursprüngliches Energieniveau zurück, gibt es die vorher zugeführte Anregungsenergie in Form eines Photons als spontane Emission ab (Einstein, 1905; Einstein 1916). Die spontan entstehende elektromagnetische Emission entspricht in Energiehöhe und Frequenz der Größe der Energiedifferenz zwischen den Bahnen und hat ein inkohärentes Verhalten. Das heißt, dass die Anregung der Atome

räumlich und zeitlich unabhängig voneinander ist und das entstehende Licht nicht phasengleich vorkommt (Eichler et al., 1991; Gilde 1992).

Bei der stimulierten Emission wird durch Energiezufuhr eine große Anzahl an Atomen angeregt. Es tritt eine Besetzungsinversion ein. Das heißt, dass sich mehr Teilchen in einem energetisch höheren, als in dem energetisch niedrigeren Zustand befinden. Als Folge setzt die Photonenemission im Atomverband lawinenartig im Sinne einer Kettenreaktion ein. Dieser Vorgang bildet die Grundlage der Laserlichtverstärkung. Im Gegensatz zur spontanen Emission, die ein Zufallsgeschehen ist, entsteht hier Strahlung mit ganz bestimmten Eigenschaften.

Die entstehende elektromagnetische Strahlung des Lasers zeichnet sich durch Kohärenz, Monochromasie, Kollimation sowie hohe Energiedichten aus.

- Kohärenz bedeutet, dass die freigesetzten Photonen in Energie, Ausbreitungsrichtung und Phase übereinstimmen (räumliche und zeitliche Phasengleichheit).
- Monochromasie liegt vor, wenn alle Wellenzüge die gleiche Wellenlänge, d.h. die gleiche Frequenz bzw. Energie besitzen.
- Kollimation wird erreicht, wenn sich das Strahlenbündel auch auf großen Entfernungen nur wenig aufweitet, da die Strahlen nahezu parallel verlaufen.
- Eine hohe Energiedichte liegt vor, wenn das erzeugte Licht auf engstem Raum aufgrund der Kohärenz gebündelt werden kann (Frentzen et al., 1991; Dörschel, 2000; Müller, 1988).

Des Weiteren wird die elektromagnetische Strahlung durch ihre Wellenlänge (λ) und ihre Frequenz (ν) bestimmt. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit (c) entspricht der Lichtgeschwindigkeit und liegt bei 3×10^8 m/s. Dabei stehen die Größen mit der Formel $c = \lambda * \nu$ in Beziehung. Die wichtigsten in der Medizin eingesetzten Lasertypen befinden sich in einem Wellenlängenbereich zwischen 150 bis ca. 10000 nm. Die entstandene Laserstrahlung ist durch Kohärenz und Kollimation stark bündelbar, wodurch sehr hohe Leistungsdichten erreicht werden können. Die Intensitätsverteilung entspricht einer Gaußschen Glockenkurve mit dem Intensitätsmaximum im Zentrum des Strahls (Abb. 1) (Dörschel, 1993).

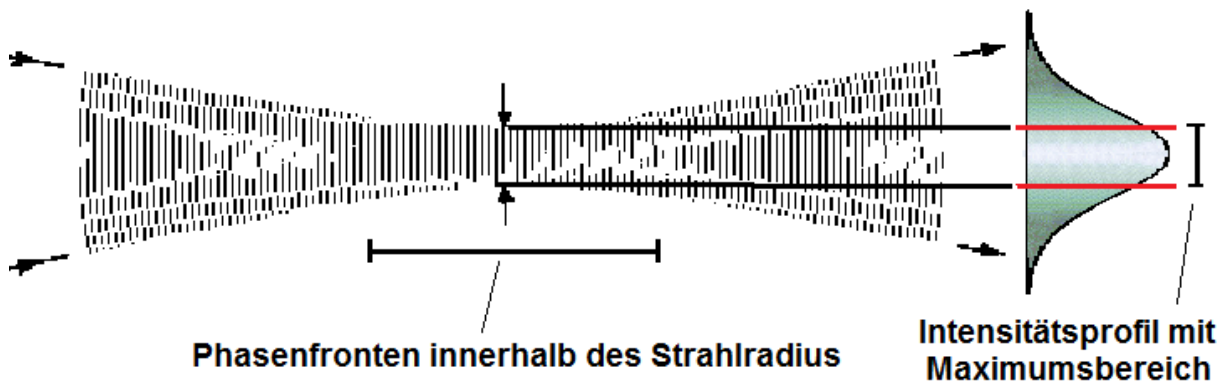


Abb. 1: Illustration eines Gauß-Strahls. Dargestellt sind die Phasenfronten innerhalb des Strahlradius sowie ein typisches Intensitätsprofil mit Maximumbereich (nach Bille und Schlegel, 2005)

1.1.2 Aufbau eines Lasers

Die Lasersysteme unterscheiden sich in Aufbau, Betriebsart und spezifischen Eigenarten des Lasermediums, das zu Grunde liegende Prinzip der Laserlichtentstehung ist aber immer gleich (Eichler, 1991; Gilde, 1992; Ertl et al., 1995, Dörschel, 2000). Um das beschriebene Laserprinzip technisch umzusetzen, benötigt man drei wesentliche Grundelemente. Man braucht erstens ein aktivierbares Lasermedium, was im Verstärker verbaut ist. Jeder Laser besitzt ein laseraktives Medium, welches zur Erzeugung von Laserlicht durch stimulierte Emission geeignet ist. Dabei kann es sich um Festkörper, Flüssigkeit oder Gas handeln.

Des Weiteren braucht man einen Pumpmechanismus, der den Energielieferant darstellt. Die Energiezufuhr bringt das Lasermedium in einen Ungleichgewichtszustand und ermöglicht so die stimulierte elektromechanische Emission. Mögliche Energiequellen sind Blitzlampen, Dioden, Gasentladungslampen oder elektrische Felder. Ein System aus parallel angeordneten Hohlspiegeln und dem Lasermedium bildet den sogenannten Resonator. Das entstandene Licht wird zwischen den Spiegeln hin und her reflektiert. Wenn der Abstand der Spiegel ein ganzzahliges Vielfaches der halben Wellenlänge der Schwingung beträgt, bildet sich durch Interferenz eine stehende Welle. Ein gewisser Prozentsatz der Strahlung wird dann durch einen teildurchlässigen Auskopplungsspiegel aus dem Lasermodul heraus und über ein Deliverysystem zum Nutzungsort geführt (Abb. 2) (Müller, 1988; Dörschel, 2000; Schwenzler, 2009; Ertl et al., 1993).

Aufgrund der vielen technischen Möglichkeiten lassen sich Lasergeräte auf unterschiedlichste Art klassifizieren. Grundlage dafür bieten zum Beispiel die Ausgangsleistung, das Lasermedium, die Wellenlänge der emittierten Strahlung und der Betriebsmodus. Mit über 600 potentiellen Lasermedien, einem Wellenlängenspektrum vom UV- bis zum IR-Bereich und der Möglichkeit der kontinuierlichen und gepulsten Arbeitsweise sind die Einteilungsmöglichkeiten entsprechend vielfältig (Frentzen et al., 1991).

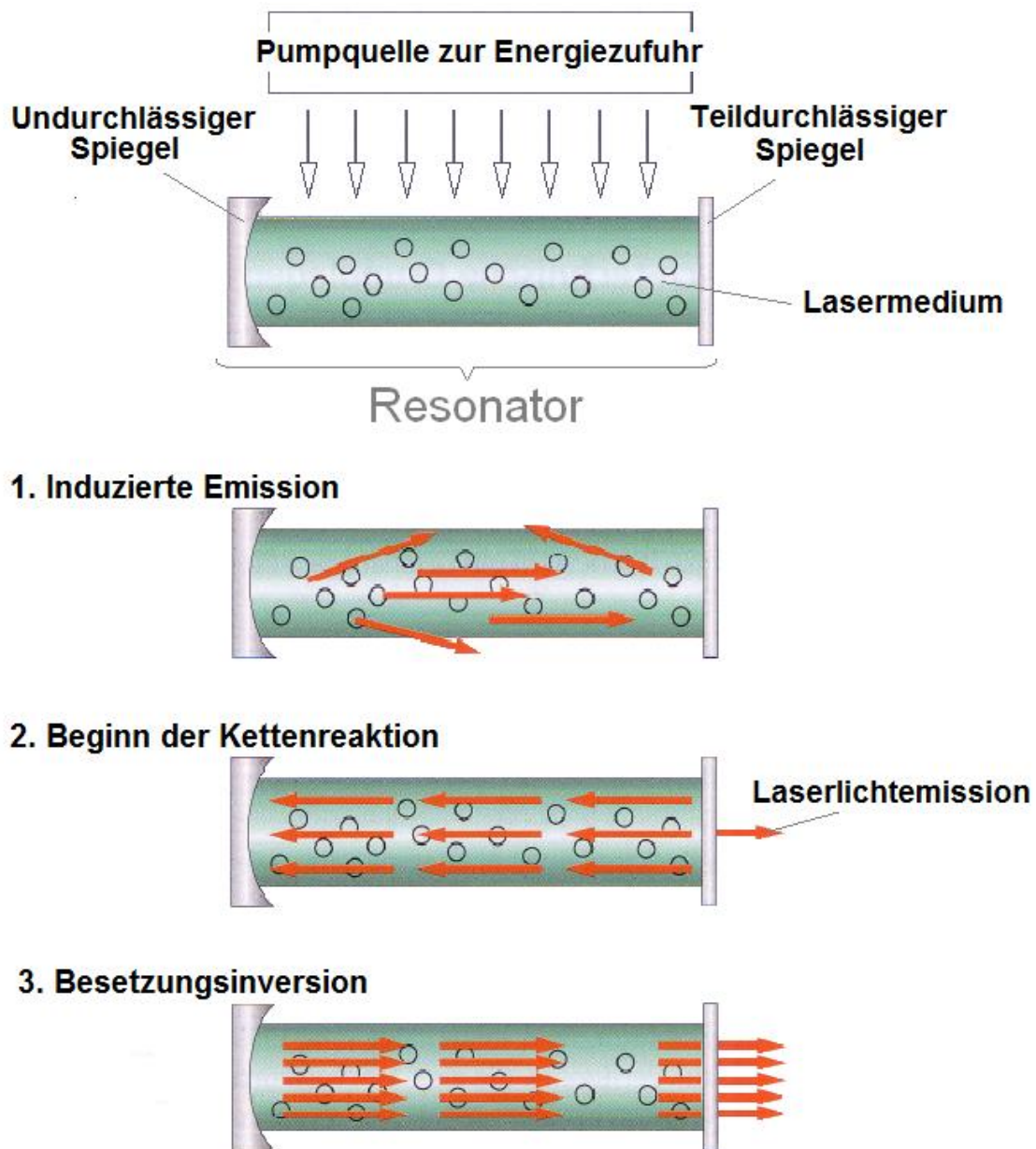


Abb. 2: Aufbau eines Lasers und Prozess der Laserstrahlverstärkung (nach Schwenzer und Ehrenfeld, 2009; Dörschel, 1993)

1.1.3 Der Ultrakurzpuls laser

Der Ultrakurzpuls laser ist ein gepulster Laser im Piko- oder Femtosekundenbereich. Er besteht aus einem modengekoppelten Oszillator und einem regenerativen Verstärker. Der Oszillator dient der Erzeugung der Pulse durch Modenkupplung (Bille und Schlegel, 2009). Dabei werden hin- und herlaufende Lichtpulse in eine feste Phasenbeziehung gebracht, so dass sie zu einem bestimmten Zeitpunkt zu einem Puls interferieren. Je mehr Lichtpulse sich zu einem Zeitpunkt konstruktiv überlagern, umso kürzer wird der Puls (Franzen et al., 2005; Frentzen und Braun, 2011). Die entstandenen Pulse sind vorerst noch sehr intensitätsschwach und werden in den Resonator eingekoppelt (Seeding), wo sie um den Faktor 10^6 verstärkt werden. Dieser Verstärkungsprozess wird durch den regenerativen Verstärker erreicht (Bille und Schlegel, 2009). Die entstehenden Pulsleistungen erreichen Werte von mehreren Millionen Watt (Frentzen und Braun, 2011). Die Intensitätsverteilung des Pulses hat dann idealerweise nicht mehr den Verlauf eines Gaußprofils (Abb. 1), sondern steiler ansteigende Flanken (Franzen et al., 2005).

1.1.4 Laser- Gewebe-Interaktion

Die Wechselwirkungen von Laserenergie und Gewebe kann man unterteilen in lineare und nichtlineare Prozesse. Entscheidend für die entstehenden Wechselwirkungsarten sind die Pulslängen und die Leistungsdichten, die von nur wenigen $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ bis zu einigen GW/cm^2 reichen können.

Die linearen Effekte lassen sich weiter in photochemische und photothermische Effekte unterteilen. Zu den nichtlinearen Effekten zählen die Photoablation, plasma-induzierte Ablation und die Photodisruption (Abb. 3). Dabei handelt es sich um Laserprozesse mit hohen Leistungen bzw. Energiedichten und kurzen Pulsdauern, bei denen chemische Bindungen aufgespalten werden. Die Wärmeleitung in die Umgebung des bestrahlten Bereichs kann aufgrund der kurzen Laserpulsdauern (<1 ms) vernachlässigt werden. Man spricht deshalb auch von nichtthermischen Wirkungen (Niemz, 1996; Dörschel et. al, 1993).

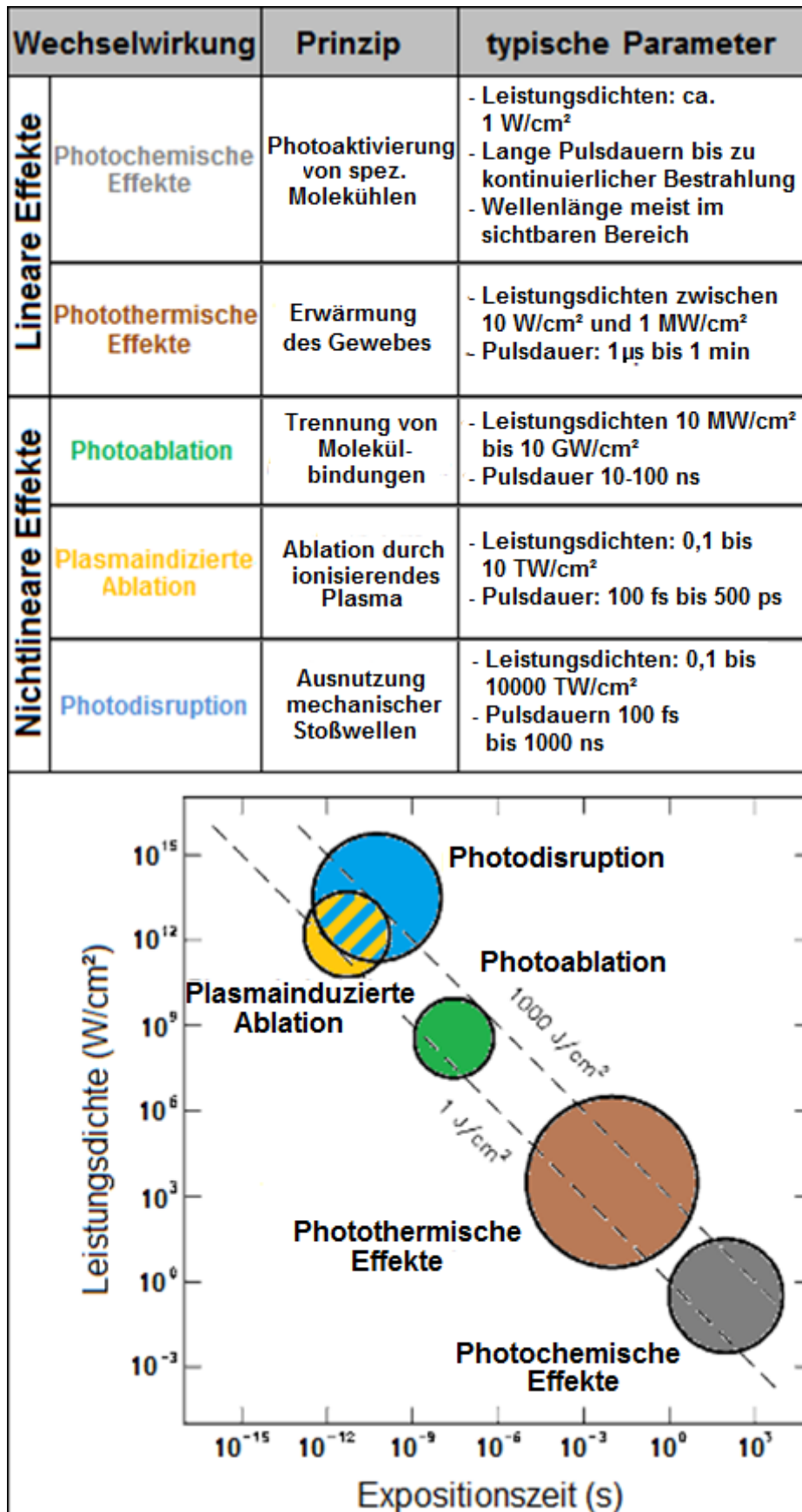


Abb. 3: Laser-Gewebe-Interaktion und typische Parameter (nach Dörschel et. al, 1993; Niemz, 1996)

1.1.4.1 Photochemische Wirkungen

Die photochemischen Wirkungen basieren auf der durch Licht ausgelösten Stimulation von Gewebe und einer anschließenden chemischen Reaktion. Diese Reaktion kann in Form einer Dissoziation, Isomierung und Synthese von Molekülen ablaufen. Medizinisch eingesetzt werden diese Effekte bei der Laserakkupunktur, der Biostimulation (Photoinduktion) und der Photodynamischen Therapie (PDT). Diese Wechselwirkungen treten vor allem bei niedrigen Energiedichten ($1\text{W}/\text{cm}^2$) und langen Expositionszeiten auf. Die Pulsdauer kann von Sekunden bis zu kontinuierlicher Bestrahlung variieren. In der Regel wird Licht im sichtbaren Wellenlängenbereich eingesetzt, weil es sehr effektiv und tiefenwirksam ist. Die photochemischen Effekte sind im Gewebe im Prinzip nichtthermischer Natur. Werden jedoch größere Leistungsdichten appliziert, kann es durch Umwandlung in thermische Energie zu einer Erwärmung in Gewebe führen (Dörschel et. al, 1993; Niemz, 1996).

1.2.4.2 Photothermische Effekt

Die photothermischen Effekte entstehen durch die Absorption der Laserstrahlung und die Umwandlung der eingebrachten Energie zu Wärme. Dieser Prozess verläuft durch die Anregung der im Gewebe befindlichen Moleküle zu Rotations- und Schwingungszuständen und einer anschließenden Relaxation. Die Erwärmung des Gewebes lässt sich durch die applizierte Laserleistung und die daraus im Gewebe resultierende Erwärmung und die Länge der Einwirkzeit beschreiben. Des Weiteren ist sie abhängig von den thermischen und optischen Eigenschaften des Gewebes und der eingesetzten Laserwellenlänge (Helfmann et al., 1995).

Bis zu einer Temperatur von ca. 45°C sind, abhängig von der Dauer, keine irreversiblen Schäden zu erwarten, ab 60°C setzt die Koagulation ein, ab 150°C die Karbonisierung (Verkohlung) und ab 300°C wird das Gewebe verdampft (Tab. 1).

Die optischen, thermischen und mechanischen Eigenschaften des Gewebes ändern sich aber im Laufe des Laserprozesses. Die Karbonisierung führt z.B. zu einer erhöhten Absorption der Laserstrahlen und so zu einem schnelleren Temperaturanstieg. Eine Austrocknung führt zu einer Wärmestauung aufgrund schlechterer Wärmeleitung (Berlien et al., 1991).

Die typische thermische Gewebsreaktion ist die Photovaporisation. Die Vaporisation beschreibt die Gewebsverdampfung. Eingesetzt wird dieser Prozess in der Medizin zum Gewebeschneiden. Dabei werden hohe Energiedichten auf das Gewebe übertragen. Durch körpereigene Stoffe wie Wasser, Blut, Proteine, etc., die die Strahlung absorbieren, steigt die Temperatur lokal auf mehrere hundert Grad Celsius. Das im Gewebe enthaltene Wasser verdampft, es kommt zur Austrocknung, Pyrolyse und einer Karbonisation. Diese Oberflächenveränderung verstärkt die Absorption der Strahlung weiter (siehe oben). Der typische Temperaturbereich liegt zwischen 150° und 700°C (Fuchs et al., 1995).

Temp.	Gewebeeffekte
37° C	keine irreversiblen Gewebeschäden
40-45° C	Enzyminduktion, Ödembildung Membranauflockerung und in Abhängigkeit von der Zeit Zelltod
60° C	Protein Denaturierung, beginnende Koagulation und Nekrosen
80° C	Kollagendenaturierung, Membrandefekte
100° C	Trocknung
< 150° C	Karbonisierung (Verkohlung)
300° C >	Verdampfung, Vergasung

Tab. 1: Laserwirkung auf Gewebe in Abhängigkeit von der Temperatur (nach Helfmann, 1995)

1.2.4.3 Photoablation

Wird eine ausreichende Photonendichte pro Raumvolumen und Zeiteinheit übertragen und dadurch eine ausreichende Leistungsdichte erreicht, kommt es zum direkten Auflösen von Molekülbindungen, der Photoablation. Typische Pulsdauern liegen bei 10 bis 100 ns und Leistungsdichten von 10 MW/cm² bis zu 10 GW/cm². Durch die kurze Interaktionszeit wird wenig Wärmeenergie in das Gewebe übertragen (Frentzen et al, 1991; Niemz, 1996). Es muss eine gewebespezifische Energiedichte (Ablationsschwelle) überschritten werden, um einen Gewebeabtrag zu erzielen (Zone I) (Abb. 4). Nach Überschreiten dieser Schwelle kommt es zu einer explosionsartigen Abtragung von Gewebe, die bis zu einem Sättigungsbereich ansteigt (Zone III).

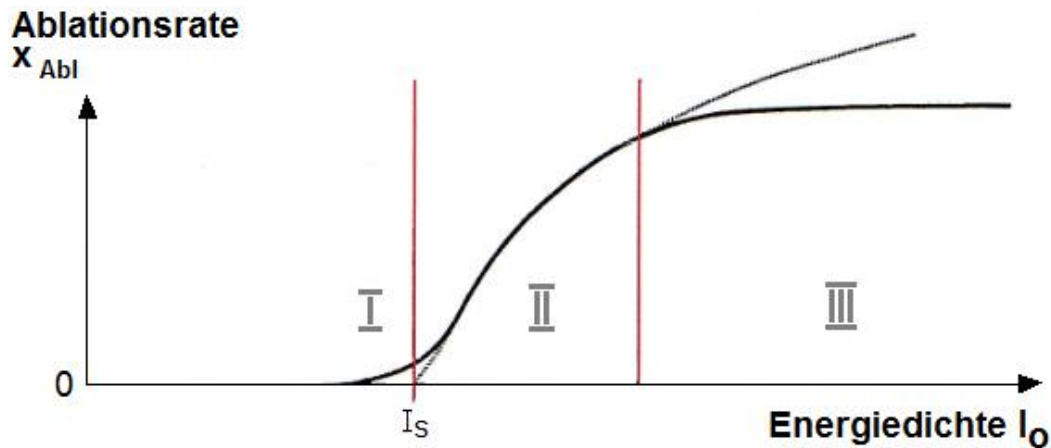


Abb. 4: Prinzipieller Verlauf der Ablation. Die durch einen Einzelpuls abgetragene Schichtdicke (Ablationsrate) ist über der Energiedichte aufgetragen (I_s = Ablationsschwelle) (nach Berlien, 1991)

1.2.4.4 Plasmainduzierte Ablation

Durch weitere Erhöhung der Leistungsdichten entsteht über dem Gewebe ein Plasma (Plasma shielding) (Zone III) (Berlien et al., 1995). Plasma ist ein hochionisierter, gasförmiger Zustand, der durch Erzeugung freier Elektronen, sog. lucky electrons, entsteht. Die Ionisation der Materie (optischer Durchbruch) wird erreicht, wenn die elektrische Feldstärke in Bereiche von 0,1 bis 10 TW/cm² steigt (Berlien et al., 1995; Niemz, 1996; Harms, 2006). Die optischen Eigenschaften des Gewebes haben darauf keinen Einfluss mehr. Das Plasma kann durch sehr kurze, energiereiche Pulsfolgen im Piko- und Femtosekundenbereich durch Multiphotonenionisation erzeugt werden. Des Weiteren können Nanosekundenlaser diesen Zustand durch kurzzeitige Erhitzung des Gewebes auf über 1000 K durch thermische Ionisation erreichen. Es entstehen zwei sich überlagernde Laser-Gewebe-Wechselwirkungen, die plasmainduzierte Ablation und die Photodisruption (Bille et al., 2004; Niemz, 1996; Frentzen et al., 1991).

Das ionisierte Plasma sorgt für eine saubere glatte Ablation, die sogenannte plasmainduzierte Ablation. Durch das Laserfeld werden die freien Elektronen beschleunigt (inverse Bremsstrahlung) und geben ihre Energie durch Stoßionisation weiter. Die mittlere Temperatur des Plasmas wird auf 5000-7000 K geschätzt. Die Lebensdauer des Plasmas beträgt aber nur 10-20 ns, weshalb keine thermische Diffusion und keine thermische Schädigung des umliegenden Gewebes stattfindet. Aufgrund seiner materialunabhängigen Eigenschaften lässt das Plasma sich auch in transparente Medien einkoppeln (Bille et al., 2004; Berlien et al., 1995, Donges, 2006).

1.2.4.5 Photodisruption

Zusätzlich zur Plasmabildung treten sekundäre Effekte auf, die mechanischer Natur sind und über die Grenzen des Plasmas hinaus wirken. Während des optischen Durchbruchs dehnt sich das Plasma explosionsartig aus und es kommt zur Ablation von Gewebe durch Schockwellenbildung, Kavitationsblasen und Jetbildung (Abb. 5). Die Photodisruption beschreibt den Gewebeabtrag durch mechanische Zerstörung. Man geht davon aus, dass die Schockwellen für einen Großteil des Gewebeabtrags verantwortlich sind (Bille et al., 2004).

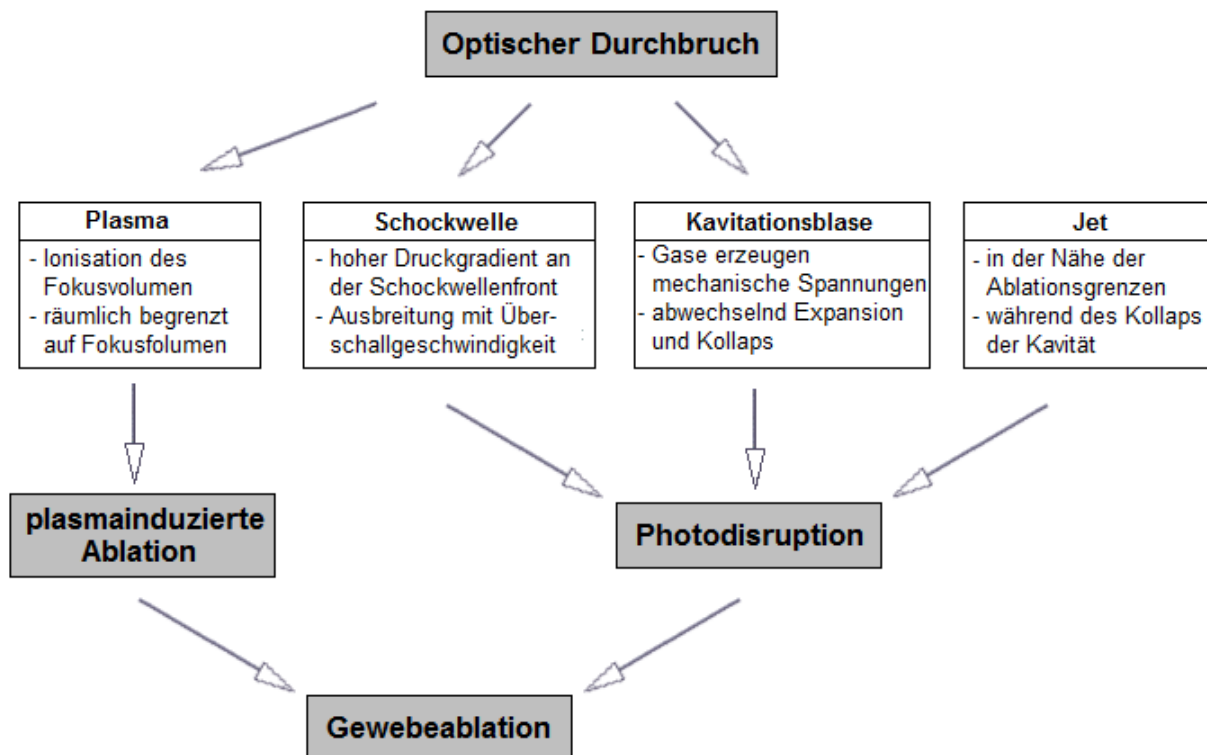


Abb. 5: Prozesse bei plasmainduzierter Ablation und Photodisruption (nach Bille und Schlegel, 2005)

1.2 Laser in der Zahnmedizin

1.2.1 Anwendungsmöglichkeiten

Die optischen Eigenschaften des Gewebes und die spezifischen Eigenschaften, insbesondere die Wellenlänge des Lasersystems, bestimmen die Wirkung der Laserstrahlung auf das bestrahlte Gewebe (Morioka et al., 1989; Stabholz et al., 2003). Laser werden vielfältig in der Zahnmedizin eingesetzt. Besonders die Anwendung in der Weichgewebschirurgie bietet heute ein breites Indikationsspektrum (Frentzen et al., 1991). Von der Vielzahl an eingesetzten Lasern, zu denen unter anderem der Excimer, Dioden, Er:YAG-, Er:YSGG, CO₂- und der Nd:YAG-Laser gehören, hat fast jedes System eine spezielle wellenlängenabhängige Eignung für ein Anwendungsgebiet (Abb. 6) (Sulieman, 2005; Coluzzi, 2000).

	Lasertyp	Medium	Anwendungsgebiet
100 nm ultraviolett	308 nm Excimer-Laser	Gaslaser	Wurzelkanalbehandlung, Excavation, Fissurenversiegelung, Präparation, Wurzeloberflächenreinigung
400 nm sichtbar	655-980 nm Dioden-Laser	Festkörperlaser	Chirurgie, Bleaching, Low-Level-Laser-Therapie, Photodynamische Therapie (aPDT), Gewebedesinfektion in Paro und Endodontologie, Laserfluoreszenzdiagnostik
750 nm	1064 nm Nd:YAg-Laser	Festkörperlaser	Chirurgie, Koagulieren, Abtragen, Desensibilisieren, Fissurenversiegelung, Wurzeloberflächenreinigung, Gewebedesinfektion in Paro- und Endodontologie, Wurzelkanalaufbereitung
infrarot	2940 nm Er:YAG-Laser	Festkörperlaser	Wurzelkanalaufbereitung, Excavation, Präparation, Kürettage, Fissurenversiegelung
15000 nm	10600 nm CO ₂ -Laser	Gaslaser	Chirurgie, Koagulieren, Abtragen, Desensibilisierung, Fissurenversiegelung, offene Kürettage, Gewebedesinfektion in Paro- und Endodontologie

Abb. 6: Spektrum medizinischer Laserwellenlängen mit einer Auswahl häufig genutzter zahnmedizinischer Lasertypen und deren Anwendungsgebiete (Frentzen und Koort, 1991; Krause und Frentzen, 2007; Meister, 1998)

1.2.2 Zahnhartsubstanzbearbeitung

Eine Voraussetzung für den Einsatz von Lasern zum Zahnhartsubstanzabtrag ist eine möglichst geringe thermische Belastung der Zahnhartsubstanzen, wie sie auch bei der konventionellen Präparation mit rotierenden Instrumenten angestrebt wird (Meduna et al., 1965; Frentzen et al., 1990). Die Bearbeitung von Zahnhartgeweben wird seit Einführung des Lasers erforscht (Frentzen et al., 1991). Es wurden in der Anfangsphase verschiedene Lasersysteme für die Zahnhartsubstanzbearbeitung erprobt. So wurden unter anderem von Goldman und Stern Untersuchungen an Rubin-, CO₂- und Nd:Yag-Lasern durchgeführt (Goldman et al., 1964). Es ergaben sich aber nur geringe Abtragsraten in Verbindung mit starken thermischen Nebeneffekten. Des Weiteren waren Karbonisierungen, Mikrorisse und Verfärbungen zu beobachten (Stern et al., 1964; Goldman et al., 1964; Feit et al., 1996).

Mit Weiter- und Neuentwicklungen von Lasersystemen in den 70er Jahren konnten die thermischen Nebenwirkungen zwar reduziert aber nicht ausgeschlossen werden (Frentzen, 1991). Man erkannte, dass durch Mikroexplosionen herbeigeführter Gewebeabtrag mit minimaler Wärmeleitung in das umliegende Gewebe einhergeht. Voraussetzung dafür sind gepulste Laser, deren Wellenlänge stark von Wasser und der organischen Matrix des bestrahlten Gewebes absorbiert werden (Dörschel et al., 1993; Bille und Schlegel, 2005). Gepulste CO₂-Laser konnten sich aufgrund der ausgeprägten thermischen Nebenwirkungen, wie ausgedehnte Karbonisierung, Rissbildung und Verfärbungen (Brune, 1980; Bille und Schlegel, 2005) und irreversiblen Schädigungen der Pulpa (Goodies et al., 2002), nicht durchsetzen. Der Ende der 80er Jahre eingeführte Er:YAG-Laser ermöglicht einen effektiven Abtrag von Zahnhartsubstanzen. Die emittierte Wellenlänge liegt dabei im Bereich des Absorptionsmaximums von Wasser. Aber auch hier wurden temperaturbedingte Veränderungen, wie Braunfärbungen und Kraterbildungen, festgestellt (Hibst et al., 1989; Bornstein, 2003). Der Nd:YAG-Laser führt aufgrund geringer Absorption in Schmelz und Dentin zu nur geringen Oberflächenveränderungen. Das Absorptionsmaximum liegt im Bereich pigmentierter Gewebe und führt deshalb zu starker Absorption im Bereich der Pulpa und zu entsprechenden thermischen Wirkungen (Altschuler, 1991; Goodies et al., 2002; Bille und Schlegel, 2005).

Der Einsatz von Ultrakurzpulslasern im Nanosekundenbereich seit den 90er Jahren und die Steigerung bis in den Piko- und Femtosekundenbereich mit typischen Puls-

leistungen von mehreren Millionen Watt ermöglichen ganz neue technische Möglichkeiten. Ausreichend hohe Intensitäten lassen Abtrag unabhängig vom Absorptionsspektrum zu und ermöglichen auch Ablation von transparenten Materialien. Diese Prozesse laufen im nichtlinearen Bereich ab (siehe oben Ultrakurzpulslaser und Photodisruption) (Frentzen und Braun, 2011) und sind daher als wellenlängen- und materialunabhängig anzusehen (Franzen et al., 2005).

1.2.3 Theoretische Grundlagen der Zahnhartsubstanzen

Das Kauorgan ist eine Verflechtung unterschiedlicher morphologischer, histogentisch und metrisch selbstständiger Bestandteile. Diese Elemente lassen sich zwar organtypisch zuordnen, es handelt sich unter technischem Verständnis aber nicht um definierbare Substrate, da biologisch bedingt eine hohe Variabilität gegeben ist (Zuhrt et al., 1993).

1.2.3.1 Dentin

Dentin ist der Hauptbestandteil des menschlichen Zahnes und wird von Osteoblasten gebildet. Es handelt sich um ein vitales Gewebe mit adaptiven und defensiven Fähigkeiten (Schröder, 1987; Seekamp et al., 1993). Entwicklungsgeschichtlich sind Odontoblasten mesenchymaler Herkunft (van Rensburg, 1994). Der ausdifferenzierte Odontoblast synthetisiert als Primärprodukt Prädentin. Es besteht aus Kollagen Typ I, Glykoproteinen und Glykosaminen und wird extrazellulär zu Fibrillen polymerisiert (Schröder, 1987). Dentin ist zu Beginn eine rein organische Substanz, in die erst mit zunehmender Dicke anorganische Substanz eingelagert wird (van Rensburg, 1994). Der strukturelle Aufbau des Dentins ist durch 5 Elemente charakterisiert:

1) Die Odontoblasten liegen mit ihrem Zellkörper an der inneren Dentinoberfläche in der Nähe der Pulpa, ihre Fortsätze reichen normalerweise durch die Dentinkanälchen bis in die Peripherie des Dentinmantels. Die Odontoblasten versorgen nach Abschluss der Zahnbildung den Dentinmantel und können sekundäres Dentin bilden (Schröder, 1987).

2) Die Dentinkanälchen nehmen einen S-förmigen Verlauf und haben einen mittelwertigen Durchschnitt von 1,5 µm. In Pulpennähe liegen die Kanäle näher beieinander (van Rensburg, 1994). So sind in der Peripherie 15000 Kanäle pro Quadrat-

millimeter und pulpanah ungefähr 65000 Dentinkanälchen anzutreffen. Durchschnittlich sind es ca. 35000 Kanälchen pro Quadratmillimeter (van Rensburg, 1994). Gefüllt sind die Kanäle mit den Odontoblastenfortsätzen und Grundsubstanz. Das Lumen nimmt durch Sklerosierung im Laufe des Alterns bis hin zur vollständigen Obliteration ab (Schröder, 1987).

3) Das Manteldentin ist die äußere ca. 10-30 µm dicke Dentinschicht parallel zur Schmelz-Zement-Grenze und ist sehr inhomogen zusammengesetzt.

4) Das zirkumpulpale Dentin bezeichnet die Hauptmasse des Dentinkerns und wird durch die funktionell koordinierten Odontoblasten gebildet. Es entsteht in rhythmischen Wachstumsphasen, unterbrochen von Ruhephasen. Diese hypomineralisierten Bereiche heißen Ebnersche Linien. Sie liegen ca. 20 µm auseinander (Schröder, 1987). Eine akzentuierte Wachstumslinie ist die Neonatallinie. Sie stellt den Übergang von prae- und postnatal gebildetem Dentin dar (van Rensburg, 1994).

5) Das zwischen und um die Kanälchen liegende Dentin heißt intertubuläres Dentin und peritubuläres Dentin. Der Mineralisierungsgrad ist gegenüber dem intertubulären Dentin viel höher.

Alle Bereiche des Dentins enthalten Kalziumphosphatkristalle vom Typ Apatit, welches während des Mineralisierungsprozesses eingelagert wird. Die Verteilung variiert dabei stark. Das intertubuläre Dentin besteht aus ca. 50% Kalziumphosphat, das peritubuläre Dentin dagegen aus ca. 90% (Schröder, 1987). Durchschnittlich besteht Dentin zu 70 Gew.% aus anorganischem, zu 20 Gew.% aus organischem Material und zu 10% aus Wasser (Abb. 7) (Hellwig et al., 2009).

Die Kristallgröße entspricht der von Wurzelzement und Knochen und ist damit wesentlich kleiner als die von Schmelz. Das Dentin enthält einige Strukturfehler und Besonderheiten. So kann stellenweise sogenanntes Interglobulardentin auftreten, als Folge von nichtvollständig verschmolzenen Kalkosphäriten (Mineralisierungskristalle). Im Manteldentin der Zahnwurzel gibt es hypomineralisierte Bereiche in körniger Form, die Tomessche Körnerschicht. Des Weiteren gibt es Areale mit zeitlebens gebildetem Sekundärdentin und aufgrund von äußeren Reizen gebildetem Tertiärdentin.

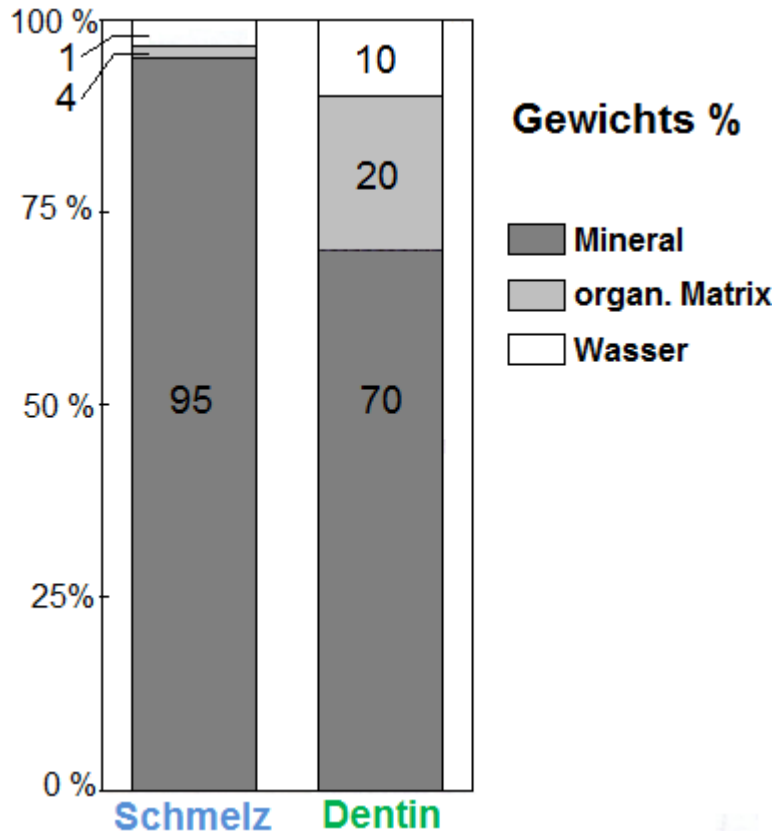


Abb. 7: Zusammensetzung des Zahnschmelzes und des Dentins in Prozent seines Gewichts (nach Seekamp, 1993)

Daraus resultiert eine große Variabilität und Inhomogenität des Dentins und in Folge die Problematik der Schaffung vergleichbarer Voraussetzungen in in-vitro-Untersuchungen (Schröder, 1987).

1.2.3.2 Schmelz

Schmelz ist ein kristallines Gefüge und das härteste Zellprodukt im menschlichen Körper. Gleichzeitig besitzt es eine große Sprödigkeit. Es wird von Ameloblasten gebildet und hat eine durchgehend weiße Farbe. Die Grundeigenschaften des Schmelzes entsprechen denen von anderen mineralisierten Geweben, obwohl er ektodermalen Ursprungs ist (van Rensburg, 1994).

Die erste etwa 3 µm auf Dentin abgelagerte Schmelzschicht ist homogen strukturiert und hochgradig mineralisiert. Der sich anschließende Hauptteil des Schmelzmantels wird durch Schmelzprismen gebildet, die aus einer Prismenscheide und einem zentralen Prismenstab bestehen. Sie werden durch die Ameloblasten gebildet, stehen in einem etwa 45° großen Winkel zur Senkrechten der ersten Schmelzschicht

und nehmen mit zunehmender Sekretion einen geschwungenen Verlauf. Die Anordnung der Ameloblasten lässt während der Sekretion eine halbkreisförmige Matrixschicht entstehen. Der Prismenverlauf ist das versteinerte Abbild der Ameloblastenbewegung. Der prismatische und interprismatische Schmelz besteht zu 86-88 % seines Volumens aus dicht aneinander gelagerten Kristallen. Die Schmelzkristalle haben eine flache, hexagonale Form und erreichen im Laufe des Kristallwachstums eine Dicke von etwa 20-60 nm, eine Breite von 30-90 nm und eine unbestimmte Länge (Schröder, 1987). Alle Schmelzprismen verlaufen von der Schmelz-Dentin-Grenze bis dicht unter die Schmelzoberfläche. Sie nehmen in ihrem Durchmesser signifikant zu, so sind sie im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze ca 3 μm und in den Oberflächenregionen ungefähr 6 μm breit (van Rensburg, 1994). Diese Wellenbewegung kommt im äußeren Drittel der Schmelzkappe zur Ruhe, somit liegen alle Stäbe parallel zueinander und laufen senkrecht auf die Schmelzoberfläche. Die oberste Schmelzlage von 20-80 μm ist prismenfrei. Nach dem Durchbruch geht diese Fläche durch Abrasion und Attrition verloren. Im Querschnitt tauchen zwei variable Prismentypen auf. Der „Schlüssellochtyp“ und der „Pferdehuftyp“ (Schröder, 1987).

Retzius-Streifen sind braune Linien, die periodisch den ganzen Schmelzmantel durchziehen. Sie beginnen an der Schmelz-Dentin-Grenze und verlaufen in Richtung Schmelzoberfläche. Der Abstand zwischen den Linien liegt zwischen 4 und 150 μm . Es handelt sich um Wachstumslinien, dies verdeutlicht die schubweise Schmelzbildung der Ameloblasten mit anschließender Ruhephase. Da, wo Retziusstreifen die Oberfläche erreichen, entstehen leichte Erhebungen, sogenannte Perikymatien und flache Vertiefungen, Imbrikationslinien (van Rensburg, 1994). Im Längsschnitt fällt eine weitere Streifung auf, die Hunter-Schregersche-Streifung. Es handelt sich um ein rein optisches Phänomen und stellt den wellenförmigen Verlauf der Prismenstäbe im dreidimensionalen Raum dar.

Abhängig von Alter und Ernährung bestimmen zahlreiche Faktoren die Zusammensetzung des Schmelzes. Er besteht zu 96-97 % seines Gewichtes aus anorganischem Material, zu weniger als 1 % aus organischem Material und zu ca. 4% aus Wasser (Abb. 7). Hauptsächlich enthält er Hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Weiterhin wurden über 40 Spurenelemente im Schmelz nachgewiesen. Besonders in den äußeren Schmelzschichten ist auch Fluorapatit zu finden. Fluor verdrängt ge-

löste Hydroxylionen und lagert sich ein. Es festigt die Kristallstruktur durch seine geringere Lösungstendenz und sorgt für eine höhere Kariesresistenz. Die organische Matrix ist in den Kristallzwischenräumen eingelagert und besteht hauptsächlich aus Proteinen (ca. 58 %) und Lipiden (ca. 40 %) (Hellwig et al., 2009; van Rensburg, 1994). Der Wasseranteil ist größtenteils an die Apatitkristalite gebunden, nur $\frac{1}{4}$ des Wassergehalts liegt frei in der organischen Struktur vor.

Im Schmelzmantel schwankt die Mineraldichte stark. Der Mineralgehalt nimmt von der Schmelz-Dentin-Grenze zur Oberfläche zu, des Weiteren sind der Höckerbereich und die Seitenflächen stärker mineralisiert. Auch der Proteinanteil schwankt. So gibt es besonders hohe Konzentrationen im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze, der Fissuren und im zervikalen Schmelz. (Schröder, 1987).

1.2.3.3 Thermische und optische Eigenschaften

Die am Zahn entstehenden Laser-Gewebe-Interaktionen sind einerseits durch die Applikationsparameter des Lasers (Roggan et al., 1997) und andererseits durch die optischen und thermischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen bestimmt. Vier optische Eigenschaften bestimmen maßgeblich die Laserlichtverteilung im Gewebe (Altschuler, 1993; Koort, 1994):

Bei Absorption wird Energie in Photonenform von molekularen Bestandteilen des Gewebes aufgenommen. Abhängig ist dieser Prozess von der applizierten Laserwellenlänge und der Gewebeart (Roggan et al., 1997; Coluzzi, 2000). Jedes Gewebe hat dabei ein Absorptionsspektrum, welches von bestimmten spezifischen Absorbieren, sogenannten Gewebechromophoren, abhängig ist. Auftreffendes Laserlicht wird durch Interaktion mit dem Chromophor zu Wärmeenergie umgewandelt (Roggan et al., 1997). Die thermischen Effekte werden größer und die Eindringtiefe geringer, je intensiver das Gewebe das Licht absorbieren kann (Kreisler et al., 2001; Koort, 1994). Die Absorptionseigenschaften von Wasser besitzen im nahen bis mittleren Infrarotbereich eine besondere Bedeutung für die Gewebeabsorption (Roggan et al., 1997). Der Wassergehalt von Schmelz liegt zwischen 1,5 und 4 Gew.%, der von Dentin bei ca. 10 Gew.% (Abb. 7) (Hellwig et al., 2009). Für die Zahnhartsubstanzen Schmelz, Dentin und Zement ergeben sich 3 typische Absorptionsbanden um 2,9 μm , 6 μm und 9,6 μm (Abb. 8), die besonders durch den unterschiedlichen Wassergehalt variieren (Seekamp et al., 1993).

Streuung ist ein Prozess, der innerhalb eines Gewebes zu Umleitungs- und Abschwächungseffekten von Photonen führt und durch ungleichmäßige Winkelverteilung der gestreuten Strahlen gekennzeichnet ist (Altschuler, 1993). Dabei führen biologische Inhomogenitäten wie Membranen, Zellkerne, Lipide, Mikrounebenheiten etc. zu gewebetypischen Streuungen. Auch der Einfallswinkel der Strahlung und die Oberflächenbeschaffenheit spielen eine wichtige Rolle, um die Streueigenschaften eines Gewebes zu beschreiben. Die Streuung besitzt eine enge Korrelation zur Absorption. So tritt in bestimmten Wellenlängenbereichen eher Streuung oder Absorption auf. Besonders in Wellenlängenbereichen zwischen 800-1100 nm, in dem auch der Nd:YAG-Laser (1064 nm) einzuordnen ist, liegt die Streuung bis zu 2 Größenordnungen höher als die Absorption (Roggan et al., 1997).

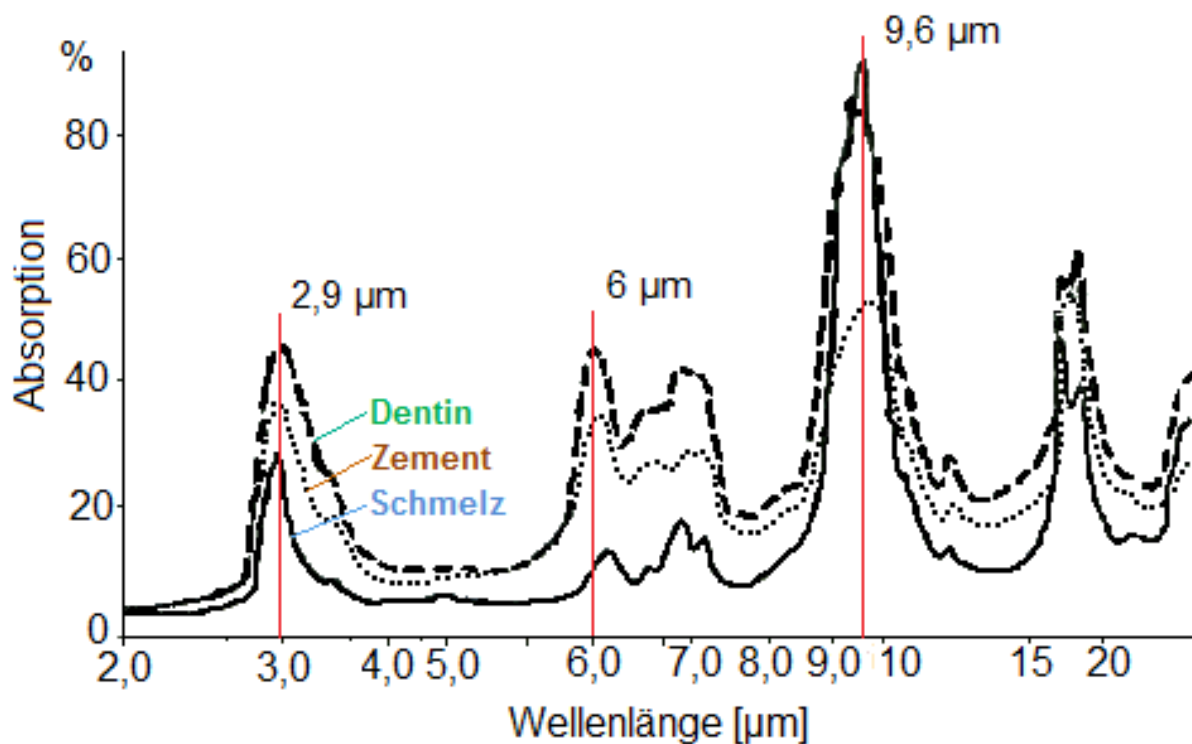


Abb. 8: Absorptionsspektrum und –maxima von Schmelz, Zement und Dentin (nach Seekamp, 1993)

Reflexion ist die Umleitung von Licht in die Gegenrichtung. Dabei wird ein gewisser Teil quasi kollimiert zurückgeworfen, ein anderer diffus gestreut (Altschuler, 1993). Die Reflektionsstrahlung wird im Zielgewebe nicht wirksam (Frentzen und Koort, 1991), kann aber in benachbartem, unkontrolliert bestrahltem Gewebe, Destruktionen hervorrufen (Coluzzi, 2000).

Als weitere Möglichkeit gibt es die Transmissionsstrahlung, die das Gewebe durchstrahlt und wieder verlässt (Schwenzer et al., 2009). Dabei kann sie als kollimierte Transmission auftreten und das Gewebe geradlinig durchstrahlen oder durch Ablenkungsprozesse als diffuse Transmission das Gewebe wieder verlassen (Meister et al., 2004).

Beim intakten Zahn ergeben sich daraus 5 Problembereiche in der Linearoptik:

1. Reflexion und Transmission an der Zahnoberfläche
2. Laserlichtausbreitung im Zahnschmelz
3. Reflexion und Transmission an der Schmelz-Dentin-Grenze
4. Laserlichtausbreitung im Dentin
5. Reflexion und Transmission an der Pulpa-Dentin-Grenze

Altschuller überarbeitete 1991 die Annahme, dass sich Licht in Zahnhartsubstanzen wie in einem hochgetrübten Medium ausbreitet. Er konnte in Experimenten das Phänomen der Wellenleiterausbreitung für Schmelz und Dentin darlegen. Dabei fungieren Schmelzprismen und die amorph mineralisierte Substanz zwischen den Dentinkanälchen als Wellenleiter (Altschuller, 1993). Ein Teil des applizierten Laserlichts kann also abhängig von Wellen- und Pulslänge durch die Zahnhartsubstanz direkt in der Zahnpulpa wirksam werden. Der andere Teil wird in besonderer Abhängigkeit vom Absorptionsverhalten im Gewebe wirksam (Frentzen und Koort, 1991).

Die zugeführte Wärmeenergie diffundiert im Gewebe entlang des Temperaturgradienten in kältere Regionen (Roggan et al., 1997). Schmelz und Dentin sind mit einer thermischen Leitfähigkeit von $9,3 \times 10^{-3} \text{ W/cm K}$ und $5,7 \times 10^{-3} \text{ W/cm K}$ aber als schlechte Wärmeleiter einzustufen. So kann es schnell zu Überhitzung und thermischer Schädigung von Hartsubstanz und Pulpa kommen (Seekamp et al., 1993). Die Wärmeleitfähigkeit für Schmelz liegt bei $0,9 \text{ W/mK}$ und damit viel höher als die von Dentin ($0,6 \text{ W/mK}$) (Maxkors et al., 2008; Correa Afonso et al., 2007).

Das vaskuläre System übernimmt eine entscheidende Rolle zum Abtransport thermischer Energie (Roggan et al., 1997). Die nutritive, sensorische, defensive und formative Funktion des Zahnes übernimmt die Pulpa, die sich im Inneren des Zahnes, in der Pulpenkammer befindet (Hellwig et al., 2009). Sie besteht aus Bindegewebszellen, Nerven, Blut- und Lymphgefäßen sowie Odontoblasten und

kommuniziert über das Foramen apicale mit dem periapikalen Gewebe (van Rensburg, 1994). Zufließendes normaltemperiertes arterielles Blut wird auf die lokale Temperatur aufgeheizt und transportiert, entsprechend der Wärmekapazität der Blutbestandteile, die thermische Energie über die venöse Blutbahn ab (Roggan et al., 1997; Kodonas et al., 2009). Kurzzeitig im Mund auftretende Maximaltemperaturen von $>60^{\circ}\text{C}$ werden von der schlechten Wärmeleitfähigkeit des Dentins vor der Pulpa quasi abgeschirmt, so dass intrapulpal nur Maxima von $\Delta 2^{\circ}\text{C}$ erreicht werden (Plant et al., 1974). Anhaltende Dauerreize von 45°C führten nach 5-10 Minuten bei Studien an Schneidezähnen von Wistar – Ratten zu Kapillarstasen und möglichen irreversiblen Thrombosen (Gängler, 1976). Zach und Cohen konnten in ihren Studien eine intrapulpare Temperatur von $42,5^{\circ}\text{C}$ als kritischen Wert für die Entstehung von irreversiblen Schädigungen an Zähnen von Rhesusaffen feststellen. Versuche ergaben, dass bei einer intrapulpalen Temperaturerhöhung um 6°C , die länger als 10 Sekunden anhält, die ersten Nekrosen entstehen (Zach et al., 1965). Eine Erhöhung um 10°C gilt als inakzeptabel (Melcer et al., 1984).

1.3 Ziel der vorliegenden Arbeit

Der genutzte Laser ist ein neuentwickelter Nd:YVO₄ (Neodym:Yttrium - Vanadat) – Ultrakurzpulslaser der Firma Lumera Laser, Kaiserslautern, mit dem erstmals versucht werden soll, eine temperaturarme Ablation von Zahnhartsubstanzen zu erreichen. Es liegen zum jetzigen Zeitpunkt weder statistisch noch systematisch auswertbare Studien vor, die die Temperaturveränderungen an Zahnhartsubstanzen durch Ablation mit Ultrakurzpulstechnik untersuchen. Ziel ist es, grundsätzliche Zusammenhänge zwischen Intensität des Lasers und Temperaturveränderungen zu erhalten und einen möglichst effizienten Nutzungsbereich für die Ablation von Gewebe mit tolerabler Temperaturveränderung abzuleiten. Hierzu werden folgende Hypothesen überprüft:

Hypothese 1:

Bei gleichbleibenden Laserparametern nimmt die Temperaturbelastung mit zunehmender Schichtdicke des bestrahlten Gewebes ab.

Hypothese 2:

Die Laserparameter haben entscheidenden Einfluss auf den Temperaturanstieg im bestrahlten Gewebe. Die gewählte Leistung hat Einfluss auf die Temperaturentwicklung.

Hypothese 3:

Bei gleichbleibenden Laserparametern und gleicher Schichtdicke ist bei Dentin eine geringere Temperaturbelastung zu messen als bei Schmelz, da Dentin eine geringere Wärmeleitfähigkeit als Schmelz besitzt (Seekamp et al., 1993; Marxkors et al., 2008).

2. Material und Methoden

2.1 Verwendetes Laser-System

Der verwendete Laser ist ein diodengepumpter Nd:YVO₄ – Laser (Neodym – dotierter Yttrium – Vanadat – Laser, Lumera Laser, Kaiserslautern). Er ist ultrakurz gepulst und erreicht Pulslängen von 8 ps bei einer durchschnittlichen Leistung von 10 W. Die emittierte Wellenlänge beträgt 1.064 nm.

2.2 Scanner und Software

Ein einzelner Laserpuls des im Versuch genutzten Lasers hat einen durchschnittlichen Pulsdurchmesser von 0,85 mm. Der Scanner (Scan Cube 7, Scanlab Ag, Puchheim) ermöglicht zusammen mit der Scannersoftware, den eingehenden Laserpuls mit folgenden Pulsen zu einem einstellbaren Muster zu kombinieren, damit auch flächig ablatiert werden kann (Abb. 9).

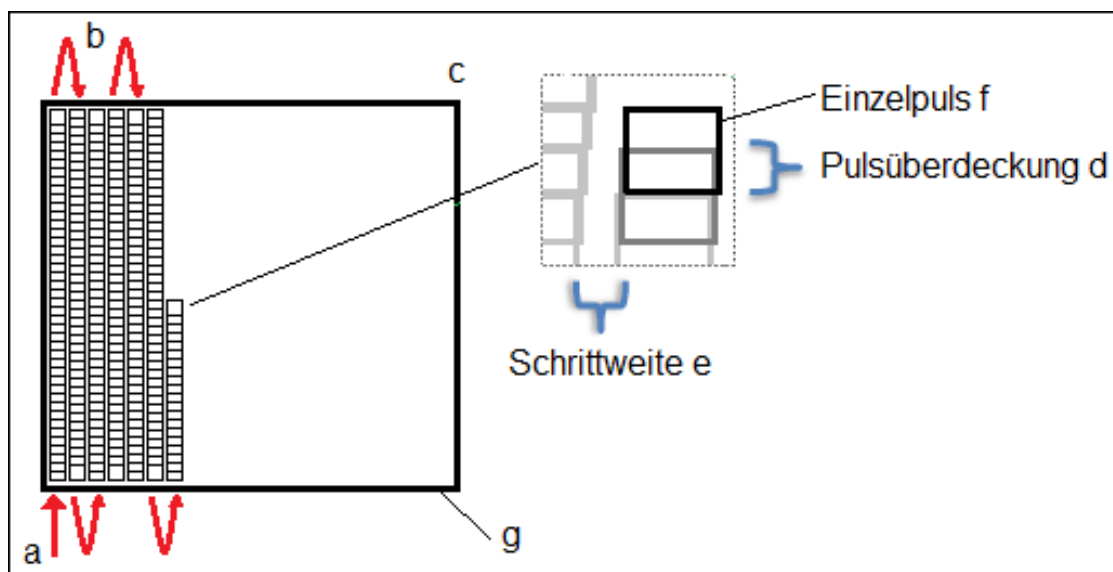


Abb. 9: Schematische Darstellung des Ablationsprozesses. Der Scanner setzt die Einzelpulse (f) zu einer Kavität (g) zusammen. Die Schrittweite (e) und die Pulsüberdeckung (d) bestimmen das räumliche Verhältnis der Einzelpulse zueinander. Der Start (a), der Richtungswechsel (b) und der Endpunkt (c) des Scanvorgangs sind eingezeichnet

Die Scannersoftware stellte sich an vielen Stellen als umständlich und für die Nutzung unzureichend dar. Sie wurde mehrfach modifiziert. In der ersten Version konnten nur Muster, Kantenlänge, Scanmuster, Schrittweite und Scangeschwindigkeit

keit manuell eingestellt werden. Das System konnte die eingestellte Scangeschwindigkeit nicht konstant beibehalten. Deshalb wurde für die zweite Version besonders an diesem Parameter gearbeitet, um einen kontinuierlichen Ablationsprozess zu gewährleisten. Beim Abfahren des eingestellten Musters konnte der Scanner nicht die erforderliche Geschwindigkeit erreichen, weil er bei jedem Richtungswechsel stehen bleiben musste. Dies wurde gelöst, indem der Scanner bei der zweiten Softwareversion über die Grenzen des eingestellten Musters hinaus fuhr und im Offlinemodus den Richtungswechsel durchführte, ohne zu stoppen. Beim Wiedererreichen des eingestellten Musters wechselte er wieder in den Online Modus und setzte die Ablation fort. Dabei wurde mit dem Profilometer (FRT MicroSpy Topo, Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach) im Kantenbereich der Kavität eine vertiefte Ablation beobachtet. Ursache dafür ist die Energiefreisetzung des während der Offlinefahrt aufgeladenen Resonators (Abb. 10).

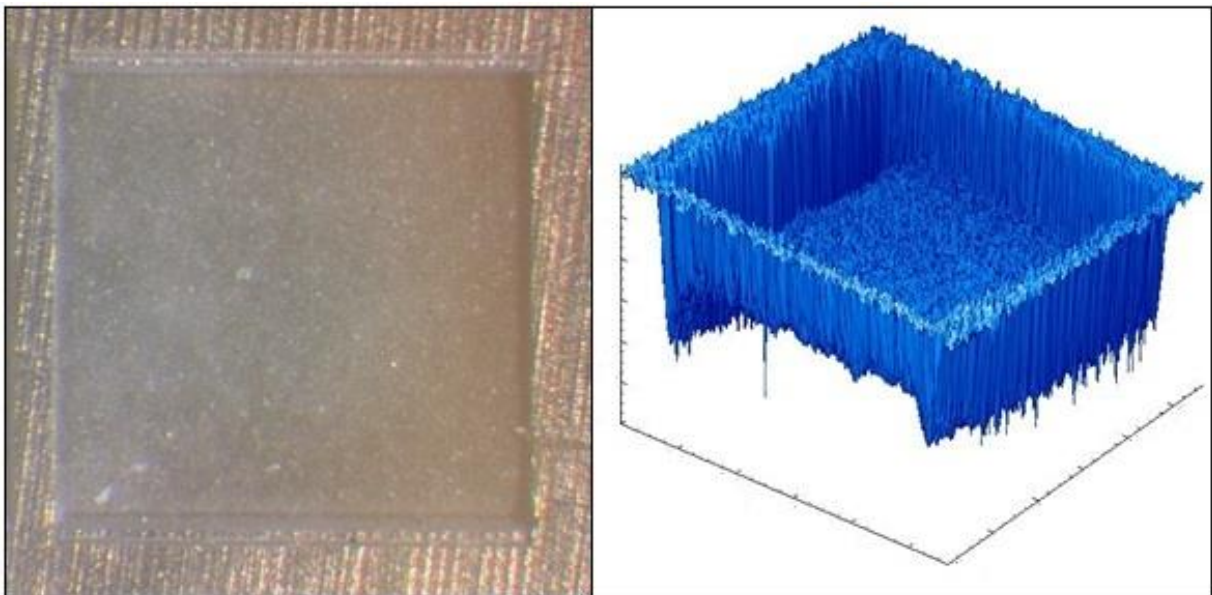


Abb. 10: Exemplarisches Lichtmikroskopbild einer Schmelzkavität (links) und einer Profilometerausmessung (rechts). Die Kantenlänge beträgt 1 mm

Optimiert, aber nicht gelöst wurde dieser Prozess mit der dritten Softwareversion. Es handelt sich um eine Software (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen), die auch in der Industrie eingesetzt wird. Sie wurde so modifiziert, dass Frequenz, Scangeschwindigkeit, Scanmuster, Schrittweite und Kantenlänge individuell eingestellt werden können.

2.3 Die Temperaturmessung

Die Temperaturmessungen wurden mittels Thermometer mit NiCr-Ni-Temperaturfühler durchgeführt (Jumo TDA-3000, Jumo GmbH & Co. KG, Fulda) (Abb. 11). Der Fühler hat einen Außendurchmesser von 0,5 mm. Das Thermometer hat eine Datenloggerfunktion, die 2 Messwerte pro Sekunde aufzeichnet und später am PC ausgelesen werden kann. Laut Handbuch liegt die Genauigkeit bei $\pm 0,5$ K für den Bereich von 5 °C bis 40 °C und ± 1 K von - 20 °C bis + 5 °C.



Abb. 11: Thermometer (Jumo TDA-3000, Jumo GmbH & Co. KG, Fulda) mit NiCr-Ni-Temperaturfühler

2.4 Der Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist auf einem Tisch mit 2 Etagen installiert, der durch 2 separat aufgestellte Computer ergänzt wird. Die Laserstrahlung wird im Laser (Neodym – dotierter Yttrium – Vanadat – Laser, Lumera Laser, Kaiserslautern) in der unteren Etage des Tisches erzeugt und nach oben geführt. Im optischen Aufbau wird das Licht über mehrere Spiegel geführt und umgelenkt. Diese aufwendige Gestaltung der Lichtführung dient zur Simulation der Situation an einer späteren Behandlungs-

einheit (Abb. 12). Auch dort muss das Licht eine Distanz zwischen Laser und Handstück zurücklegen und gegebenenfalls umgelenkt werden. Anschließend wird das Licht in den Scanner (Scan Cube 7, Scanlab Ag, Puchheim) eingespeist und mit Hilfe der Software gerastert (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen) (siehe 2.2). Nach Verlassen des Scanners wird es durch die Fokussierlinse auf den endgültigen Pulsdurchmesser von 0,03 mm konzentriert und trifft auf das zu bestrahlende Objekt.

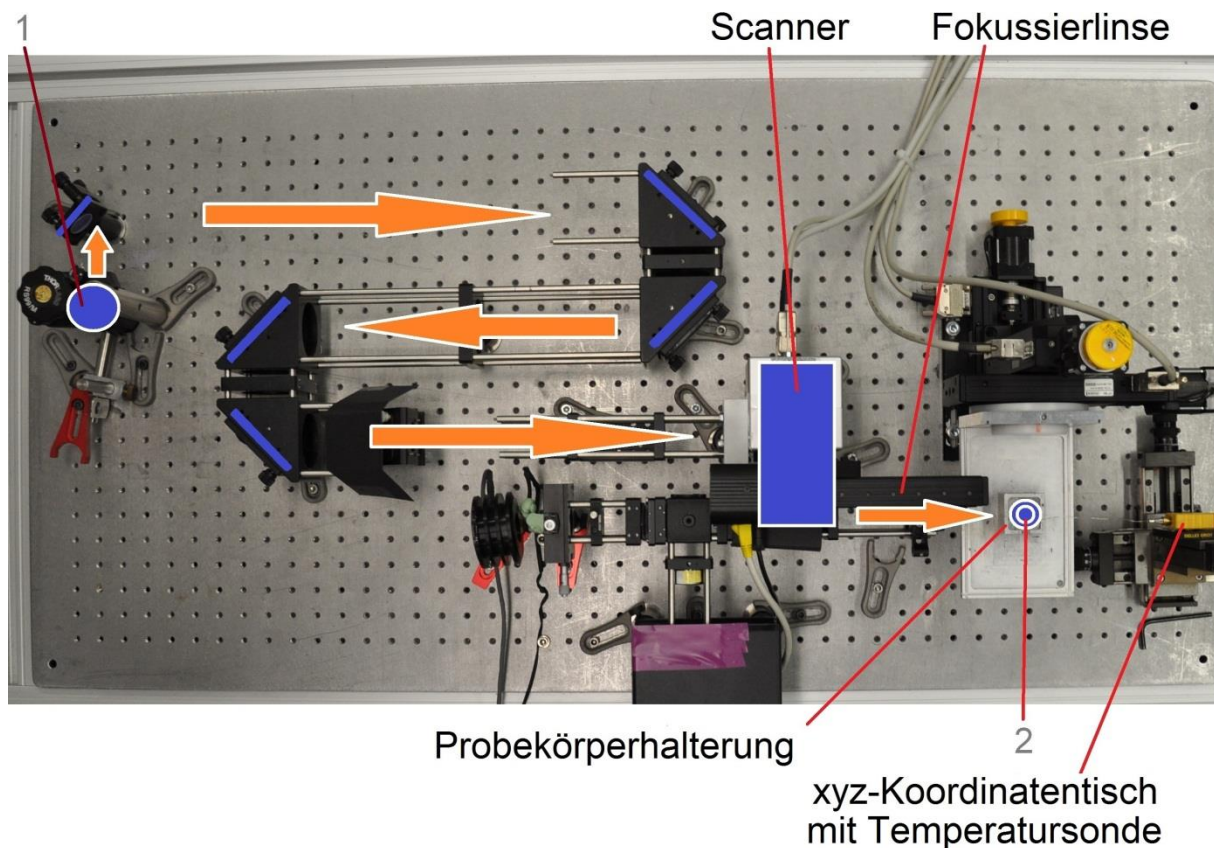


Abb. 12: Versuchsaufbau von oben. Das Laserlicht wird an Punkt 1 auf die Tischoberfläche geführt und über mehrere Umlenkspiegel (blaue Balken) zum Scanner geführt. Das Licht wird durch die Fokussierlinse auf die Probe (2) gerichtet. Das Thermometer ist hinter der Probe angeordnet

Die Proben wurden mit einer magnetischen Halterung auf einem justierbaren Verschiebetisch (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach) fixiert. Der Verschiebetisch hat eine Präzision von 0,001 mm und lässt sich computerunterstützt ausrichten. Hinter der Probe war ein weiterer Verschiebetisch (xyz - Tisch LWRE3, SKF Linear-systeme, Schweinfurt) angeordnet, in den der Temperaturfühler des Thermometers (Jumo TDA-3000, Jumo GmbH & Co. KG, Fulda) eingespannt war. Der Verschiebetisch konnte mit einer Präzision von 0,02 mm bewegt und die Sondenspitze auf die Rückseite der Probe ausgerichtet werden.

2.5 Herstellung der Versuchsproben

2.5.1 Elfenbein

Für die Vorversuche wurde Mammutelfenbein aus dem russischen Permafrostboden genutzt. Die Elfenbeinblöcke wurden mit Dreikomponentenkleber (Technovit 4000, Heraeus Kulzer GmbH, Werheim) auf einer Trägerplatte fixiert und mit einer Diamantbandsäge (Exakt 300 CP, Exakt Advanced Technologies GmbH, Norderstedt) in 1, 2 und 3 mm dicke Scheiben geschnitten. Die Proben wurden trocken gelagert.

2.5.2 Schmelz und Dentin

Für den Hauptversuch wurden bei 5 Zahnärzten und Oralchirurgen über 500 Zähne gesammelt und in Natrium-Azid (0,001 % NaN_3) gelagert. Darunter Incisivi, Canini und Molaren. Die unzerstörten und kariesfreien Zähne wurden ausgewählt und mit einem Dreikomponentenkleber (Technovit 4000, Heraeus Kulzer GmbH, Werheim) horizontal und vertikal auf eine Trägerplatte geklebt. Anschließend wurden mit Hilfe einer Diamantbandsäge (Exakt 300 CP, Exakt Advanced Technologies GmbH, Norderstedt) Zahnscheiben in verschiedenen Schichtstärken angefertigt.

Die Entscheidung, ob ein Zahn vertikal oder horizontal geschnitten wurde, war abhängig von Zahnart und zu erstellender Probe. Molaren wurden in der Regel horizontal geschnitten, Prämolaren meistens vertikal (Abb. 13). Damit sollte eine maximale Ausnutzung der Fläche garantiert werden, so dass immer eine komplette Versuchsserie auf eine Probe bzw. mehrere Zahnscheiben einer Probe passte. Die aus einem Zahn entstandenen Schnitte wurden vermessen, katalogisiert und in einem verschraubbaren Kunststoffröhrchen mit Natrium-Azid (0,001 % NaN_3) gelagert, damit sie nicht austrockneten.

Für die Dentinmessungen wurden 1, 2 und 3 mm Schnitte angefertigt. Für Schmelz wurden nur 1 und 2 mm Schnitte erstellt, zumeist aus vertikalen Molarenschnitten.



Abb. 13: Probenanfertigung. In a wird in orange die horizontale und in rot die vertikale Schnittführung von Zahnproben dargestellt (Abbildung a nach Schumacher et al., 1990). In b ist exemplarisch ein horizontaler Zahnschnitt eines Prämolaren (links, 1mm dick) und ein vertikaler Zahnschnitt eines Molaren (rechts, 1mm dick) dargestellt. Bild c zeigt exemplarisch einen Elfenbeinblock und einen für den Versuch auf 1 mm zugeschnittenen Probekörper (rechts). Gut zu erkennen ist die Homogenität der Elfenbeinprobe (c) im Vergleich zur Zahnprobe (b)

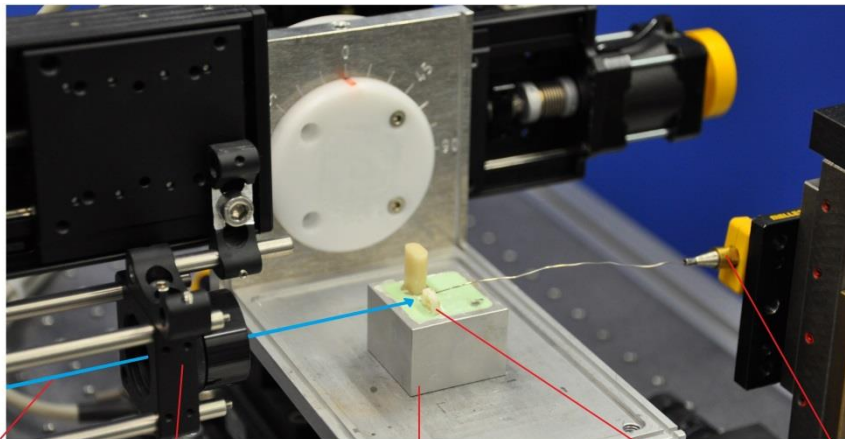
2.6 Versuchsdurchführung

Für die Messungen wurden die unterschiedlich dicken Proben in Probekörperhalterungen aus Aluminium mit Hilfe von Silikon oder Knetmasse im rechten Winkel zum auftreffenden Laserstrahl fixiert. Die Probe im Probekörperhalter wurde mit Hilfe von integrierten Magneten auf dem Verschiebetisch befestigt und konnte so über den PC in allen drei Raumebenen definiert bewegt werden (Abb. 14).

Der Fokus wurde manuell und für jede Probe neu eingestellt, obwohl eine genaue Repositionierung der Probekörper nach einmaliger Fokuseinstellung durch die vorhandenen Magnete gewährleistet gewesen wäre. So sollten systematische Fehler verhindert werden, die sich durch das einmalige Einstellen des Fokus einschleichen können, falls die Probe nicht optimal im Fokus steht. Für die Fokuseinstellung wurde eine niedrige Leistung gewählt ($<0,6$ W) und der Mittelwert aus den beiden Ablationsschwellen vor und hinter dem Fokus gebildet. Da der Versuchsaufbau stationär ist, kann der Laser nicht an die Probe herangeführt und der Fokus eingestellt werden. Mit Hilfe des Verschiebetisches (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach) muss die Probe langsam an den Fokus herangefahren werden. Um eine möglichst genaue Einstellung zu erlangen, wurde jeweils vor und hinter dem Fokusbereich bei niedriger Energie die Ablationsschwelle gesucht und gespeichert. Die entstandene Differenz

betrug in der Regel 0,5-0,6 mm. Der gebildete Mittelwert stellt den optimalen Laserfokus dar.

Der Autofokus war zu Beginn der Dentinmessung noch nicht verfügbar und wurde, um die Vergleichbarkeit der Messreihen zu gewährleisten, auch später nicht eingesetzt. Eine kurze Testphase zeigte aber, dass er für Dentin nutzbar ist. Für die Messreihen mit Schmelzproben stellte er sich als unbrauchbar heraus. Das Autofokussystem nutzt einen Pilotlaser, um die Probe anzuvisieren und auszurichten. Auf dem transluzenten Schmelz konnte aber kein klar anfokuszierbarer Punkt dargestellt werden. Zum Ende der Versuchsreihen stand ein verbesserter Autofokus zu Verfügung, der aber nicht mehr zum Einsatz kam.



angedeuteter Laserlichtverlauf **Fokussierlinse** **xyz-Koordinatentisch mit Probehalter** **Probe** **xyz-Koordinatentisch mit Temperatursonde**

Abb. 14: Das eingehende Laserlicht und die Temperatursonde liegen auf einer Linie, getrennt von der Probe. Probe und Temperatursonde können via xyz-Koordinatentisch ausgerichtet werden

Der Temperaturfühler wurde mit der Spitze in den weitergedachten Strahlengang des Laserstrahls gebracht. Um den 0,5 mm dicken NiCr-Ni-Temperaturfühler (Jumo TDA-3000, Jumo GmbH & Co. KG, Fulda) möglichst genau auszurichten, wurde ein im Laser integrierter Pilotlaser genutzt. Dieser zeigt den Strahlengang des Lasers an. Abschließend wurde eine Probemessung durchgeführt und die ablatierte Kavität mit der Ausrichtung der Sonde optisch überprüft. Laserstrahl und Sonde liegen so auf einer Linie, getrennt von der Probe (Abb. 14). Am Kontaktpunkt von Sonde und Pro-

be wurde dünn eine Wärmeleitpaste (Wärmeleitpaste P 12, Wacker Silicones –Wacker Chemie AG, München) aufgebracht.

Abschließend wurde der Laser auf die erforderlichen Leistungen für die Versuche eingestellt. Die Temperaturmessung wurde 1 Sekunde vor Bestrahlungsbeginn gestartet und bis zum Temperaturmaximum (ΔT) dokumentiert. Wenn sich ein eindeutiges Absinken der Temperatur andeutete, wurde die Messung beendet. Stichprobenartig wurde der ganze Temperaturverlauf bis zur Ausgangstemperatur dokumentiert. Nach Auswertung am PC konnten so Temperaturverlauf, maximaler Temperaturanstieg und thermisches Relaxationsverhalten dargestellt werden. Es wurde ohne eine Absauganlage oder weitere Kühlmaßnahmen gearbeitet.

2.6.1 Die Vorversuche

Die ersten Vorversuche wurden mit Mammutelfenbein durchgeführt. Mit seiner dentinähnlichen Zusammensetzung und der großen Probefläche eignet es sich sehr gut, um erste Anhaltspunkte über den Temperaturanstieg bei Variation der vielen einstellbaren Laserparameter zu erfahren. Erste Erfahrungen wurden bei der Variation der Frequenz, Leistung, Kavitätengröße, Schichtstärke und der übertragenen Gesamtenergie gesammelt.

Schon nach den ersten Messungen wurde aus Verfahrensgründen die quadratische Kavitätenform 1x1 mm gewählt. Größere Kavitäten hätten bei späteren Versuchen auf Zahnhartsubstanzen die Probenanzahl auf max. 3-4 Messungen auf den Dentinproben reduziert. Auf Schmelzproben wären keine Messungen möglich gewesen (geschwungener Verlauf von Schmelz).

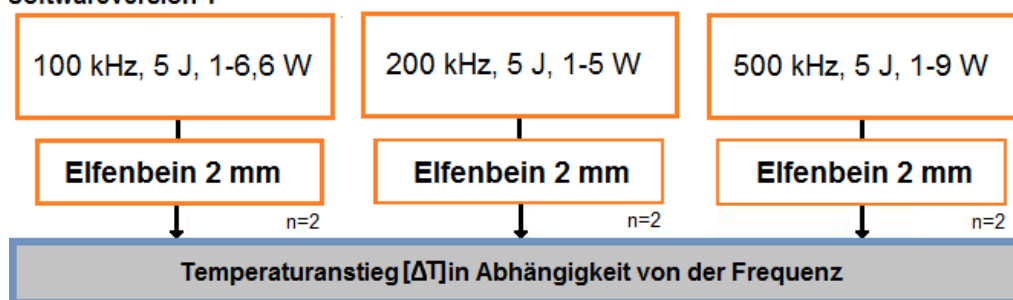
Mit Softwareversion 1 wurden Messungen auf Elfenbein durchgeführt und bei konstanter Gesamtenergie von 5 J die Frequenz verändert. Bei der Frequenz von 100 kHz wurden die Leistung (1-6,6 W) und die Schichtstärke (1-3 mm) variiert. 6,6 W stellt die ausschöpfbare Maximalleistung für diese Parameter dar. Die Messungen wurden ebenfalls für 200 kHz (1-5 W Leistung, Schichtstärke 1-3 mm, n=4) und 500 kHz (1-9 W, Schichtstärke 1-3mm, n=5) durchgeführt. Bei allen Versuchen lagen die Scangeschwindigkeit bei 6000 mm/s und die Überdeckung der Pulse bei 50%. Die Probenanzahl betrug jeweils n=2 und es wurden 252 Messungen durchgeführt (Abb. 15). Im Rahmen der Vorversuche wurden auch Messungen auf Dentin durchgeführt.

Mit Softwareversion 3 (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen) wurde bei 500 kHz, 6 W Leistung, Schichtdicke 2000 mm/s und 50 % Pulsüberdeckung die Gesamtenergie in 5 J Schritten auf ca. 90 J gesteigert. Die Probenanzahl war $n=2$.

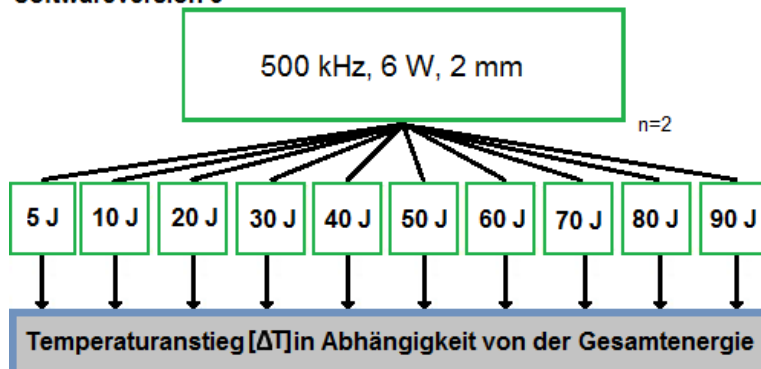
Um Vergleichbarkeit der Dentin- und Elfenbeinversuche herzustellen, wurde eine weitere Messreihe mit Softwareversion 3 (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen) auf 2 mm dicken Elfenbeinscheiben angefertigt, um die Ergebnisse der Vorversuche mit denen der Hauptversuche ins Verhältnis setzen zu können.

2.6.2 Studienaufbau der Vorversuche

Softwareversion 1



Softwareversion 3



Softwareversion 3

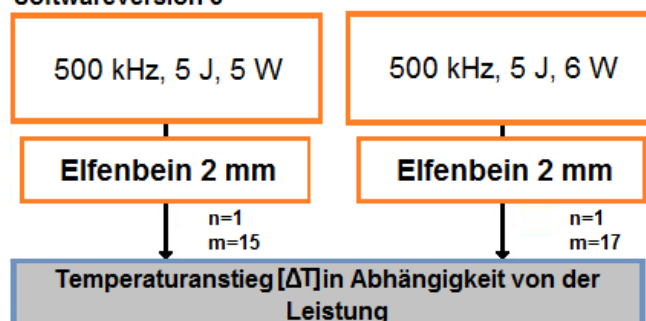


Abb. 15: Schematische Darstellung für die Vorversuche. Die Parameter Leistung, Schichtdicke, Gesamtenergie, Software und Material wurden variiert und die entsprechenden Temperaturveränderungen dokumentiert und verglichen. Die Anzahl der Probekörper wird durch n beschrieben, die Anzahl der Messungen durch m

2.6.3 Die Hauptversuche

Im Rahmen der Hauptversuche wurde der Einfluss der Schichtstärke und der Leistung auf den Temperaturanstieg gezielter analysiert. Dafür wurden ein, zwei und drei Millimeter Dentinschnitte und ein und zwei Millimeter Schmelzschnitte genauer untersucht. Es wurde mit Softwareversion 3 (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen) gearbeitet.

Als Problem stellte sich heraus, eine ausreichend große Anzahl an Messungen auf einer Probe durchführen zu können. Es wurde immer versucht, eine maximale Anzahl an Messungen auf einer Probe auszuführen. Bei einer quadratischen Kavitätengröße mit 1x1 mm Kantenlänge ergaben sich in der Regel 1-3 Kavitäten. Um den Einfluss struktureller Inhomogenitäten zu minimieren, wurden die Messungen mit gleichen Parametern auf einer Probe gemittelt.

Bei einer Frequenz von 500 kHz, einer Gesamtenergie von 5 J, einer Scangeschwindigkeit von 2000 mm/s, der Schrittweite von 0,0125 mm und 50 % Pulsüberdeckung wurde die Leistung von 1 auf 9 W gesteigert. Dabei wurde auf einer Probe mindestens eine Messung jeder Leistung durchgeführt, wenn möglich mehr (entspricht min. 9 Messungen pro Probe). Auf n=16 Probenkörpern ergaben sich 169 Messungen (Abb. 16).

Anschließend wurde bei gleichen Parametern und konstanter Leistung von 6 W der Temperaturanstieg auf ein, zwei und drei Millimeter Dentinscheiben erfasst. Die Probenanzahl lag bei einem Millimeter bei n=19, bei zwei Millimetern bei n=15 und drei Millimeter bei n=16. Es wurden 128 Messungen durchgeführt und wiederum pro Probe gemittelt. Die Dentinproben wurden in regelmäßigen Abständen (nach 4 Einzelmessungen) mit einer Sprühflasche mit NaCl dünn benetzt, damit die Proben nicht austrockneten. Die oberste Schicht wurde vorsichtig mit Druckluft verblasen, damit gewährleistet war, dass das empfindliche Kollagengeflecht nicht kollabierte.

Da der Schmelzmantel des Zahnes maximal 2,5 mm dick ist (Buddecke, 1981), wurden nur ein und zwei Millimeter dicke Proben angefertigt. Um den Temperaturanstieg in Abhängigkeit von der Schichtdicke darzustellen, wurden konstante Parameter gewählt. Alle Messungen wurden bei 6 W Leistung, einer Frequenz von 500 kHz, 5 J Gesamtenergie, 2000 mm/s Scangeschwindigkeit, einer Schrittweite von 0,0125 mm und 50 % Pulsüberdeckung durchgeführt. Für ein und zwei Millimeter

Schmelz lag die Stichprobenanzahl jeweils bei $n=20$ und 119 Messungen, die ebenfalls gemittelt wurden. Eine profilometrische Untersuchung ergab eine mediane Ablationstiefe von $42,5 \mu\text{m}$ in Dentin (Min: $14 \mu\text{m}$, Max: $80 \mu\text{m}$) und $28,5 \mu\text{m}$ in Schmelz (Min: $9 \mu\text{m}$, Max: $87 \mu\text{m}$). Signifikante Unterschiede zwischen den Materialgruppen konnten in den Ablationstiefen festgestellt werden ($p < 0,05$, Mann-Whitney).

2.6.4 Studienaufbau der Hauptversuche

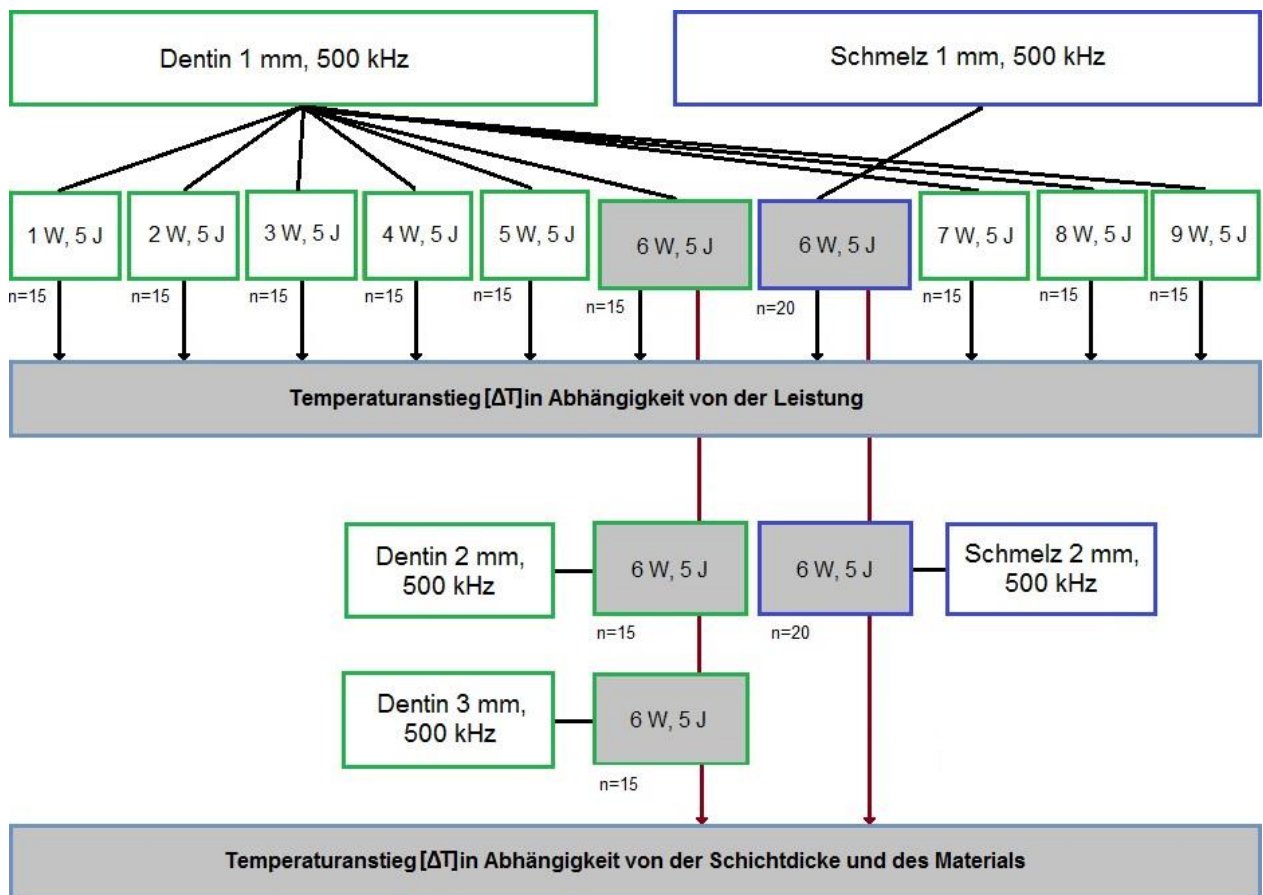


Abb. 16: Schematische Darstellung der Hauptversuche. Die Hauptversuche wurden an Dentin und Schmelz durchgeführt. Übertragende Gesamtenergie, Leistung und Frequenz waren für alle Versuche gleich. Die Schichtdicke wurde bei Dentin von 1 bis 3 mm variiert, bei Schmelz von 1-2 mm. Die Anzahl der Probekörper wird durch n beschrieben

2.7 Datenerfassung und Statistik

Die im Datenlogger der Temperatursonde aufgezeichneten Daten wurden in einem Tabellenkalkulationsprogramm (Excel, Microsoft, Seattle, USA) aufbereitet. Die statistische Auswertung erfolgte mittels eines Statistik - Programms (SPSS, SPSS Inc., Chicago, USA). Die Temperaturanstiege wurden anhand eines Datenanalyse- und Grafikprogramms (Origin 8, Additive, Soft und Hardware für Technik und Wissenschaft GmbH, Friedrichsdorf) dargestellt.

Den Hauptversuchen vorangehend wurde die jeweilige Probengröße pro Testgruppe mittels der Power Analyse des Programms GPower (Faul und Erdfelder, 1992; Erdfelder et al., 1996) mit einer Power von mindestens 0,80 und einem Alpha-Fehler von 0,05 berechnet (Cohen, 1988)

Für weiterführende statistische Analysen wurden die Ergebnisse mit dem Shapiro - Wilk - Test auf Normverteilung überprüft. Dabei stimmten nicht alle Werte mit einer Normalverteilung überein, entsprachen also nicht der Gaußfunktion. Daher wurden innerhalb einer Gruppe die Daten mit einem nicht - parametrischen Test (Kruskal – Wallis, Mann – Whitney, Friedman und Wilcoxon) paarweise verglichen. Das Signifikanzniveau wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ festgelegt.

Die graphische Auswertung erfolgte mit Hilfe von Box - Plot – Diagrammen. Innerhalb der Box befinden sich 50 % der Werte. Angezeigt ist der Median, erstes und drittes Quartil und die oberen und unteren Haarlinien (Minimum und Maximum) (Tukey, 1977). Überschreitet ein Messwert das 1,5 - fache des Interquartilsabstands, wurde er als Ausreißer mit einem Kreis markiert. Ab einem Überschreiten des dreifachen Interquartilsabstand wurden die Werte mit einem Sternchen gekennzeichnet.

Die Beschreibung der Messergebnisse erfolgte durch die Angabe von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Interquartilabstand.

3. Ergebnisse

3.1 Die Vorversuche

3.1.1 Leistung

Der Einfluss der Leistung auf die Temperaturentwicklung (ΔT) wurde unter sonst konstanten Parametern auf einer 2 mm Elfenbeinprobe mit Softwareversion 1 ermittelt. Bei der 5 W-Testgruppe wurden 14 Messungen und bei der 6 W-Testgruppe 16 Messungen auf einem Probekörper durchgeführt (Abb. 17).

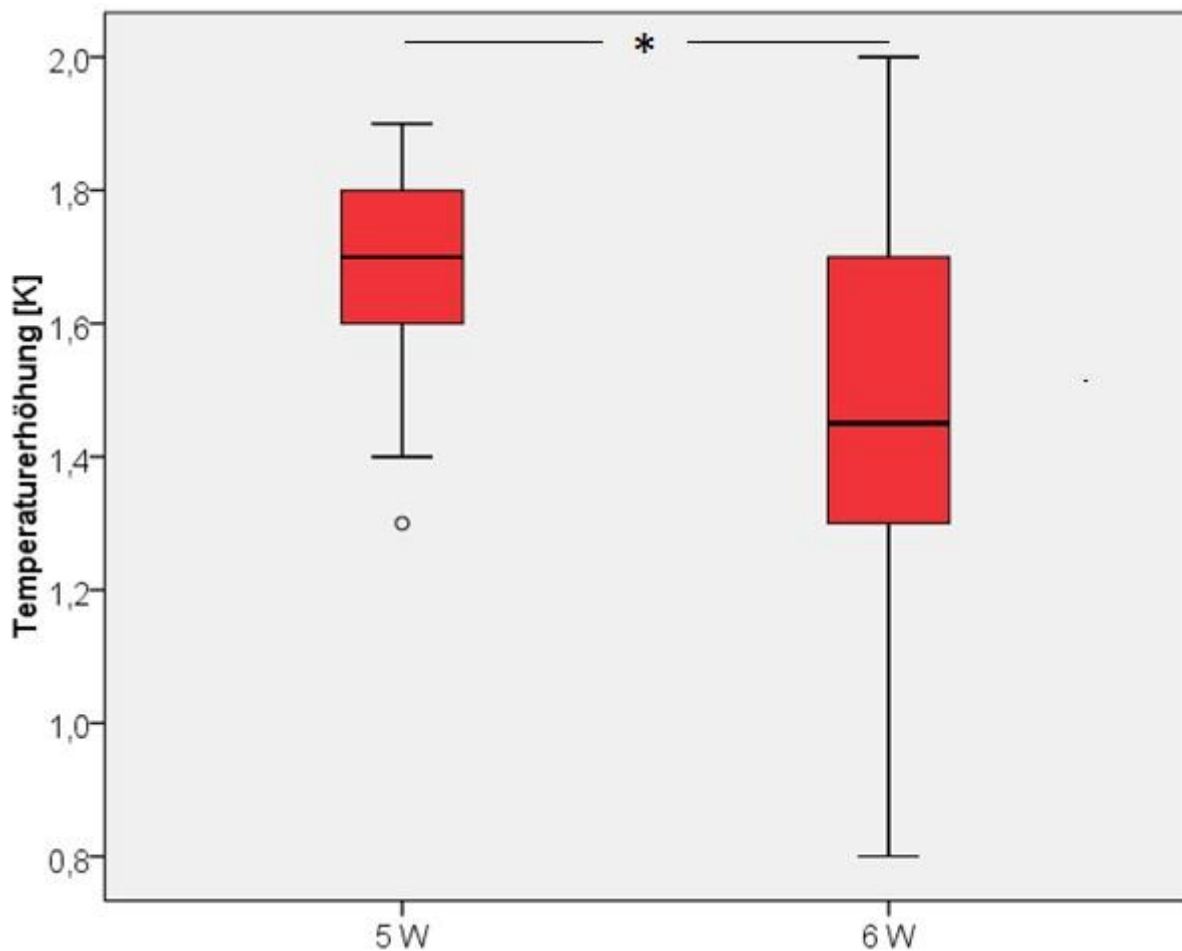


Abb. 17: Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Leistung (W), Elfenbein. Mit zunehmender Leistung nimmt die Temperaturerhöhung signifikant ab ($p < 0,05$)
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)

Der Vergleich der verschiedenen Leistungen ergab einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$). Die Leistung hat Einfluss auf die Temperaturentwicklung (ΔT) und wird in den Hauptversuchen genauer betrachtet.

3.1.2 Frequenz

Der Einfluss der Leistung auf die Temperaturentwicklung (ΔT) wurde unter sonst konstanten Parametern auf einer 2 mm Elfenbeinprobe ermittelt. Für 100.000 Hz und 200.000 Hz wurden je 4 und für 500.000 Hz 5 Messungen auf je einem Probekörper mit Softwareversion 1 durchgeführt (Abb. 18).

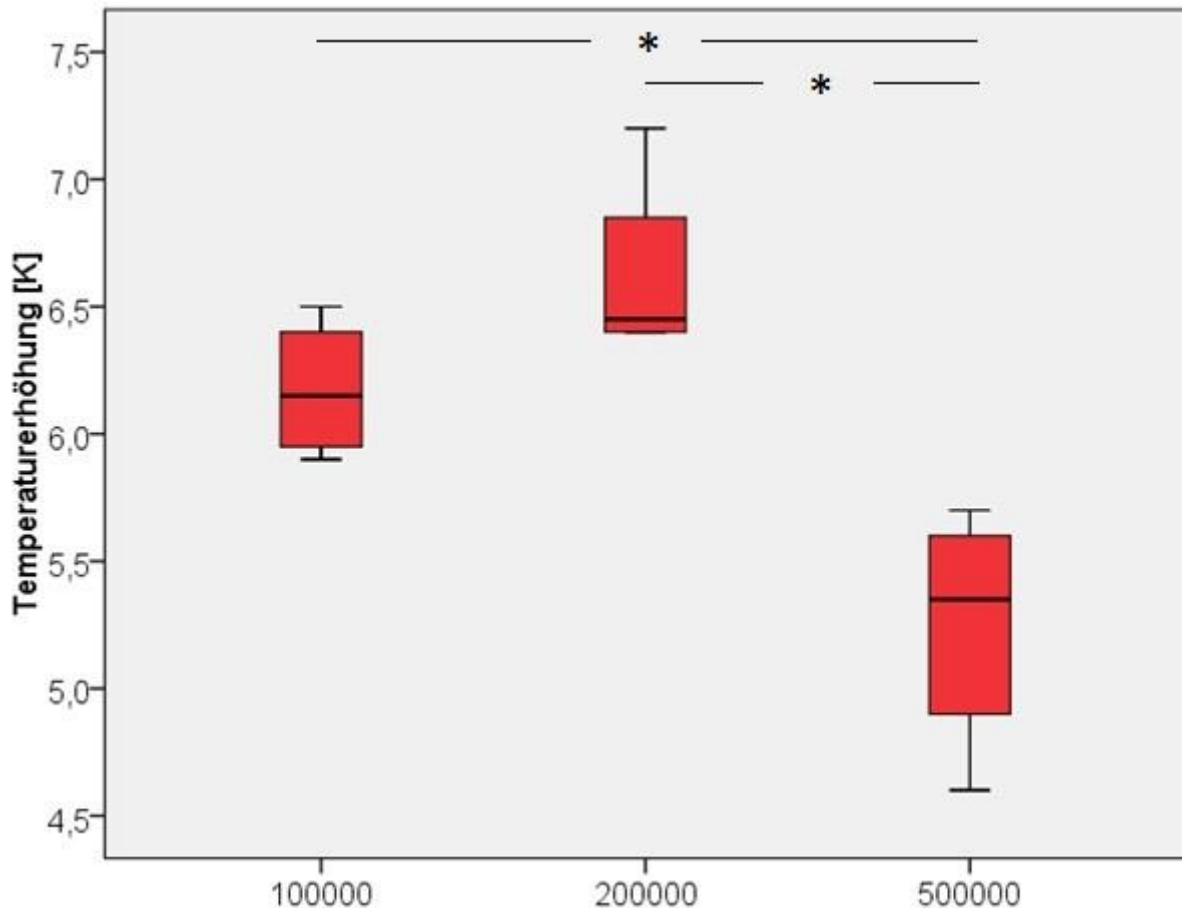


Abb. 18: Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Frequenz (Hz), Elfenbein. Signifikanter Einfluss der Repetitionsrate auf die Temperaturerhöhung zwischen 100.000 Hz und 500.000 Hz sowie 200.000 Hz und 500.000 Hz ($p < 0,05$).
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)

Die statistische Analyse ergab signifikante Unterschiede zwischen 100.000 Hz und 500.000 Hz sowie zwischen 200.000 Hz und 500.000 Hz. Der Einfluss auf den Temperaturanstieg war allerdings nur geringfügig.

3.1.2 Gesamtenergie

Um den Einfluss der Gesamtenergie (J) auf die Temperaturentwicklung (ΔT) zu erhalten wurde eine Versuchsreihe mit der Stichprobenzahl $n=2$ durchgeführt (Abb. 19).

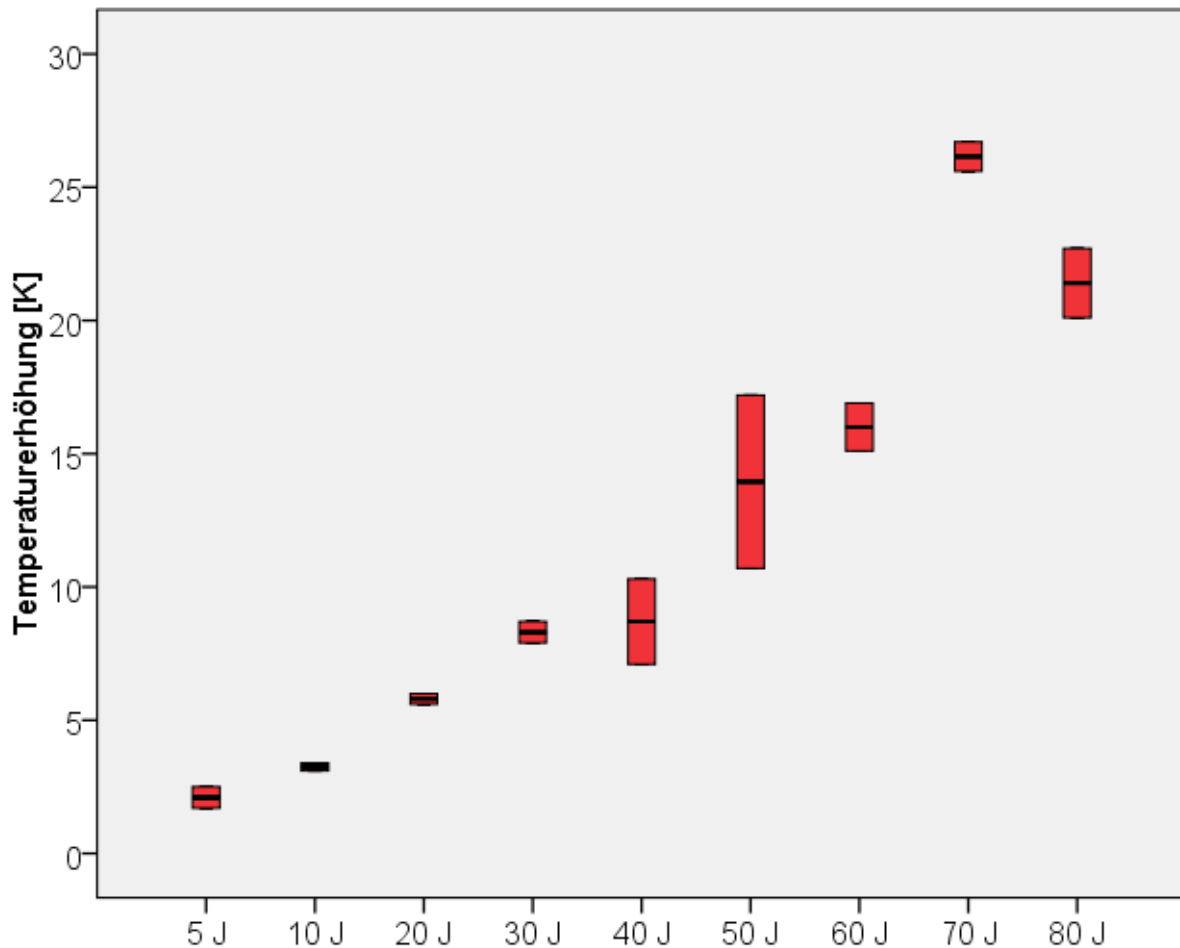


Abb.19: Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Gesamtenergie (J), Dentin. Statistisch signifikante Unterschiede der Temperaturerhöhung in Abhängigkeit von der Gesamtenergie ($p < 0,05$)

Es konnten signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen festgestellt werden ($p < 0,05$). Aufgrund der geringen Probenzahl konnte kein paarweiser Vergleich durchgeführt werden. Mit zunehmender Gesamtenergie (J) steigt der Wert der Temperaturerhöhung. Die Ausreißer bei 70 J sind auf die geringe Probenanzahl zurückzuführen.

3.2 Die Hauptversuche

3.2.1 Leistung

Der sich in den Vorversuchen andeutende Einfluss der Leistung auf die Temperaturentwicklung (ΔT) wurde unter sonst konstanten Parametern auf 1 mm Dentin Proben mit Softwareversion 3 genauer ermittelt (Abb. 20).

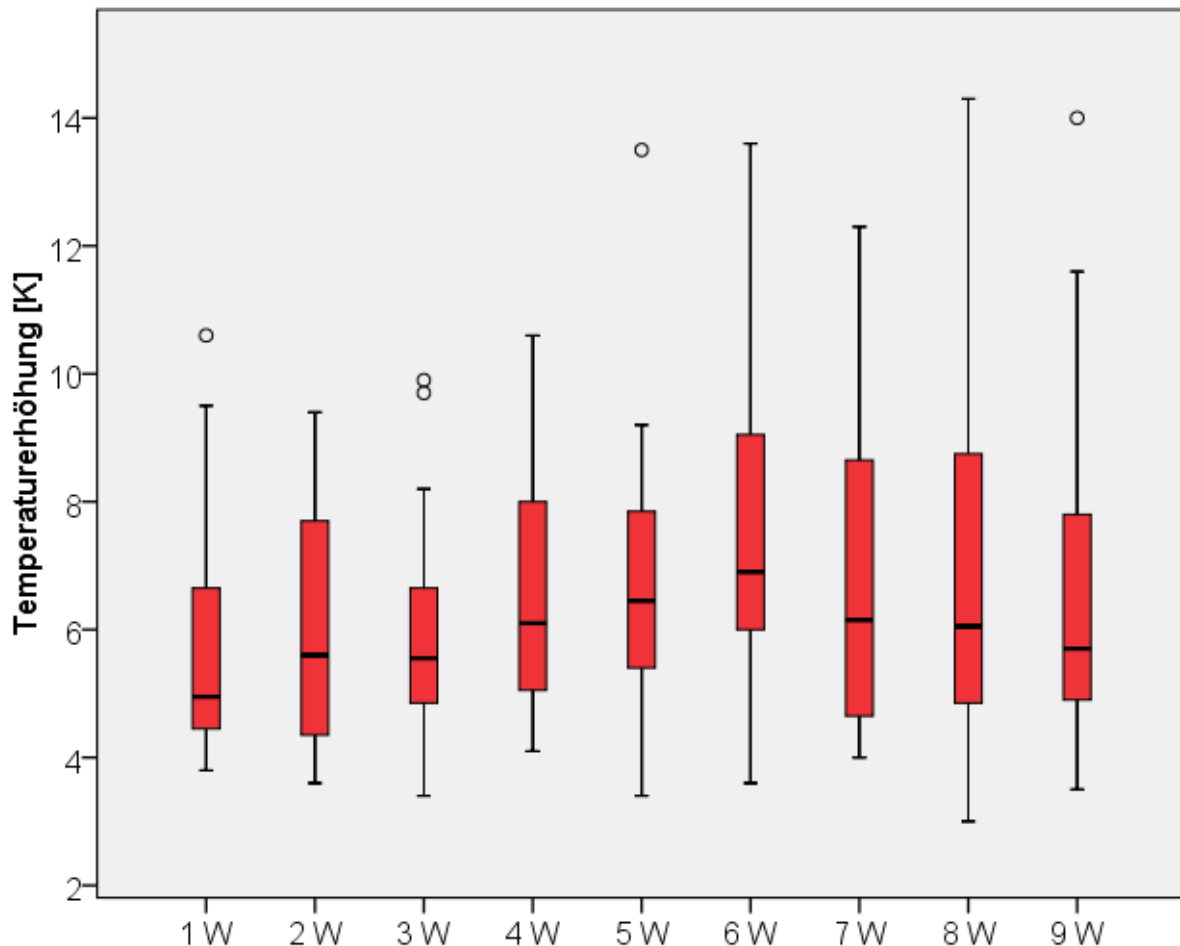


Abb. 20: Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Leistung (W), Dentin. Die Stichprobenanzahl betrug $n=15$ pro Leistungseinstellung. Mit zunehmender Leistung ist keine statistisch signifikante Temperaturerhöhung zwischen den Gruppen festzustellen ($p>0,05$)

Der Vergleich der verschiedenen Leistungen ergab keinen signifikanten Unterschied ($p>0,05$). Es wurde je eine komplette Messreihe von 1-9 W auf einem Probekörper angefertigt. Auch der paarweise Vergleich nach Wilcoxon ergab keine signifikanten Unterschiede ($p>0,05$) (Tab. 4 im Anhang). Die Einzelwerte der Messergebnisse sind Tab. 2 und 3 im Anhang zu entnehmen. Die Ergebnisse der Vorversuche werden nicht bestätigt. Die Leistung (W) hat keinen Einfluss auf die Temperaturerhöhung (ΔT).

3.2.1 Schichtdicke – Dentin

Der Einfluss der Dentinschichtdicke auf den Temperaturanstieg (ΔT) wurde unter sonst konstanten Parametereinstellungen ermittelt (Abb. 21).

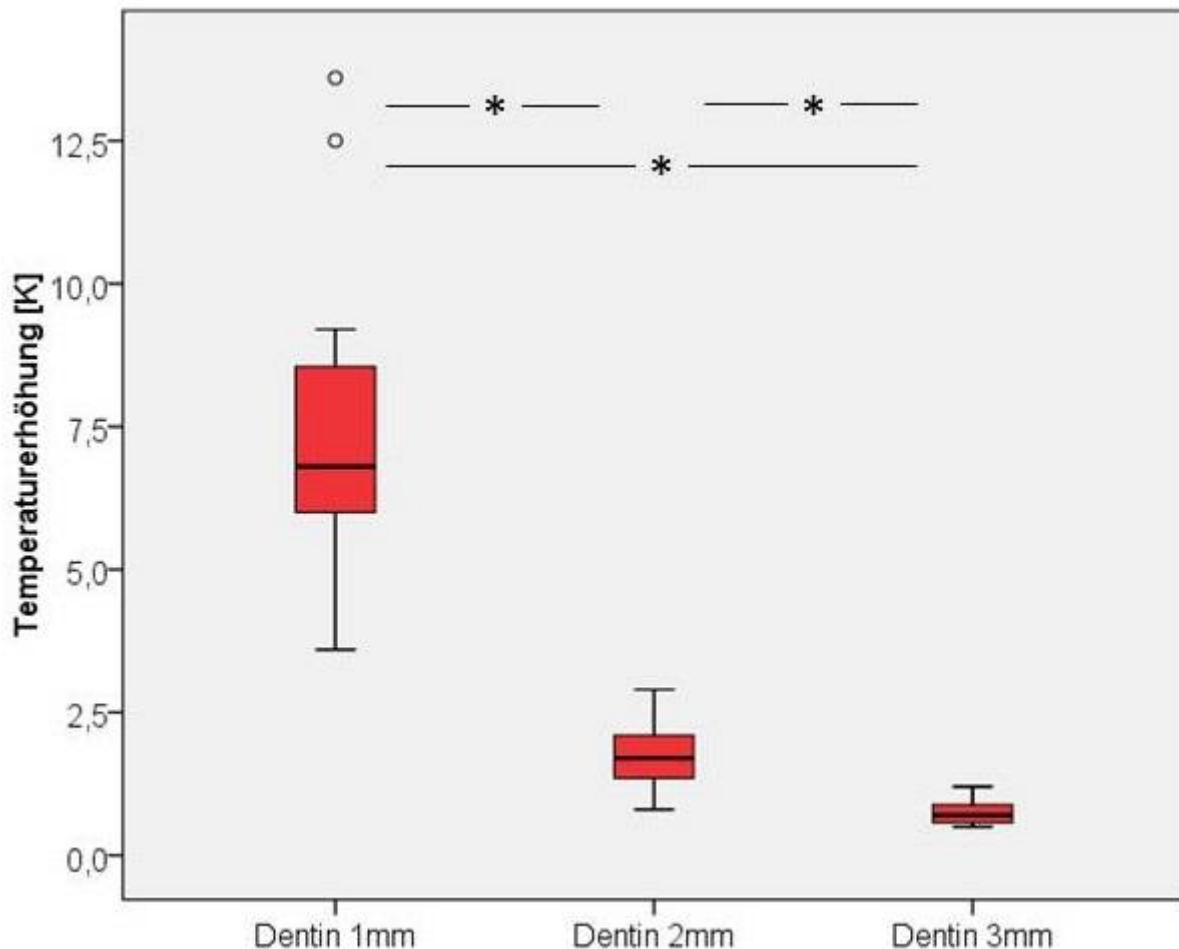


Abb. 21: Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Dentindicke in mm. Die Stichprobenanzahl betrug $n=15$ je Testgruppe. Mit zunehmender Dentindicke statistisch signifikante Abnahme der Temperaturerhöhung ($p<0,05$)

*: statistisch signifikanter Unterschied ($p<0,05$)

Der Vergleich der verschiedenen Schichtdicken ergab einen signifikanten Unterschied der Testgruppen ($p<0,05$). Der höchste Temperaturanstieg war in der Testgruppe „1 mm-Dentin“ zu beobachten, der geringste in der Testgruppe „3 mm-Dentin“. (Testgruppe „1 mm-Dentin“: Median ΔT : 6,8 K, Min: 3,6 K, Max: 13,6 K, Interquartil: 2,6, SA: 2,9; Testgruppe „2 mm-Dentin“: Median ΔT : 1,7 K, Min: 0,8 K, Max: 2,9 K, Interquartil: 0,7, SA: 0,6; Testgruppe „3 mm-Dentin“: Median ΔT : 0,7 K, Min: 0,5 K, Max: 1,2 K, Interquartil: 0,3, SA: 0,2).

3.2.2 Schichtdicke – Schmelz

Der Einfluss der Schmelzschichtdicke auf den Temperaturanstieg (ΔT) wurde unter sonst konstanten Laserparametern ermittelt (Abb. 22).

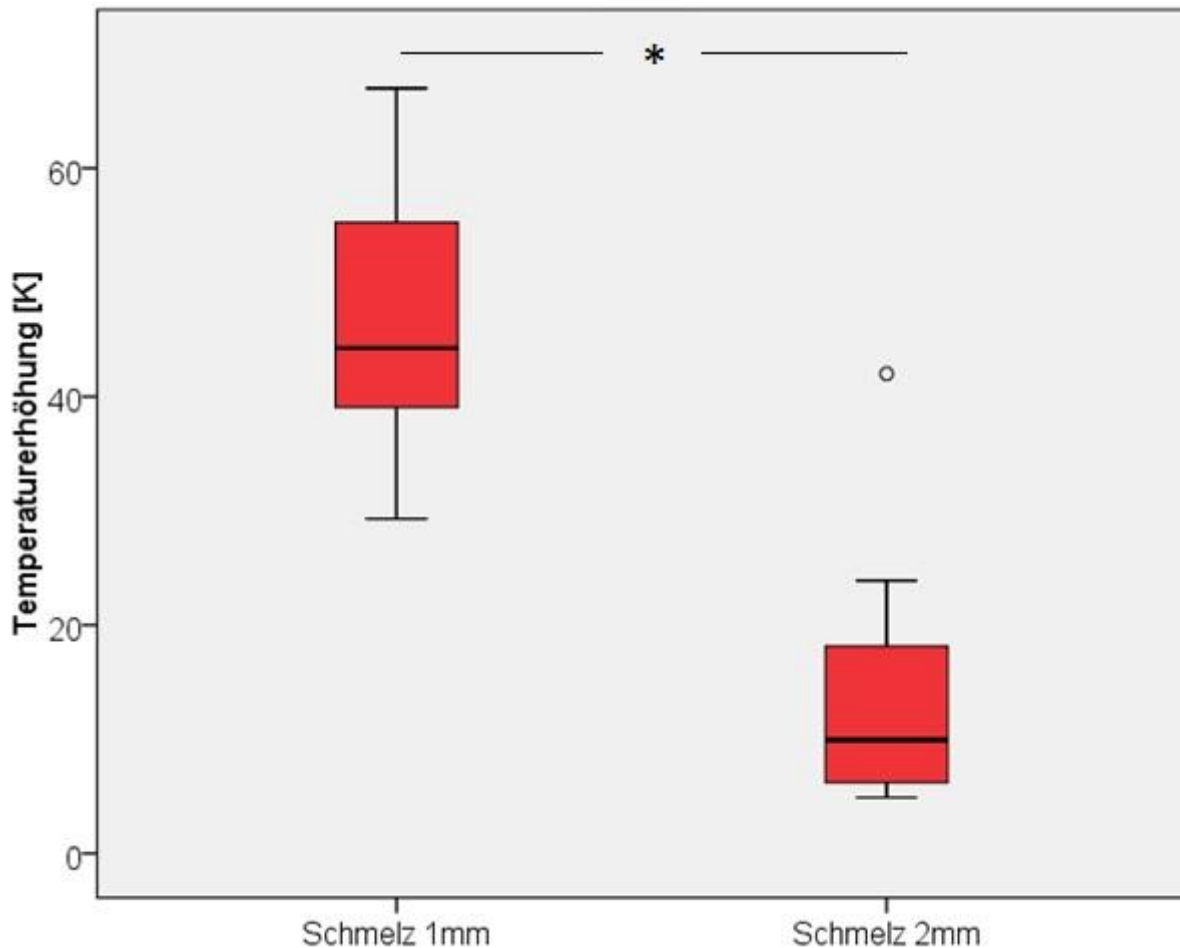


Abb. 22: Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Schmelzdicke in mm. Die Stichprobenanzahl betrug $n=20$ je Testgruppe. Mit zunehmender Schmelzdicke signifikante Abnahme der Temperaturerhöhung ($p < 0,05$)

*: statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)

Der Vergleich der verschiedenen Schichtdicken ergab einen signifikanten Unterschied der Testgruppen ($p < 0,05$). Die Temperaturerhöhung (ΔT) ist in der 1 mm-Schmelzgruppe höher als in der 2 mm-Schmelzgruppe. (Testgruppe „1 mm-Schmelz“: Median ΔT : 44,3 K, Min: 29,3 K, Max: 67 K, Interquartil: 16, SA: 3,6; Testgruppe „2 mm-Schmelz“: Median ΔT : 10 K, Min: 4,9 K, Max: 42 K, Interquartil: 11,8, SA: 3,3)

3.2.3 Temperaturverlauf – Schmelz und Dentin

Für die in 3.2.1 und 3.2.2 durchgeführte Messung an Schmelz und Dentinproben unterschiedlicher Schichtdicke wurde ebenfalls der Zeitraum von der Ausgangstemperatur bis zum Temperaturmaximum aufgezeichnet, um den Temperaturverlauf darstellen zu können (Abb. 23).

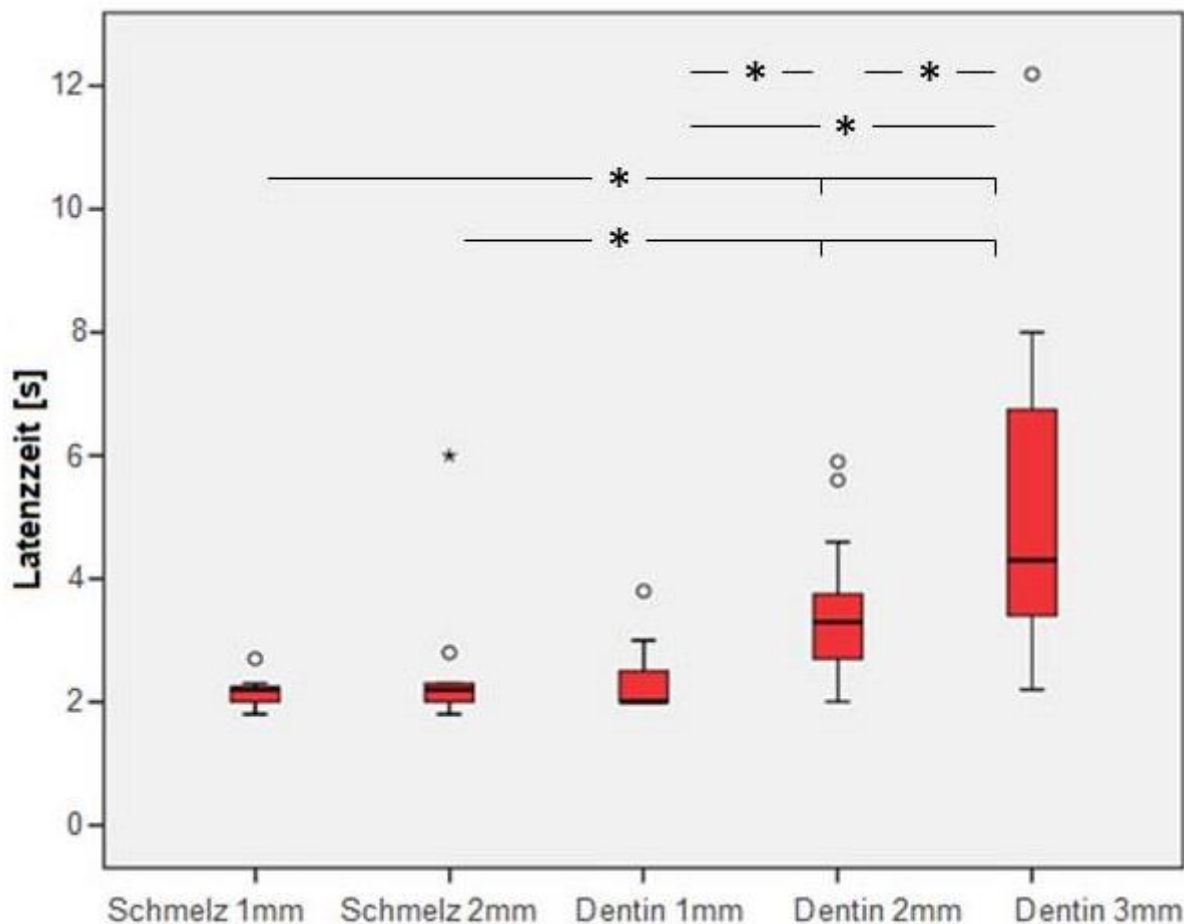


Abb. 23: Latenzzeit in Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur in Abhängigkeit von der Schmelz und Dentindicke in mm. Mit zunehmender Dentindicke nahm die Latenzzeit signifikant zu ($p < 0,05$). Bei den Schmelzproben konnte statistisch keine signifikante Veränderung festgestellt werden ($p > 0,05$).

*: statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)

Die 1 mm dicken Schmelzprobekörper erreichten ihre maximale Temperaturerhöhung im Median 0,1 Sekunden schneller als die 2 mm dicken Schmelzprobekörper (Testgruppe „1 mm-Schmelz“: Median: 2,1 s, Min: 1,8 s, Max: 3,5 s, Interquartil: 0,2, SA: 0,4; Testgruppe „2 mm-Schmelz“: Median: 2,2 s, Min: 1,8 s, Max: 6,0 s, Interquartil: 0,3, SA: 1,0).

Die 1 mm dicken Dentinprobekörper erreichten ihre maximale Temperaturerhöhung 1,3 s eher als die 2 mm dicken Dentinprobekörper und 2,3 s schneller als die 3 mm dicke Dentinprobekörpergruppe. (Testgruppe „1 mm-Dentin“: Median: 2 s, Min: 2 s, Max: 3,8 s, Interquartil: 0,5, SA: 0,5; Testgruppe „2 mm-Dentin“: Median: 3,3 s, Min: 2 s, Max: 5,9 s, Interquartil: 1,1, SA: 1,2; Testgruppe „3 mm-Dentin“: Median: 4,3 s, Min: 2,2 s, Max: 12,2 s, Interquartil: 3,3, SA: 2,7)

Der Mann-Whitney-Test ergab für Schmelz 1 und 2 mm $p > 0,05$ und somit keinen signifikanten Unterschied. Bei Dentin 1, 2 und 3 mm waren alle Vergleiche $p < 0,05$ und somit signifikant unterschiedlich.

4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden die Temperaturveränderungen an Zahnhartschubstanzen während und kurz nach der Bearbeitung mit einem neuartigen Nd:YVO₄ – Ultrakurzpuls-Laser untersucht. Bis zum Beginn der Studie lagen noch keine vergleichbaren Untersuchungen zu diesem Thema und diesem neuartigen Lasertyp vor.

4.1 Bewertung der Vorgehensweise

Bei der Versuchsdurchführung sind verschiedene potentielle Fehlerquellen zu beachten. Bei der Probenherstellung wurde darauf geachtet, möglichst gleich dicke Zahnscheiben anzufertigen. Die Standardabweichung für die 1, 2 und 3 mm Dentinproben beträgt 9,2 %, 11,7 % und 12,5 %, die Standardabweichung für die 1 und 2 mm Schmelzproben betragen 8 % und 9,7 %. Die Proben sind also effektiv nicht alle gleich dick, was Einfluss auf die Temperaturmessungen haben kann.

Die Dentinmessungen waren technisch gut umzusetzen, da jeder Zahn zu einem Großteil aus Dentin besteht. Die Messungen auf Schmelz hingegen stellten sich als komplizierter und fehleranfälliger heraus als die Messungen auf Dentin. Aufgrund der nur schmalen Schmelzstreifen auf der Probe ist es nicht auszuschließen, dass auch nach sorgfältiger Positionierung gewisse Mengen Laserenergie in das angrenzende Dentin eindringen. Der wellenförmige Verlauf der Schmelzkappe auf dem Dentinkern erhöht besonders bei 2 mm dicken Proben die Gefahr, dass die Wärmeweiterleitung nicht direkt zur Temperatursonde sondern durch angrenzendes Dentin bzw. die Schmelz-Dentin-Grenze beeinflusst wird (Kapitel 1.2.3). Aufgrund der sehr unterschiedlichen thermischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin ist eine Beeinflussung der Ergebnisse hier nicht auszuschließen.

Die transluzenten Eigenschaften des Schmelzes stellten sich als Problem bei der Fokussierung heraus, besonders im niedrigen Leistungsbereich. Das Einstellen des Fokus wird in Kapitel 2.6 beschrieben. Bei Schmelzmessungen musste von diesem Procedere abgewichen werden: Das Herantasten an den Fokus wurde auf einem parallel angeordneten Keramikblock durchgeführt und auf der Schmelzprobe noch einmal überprüft. Bei den anschließenden Messungen wurde immer wieder beobachtet, dass auf der Rückseite der Schmelzproben Karbonisierungen der

Wärmeleitpaste auftraten. Bei einem auf Photodisruption und plasmainduzierten Ablation basierenden Gewebeabtrag ist dies eigentlich nicht zu erwarten.

Lokale strukturelle Einflüsse lassen sich nur bedingt ausschließen. Zwischen den Messzyklen wurden die Ergebnisse mit einer Poweranalyse überprüft. Damit wurde sichergestellt, dass aussagekräftige Ergebnisse mit einer ausreichend großen Probenkörperanzahl gewonnen wurden.

4.2 Bewertung der Ergebnisse

Die in Vorversuchen gewonnenen Daten zu grundsätzlichen Zusammenhängen von Laserparameter und Temperaturerhöhungen in Zahnhartsubstanzen ergaben folgende Ergebnisse:

Die Leistung hat im direkten Vergleich von 5 und 6 W einen signifikanten Einfluss auf die Temperaturentwicklung im Elfenbein. Bei 6 W liegt die mediane Temperatur bei 1,4 K und bei 5 W bei 1,7 K. Andererseits ist die Streuung der Werte bei 6 W größer. Dieser Parameter wurde in den Hauptversuchen genauer untersucht.

Die Frequenz hatte einen Einfluss auf die Temperaturerhöhung. Bei 500.000 Hz war der Temperaturanstieg in Dentin mit 5,2 K am geringsten. Der Einfluss auf die Temperatur ist aber als gering zu bewerten. Untersuchungen der Ablation, die in einer anderen Dissertation beschrieben werden, ergaben aber einen effektiveren Abtrag bei 500.000 Hz, weshalb alle Hauptversuche bei dieser Repetitions-Rate (Hz) durchgeführt wurden.

Die Gesamtenergie wurde nur mit einer geringen Proben- und Messungszahl untersucht, lässt aber die zu erwartende Abhängigkeit von Gesamtenergie und Temperaturerhöhung gut erkennen. Die Abhängigkeit lässt einen linearen Zusammenhang vermuten.

In den Hauptversuchen konnten folgende Ergebnisse gewonnen werden:

Die Hypothese, dass die Leistung einen Einfluss auf die Temperaturentwicklung hat, konnte trotz anderer Ergebnisse in den Vorversuchen nicht bestätigt werden. Zwar waren auch im Hauptversuch auf den ersten Blick die mediane Temperatur und die Streuung bei 6 W höher als bei 5 W, die statistische Auswertung ergab aber keinen Unterschied auch im Vergleich zu den anderen gewählten Leistungen.

Die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung von den Schichtdicken bestätigte die in der Hypothese aufgestellte Vermutung. Die Schichtdicke hat maßgeblichen Einfluss auf die gemessene Temperatur. Umso dicker das beschossene Material, desto geringer die gemessene Temperatur. Bei einer Restdentinschichtdicke von 1 mm im Bereich der Pulpa würde bei 500.000 Hz, 6 W Leistung und 5 J Gesamtenergie eine mediane Temperaturerhöhung von 6,8 K erreicht werden, was die von Zach und Cohan empfohlene Maximalerhöhung von 5,5 K überschreitet (Zach et al., 1965). Andererseits ist dabei der Wärmeabfluss und die Kompensation der Pulpa noch nicht mit eingerechnet (1.3.2.2). Eine Dentinstärke von 2 und 3 mm würde bei gleichen Parametern für den Zahn und die Pulpa kein Problem darstellen. Die dabei erreichten Temperaturen liegen im Median bei 1,7 K und 0,7 K. Die Restdentinschichtdicke ist somit entscheidend für den späteren Einsatz am Patienten.

Die gemessenen Temperaturen im Schmelz dagegen liegen um einiges höher als im Dentin. Als Mineral mit nur minimalem Wasseranteil liegt die mediane Temperatur für 1 mm bei 44,3 K. Die maximale gemessene Temperaturerhöhung liegt bei 67 K. Der Wert für 2 mm liegt immerhin noch im Median bei 10 K. Diese Werte sind zwar im Vergleich zum Dentin viel höher, aber in Bezug auf eine spätere Nutzung auch weniger problematisch, da die wärmekompensierende Dentinschicht die Pulpa abschirmt (Al-Qudah et al., 2005). Dieses Ergebnis bestätigt die 3. aufgestellte Hypothese.

Die Zeit bis zum Erreichen des Temperaturmaximums unterscheidet sich in der Schmelzgruppe kaum. Im Median liegen die beiden Werte mit 2,1 und 2,2 nur 0,1 Sekunden auseinander. Die beobachteten Karbonisierungen der Wärmeleitpaste bei den Schmelzproben (siehe 4.1) und die hohen gemessenen Temperaturen könnten mit dem von Altschuller beschriebene Effekt des Wellenleiters (siehe 1.2.3.3) zusammenhängen (Altschuller et al., 1991) oder einfache Transmissionseffekte sein. Nd:YAG-Laserstrahlung wird in den Zahnhartsubstanzen nur wenig absorbiert (Seekamp et al., 1993). Eine Lösung dafür könnte der Einsatz absorptionssteigernder Pasten sein, um eine Plasmabildung bzw. Photodisruption zu erreichen.

Die Latenzzeit bei den Dentinmessungen erhöht sich in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Auch die Streuung der Werte erhöht sich mit zunehmender Schichtdicke, was mit der Inhomogenität der Substrate zusammenhängen könnte.

4.3 Einblick in die Literatur

Die Standardinstrumentarien zum Substanzabtrag an Zähnen sind bis heute rotierende Schleifkörper wie Diamanten und Bohrer (Kypers, 2008). Schleifkörper zeichnen sich, abhängig von Faktoren wie Größe und Typ des Schleifkörpers, Drehzahl oder Anpressdruck durch eine hohe Hitzeentwicklung aus (Correa-Afonso et al., 2007; Strub et al., 2005), die 700-900 °C erreichen kann (Merchant et al., 2008). Mit ausreichender Wasserkühlung (40-50 ml/min) kann eine Schädigung der Pulpa weitestgehend ausgeschlossen werden (Strub et al., 2005; Öztürk et al., 2004; Kypers, 2008). Der Abtragsprozess ist aber schmerzhaft und wird vom Patienten aufgrund der entstehenden Vibrationen als unangenehm beschrieben (Correa-Afonso et al., 2007; Kypers, 2008). Auch durch Anästhesie ist die Ausschaltung von Druck und Vibrationsempfinden mitunter nur unvollständig bis gar nicht zu erreichen (Reichert et al., 2002). Mit Präperationsdiamanten erzeugte Kavitäten zeichnen sich durch scharfkantige und unregelmäßige Kavitätenwände aus. Schmelzbereiche sind mit Debris und einer Schmierschicht belegt, im Dentin sind die eröffneten Dentinkanäle mit Debris verstopft (Merchant et al., 2008). Langzeituntersuchungen ergaben, dass 4-5 % der hochtourig präparierten, überkronten Zähne nach 5 Jahren apikale Beherdungen aufwiesen. 10 % waren nach 10 Jahren devital (Kerschbaum und Leempoel, 1989; Kerschbaum und Voss; 1979).

Damit sich ein neues System auch langfristig durchsetzt, muss es signifikante Vorteile gegenüber etablierten Systemen haben. Studien haben ergeben, dass die Schmerzschwelle des Zahnes nach hoch energiereicher Bestrahlung mit einem Nd:YAG-Laser über einen längeren Zeitraum deutlich erhöht, der Zahn also schmerz-unempfindlicher war (Goodies et al., 1992; Yamaguchi et al., 2000; Yamaguchi et al., 2005). Studien mit Er:YAG-Laser und anderen Lasersystemen ergaben beim Patienten eine schmerzarme bis schmerzfreie Behandlung (Matsumoto et al., 1996; Keller und Hibst, 1997; Stübinger et al., 2004). Mit einem Laser ablatierte Kavitäten zeichnen sich durch die Abwesenheit von einer Schmierschicht auf Schmelz und sauber eröffnete Tubuli ohne Debris im Dentin und somit sehr saubere Kavitäten aus (Merchant et al., 2008; Stübinger et al., 2004). Im Gegensatz zum Er:YAG-Laser, der sehr weiche und runde Kavitäten hinterlässt (Merchant et al., 2008), konnte der von uns eingesetzte Nd:YAG-Laser durch eine sehr saubere und akkurate Kavitäten-gestaltung überzeugen. Das genutzte Scannersystem ermöglicht die Wahl beliebiger

Abtrags- und Schnittgeometrien. Ähnliche Ergebnisse konnten auch andere Autoren feststellen (Lizarelli, 2008).

Auch eine sterilisierende Wirkung von Laserstrahlen konnte in verschiedene Studien nachgewiesen werden und wird vor allem in der Parodontologie und der Endodontie vielfach eingesetzt (Stübinger et al., 2004; Bader, 2008; Gutknecht, 2007; Le Goff et al., 1999).

Die thermische Belastung der Pulpa und der umgebenden Gewebe und nur geringe Abtragsraten verhinderten bis jetzt, dass sich Laser flächendeckend zur Bearbeitung von biologischen Hartgeweben durchsetzen konnten (Jukic et al., 1997; Murray et al., 2004; Stübinger et al., 2004; Gutknecht, 2007). Für den in-vivo Einsatz entscheidend sind neben den thermischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen (Roggan, 1997) die Fähigkeit des vitalen Zahnes, Temperaturreize zu kompensieren. Eine entscheidende Rolle nimmt die Pulpa ein, die als vaskuläres System anzusehen ist und den Wärmeabtransport regelt (Kapitel 1.2.3.3).

Die allgemein anerkannte Grenze für die maximale intrapulpare Temperaturerhöhung ist die von Zach und Cohan 1965 ermittelte Temperatur von ca. 42°C, die als Pulpenreaktion nur eine Durchblutungserhöhung hervorruft (Pohto et al., 1959; Gängler, 1976; Roth, 1986).

Der am häufigsten zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen eingesetzte Er:YAG-Laser (Bader, 2008) wurde in vielen Studien zu Abtragsverhalten und Temperaturentwicklung untersucht (Keller und Hibst, 1989; Gutknecht, 2007; Geraldo-Martins et al., 2005; Perhavec et al., 2009; Keller und Hibst, 1997). Die Laserwellenlänge beträgt 2.94 µm und sorgt für eine hohe Absorption in Wasser Stübinger et al., 2004). In Studien konnte gezeigt werden, dass auch bei hohen Energien, ausreichende Wasserkühlung vorausgesetzt, die intrapulpare Temperatur von 5 Grad nicht überschritten wird (Gutknecht, 2007; Visuri et al., 1996).

Der Nd:YAG-Laser, der häufig in der Medizin eingesetzt wird (Fuchs et al., 1994), erzeugte in Studien an Molaren Temperaturerhöhungen von 28,7 °K (Anic et al., 1992). Er besitzt eine hohe Absorption in Melanin (Franzen et al., 2008) Im Vergleich zu unserem System wurde er aber nicht im ultrakurzen Bereich eingesetzt. Ein direkter Vergleich mit gleicher Gesamtenergie wäre hier interessant. Die in der

gleichen Studie gemachten Versuche mit einem CO₂-Laser ergaben am Molaren Temperaturerhöhungen von 37,4 °K (Anic et al., 1992).

Als nachteilig anzusehen ist, dass das während der Ablation entstehende Plasma und die dabei freiwerdenden Nanopartikel im Verdacht stehen, gesundheitsschädlich zu sein. Nanopartikel sind hoch reaktiv und können über die Haut und über die Lunge wirken oder über den Riechkolben aufgenommen die Bluthirnschranke überwinden und direkt im Gehirn akkumulieren (Roblegg et al., 2006; Krug, 2005; Schmidt, 2010). Das Bundesministerium für Forschung unterstützt die Sicherheitsforschung für Nanopartikeltechnologie, um dort gesicherte Erkenntnisse zu erlangen. Eine Gesundheitsgefährdung von Patienten und Behandlern würde den in-vivo Einsatz des Lasers zum augenblicklichen Zeitpunkt ausschließen. Weiterhin problematisch anzusehen ist die zu beobachtende Geruchsbildung beim Ablationsprozess, die auch in anderen Laserstudien beobachtet wurde und zu Übelkeit führen kann (Tal et al., 2002). Der Einsatz von einer Absauganlage ist deshalb, auch wegen der genannten potentiellen Gefahr für die Gesundheit, zu empfehlen.

Abschließend kann festgestellt werden, dass ein Abtrag von Zahnhartsubstanzen mit einem Ultrakurzpuls laser technisch möglich, aber mittelfristig noch nicht am Patienten realisierbar ist. Durch die Versuche sind viele neue Fragen und Probleme aufgeworfen worden, die zunächst gelöst werden müssen. Trotz eines theoretisch zugrundeliegenden athermischen Verfahrens entsteht beim Gewebeabtrag Wärme innerhalb der Zahnhartsubstanzen. Besonders bei dünnem Restdentin könnten die gemessenen Maximaltemperaturen Schädigungen der Pulpa hervorrufen und Schmerzen beim Ablationsprozess auftreten.

Die erreichten Temperaturen an Schmelz und Dentin halte ich, vor dem Hintergrund des Einsatzes eines möglichen Kühlmediums und der vaskulären Komponente der Pulpa, als gute Ausgangssituation für weitere Forschung. In diesem Zusammenhang sollten in weiterführenden Studien Versuche mit kombinierten Proben (Schmelz und Dentin) und simulierter Blutzirkulation durchgeführt werden, um mit intrapulpalen Messungen die Situation am Patienten besser darzustellen. Auch die technische Optimierung des Lasers sollte eine weitere Reduktion der Wärmeentwicklung ermöglichen. Grundsätzlich empfehle ich, eine ausreichende Restdentinstärke vor der Pulpa einzuhalten. Auch eine Anästhesie ist zu empfehlen, da Schmerzempfindungen bei den von mir ermittelten Temperaturen nicht auszuschließen sind.

5. Zusammenfassung

Die Idee, einen Ultrakurzpulslaser zum Gewebeabtrag in der Zahnmedizin einzusetzen, begründet sich darauf, dass es sich theoretisch um ein athermisches Verfahren handelt, welches die dentalen Strukturen schonen würde. Bis jetzt wird dieses Verfahren hauptsächlich in der Industrie angewendet.

Ziel der vorliegenden Untersuchungen ist es, experimentelle Grundlagenforschung bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit einem neuartigen Nd:YVO₄ Ultrakurzpulslasers zu betreiben. Der Schwerpunkt dabei liegt darauf, Parameter für einen späteren Einsatz am Patienten zu ermitteln.

Aus 45 Zähnen wurden je 15 Dentin-Probekörper mit 1, 2 und 3 mm Dicke angefertigt. Auf jeden Probekörper wurden jeweils 2 bis 4 Versuche durchgeführt und diese zu einem Wert gemittelt. Alle Messungen wurden bei 500 kHz, 6 W Leistung und 5 J Gesamtenergie durchgeführt. Für 1, 2 und 3 mm ergeben sich daraus 45 Werte aus 130 Messungen, die die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung von der Dentinschichtdicke darstellen. Für Schmelz wurden aus 30 Zähnen je 20 Schmelzprobekörper mit je 1 und 2 mm Schichtdicke hergestellt. Es wurden jeweils 3 Messungen auf einen Probekörper umgesetzt und zu je 20 Werten gemittelt. Die Anzahl der Einzelmessungen betrug 119 Messungen. Das Ergebnis stellt die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung zur Schmelzdicke dar. Es konnte gezeigt werden, dass die Schichtdicke entscheidenden Einfluss auf die gemessene Temperaturentwicklung hat. Umso dicker der Probekörper, umso geringer die gemessene Temperatur. In den Schmelzproben wurden im Vergleich zum Dentin, bei gleicher Schichtdicke und gleichen Laserparametern, höhere Temperaturen ermittelt. Die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung von der Schichtdicke wurde mit Aufschlüsselung des Temperaturverlaufs weiter konkretisiert. Auch hier ist ein Zusammenhang zwischen Materialschichtdicke und dem Erreichen des Temperaturmaximums zu erkennen. Die 1 mm Dentinproben erreichen das Maximum eher als die 2 und 3 mm Proben. Bei den Schmelzproben ist im Median kein Unterschied zwischen 1 und 2 mm Schichtdicke zu beobachten ($p > 0,05$).

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass beim Abtrag von Zahnhartsubstanzen mit einem Ultrakurzpulslaser eine Temperaturentwicklung zu beobachten ist. Die Ergebnisse entsprechen also nicht dem athermischen Abtrags-

prozess, den man sich theoretisch erhofft hat und überschreiten den kritischen Wert von 5,5 K. Durch eine Optimierung der Parameter und weiterführende Versuchsreihen sollte eine Reduzierung der Temperaturentwicklung angestrebt werden.

6. Anhang

Material	Dentin	Dentin	Dentin	Dentin	Dentin
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Anzahl der Messungen	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2
Kantenlänge (mm)	1	1	1	1	1
Schichtdicke (mm)	1	1	1	1	1
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125	0,0125	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000	2000	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%	50%	50%	50%
Pulsdurchmesser (µm)	25	25	25	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	5,000	5,000	5,109	5,000	5,000
Leistung (W)	1	2	3	4	5
Probekörper 1	3,8	4,5	4,2	6,8	3,4
Probekörper 2	4,7	7,1	7,1	10,6	8,0
Probekörper 3	3,9	5,7	5,0	4,7	7,6
Probekörper 4	9,5	8,4	9,7	4,1	6,5
Probekörper 5	5,0	9,0	9,9	7,9	7,7
Probekörper 6	7,3	4,4	5,7	5,4	3,8
Probekörper 7	5,2	4,0	5,3	8,1	5,5
Probekörper 8	4,2	7,6	6,2	10,2	5,3
Probekörper 9	4,9	7,8	5,4	5,5	4,1
Probekörper 10	5,4	5,5	5,5	8,6	8,6
Probekörper 11	6,0	3,6	5,6	6,1	7,1
Probekörper 12	10,6	5,3	8,2	7,2	13,5
Probekörper 13	8,1	9,4	4,7	6,1	9,2
Probekörper 14	4,9	4,3	3,6	4,7	5,9
Probekörper 15	3,9	3,7	3,4	4,7	6,4
Mittelwert (°C)	5,8	6,0	6,0	6,7	6,8
Median (°C)	5,0	5,5	5,5	6,1	6,5
Standardabweichung	2,1	2,0	2,0	2,0	2,5
Max	10,6	9,4	9,9	10,6	13,5
Min	3,8	3,6	3,4	4,1	3,4
Interquartil	2,2	3,4	1,8	3,0	2,4

Tab. 2: Temperaturanstiege der Dentinprobekörper in Kelvin – Leistung I

Material	Dentin	Dentin	Dentin	Dentin
Probekörperanzahl	15	15	15	15
Anzahl der Messungen	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2
Kantenlänge (mm)	1	1	1	1
Schichtdicke (mm)	1	1	1	1
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%	50%	50%
Pulsdurchmesser (µm)	25	25	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	4,782	4,816	4,624	5,067
Leistung (W)	6	7	8	9
Probekörper 1	3,6	4,0	3,0	4,3
Probekörper 2	9,2	4,7	4,9	5,0
Probekörper 3	6,4	6,8	8,4	8,3
Probekörper 4	5,6	5,9	4,3	4,5
Probekörper 5	8,2	5,4	4,8	5,7
Probekörper 6	3,6	4,3	4,8	4,8
Probekörper 7	6,4	4,6	5,6	5,1
Probekörper 8	13,6	12,3	14,3	14,0
Probekörper 9	6,8	5,7	6,6	7,0
Probekörper 10	8,9	9,7	6,0	5,0
Probekörper 11	6,4	6,4	6,1	3,5
Probekörper 12	12,5	8,1	7,9	7,3
Probekörper 13	7,4	9,2	11,7	8,4
Probekörper 14	4,3	4,6	5,1	5,7
Probekörper 15	7,0	7,2	9,1	11,6
Mittelwert (°C)	7,3	6,6	6,8	6,7
Median (°C)	6,8	5,9	6,0	5,7
Standardabweichung	2,9	2,4	3,0	2,9
Max	13,6	12,3	14,3	14,0
Min	3,6	4,0	3,0	3,5
Interquartil	2,6	3,0	3,3	2,9

Tab. 3: Temperaturanstiege der Dentinprobekörper in Kelvin – Leistung II

	1 W	2 W	3 W	4 W	5 W	6 W	7 W	8 W	9 W
1 W	0	0,537	0,696	0,2261	0,06325	0,07393	0,2026	0,2363	0,4255
2 W	1	0	0,9386	0,3286	0,4638	0,09463	0,2522	0,2114	0,7197
3 W	1	1	0	0,1712	0,2802	0,05067	0,3484	0,2919	0,7719
4 W	1	1	1	0	1	0,2261	0,6783	0,5995	1
5 W	1	1	1	1	0	0,6592	0,815	1	0,6963
6 W	1	1	1	1	1	0	0,2293	0,3551	0,2979
7 W	1	1	1	1	1	1	0	0,4551	0,9295
8 W	1	1	1	1	1	1	1	0	0,5517
9 W	1	1	1	1	1	1	1	1	0

Tab. 4: Wilcoxon-Test der Ergebnisse aus Tab. 2 und Tab. 3

Material	Dentin	Dentin	Dentin
Probekörperanzahl	15	15	15
Anzahl der Messungen	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2
Kantenlänge (mm)	1	1	1
Schichtdicke (mm)	1	2	3
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%	50%
Pulsdurchmesser (µm)	25	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	4,782	4,782	4,782
Leistung (W)	6	6	6
Probekörper 1	3,6	1,7	1,20
Probekörper 2	9,2	1,3	0,83
Probekörper 3	6,4	2,1	0,57
Probekörper 4	5,6	1,5	0,63
Probekörper 5	8,2	1,7	0,87
Probekörper 6	3,6	1,0	0,50
Probekörper 7	6,4	1,4	1,03
Probekörper 8	13,6	2,9	0,50
Probekörper 9	6,8	2,1	0,73
Probekörper 10	8,9	2,4	0,70
Probekörper 11	6,4	0,8	0,70
Probekörper 12	12,5	2,4	0,95
Probekörper 13	7,4	1,5	0,57
Probekörper 14	4,3	1,7	0,90
Probekörper 15	7,0	1,3	0,50
Mittelwert (°C)	7,3	1,7	0,7
Median (°C)	6,8	1,7	0,7
Standardabweichung	2,9	0,6	0,2
Max	13,6	2,9	1,2
Min	3,6	0,8	0,5
Interquartil	2,6	0,7	0,3

Tab. 5: Temperaturanstiege der Dentinprobekörper in Kelvin – Schichtdicke

Material	Schmelz	Schmelz
Probekörperanzahl	20	20
Anzahl der Messungen	1 bis 2	1 bis 2
Kantenlänge (mm)	1	1
Schichtdicke (mm)	1	2
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%
Pulsdurchmesser (μm)	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	4,782	4,782
Leistung (W)	6	6
Probekörper 1	44,0	6,4
Probekörper 2	42,0	42,0
Probekörper 3	58,7	6,9
Probekörper 4	55,5	5,2
Probekörper 5	37,5	4,9
Probekörper 6	47,8	7,8
Probekörper 7	29,3	5,1
Probekörper 8	33,4	5,8
Probekörper 9	44,5	6,6
Probekörper 10	56,0	6,5
Probekörper 11	46,4	18,1
Probekörper 12	39,3	13,1
Probekörper 13	36,0	21,7
Probekörper 14	49,2	19,7
Probekörper 15	42,8	12,8
Probekörper 16	55,0	18,0
Probekörper 17	42,7	12,1
Probekörper 18	67,0	18,2
Probekörper 19	56,9	23,9
Probekörper 20	38,8	6,0
Mittelwert ($^{\circ}\text{C}$)	46,1	13,0
Median ($^{\circ}\text{C}$)	44,3	10,0
Standardabweichung	10,1	6,5
Max	67,0	42,0
Min	29,3	4,9
Interquartil	16,0	11,8

Tab. 6: Temperaturanstiege der Schmelzprobekörper in Kelvin – Schichtdicke

Material	Dentin	Schmelz
Probekörperanzahl	26	26
Anzahl der Messungen	1	1
Kantenlänge (mm)	1	1
Schichtdicke (mm)	-	-
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%
Pulsdurchmesser (µm)	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	4,782	4,782
Leistung (W)	6	6
Probekörper 1	64	23
Probekörper 2	65	46
Probekörper 3	33	35
Probekörper 4	67	29
Probekörper 5	65	26
Probekörper 6	34	19
Probekörper 7	14	28
Probekörper 8	19	35
Probekörper 9	17	15
Probekörper 10	17	30
Probekörper 11	17	35
Probekörper 12	37	45
Probekörper 13	28	33
Probekörper 14	29	39
Probekörper 15	50	31
Probekörper 16	31	16
Probekörper 17	33	14
Probekörper 18	34	9
Probekörper 19	48	18
Probekörper 20	77	87
Probekörper 21	63	25
Probekörper 22	80	37
Probekörper 23	67	27
Probekörper 24	52	21
Probekörper 25	60	41
Probekörper 26	66	15
Mittelwert (°C)	44,9	30,0
Median (°C)	42,5	28,5
Standardabweichung	20,8	15,3
Max	80,0	87,0
Min	14,0	9,0
Interquartil	35,3	15,5

Tab. 7: Ablation an Dentin- und Schmelzprobekörper in µm

Material	Dentin	Dentin	Dentin
Probekörperanzahl	15	15	15
Anzahl der Messungen	1 bis 2	1 bis 2	1 bis 2
Kantenlänge (mm)	1	1	1
Schichtdicke (mm)	1	2	3
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%	50%
Pulsdurchmesser (µm)	25	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	4,782	4,782	4,782
Leistung (W)	6	6	6
Probekörper 1	2,5	2,8	12,2
Probekörper 2	3,8	2,8	5,0
Probekörper 3	2,0	2,0	2,2
Probekörper 4	2,0	2,0	2,8
Probekörper 5	2,0	3,5	4,3
Probekörper 6	3,0	4,0	8,0
Probekörper 7	2,5	3,5	3,8
Probekörper 8	2,0	2,8	3,8
Probekörper 9	2,5	2,5	7,3
Probekörper 10	2,0	2,6	6,8
Probekörper 11	2,0	5,9	3,0
Probekörper 12	2,0	5,6	5,8
Probekörper 13	2,0	3,3	4,3
Probekörper 14	2,5	4,6	6,7
Probekörper 15	2,0	3,4	2,3
Mittelwert (°C)	2,3	3,4	5,2
Median (°C)	2,0	3,3	4,3
Standard-abweichung	0,5	1,2	2,7
Max	3,8	5,9	12,2
Min	2,0	2,0	2,2
Interquartil	0,5	1,1	3,3

Tab. 8: Latenzzeiten der Dentinprobekörper in Sekunden

Material	Schmelz	Schmelz
Probekörperanzahl	20	20
Anzahl der Messungen	1 bis 2	1 bis 2
Kantenlänge (mm)	1	1
Schichtdicke (mm)	1	2
Schrittweite (mm)	0,0125	0,0125
Scangeschwindigkeit (mm)	2000	2000
Pulsüberdeckung	50%	50%
Pulsdurchmesser (µm)	25	25
Rep.Rate (Hz)	500.000	500.000
Gesamt-Energie (J)	4,782	4,782
Leistung (W)	6	6
Probekörper 1	1,8	2,2
Probekörper 2	2,2	1,8
Probekörper 3	2,2	1,8
Probekörper 4	2,0	6
Probekörper 5	2,0	2,3
Probekörper 6	2,0	2
Probekörper 7	2,3	2,2
Probekörper 8	2,2	2,3
Probekörper 9	2,7	2,2
Probekörper 10	2,3	2,8
Probekörper 11	2,0	2,2
Probekörper 12	2,3	1,8
Probekörper 13	1,8	2
Probekörper 14	2,0	2
Probekörper 15	2,2	2,3
Probekörper 16	2,2	2
Probekörper 17	2,0	4
Probekörper 18	2,0	2
Probekörper 19	2,0	2,7
Probekörper 20	3,5	2,2
Mittelwert (°C)	2,2	2,4
Median (°C)	2,1	2,2
Standard-abweichung	0,4	0,5
Max	3,5	6,0
Min	1,8	1,8
Interquartil	0,2	0,3

Tab. 9: Latenzzeiten der Schmelzprobekörper in Sekunden

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Illustration eines Gauß-Strahls. Dargestellt sind die Phasenfronten innerhalb des Strahlradius sowie ein typisches Intensitätsprofil mit Maximumbereich (nach Bille und Schlegel, 2005)	8
Abb. 2	Aufbau eines Lasers und Prozess der Laserstrahlverstärkung (nach Schwenzer und Ehrenfeld, 2009; Dörschel, 1993)	9
Abb. 3:	Laser-Gewebe-Interaktion und typische Parameter (nach Dörschel et. al, 1993; Niemz, 1996)	11
Abb. 4:	Prinzipieller Verlauf der Ablation. Die durch einen Einzelpuls abgetragene Schichtdicke (Ablationsrate) ist über der Energiedichte aufgetragen (I_s = Ablationsschwelle) (nach Berlien, 1991)	14
Abb. 5:	Prozesse bei plasmainduzierter Ablation und Photodisruption (nach Bille und Schlegel, 2005)	15
Abb. 6	Spektrum medizinischer Laserwellenlängen mit einer Auswahl häufig genutzter zahnmedizinischer Lasertypen und deren Anwendungsgebiete (Frentzen und Koort, 1991; Krause und Frentzen, 2007; Meister, 1998)	16
Abb. 7:	Zusammensetzung des Zahnschmelzes und des Dentins in Prozent seines Gewichts (nach Seekamp, 1993)	20
Abb. 8:	Absorptionsspektrum und –maxima von Schmelz, Zement und Dentin (nach Seekamp, 1993)	23
Abb. 9:	Schematische Darstellung des Ablationsprozesses. Der Scanner setzt die Einzelpulse (f) zu einer Kavität (g) zusammen. Die Schrittweite (e) und die Pulsüberdeckung (d) bestimmen das räumliche Verhältnis der Einzelpulse zueinander. Der Start (a), der Richtungswechsel (b) und der Endpunkt (c) des Scanvorgangs sind eingezeichnet	27
Abb. 10:	Exemplarisches Lichtmikroskopbild einer Schmelzkavität (links) und einer Profilometerausmessung (rechts). Die Kantenlänge beträgt 1 mm	28
Abb. 11:	Thermometer (Jumo TDA-3000, Jumo GmbH & Co. KG, Fulda) mit NiCr-Ni-Temperaturfühler	29
Abb. 12:	Versuchsaufbau von oben. Das Laserlicht wird an Punkt 1 auf die Tischebene geführt und über mehrere Umlenkspiegel (blaue Balken) zum Scanner geführt. Das Licht wird durch die Fokussierlinse auf die Probe (2) gerichtet. Das Thermometer ist hinter der Probe angeordnet	30

- Abb. 13:** Probenanfertigung. In a wird in orange die horizontale und in rot die vertikale Schnittführung von Zahnproben dargestellt (Abbildung a nach Schumacher et al., 1990). In b ist exemplarisch ein horizontaler Zahnschnitt eines Prämolaren (links, 1mm dick) und ein vertikaler Zahnschnitt eines Molaren (rechts, 1mm dick) dargestellt. Bild c zeigt exemplarisch einen Elfenbeinblock und einen für den Versuch auf 1 mm zugeschnittenen Probekörper (rechts). Gut zu erkennen ist die Homogenität der Elfenbeinprobe (c) im Vergleich zur Zahnprobe (b) **32**
- Abb. 14:** Das eingehende Laserlicht und die Temperatursonde liegen auf einer Linie, getrennt von der Probe. Probe und Temperatursonde können via xyz-Koordinatentisch ausgerichtet werden **33**
- Abb. 15:** Schematische Darstellung für die Vorversuche. Die Parameter Leistung, Schichtdicke, Gesamtenergie, Software und Material wurden variiert und die entsprechenden Temperaturveränderungen dokumentiert und verglichen. Die Anzahl der Probe-körper wird durch n beschrieben, die Anzahl der Messungen durch m **36**
- Abb. 16:** Schematische Darstellung der Hauptversuche. Die Hauptversuche wurden an Dentin und Schmelz durchgeführt. Übertragende Gesamtenergie, Leistung und Frequenz waren für alle Versuche gleich. Die Schichtdicke wurde bei Dentin von 1 bis 3 mm variiert, bei Schmelz von 1-2 mm. Die Anzahl der Probekörper wird durch n beschrieben **37**
- Abb. 17:** Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Leistung (W), Elfenbein. Mit zunehmender Leistung nimmt die Temperaturerhöhung signifikant ab ($p < 0,05$) **39**
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)
- Abb. 18:** Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Frequenz (Hz), Elfenbein. Signifikanter Einfluss der Repetitionsrate auf die Temperaturerhöhung zwischen 100.000 Hz und 500.000 Hz sowie 200.000 Hz und 500.000 Hz ($p < 0,05$). **40**
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)
- Abb. 19:** Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Gesamtenergie (J), Dentin. Statistisch signifikante Unterschiede der Temperaturerhöhung in Abhängigkeit von der Gesamtenergie ($p < 0,05$) **41**
- Abb. 20:** Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Leistung (W), Dentin. Die Stichprobenanzahl betrug $n=15$ pro Leistungseinstellung. Mit zunehmender Leistung ist keine statistisch signifikante Temperaturerhöhung zwischen den Gruppen festzustellen ($p > 0,05$) **42**

- Abb. 21:** Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Dentindicke in mm. Die Stichprobenanzahl betrug $n=15$ je Testgruppe. Mit zunehmender Dentindicke statistisch signifikante Abnahme der Temperaturerhöhung ($p<0,05$)
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p<0,05$)signifikant ab **43**
- Abb. 22:** Temperaturerhöhung (ΔT) in Abhängigkeit von der Schmelzdicke in mm. Die Stichprobenanzahl betrug $n=20$ je Testgruppe. Mit zunehmender Schmelzdicke signifikante Abnahme der Temperaturerhöhung ($p<0,05$)
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p<0,05$) **44**
- Abb. 23:** Latenzzeit in Sekunden bis zum Erreichen der Maximaltemperatur in Abhängigkeit von der Schmelz und Dentindicke in mm. Mit zunehmender Dentin-dicke nahm die Latenzzeit signifikant zu ($p<0,05$). Bei den Schmelzproben konnte statistisch keine signifikante Veränderung festgestellt werden ($p>0,05$).
*: statistisch signifikanter Unterschied ($p<0,05$) **45**

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Laserwirkung auf Gewebe in Abhängigkeit von der Temperatur (nach Helfmann, 1995)	13
Tab. 2	Temperaturanstiege der Dentinprobekörper in Kelvin – Leistung I	55
Tab. 3:	Temperaturanstiege der Dentinprobekörper in Kelvin – Leistung II	56
Tab. 4:	Wilcoxon-Test der Ergebnisse aus Tab. 2 und Tab. 3	57
Tab. 5:	Temperaturanstiege der Dentinprobekörper in Kelvin – Schichtdicke	58
Tab. 6:	Temperaturanstiege der Schmelzprobekörper in Kelvin – Schichtdicke	59
Tab. 7:	Ablation an Dentin- und Schmelzprobekörper in μm	60
Tab. 8:	Latenzzeiten der Dentinprobekörper in Sekunden	61
Tab. 9:	Latenzzeiten der Schmelzprobekörper in Sekunden	62

9. Literaturverzeichnis

Altschuler GB. Die optischen Eigenschaften des Zahnhartgewebes. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. 7. Erg. Lfg. VI-3.3.1. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 25-32

Altschuler GB, Grisimov VN, Ermolaev VS, Vityaz IV. Human tooth as an optical device. Proceedings SPIE. Holography, Interferometry and Optical Pattern Recognition in Biomedicine, Halina Podbielska 1991; 1429: 95-104, 224-225

Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. J Dent 2005; 33: 593-602

Bachmann L, Gomes ASL, Zezell DM. Bound energy of water in hard tissues Spectroscopy Letters 2004; 37: 565-575

Bader CA. Kavitätenpräparation von Schmelz und Dentin mit Er:YAG-Lasern. Laser Journal 2008; 3: 20-23

Berlien HP, Ahmadi A, Phillip C, Fuchs B, Böhm M. Trennen und Fügen in der Medizin In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. - 4. Erg. Lfg. VI – 3.1.3.2. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1991: 1-6

Bille J, Schlegel W. Medizinische Physik 3: Medizinische Laserphysik. Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag 2005: 78-82, 279-343, 413-433

Brune D. Interaction of pulsed carbon dioxid laser beams with teeth in vitro. Scand J Dent Res 88, 1980: 301

Bornstein ES. Why wavelength and delivery systems are the most important factors in using a dental hard- tissue laser: a literature review. Compend Contin Educ Dent 2003; 24: 837-847

Buddecke E. Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin. Walter de Gruyter Verlag, Berlin New York.1981: 69-72

Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd edition. Hillsdale New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, 1988

Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am 2000; 44: 753-765

Donges A. Nichtlineare Optik – ein kurzer Überblick. Laser Journal 2006; 3: 27-29

Dörschel K, Ertl T, Müller G. Physikalische Grundlagen des Lasereinsatzes in der Zahnheilkunde. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. VI-3.3.1 Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 5-12

Dörschel K, Ertl T, Müller G. Theorie und Praxis der Laseranwendung in der Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. 7. Erg. Lfg. VI-3.3.1. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 5-11

Dörschel K. Laserstrahlung. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. II-2.3.Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 2000: 1-4

Eichler J, Seiler T. Lasertechnik in der Medizin. Grundlagen, Systeme, Anwendungen, Springer Verlag, Berlin, New York, Heidelberg, 1991

Einstein A. Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichtes betreffenden heuristischen Gesichtspunkt. Annalen der Physik. 1905; 17: 132-148

Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. Mitteilungen der Physikalischen Gesellschaft Zürich. 1916; 18: 47-62

Erdfelder E, Faul F, Buchner A. GPOWER: A general power analysis program. Behavior Research Methods, Instruments & Computers, 1996; 28: 1-11

Ertl T, Dörschel K, Müller G. Laser und Laserstrahlung In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Laserzahnheilkunde Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg., Erg. Lfg. II.-2.1: Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1995: 1-6

Ertl T, Müller G. Lasertypen und Anwendungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Erg. Lfg. VI – 3.3.1: Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 13-24

Faul F, Erdfelder E. GPOWER: A priori, post-hoc, and compromise power analyses for MS-DOS. 1992 (Computer program; Version 2.0). Universität Bonn, Fachbereich Psychologie Bonn, 1992

Feit MD, Stuart BC, Rubenchik AM, Perry MD, Da Silva LB, Neev J. Ultrashort Laser Pulse Ablation of Hard Tissue. IEEE Selected Topics in Quantum Electronics 1996; 2: 790-800

Franzen R, Apel C, Meister J. Grundlagen der Laserzahnheilkunde - Teil V Der Femtosekundenlaser. LaserZahnheilkunde 2005; 1: 65-70

Franzen R, Strobl A, Meister J. Dentale Lasersysteme Teil IV: Der Neodymium:YAG-Laser. LaserZahnheilkunde 2008; 2: 97-98

Frentzen M, Braun A, Brede O, Dehn C, Oehme B, Bourauel C, Reimann S, Schelle F. Ultrakurzpuls-Laser-Technologie in der Zahnheilkunde- Grundlagen und Anwendungen. Laser Journal 2011; 2: 6-10

Frentzen M, Koort HJ. Lasertechnik in der Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 443-454

Frentzen M, Koort HJ, Kramer B. Thermische Effekte bei der Präparation von Zahnhartgeweben mit verschiedenen Lasersystemen. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45, 240-242

Fuchs B, Berlien HP, Philipp C, Müller G. Laserapplikationen in der Medizin. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. 10. Erg. Lfg. 9/1995: III – 2.1.1, Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1995: 1-3

Fuchs B, Berlien HP, Philipp C, Müller G. Grundzüge der Nd:YAG-Laseranwendungen in der Medizin. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. 8. Lfg. 8/1994:III-2.1.2., Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1994: 1-6

Gängler P. Das Verhalten der Blutzirkulation auf thermische Reize. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 1976; 64: 480-486

Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD, Eduardo CP. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG: an in vitro study. Photomed Laser Surg 2005; 23:182-186

Gilde H. Physik und Strahlenschutz der Lasertechnik. In: Vahl J, van Benthem H, Hrsg. Laser in der Zahnmedizin. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1992: 13-41

Goodies HE, Pashley D, Stabholz A. Pulpal effects of thermal and mechanic irritants. In: Hargreaves KM, Goodies HE, Hrsg. Seltzer's and Bender's dental pulp. Chicago: Quintessence, 2002: 371-388

Goodis HE, White JM, Harlan L. Absence of pulpal response from Nd:YAG-laser exposure on enamel (abstract 449). J Dent Res 1992; 71: 162

Goldman L, Hornby P, Mayer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries, Nature 203, 1964: 417

Gutknecht N. Kariologie und Kavitätenpräparation mit dem Er:YAg-Laser. Laser-Zahnheilkunde 2007; 2: 75-83

Harms V. Physik für Mediziner und Pharmazeuten, 17., überarbeitete Auflage. Lindhört: Harms Verlag, 2006: 88, 181-197

Helfmann J, Brodzinski T. Thermische Wirkungen In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin. Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. Losebl.-Ausg.,10. Erg. Lfg. 9/1995: II – 3.3. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1995: 1-8

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Auflage: 5., überarbeitete und erweiterte Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzterverlag, 2009: 3-14, 311-317

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

Jukic S, Anic I, Koba K, Najzar-Fleger D, Matsumoto K. The effect of pulpotomy using CO₂ and Nd:YAG lasers on dental pulp tissue. *Int Endod J* 1997; 30: 175-180

Kerschbaum T, Leempoel PJB. Kronen und Brücken – Konsequenzen aus Langzeitergebnissen. In: Voss R, Meiners H; Hrsg. *Fortschritte der Prothetik und Werkstoffkunde*. Band 4. München: Hanser-Verlag 1989: 109-136

Kerschbaum T, Voß R. Zum Risiko der Überkronung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1979; 34: 740-743

Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Laser Surg Med* 1997; 20: 32-38

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

Keller U, Raab WHM, Hibst R. Die Pulpreaktion während der Bestrahlung von Zahnhartsubstanzen mit dem Erbium-YAG-Laser. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 49: 106-112

Krause F, Frentzen M. Diodenlaser in der zahnmedizinischen Anwendung. *Laser-Zahnheilkunde* 2007; 4: 151-158

Kodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J* 2009; 42: 247-252

Koort HJ. Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 100-105

Kreisler M, d'Hoedt B. Lasereinsatz bei der Behandlung von Mundschleimhauterkrankungen. *ZWR* 2001; 110: 317-323

Krug HF. Auswirkungen nanotechnologischer Entwicklungen auf die Umwelt. *UWSF-Z Umweltchem Ökotox* 2005; 17: 223-230

Kypers T. Die Behandlung von Präparationstraumata mittels Low-level-Laser Therapie. *Laser Journal* 2008; 2: 18-21

Le Goff A, Dautel-Morazin A, Guigand M, Vulcain JM, Bonnaure-Mallet M. An evaluation of the CO₂ laser for endodontic disinfection. *J Endod* 1999; 25: 105-108

Lizarelli RF, Costa MM, Carvalho-Filho E, Nunes FD, Bagnato VS. Selective ablation of dental enamel and dentin using femtosecond laser pulses. *Laser Phys Lett* 2008; 5: 63-69

- Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby, *Nature* 187. 1960; 4736: 493-494
- Matsumoto K, Nakamura Y, Mazeki K, Kimura Y. Clinical dental application of Er:Yag-Laser for Class V cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg* 1996; 14: 123-127
- Maxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde-Vom Defekt zu Restauration. Auflage: 6. Überarbeitete Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2008: 324
- Meduna J. Die Zähne bei hohen Temperaturen. *Mitt. Sect. Anthropol* 1965; 17: 27
- Meister J. Flüssigkeitslichtleiter für gepulste Hochleistungslasersysteme im infraroten Spektralbereich. Inaugural-Dissertation, Heinrich Heine Universität Düsseldorf 1998: 2-8
- Meister J, Franzen R, Apel C. Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil III – Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung. *LaserZahnheilkunde* 2004; 3: 199-204
- Melcer J, Chaumette MT, Melcer F, Dejardin J, Hasson R, Merard R, Pinaudeau Y, Weill R. Treatment of dental decay by CO₂-lasers beam. *Lasers Surg Med*: 1984; 4: 311-314
- Merchant N, Hegde V, Thukral N. Morphological changes in dental hard tissues using diamond rotary instruments and Er,Cr:Ysgg Laser: A Comparative Study. *J Oral Laser Applications* 2008, 8: 103-107
- Murray AK, Dickinson MR. Tissue ablation-rate measurements with a long-pulsed, fibre-deliverable 308 nm excimer laser. *Lasers Med Sci* 2004; 19: 127–138
- Müller A. Laser – Eine Einführung. In: Schäfer FP, Hrsg. *Anwendungen der Laser*. Heidelberg: Verlag Spektrum der Wissenschaft, 1988: 9-21
- Morioka T, Tagamori S, Nara Y. Application of Nd:YAG Laser and fluoride in the prevention of Dental Caries. In: Yamamoto H; Atsumi K, Kusakari H, Hrsg. *Lasers in dentistry*. Amsterdam: Excerpta Medica, 1989: 55
- Niemz MH. *Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications*. 3rd, enlarged edition. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1996: 45-150
- Öztürk B, Usumez A, Öztürk AN, Özer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 436-440
- Perhavac T, Lukac M, Diaci J, Martincek M. Heat Deposition of Erbium Lasers in Hard Dental Tissues. *J Oral Laser Applications* 2009; 9: 205-212
- Planck M. Über eine Verbesserung der Wienschen Spektralgleichung. *Verh. Dtsch. Phys. Ges.* 1900 a; 13: 202-204
- Planck M. Zur Theorie des Gesetzes der Energieverteilung im Normalspektrum. *Verh. Dtsch. Phys. Ges.* 1900b; 17: 237-245

Plant CG, Jones DW, Darwell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Brit Dent J* 1974; 137: 233-238

Pohto M, Scheinin A. Microscopic observation in living dental pulp: II. Effect of thermal irritants of the pulp in lower rat incisors. *Acta Odont Scand* 1958;16: 303

Reichert PA, Hausamen JE, Becker J, Neukam FW, Schliephake H, Schmelzseisen R. *Curriculum Zahnärztliche Chirurgie Band I*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2002: 74

Roblegg E, Sinner F, Zimmer A. Gesundheitsrisiken der Nanotechnologie. *nanoGesund*, 2006: 1-14

Roggan A, Bindig U, Wäsche W, Zgoda F. Eigenschaften von biologischen Geweben. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik*. 16. Erg. Lfg. II-3.1. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1997: 1-38

Roth G. Vergleichende Untersuchung zehn provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien in Bezug auf Polymerisationstemperatur, Rohdichte, Porositäten, Gesamtmonomergehalt und Restmonomerfreisetzung. Inaugural-Dissertation, Universität zu Köln, 1986

Seekamp C, Lösche G, Ertl T, Scholz C. Theorie und Praxis der Laseranwendung in Zahn-, Mund und Kieferheilkunde – Dentinkonditionierung. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. *Angewandte Lasermedizin: Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik*. 7. Erg. Lfg. VI – II 3.3.1 Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 51-62

Schmidt J. Penetration von Nanopartikeln in menschliche Haut– Auswirkung von Cyanoacrylate Skin Surface Stripping vs. Massage auf das Penetrationsverhalten von 40nm und 200nm soliden Polysterolpartikeln in wässriger Lösung und Cremegrundlage, Inaugural-Dissertation, Charité – Universitätsmedizin Berlin 2010

Schröder H. *Orale Strukturbiologie*. Auflage: 3 überarbeitet und erweitert. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 1987: 5-34, 37-83, 124-141, 171-183

Schumacher GH, Schmidt H, Börnig H, Richter W. *Anatomie und Biochemie der Zähne*. 4. Aufl. Stuttgart: Fischer Verlag, 1990: 13-16

Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Chirurgische Grundlagen*. Auflage: 4., völlig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2008: 275-286

Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24: 935-948

Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964; 43: 873, 307

Strub JR, Türp JC, Witkowski, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik Band II. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2005: 559-579

Stübinger S, Ivanenko M, Schwenzer K, Sader R, Zeilhofer HF, Hering P. Laseranwendung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Teil II: Übersicht – Therapiespektrum von Nd:Yag-, Er:Yag- und CO₂-Laser an der Zahnhartsubstanz. LaserZahnheilkunde 2004; 3: 191-198

Suliman M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications. Dent Update 2005; 32: 286-288, 291-296

Tal H, Oelgiessr D, Tal M. Gingival depigmentation for aesthetic purposes using erbium:YAG laser: rationale and technique. Refuat Hapeh Vehashinayim 2002; 19: 25-32, 69

Tukey JW. Exploratory Data Analysis (Addison-Wesley Series in Behavioral Science). Reading: Addison Wesley Pub Co Inc, 1977

van Rensburg BG Jansen. Mundbiologie. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1994: 59-150

Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. Laser Surg Med 1996; 18:294-300

Wehner M, Mans T, Meiners W, Lenenbach A, Wessling C, Poprawe R. Lasertechnik für die Zahnmedizin. LaserZahnheilkunde 2007; 3: 191-198

Yamaguchi H, Kobayashi K, Arai T. In Vivo Evaluation of Human pulp Sensitivity after Nd:Yag laser Irradiation. J Oral Laser Applications 2005; 5: 81-84

Yamaguchi H, Kobayashi K, Sato Y, Osada R, Sakuraba E, Nomura T, Arai T, Nakamura J, Cox CF. Nd:YAG laser irradiation of the human dental pulp: Implications as a predictor of pulp hemodynamics. Laser Surg Med 2000; 26:270-276

Zach L, Cohen G. Pulp Response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Path 1965; 19: 515-530

Zuhrt R, Müller G. Theorie und Praxis der Laseranwendung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde - Einführung: Erfahrungen und Probleme bei der Laseranwendung in der Zahn-, - und Kieferheilkunde. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. 7. Erg. Lfg. VI – 3.3.1 Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft 1993: 1-3

10. Danksagung

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Andreas Braun, der durch seine engagierte Betreuung, aber auch durch Zuspruch in privaten Gesprächen das Gelingen der Arbeit erst ermöglicht hat.

Einen ausdrücklichen Dank möchte ich an Herrn Prof. Dr. Dr. Jepsen und die Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde der Universität Bonn richten, die es ermöglicht hat, diese Arbeit durchzuführen.

Auch dem Rest der großen MiLaDi Familie vom ersten bis zum 6. Stock der Zahnklinik gilt Dank für viel Hilfe, Zuspruch aber auch Ablenkung, wenn es drauf ankam.

Ich danke meiner Familie, meinen Brüdern Ruben und Felician und besonders meinen Eltern Annette und Meinolf Krillke. Ohne ihre unbeschreibliche Unterstützung, fortwährende Motivation und finanzielle Bezuschussung wäre dieser Weg nicht möglich gewesen.

Linda, ich bin dir für alles unendlich dankbar!