

Thermische Auswirkung eines Lasers auf Ultrakurzpuls-Basis bei der Ablation von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien

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

Richard Johannes Wehry
aus Münster

2012

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: PD Dr. A. Braun
2. Gutachter: Prof. Dr. W. Götz

Tag der Mündlichen Prüfung: 09.02.2012

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

Die Untersuchung wurde mit Unterstützung des
Bundesministerium für Bildung und Forschung,
Verbundprojekt MiLaDi durchgeführt.



INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG.....	5
1.1	Die Geschichte des Lasers	5
1.2	Die Funktionsweise	7
1.3	Der Laser in der Zahnmedizin	10
1.3.1	Anwendungsmöglichkeiten	10
1.3.2	Laser - Gewebe - Interaktion	12
1.3.2.1	Die photochemischen Wechselwirkungen.....	14
1.3.2.2	Die photothermischen Wechselwirkungen	14
1.3.2.3	Die direkte Photoablation.....	15
1.3.2.4	Die plasmainduzierte Ablation	16
1.3.2.5	Die Photodisruption	16
1.4	Der den Versuchen zugrunde liegende Ablationsmechanismus – Die Photodisruption.....	17
1.5	Die Auswirkungen der Temperaturveränderung auf die Zahnhartsubstanzen, die Weichgewebe und die Pulpa	18
1.6	Das Ziel der vorliegenden Arbeit.....	20
2	MATERIAL UND METHODEN	21
2.1	Der Versuchsaufbau	21
2.2	Die Temperaturmessung.....	23
2.3	Die Herstellung der Probekörper	24
2.3.1	Phosphatzement.....	24
2.3.2	Komposit.....	25
2.3.3	Keramik.....	25
2.4	Die Softwareversionen	26
2.4.1	Die erste Version	26
2.4.2	Die zweite Version	27
2.4.3	Die dritte Version	27
2.5	Die Versuchsdurchführung	29
2.5.1	Die Vorversuche	29
2.5.2	Der Hauptversuch.....	30
2.5.3	Studienaufbau der Vorversuche	33
2.5.4	Studienaufbau des Hauptversuchs.....	34
2.6	Datenerfassung und Statistik	35

3	ERGEBNISSE	36
3.1	Die Vorversuche	36
3.1.1	Die Scangeschwindigkeit.....	36
3.1.2	Die Kavitätengröße	37
3.1.3	Die Softwareversion.....	38
3.1.4	Die Schrittweite	39
3.1.5	Die Frequenz	41
3.1.6	Die Schichtstärke	42
3.1.7	Die Absauganlage	43
3.1.8	Die Gesamtenergie.....	44
3.2	Der Hauptversuch – Die Schichtstärke	46
3.2.1	Keramik.....	46
3.2.2	Komposit.....	48
3.2.3	Phosphatzement.....	50
3.2.4	Vergleiche zwischen den Materialgruppen.....	52
4	DISKUSSION	55
4.1	Bewertung der Vorgehensweise	55
4.1.1	Der Versuchsaufbau	55
4.1.2	Die Herstellung der Probekörper	55
4.1.3	Die Temperaturmessung	56
4.1.4	Die Softwareversionen.....	56
4.1.5	Die Versuchsdurchführung	57
4.2	Beurteilung der Ergebnisse.....	57
4.2.1	Die Vorversuche	59
4.2.2	Der Hauptversuch.....	60
5	ZUSAMMENFASSUNG	63
6	ANHANG.....	65
7	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	72
8	TABELLENVERZEICHNIS	75
9	LITERATURVERZEICHNIS	76
10	DANKSAGUNG	86
11	LEBENS LAUF	87

1 Einleitung

Vor etwas mehr als 50 Jahren – am 16. Mai 1960 – erstrahlte erstmals das Licht eines Lasers. Diese Technik wurde zunächst als exotische Spielerei für Physiker angesehen. Doch inzwischen haben Laser unseren Alltag erobert [von der Weiden, 2010].

Seit mehr als dreißig Jahren wird der Laser in der Medizin und Zahnmedizin angewendet [Patel et al., 1964] und zwar sowohl in der Therapie als auch in der Diagnostik [Alfano et al., 1984; Bjelkhagen et al., 1982]. Durch die verschiedenen Lasermedien und Applikationsmodi wurde eine große Vielfalt erreicht. Von Weichgewebsoperationen im Bereich der Mundhöhle, wie z. B. die Gingivektomie [Hall et al., 1971], bis hin zum Bleichen von Zähnen [Kessel et al., 2010] ist vieles möglich.

Unerwünschte Nebeneffekte wie z.B. Blutungen, die bei konventioneller Therapie auftreten, können minimiert bzw. ganz unterbunden werden. Zu beachten sind allerdings neuartige, bei bisher angewandten Therapien nicht aufgetretene, negative Nebeneffekte, wie z.B. Mikrorisse, Karbonisierung im umliegenden Gewebe oder Verfärbung der Zähne [Feit et al., 1996; Goldman et al., 1964; Hermanns et al., 2009; Lobene und Fine, 1996], die es zu verhindern gilt.

1.1 Die Geschichte des Lasers

Der erste funktionsfähige Prototyp eines Lasers stammt aus dem Jahr 1960, die theoretischen Grundlagen sind jedoch ca. 60 Jahre älter. Sie gehen bis auf das Jahr 1900, dem „Geburtsjahr der Quantentheorie und der modernen Physik“, zurück. 1894 begann Max Planck mit seiner Arbeit an dem im Jahr 1900 veröffentlichten Strahlungsgesetz, in dem die Frequenzverteilung der von einem Schwarzkörper emittierten Strahlung beschrieben wird [Planck, 1900a, 1900b], heute bekannt als das Planck'sche Strahlungsgesetz. Albert Einstein ergänzte 1905 die Planck'sche Quantentheorie um die Hypothese der Lichtquanten (photoelektrischer Effekt) [Einstein, 1905]. Erst elf Jahre später postulierte Albert Einstein die theoretische Grundlage der „Lichtverstärkung durch erzwungene Aussendung“, die sogenannte stimulierte Emission [Einstein, 1916], die 1928 von den Physikern Rudolf Ladenburg und Hans Kopfermann experimentell nachgewiesen wurde [Kneubühl und Sigrist, 1991]. Vom US-Physiker

Gordon Gould erhielt das Konzept der Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlenemission (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, LASER) im Jahr 1957 seinen Namen [Bertolotti, 2005]. Jedoch waren es die Physiker Charles Townes und Arthur Schawlow, denen die erste Strahlenverstärkung durch eine stimulierte Emission gelang [Schawlow und Townes, 1985]. Sie entwickelten 1958 den sogenannten Maser (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation), der im Mikrowellenbereich fungiert und erhielten 1960 das US-Patent [Schawlow und Townes, 1960]. Gordon Gould meldete ein Jahr später den von ihm entwickelten Maser zum Patent an.

Im Jahre 1960 konstruierte Theodore Harold Maiman den ersten funktionsfähigen Prototyp eines Lasers [Maiman, 1960]. Innerhalb des ersten Jahres wurde der erste medizinische Einsatz eines Lasers realisiert. Ein Rubinlaser wurde 1961 von Campbell in den USA in der Augenheilkunde eingesetzt [Kramme, 2006]. Der Laser wurde schnell zum Multifunktionswerkzeug von Chirurgen. Die Ära der minimalinvasiven Chirurgie, in der der Laser als präzises Lichtskalpell, schonendes Schweißgerät, zum selektiven Zersprengen und gezielten Verdampfen von krankhaft verändertem Gewebe Verwendung fand, war eingeleitet. Während dieser Entwicklung wurde 1962 der erste Halbleiterlaser, 1964 der erste CO₂ - Laser und 1966 der erste Farbstofflaser eingeführt. Erst als es 1971 gelang, Laser in Glasfasern einzukoppeln, wurden der Argonionen - (Ar⁺ -) und vor allem der Nd:YAG - Laser für die breitere medizinische Applikation interessant. Der erste Laser, der zur Behandlung von Karies verwendet werden konnte, wurde 1997 zugelassen. Es handelte sich hierbei um einen durch die FDA (Food and Drug Administration) lizenzierten Er:YAG - Laser [Cozean et al., 1997; Dostálová et al., 1997; Keller et al., 1997; Pelagalli et al.; 1997].

Der erste Kongress der "International Society of Laser Dentistry" (ISLD), die seit 2006 "The World Federation for Laser Dentistry" (WFLD) heißt, fand 1988 in Tokyo statt. Von diesem Zeitpunkt an dauerte es drei Jahre, bis die Deutsche Gesellschaft für Laserzahnheilkunde e.V. (DGL) gegründet wurde.

Das Konzept des Lasers hat sich in der Wissenschaft so stark ausgebreitet wie kaum ein anderes Konzept. Dabei ergaben sich Projekte im Bereich der Laserforschung sowie

bei der Handhabung des Lasers als „Werkzeug“. Dies war besonders in den naturwissenschaftlichen Bereichen der Fall.

Schon dreimal wurden Arbeiten im Bereich der Laserphysik mit dem Nobelpreis bedacht [Amoneit, 2000]: Ch. H Townes, N. G. Bassow und A. M. Prochorow für theoretische Vorarbeiten 1964, N. Bloembergen und K. M. Siegbahn für Entwicklungen von Methoden der Laserspektroskopie 1981, S. Chu, C. Cohen-Tannoudji und W. Phillips für Beiträge zur Laserkühlung 1997.

Der Bedeutungszuwachs der Lasertechnik in der Medizin und der Industrie ist unstrittig. Seit Anfang der neunziger Jahre ist der Laser aus der Informationstechnologie und Unterhaltungselektronik nicht mehr wegzudenken.

1.2 Die Funktionsweise

Das zugrundeliegende Prinzip ist die Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung [Kneubühl und Sigrist, 1991; Rechmann, 2002]. Das erzeugte Licht erfüllt dabei die drei Kriterien der Monochromasie (die Wellenlänge ist konstant), der Kollimation (die Wellenzüge sind nahezu parallel) und der Kohärenz (die Wellenzüge sind zeitlich und räumlich phasengleich). Durch die Kohärenz und Kollimation kann der Laserstrahl sehr stark gebündelt werden. Die Monochromasie sorgt für eine hohe spektrale Energie - und Leistungsdichte [Dörschel, 2000; Pick, 1993; Soibelman, 2008; Weber, 1978].

Ein Laser besteht im Wesentlichen aus drei Anteilen, einem Verstärker, der das Lasermedium beinhaltet, einem Resonator in Form von zwei Spiegeln, von denen einer völlig reflektierend, der andere teildurchlässig ist, sowie einem Pumpmechanismus, der die Energiezufuhr darstellt. (Abb. 1). Als Energiequelle für die Energiezufuhr können Dioden, Blitzlampen, Gasentladungslampen oder elektrische Felder eingesetzt werden.

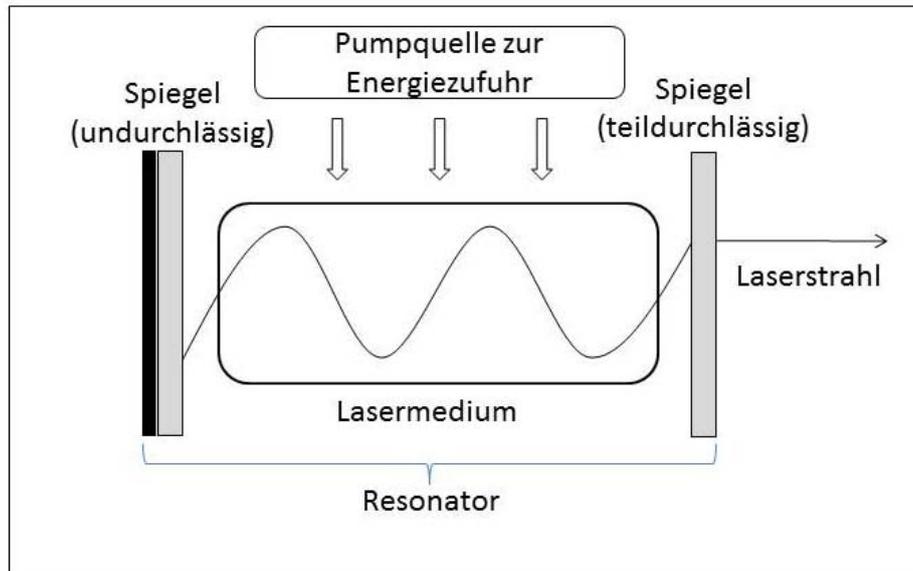


Abb. 1: Prinzipieller Aufbau eines Lasers mit Lasermedium, Energiezufuhr und zwei Spiegeln [nach Dörschel, 1993; Rechmann, 2002].

Durch spontane Emission – ein Prozess ohne Wechselwirkung mit einem Lichtfeld (Abb. 2) – entsteht eine elektromagnetische Welle, indem mithilfe einer Energiequelle dem Lasermedium Energie zugeführt wird (das sogenannte Pumpen). Mittels der Energiequelle wird ein Elektron des Lasermediums von einem tieferen in ein höheres Energieniveau angehoben. Dieses Elektron springt in der Regel kurze Zeit später in den Grundzustand zurück und gibt die freiwerdende Energie in Form eines Lichtquants der zugehörigen Wellenlänge ab. Durch stimulierte Emission – ein Prozess, der durch ein erstes, einfallendes Photon stimuliert wird und bei dem das emittierte Photon die gleiche Phase wie das einfallende hat (Abb. 2) – wird eine lawinenartige Ausbreitung in Gang gesetzt. Der Resonator sorgt dafür, dass die Strahlung im Idealfall nur in eine Raumrichtung verstärkt wird, während andere Strahlungsrichtungen „ausgeblendet“ werden. Der überwiegende Teil der Strahlung wird zwischen den Spiegeln hin und her reflektiert. Ein kleiner Anteil der Strahlung wird durch den teildurchlässigen Auskopplungsspiegel aus dem Laserdiodenmodul nach außen geführt und kann als Laserstrahl benutzt werden [Pick, 1993].

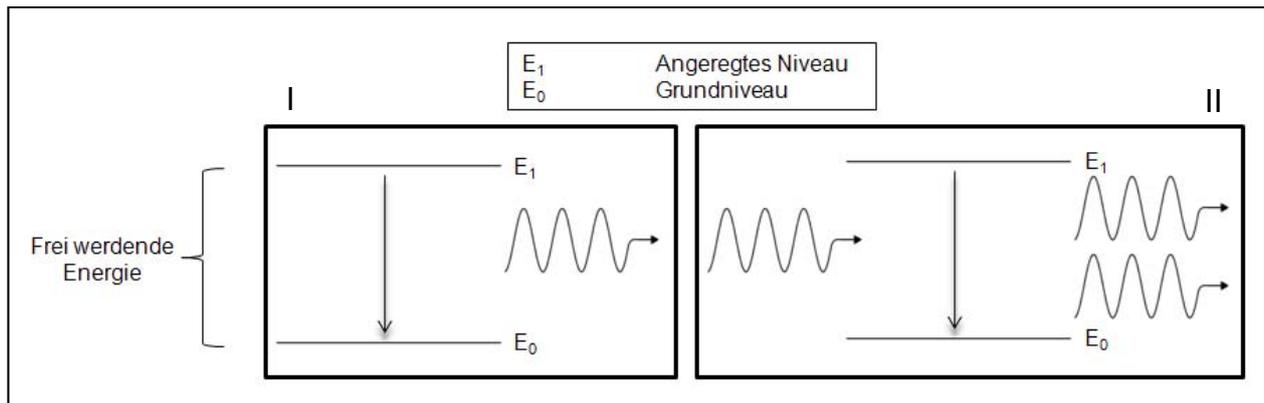


Abb. 2: Darstellung der spontanen Emission (I), und der stimulierten Emission (II) in einem Zwei – Niveau – System [nach Franzen et al., 2004]. Im Gegensatz zur spontanen Emission wird bei der stimulierten Emission ein einfallendes Photon benötigt.

Laser lassen sich unter Berücksichtigung von drei Aspekten einteilen:

- 1) Laser werden generell nach ihrem Medium klassifiziert (Festkörperlaser, Diodenlaser, Gaslaser [Neutralatomlaser, Ionenlaser, Moleküllaser und Excimerlaser], Farbstofflaser, chemische Laser, Freie - Elektronen - Laser). Dadurch sind bereits wesentliche Eigenschaften vorgegeben.
- 2) Abhängig davon, ob die Laseremission kontinuierlich oder gepulst ist, werden Dauerstrichlaser und Pulslaser unterschieden.
- 3) Je nach der Möglichkeit, die Wellenlänge zu variieren, können durchstimmbare Laser – die Frequenz kann in einem bestimmten Bereich kontinuierlich verändert werden – und Festfrequenzlaser – die Frequenz kann nur auf bestimmte diskrete Werte eingestellt werden – unterschieden werden.

1.3 Der Laser in der Zahnmedizin

1.3.1 Anwendungsmöglichkeiten

Kurze Zeit nach dem ersten Prototyp wurden Mitte der 60er Jahre die ersten Laser für den medizinischen und zahnmedizinischen Gebrauch entwickelt und erforscht, u. a. der erste Kohlendioxidlaser [Patel et al., 1964] und auch der erste Nd:YAG - Laser [Geusic et al., 1964]. Im selben Jahr wurden ferner erste Versuche durchgeführt, um mit Hilfe eines Lasers kariöse Zahnhartsubstanz zu entfernen [Goldman et al., 1964]. Die Ablation von Zahnhartsubstanzen ist laut einigen Laser - Herstellern mit verschiedenen Lasertypen möglich. Die DGZMK jedoch beschränkt die Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen auf den Er:YAG - Laser, da dessen Laserstrahlung gut auf die Ablationskurven der Zahnhartsubstanzen abgestimmt ist.

Viele Lasertypen fanden bis heute in der Zahnmedizin Verwendung. Ein kleiner Ausschnitt der Laserarten mit ihren Anwendungsgebieten ist in Tab. 1 aufgelistet. Einige Lasertypen, z.B. der Ar⁺ - Laser, haben sich nicht durchsetzen können, und sind auf dem Dentalmarkt zurzeit nicht mehr erhältlich [Coluzzi, 2005]. Indikationen für alle Anwendungsgebiete in der Zahnmedizin kann ein Lasersystem allein nicht erfüllen, wie auch im Zitat von Powell „A laser is not a laser is not a laser“ deutlich werden soll [Pick, 1993; Stabholz et al., 2003]. Für die jeweiligen Anwendungsgebiete sind nicht allein die individuellen Eigenschaften wie die jeweilige Wellenlänge eines Lasertyps ausschlaggebend, sondern auch das bestrahlte Weich - oder Hartgewebe selbst.

Medium	Lasertyp	Wellenlänge [nm]	Anwendungsgebiet
Festkörperlaser	Er,Cr:YSGG-Laser	2780 (nahes Infrarot)	kleinere Weichgewebseingriffe Präparation von Zahnhartsubstanz
	Er:YAG-Laser	2940 (nahes Infrarot)	chirurgisches Schneiden Desinfektion des Wurzelkanals Exstirpation der Pulpa offene Kürettage Präparation von Zahnhartsubstanz Wurzelanalaufbereitung und Reinigung
	Ho:YAG-Laser	2100 (nahes Infrarot)	Behandlung von Diskusverlagerungen Weichteilchirurgie
	Nd:YAG-Laser	1064 (nahes infrarot)	Desensibilisierung Gingivaexzision Koagulation offene und geschlossene Kürettage Pulpaexstirpation, Wurzelkanalreinigung Pulpaüberkappung Schmelzhärtung, Fissurenversiegelung Sterilisation der Wurzeloberfläche Weichteilchirurgie Wurzelkanalaufbereitung Wurzelkanal-desinfektion
Gaslaser	Ar ⁺ -Laser	488 (blau-grün)	Photopolymerisation
		510 (grün)	approximalen Kariesdiagnostik Gingivektomie Koagulation Spektroskopie (Kariesdiagnostik) Sterilisation von zahnärztlichen Instrumenten Wurzelkanalreinigung
	CO ₂ -Laser	10600 (mittleres Infrarot)	chirurgisches Schneiden und Abtragung Desensibilisierung Fissurenversiegelung Gingivaexzision Kariesentfernung Narbenbehandlung offene Kürettage Pulpaamputation Pulpaüberkappung Schmelzhärtung Sterilisation der Wurzeloberfläche Wurzelkanalsterilisation
	HeNe-Laser	633 (rot)	Desensibilisierung Laser-Doppler-Flussmessung
	XeF-Excimer-Laser	308 (mittleres Ultraviolett)	Fissurenversiegelung Kariesentfernung Präparation Reinigung der Wurzeloberfläche Wurzelkanalaufbereitung
Halbleiterlaser	Diodenlaser	635/ 660 (rot)	antiinfektiöse photodynamische Therapie
		780-820 (nahes Infrarot)	Biostimulation, analgetische Effekte Desensibilisierung, Pulpaüberkappung geschlossene Kürettage Laser-Doppler-Flussmessung Spektroskopie (Kariesdiagnostik) Wurzelkanal-desinfektion
		810-980 (nahes Infrarot)	Gewebedesinfektion in der Endodontie Parodontologie Weichgewebschirurgie
		980 (nahes Infrarot)	geschlossene Kürettage Periimplantitis (geschlossen) Wurzelkanal-desinfektion

Tab. 1: Auszug aus den verschiedenen Lasertypen und deren Anwendungsgebieten im Bereich der Zahnmedizin [Frentzen und Koort, 1991; Keller und Hibst, 1994; Schwenzer und Ehrenfeld, 2002, 2009].

1.3.2 Laser - Gewebe - Interaktion

Die Wechselwirkung mit dem bestrahlten Gewebe hängt unter anderem von der Wellenlänge der emittierten Strahlung, den optischen und den thermischen Eigenschaften des biologischen Gewebes ab. Dabei werden vier verschiedene Lichtwege unterschieden (Abb. 3) [Coluzzi, 2008; Pearson und Schuckert, 2003; Roggan et al., 1997]:

1. die Reflexion, das einfache Umleiten der Strahlung ohne Effekt auf das Gewebe,
2. die Absorption, das Deponieren von Energie in das Gewebe,
3. die Streuung, das unkontrollierte Umleiten und Abschwächen des Lichts mit und ohne Effekte auf das bestrahlte Gewebe und
4. die Transmission, das Durchdringen des Gewebes ohne einen Effekt.

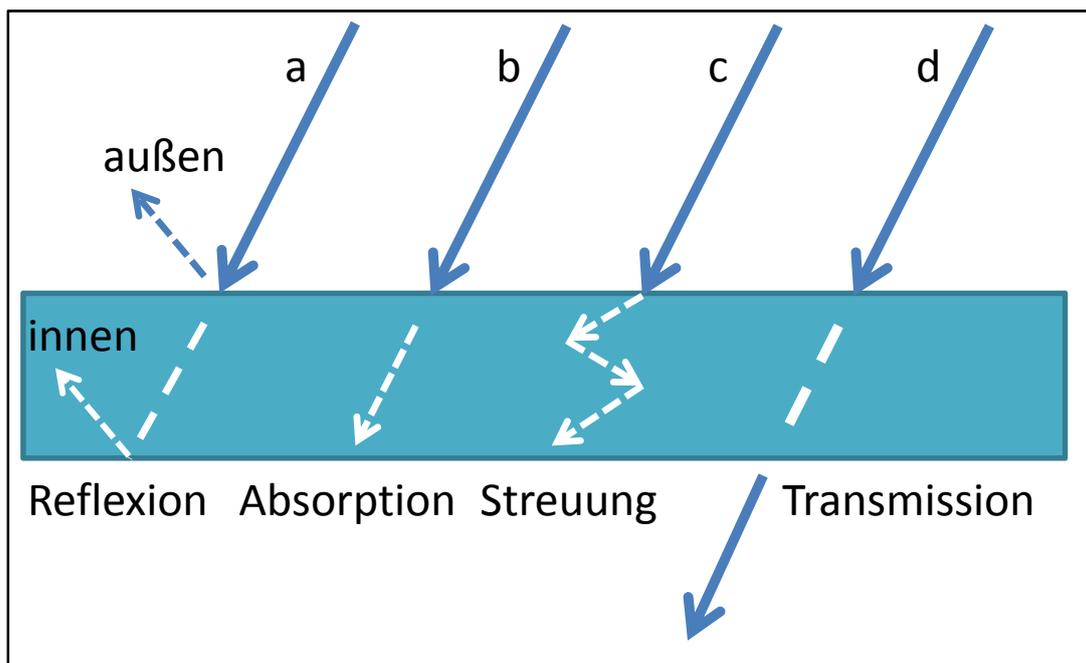


Abb. 3: Strahlung, die auf einen Körper auftritt, kann reflektiert (a), absorbiert (b), gestreut (c) oder durchgelassen (d) werden [nach Rechmann, 2002].

Faktoren, die Einfluss auf die Laser - Gewebe - Wechselwirkung haben und somit Grundlage für die Auswahl des entsprechenden Lichtweges sind, sind in Tab. 2 aufgelistet.

Für diagnostisch analytische Zwecke eignet sich reflektiertes und transmittiertes Licht [Alfano et al., 1984, 1989], für therapeutisch manipulative Effekte ist die absorbierte Strahlung wichtig, also der Anteil, dessen Energie im Gewebe deponiert wird und somit zur Veränderung der Form oder Funktion zur Verfügung steht [Frentzen und Koort, 1991; Roggan et al., 1997].

Das Absorptionsspektrum eines Gewebes beschreibt dabei sein Absorptionsverhalten. Bei hoher Absorption verringert sich die Eindringtiefe ins Gewebe, dadurch werden die in tieferen Gewebeschichten auftretenden Begleiterscheinungen reduziert [Keller und Hibst, 1994; Koort, 1994]. Die Penetrationstiefe, also die Tiefe, in der keine biologische

optische und thermische Eigenschaften Gewebe	Absorptionskoeffizient
	Chemische Struktur
	Dichte
	Streukoeffizient
	Wärmeleitfähigkeit
	Wärmeabfluss
	Wärmespeicherung
Eigenschaften Laser	Wassergehalt
	Bestrahlungsdauer
	Energieflussdichte
	Leistung
	Repetitionrate / cw
	Wasser- oder Luftkühlung
	Wellenlänge

Tab. 2: Wichtige Eigenschaften des Lasers und des Gewebes für die Laserbestrahlung [nach Koort, 1994].

Beeinträchtigung stattfinden kann, liegt für einen CO₂-Laser nur bei 0,02 bis 0,03 mm [Polanyi, 1983], wohingegen die des Nd:YAG - Lasers je nach Zielgewebe 2 bis 4 mm beträgt und durch die Art der Anwendung auf bis zu 0,5 mm reduziert werden kann [Pick, 1993; Schwenzler und Ehrenfeld, 2009]. Die Eindringtiefe eines Ho:YAG - Lasers – eines dem Nd:YAG - Laser verwandten Systems – beträgt ca. 0,4 mm [White, 1991].

Bei der Laser - Gewebe - Interaktion wird zwischen folgenden Arten unterschieden [Niemz, 1996]:

1. die photochemischen Wechselwirkungen,
2. die photothermischen Wechselwirkungen,
3. die direkte Photoablation,
4. die plasma - induzierte Ablation und
5. die Photodisruption.

1.3.2.1 Die photochemischen Wechselwirkungen

Allgemein wird mit photochemischer Wechselwirkung die Anregung von Molekülen durch Licht bezeichnet, die anschließend eine chemische Reaktion zeigen. Hierbei wird zwischen Photoionisierung, Photoisomerisierung, Photodissoziation, Synthese sowie Biostimulation unterschieden [Senz, 2000].

Der wichtigste Bereich ist die photoinduzierte Dissoziation. Chemische Bindungen werden durch die Absorption des Laserlichts aufgebrochen, Zellen können durch die gebildeten Radikale zerstört werden [Koort, 1994]. Dieser Wirkmechanismus wird dabei in der photodynamischen Therapie (PDT) [Braun, 2007; Coluzzi, 2000; Senz, 2000] benutzt, um unter anderem Tumorgewebe zu zerstören. Das betroffene Gewebe wird zuerst mit einer photosensibilisierenden, lichtempfindlichen Substanz (einem Photosensibilisator), insbesondere mit Hematoporphyrin (HpD), das sich bevorzugt in Karzinomzellen anreichert, markiert. Durch Laserbestrahlung wird am Ende einer Reaktionskette energiereicher, hochreaktiver Singulett - Sauerstoff gebildet. Weitere Folgeradikale bewirken die Zerstörung der Tumorzelle.

1.3.2.2 Die photothermischen Wechselwirkungen

Bei dieser Form der Wechselwirkung wird die absorbierte elektromagnetische Strahlung in Wärmeenergie umgewandelt. Die daraus resultierenden Gewebeveränderungen sind temperaturabhängig (Tab. 3) [Helfmann und Brodzinski, 2000].

Zu berücksichtigen ist, dass es bei dieser Einteilung weitere Faktoren gibt, die auf die Art der Gewebeschädigung Einfluss haben. Von entscheidender Bedeutung sind die Applikationsdauer und die thermischen Eigenschaften des Gewebes. Zu den thermischen Eigenschaften gehören unter anderem die Wärmeleitfähigkeit und der Wärmeabfluss, die beide eine Aussage über die Wärmeleitung innerhalb eines Gewebes und die thermische Relaxationszeit zulassen [Steiner, 1996].

Temperatur	Auswirkung
37 °C	Keine irreversiblen Gewebeschäden
> 40 °C	Enzymdeaktivierung, im Bereich der Weichgewebe Ödembildung, Membranauflockerungen, Enzyminduktionen und nach längerer Zeit
> 60 °C	Proteindenaturierung (reversible und irreversible Veränderungen von Proteinen und Nukleinsäuren) und Koagulation (Gerinnung bzw. Ausflockung von kolloidalen Flüssigkeiten) und Nekrosen
> 80 °C	Denaturierung von Kollagen und Membrandefekte
> 100 °C	Gewebeaustrocknung, Verdampfung von Wasser
> 150 °C	Karbonisierung (Verkohlung)
> 300 °C	Vaporisation (Verdampfung des Gewebes) und Pyrolyse (thermischer Bindungsbruch)

Tab. 3: Photothermische Wechselwirkungen des Lasers in Abhängigkeit von der Temperatur [nach Coluzzi, 2008; Helfmann und Brodzinski, 2000; Koort, 1994; Zuhrt und Müller, 1993].

Die thermischen Effekte werden in vier Gruppen eingeteilt [Dörschel, 1993]:

1. das Erhitzen,
2. das Koagulieren,
3. das Karbonisieren und
4. das Verdampfen.

1.3.2.2.1 Die thermomechanische Wechselwirkung

Diese Art der Wechselwirkung wird häufig nicht als eigenständige Form betrachtet, sondern als Teil der photothermischen Wechselwirkung. Bei der thermomechanischen Wechselwirkung werden Mikroexplosionen durch eine sehr hohe Absorption möglich, die zu einer explosionsartigen Verdampfung von Wasser führen. Hierbei werden Gewebestücke auf mechanischem Weg aus der Kavität herausgerissen. Thermische Effekte können vernachlässigt werden [Koort, 1994].

1.3.2.3 Die direkte Photoablation

Bei der direkten Photoablation muss ein Schwellenwert von $10^7 - 10^8 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$ überschritten werden, um eine molekulare Dissoziation durch Absorption von Photonen zu erreichen. Die zeitliche Ausdehnung eines Laserpulses befindet sich im Nanosekundenbereich. Die Pulsenergie bestimmt bis zu einem Sättigungsbereich die Ablationstiefe, also die Tiefe,

die ein Puls abträgt. Thermische Effekte können durch die sehr kurze Interaktionszeit vernachlässigt werden.

1.3.2.4 Die plasmainduzierte Ablation

Der Effekt wird durch die Ionisation des Plasmas selbst erreicht, dies steht im Kontrast zum mehr mechanisch ablaufenden Prozess der Photodisruption. Der wichtigste Parameter ist die Elektrische Feldstärke, die bestimmt, wann der optische Durchbruch – die Ionisation der Materie durch die Laserstrahlung – erreicht wird. Die lokale Energiedichte ist von der Elektrischen Feldstärke abhängig. Bei Überschreiten von $10^{11} \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$ werden Moleküle und Atome ionisiert. Die Plasmaentstehung durch das Überschreiten eines bestimmten Schwellenwertes wird dielektrischer Durchbruch genannt. Die plasmainduzierte Ablation ist unabhängig von der materialspezifischen Wechselwirkung und deshalb auch in transparenten Medien wie Luft möglich. Begleitet wird dies von einem weißen Lichtblitz und einem akustischen Signal.

Es kann ein sehr sauberes und zielgerichtetes Abtragen von Gewebe ohne mechanischen oder thermischen Schaden erreicht werden, wenn die Laserparameter richtig eingestellt sind.

1.3.2.5 Die Photodisruption

Bei der Betrachtung der plasmainduzierten Ablation wurden Nebeneffekte, die aufgrund des Plasmas auftreten, vorerst nicht berücksichtigt. Mit steigender Pulsenergie nehmen diese aber weiter zu. Zu den Nebeneffekten zählen unter anderem die Entstehung von Schockwellen und die Kavitation. Dabei beschränkt sich die räumliche Ausbreitung der Schockwelle und der Kavitation nicht auf die Region des Durchbruchs, wie es bei der plasmainduzierten Ablation der Fall ist, sondern breitet sich auch in angrenzende Gewebe aus. Die Schockwelle entsteht durch den plötzlichen Anstieg der Plasmatemperatur, die bis auf einige 10.000 K zunehmen kann. Die Kavitation tritt auf, wenn der Fokus nicht auf die Gewebeoberfläche, sondern ins Gewebe gerichtet ist und so Plasma innerhalb des Gewebes oder der Flüssigkeit entsteht. Durch die hohen Plasmatemperaturen wird das fokussierte Gewebe oder die Flüssigkeit verdampft.

Da in vielen Veröffentlichungen [Frentzen und Koort, 1991; Fuchs et al., 1995; Hibst, 1998; Koort, 1994; Lubatschowski, 1999] keine Unterscheidung zwischen der plasmainduzierten Ablation und der Photodisruption erfolgt, werden im Rahmen dieser Dissertation beide Effekte unter dem Begriff der Photodisruption zusammengefasst (Abb. 4). Ausführliche Informationen zur Photodisruption befinden sich in Kapitel 1.4.

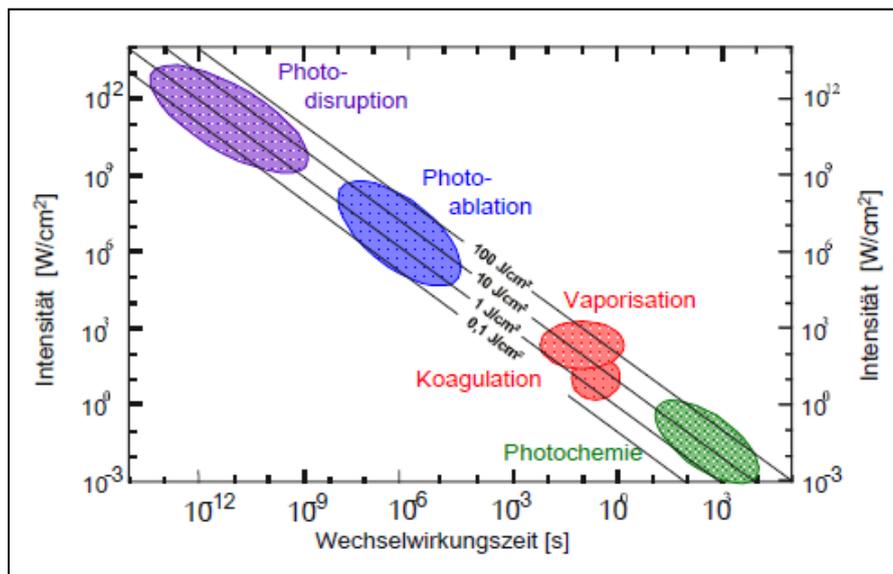


Abb. 4: Klassifizierung der Wechselwirkungsmechanismen zwischen Laserstrahlung und biologischen Gewebe [Lubatschowski, 1999]. Es wird zwischen Photochemie, Photothermie (in der Abbildung in Koagulation und Vaporisation aufgeteilt), Photoablation und Photodisruption unterschieden.

1.4 Der den Versuchen zugrunde liegende Ablationsmechanismus – Die Photodisruption

Bei bisherigen konventionellen Nd:YVO₄- und Nd:YAG-Lasern steht das emittierte Licht in frequenzabhängiger materialspezifischer Wechselwirkung mit dem bestrahlten Medium. Die Eindringtiefe der Laserstrahlung unterliegt einem linearen Absorptionsgesetz, das heißt, der Bereich, in dem die Strahlung eines Lasers wirken kann, ist eindeutig durch die Absorptionseigenschaften des bestrahlten Mediums festgelegt. Für den Materialabtrag werden hierbei die thermomechanische Wechselwirkung oder die direkte Photoablation genutzt.

Ein anderer Ablationsmechanismus – die Photodisruption – ist bereits seit mehreren Jahren bekannt und wird auch seit Jahren in der Medizin erforscht. Der Vorteil für diese

Art der Gewebeablation liegt im vernachlässigbaren Wärmeeintrag in das Gewebe und ihrer hohen Präzision beim Abtrag.

Die Begründung liegt zum einen in der scharfen Fokussierung und zum anderen in den hohen Pulsleistungen, die durch die ultrakurzen Pulse möglich sind.

Beim Überschreiten einer gewissen Intensitätsdichte spielt der lineare Absorptionskoeffizient keine Rolle. Im Falle von dielektrischen Medien, wie z. B. Wasser, liegt dieser Schwellenwert im Bereich von $10^{11} \frac{W}{cm^2}$. Hierdurch wird ein anderer Ablationsmechanismus als bei den handelsüblichen Lasersystemen erreicht, die frequenzunabhängige Materialbearbeitung.

Durch eine Multiphotonenionisation entsteht ein Plasma (ein Gas aus freien Elektronen und Ionen). Durch die einwirkenden hohen Leistungen werden die äußersten Elektronen der Atome des zu bearbeitenden Materials direkt aus dem Atomverbund herausgeschlagen. Die Atomrümpfe verlieren den Verbund zum restlichen Gitter. Durch die Expansion des Plasmas löst dieses sich aus der Bearbeitungsstelle.

Bei Pulsen, die kürzer sind als die Zeit, die freie Elektronen benötigen, um aus der Zone des Plasmas ins umliegende Atomgitter abzuwandern und dieses durch Interaktion zum Schwingen anzuregen, entsteht letztendlich in der Theorie keine Wärme [Sallé et al., 1999; Strassl und Wintner, 2004].

Durch die scharfe Fokussierung, die für die plasmainduzierte Ablation und die Photodisruption notwendig ist, sind der Brennfleck und damit die abgetragene Fläche sehr klein. Daher muss der Strahl ähnlich wie der Elektronenstrahl bei einem REM (Rasterelektronenmikroskop) durch einen Scanner geleitet werden, um die Ablationsfläche gemäß einem vorprogrammierten, einstellbaren Muster zu vergrößern.

1.5 Die Auswirkungen der Temperaturveränderung auf die Zahnhartsubstanzen, die Weichgewebe und die Pulpa

In bisher durchgeführten Studien wurden Temperaturen in der Pulpakammer über $41,5\text{ °C}$ [Schubert, 1957] bzw. $42,5\text{ °C}$ [Zach und Cohen, 1965] als kritische Werte

angesehen, die bei Überschreitung zu irreversiblen Schädigungen führen [Hugo et al., 1999].

In - vivo - Untersuchungen an Rhesusaffen zeigten, dass ein Anstieg von 4 °F (2,2 K) der Pulpa keinen bleibenden Schaden zufügt. Bei einem Temperaturanstieg der Pulpa von 10 °F (5,5 K) konnte in 15 % eine Pulpanekrose beobachtet werden. Ein Anstieg der Pulpatemperatur von 20 °F (11,1 K) führte in 60 % der Fälle zu einer Pulpanekrose und bei einem Anstieg von 30 °F (16,6 K) konnte in keinem Fall eine Pulpanekrose vermieden werden [Zach und Cohen, 1965].

Studien an Schneidezähnen von Wistar - Ratten zur Blutzirkulation in der Pulpa zeigten, dass eine kurzzeitige Temperatur von 40 °C die Strömungsgeschwindigkeit in allen Bereichen der System - und Mikrozirkulation auf 150 % vom Ausgangswert erhöht und eine Erhöhung auf 45 °C eine Geschwindigkeitszunahme auf 200 % mit sich bringt. Ab einer Temperatur von 55 °C setzt eine sofortige Verringerung der Strömungsgeschwindigkeit bei deutlich dilatierten Gefäßen ein. Ein thermischer Dauerreiz führt bei 45 °C und darüber innerhalb kurzer Zeit (5 - 10 Minuten) erst zu Kapillarstasen, die irreversibel in eine Thrombose übergehen können [Gängler, 1976]. Dies konnte in einer weiteren an Unterkieferschneidezähnen von Wistar - Ratten durchgeführten In - vivo - Untersuchung bestätigt werden [Photo und Scheinin, 1958]. Ein Anstieg von 37 °C auf 39 - 42 °C führte zu einer erhöhten Blutzirkulation (Vasodilatation). Erythrozytenaggregationen entstanden, wenn die Temperatur auf oder über 44 °C stieg. Ab einer Temperatur von 46 - 50 °C, die für 30 Sekunden konstant gehalten wurde, kam es zu einer Thrombose und zu einem Stillstand der Zirkulation. Eine dritte In - vivo - Studie an Unterkieferschneidezähnen von Wistar - Ratten konnte die Ergebnissen bestätigen. Oberhalb von 43 °C trat eine Durchblutungserhöhung auf, eine irreversible Schädigung der Mikrozirkulation konnte erst ab einer Temperatur höher als 49 °C beobachtet werden [Raab und Müller, 1989]. Ferner wurde belegt, dass eine akute Hyperämie innerhalb von 15 Tagen ausheilt und histologisch nicht mehr nachweisbar ist [Bahcall et al., 1992].

Die reaktive Durchblutungserhöhung ist somit als ein Teil eines lokalen Abwehrmechanismus anzusehen mit dem Ziel, die wirkenden Noxe (in diesem Fall die schädigende Temperatureinwirkung) zu eliminieren.

1.6 Das Ziel der vorliegenden Arbeit

Unter medizinischen Aspekten darf ein neues Instrument nur dann eingesetzt werden, wenn eine Schädigung des zu bearbeitenden Gewebes und dessen umliegenden Strukturen vermieden werden kann. Dies gilt auch für temperaturbedingte Schädigungen der Pulpa bei der Bearbeitung von Restaurationmaterialien.

Zum jetzigen Zeitpunkt existieren keine systematischen und statistisch auswertbaren Studien, die sich mit Temperaturveränderungen in Restaurationmaterialien während der Ablation mittels eines Ultrakurzpulslasers beschäftigen. Im Rahmen des Forschungsprojekts MiLaDi (Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe) ist es das Ziel der vorliegenden Studie, zu ermitteln, inwieweit sich Restaurationmaterialien bei der Bearbeitung mit Hilfe eines Nd:YVO₄ (Neodym:Yttrium - Vanadat) - Ultrakurzpulslasers erwärmen und inwiefern sich die verschiedenen Materialien unterschiedlich verhalten. Der Nd:YVO₄ - Ultrakurzpulslaser emittiert wie der Nd:YAG - Ultrakurzpulslaser Licht bei einer Wellenlänge von 1064 nm.

Dabei soll den folgenden Hypothesen nachgegangen werden:

1. Die Schichtstärke hat einen Einfluss auf die Höhe des Temperaturanstiegs.
2. Die Ablationsparameter verändern die Höhe des Temperaturanstiegs.
Dabei spielt eine Veränderung der Frequenz eine untergeordnete Rolle bezüglich des Temperaturanstiegs, jedoch hat eine Veränderung der Scangeschwindigkeit durch die dadurch resultierende unterschiedlich große Pulsüberdeckung einen Einfluss auf den Temperaturanstieg.
3. Die Messungen bei der Phosphatzement - und Keramikgruppe weisen nahezu identische Ergebnisse auf, da sich die Wärmeleitfähigkeitskoeffizienten der beiden Materialgruppen kaum unterscheiden (Phosphatzemente $1,3 \frac{W}{mK}$; Dentalkeramiken $1,0 \frac{W}{mK}$) [Marxkors et al., 2008].

2 Material und Methoden

2.1 Der Versuchsaufbau

Die Versuche wurden mit einem diodengepumpten Nd:YVO₄ - Laser (Neodym - dotierter Yttrium - Vanadat - Laser, Lumera Laser, Kaiserslautern, Deutschland) durchgeführt.

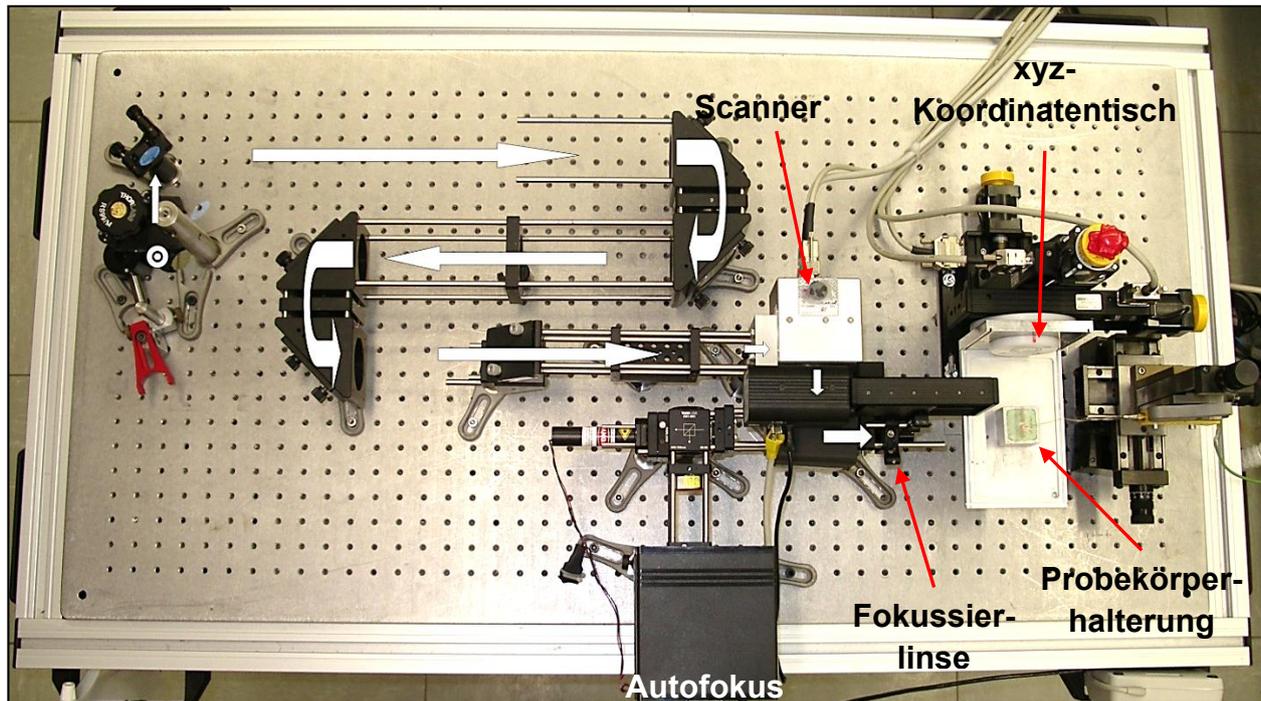


Abb. 5: Aufsicht auf den optischen Versuchsaufbau. Die weißen Pfeile stellen den Weg des Laserstrahls dar. Der Nd:YVO₄ - Laser befindet sich direkt unter dem Tisch. Der Laserstrahl wird im linken Bildbereich auf die Tischebene gelenkt (Kreis mit Punkt).

Die Laserstrahlung wurde im Laser erzeugt, der sich unterhalb des in Abb. 5 dargestellten Versuchsaufbaus befindet. Sie wurde im optischen Aufbau durch Spiegel mehrfach umgelenkt und in ein Scanner - System (Scan Cube 7, Scanlab AG, Puchheim, Deutschland) eingespeist. Die Laserstrahlung könnte auch direkt in den Scanner eingeführt werden. Um aber die spätere Situation an der Behandlungseinheit mit einem verlängerten Weg zwischen Laser und Winkelstück zu simulieren, wurde die erzeugte Strahlung entsprechend umgelenkt. Kurz vor der Fokussierlinse befand sich der Scanner. Dieser hatte die Aufgabe, den 0,85 mm großen Pulsdurchmesser des Laserstrahls in ein durch die Scansoftware (SAMLight, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland) einstellbares Muster abzulenken [Wieger et al., 2006], so dass die

Ablation über eine größere Fläche erfolgen konnte. Durch die Fokussierlinse traf der Laserstrahl mit einem Durchmesser von 30 μm auf die Testobjekte, die auf einem mit einer Präzision von 0,001 mm justierbaren Verschiebetisch (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach, Deutschland) positioniert waren. Hinter den Testobjekten war der Temperaturfühler mit einem Außendurchmesser von 0,5 mm angeordnet. Dieser konnte ebenfalls mit einem Verschiebetisch (xyz - Tisch LWRE3, SKF Linearsysteme, Schweinfurt, Deutschland) in allen Raumrichtungen mit einer Justierbarkeit von 0,02 mm bewegt werden. Bei einer realen Behandlung wird nur der Laserstrahl bewegt, im Laborexperiment im Gegensatz dazu die Probe. Die Bewegungen relativ zueinander sind jedoch bei beiden Vorgehensweisen identisch. Durch die oben beschriebene Versuchsanordnung konnte eine Ablation an jedem Ort des Testobjektes durchgeführt werden und die Temperatur in einer frei wählbaren Entfernung gemessen werden. Um einen verbesserten Wärmeübertrag zwischen Objekt und Temperatursonde zu erhalten, wurde auf die Rückseite der Probekörper eine Wärmeleitpaste (Wärmeleitpaste P 12, Wacker Silicones, Drawin Vertriebs GmbH, Ottobrunn/Riemerling, Germany) dünn aufgetragen.

2.2 Die Temperaturmessung

Durch den oben beschriebenen Versuchsaufbau konnte die Temperatursonde in Linie mit dem Laserstrahl gebracht werden und so die Temperatur auf Höhe des Laserstrahls direkt hinter dem Probekörper gemessen werden (Abb. 6). An den Temperaturfühler war ein Thermometer mit Datenlogger (Jumo TDA-3000, Jumo GmbH & Co. KG, Fulda, Deutschland) angeschlossen.

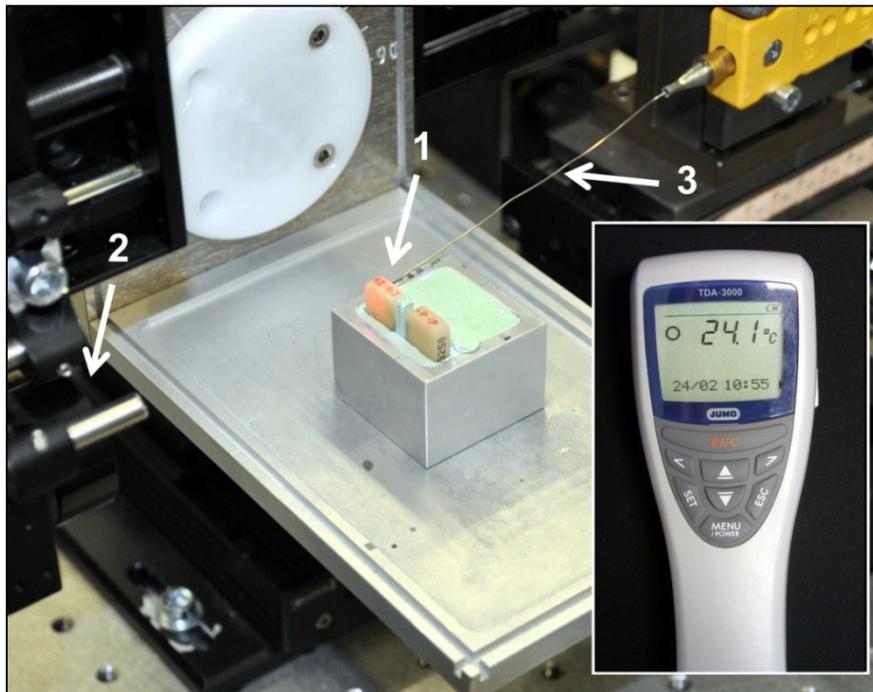


Abb. 6: Das zu bearbeitende Material (1) liegt auf einer Linie mit dem Laserstrahl (2) und dem Temperaturfühler (3) des Temperaturmessgeräts (weiß umrandet), so dass die Temperatur während des Ablationsprozesses gemessen werden kann.

Die Genauigkeit dieses Gerätes war für ein angeschlossenes Thermoelement aus NiCr-Ni im Handbuch mit $\pm 0,5$ K für den Bereich von 5 °C bis 40 °C und mit ± 1 K von -20 °C bis $+5\text{ °C}$ angegeben.

Gestartet wurde die Temperaturmessung eine Sekunde vor Beginn der Bestrahlung. Gemessen wurde bis zu dem Zeitpunkt, in dem die Ausgangstemperatur wieder erreicht wurde. Aufgezeichnet wurden somit nicht nur die maximalen Temperaturdifferenzen, sondern auch die materialspezifischen Wärmeeigenschaften wie der zeitliche Temperaturanstieg und das thermische Relaxationsverhalten.

2.3 Die Herstellung der Probekörper

Vor Beginn der Studie mussten Probekörper aus den bereits ausgewählten Materialien (Inhaltsstoffe siehe Tab. 4) hergestellt und in für den Versuchsaufbau gerechte Formen gebracht werden (Abb. 7).

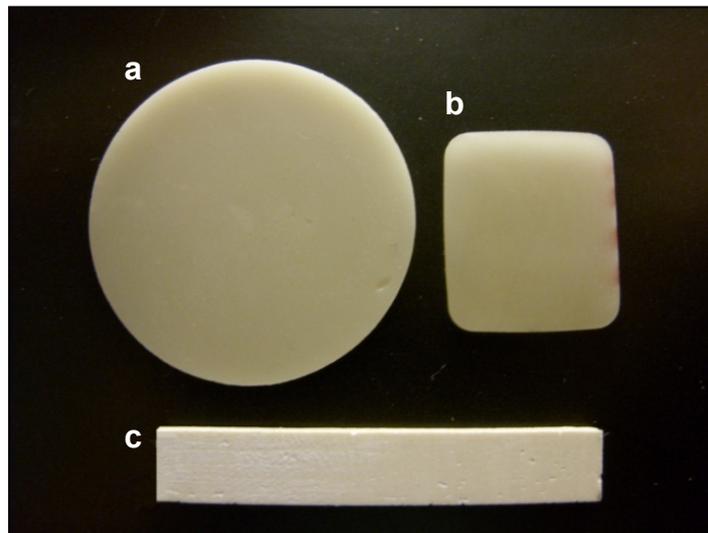


Abb. 7: Probekörper der Schichtdicke 1 mm. Komposit (a), Keramik (b) und Phosphatzement (c).

2.3.1 Phosphatzement

Für die Form der Probekörper wurden die aus Vorversuchen vorhandenen Elfenbeinplättchen mit additionsvernetzendem Zweikomponenten - Präzisions - Dubliersilikon (Siflex Pink, Elephant Dental B.V., Hoorn, Niederlande) abgeformt. Die entstandene Form wurde mit Phosphatzement der Farbe 04 (Hoffmans Phosphatzement, Hoffmann Dental Manufaktur GmbH, Berlin, Deutschland) ausgefüllt.

Damit alle Probekörper gleiche Konsistenz besaßen, wurde das Pulver - Flüssigkeitsverhältnis mithilfe einer Präzisionswaage (SBC 53, Scaltec Instruments GmbH, Göttingen, Deutschland) überprüft. Angemischt wurde auf einer kalten Glasplatte. Das Aushärten erfolgte in einem Polymerisationsdrucktopf (S - U - Acrylmat No. 11105, Schuler dental, Ulm, Deutschland) bei einem Druck von 2 bar, da ansonsten eine Blasenbildung nicht vermeidbar gewesen wäre.

Das Mischungsverhältnis wurde auf 2 g Pulver zu 1 ml Flüssigkeit festgelegt und somit die späteren Versuche mit einer Zementkonsistenz für Unterfüllungen durchgeführt. Die Fläche der Probekörper war 6 mm lang und 3 mm breit.

2.3.2 Komposit

Eine PVC-Röhre mit einem Innendurchmesser von 22,6 mm wurde als Grundform für die Probekörper benutzt. Für die Versuche wurde das höchästhetische, lichthärtende Füllungsmaterial Amaris (Amaris O3, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) verwendet.

Das Material wurde in Schichten von 4 mm Dicke in den Zylinder gefüllt und mit einer Präzisions - Klebepresse (Exakt 402 Type 42/839, Exakt Advanced Technologies GmbH, Norderstedt, Deutschland) für 30 min pro Schicht polymerisiert.

2.3.3 Keramik

Die Form der zur Verfügung stehenden Probekörper war durch die CEREC Körper (Cerec S5 - M, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) vorgegeben. Die zur Verfügung stehende Fläche war 12,5 mm lang und 10,6 mm breit. Eine weitere Vorbehandlung war nicht notwendig.

Für jede der drei Materialgruppen wurden die hergestellten Probekörper vor ihrer Nutzung mit einer wassergekühlten Diamantbandsäge (Exakt 300 CP, Exakt Advanced Technologies GmbH, Norderstedt, Deutschland) in Schichtstärken von 1 bis 5 mm reduziert und mit Hilfe einer Messlehre (Digitales Präzisions Mikrometer 0 mm - 25 mm Standard, Measuring Instruments, Kloster-Lehnnin, Deutschland) auf ihre Schichtstärke überprüft.

Hoffman's Phosphatzement normalhärtend Farbe 04 (Hoffmann Dental Manufaktur GmbH, Berlin, Deutschland)		Voco Amaris O3 (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland)	Sirona Cerec S5-M (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)
Pulver	Zinkoxid	Füllstoffe	Siliziumdioxid
	Magnesiumoxid	Methacrylatmatrix (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA)	Aluminiumoxid
	Feldspat		Natriumoxid
	Calciumfluorid		Kaliumoxid
	Eisen-(III)-oxid-hydroxid		Calciumoxid
	Mangan-(II)-chlorid		Titandioxid
Flüssigkeit	Phosphorsäure		
	Zinkoxid		
	Aluminiumhydroxid		
	Aqua. dest.		

Tab. 4: Inhaltstoffe der verwendeten Restaurationsmaterialien [Herstellerangaben].

2.4 Die Softwareversionen

Während der Arbeit mit dem Nd:YVO₄ - Laser wurde festgestellt, dass die Software für den Scanner an vielen Stellen an ihre Leistungsgrenzen stieß, so dass einige Modifikationen erforderlich wurden. Die Veränderungen betrafen nicht nur den Scanalgorithmus (Abb. 8) sondern auch die Benutzeroberfläche, durch die die Arbeit mit der Software übersichtlicher wurde. Die Frequenz und die Leistung des Lasers wurden über die Steuerungssoftware und nicht über die Scansoftware variiert.

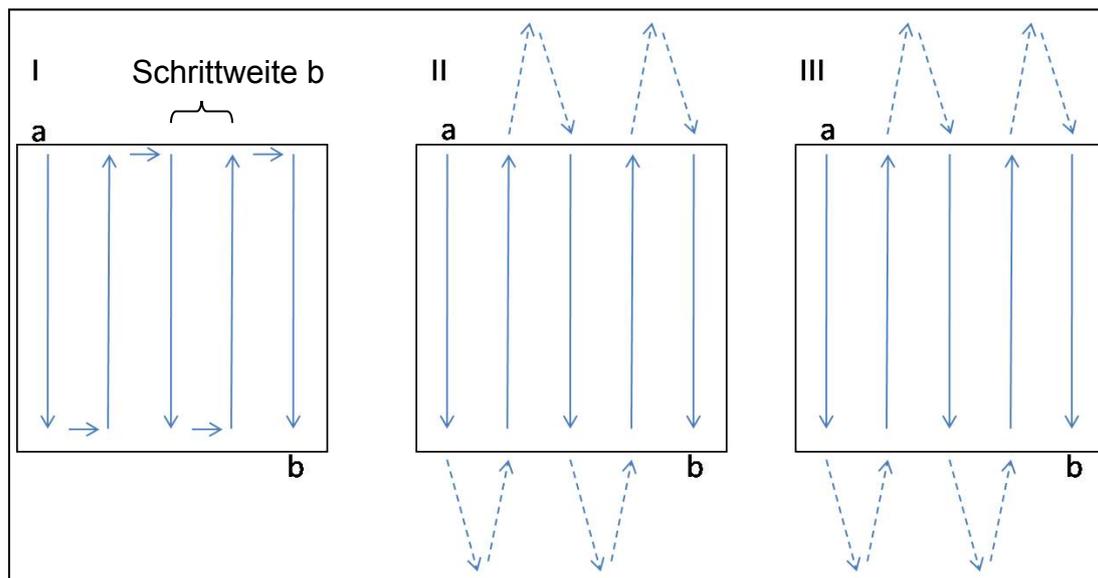


Abb. 8: Die verschiedenen Scanvarianten der 1. Version (I), 2. Version (II) und der 3. Version (III). Start - (a) und Endpunkt (b) eines Musters sind gekennzeichnet. Die gestrichelten Pfeile sind Strecken, in denen kein Laserstrahl auf die Probe fällt (sogenannte Offline - Fahrten). In der 3. Version konnten die Offline - Fahrten zeitlich stark reduziert werden. Die Schrittweite gibt den Abstand zwischen zwei Bahnen des Scanmusters an.

2.4.1 Die erste Version

Dies war die Version mit dem geringsten Leistungsumfang. Es konnten nur wenige Einstellungen variiert werden. Muster, Scangeschwindigkeit, Scanmuster, Schrittweite und Kantenlänge waren manuell veränderbar. Das eingestellte Muster war ein Quadrat, das nach dem Muster unter Abb. 8 abgefahren wurde. Die eingestellte Scangeschwindigkeit wurde dabei nicht konstant beibehalten. Vor jedem Richtungswechsel musste die Geschwindigkeit $0 \frac{mm}{sec}$ betragen. War die Strecke zu kurz, konnte die eingestellte Geschwindigkeit nicht einmal in der Mitte der vertikalen Strecken

erreicht werden. Daraus ergab sich das Problem, dass die Pulse nicht gleichmäßig auf die eingestellte Kavität verteilt wurden. Es gab keine Offline - Fahrten (in Abb. 8 gestrichelt dargestellt), daraus ergab sich am Rande der Kavität eine Vertiefung.

2.4.2 Die zweite Version

Bei dieser Version wurde während der Entwicklung versucht, eine gleichbleibende Geschwindigkeit während der Ablationsphasen zu erreichen (vertikale Pfeile in Abb. 8), so dass eine gleichmäßige Pulsverteilung gewährleistet war. Dies wurde erreicht, indem der Scanner den Laserstrahl über die Kavität hinausfahren ließ und den Strahl auf die nächste Bahn justierte. Außerhalb der Kavität befand sich der Laser im Offline - Modus und das Bremsen und Beschleunigen erfolgte auf außerhalb der Kavität liegenden Strecken. Durch die im Vergleich zur ersten Version jetzt neu auftretenden sehr langen Offline - Fahrten ergab sich ein anderes Problem. Der erste Puls, der nach den Offline - Fahrten wieder auf die Kavität traf, hatte aufgrund der sich im Resonator „aufgestauten“ Energie eine höhere Pulsenergie. Unter einem Profilometer (FRT MicroSpy Topo, Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland) betrachtete Kavitäten wiesen viele kleine Vertiefungen im Bereich der Kavitätenränder auf.

Die Geschwindigkeit während der Offline - Fahrten war nicht bekannt und einstellbar. Relevante einstellbare Faktoren waren weiterhin Scangeschwindigkeit, Scanmuster, Schrittweite und Kantenlänge. Weitere Einstellungen konnten vorgenommen werden, diese hatten aber keine Bedeutung für die Durchführung der Versuche, lediglich die Justierung des optischen Pfades wurde vereinfacht.

Die Benutzeroberfläche wurde aufgrund der erhöhten Anzahl an einstellbaren Faktoren unübersichtlicher.

2.4.3 Die dritte Version

Bei der dritten und bis zum Ende der Versuchsreihen letzten Version der Scansoftware handelte es sich nicht mehr um eine speziell für diesen Laser geschriebene Scansoftware, sondern um eine industriell verwendete Software (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland). Es konnten nicht nur Frequenz, Scangeschwindigkeit, Scanmuster, Schrittweite und Kantenlänge eingestellt werden,

sondern auch andere Faktoren wie zum Beispiel die Geschwindigkeit der Offline - Fahrten und die Anzahl der Musterwiederholungen. Die Frequenz des Lasers, die in den Vorversionen nicht über die Scansoftware variiert wurde, musste ab diesem Update über die Scansoftware geregelt werden, so dass alle Parameter mit Ausnahme der Leistung über ein Programm zu steuern waren.

Beim Scanmuster wurde auf das Verfahren der zweiten Version zurückgegriffen. Die Geschwindigkeit vor jedem Richtungswechsel musste nicht verändert werden, so dass eine gleichmäßige Pulsverteilung sichergestellt war. Es gelang außerdem durch eine Erhöhung der Geschwindigkeit während der Offline - Fahrten, diese zeitlich zu reduzieren. Eine Überhöhung des ersten Pulses nach einer Offline - Fahrt konnte weiterhin nicht vermieden werden.

Eine Überarbeitung der Benutzeroberfläche, in der die Parameter in Gruppen kategorisiert wurden und diese unter verschiedenen Reitern gegliedert wurden, führte zu einer übersichtlichen und intuitiven Bedienung des Programms.

2.5 Die Versuchsdurchführung

Vor jeder Temperaturmessung musste der Fokus manuell ermittelt werden. Dazu wurde bei niedriger Leistung ($< 0,6 \text{ W}$) der Fokus eingestellt. Bei niedriger Leistung ist der Abstand x zwischen Fokussierlinse und Probekörper, der für eine optimale Ablation wichtig ist, am einfachsten zu finden und klar definierbar. Für größere Leistungen wird der Abstand x zu einem Abstand $x \pm \Delta x$. Δx ist ein Bereich, in dem der Fokus nicht optimal eingestellt ist. Hier wird in Teilen der eingestellten Fläche trotzdem ablatiert, in anderen Bereichen lediglich durch Energieübertragung Wärme erzeugt.

Im Profilometer wurde anhand einer „Probekavität“ die exakte Fokuseinstellung überprüft. Bei unzureichender Fokussierung wurden die oben beschriebenen Schritte wiederholt, bis der Fokus hinreichend eingestellt war. Dies war der Fall, wenn die Kavität einen planen Boden und scharf abgrenzbare Wände besaß.

Ein Autofokus, der in der späteren Version des Lasers enthalten sein wird, wurde nicht benutzt. Er war zwar in einer Beta - Version eingebaut, lief aber noch nicht zuverlässig genug. Die automatische Fokussierung mit anschließender Überprüfung des exakten Fokus im Profilometer dauerte insgesamt länger als die manuelle Einstellung und war nach Überprüfung mittels Profilometer zum damaligen Zeitpunkt nicht genauer. Während der verschiedenen Versuchsreihen hätte gegen Ende der letzten Versuche der immer weiter verbesserten Autofokus benutzt werden können. Um aber eine dauerhafte Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wurde der Fokus weiterhin manuell eingestellt.

War der Fokus optimal eingestellt, wurde die Leistung auf den gewünschten Wert geregelt. Erst danach konnte die eigentliche Messung gestartet und die Temperaturentwicklung während der Ablation bestimmt werden.

2.5.1 Die Vorversuche

In den Vorversuchen wurde primär die Fragestellung untersucht, ob ein Parameter einen signifikanten Einfluss auf die Temperaturdifferenz ΔT hat oder nicht. Da es, wie unter Kapitel 2.4 beschrieben, viele einstellbare Parameter gab, wurde im ersten Schritt nur einer der Parameter Scangeschwindigkeit, Kavitätengröße, Schrittweite, Frequenz und

Schichtstärke bei konstanter Gesamtenergie verändert und im zweiten Schritt eine Erhöhung der Gesamtenergie entweder durch Erhöhung der Leistung oder durch Verlängerung der Bestrahlungsdauer vorgenommen (Abb. 10). Da es während der Vorversuche zu Änderungen der Software kam, wurden auch diese in die Vorversuche miteinbezogen und der Einfluss des veränderten Softwarealgorithmus untersucht. Die Vorversuche wurden bei einer Frequenz von 500 kHz, einer Leistung von 6 W, einer Pulsdauer von 8 ps und einer Ablationsdauer von 0,719 s durchgeführt, so dass eine quadratische Kavität von 1,5 mm Kantenlänge bei einer Gesamtenergie von 4,3 J entstand. Die Scangeschwindigkeit und die Schrittweite wurden auf $3000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ bzw. 0,0125 mm festgelegt. Nur der jeweils zu untersuchende Parameter wich von diesen Einstellungen ab. Seine Werte werden im entsprechenden Kapitel angegeben.

Es wurden zehn Kavitäten auf einem Probekörper erstellt und – ohne Parameter zu ändern – weitere zehn auf einem zweiten Probekörper. Für jede Kavität wurde dabei der Temperaturverlauf aufgezeichnet. Als nächstes wurde die Einstellung eines Parameters unter Beibehaltung der übrigen geändert, so dass der Einfluss des veränderten Parameters auf die Temperatur ermittelt werden konnte, und die Messung wie oben beschrieben erneut durchgeführt. Die Stichprobenanzahl n für jedes Parameter - Set im Rahmen der Vorversuche betrug somit $n = 20$. Für jeden Probekörper wurde der Fokus bei einer niedrigen Leistung wie oben beschrieben überprüft.

Im Rahmen der Vorversuche ergab die Modifizierung der Parameter in wenigen Fällen eine signifikante Veränderung für ΔT , siehe Kapitel 3.1. Dabei führte die Schichtstärke des Materials zu einer sehr großen Veränderung. Diese Variable wurde daher für den Hauptversuch ausgewählt und untersucht.

2.5.2 Der Hauptversuch

Der Einfluss der Schichtstärke verschiedener Materialien auf den Temperaturanstieg wurde in einer größer angelegten Studie genauer untersucht. Die Dicke der drei Materialien Keramik, Komposit und Phosphazement wurde in fünf Gruppen unterteilt [ein, zwei, drei, vier und fünf Millimeter] (Abb. 11). Bei einer Frequenz von 500 kHz, einer Leistung von 6 W, einer Pulsdauer von 8 ps und einer Ablationsdauer von 0,719 s wurden mit einer Gesamtenergie von 4,3 J auf jedem Probekörper drei quadratische

Kavitäten von 1,5 mm Kantenlänge erstellt. Die genannten Parameter in Verbindung mit einer Schrittweite von 0,0125 mm und einer Scangeschwindigkeit von $3000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ wurden aus den Vorversuchen übernommen.

Bei jeder einzelnen Ablation wurden dabei die Temperaturverläufe bis kurz nach Erreichen der Maximaltemperatur, also bis zu einer deutlichen Abnahme von ΔT , aufgezeichnet. Die drei erhaltenen Temperaturdifferenzen wurden zu einem ΔT gemittelt, um eventuelle individuelle strukturelle Einflüsse einer Probe zu minimieren. So ergaben sich zwar drei Kavitäten auf einem Probekörper, jedoch nur ein ΔT pro Probe, das in die spätere statistische Auswertung einging. Bei einer Gesamtzahl von $n = 225$ Proben ergab sich so für jedes Restaurationsmaterial in jeder der fünf gewählten Schichtstärken eine Stichprobenanzahl von $n = 15$. Der Fokus wurde bei den Versuchen für jeden Probekörper wie oben beschrieben neu eingestellt.

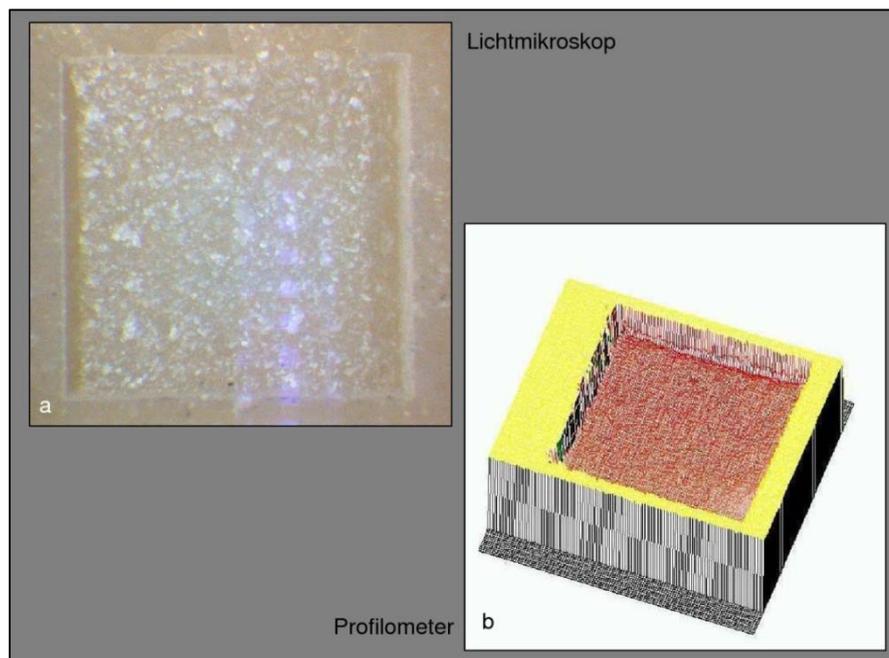


Abb. 9: Repräsentatives Lichtmikroskop - (a) bzw. Profilometerbild (b) einer quadratischen Kavität mit einer Kantenlänge von 1,5 mm nach Bestrahlung eines Kompositprobekörpers.

Eine Tiefenmessung mit einem Konfokalmikroskop (FRT MicroSpy Topo, Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland) wurde nachträglich an jeweils 12 Kavitäten eines Materials durchgeführt. Zusätzlich wurden alle Proben mit einem Stereomikroskop (Wild M8, Leica, Mikrosysteme, Wetzlar, Deutschland)

fotografiert. Jeweils ein repräsentatives Lichtmikroskop - bzw. Profilometerbild einer Kompositkavität werden in Abb. 9 gezeigt. Die Untersuchung zeigte eine mediane Ablationstiefe von 3 μm in Keramik (min: 0 μm , max: 9 μm), 131 μm in Komposit (min: 100 μm , max: 144 μm) und 17 μm in Zement (min: 9 μm , max: 23 μm). Signifikante Unterschiede zwischen den Materialgruppen konnten in den Ablationstiefen festgestellt werden ($p < 0,05$, Mann-Whitney).

2.5.3 Studienaufbau der Vorversuche

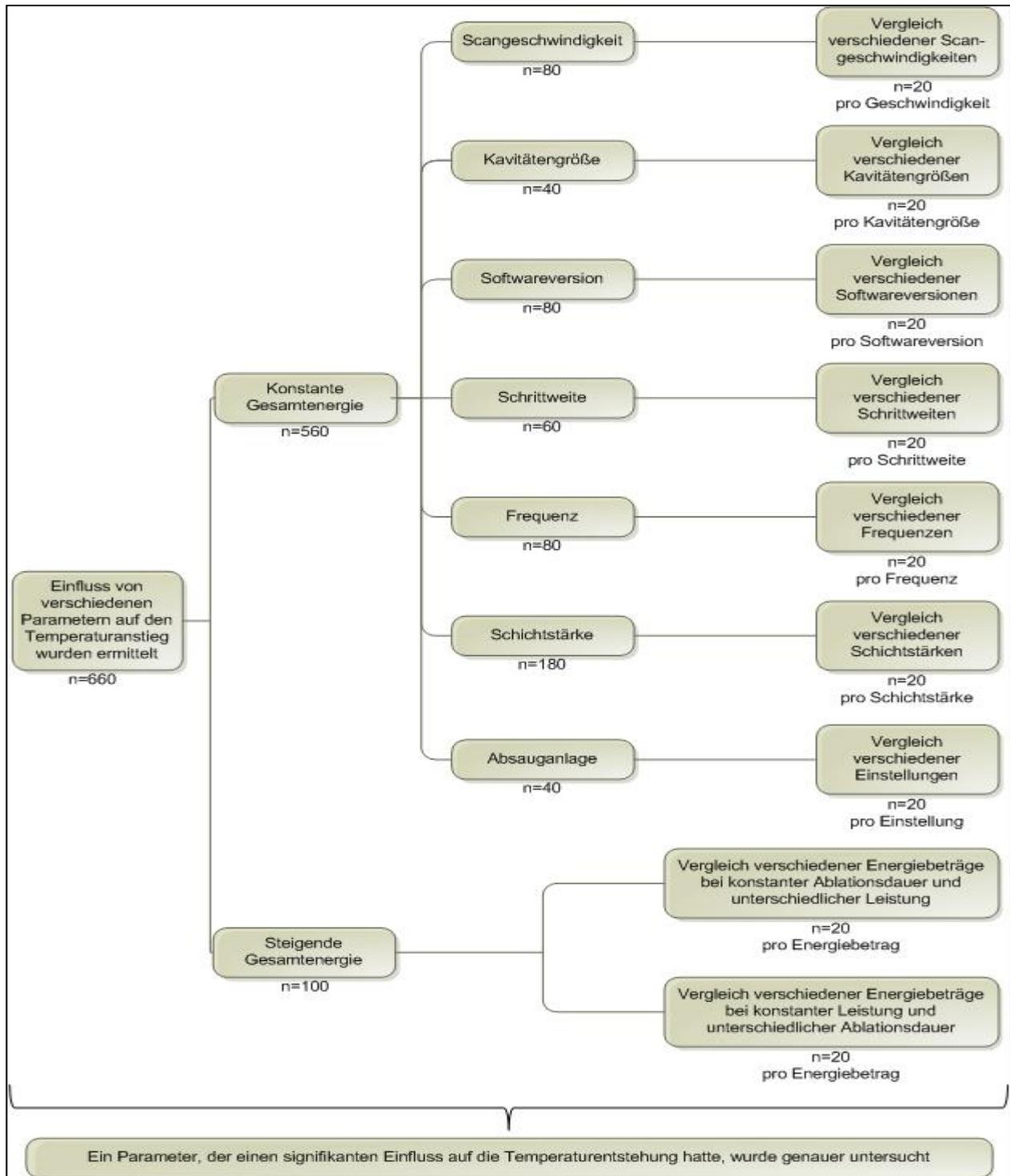


Abb. 10: Schematische Vorgehensweise für die Vorversuche. Verschiedene Parameter wurden auf deren Einfluss auf die Temperaturentwicklung geprüft. Die Ergebnisse wurden ausgewertet und die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung eines Parameters, der einen signifikanten Einfluss hat, wurde in einer größeren Versuchsreihe ermittelt.

2.5.4 Studienaufbau des Hauptversuchs

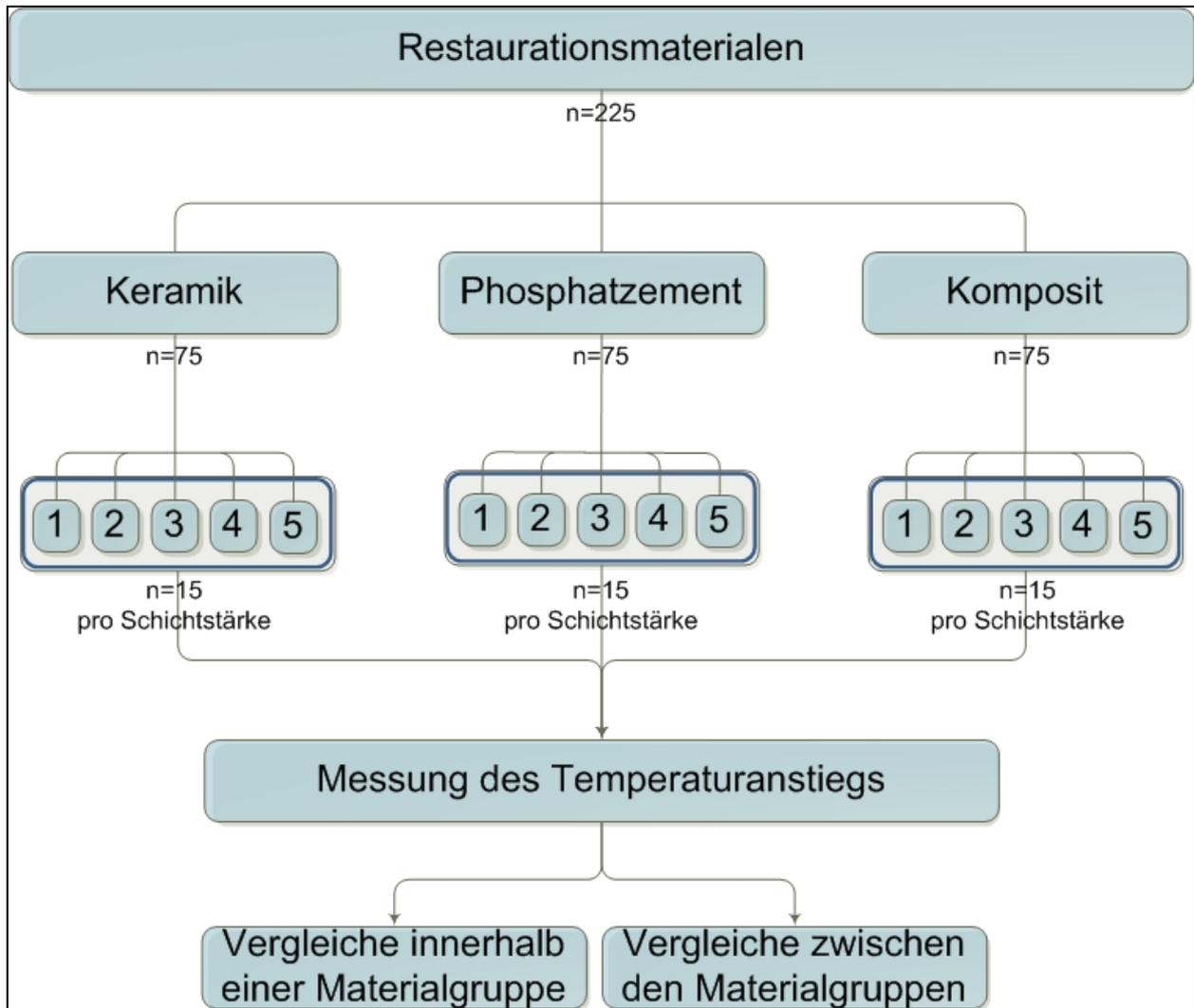


Abb. 11: Schematische Vorgehensweise für den Hauptversuch. Die drei Restaurationsmaterialien wurden als drei Hauptgruppen angesetzt. Eine weitere Unterteilung erfolgte anhand der Schichtstärke (in der Graphik wird zur übersichtlicheren Darstellung auf die Einheit Millimeter verzichtet). Die Ergebnisse wurden innerhalb einer Materialgruppe und zwischen den Materialgruppen ausgewertet.

2.6 Datenerfassung und Statistik

Die durch die Temperatursonde erhaltenen Aufzeichnungen 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 Grafik - Programms (Origin 8, Additive, Soft und Hardware für Technik und Wissenschaft GmbH, Friedrichsdorf, Deutschland) dargestellt.

Im Vorfeld des Hauptversuchs wurde die Probengröße von 15 Objekten pro Testgruppe mittels der Power Analyse des Programms GPower [Faul & Erdfelder, 1992; Erdfelder et al., 1996] mit einer Power von mindestens 0,80 bezogen auf Cohen [1988] und einem α - Fehler von 0,05 berechnet.

Für weiterführende statistische Analysen wurde mit dem Shapiro - Wilk - Test überprüft, ob die ermittelten Werte normalverteilt waren. Nicht alle Werte stimmten mit einer Normalverteilung überein. Daher wurden innerhalb einer Gruppe die Daten mit einem nicht - parametrischen Test (Kruskal - Wallis und Mann - Whitney) paarweise verglichen. Das Signifikanzniveau wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ festgelegt.

Eine graphische Auswertung mit Hilfe von Box - Plot - Diagrammen zeigte den Median, erstes und drittes Quartil und die oberen und unteren Haarlinien (Minimum und Maximum) [Tukey, 1977]. Messwerte, die das 1,5 - fache des Interquartilsabstands überschreiten, wurden 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 und Maximum.

3 Ergebnisse

3.1 Die Vorversuche

3.1.1 Die Scangeschwindigkeit

Während bei der 2. Scansoftware die Scangeschwindigkeit bei gleichbleibender Gesamtenergie keinen signifikanten Einfluss auf die Temperaturentwicklung ausübte, hatte sie bei der 3. Version einen signifikanten Einfluss auf den Temperaturanstieg (Abb. 12 und Abb. 13).

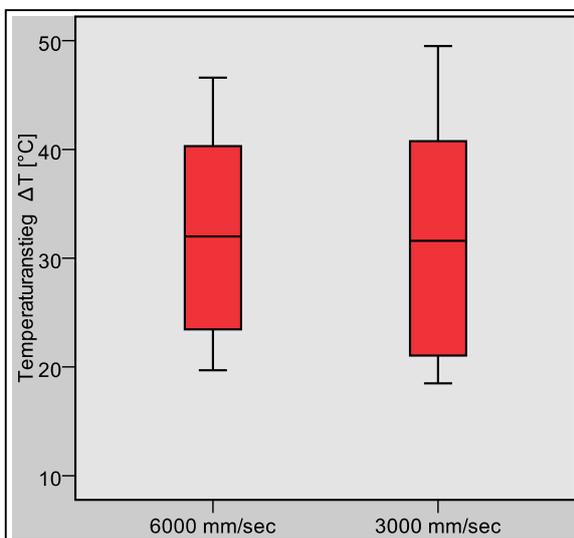


Abb. 12: ΔT in Abhängigkeit der Scangeschwindigkeit (2. Scansoftware) bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Es konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden.

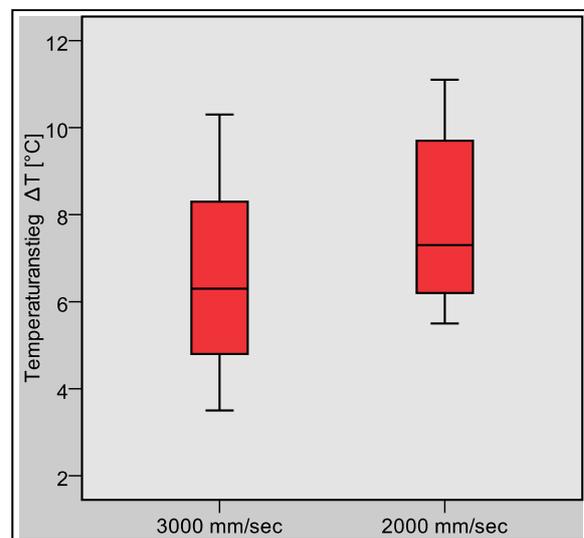


Abb. 13: ΔT in Abhängigkeit der Scangeschwindigkeit (3. Scansoftware) bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Es ergab sich ein signifikanter Unterschied.

In der 2. Version unterschieden sich die Mediane von ΔT beider Testgruppen lediglich um 0,4 K (1. Testgruppe mit $6000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$: mediane ΔT : 32 K, min: 19,7 K, max: 46,6 K; 2. Testgruppe mit $3000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$: mediane ΔT : 31,6 K, min: 18,5 K, max: 49,5 K; $p < 0.05$).

Bei der 3. Scansoftware konnte die Aussage, die mit der 2. Software gewonnen wurde, nicht aufrechterhalten werden. Es konnte festgestellt werden, dass sich eine Veränderung der Scangeschwindigkeit signifikant auf ΔT auswirkte. Dabei waren die Werte der Testgruppe mit $v = 3000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ signifikant kleiner als die der Testgruppe mit

$v = 2000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ (3. Testgruppe mit $3000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$: mediane ΔT : 6,7 K, min: 3,5 K, max: 10,3 K;
 4. Testgruppe mit $2000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$: mediane ΔT : 7,3 K, min: 5,5 K, max: 11,1 K; $p < 0.05$).

3.1.2 Die Kavitätengröße

Der Einfluss der Kantenlänge auf die Temperaturentwicklung wurde mithilfe der 3. Scansoftware untersucht.

Ein signifikanter Einfluss konnte festgestellt werden (Abb. 14). Die Werte der Testgruppe 1, mit einer um 33 % verkleinerten Kantenlänge, waren mit einem Median von 10,1 K signifikant größer als die der Testgruppe 2 mit einem Median von 6,7 K (Testgruppe 1 mit 1,0 mm: mediane ΔT : 10,1 K, min: 7,1 K, max: 13,3 K; Testgruppe 2 mit 1,5 mm: mediane ΔT : 6,7 K, min: 3,5 K, max: 10,3 K; $p < 0.05$).

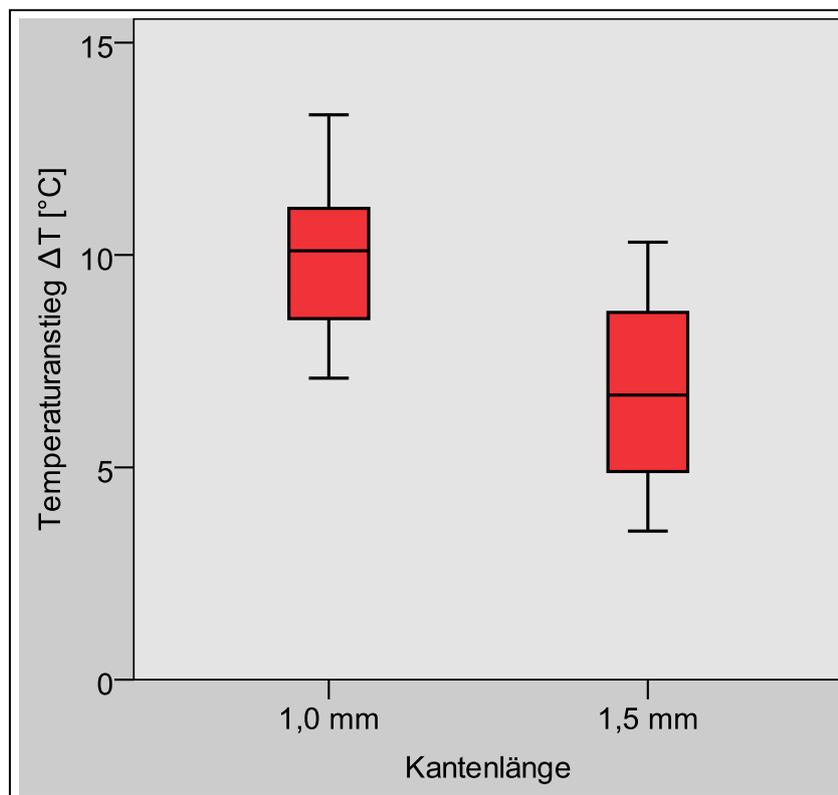


Abb. 14: ΔT in Abhängigkeit von der Kantenlänge bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Die Werte der Testgruppe mit 1,5 mm Kantenlänge waren signifikant kleiner.

3.1.3 Die Softwareversion

Schon während der Temperaturaufzeichnungen der ersten [Einstellungen: erste Softwareversion, 500 kHz, 6 W, $6000 \frac{mm}{s}$] und zweiten Messreihe [zweite Softwareversion 500 kHz, 6 W, $6000 \frac{mm}{s}$] konnte ein signifikanter Einfluss einer veränderten Softwareversion auf ΔT registriert werden (Abb. 15) (1. Softwareversion: mediane ΔT : 31,1 K, min: 18,5 K, max: 37,5 K; 2. Softwareversion: mediane ΔT : 19 K, min: 11 K, max: 23,3 K; $p < 0.05$).

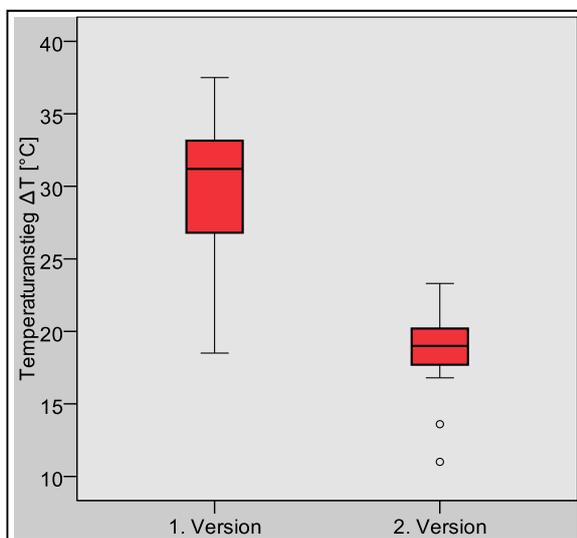


Abb. 15: ΔT in Abhängigkeit der Scanversion bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. In der 2. Version wurden signifikant kleinere Temperaturen gemessen.

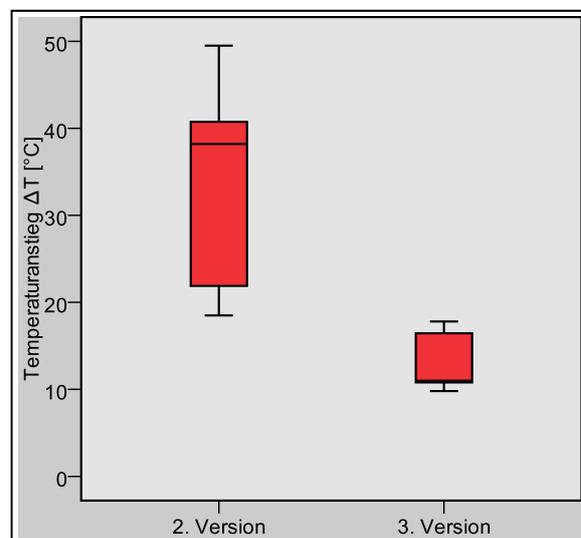


Abb. 16: ΔT in Abhängigkeit der Scanversion bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. In der 3. Version wurden signifikant kleinere Temperaturen gemessen.

Nach einer zweiten Optimierung der Softwareversion konnte eine weitere signifikante Reduktion des Temperaturanstiegs erreicht werden. Dafür mussten eine dritte Messreihe [zweite Softwareversion, 500 kHz, 6 W, $3000 \frac{mm}{s}$] und vierte Messreihe [dritte Softwareversion, 500 kHz, 6 W, $3000 \frac{mm}{s}$] angefertigt werden (Abb. 16). Ein direkter Vergleich der ersten und dritten Softwareversion war nicht möglich, da eine Scangeschwindigkeit von $6000 \frac{mm}{s}$ durch einen zwischenzeitlichen Umbau des Strahlengangs nicht mehr erreichbar war (2. Softwareversion: mediane ΔT : 31,2 K, min:

15,5 K, max: 49,5 K; 3. Softwareversion: mediane ΔT : 13,2 K, min: 9,8 K, max: 17,8 K; $p < 0.05$).

Durch Veränderung der Softwareversionen konnte der mediane Temperaturanstieg im ersten Schritt um 38,9 % und im zweiten Schritt nochmals um 65,2 % gesenkt werden. In Bezug auf die erste Version bedeutet dies, dass ΔT insgesamt auf $\frac{1}{5}$ (genauer Wert: 21,26 %) des Ursprungstemperaturanstiegs reduziert wurde.

3.1.4 Die Schrittweite

Die drei Testgruppen wurden so gewählt, dass bei der 1. Testgruppe (Schrittweite $b = 0,0125$ mm) eine Pulsüberlappung von 50 %, in der 2. Testgruppe ($b = 0,025$ mm) von 0 % und in der 3. Testgruppe ($b = 0,05$ mm) von - 100 % erreicht wurde.

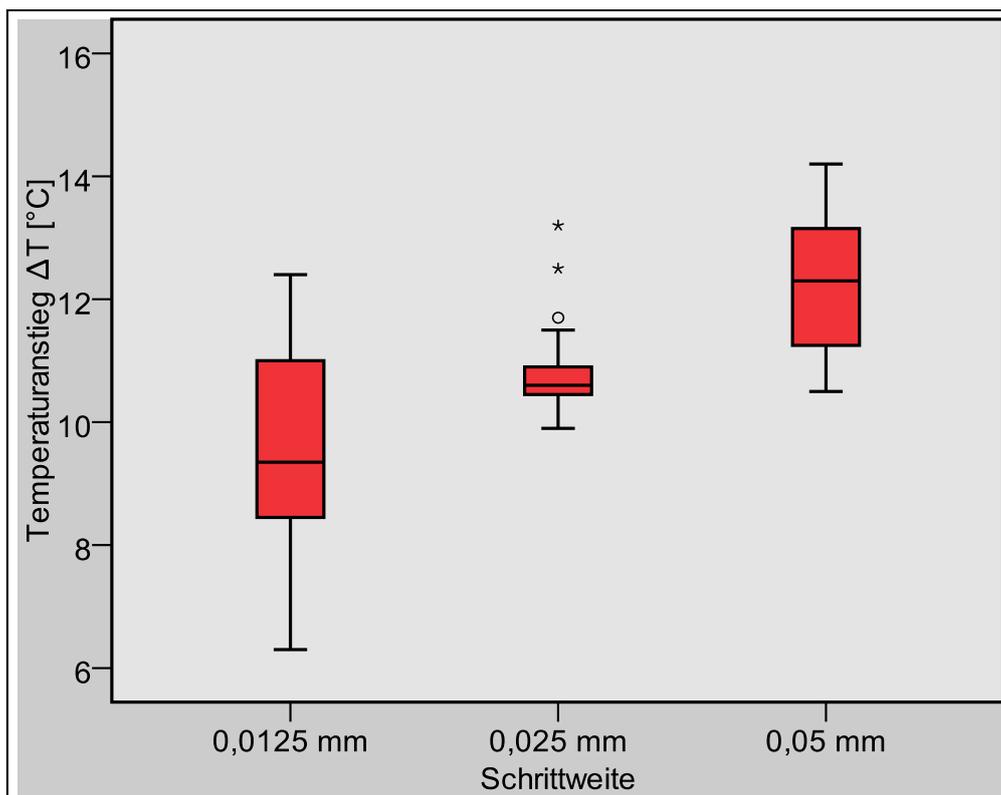


Abb. 17: ΔT in Abhängigkeit von der Schrittweite b bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Die Werte der dritten Gruppe unterschieden sich signifikant zu denen der beiden anderen Gruppen.

Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei der medianen Temperaturerhöhung zwischen den ersten beiden Testgruppen. Die Spannweite jedoch konnte in der Testgruppe mit 0 % Überlappung deutlich reduziert werden (Abb. 17). Es ergaben sich aber ein paar Ausreißer (Testgruppe 1 mit 0,0125 mm: mediane ΔT : 10 K, min: 6,3 K, max: 13,3 K; Testgruppe 2 mit 0,025 mm: mediane ΔT : 10,6 K, min: 9,9 K, max: 13,2 K; Testgruppe 3 mit 0,05 mm: mediane ΔT : 12,6 K, min: 10,5 K, max: 14,2 K; $p < 0.05$).

Ein signifikanter Unterschied wurde zwischen der 3. und 1. sowie zwischen der 3. und 2. Testgruppe festgestellt. Durch einen Abstand zwischen zwei Laserbahnen (Abb. 8) erhöht sich ΔT signifikant.

3.1.5 Die Frequenz

Der Temperaturanstieg wurde nur geringfügig durch die Frequenz beeinflusst. Es war weder bei 2 mm noch bei 5 mm dicken Probekörpern ein signifikanter Unterschied erkennbar (Abb. 18). Bei den vier Testreihen mit der 1. Scansoftware ist darauf geachtet worden, dass durch die Frequenzveränderung weder die Puls - noch die Gesamtenergie beeinflusst wurden

(Testgruppe 1 mit 100 kHz und 2 mm: mediane ΔT : 5,5 K, min: 4,7 K, max: 9,6 K; Testgruppe 2 mit 500 kHz und 2 mm: mediane ΔT : 6,4 K, min: 4,8 K, max: 12,6 K; Testgruppe 3 mit 100 kHz und 5 mm: mediane ΔT : 1 K, min: 0,9 K, max: 1,2 K; Testgruppe 4 mit 500 kHz und 5 mm: mediane ΔT : 1,15 K, min: 0,7 K, max: 1,4 K; $p < 0.05$).

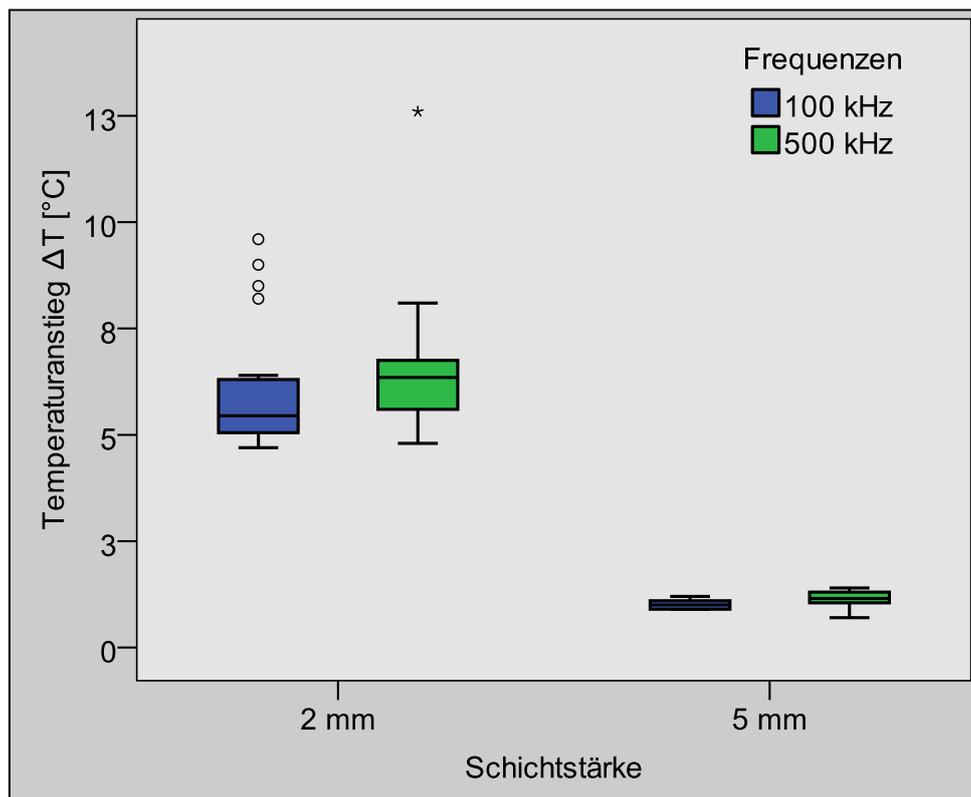


Abb. 18: ΔT in Abhängigkeit von der Frequenz bei konstanter Puls - und Gesamtenergie bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Unabhängig von der Schichtstärke ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bei einer Frequenzänderung.

3.1.6 Die Schichtstärke

In Abhängigkeit von der untersuchten Schichtstärke konnten unterschiedliche Einflüsse auf die Temperaturentwicklung beobachtet werden. Die Temperaturentwicklung nahm bei allen untersuchten Materialien mit zunehmender Dicke des Materials ab (Abb. 19).

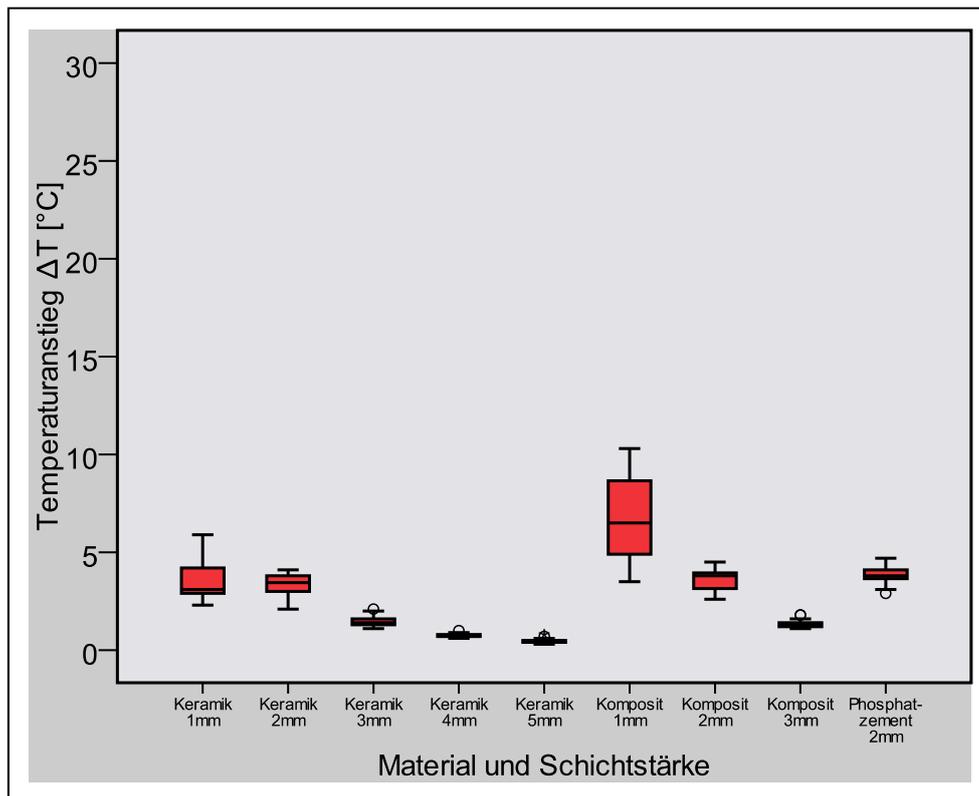


Abb. 19: ΔT in Abhängigkeit von den Materialschichtdicken bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Mit zunehmender Schicht nahmen die Werte des Temperaturanstiegs signifikant ab.

Der geringste Temperaturanstieg konnte bei jedem Material bei der größten Schichtstärke festgestellt werden. Signifikante Unterschiede konnten innerhalb einer Materialgruppe zwischen jeder der 5 Schichtstärken festgestellt werden mit Ausnahme bei Keramiksichtstärken von 1 mm und 2 mm ($p < 0.05$). Der höchste Temperaturanstieg lag bei der Testgruppe „Komposit 1 mm“ vor. (Testgruppe: mediane ΔT : 6,8 K, min: 3,5 K, max: 10,3 K). Des Weiteren konnten keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppe „Schichtstärke 2 mm“ zwischen den drei Materialien gemessen werden ($p < 0.05$).

Weitere und ausführlichere Ergebnisse sind in Kapitel 3.2 zu finden.

3.1.7 Die Absauganlage

Bei den Testgruppen mit und ohne Absauganlage ergaben sich keine signifikanten Unterschiede beim Temperaturanstieg (Abb. 20). In der ersten Testgruppe war die Absauganlage aus -, in der zweiten eingeschaltet (Testgruppe 1 ohne Kühlung: mediane ΔT : 11,2 K, min: 7,9 K, max: 15,4 K; Testgruppe 2 mit Absauganlage: mediane ΔT : 11,4 K, min: 7,3 K, max: 14,2 K; $p < 0.05$).

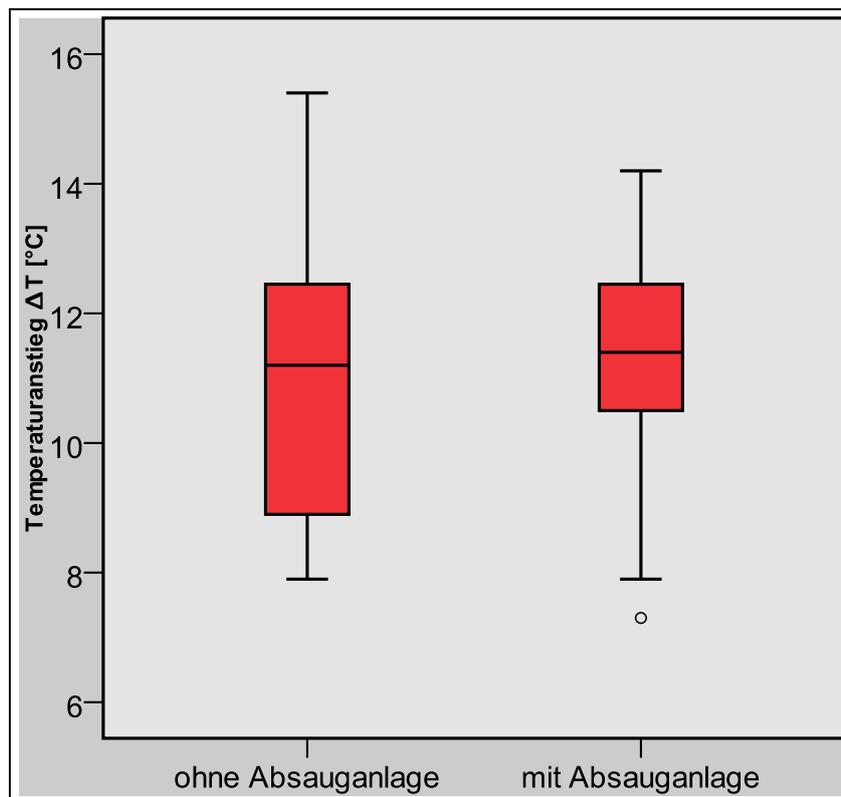


Abb. 20: ΔT in Abhängigkeit vom Kühlmittel bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Die vorhandene Absauganlage hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Temperaturanstiege.

Eine Geruchsbildung nach der Materialbearbeitung konnte mit der Absauganlage verhindert werden. Diese trat aber nur während der Arbeit mit der 2. Scansoftware aufgrund des verlängerten Ablationsvorganges auf, siehe Kapitel 2.4.2.

3.1.8 Die Gesamtenergie

Im Rahmen der Temperaturmessung zur Bestimmung des Einflusses der Gesamtenergie auf die Temperaturentwicklung wurde deutlich, dass der mediane Temperaturanstieg bei der ersten Messreihe [6 W, 4,032 J] über 12 K niedriger als bei der zweiten Messreihe [9 W, 6,048 J] lag (Abb. 21). Eine Erhöhung der Gesamtenergie wurde durch eine Erhöhung der Leistung bei gleichbleibender Bestrahlungszeit erzielt (Testgruppe 1: mediane ΔT : 3,1 K, min: 2,3 K, max: 5,9 K; Testgruppe 2: mediane ΔT : 11,2 K, min: 7,9 K, max: 15,4 K; $p < 0.05$).

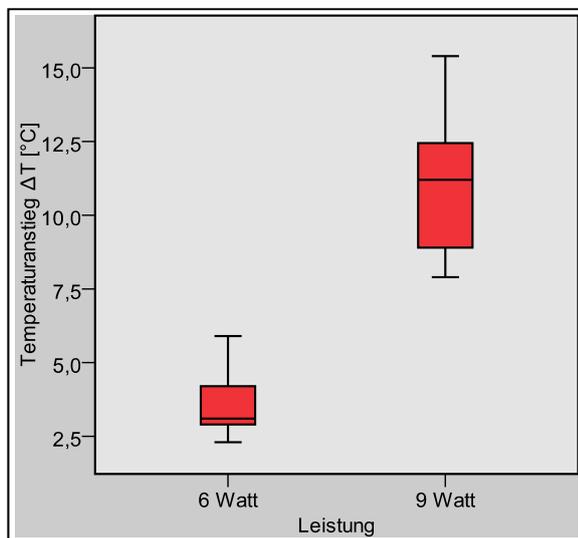


Abb. 21: ΔT in Abhängigkeit von der Gesamtenergie bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Durch eine Erhöhung der Leistung bei gleichbleibender Bearbeitungszeit wurde die höhere Gesamtenergie erreicht. Eine höhere Gesamtenergie verursacht signifikant höhere Temperaturanstiege.

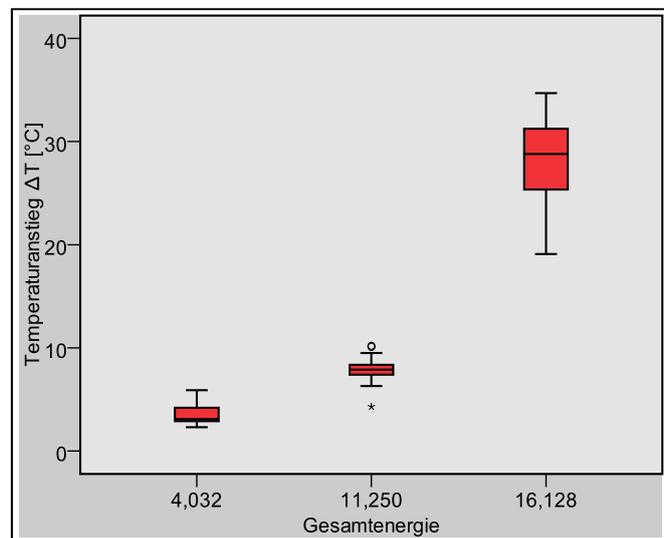


Abb. 22: ΔT in Abhängigkeit von der Gesamtenergie bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe. Durch eine Verlängerung der Bearbeitungszeit bei konstanter Leistung wurde die Gesamtenergie gesteigert. Die Gesamtenergie hat einen signifikanten Einfluss auf den Temperaturanstieg.

In einem zweiten Abschnitt wurde die Erhöhung der Gesamtenergie durch eine Verlängerung der Bearbeitungszeit bei gleichbleibender Leistung erreicht. Durch eine Ausdehnung der Bearbeitungszeit von 0,672 Sekunden auf 1,875 Sekunden hat sich der Medianwert von 3,1 K auf 7,9 K um das 2,5 - fache ebenfalls erhöht (Abb. 22). Bei einer weiteren Erhöhung der Bearbeitungszeit auf 2,688 Sekunden stieg der Median auf 28,8 K an (Testgruppe 3: mediane ΔT : 3,1 K, min: 2,3 K, max: 5,9 K; Testgruppe 4:

mediane ΔT : 7,9 K, min: 4,3 K, max: 10,2 K; Testgruppe 5: mediane ΔT : 28,8 K, min: 19,1 K, max: 34,7 K; $p < 0.05$).

Eine Erhöhung der Gesamtenergie, unabhängig von der Ursache, hat demnach einen signifikanten Einfluss auf den Temperaturanstieg.

3.2 Der Hauptversuch – Die Schichtstärke

3.2.1 Keramik

In Abhängigkeit der untersuchten Schichtdicken konnten unterschiedliche Effekte auf die Temperaturentwicklung beobachtet werden. Die Testgruppen unterschieden sich lediglich in der Schichtstärke.

Die Temperaturzunahme während und kurz nach der Bestrahlung nahm mit zunehmender Schichtstärke der Probekörper ab (Abb. 23).

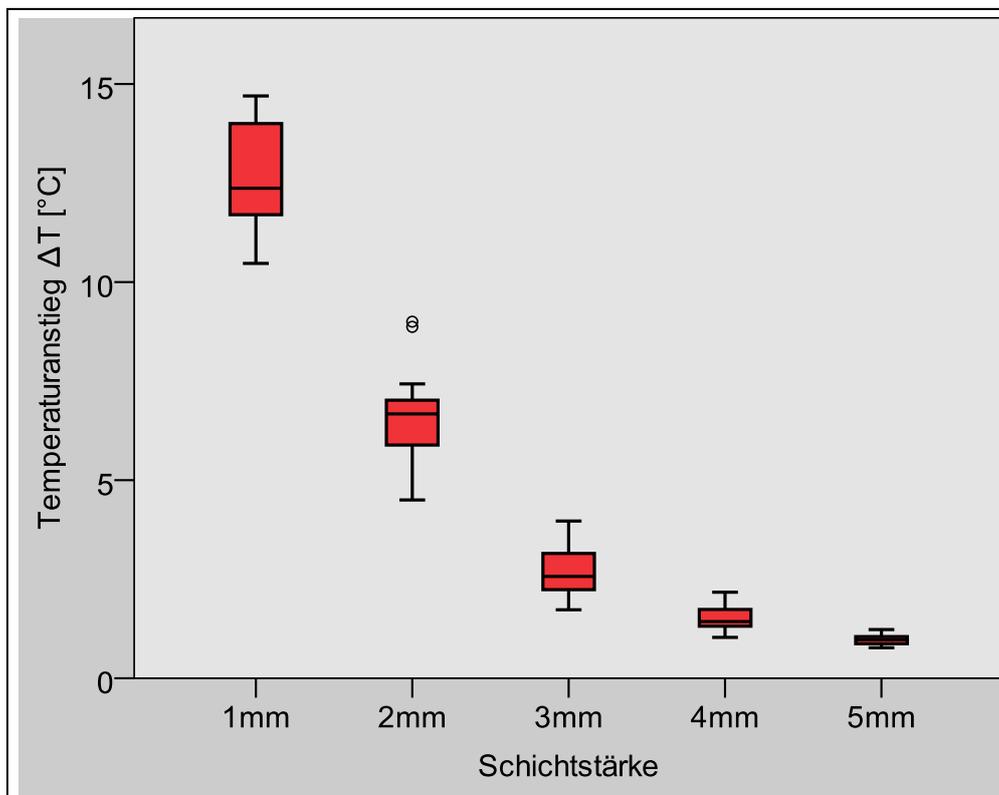


Abb. 23: ΔT in Abhängigkeit der Keramik - Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe. Die Messungen wurden bei einer Leistung von 6 W, einer Gesamtenergie von 4,3 J, einer Scangeschwindigkeit von 3000 mm/s, einer Kantenlänge von 1,5 mm, einer Schrittweite von 0,0125 mm und einer Frequenz von 500 kHz durchgeführt. Mit zunehmender Schichtstärke nahmen die Werte des Temperaturanstiegs signifikant ab.

Der größte Temperaturanstieg aller fünf Schichtstärken lag in der 1 mm Gruppe (mediane ΔT : 12,37 K, min: 10,5 K, max: 14,7 K) und der geringste in der 5 mm dicken Gruppe (mediane ΔT : 1 K, min: 0,8 K, max: 1,2 K). In der 2 mm Gruppe war ΔT um fast 50 % kleiner als in der 1 mm Gruppe (mediane ΔT : 6,67 K, min: 4,5 K, max: 9 K). Die fünf Testgruppen waren alle signifikant unterschiedlich ($p < 0.05$).

Wurden die fünf Medianwerte zugrunde gelegt, konnte die Abhängigkeit der Temperatur [f(d) in K] von der Schichtstärke [d in mm] der Keramik durch eine Exponentialfunktion der Form $f(d) = y_0 + A_1 \cdot e^{\frac{-d}{t_1}}$ beschrieben werden. Die drei Faktoren y_0 , A_1 und t_1 waren materialspezifische Werte. Mit Hilfe des Programms Origin 8 ergaben sich für Keramik näherungsweise die in der folgenden Gleichung notierten Parameter:

$$f(d) = -0,0669 + 25,02059 \cdot e^{\frac{-d}{1,44759}}$$

Die maximale Temperaturdifferenz wurde nicht mit dem Ende der Ablation, sondern leicht verzögert aufgezeichnet (Abb. 24 und Abb. 31). Die 1 mm dicken Probekörper erreichten die maximale Temperatur im Durchschnitt 0,4 s eher als die Probekörper der anderen vier Testgruppen (1 mm: medianer Wert: 2,3 s, min: 2 s, max: 3 s; andere Gruppen: medianer Wert: 2,7 s, min: 2 s, max: 4 s). Es konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den fünf Testgruppen gefunden werden ($p < 0.05$).

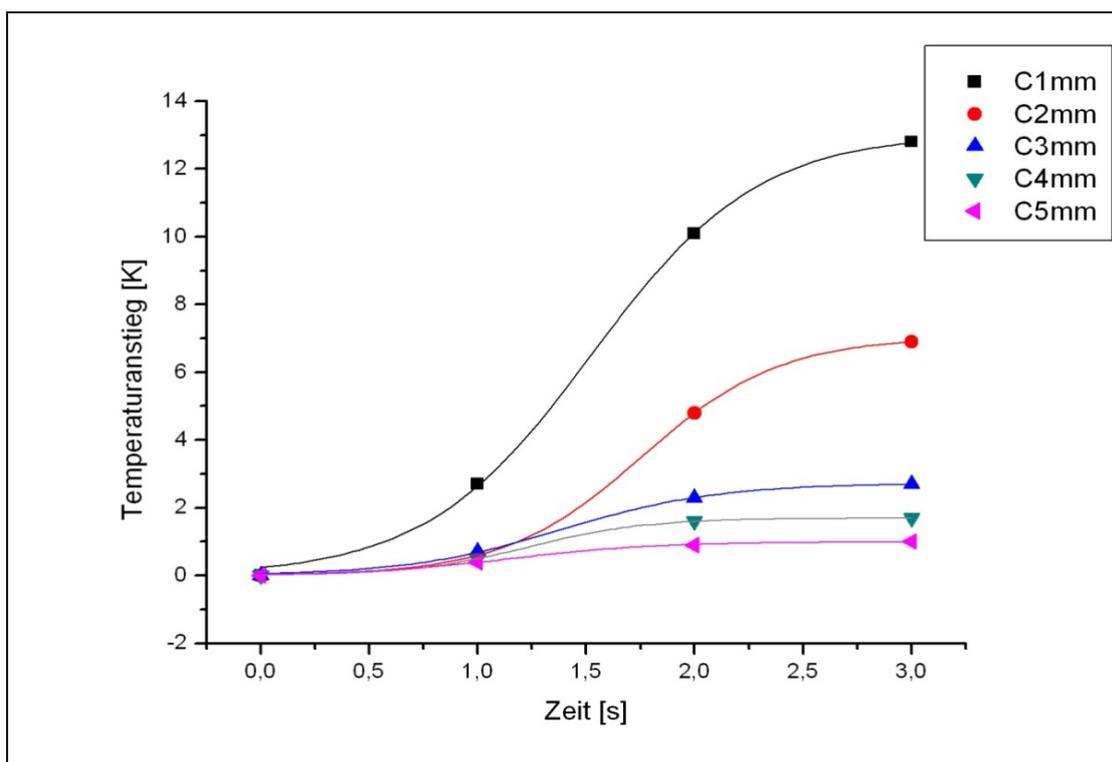


Abb. 24: Zeitlicher Verlauf des Temperaturanstiegs der Keramik - Probekörper (C). Die Bearbeitung mit dem Laser begann zum Zeitpunkt 0 s und endete nach 0,719 s. Dargestellt sind die Messwerte bis zum Erreichen der maximalen Temperatur. Für jede Schichtstärke ist exemplarisch ein Verlauf gezeigt. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den fünf Testgruppen ermittelt werden ($p < 0.05$).

3.2.2 Komposit

Aus den Messwerten wurde deutlich, dass beim Komposit eine Abhängigkeit des Temperaturanstiegs von der Schichtstärke bestand. ΔT wurde mit zunehmender Schichtstärke kleiner (Abb. 25).

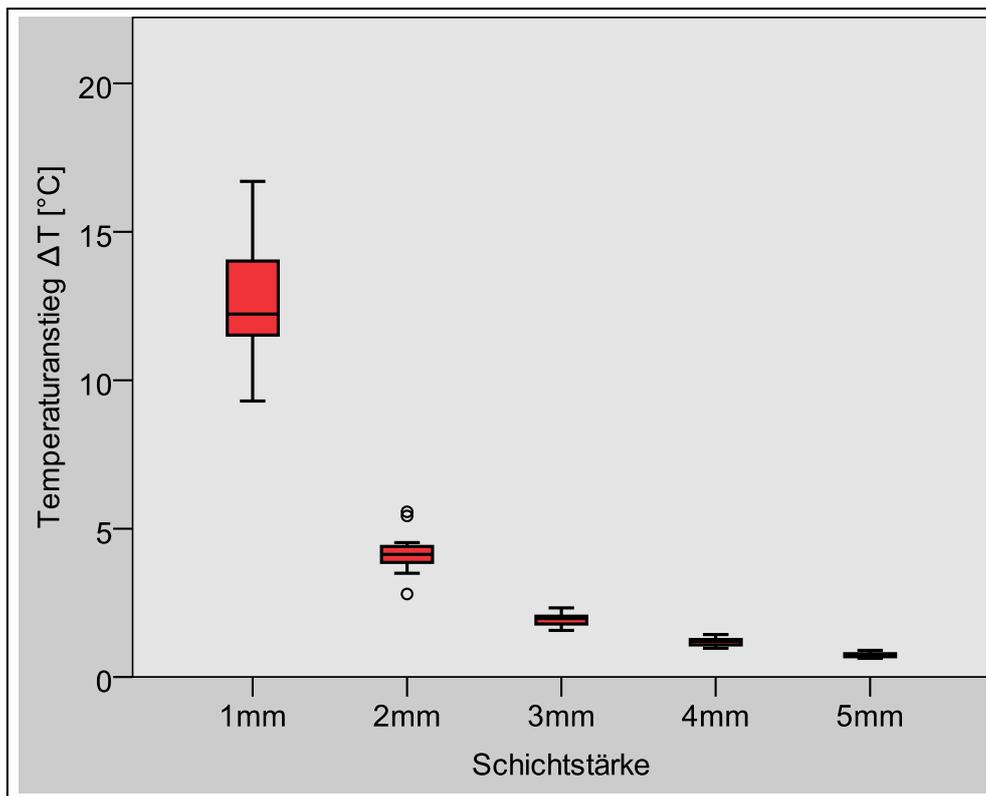


Abb. 25: ΔT in Abhängigkeit der Komposit-Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe. Die Messungen wurden bei einer Leistung von 6 W, einer Gesamtenergie von 4,3 J, einer Scangeschwindigkeit von 3000 mm/s, einer Kantenlänge von 1,5 mm, einer Schrittweite von 0,0125 mm und einer Frequenz von 500 kHz durchgeführt. Mit zunehmender Schichtstärke nahmen die Werte des Temperaturanstiegs signifikant ab.

Wie bei der Keramik, war auch die größte Temperaturdifferenz beim Komposit in der 1 mm Testgruppe (mediane ΔT : 12,2 K, min: 9,3 K, max: 16,7 K) und die geringste in der 5 mm Gruppe (mediane ΔT : 0,7 K, min: 0,6 K, max: 0,9 K) ($p < 0.05$).

Bei Betrachtung der Medianwerte der fünf gewählten Schichtstärken ergab sich analog zu Kapitel 3.2.1 die Funktion $f(d) = 0,77696 + 37,87352 \cdot e^{\frac{-d}{0,83519}}$ für die Abhängigkeit der maximalen Temperatur von der Schichtstärke.

Die Verzögerung des maximalen Temperaturanstiegs verlängerte sich mit zunehmender Schichtstärke (Abb. 26 und Abb. 31). Die geringste Verzögerung wurde in der 1 mm und 2 mm Gruppe festgestellt (1 mm: medianer Wert: 3 s, min: 2,7 s, max: 4 s; 2 mm: medianer Wert: 3 s, min: 2,3 s, max: 4,7 s). Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen 1 mm und 2 mm festgestellt werden. Identisch waren auch die 3 mm und 4 mm Gruppen. (3 mm: medianer Wert: 5,3 s, min: 2,3 s, max: 9,3 s; 4 mm: medianer Wert: 5,3 s, min: 2,3 s, max: 17 s) ($p < 0.05$). Die längste Verzögerung konnte für die 5 mm Gruppe beobachtet werden (medianer Wert: 9,7 s, min: 2,3 s, max: 14,7 s).

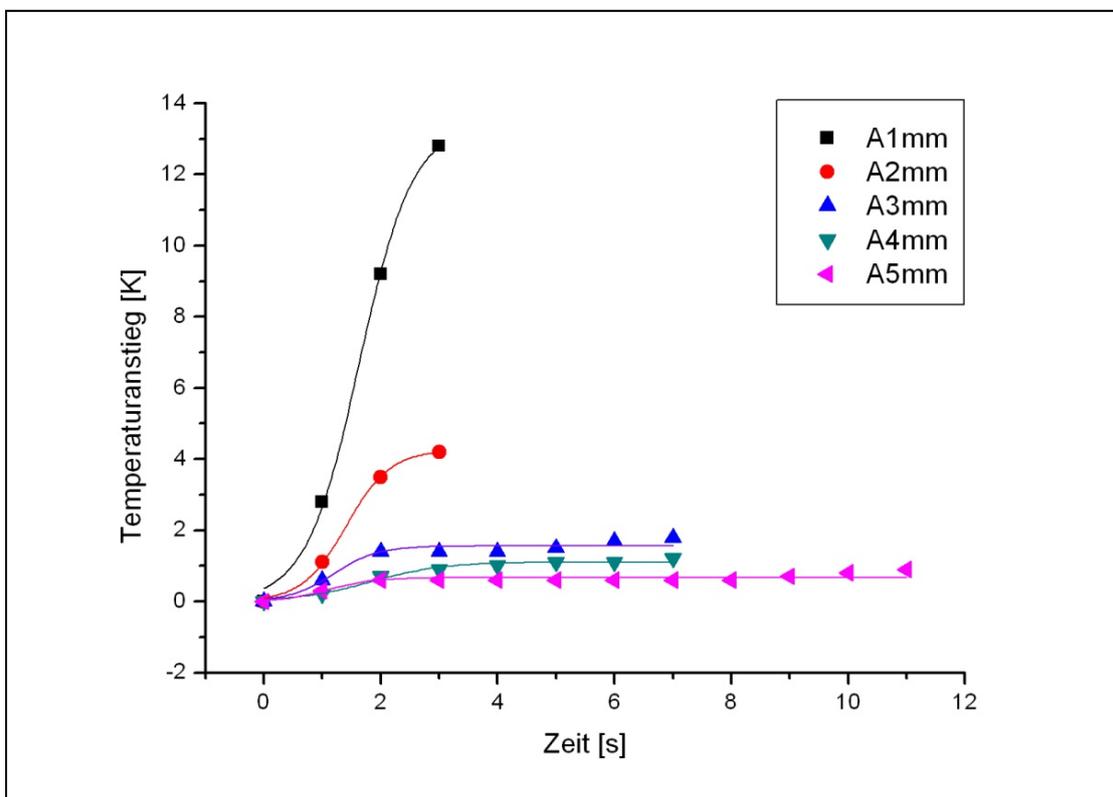


Abb. 26: Zeitlicher Verlauf des Temperaturanstiegs der Komposit - Probekörper (A). Die Bearbeitung mit dem Laser begann zum Zeitpunkt 0 s und endete nach 0,719 s . Dargestellt sind die Messwerte bis zum Erreichen der maximalen Temperatur. Für jede Schichtstärke ist exemplarisch ein Verlauf gezeigt. Mit zunehmender Schichtstärke nahm die Latenzzeit signifikant zu ($p < 0.05$).

3.2.3 Phosphatzement

Wie auch bei den Versuchen unter Kapitel 3.2.1 und Kapitel 3.2.2 unterschieden sich beim Phosphatzement die Testgruppen nur durch ihre Schichtstärke. Es zeigte sich eine Abhängigkeit des Temperaturanstiegs ΔT von der Schichtstärke d . Je dicker das Material war, desto geringer wurde der Temperaturanstieg (Abb. 27).

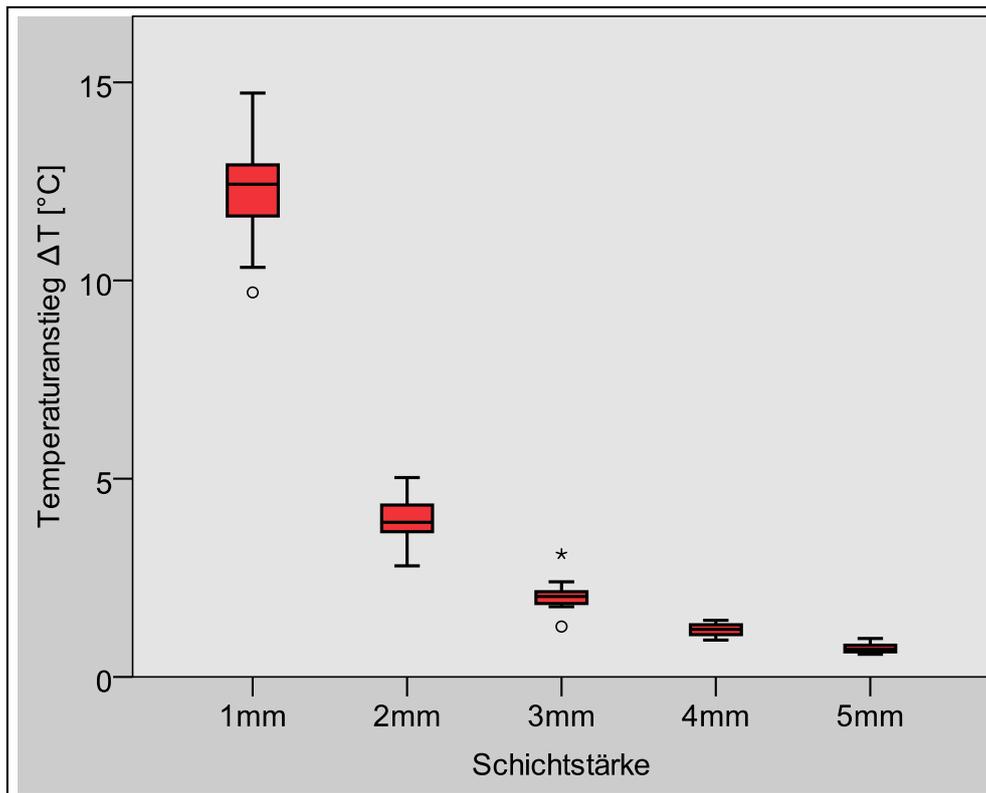


Abb. 27: ΔT in Abhängigkeit der Phosphatzement - Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe. Die Messungen wurden bei einer Leistung von 6 W, einer Gesamtenergie von 4,3 J, einer Scangeschwindigkeit von 3000 mm/s, einer Kantenlänge von 1,5 mm, einer Schrittweite von 0,0125 mm und einer Frequenz von 500 kHz durchgeführt. Mit zunehmender Schichtstärke nahmen die Werte des Temperaturanstiegs signifikant ab.

Der größte Temperaturanstieg war in der 1 mm Gruppe zu beobachten (mediane ΔT : 12,4 K, min: 9,7 K, max: 14,7 K). Der geringste Temperaturanstieg wurde in der 5 mm Gruppe gemessen (mediane ΔT : 0,7 K, min: 0,6 K, max: 1 K). Signifikante Unterschiede konnten zwischen allen Gruppen ermittelt werden. Bemerkenswert war die Reduktion von ΔT um ca. 60 % bei einer Verdopplung der Schichtdicke auf 2 mm (mediane ΔT : 3,9 K, min: 2,8 K, max: 5 K) ($p < 0.05$).

Durch die fünf medianen Temperaturanstiege ergab sich analog zu Kapitel 3.2.1 die Regressionsfunktion $f(d) = 0,77727 + 41,78085 \cdot e^{\frac{-d}{0,86807}}$.

Eine Abhängigkeit der zeitlichen Verzögerung für die maximalen Temperaturanstiege konnte festgestellt werden ($p < 0.05$). Je dicker der Phosphatzement war, desto später wurde die maximale Temperatur registriert (Abb. 28 und Abb. 31). Alle fünf Testgruppen zeigten signifikante Unterschiede in den Latenzzeiten (Abb. 28 und Abb. 31). Die geringsten Werten waren in der 1 mm Gruppe (medianer Wert: 3,7 s, min: 3 s, max: 4 s), die größten in der 5 mm Gruppe (medianer Wert: 13,7 s, min: 11,3 s, max: 15,7 s).

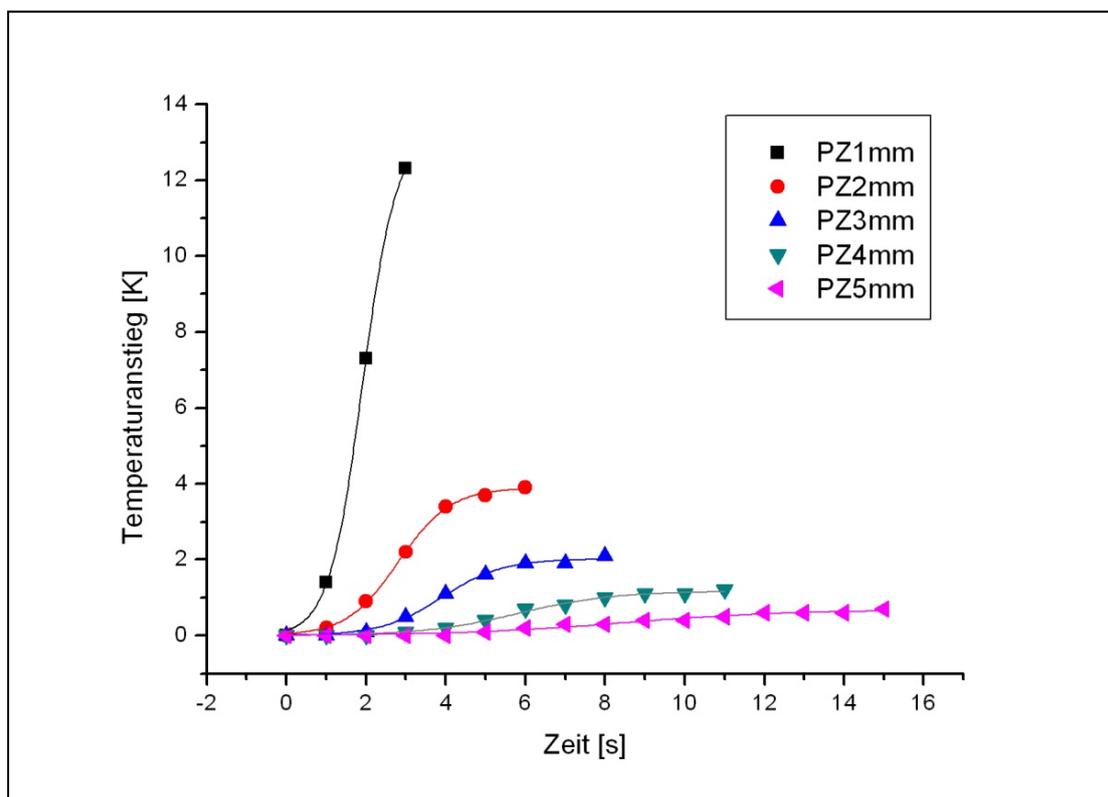


Abb. 28: Zeitlicher Verlauf des Temperaturanstiegs der Phosphatzement - Probekörper (PZ). Die Bearbeitung mit dem Laser begann zum Zeitpunkt 0 s und endete nach 0,719 s. Dargestellt sind die Messwerte bis zum Erreichen der maximalen Temperatur. Für jede Schichtstärke ist exemplarisch ein Verlauf gezeigt. Mit zunehmender Schichtstärke nahm die Latenzzeit signifikant zu ($p < 0.05$).

3.2.4 Vergleiche zwischen den Materialgruppen

Nach Auswertung aller drei Materialgruppen konnten viele Gemeinsamkeiten, aber auch einige Unterschiede zwischen den verschiedenen Materialien festgestellt werden (Abb. 29, Abb. 30 und Abb. 31).

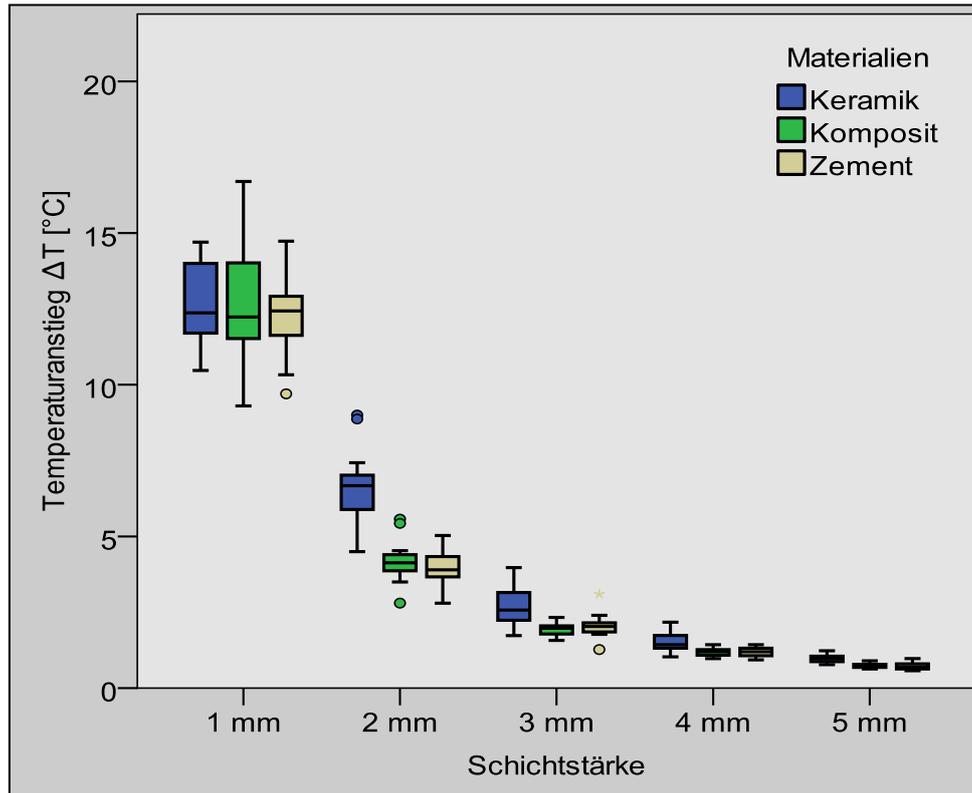


Abb. 29: ΔT in Abhängigkeit der Material - Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe. Die Messungen wurden bei einer Leistung von 6 W, einer Gesamtenergie von 4,3 J, einer Scangeschwindigkeit von 3000 mm/s, einer Kantenlänge von 1,5 mm, einer Schrittweite von 0,0125 mm und einer Frequenz von 500 kHz durchgeführt. Mit zunehmender Schichtstärke nahmen die Werte des Temperaturanstiegs signifikant ab. In den Schichtstärken 2 bis 5 mm waren die Werte der Keramikprobekörper signifikant höher als die der anderen Materialien ($p < 0.05$).

Bei allen Materialien nahm der mediane Temperaturanstieg mit zunehmender Schichtstärke des Probekörpers ab. Die Messwerte für die verschiedenen Schichtstärken unterschieden sich signifikant voneinander. In den 1 mm Gruppen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Materialgruppen, in allen übrigen Schichtstärken war der mediane Temperaturanstieg der Keramik signifikant größer als der Temperaturanstieg der beiden anderen Materialien. Zwischen Komposit und

Phosphatzement konnten in allen Testgruppen keine signifikanten Unterschiede gefunden werden ($p < 0.05$).

Eine Verzögerung für die maximale Temperatur konnte in allen drei Materialgruppen gemessen werden. Diese unterschied sich aber von Material zu Material sehr stark.

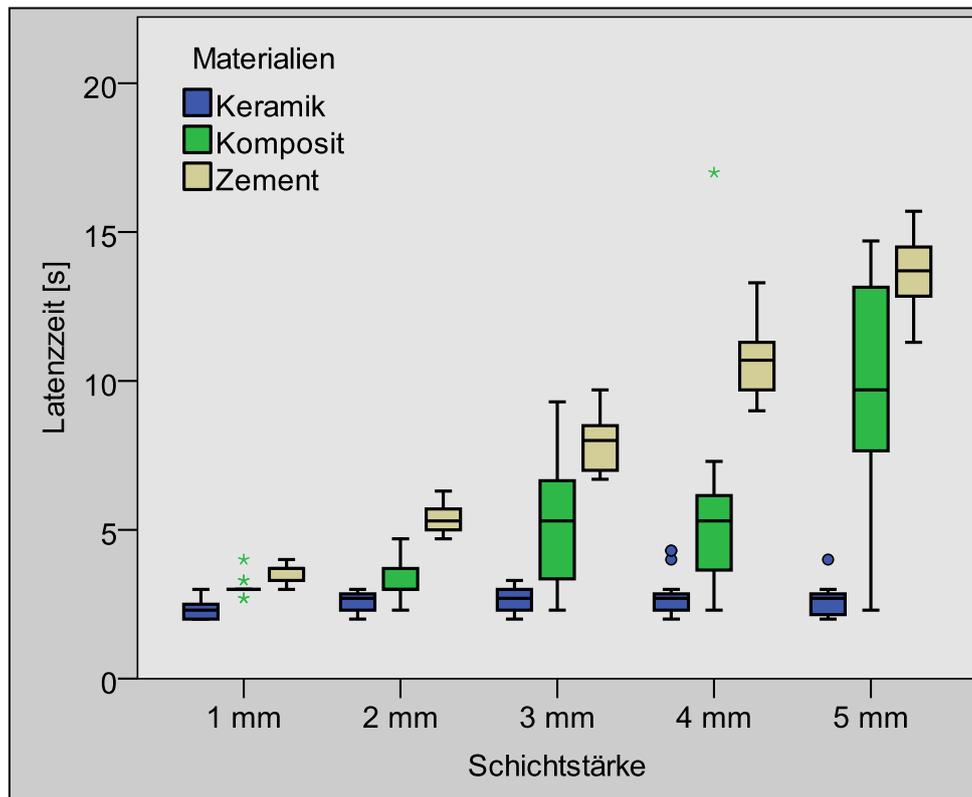


Abb. 30: Latenzzeit, gemessen für die maximalen Temperaturen nach Start der Ablation in Abhängigkeit von der Schichtstärke und des Restaurationsmaterials mit besonderer Rücksicht auf den Vergleich zwischen den einzelnen Schichtstärken. Die Stichprobenanzahl betrug $n = 15$ pro Testgruppe. Die Latenzzeit in den Phosphatzement - Gruppen waren am größten ($p < 0.05$).

Ohne Berücksichtigung der Materialdicke wurden die geringsten Werte für Keramik gemessen. Diese unterschieden sich signifikant von den Werten der Komposit - und Zement - Gruppen.

War bei Keramik in allen fünf Schichtstärken die Latenzzeit ohne signifikanten Unterschied gleich lang, so gab es in jeder der fünf Phosphatzement - Gruppen signifikante Unterschiede. Je dicker der Zement war, desto größer war die Latenzzeit.

Die größten Verzögerungen konnten für alle fünf Zement - Gruppen beobachtet werden ($p < 0.05$).

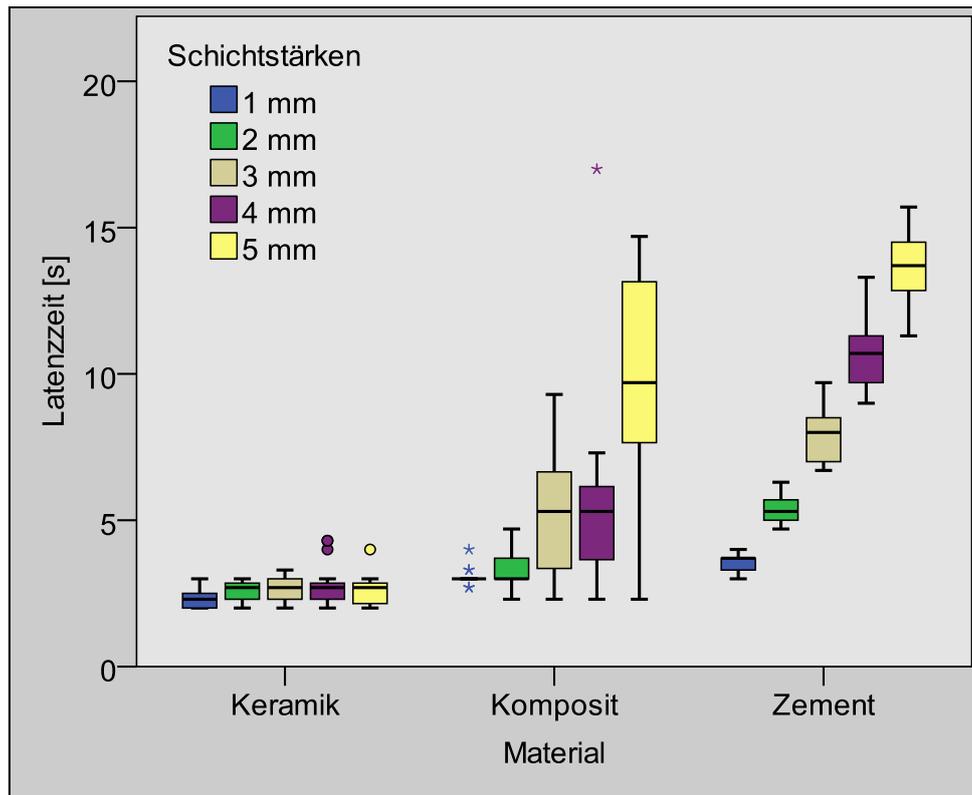


Abb. 31: Latenzzeit, gemessen für die maximalen Temperaturen nach Start der Ablation in Abhängigkeit von der Schichtstärke und des Restaurationsmaterials mit besonderer Rücksicht auf den Vergleich innerhalb einer Materialgruppe. Die Stichprobenanzahl betrug $n = 15$ pro Testgruppe. In jeder der fünf Phosphatzement-Gruppen ergaben sich signifikante Unterschiede, in den Keramik - Gruppen hingegen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ($p < 0.05$).

4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden die Temperaturveränderungen während und nach der Bearbeitung mit einem Nd:YVO₄ - Ultrakurzpulslaser an Restaurationsmaterialien untersucht. Mit Hilfe einer zeitlichen Aufzeichnung des Temperaturanstiegs und anschließender statistischer Auswertung konnten die Ergebnisse der unterschiedlichen Schichtstärken und Materialien verglichen werden. Zum Zeitpunkt dieser Studie lagen keine vergleichbaren Untersuchungen vor, die einen Ultrakurzpulslaser zur Kavitätenpräparation in den verwendeten Restaurationsmaterialien benutzten. Es lagen lediglich Vergleiche zu Kavitätenpräparationen mit anderen Lasertypen und herkömmlichen rotierenden Instrumenten an Zahnhartsubstanzen vor.

4.1 Bewertung der Vorgehensweise

4.1.1 Der Versuchsaufbau

Durch die Verwendung von zwei Verschiebetischen konnte der Temperaturfühler mittels eines zusätzlich eingebauten Laserpilotstrahls auf eine Linie mit dem Laserstrahl eingestellt werden. Das Einstellen wurde per Augenmaß durchgeführt und beinhaltet daher eventuell minimale Abweichungen.

4.1.2 Die Herstellung der Probekörper

Obwohl bei der Probekörperherstellung auf eine hohe Standardisierung geachtet wurde, war die Probenkörperherstellung immer noch fehleranfällig.

Da die Wärmeleitfähigkeit von Luft sehr gering ist, und Luft als Wärme - Isolator wirkt [Blum, 2007], musste darauf geachtet werden, die Probekörper möglichst blasenfrei herzustellen. Wurden beim Komposit die einzelnen Schichten dünn genug aufgetragen, so dass die einzelnen Schichten komplett aushärten konnten, war dies keine Garantie, dass der Kompositblock durch das manuelle Anfertigen der Probekörper blasenfrei war. Beim Phosphatzement mussten die Probekörper bei einem Druck von 2 bar ausgehärtet werden, weil beim herkömmlichen Aushärten, wie es in in der Mundhöhle der Fall wäre, die Probekörper durch zu viele Lufteinschlüsse unbrauchbar wurden. Eine 100 %ige blasenfreie Anfertigung der Probekörper konnte nur bei der Keramik erzielt werden.

Ein weitere mögliche Fehlerquelle war die Bearbeitung für die vorgesehene Probekörperdicke. Die Bearbeitung war zwar so genau, dass die meisten Probekörper mit einer Abweichung von 0,5 % ihre Sollstärke annahmen. In sehr wenigen Einzelfällen waren die Probekörper um bis zu 10 % größer oder kleiner als ihre Soll - Schichtstärke.

4.1.3 Die Temperaturmessung

Das angeschlossene Thermoelement aus NiCr-Ni mit einer Genauigkeit von $\pm 0,5$ K im Bereich von 5 °C bis 40 °C konnte hinter dem Probekörper gut reproduzierbar auf eine Linie mit dem Laserstrahl gebracht werden. Als Justierhilfe war ein Laserpilotstrahl in den Strahlengang eingebaut.

Durch die minimalen Abweichungen der Probekörperdicken wurde der Temperaturfühler, der immer Kontakt zum Probekörper haben sollte, nicht genau auf die gewünschte Distanz eingestellt.

4.1.4 Die Softwareversionen

Der Einfluss der verschiedenen Softwareversionen auf den Temperaturanstieg wird im Kapitel 3.1.3 beschrieben. Es wird deutlich, dass die Updates zu einer sehr starken Verminderung der Maximaltemperatur führten. Unter diesem Aspekt müssen die Temperaturskalen im Kapitel 3.1 gedeutet werden, da nicht alle Vorversuche mit der gleichen Softwareversion durchgeführt wurden. Im Hauptversuch wurde nur die dritte Version verwendet und somit braucht nicht auf den Einfluss der Software geachtet zu werden.

In der ersten Softwareversion kam es aufgrund der Beschleunigungsphasen zu einer ungleichen Verteilung der Pulse auf die zu bearbeitenden Flächen.

Ab der zweiten Version kam es aufgrund der eingestellten Offline - Fahrten, die eine gleichmäßige Geschwindigkeit während der Ablation gewährleisteten, zu einer tieferen Ablation an den Rändern, die an den Bereich der Offline - Fahrten grenzten. Die Zeit zwischen dem Puls vor und nach der Offline - Fahrt war länger als die zwischen zwei Pulsen, daher hatten die ersten Pulse nach den Offline - Fahrten eine erhöhte Energie. Dieser unerwünschte Effekt wird beseitigt werden, bevor das Lasersystem marktreif sein wird.

4.1.5 Die Versuchsdurchführung

Das Ziel der Vorversuche war es, einen Parameter zu finden, der einen großen Einfluss auf den Temperaturanstieg ausübt. Zu diesem Zweck reichte eine geringe Probekörperanzahl mit einer geringen Teststärke. Um aussagekräftige Ergebnisse aus den Vorversuchen zu erhalten, müssten diese mit einer größeren Probekörperanzahl durchgeführt werden.

Um aussagekräftige Ergebnisse aus dem Hauptversuch zu erhalten, wurde die Probekörperanzahl mittels einer Poweranalyse ermittelt, diese ergab eine Anzahl von 15 Probekörpern je Testgruppe. Lokale strukturelle Einflüsse eines Probekörpers wurden durch die Mittelwertbildung von drei Messungen pro Probekörper reduziert.

4.2 Beurteilung der Ergebnisse

Die Wirkungen von thermischen Einflüssen auf die Pulpa und die Zahnhartgewebe sind in zahlreichen Studien erforscht worden [Behrens et Gutknecht, 1992; Goodis et al., 1988; Hoffmann, 1961; McConnell et al., 1992; Raab und Müller, 1989; Schröder, 1983; Schubert, 1957; Zach und Cohen, 1965]. Die Resultate, die mittels Laseranwendung erlangt wurden [Bornstein, 2003], zeigen, dass die Therapie mit Hilfe von Laserstrahlung als alternative Methode für die zahnärztliche Behandlung in Betracht gezogen werden muss. Wesentliche Bestandteile sind die verminderte Schmerzentstehung – es entstehen keine mechanischen Vibrationen – und die gewährleistete Keimfreiheit [Braun et al., 2010; Fried und Fried, 2001; Horch, 1985; Horch und Deppe, 2004].

Zum derzeitigen Zeitpunkt gibt es noch keine systematischen und statistisch auswertbaren Studien, die sich mit der Erwärmung von Restaurationsmaterialien während der Laseranwendung eines UltrakurzpulsLasers beschäftigen.

Für Restaurationsmaterialien gilt genau wie für vitales Gewebe, dass die thermischen Eigenschaften eines Materials im Wesentlichen von drei Prozessen bestimmt werden [Roggan, 1997]:

1. der Wärmeleitung,
2. der Wärmespeicherung,
3. dem Wärmeabfluß durch das vaskuläre System.

Der Wärmeabfluss spielt für die drei verwendeten Restaurationsmaterialien in dieser Studie eine untergeordnete Rolle, da kein vaskuläres System vorhanden ist. Dies ist bei den gewonnenen Ergebnissen zu berücksichtigen. In vivo ist in der Nähe des Restaurationsmaterials die Pulpa, die ein vaskuläres System darstellt [Gängler, 1976; Gängler et al., 2005]. Im Blut ist der Abtransport thermischer Energie an die spezifische Wärmekapazität der Blutbestandteile gekoppelt und abhängig von der Durchblutungsrate der Gewebe [Trautwein et al., 1986]. Aufgrund dieser Erkenntnisse sind geringfügige Überschreitungen des Schwellenwertes von 42,5 °C [Zach und Cohen, 1965] akzeptabel.

Kunststofffüllungen, Keramikrestorationen und Phosphatzementunterfüllungen werden in den meisten Fällen nicht direkt auf der Pulpa befestigt. Die hinter den Probekörpern gemessenen Werte werden folglich nicht in voller Höhe an die Pulpa weitergeleitet. Eine verbleibende Dentinschicht zwischen Restaurationsmaterial und Pulpa übt einen entscheidenden Einfluss auf die intrapulpale Temperaturerhöhung und somit auf die pulpale Reaktion aus [Behrens und Gutknecht, 1992; McConnell et al., 1992]. Dieser Einfluss wird in einer weiteren Studie im Rahmen des Forschungsprojekts MiLaDi an der Universität in Bonn untersucht.

In mehreren Studien wurde belegt, dass die Wundheilung nach Lasertherapie in Folge der erhöhten thermischen Schädigung verzögert ist. So kommt es bei den meisten Lasersystemen, z.B. dem Nd:YAG - oder dem CO₂ - Laser, schon in der Anfangsphase der Wundheilung zu einer Verzögerung um 3 - 4 Tage [Keller und Hibst, 1994]. Die zeitliche Verzögerung bis zur abgeschlossenen Wundheilung ist von dem Lasertyp, der Applikationsart und der Stärke der thermischen Nebenwirkung abhängig [Kaufmann und Hibst, 1996; Keller et al., 1995]. So dauert die Wundheilung nach thermischer Inzision

ca. 10 Tage und bei der Exzision bis zu 20 Tage. Er:YAG - Laserinzisionen hingegen weisen, genauso wie die mechanische Wundsetzung mit dem Skalpell, bereits nach zwei Tagen eine geschlossene Epithelschicht auf. Es ist allerdings zu erwähnen, dass Laserwunden sich durch eine besonders gute Wundheilungstendenz und erstaunlich geringe Schmerzhaftigkeit auszeichnen [Schwenzer und Ehrenfeld, 2008].

Zusätzlich muss auf die Geruchsbildung während der Ablation hingewiesen werden. Dieser Effekt schädigt weder Restaurationsmaterial noch Pulpa, kann jedoch teilweise Augen, Nase und Lunge irritieren und einen Brechreiz auslösen [Tal et al., 2002]. In einer früheren Studie wurde die Behandlung einiger Patienten aufgrund des negativen Geruchs abgebrochen [Tal et al., 2002]. Während einer längeren Ablationsdauer ist durch eine zusätzliche Absauganlage die Geruchsbildung vermeidbar, jedoch wahrscheinlich keine Temperaturreduzierung zu erreichen (Kapitel 3.1.7).

4.2.1 Die Vorversuche

Die Auswirkungen der in den Vorversuchen untersuchten Parameter waren nicht bei jeder der verwendeten Softwareversionen gleich. So ergab sich bei der zweiten Version kein signifikanter Unterschied bei Änderung der Scangeschwindigkeit, bei der dritten jedoch verursachte eine geringere Scangeschwindigkeit einen signifikant größeren Temperaturanstieg ($p < 0.05$) (Kapitel 3.1.1). Die Überdeckung zweier Pulse nahm bei einer Abnahme der Geschwindigkeit um $1000 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ um 8 % ($\cong 2 \mu\text{m}$) zu. Demgegenüber vergrößerte sich die Zeit, bis der Laserstrahl wieder an derselben Stelle auftraf, um 25 % ($\cong 0,034 \text{ s}$). Folglich hatte die Pulsüberlappung einen größeren Einfluss auf die Temperaturzunahme als eine verlängerte Abkühlungsphase. Dies ist die Zeit, bis der Laserstrahl wieder an seiner Ausgangsposition angekommen ist. Aufgrund des unterschiedlichen Scanalgorithmus bei der 2. Scansoftware ergaben sich keine Unterschiede im Temperaturanstieg. Da die Offline - Fahrten einen wesentlich größeren Anteil an der Gesamtzeit ausmachten, hatte das Material mehr Zeit, um Wärme an die Umgebung abzugeben.

Es ist daher in weiteren Studien zu prüfen, ob unterschiedliche Scanmuster durch ihre verschieden lange Abkühlphase bei gleichbleibender Pulsüberdeckung zu unterschiedlichen Temperaturanstiegen führen.

Die Frequenz hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Temperaturerhöhung. Bei konstanter Pulsenergie und Gesamtenergie ergab sich kein signifikanter Unterschied. Durch die Änderung der Frequenz kam es somit lediglich zu einer örtlich sowie zeitlich veränderten Verteilung der Pulse.

Der Einfluss der Schichtstärke auf die Höhe des Temperaturanstiegs war sehr deutlich zu erkennen. Daher wurde der Einfluss dieses Parameters im Hauptversuch in einer größer angelegten Studie untersucht. Ausführlichere Anmerkungen hierzu sind im Kapitel 4.2.2 zu finden.

Weitere signifikante Unterschiede in der Höhe der Temperaturanstiege wurden bei Änderung der Kavitätengröße und der Gesamtenergie ermittelt. Die Werte der Temperaturanstiege waren bei einer um 50 % größeren Kavität um ca. 33 % geringer. Mit zunehmender Gesamtenergie, unabhängig von der Ursache, nahmen die Werte der Temperaturanstiege signifikant zu.

4.2.2 Der Hauptversuch

Es ist zu erwähnen, dass durch die Probekörper transmittierte Infrarotstrahlung zur Erwärmung des Temperaturfühlers beitragen könnte. Wie hoch dieser Anteil an der Gesamterwärmung ist, wurde gegen Ende dieser Studie experimentell abgeklärt. Die Ergebnisse stehen noch aus und sind nicht Bestandteil dieser Veröffentlichung.

Die Hypothese, dass Phosphatzement- und Keramikgruppen aufgrund ähnlicher Wärmeleitfähigkeitskoeffizienten (Gold $315 \frac{W}{mK}$; Phosphatzemente $1,3 \frac{W}{mK}$; Dentalkeramiken $1,0 \frac{W}{mK}$ [Marxkors et al., 2008]) nahezu identische Ergebnisse aufweisen werden, konnte nur in den 1 mm - Testgruppen bestätigt werden. In allen anderen Testgruppen waren die ermittelten Temperaturanstiege der Keramikgruppe signifikant höher als die der Phosphatzementgruppe. Die zu Grunde gelegten Wärmeleitfähigkeitskoeffizienten waren keine Herstellerangaben und entsprechen somit eventuell nicht zu 100 % den Werten der verwendeten Restaurationsmaterialien. Ferner kann die im Vergleich zu Gold kaum relevant erscheinende Differenz von $0,3 \frac{W}{mK}$ sehr wohl einen Unterschied am Temperaturfühler verursachen. Eine mögliche Veränderung

des Wärmeleitfähigkeitskoeffizienten einzelner Proben durch Feuchtigkeitzutritt kann ausgeschlossen werden.

Des Weiteren ist es möglich, dass durch die höhere Ablationsschwelle der Keramik ein größerer Anteil der elektromagnetischen (Laser-) Strahlung in Wärmeenergie umgewandelt wird (Abb. 32).

Im Hauptversuch konnte ein signifikant höherer Temperaturanstieg in der Materialgruppe Keramik festgestellt werden. Eine höhere Ablationsschwelle der Keramik kann ein möglicher Grund sein, weshalb es bei Keramik - Probekörpern zu einem erhöhten Temperaturanstieg kam.

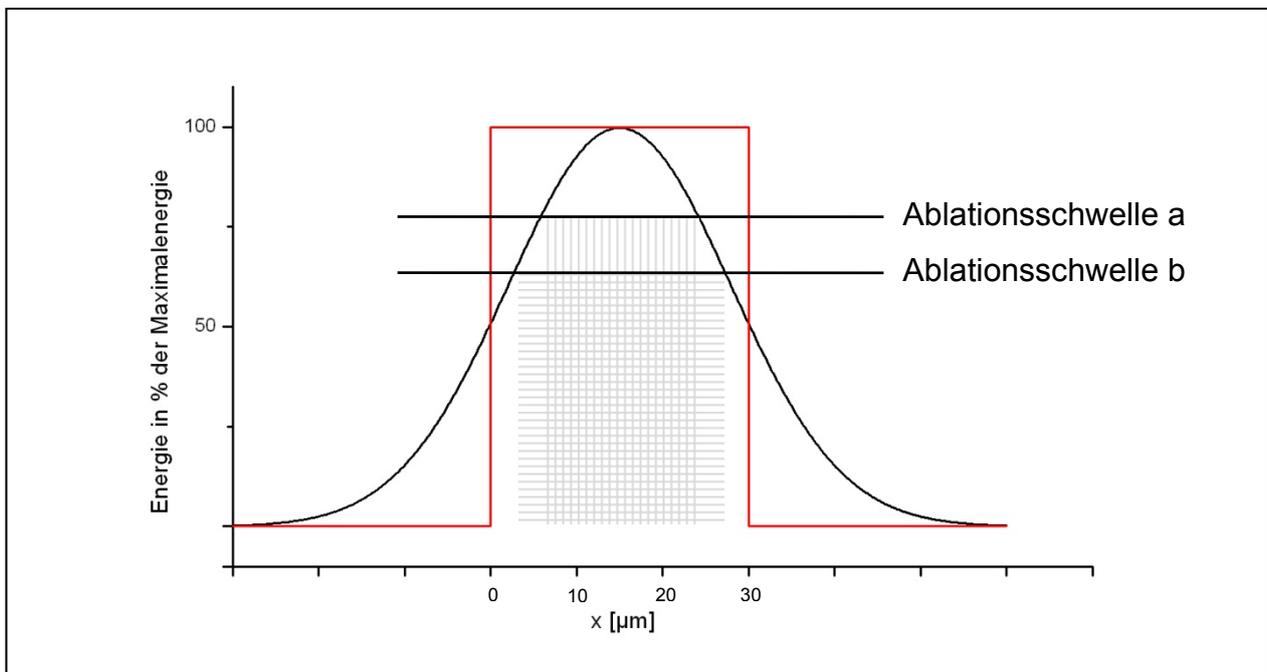


Abb. 32: Einfluss der Ablationsschwelle auf den Temperaturanstieg. Für das Material mit der Ablationsschwelle a wird nur im vertikal gestreiften Bereich ablatiert, für das Material mit der Ablationsschwelle b nur im horizontal gestreiften Bereich. Im horizontal und vertikal gestreiften Bereich wird bei beiden Material ablatiert. In den nicht schraffierten Bereichen unter der schwarzen Kurve innerhalb des roten Rechtecks wird die aufgebrachte Energie in Wärme umgewandelt. Bei einem idealisierten rechteckigen Verlauf der Pulsenergie würde im gesamten Bereich unterhalb des roten Rechtecks ablatiert.

Ein Ultrakurzpulslaser, dessen Ausgangspulse eine Pulsdauer im Piko- oder Femtosekundenbereich haben, weist idealerweise einen rechteckigen Verlauf der Ausgangspulse auf (Abb. 32). Die Ablationsschwelle eines Materials wird im gesamten Bereich des Pulses überschritten. Der in den Experimenten verwendete Nd:YVO₄-Laser wies

zum Zeitpunkt der Versuche keinen rechteckigen, sondern einen eher glockenförmigen Verlauf der Ausgangspulse auf. Bei einer höheren Ablationsschwelle führt dies zu einem kleineren Bereich, in dem ablatiert wird. In den Bereichen unter der Ablationsschwelle tritt keine Ablation auf und die auf das Material gebrachte elektromagnetische (Laser -) Strahlung wird in Wärmeenergie umgewandelt.

Alle ermittelten Ergebnisse sind in den 1 mm Schichtstärke höher als der Sollwert von 5,5 K [Zach und Cohen, 1965]. Es muss darauf hingewiesen werden, dass sämtliche Messungen ohne eine Flüssigkeitszirkulation in der Nähe der Probekörper stattgefunden haben. Der unter Kapitel 1.5 beschriebene Einfluss der Mikrozirkulation der Pulpa, der zu einer Temperatursenkung beiträgt, wurde somit nicht berücksichtigt. In welchem Maße eine erhöhte Blutzirkulation zur Temperatursenkung beiträgt, ist zurzeit Bestandteil intensiver Forschung an der Universität in Bonn.

Die durch die Exponentialgleichungen errechenbaren theoretischen Schichtstärken (Kapitel 3.2.1, 3.2.2 und 3.2.3), ab denen es zu keiner irreversiblen thermischen Schädigung der Pulpa kommt, sind lediglich als Näherungswerte anzusehen. Für eine exakte Angabe müssten die dafür notwendigen materialspezifischen Koeffizienten ermittelt werden.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie wurde im Rahmen der experimentellen Grundlagenforschung für den Einsatz eines Nd:YVO₄ - Ultrakurzpulslasers, der unter anderem für die Bearbeitung von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien konzipiert ist, durchgeführt.

Das Ziel lag darin, in einem ersten Schritt Parameter und deren Einstellungen zu selektieren, die zu einer möglichst geringen thermischen Schädigung führen. Des Weiteren sollte der Einfluss der Schichtstärke auf den Temperaturanstieg in Abhängigkeit vom zu bearbeitenden Material ermittelt werden.

Die Versuche wurden bei einer Frequenz von 500 kHz, einer Leistung von 6 W, einer Pulsdauer von 8 ps und einer Ablationsdauer von 0,719 s mit der daraus resultierenden Gesamtenergie von 4,3 J durchgeführt.

Es konnte festgehalten werden, dass eine Ablation mit dem Nd:YVO₄ - Laser an allen verwendeten Materialien und Probekörpern generell möglich ist. Bei den Messreihen mit den einzelnen Materialien unterschieden sich die erzielten Ablationstiefen signifikant voneinander. Konnte in der Keramik am wenigsten ablatiert werden, wurde im Komposit das meiste Material abgetragen. Während der Bearbeitungszeit wurde ein Teil der elektromagnetischen (Laser -) Strahlung in thermische Energie umgewandelt und stand somit dem Prozess der Ablation nicht zur Verfügung. Eine größere Gesamtenergie erhöhte dabei die Temperatur signifikant. Die Umwandlung in thermische Energie konnte von den Parametern Scangeschwindigkeit, Kavitätengröße, Schrittweite und Schichtstärke signifikant beeinflusst werden. Die Auswertung einzelner Versuchsreihen während der Vorversuche mit und ohne Verwendung einer Absauganlage bei ansonsten unveränderten Parametern zeigte, dass die Absauganlage keinen Einfluss auf den Temperaturanstieg hatte. Die Benutzung verhinderte lediglich eine Geruchsbildung und wurde deshalb nicht weiter experimentell verfolgt.

Bei den drei Restaurationsmaterialien verhielt sich der Einfluss der Schichtstärke annähernd gleich. Mit zunehmender Probekörperdicke nahm der maximale Temperaturanstieg ab. In den 1 mm Gruppen wurden die höchsten Temperaturen beobachtet. Die maximale Temperatur wurde zeitlich verzögert aufgezeichnet. Als

eindeutiger Zusammenhang ergab sich bei Phosphatzement ein exponentieller Anstieg der Latenzzeit mit der Schichtstärke. Bei Keramik hingegen blieb die Latenzzeit bei Änderung der Schichtstärke konstant.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass zum jetzigen Zeitpunkt eine Ablation ohne Schädigung des zu bearbeitenden Materials und dessen umliegenden Strukturen nicht möglich ist. Eine Ablation ist mit Hilfe eines Nd:YVO₄ - UltrakurzpulsLasers durchführbar, jedoch nicht ohne einen Temperaturanstieg, der über dem kritischen Wert von 5.5 K liegt und medizinisch somit nicht unbedenklich ist. Bisher zeigt sich, dass der Prozess der Photodisruption nur in der Theorie athermisch ist. Weitere Versuchsreihen müssen folgen, um die Parameter zu optimieren, die Lasereffizienz zu steigern und geeignete Kühlverfahren zu entwickeln. Derartige Studien sollten mit der Zielsetzung erfolgen, sich der theoretisch zu erwartenden athermischen Nutzung anzunähern.

6 Anhang

Material	Keramik	Keramik	Keramik	Keramik	Keramik
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten
Schichtdicke	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Frequenz	500 kHz				
Schrittweite	0,125 mm				
Geschwindigkeit	3000 mm/s				
Kantenlänge	1,5 mm	1,5mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Leistung	6 W	6 W	6 W	6 W	6 W
Wiederholungen	7	7	7	7	7
Gesamtenergie	4,314 J				
Probekörper 1	11,47	6,20	2,30	1,77	1,00
Probekörper 2	10,87	5,80	2,67	1,43	1,07
Probekörper 3	14,70	6,97	2,57	1,70	0,87
Probekörper 4	11,83	5,10	2,53	2,17	1,23
Probekörper 5	13,97	4,50	1,97	2,00	0,90
Probekörper 6	14,07	7,43	3,97	1,63	1,00
Probekörper 7	12,37	5,50	3,27	1,03	1,20
Probekörper 8	10,47	6,90	3,03	1,23	0,87
Probekörper 9	11,80	5,97	3,33	1,53	0,97
Probekörper 10	14,33	6,03	2,17	1,43	1,07
Probekörper 11	13,40	9,00	3,90	1,43	0,90
Probekörper 12	11,60	7,07	2,77	1,83	0,77
Probekörper 13	12,30	6,97	2,40	1,33	0,87
Probekörper 14	14,03	8,87	2,17	1,20	1,03
Probekörper 15	12,87	6,67	1,73	1,30	0,83
Min	10,47	4,50	1,73	1,03	0,77
Max	14,70	9,00	3,97	2,17	1,23
Sum	190,08	98,98	40,78	23,01	14,58
Mean	12,67	6,60	2,72	1,53	0,97
Std. error	0,35	0,32	0,17	0,08	0,03
Variance	1,81	1,54	0,44	0,10	0,02
Stand. dev	1,34	1,24	0,67	0,31	0,13
Median	12,37	6,67	2,57	1,43	0,97
25 prcntil	11,60	5,80	2,17	1,30	0,87
75 prcntil	14,03	7,07	3,27	1,77	1,07
Skewness	0,00	0,49	0,61	0,49	0,57
Kurtosis	-1,30	0,25	-0,35	-0,27	-0,27
Geom. mean	12,61	6,49	2,65	1,50	0,96

Tab. 5: Temperaturanstiege der Keramik - Probekörper in Kelvin

Material	Komposit	Komposit	Komposit	Komposit	Komposit
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten
Schichtdicke	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Frequenz	500 kHz				
Schrittweite	0,125 mm				
Geschwindigkeit	3000 mm/s				
Kantenlänge	1,5 mm	1,5mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Leistung	6 W	6 W	6 W	6 W	6 W
Wiederholungen	7	7	7	7	7
Gesamtenergie	4,314 J				
Probekörper 1	9,30	3,80	2,07	1,37	0,63
Probekörper 2	16,30	3,93	1,63	1,10	0,73
Probekörper 3	13,23	3,50	1,57	0,97	0,70
Probekörper 4	10,13	4,23	1,93	1,07	0,80
Probekörper 5	11,97	4,40	2,13	1,20	0,83
Probekörper 6	11,57	4,53	2,00	1,37	0,70
Probekörper 7	12,07	5,57	2,00	1,23	0,77
Probekörper 8	14,13	4,40	1,67	1,20	0,77
Probekörper 9	11,40	4,13	2,33	1,17	0,70
Probekörper 10	16,70	4,07	2,03	0,97	0,80
Probekörper 11	13,43	3,50	1,80	1,03	0,63
Probekörper 12	13,90	5,43	1,97	1,17	0,70
Probekörper 13	11,47	4,07	1,77	1,43	0,90
Probekörper 14	15,33	4,13	2,07	1,20	0,67
Probekörper 15	12,23	2,80	1,83	1,30	0,63
Min	9,30	2,80	1,57	0,97	0,63
Max	16,70	5,57	2,33	1,43	0,90
Sum	193,16	62,49	28,80	17,78	10,96
Mean	12,88	4,17	1,92	1,19	0,73
Std. error	0,55	0,18	0,05	0,04	0,02
Variance	4,54	0,48	0,04	0,02	0,01
Stand. dev	2,13	0,70	0,21	0,14	0,08
Median	12,23	4,13	1,97	1,20	0,70
25 prcntil	11,47	3,80	1,77	1,07	0,67
75 prcntil	14,13	4,40	2,07	1,30	0,80
Skewness	0,32	0,41	-0,01	0,09	0,52
Kurtosis	-0,43	1,09	-0,27	-0,73	-0,25
Geom. mean	12,71	4,11	1,91	1,18	0,73

Tab. 6: Temperaturanstiege der Komposit - Probekörper in Kelvin

Material	PZ	PZ	PZ	PZ	PZ
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten
Schichtdicke	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Frequenz	500 kHz				
Schrittweite	0,125 mm				
Geschwindigkeit	3000 mm/s				
Kantenlänge	1,5 mm	1,5mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Leistung	6 W	6 W	6 W	6 W	6 W
Wiederholungen	7	7	7	7	7
Gesamtenergie	4,314 J				
Probekörper 1	12,27	4,40	2,10	1,20	0,57
Probekörper 2	12,93	4,23	1,97	1,40	0,97
Probekörper 3	10,87	3,50	1,80	1,40	0,67
Probekörper 4	12,90	4,30	2,20	1,20	0,63
Probekörper 5	12,60	2,80	2,03	0,97	0,67
Probekörper 6	12,03	3,70	1,77	1,43	0,77
Probekörper 7	10,33	3,00	2,03	1,10	0,63
Probekörper 8	12,30	4,60	1,27	0,93	0,87
Probekörper 9	11,23	3,87	1,87	1,17	0,70
Probekörper 10	13,23	3,90	3,10	1,27	0,60
Probekörper 11	12,43	4,37	2,17	1,33	0,70
Probekörper 12	14,20	3,63	2,13	1,27	0,73
Probekörper 13	12,67	4,07	1,83	1,00	0,83
Probekörper 14	9,70	5,03	2,40	1,03	0,57
Probekörper 15	14,73	3,77	2,00	1,30	0,87
Min	9,70	2,80	1,27	0,93	0,57
Max	14,73	5,03	3,10	1,43	0,97
Sum	184,42	59,17	30,67	18,00	10,78
Mean	12,29	3,94	2,04	1,20	0,72
Std. error	0,35	0,15	0,10	0,04	0,03
Variance	1,81	0,34	0,15	0,03	0,01
Stand. dev	1,34	0,59	0,39	0,16	0,12
Median	12,43	3,90	2,03	1,20	0,70
25 prcntil	11,23	3,63	1,83	1,03	0,63
75 prcntil	12,93	4,37	2,17	1,33	0,83
Skewness	-0,22	-0,28	1,00	-0,26	0,68
Kurtosis	0,11	0,16	4,11	-1,16	-0,39
Geom. mean	12,22	3,90	2,01	1,19	0,71

Tab. 7: Temperaturanstiege der Phosphatzement - Probekörper (PZ) in Kelvin

Material	Keramik	Keramik	Keramik	Keramik	Keramik
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten
Schichtdicke	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Frequenz	500 kHz				
Schrittweite	0,125 mm				
Geschwindigkeit	3000 mm/s				
Kantenlänge	1,5 mm	1,5mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Leistung	6 W	6 W	6 W	6 W	6 W
Wiederholungen	7	7	7	7	7
Gesamtenergie	4,314 J				
Probekörper 1	2,33	3,00	2,67	2,33	2,33
Probekörper 2	2,67	2,00	2,00	2,67	2,00
Probekörper 3	2,33	3,00	2,00	4,00	2,33
Probekörper 4	3,00	2,67	2,33	2,33	2,00
Probekörper 5	2,00	2,67	3,00	2,00	2,67
Probekörper 6	2,67	2,33	2,33	4,33	2,00
Probekörper 7	2,33	2,67	2,33	4,33	2,00
Probekörper 8	2,33	2,67	3,00	2,33	2,67
Probekörper 9	2,00	2,33	3,33	2,67	2,33
Probekörper 10	2,00	2,67	3,00	2,00	2,67
Probekörper 11	2,33	2,33	3,00	2,33	2,67
Probekörper 12	2,00	3,00	3,00	2,67	4,00
Probekörper 13	2,67	2,00	2,67	2,33	3,00
Probekörper 14	2,00	2,67	2,67	2,67	3,00
Probekörper 15	2,33	3,00	2,33	3,00	3,00
Min	2	2	2	2	2
Max	3	3	3,3	4,3	4
Sum	34,9	39,1	39,6	41,9	38,7
Mean	2,33	2,61	2,64	2,79	2,58
Std. error	0,08	0,09	0,11	0,20	0,14
Variance	0,10	0,12	0,17	0,61	0,30
Stand. dev	0,32	0,35	0,41	0,78	0,55
Median	2,3	2,7	2,7	2,7	2,7
25 prcntil	2	2,3	2,3	2,3	2
75 prcntil	2,7	3	3	3	3
Skewness	0,74	-0,56	-0,19	1,21	1,13
Kurtosis	-0,29	-0,80	-1,24	0,21	1,93
Geom. mean	2,31	2,59	2,61	2,70	2,53

Tab. 8: Latenzzeiten der Keramik – Probekörper in Sekunden

Material	Komposit	Komposit	Komposit	Komposit	Komposit
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten
Schichtdicke	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Frequenz	500 kHz				
Schrittweite	0,125 mm				
Geschwindigkeit	3000 mm/s				
Kantenlänge	1,5 mm	1,5mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Leistung	6 W	6 W	6 W	6 W	6 W
Wiederholungen	7	7	7	7	7
Gesamtenergie	4,314 J				
Probekörper 1	3,33	3,00	5,33	5,33	8,33
Probekörper 2	3,00	4,00	5,33	4,67	9,00
Probekörper 3	2,67	3,67	8,67	6,33	14,67
Probekörper 4	3,00	2,33	4,67	17,00	13,33
Probekörper 5	2,67	2,67	2,33	3,00	13,00
Probekörper 6	3,00	3,00	9,33	6,33	11,33
Probekörper 7	3,33	3,00	2,67	2,67	11,00
Probekörper 8	3,00	3,00	6,00	5,33	14,33
Probekörper 9	3,00	3,33	4,00	7,33	13,67
Probekörper 10	3,00	4,00	3,00	4,33	6,67
Probekörper 11	3,00	3,67	6,33	5,00	7,00
Probekörper 12	3,00	3,00	3,67	2,67	9,67
Probekörper 13	3,00	3,00	7,00	2,33	9,33
Probekörper 14	4,00	3,00	2,33	6,00	2,33
Probekörper 15	3,00	4,67	7,67	5,33	6,00
Min	2,7	2,3	2,3	2,3	2,3
Max	4	4,7	9,3	17	14,7
Sum	46	49,4	78,3	83,5	149,6
Mean	3,07	3,29	5,22	5,57	9,97
Std. error	0,08	0,16	0,587	0,90	0,92
Variance	0,09	0,37	5,16	12,26	12,61
Stand. dev	0,30	0,61	2,27	3,50	3,55
Median	3	3	5,3	5,3	9,7
25 prcntil	3	3	3	3	7
75 prcntil	3	3,7	7	6,3	13,3
Skewness	2,16	0,81	0,35	2,69	-0,51
Kurtosis	6,55	0,62	-0,92	8,96	-0,19
Geom. mean	3,05	3,24	4,74	4,90	9,16

Tab. 9: Latenzzeiten der Komposit - Probekörper in Sekunden

Material	PZ	PZ	PZ	PZ	PZ
Probekörperanzahl	15	15	15	15	15
Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten	Mittelwert aus je 3 Kavitäten
Schichtdicke	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Frequenz	500 kHz				
Schrittweite	0,125 mm				
Geschwindigkeit	3000 mm/s				
Kantenlänge	1,5 mm	1,5mm	1,5 mm	1,5 mm	1,5 mm
Leistung	6 W	6 W	6 W	6 W	6 W
Wiederholungen	7	7	7	7	7
Gesamtenergie	4,314 J				
Probekörper 1	3,67	5,00	8,00	11,00	12,67
Probekörper 2	4,00	5,67	7,00	11,33	13,67
Probekörper 3	3,67	5,00	6,67	11,67	13,00
Probekörper 4	3,33	5,67	8,33	11,00	12,67
Probekörper 5	4,00	5,33	8,00	10,67	14,33
Probekörper 6	4,00	5,00	7,00	13,33	13,33
Probekörper 7	3,67	5,33	7,00	9,67	13,33
Probekörper 8	3,33	4,67	9,00	9,67	13,67
Probekörper 9	3,00	6,33	6,67	9,00	12,00
Probekörper 10	3,67	5,67	7,33	11,33	11,33
Probekörper 11	3,67	5,67	9,00	9,33	15,67
Probekörper 12	3,00	5,33	8,67	10,67	14,33
Probekörper 13	3,33	5,67	6,67	9,33	14,67
Probekörper 14	3,33	5,00	8,33	12,33	15,00
Probekörper 15	3,33	6,00	9,67	10,33	15,33
Min	3	4,7	6,7	9	11,3
Max	4	6,3	9,7	13,3	15,7
Sum	53	81,4	117,4	160,6	205
Mean	3,53	5,43	7,83	10,71	13,67
Std. error	0,088	0,11	0,26	0,31	0,32
Variance	0,12	0,20	0,98	1,44	1,53
Stand. dev	0,34	0,44	0,99	1,20	1,24
Median	3,7	5,3	8	10,7	13,7
25 prcntil	3,3	5	7	9,7	12,7
75 prcntil	3,7	5,7	8,7	11,3	14,7
Skewness	-0,08	0,24	0,39	0,49	-0,15
Kurtosis	-1,16	-0,60	-1,11	-0,001	-0,49
Geom. mean	3,52	5,41	7,77	10,65	13,61

Tab. 10: Latenzzeiten der Phosphatzement - Probekörper (PZ) in Sekunden

7 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Prinzipieller Aufbau eines Lasers mit Lasermedium, Energiezufuhr und zwei Spiegeln [nach Dörschel, 1993; Rechmann, 2002].	8
Abb. 2: Darstellung der spontanen Emission (I), und der stimulierten Emission (II) in einem Zwei – Niveau – System [nach Franzen et al., 2004].	9
Abb. 3: Strahlung, die auf einen Körper auftritt, kann reflektiert (a), absorbiert (b), gestreut (c) oder durchgelassen (d) werden [nach Rechmann, 2002].	12
Abb. 4: Klassifizierung der Wechselwirkungsmechanismen zwischen Laserstrahlung und biologischen Gewebe [Lubatschowski, 1999].	17
Abb. 5: Aufsicht auf den optischen Versuchsaufbau.	21
Abb. 6: Das zu bearbeitende Material (1) liegt auf einer Linie mit dem Laserstrahl (2) und dem Temperaturfühler (3) des Temperaturmessgeräts (weiß umrandet), so dass die Temperatur während des Ablationsprozesses gemessen werden kann.	23
Abb. 7: Probekörper der Schichtdicke 1mm. Komposit (a), Keramik (b) und Phosphatzement (c).	24
Abb. 8: Die verschiedenen Scanvarianten der 1. Version (I), 2. Version (II) und der 3. Version (III).	26
Abb. 9: Repräsentatives Lichtmikroskop- (a) bzw. Profilometerbild (b) einer quadratischen Kavität mit einer Kantenlänge von 1,5 mm nach Bestrahlung eines Kompositprobekörpers.	31
Abb. 10: Schematische Vorgehensweise für die Vorversuche.	33
Abb. 11: Schematische Vorgehensweise für den Hauptversuch.	34
Abb. 12: ΔT in Abhängigkeit der Scangeschwindigkeit (2. Scansoftware) bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	36
Abb. 13: ΔT in Abhängigkeit der Scangeschwindigkeit (3. Scansoftware) bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	36
Abb. 14: ΔT in Abhängigkeit von der Kantenlänge bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	37
Abb. 15: ΔT in Abhängigkeit der Scanversion bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	38

Abb. 16: ΔT in Abhängigkeit der Scanversion bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	38
Abb. 17: ΔT in Abhängigkeit von der Schrittweite b bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	39
Abb. 18: ΔT in Abhängigkeit von der Frequenz bei konstanter Puls- und Gesamtenergie bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	41
Abb. 19: ΔT in Abhängigkeit von den Materialschichtdicken bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	42
Abb. 20: ΔT in Abhängigkeit vom Kühlmittel bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	43
Abb. 21: ΔT in Abhängigkeit von der Gesamtenergie bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	44
Abb. 22: ΔT in Abhängigkeit von der Gesamtenergie bei einer Stichprobenanzahl $n = 20$ pro Testgruppe.	44
Abb. 23: ΔT in Abhängigkeit der Keramik-Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe.	46
Abb. 24: Zeitlicher Verlauf des Temperaturanstiegs der Keramik - Probekörper.	47
Abb. 25: ΔT in Abhängigkeit der Komposit - Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe.	48
Abb. 26: Zeitlicher Verlauf des Temperaturanstiegs der Komposit - Probekörper.	49
Abb. 27: ΔT in Abhängigkeit der Phosphatzement - Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe.	50
Abb. 28: Zeitlicher Verlauf des Temperaturanstiegs der Phosphatzement - Probekörper.	51
Abb. 29: ΔT in Abhängigkeit der Material-Schichtstärke bei einer Stichprobenanzahl $n = 15$ pro Testgruppe.	52
Abb. 30: Latenzzeit, gemessen für die maximalen Temperaturen nach Start der Ablation in Abhängigkeit von der Schichtstärke und des Restaurationsmaterials mit besonderer Rücksicht auf den Vergleich zwischen den einzelnen Schichtstärken.	53

- Abb. 31: Latenzzeit, gemessen für die maximalen Temperaturen nach Start der Ablation in Abhängigkeit von der Schichtstärke und des Restaurationsmaterials mit besonderer Rücksicht auf den Vergleich innerhalb einer Materialgruppe. 54
- Abb. 32: Einfluss der Ablationsschwelle auf den Temperaturanstieg. 61

8 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Auszug aus den verschiedenen Lasertypen und deren Anwendungsgebieten im Bereich der Zahnmedizin [Frentzen und Koort, 1991; Keller und Hibst, 1994, Schwenzer und Ehrenfeld, 2002, 2009].	11
Tab. 2: Wichtige Eigenschaften des Lasers und des Gewebes für die Laserbestrahlung [nach Koort, 1994].	13
Tab. 3: Photothermische Wechselwirkungen des Lasers in Abhängigkeit von der Temperatur [nach Coluzzi, 2008; Helfmann und Brodzinski, 2000; Koort, 1994; Zuhrt und Müller, 1993].	15
Tab. 4: Inhaltstoffe der verwendeten Restaurationsmaterialien [Herstellerangaben].	25
Tab. 5: Temperaturanstiege der Keramik - Probekörper	66
Tab. 6: Temperaturanstiege der Komposit - Probekörper	67
Tab. 7: Temperaturanstiege der Phosphatzement - Probekörper (PZ)	68
Tab. 8: Latenzzeiten der Keramik - Probekörper	69
Tab. 9: Latenzzeiten der Komposit - Probekörper	70
Tab. 10: Latenzzeiten der Phosphatzement - Probekörper (PZ)	71

9 Literaturverzeichnis

Alfano RR, Lam W, Zarrabi HJ. Human teeth with and without caries studied by laser scattering, fluorescence, and absorption spectroscopy. *JEEE J Quantum Electronics* 1984; 20: 1512-1519

Alfano RR, Yao SS. Human teeth with and without caries studied by visible luminescent spectroscopy. *J Dent Res* 1989; 60: 120

Amoneit F. Harenberg Lexikon der Nobelpreisträger. Dortmund: Harenberg Lexikon Verlag, 2000

Bahcall J, Howard P, Miserendino L. Preliminary investigation of the histological effects of laser treatment on periradicular tissues in dogs. *J Endodont* 1992; 18: 47-51

Behrens VG, Gutknecht N. Transmission and absorption of laser radiation as well as temperature transference through dental hard tissues. 3rd International Congress on Lasers in Dentistry, Salt Lake City, Utah, August 6-8, 1992, page 56, Abstract 105

Behrens VG, Gutknecht N. Transmission and absorption of laser radiation as well as temperature transference through dental hard tissues. 3rd International Congress on Lasers in Dentistry, Salt Lake City, Utah, August 6-8, 1992, pages 191-192

Bertolotti M. The history of the Laser. Philadelphia: IOP Publishing Ltd, 2005

Bhatta N, Isaacson K, Bhatta K, Anderson R, Schiff I. Comparative study of different laser systems. *Fertility and sterility* 1994; 61: 581-591

Bjelkhagen H, Sundstrom F, Angmar-Mansson B. Early detection of enamel caries by the luminescence excited by visible laser light. *Swd Dent J* 1982; 6: 1-7

Blum WEH. Bodenkunde in Stichworten. Auflage: 6., völlig neu bearb. Auflage: Berlin, Stuttgart. Borntraeger, 2007

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

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

Braun A. Anwendung und Möglichkeiten der antimikrobiellen photodynamischen Therapie (aPDT). Laserzahnheilkunde 2007; 4: 159-164

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

Coluzzi DJ. An Overview of Lasers in Dentistry, Alpha Omegan 2008; 101: 125-126

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

Coluzzi DJ. Lasers in dentistry. Compend Contin Educ Dent 2005; 26: 429-435

Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. J Am Dent Assoc 1997; 128: 1080-1087

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

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. Losebl.- Ausg., 7. Ergänzungslieferung. VI-3.3.1. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 5-11

Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hama I K, Kubelka J, Procházka S, Himmlová L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. J Clin Laser Med Surg 1997; 15: 117-121

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. Zürich 1916. 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

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

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

Franzen R, Meister J, Apel, C. Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil II Das Prinzip des Lasers. LaserZahnheilkunde 2004; 2: 115-118

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

Fried NM, Fried D. Comparison of Er:YAG and 9.6- μm TE CO₂-lasers for ablation of skull tissue. Lasers Surg Med 2001; 22: 335-343

Fuchs B, Berlien HP, Phillipp C, Müller G. Laserapplikation in der Medizin. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin Lehr- und Handbuch für die Praxis und Klinik. Losebl.- Ausg., 10. Ergänzungslieferung. III - 2.1.1 Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1995: 1-4

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

Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 2. völlig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2005

Geusic JE, Marcos HW, Van Uitert LG. Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium, and gadolinium garnets. Appl Phys Lett 1964; 4: 182-201

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

Goodis HE, Schein B, Staufer P. Temperature gradients at two locations within the tooth during cavity preparation in vitro. J Prosthet Dent 1988; 60: 684-688

Hall RR, Hill DW, Beach AD. A carbon dioxide surgical laser. Ann R Coll Surg Engl 1971; 48: 181-185

Helfmann J, Brodzinski T. Thermische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. II-3.3. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 2000: 1-8

Hermanns T, Sulser T, Fatzer M, Baumgartner MK, Rey JM, Sigrist MW, Seifert HH.

Laser fibre deterioration and loss of power output during photo-selective 80-w potassium-titanyl-phosphate laser vaporisation of the prostate. Eur Urol 2009; 55: 679-686

Hibst R. Technik, Wirkungsweisen und medizinische Anwendung von Holmium- und Erbium- Lasern. Heidelberg: Hüthig Jehle Rehm, 1998

Hoffmann M. Die Temperaturentwicklung im Pulpenkavum und an der Schnittfläche bei der Präparation der Zahnhartsubstanz unter Verwendung der Turbine. Dtsch Zahnärztl Z 1961; 16: 584–590

Horch H-H. Die Laser-Chirurgie im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich. Zahnärztl Mitt 75; 1985: 2554-2568

Horch H-H, Deppe H. Laser in der Zahnärztlichen Chirurgie und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin Lehr- und Handbuch für die Praxis und Klinik. Losebl.- Ausg., 19. Ergänzungslieferung. III-3.3.1. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 2004: 1-28

Hugo B, Strassinakis A, Hofman N, Starz C, Klaiber B. Temperaturentwicklung im Dentin bei sonoabrasiver Zahnpräparation in vitro. Acta Med Dent Helv 1999; 4: 125-132

Kaufmann R, Hibst R. Pulsed Erbium:YAG laser ablation in cutaneous surgery. Lasers Surg Med 1996; 17: 324-330

Keller U, Hibst R. Lasersysteme für die orale Hart- und Weichgewebschirurgie- Gewebewirkungen und Indikationen. Lasermedizin 1994; 10: 208-214

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

Keller U, Hibst R, Mohr W. Tierexperimentelle Untersuchungen zur Wundheilung der Mundschleimhaut nach Laserbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 58-60

Kessel L, Eskildsen L, van der Poel M, Larsen M. Non-invasive bleaching of the human lens by femtosecond laser photolysis. PLoS One 2010; 5: e9711

Kneubühl FK, Sigrist MW. Laser. 3. Auflage. Stuttgart: Teubner, 1991

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

Kramme R. Medizintechnik: Verfahren - Systeme – Informationsverarbeitung. 3., vollst. überarb. u. erw. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 2006

Kretzschmann E. Der lange Weg zum Laser Laser Journal 2010; 1: 10

Lobene RR, Fine S. Interaction of laser radiation with oral hard tissues. J Prosthet Dent 1996; 16: 589-597

Lubatschowski H. Der Laser als modernes Instrument in der Mikrochirurgie und Diagnostik. In: Maßberg W, Reinhart G, Hrsg. Hrgs.1. Symposium, Neue Technologien für die Medizin: Forschung – Praxis – Innovation. München. Herbert Utz Verlag, 1999: 82-91

Ma T, Marangoni RD, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 111: 203-210

Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature 1960; 187: 493-494

Marxkor R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6.überarbeitete Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2008

McConnell RJ, Wright GZ, Hofstede T. Thermal effects of the Nd:YAG laser applied to dental hard tissues. 3rd International Congress on Lasers in Dentistry, Salt Lake City, Utah, August 6-8, 1992, page 48, abstract 95

Niemz MH. Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications. 3rd, enlarged edition. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag; 1996

Patel C, McFarlane R, Faust W. Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂-CO₂. Physio Rev 1964; 13: 617-619

Pearson GJ, Schuckert KH. The role of lasers in dentistry: present and future. Dent Update 2003; 30: 70-74

Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-- phase I. J Clin Laser Med Surg 1997; 15: 109-115

Pick RM. Using laser in clinical dental practice. JADA 1993; 124: 37-47

Planck M. Über eine Verbesserung der Wienschen Spektralgleichung. Verh. Dtsch. Phys. Ges. 1900; 13: 202-204

Planck M. Zur Theorie des Gesetzes der Energieverteilung im Normalspektrum. Verh. Dtsch. Phys. Ges. 1900; 17: 237-245

Pohto M, Scheinin A. Microscopic observations on living dental pulp II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. Acta Odontol Scand 1958; 16: 315-327

Polanyi TG. Laser Physics. Otolaryngologic Clinics of North America 1983; 16: 753-774

Raab WH-M, Müller H. Temperaturabhängige Veränderungen der Mikrozirkulation der Zahnpulpa. Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44: 496-497

Rechmann P. Laser in der Oralchirurgie. In: Reichart PA, Hausamen J-E, Becker J, Neukam FW, Schliephake H, Schmelzeisen R, Hrsg. Curriculum Zahnärztliche Chirurgie, Band 1. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 2002: 567-584

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. Losebl.- Ausg., 16. Ergänzungslieferung. II-3.1. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft; 1997: 1-38

Sallé B, Gobert O, Meynadier P, Perdrix M, Petite G, Semerok A. Femtosecond and picosecond lasermicroablation: ablation efficiency and laser microplasma expansion. Applied Physics A: Materials Science & Processing 1999; 69: 381-383

Schawlow AL, Townes CH. Infrared and optical masers. Physical Review 1958; 112: 1940-1949

Schawlow AL, Townes CH. U.S. Patent No. 2, 929, 222: 1960

Schroeder HE. Pathobiologie oraler Strukturen. Zahn - Pulpa – Parodont. Basel: Karger, 1983

Schubert L. Temperaturmessungen im Zahn während des Schleif- und Bohrvorganges mittels des Lichtstrichgalvanometers. Zahnärztl Welt 1957; 58: 443–445

Schwenzer N, Ehrenfeld M. Spezielle Chirurgie, Bd 2: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Lehrbuch zur Aus- und Weiterbildung. Auflage Auflage: 3., aktualis. u. erw. Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2001

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

Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Zahnärztliche Chirurgie. Auflage: 4., völlig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2009

Senz R. Photochemische Wirkungen. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. II-3.2. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 2000: 1-4

Soibelmann M. Dentale Laser in der Zahnarztpraxis. Digital Dental.News 2008; 1: 18-24

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

Steiner U. Wechselwirkung des Laserlichts mit biologischer Materie. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Lasertechnologien und Lasermedizin. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1996: 35-40

Strassl M, Wintner E. Ultrakurze Laserpulse – ein neuer Ansatz in der konservierenden Laserzahnheilkunde. Laser Journal 2004; 4: 28-30

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

Trautwein A, Kreibig U, Oberhausen E. Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten. Berlin, New York: Walter de Gruyter, 1986

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

von der Weiden S. Dieses Licht hat unser Leben verändert. Welt am Sonntag Nr. 20,
16. Mai 2010

Weber H, Herziger G. Laser, Grundlagen und Anwendungen. Weinheim: Physik-
Verlag, 1978

Wieger V, Strassl M, Winter E. Pico- and microsecond laser ablation of dental
restorative materials. Laser and Particle Beams 2006, 24: 41-45

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. In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin Lehr- und
Handbuch für die Praxis und Klinik. Losebl.- Ausg., 7. Ergänzungslieferung. VI – 3.3.1.
Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 1993: 1-4

10 Danksagung

Mein ausdrücklicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Jepsen für die Möglichkeit, diese Arbeit an der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde, Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde anfertigen zu können.

Ganz besonders möchte ich mich für die intensive Unterstützung und Hilfe bei Herrn Priv. - Doz. Dr. Andreas Braun bedanken. Durch die gute Betreuung war die experimentelle Arbeit eine Freude und eine große Bereicherung.

Florian Schelle und Olivier Brede, die zu fast jeder Zeit im Labor anzutreffen waren, und den anderen Doktoranden danke ich für die anregenden Gespräche, sei es zur wissenschaftlichen Arbeit oder auch zu anderen Themen.

Meinen Eltern danke ich, dass sie mir mein Studium ermöglichen und mich auf all meinen Wegen unterstützen. Danke, dass ihr immer für mich da seid.

Die letzte Danksagung kann ich nicht in Worte fassen, daher:

Liebe Nora, danke für alles!

Die Untersuchung wurde mit Unterstützung des Bundesministerium für Bildung und Forschung, Verbundprojekt MiLaDi durchgeführt.

