

**Auswirkung einer externen Kühlung auf die  
Temperaturentwicklung bei Laserablation mit einem  
Ultrakurzpuls-laser-System**

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

**Irhad Tresnjo**  
aus Bosanska Dubica/Bosnien  
2014

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Andreas Braun
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Tag der Mündlichen Prüfung: 20.10.2014

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde,  
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-  
Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. Dr. S. Jepsen

in Kooperation mit der Abteilung für Zahnerhaltungskunde,  
Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philipps-Universität  
Marburg

Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

Meinen Eltern gewidmet



## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>7</b>
1.1	Das Laserlicht.....	8
1.2	Funktionsweise des Lasers .....	9
1.2.1	Der Ultrakurzpuls laser .....	11
1.3	Laser-Gewebe-Interaktion .....	11
1.3.1	Die photochemischen Wechselwirkungen .....	13
1.3.2	Die photothermischen Wechselwirkungen.....	14
1.3.3	Die direkte Photoablation.....	15
1.3.4	Die plasma- induzierte Ablation.....	16
1.3.5	Die Photodisruption.....	16
1.4	Ziel der vorliegenden Arbeit.....	17
<b>2.</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>18</b>
2.1	Der Versuchsaufbau.....	18
2.2	Die Temperaturmessung.....	20
2.3	Herstellung der Versuchsproben.....	21
2.4	Theoretische Grundlagen der Zahnhartsubstanzen.....	22
2.4.1	Dentin .....	23
2.4.2	Schmelz.....	24
2.5	Die Versuchsdurchführung.....	26
2.6	Die Hauptversuche.....	28
2.7	Datenerfassung und Statistik.....	30
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>32</b>
3.1	Temperaturveränderungen ( $\Delta T$ ) im Schmelz und Dentin.....	32
3.2	Temperaturanstieg im Schmelz.....	34
3.3	Temperaturanstieg im Dentin.....	35
3.4	Ablationstiefe im Schmelz und Dentin.....	36

<b>4. Diskussion.....</b>	<b>39</b>
4.1 Bewertung der Vorgehensweise.....	39
4.2 Bewertung der Ergebnisse.....	41
4.3 Allgemeine Diskussion.....	42
<b>5. Zusammenfassung.....</b>	<b>45</b>
<b>6. Anhang .....</b>	<b>46</b>
<b>7. Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>55</b>
<b>8. Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>57</b>
<b>9. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>58</b>
<b>10. Danksagung.....</b>	<b>66</b>
<b>11. Lebenslauf.....</b>	<b>68</b>

## 1. Einleitung

Der Gebrauch von Lasern nimmt im alltäglichen Leben stark zu. Albert Einstein brachte schon 1916 den Begriff der stimulierten Emission als Umkehrung der Absorption in die Physik ein (Einstein, 1916), die 1928 von den Physikern Rudolf Ladenburg und Hans Kopfermann experimentell nachgewiesen wurde (Kneubühl und Sigrist, 1991). Das Wort LASER ist ein Akronym der englischen Bezeichnung „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“.

Erste Entwürfe für die Verstärkung von sichtbarem Licht kamen 1958 von Schawlow und Townes (Schawlow und Townes, 1958). Im Jahre 1960 brachte T.H. Maiman den ersten Prototypen eines Lasers heraus (Maiman, 1960). Es handelte sich dabei um einen Rubinlaser, dem nur ein Jahr später die ersten Gaslaser folgten (Javan et al., 1961). Kurze Zeit danach versuchte man Laser sowohl in der Medizin als auch in der Zahnmedizin zu etablieren. Das Indikationsspektrum des Lasers in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist enorm gestiegen. In der chirurgischen Anwendung haben sich CO<sub>2</sub> Laser zur Weichgewebsbearbeitung längst etabliert (Schwenzer und Ehrenfeld, 2008). Der erste Laser, der zur Behandlung von Karies diente, wurde erstmals 1997 in Gebrauch genommen. 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).

Seit den Neunziger Jahren gewinnt der Laser auch ausserhalb der Medizin stark an Bedeutung, sei es in der Unterhaltungstechnik, der Industrie oder der Kosmetik. Das Einscannen der Ware an der Kasse, das Nutzen der Fernbedienung, Abspielen von CDs im CD-Player, die Abschaffung des altmodischen Stocks und die Einführung von Laser-Pointern bei Präsentationen, all das sind Dinge, die unser Leben leichter und schöner machen. Diese kleine Reihe von Beispielen zeigt uns, wie weit verzweigt die Lasertechnologie in allen Bereichen bereits Fuß gefasst hat und wie wenig wir auf sie verzichten können. Der Wunsch der Zahnarzt-Phobiker nach dem Liegen auf dem Zahnarztstuhl ohne Geräusche der Diamanten und Bohrer ist leider nur teilweise in Erfüllung gegangen. Einige Probleme sind noch zu lösen, ob intrapulpare Temperaturerhöhungen auf ca. 43 °C, die Nekrosen auslösen können

(Zach et al., 1965; Keller et al., 1991) oder Temperaturerhöhungen die Rissbildungen begünstigen (Frentzen et al., 1991).

## 1.1 Das Laserlicht

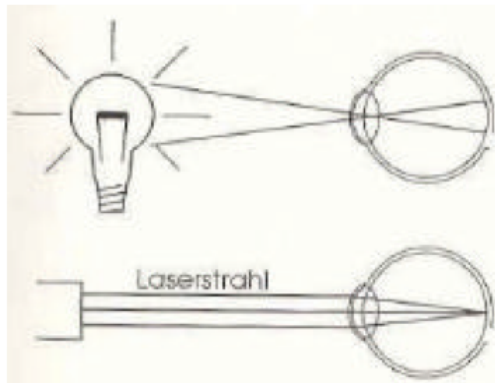
Das Licht, das wir kennen und sehen, ist nichts anderes als eine Form von elektromagnetischen Wellen, dessen Wellenlänge sich von 300 bis 750 nm beschränkt. Wellenlängen knapp oberhalb der genannten Werte sind infrarote Strahlen, und knapp darunter findet man die ultravioletten Strahlen (Abb. 1). Trifft ein Photon auf ein anderes aufgeladenes Atom, gibt dieses ein weiteres Photon ab, das völlig identisch mit dem einfallenden Photon ist. Dies bedeutet, dass es die gleiche Wellenlänge, die gleiche Phase und die gleiche Richtung hat. Laserlicht unterscheidet sich von normalem Licht auf Grund seiner Monochromie oder Einfarbigkeit. Monochromie bedeutet, dass die emittierte Strahlung des Lasers die gleiche Wellenlänge  $\lambda$  beziehungsweise die gleiche Frequenz  $f$  besitzt ( $f = \lambda/c$  wobei  $c$  der Vakuum- Lichtgeschwindigkeit entspricht).

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

**Abb. 1:** Spektrum medizinischer Laserwellenlängen mit einer Auswahl häufig genutzter zahnmedizinischer Lasertypen und deren Anwendungsgebiete (Frentzen und Koort, 1991; Krause und Frentzen, 2008; Meister, 1998)



Es handelt sich beim Laserlicht um kohärentes Licht, das aus einem nahezu parallelen Lichtbündel besteht. Der Begriff der Kohärenz bezeichnet das Phänomen, dass sämtliche einzelne Wellenlängen des Laserlichts in einem Punkt (räumliche Kohärenz), der beliebig weit vom Laser entfernt sein kann, zur gleichen Zeit (zeitliche Kohärenz) die gleiche Phase aufweisen, sich also sozusagen im Gleichschritt bewegen.



**Abb. 2:** Unterschied zwischen sichtbarem Licht und Laserlicht (Eichler, 2007).

Der Grund für die Schädlichkeit des Laserlichts für das menschliche Auge ist dadurch begründet, dass der Lichtbündel dank der räumlichen und zeitlichen Kohärenz in der gleichen Zeit und in einem Punkt die Netzhaut erreicht (Abb. 2). Es wird Energie in Form von Wärme freigesetzt, welche irreversible Schäden hervorrufen kann.

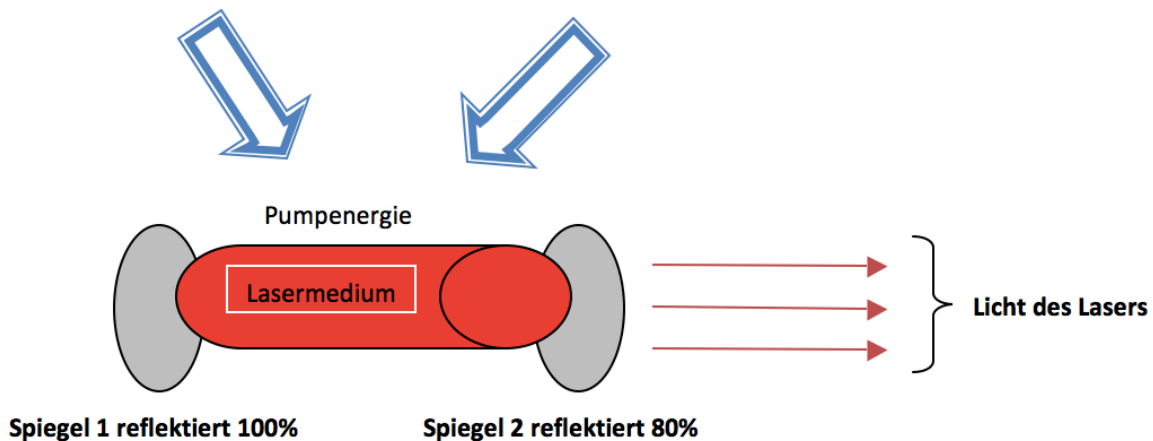
## 1.2 Funktionsweise des Lasers

Die Funktionsweise eines Lasers beruht auf der Tatsache, Licht nicht mittels eines Mediums zu absorbieren, sondern zu verstärken. Als Lasermedium können verschiedene Stoffe dienen (Festkörper, Gase, Flüssigkeiten etc).

Oft werden Laser nach dem Lasermedium benannt. So wurde im Jahre 1963 der Helium-Neon Laser auf den Markt gebracht. Wie der Name schon sagt, verwendete man bei diesem Laser Helium und Neon als aktives, verstärkendes Medium.

Ein Laser besteht in der Regel aus drei Komponenten (Abb. 3):

- einem Verstärker, der das Lasermedium beinhaltet
- einem Pumpmechanismus, der die Energiezufuhr ermöglicht
- einem Resonator



**Abb. 3:** Aufbau eines Lasers – Prinzip der Laserlichterzeugung

Der Resonator besteht aus mindestens einem nicht durchlässigen, reflektierenden und einem teildurchlässigen Spiegel. Die vorliegende Dissertationsarbeit wurde mit Hilfe eines UltrakurzpulsLasers durchgeführt, welcher aus einem regenerativem Verstärker und einem modengekoppelten Oszillator besteht. Beim Oszillator werden dynamische Lichtimpulse in eine Phasenbeziehung gebracht. Die Lichtimpulse sind anfangs sehr schwach, doch mit Hilfe des Resonators werden sie gekoppelt und um den Faktor  $10^6$  verstärkt. Diese enorme Verstärkung wird erreicht durch das Einführen der regenerativen Verstärker (Bille und Schlegel, 2005).

### 1.2.1 Der Ultrakurzpuls laser

Der Ultrakurzpuls laser emittiert Lichtimpulse, in denen die Lichtenergie auf extrem kurze Zeit komprimiert wird, wodurch während des Pulses Lichtleistungen im Megawattbereich erreicht werden (Frentzen und Braun, 2011). Durch eine entsprechende räumliche Fokussierung lassen sich somit Intensitäten von vielen Gigawatt pro Quadratzentimeter erzielen.

Ein weiterer Vorteil von Ultrakurzpuls lasern ist ihre hohe Präzision. Fokusdurchmesser im Mikrometerbereich und der geringe Energieeintrag pro Puls ermöglichen eine räumlich hochaufgelöste Laserablation. Je kürzer die Pulsdauer, desto weniger wird das umliegende Material durch den Laserstrahl geschädigt und desto genauer kann das Material abgetragen werden. Das Ergebnis sind saubere Schnittkanten ohne Gratbildung, so dass eine Nachbearbeitung oftmals nicht notwendig ist.

### 1.3 Laser-Gewebe-Interaktion

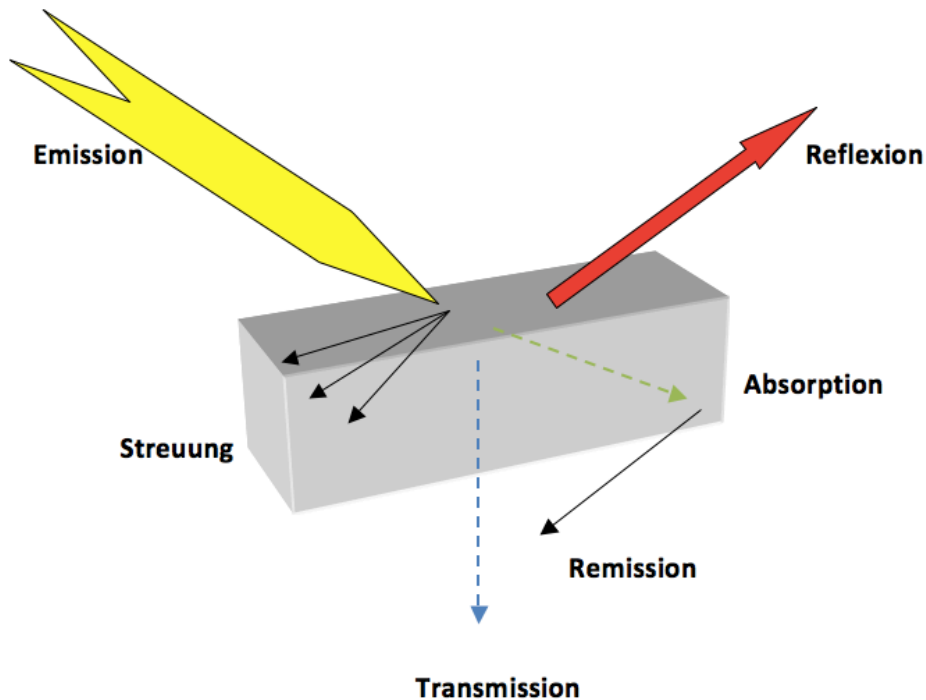
Bei Lichteinfall auf ein Material und dessen Oberfläche können verschiedene Effekte entstehen (Abb. 4):

1. Absorption – das Einschleusen der Energie in die Materie
2. Streuung – unkontrolliertes Umleiten der Energie von der Materie auswärts
3. Transmission – die Materie wird durchdrungen, Effekte treten jedoch nicht auf
4. Reflexion – kontrolliertes Umleiten der Energie in der Materie

Welches der genannten Effekte auftritt, hängt von einer Vielzahl von Faktoren ab. Laserabhängige Eigenschaften, wie z.B. die Wellenlänge, die Leistung, die Repetitionsrate, Energiedichte und Bestrahlungsdauer regulieren stark die Interaktion zwischen dem Laserlicht und dem Gewebe.

Nicht nur die Eigenschaften vom Laser spielen eine obligatorische Rolle bei der Interaktion mit der Materie. Die Materie selbst ist der Hauptdarsteller und somit der entscheidende Punkt bei der Wahl der Interaktion.

Dabei spielen die Dichte der Materie, der Wassergehalt, die chemische Struktur, die Wärmeleitfähigkeit, der Wärmeabfluss und die Wärmespeicherung eine große Rolle.



**Abb. 4:** Schematische Darstellung der Laser – Gewebe Interaktion. Im Bild sind die Effekte Absorption, Reflexion, Remission, Transmission und Streuung zu sehen. Der gelbe Pfeil beschreibt den ankommenden Laserstrahl.

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
5. die Photodisruption

Die photochemischen und photothermischen Wechselwirkungen zählen zu den linearen Effekten. Zu den nichtlinearen Effekten zählen die Photoablation, plasmainduzierte Ablation und die Photodisruption. Dabei handelt es sich um Laserprozesse mit hohen Leistungen bzw. Energiedichten und kurzen Pulsdauern, bei denen chemische Bindungen aufgespalten werden. Die Wärmeleitung in die Umgebung des bestrahlten Bereichs kann aufgrund der kurzen Laserpulsdauern (<1 ms) vernachlässigt werden. Man spricht deshalb auch von nichtthermischen Wirkungen (Niemz, 1996; Dörschel et al., 1993).

### **1.3.1 Die photochemischen Wechselwirkungen**

Moleküle werden durch Licht geeigneter Wellenlänge chemisch verändert. Bei der photochemischen Wechselwirkung werden folgende Effekte unterschieden: Photoionisierung, Photoisomerisierung, Photodissoziation, Synthese sowie Biostimulation (Senz, 2000).

Beispiele für die photoinduzierte Synthese finden wir in unserem eigenen Körper: die Melaninbildung in unserer Haut mit Hilfe von UV Strahlen. Ein weiteres Beispiel finden wir in der Zahnmedizin, in welcher Kunststofffüllungen mit Hilfe von UV Lampen

polymerisiert werden und somit die Konsistenz des Materials von weich zu hart verändert wird.

Der wichtigste Bereich ist die photoinduzierte Dissoziation. Dabei werden chemische Bindungen 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; Senz, 2000) benutzt, um unter anderem Tumorgewebe zu zerstören. Bei der photodynamischen Therapie wird ein Farbstoff (z.B. Tetraphenylporphyrine) injiziert, der sich im Tumorgewebe anreichert. Wird das kanzerogene Gewebe anschließend mit Licht geeigneter Wellenlänge bestrahlt, so nimmt der im Gewebe angereicherte Farbstoff das Licht auf. Dabei entsteht eine Art von Sauerstoff, der Tumorzellen abtöten kann. Die photochemischen Effekte sind im Gewebe im Prinzip nichtthermischer Natur. Werden jedoch größere Leistungsdichten appliziert, kann es durch Umwandlung in thermische Energie zu einer Erwärmung in Gewebe führen (Dörschel et al., 1993; Niemz, 1996).

### **1.3.2 Die photothermischen Wechselwirkungen**

Wenn Laserlicht mit biologischem Gewebe interagiert, kommt es entweder zur Transmission, Reflexion, oder Absorption. Die absorbierte Lichtenergie erhöht die Temperatur im Gewebe. Dieser Prozess entsteht durch die Anregung der im Gewebe befindlichen Moleküle zu Rotations- und Schwingungszuständen und einer anschließenden Relaxation.

Die erzielte Temperaturerhöhung hängt von einer Vielzahl von Parametern ab wie z.B. der eingebrachten Energie und dem zeitlichen Verlauf der Laserleistung, dem Laserstrahlquerschnitt, der spezifischen Wärmeleitfähigkeit und der Wärmekapazität des Gewebes.

Temperatur	Gewebeeffekte
37° C	Keine irreversiblen Schädigungen
40° C – 45° C	Enzyminduktion, Ödemausbildung, Membranauflockerung
60° C	Proteindenaturierung, Beginnende Koagulation und Nekrosen
80° C	Kollagendenaturierung, Membrandefekte
100° C	Trocknung
< 150° C	Karbonisierung
300° C >	Verdampfung, Vergasung

**Tab. 1:** Photothermische Wechselwirkungen des Lasers in Abhängigkeit von der Temperatur (Coluzzi, 2008; Helfmann und Brodzinski, 2000 ).

Grundsätzlich kann man sagen, dass sich die Materie mit zunehmender Temperatur so verändert, dass die ursprünglichen Zustände immer schwieriger zu erreichen sind. Die erste Stufe ist das Erhitzen, dem folgt die Koagulation, die Karbonisierung und letztendlich die Vaporisation (Dörschel, 1993) (Tab. 1).

### 1.3.3 Die direkte Photoablation

Bei der Laserablation absorbieren die Moleküle des Gewebes, sofern eine kritische Intensitätsschwelle überschritten wird, gleichzeitig mehrere Photonen (Multiphotonenabsorption) und so werden Molekülverbindungen zerstört. Auf diese Weise lassen sich dünne Gewebeschichten abtragen. Da ein großer Teil der Laserenergie zum Aufbrechen der chemischen Bindungen verbraucht wird, ist die thermische Beeinflussung des Gewebes niedrig.

### 1.3.4 Die plasma-induzierte Ablation

Die plasma-induzierte Ablation steht im Kontrast zur Photodiskruption. Der wichtigste Parameter ist die elektrische Feldstärke, denn sie bestimmt, wann der sogenannte optische Durchbruch entsteht. Die Ionisation der Materie (optischer Durchbruch) wird erreicht, wenn die elektrische Feldstärke in Bereiche von 0,1 bis  $10 \frac{TW}{cm^2}$  steigt (Berlien et al., 1995; Niemz, 1996). Die Plasmaentstehung durch das Überschreiten eines bestimmten Schwellenwertes wird dielektrischer Durchbruch genannt.

Die Lebensdauer des Plasmas beträgt wenige Nanosekunden und bewirkt daher sehr geringe Temperaturveränderungen. Aufgrund seiner materialunabhängigen Eigenschaften lässt das Plasma sich auch in transparente Medien einkoppeln (Bille et al., 2004; Berlien et al., 1995; Donges, 2006).

Durch die plasma-induzierte Laserablation kann ein sehr sauberes und zielgerechtes Abtragen von Materie stattfinden, sofern alle Laserparameter präzise und korrekt eingestellt sind.

### 1.3.5 Die Photodisruption

Neben den positiven Eigenschaften der plasma-induzierten Ablation treten auch unerwünschte Nebeneffekte auf. Während des optischen Durchbruchs dehnt sich das Plasma explosionsartig aus, und es kommt zur Ablation von Gewebe durch Schockwellenbildung, Kavitationsblasen und Jetbildung. 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



#### 1.4 Ziel der vorliegenden Arbeit

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte ermittelt werden, inwieweit man die Temperatur der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin mittels eines externen Kühlmediums bei der Laserablation mit Hilfe eines Nd:YVO<sub>4</sub> (Neodym: Yttrium - Vanadat) - Ultrakurzpulslasers senken kann. Temperaturen im Bereich des Pulpa-kammerdachs von 41,5°C (Schubert, 1957) führen zur irreversiblen Schädigungen an der Pulpa (Hugo et al., 1999). In der vorherigen Studien des MILADI- Projektes sind signifikante Temperaturerhöhungen festgestellt worden. Zum jetzigen Zeitpunkt existieren keine wissenschaftlichen Daten, die sich mit Temperatursenkung in Zahnhartsubstanzen während der Ablation mittels eines Ultrakurzpulslasers beschäftigen. Demnach ist das Ziel dieser Arbeit, Temperaturveränderungen im Sinne von Temperaturanstiegen durch Kühlmedien wie Wasser oder Luft zu senken und möglichst einen effizienten Nutzungsbereich für die Ablation von Zahnhartsubstanz zu finden.

Dabei soll den folgenden Hypothesen nachgegangen werden:

1. Ohne ein externes Kühlmedium kann es zu Temperaturerhöhungen kommen, die irreversible Schädigungen an der Pulpa hervorrufen.
2. Mit Hilfe von Luft und Wasser als externe Kühlmedien werden Temperaturerhöhungen signifikant reduziert.
3. Temperaturbelastungen sind im Schmelz grösser als im Dentin, da Dentin eine geringere Wärmeleitfähigkeit als Schmelz besitzt (Seekamp et al., 1993; Marxkors et al., 2008).

## 2. Material und Methoden

### 2.1 Der Versuchsaufbau

Die Versuche wurden mit einem diodengepumpten Nd:YVO<sub>4</sub> - Laser (Neodym - dotierter Yttrium - Vanadat - Laser, Lumera Laser, Kaiserslautern) durchgeführt. Er ist ultrakurz gepulst und erreicht Pulslängen von 8 ps bei einer durchschnittlichen Leistung von 10 W. Die emittierte Wellenlänge dieses Lasers beträgt 1064 nm.

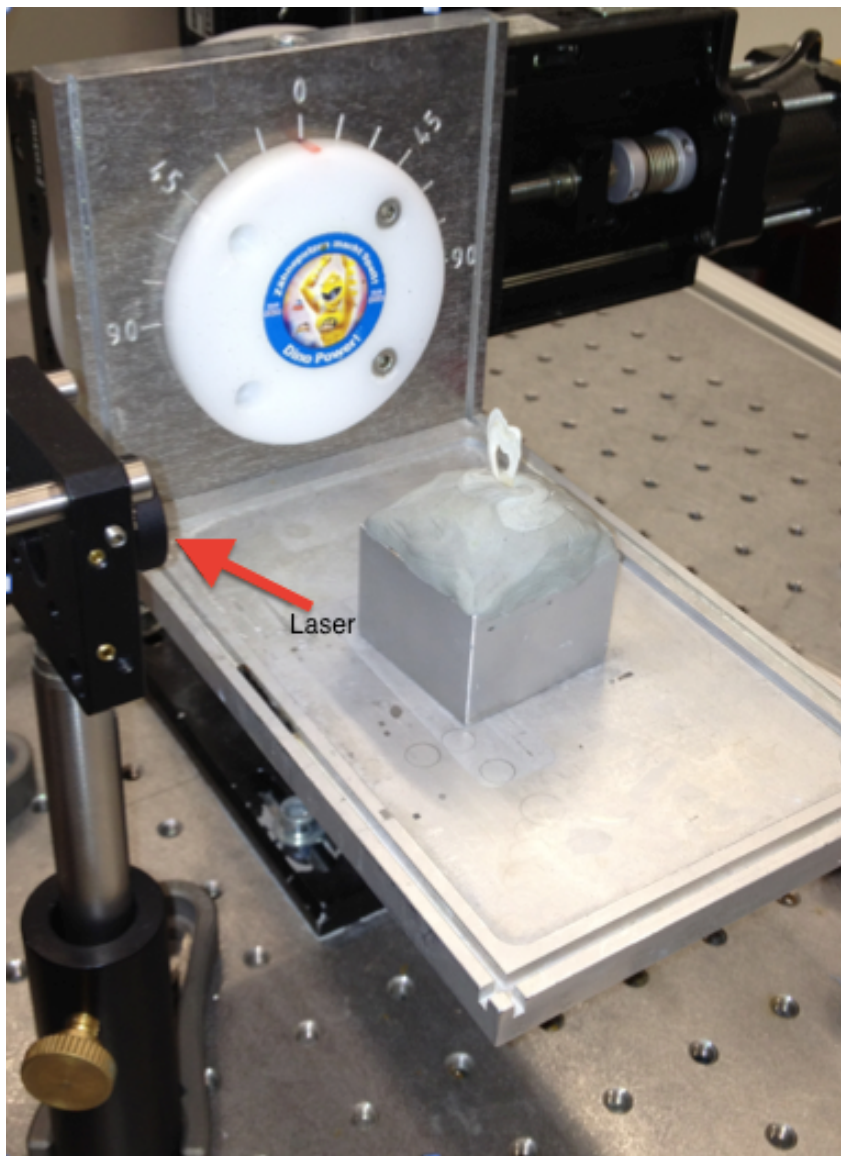
Der Laser ist im verwendeten Versuchsaufbau auf zwei Etagen aufgebaut. Auf der unteren Etage wird die Laserstrahlung erzeugt, auf der oberen Etage befinden sich optische Komponenten. Das Laserlicht wird mit Hilfe von optischen Spiegeln mehrfach umgelenkt, sodass eine realistische Entfernung zwischen dem Laser und dem Winkelstück gewährleistet wird, um so eine spätere Situation an der Behandlungseinheit simulieren zu können.

Anschließend wird das Licht in den Scanner (Scan Cube 7, Scanlab Ag, Puchheim) eingespeist und mit Hilfe der Software gerastert (SAMLight, Scaps GmbH, Deisenhofen). Die Software befindet sich auf einem der drei PCs, die für die Versuchsdurchführung notwendig sind.

Nach verlassen des Scanners wird das Licht durch die Fokulinse auf das endgültige Muster (Quadrat) konzentriert und auf das bestrahlende Objekt weitergeleitet. Die Fläche des Musters auf dem Objekt beträgt 1 mm<sup>2</sup>.

Die Testobjekte wurden mit einer magnetischen Halterung auf einem justierbaren Verschiebetisch (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach) fixiert. Der Verschiebetisch lässt sich computerunterstützt mit einer Präzision von 0,001 mm bewegen. Hinter den Probekörpern befand sich die Temperatursonde, die ebenfalls fixiert war. Alle notwendigen Fixationen, sei es die der Probekörper oder die der Temperatursonden, wurden vor der Laserablation durchgeführt. Um einen verbesserten Wärmeübertrag zwischen dem Testobjekt und der Temperatursonde zu erhalten, wurde auf die Rückseite der Probekörper eine Wärmeleitpaste (Wärmeleitpaste P 12, Wacker Silicones, Drawin Vertriebs GmbH, Ottobrunn/Riemerling, Deutschland) dünn

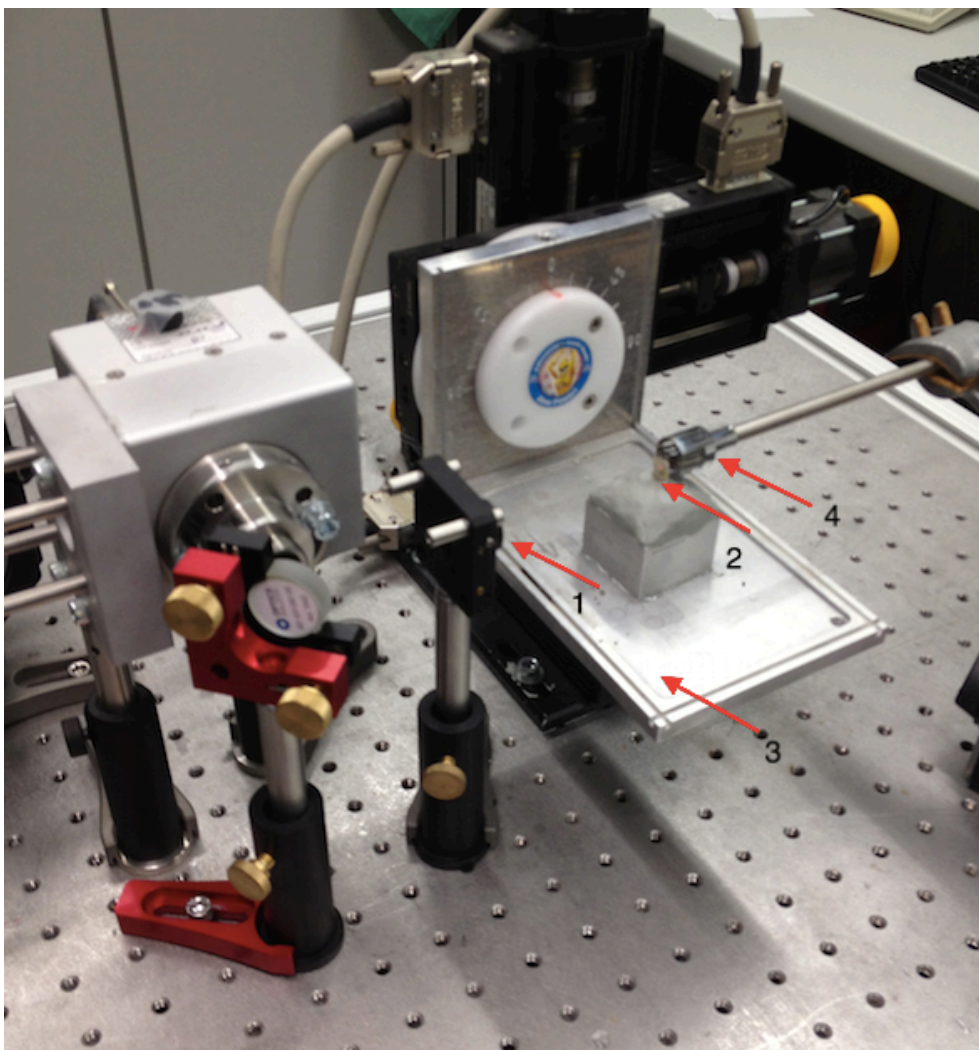
aufgetragen. Bei einer Behandlung am Zahnarztstuhl wird nur der Laserstrahl bewegt, im Laborexperimentellen Versuchen jedoch die Probekörper. Die Laserablation ist aber bei beiden Durchführungen identisch. Durch die oben beschriebene Versuchsanordnung konnte eine Ablation an jedem Ort des Testobjektes durchgeführt werden und die Temperatur an einem frei wählbaren Ort des Probekörpers gemessen werden, was auch in den Versuchen notwendig war (Abb. 5).



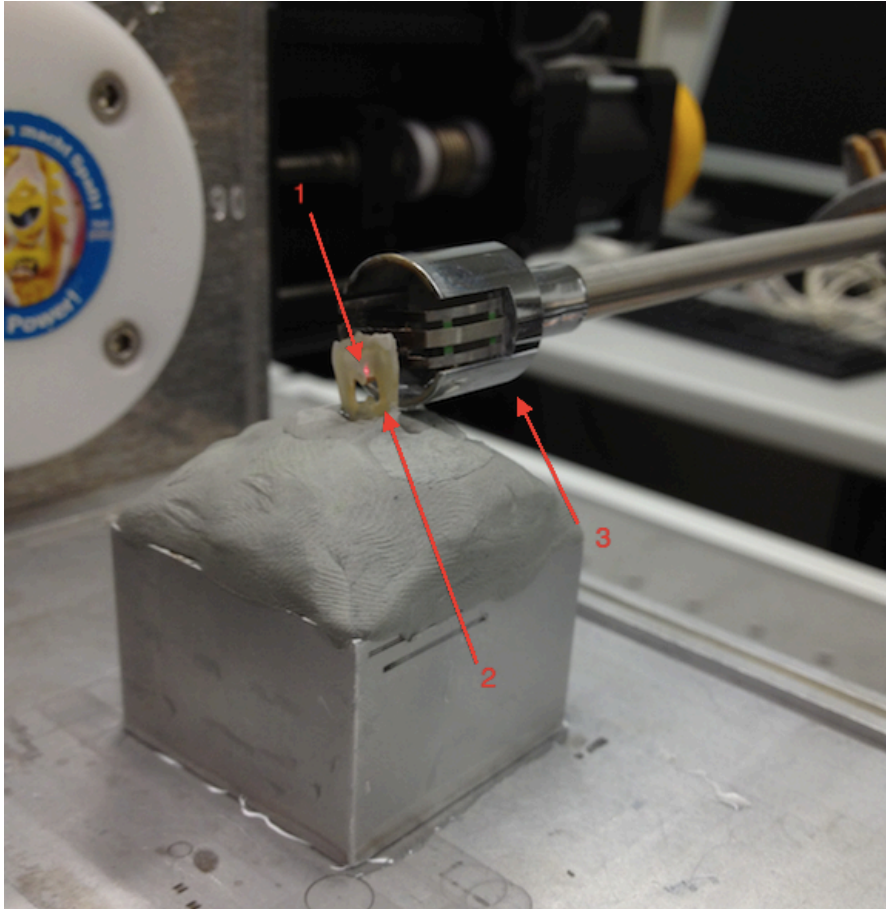
**Abb. 5** : Probekörper auf dem XYZ –Tisch in Silikon fixiert. Links im Bild ist der Laser angedeutet.

## 2.2 Die Temperaturmessung

Die Temperatursonde befand sich unmittelbar hinter dem Testobjekt und wurde an einen weiteren PC verbunden, um so bei der Laserablation des Probekörpers zeitgleich die Temperaturwerte auswerten zu können (Abb. 6 und 7). Diese Werte wurden in eine Excel Tabelle eingetragen und neben den Laserparametern für jede einzelne Ablation auf dem PC gespeichert. Die Temperaturmessung wurde ca. drei bis fünf Sekunden vor Beginn der Bestrahlung begonnen. Die Messung lief während der ganzen Laserablation und auch einige Sekunden danach.



**Abb. 6:** Versuchsaufbau auf der oberen Etage des Tisches. Links: Der Laser (1), in der Mitte: Probekörper (2) auf dem XYZ verschiebbaren Tisch (3) (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach), rechts: Temperatursonde (4) direkt hinter dem Probekörper fixiert.



**Abb. 7 :** Gleicher Versuchsaufbau wie in Abb.5, diesmal von einer näheren Perspektive. Im Bild deutlich zu sehen: der Pilotstrahl des Lasers (1) auf dem Probekörper (2) (im Dentin), direkt dahinter die fixierte Temperatursonde (3).

### 2.3 Herstellung der Versuchsproben

Um in die Versuchsdurchführung starten zu können, waren Zähne notwendig, um Probekörper herzustellen. Es wurden Zähne sowohl bei freien Praxen als auch in der Zahnklinik Bonn gesammelt. Die Extraktion der Zähne erfolgte aus kieferchirurgischen oder kieferorthopädischen Gründen. Die Studie wurde unter Beachtung erklärter ethischer Prinzipien (niedergelegt in der World Medical Association Declaration of Helsinki, Version VI, 2002) durchgeführt. Die Patienten wurden informiert, dass ihre Zähne im Rahmen eines Studienprojektes verwendet würden. Die Zähne wurden nach der Extraktion direkt in 0,001% Natrium-Azid gelagert. Darunter waren Incisivi, Canini und Molaren von Patienten verschiedenen Alters, Herkunft und Geschlecht.

Die kariesfreien Zähne wurden ausgewählt und mit einem Dreikomponentenkleber (Technovit 4000, Heraeus Kulzer GmbH, Werheim) horizontal und vertikal auf eine Trägerplatte geklebt. Desweiteren wurden mit Hilfe einer Diamantbandsäge (Exakt 300 CP, Exakt Advanced Technologies GmbH, Norderstedt) Zahnscheiben in einer Schichtdicke von 0,5 mm angefertigt (Abb. 8).

Bei der Anfertigung achtete man auf die maximale Ausnutzung der Fläche, so dass man immer das Dentin und den Schmelz benutzen konnte. So kam es zustande, dass einige Zähne horizontal, und andere dagegen vertikal geschnitten wurden. Molaren wurden in der Regel horizontal geschnitten, Prämolaren meistens vertikal.



**Abb. 8:** Probekörper mit der Schichtdicke 0,5 mm. Deutlich im Bild zu sehen von oben nach unten: Schmelzschicht, dicke Dentinschicht und leeres Pulpacavum

#### **2.4.Theoretische Grundlagen der Zahnhartsubstanzen**

Da die vorliegende Arbeit mit Hilfe von Probekörpern, die Dentin und Schmelz als Hauptbestandteil aufweisen, durchgeführt wurde, sollen in diesem Kapitel kurz die zwei Bestandteile des Zahnes erläutert werden. Das leere Pulpacavum sowie das Zement waren nicht für die Versuchsreihe relevant und wurden nicht der Laserablation unterzogen.

### 2.4.1 Dentin

Das grösste Volumen im menschlichen Zahn entfällt auf das Dentin. Es handelt sich hier um eine organische Materie, in die erst mit zunehmender Dicke anorganische Substanzen eingelagert werden (van Rensburg, 1994). Es ist ein in seiner chemischen Zusammensetzung dem Knochen sehr ähnliches, mineralisiertes Gewebe, das ektomesenchymaler Herkunft ist. Dentinbildende Zellen sind die Odontoblasten. Entwicklungsgeschichtlich sind Odontoblasten (ekto)mesenchymaler Herkunft (van Rensburg, 1994). Das Primärprodukt, welches Kollagen Typ 1 enthält, wird auch Prädentin genannt. Der anorganische Anteil, der ca. 70 % des Dentins ausmacht, besteht aus Hydroxylapatit, Kalziumphosphat, Magnesium und Spurenelementen. 20 % des Dentins bestehen aus organischem Material. Dessen Hauptanteil ist mit 90% Kollagen. Den Rest von 10% bildet Wasser (Hellwig et al., 1995). Das Dentin wird aufgeteilt in so genanntes Primärdentin. Das ist jenes Dentin, das bis zum Abschluss des Wurzelwachstums entsteht. Das Sekundärdentin ist das regulär neugebildete Dentin nach Abschluss des Wurzelwachstums und das Tertiärdentin, so genanntes Reizdentin wird als Schutz der Pulpa gebildet, sobald äußere Reize auf das Dentin treffen (z. B. Erosion, Karies, iatrogene Schäden). Das Tertiärdentin beinhaltet weniger Dentinkanälchen als das Sekundärdentin.

Es handelt sich nicht um ein homogenes Gewebe, sondern eher um eine Mischung von verschiedenen Dentinarten. Den Odontoblasten liegt das hypomineralisierte Prädentin auf. Es folgt eine Zone der Mineralisation, das Zwischendentin, und anschließend das zirkumpulpale Dentin. Den äußeren Abschluss bildet das etwas weniger stark mineralisierte Manteldentin (Hellwig et al., 1995). Entlang des Dentins ziehen sich Dentintubuli durch, die unter anderem für Reizweiterleitungen, Empfindlichkeiten am Zahn bis zu Schmerzen verantwortlich sind. In den Dentintubuli herrscht ein konstanter Druck nach außen, der sogenannte intrapulpale Druck. Er beträgt bei einem kariesfreien Zahn etwa 10 - 11 mm Hg. Bei einer entzündeten Pulpa kann sich dieser Druck verdoppeln (Schröder, 1992). Die Härte des Dentins ist geringer als die des Zahnschmelzes (Craig et al., 1959). Die KNOOP-Härte von gesundem Dentin beträgt ca. 70 KHN, bei Sekundärdentin beträgt sie 80-85 KHN. Kariöses Dentin hingegen besitzt nur eine Härte von unter 25 KHN.

## 2.4.2 Schmelz

Den Schmelz kann man auch als Krone des Dentinkerns bezeichnen. Die grösste Dicke ist im Bereich der Kaufläche (ca. 2 - 2,5 mm) und läuft im Bereich des Zahnhalses dünn aus (Krüger et al., 1986). Die Zusammensetzung des Schmelzes besteht aus drei Hauptgruppen: Wasser mit 4 Gew. %, organische Matrix mit 1 Gew. % und anorganische Substanzen mit 95 Gew. % (Schröder, 1992). Darüber hinaus sind bis zu 40 Spurenelemente enthalten.

Der Wassergehalt nimmt mit der Schmelzreifung rapide ab. Anfangs sind es noch 50%, am Ende der Schmelzreifung werden noch Werte von 4 % Wassergehalt gemessen. Der Hauptanteil des Schmelzes, der 95 Gew.% ausmacht, besteht aus anorganischer Substanz. Dazu zählen vor allem das Kalzium und Phosphat. Anteile von Natrium, Magnesium, Chlor und Kalium sind in geringeren Anteilen enthalten. Die Ionen im Schmelz liegen im allgemeinen als Apatit vor, und zwar in einer Mischform aus Hydroxylapatit  $[\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}_2]$ , Fluorapatit und Carbonatapatit. Je größer der Anteil des Fluorapatits im Schmelz ist, desto größer ist die Widerstandsfähigkeit gegen Entkalkung durch Säuren. Dies spielt eine bedeutende Rolle bei der Kariesprävention durch exogene Fluoridzufuhr (Schröder, 1992, Hellwig et al., 1999). Der Zahnschmelz ist das härteste und abrasionsfesteste Zellprodukt des Körpers und nimmt ca. 25 % der gesamten Zahnmasse ein. Die Härte liegt mit 300-350 HB über der von harten Edelmetallegierungen (ca. 250 HB) (Lehmann et al., 1998; Krüger et al., 1986). Aufgrund der unterschiedlichen Mineraldichten des ausgereiften Schmelzes nimmt die Härte von der Schmelzoberfläche in die tieferen Schichten ab (Schröder, 1992). Die organische Matrix ist in den Kristallzwischenräumen eingelagert und besteht hauptsächlich aus Proteinen (ca. 58 %) und Lipiden (ca. 40 %) (Hellwig et al., 2009). Die Schmelzprismenstruktur spielt eine enorme Rolle bei der Kariesausbreitung und deren Richtung. Die meisten Prismen haben einen seckseckigen Querschnitt. Der Durchmesser der Prismen, die ohne Unterbrechung von der Schmelz-Dentin- Grenze bis zur Schmelzoberfläche laufen, nimmt jedoch nach außen zu (Hellwig et al., 1999). So ist bei 70% der Zähne die oberste Schicht des Schmelzes prismenfrei. Sie besteht aus Apatitkristallen, die in einem Winkel von 90 Grad zur Schmelzoberfläche angeordnet sind. Die inneren



Schmelzprismen können ihre Lage im Sinne einer räumlichen Bogenschwingung zueinander verändern. So kommt es zustande, dass die Prismen verschiedene Formen haben. Eingeteilt wird in den zylindrischen Typ, den Pferdehuftyp, bei dem die Prismen einen arkadenförmigen Querschnitt aufzeigen, und in den Schlüsselloch- bzw. Vogelschwingentyp mit einem nach oben abgerundeten Prismenkörper, der sich in einen spitz auslaufenden Fortsatz verjüngt (Schwenzer et al., 1985). Aufgrund der verschiedenen Formen kommt es bei der Interaktion mit Licht zu verschiedenen histologischen Charakteristika durch längs- und quergetroffene Prismen. Erstere werden als Parazonien bezeichnet, letztere als Diazonien.

Bei Laserablation des Schmelzes kommt es aufgrund unterschiedlicher physikalischer Effekte zu verschiedenen Folgen. Ein Teil des applizierten Laserlichts kann abhängig von Wellen- und Pulslänge durch die Zahnhartsubstanz direkt in der Zahnpulpa wirksam werden. Der andere Teil wird in Abhängigkeit vom Absorptionsverhalten im Gewebe wirksam (Frentzen und Koort, 1991). Dentin und Schmelz gelten als schlechte Wärmeleiter. So kann es schnell zu Überhitzung und thermischer Schädigung von Hartsubstanz und Pulpa kommen (Seekamp et al., 1993). Die Wärmeleitfähigkeit für Schmelz liegt bei 0,9 W/mK und damit deutlich höher als die von Dentin (0,6 W/mK) (Maxkors et al., 2008). Das vaskuläre System des Zahnes, die Pulpa, spielt eine grosse Rolle in der Abschirmung von hohen Temperaturen, die Schäden auslösen können. Zufließendes normaltemperiertes arterielles Blut wird auf die lokale Temperatur aufgeheizt und transportiert, entsprechend der Wärmekapazität der Blutbestandteile, die thermische Energie über die venöse Blutbahn ab (Roggan et al., 1997; Kodonas et al., 2009).

Zach und Cohen konnten in ihren Studien eine intrapulpale Temperatur von 42,5 °C als kritischen Wert für die Entstehung von irreversiblen Schädigungen an Zähnen von Rhesusaffen feststellen. Experimente zeigten, dass bei einer intrapulpalen Temperaturerhöhung um 6 K, die länger als 10 Sekunden anhält, die ersten Nekrosen entstehen (Zach et al., 1965).

## 2.5 Die Versuchsdurchführung

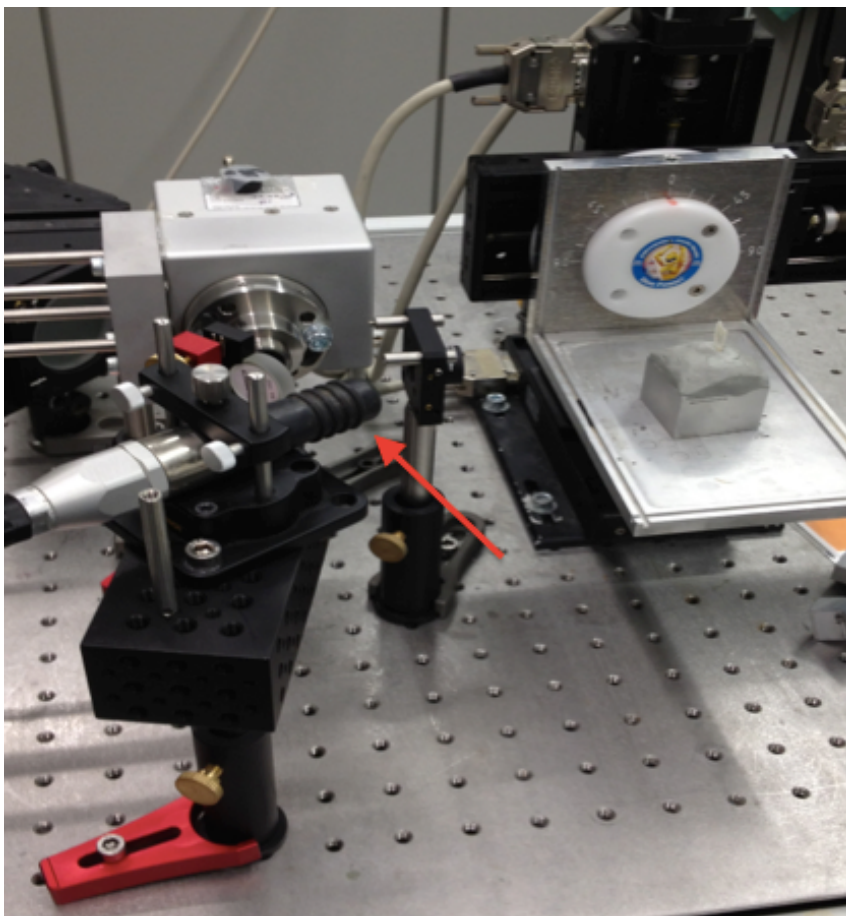
Bei den Probekörpern handelt es sich um 0,5 mm dünne Zahnschichten, auf denen die Dentin und Schmelzflächen groß genug sind, um bei jeder einzelnen Laserablation nur das gewünschte Areal zu bestrahlen, das für die Ablation vorgesehen war. Diese Tatsache ist für die spätere Ergebnisauswertung von höchster Relevanz, da man somit sicher gehen kann, dass die Temperaturwerte zu 100 % der jeweiligen Zahnhartsubstanz zugeordnet werden können.

Die Probekörper wurden in Probekörperhalterungen aus Aluminium mit einer formbaren Haftmasse fixiert. Die genannten Halterungen waren im rechten Winkel zum auftreffenden Laserstrahl über einen Magneten mit dem horizontal und vertikal beweglichem Tisch verbunden. Der Fokus wurde manuell vor jeder Ablation eingestellt, unabhängig ob bei der Laserablation eine Kühlung stattfand oder nicht. Damit sollten systemische Fehler vermieden werden, die durch das einmalige Einstellen des Fokus zustande kommen könnten. Für die Fokuseinstellung wurde eine niedrige Leistung gewählt ( $<0,6$  W), und der Verschiebetisch (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach) langsam an den Fokus herangeführt. War der Fokus optimal eingestellt, wurde die Leistung auf den gewünschten Wert geregelt. Anfangs wurden Versuche mit einer Leistung von 9W durchgeführt. Diese zeigten sich als nicht brauchbar, da der Laserstrahl den Probekörper bei dieser Leistung perforierte und das Laserlicht somit direkt auf die Temperatursonde traf. Signifikant hohe Werte waren das Resultat dieser Perforation. Deshalb wurde die Leistung auf 6W gesenkt, um einer Perforation auszuweichen. Erst danach konnte die eigentliche Messung gestartet und die Temperaturentwicklung während der Ablation bestimmt werden. Die Temperaturwerte bei der Leistung von 9 W wurden nicht in die statistische Auswertung einbezogen. Die Temperaturmessung verlief, wie bereits im Kapitel 2.2 beschrieben, für jede einzelne Probe gleich.

Bei den Versuchen mit einer externen Kühlung durch Luft wurde ein externer Luftpüster benutzt, der auf Höhe der Fokuslinse fixiert war und somit immer den gleichen Abstand zu den Probekörpern hatte (Abb. 9). Die Luftkühlung begann

immer einige Sekunden vor der Ablation und endete kurz nach der Laserablation.

Bei der Kühlung mittels Wasser benutzte man eine Spritze mit einem Volumen von 5 ml, in welcher sich Leitungswasser befand. Eine ausreichende Wasserkühlung (mindestens 50 ml/Minute) stellt sicher, dass Überhitzungen des Dentins ausgeschlossen werden können (Hellwig, 1998). Somit musste bei der Versuchsdurchführung die Spritze mit dem Wassergehalt innerhalb von 6 Sekunden entleert werden. Dies entspricht dann den 50 ml /min, die auch bei den Behandlungseinheiten standardisiert sind.

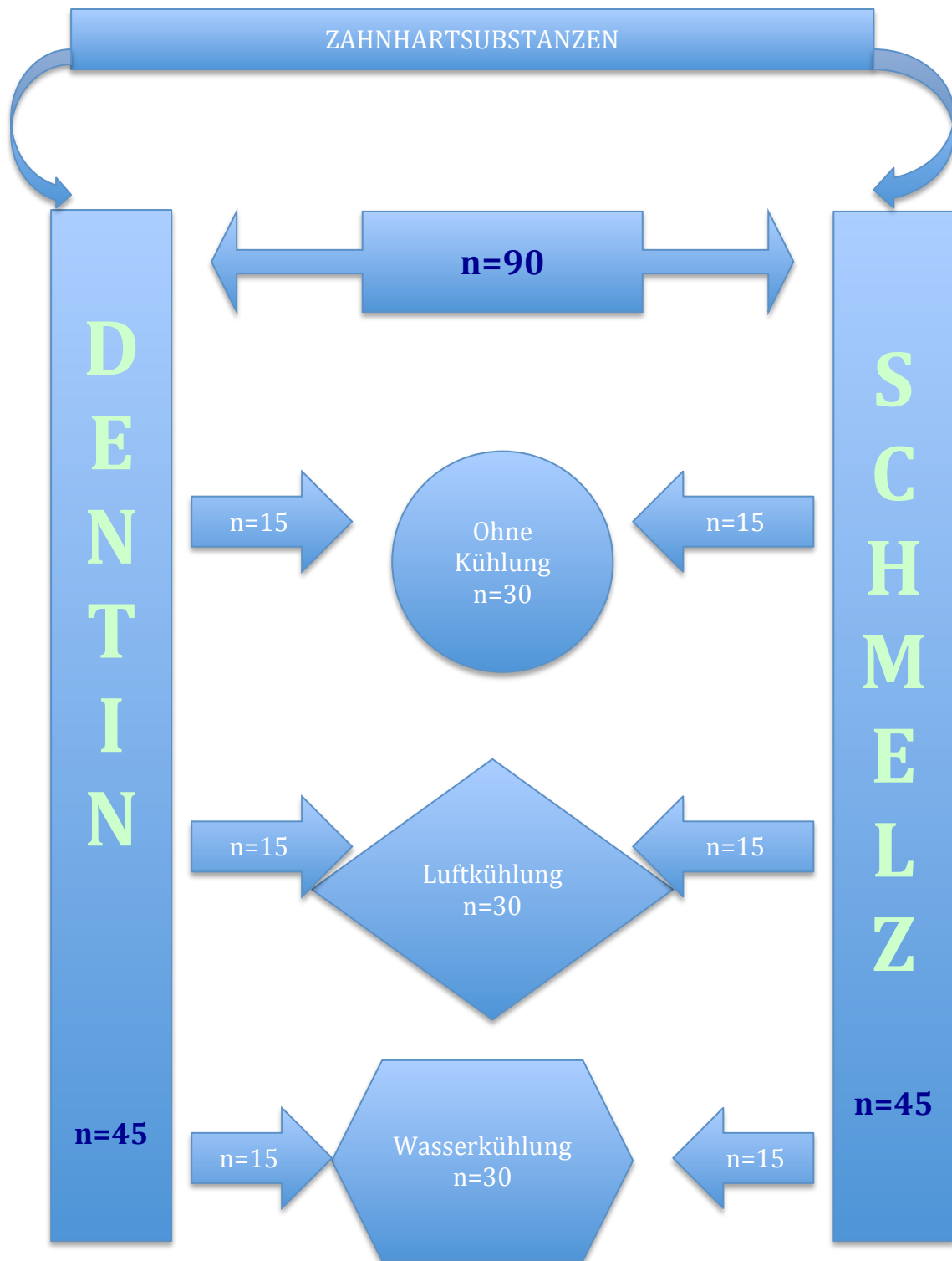


**Abb. 9** : Luftpüster mit Pfeil gekennzeichnet. Auf dem Bild ist die Temperatursonde noch nicht eingerichtet

## 2.6 Die Hauptversuche

Ziel der durchgeführten Versuche war es zu analysieren, inwieweit man die Temperaturerhöhungen bei der Laserablation mit Hilfe von externen Kühlmedien senken kann. Bevor man in die Hauptversuche starten konnte, mussten kleine Feinjustierungen vorgenommen werden, wie z.B. die Leistungshöhe von 9 W auf 6 W reduzieren, wie schon vorher im Kapitel 2.5 beschrieben wurde. Bei einer Frequenz von 500 kHz, einer Leistung von 6 W und einer Pulsdauer von 8 ps wurden die Versuche exakt gleich durchgeführt. Die Schrittweite betrug 0,0125 mm.

Es wurden jeweils Versuche ohne Kühlung, Versuche mit einer externen Kühlung mit Hilfe von Luft und Versuche mit einer externen Kühlung mit Hilfe von Wasser durchgeführt (Abb. 10). Jede der drei Gruppen unterteilte man noch in Versuche mit Dentin und Versuche mit Schmelz. Es wurden 15 Versuche (n=15) pro Untergruppe durchgeführt. So ergibt sich eine Anzahl von 45 Versuchen im Dentin, und weiteren 45 Versuchen im Schmelz. Die Gesamtzahl der Versuche beträgt n= 90.



**Abb. 10:** Schematische Darstellung der Hauptversuche. Die Hauptversuche wurden an Dentin und Schmelz durchgeführt. Die Gesamtenergie, Leistung und Frequenz waren für alle Versuche gleich. Die Schichtdicke betrug bei allen Versuchen 0,5 mm. Die Anzahl der Probekörper wird durch n beschrieben.

## 2.7 Datenerfassung und Statistik





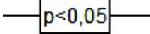
Die Werte der Temperatursonde wurden in einem Tabellenkalkulationsprogramm (Excel, Microsoft, Seattle, USA) aufbereitet. Die statistische Auswertung erfolgte mittels eines Statistik - Programms (SPSS, SPSS Inc., Chicago, USA). Die Temperaturanstiege wurden anhand eines Datenanalyse - und Grafik - Programms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

Bevor man die Hauptversuche beginnen konnte, wurden von jeder Untergruppe der Hauptversuche 3 Testkörper mit dem UKP-Laser bearbeitet und die Werte mittels der Power Analyse des Programms GPower (Faul und Erdfelder, 1992; Erdfelder et al., 1996) mit einer Power von mindestens 0,80 bezogen auf Cohen (1988) und einem  $\alpha$  - 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) 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 (Abb. 11).

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

-  = Ausreißer, die das 1,5- bis Dreifache des Interquartilabstandes betragen.
-  = Ausreißer, die mehr als das Dreifache des Interquartilabstandes betragen.
-  = Bereich ohne Ausreißer.
-  = Interquartilabstand:  
Wertebereich, in dem sich die mittleren 50 % der Daten befanden.  
Horizontaler Strich in der Box entsprach dem Medianwert.
-  = Signifikanzwert:  
Kennzahl zur Auswertung statistischer Tests.  
Das Signifikanzniveau wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  festgelegt.

**Abb. 11:** Erläuterung der Symbole aus Box-Plot Diagrammen

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Temperaturveränderung ( $\Delta T$ ) im Schmelz und Dentin

In den Hauptversuchen wurde bestätigt, dass signifikante Temperaturveränderungen ( $\Delta T$ ) bei der Laserablation mit einem Ultrakurzpuls-Laser stattfinden. Es bestehen sowohl im Schmelz, als auch im Dentin signifikante Temperaturveränderungen bei Versuchen ohne Kühlung und Versuchen mit Luft- bzw. Wasserkühlung.

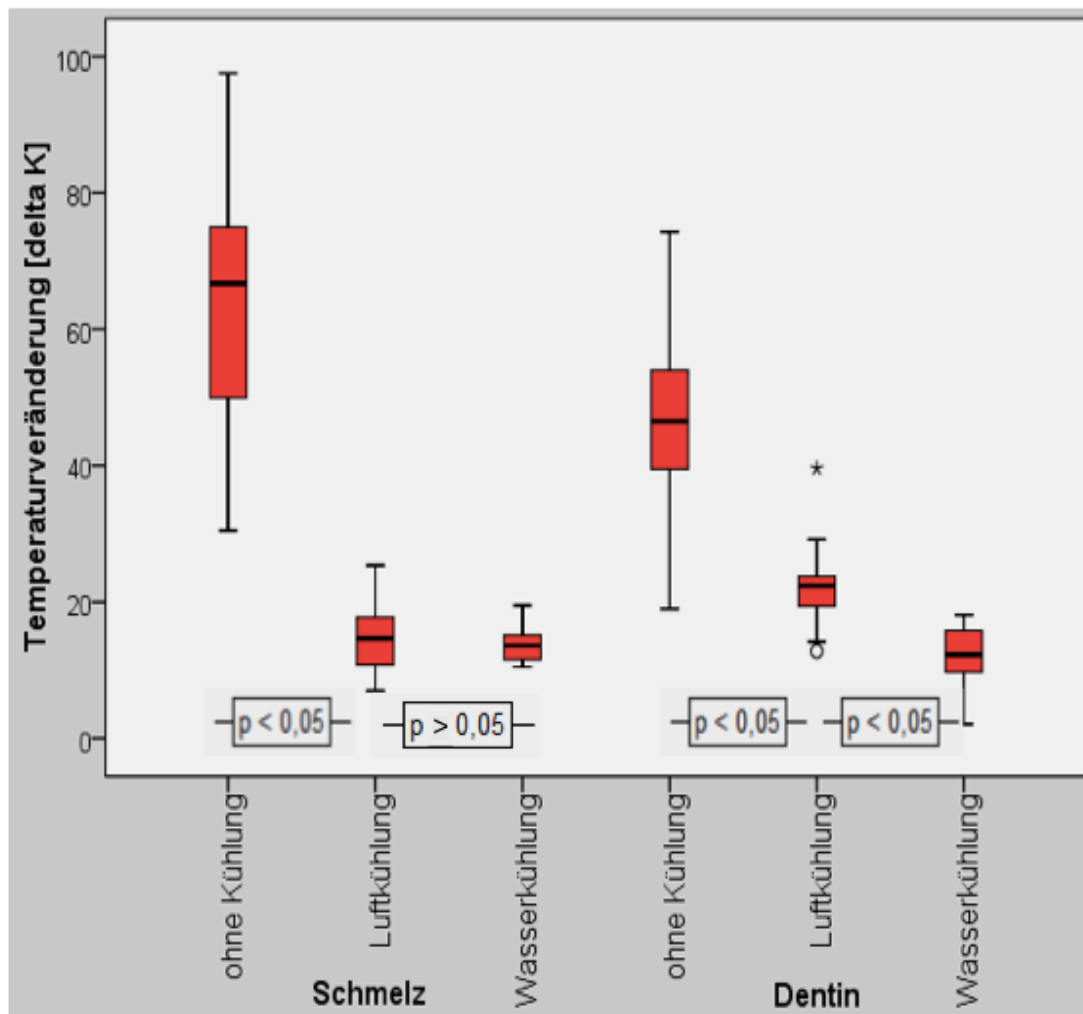
Sowohl bei den Versuchen mit Schmelz als auch mit Dentin wurde eine signifikante Temperaturreduzierung mit den Kühlungsarten erreicht.

Der Vergleich der verschiedenen Kühlungsarten im Dentin zeigte einen signifikanten Unterschied der Testgruppen ( $p < 0,05$ ). Im Dentinbereich fand bei der Wasserkühlung eine größere Temperaturreduzierung statt als mit der Luftkühlung. Der Vergleich der verschiedenen Kühlungsarten im Schmelz ergab keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ) (Abb. 12).

Die medianen Temperaturunterschiede der sechs verschiedenen Situationen betragen im Einzelnen:

- Schmelz ohne Kühlung: 66,7 K (Minimum: 30,5 K; Maximum: 97,7 K)
- Schmelz mit Luftkühlung 14,7 K (Minimum: 7 K; Maximum: 25,4 K)
- Schmelz mit Wasserkühlung: 13,6 K (Minimum: 10,5 K; Maximum: 19,5K)
- Dentin ohne Kühlung: 46,5 K (Minimum: 19 K; Maximum: 74,3 K)
- Dentin mit Luftkühlung: 22,4 K (Minimum: 12,8 K; Maximum: 39,6 k)
- Dentin mit Wasserkühlung: 12,3 K ( Minimum: 2,1 K; Maximum: 18,1 K).





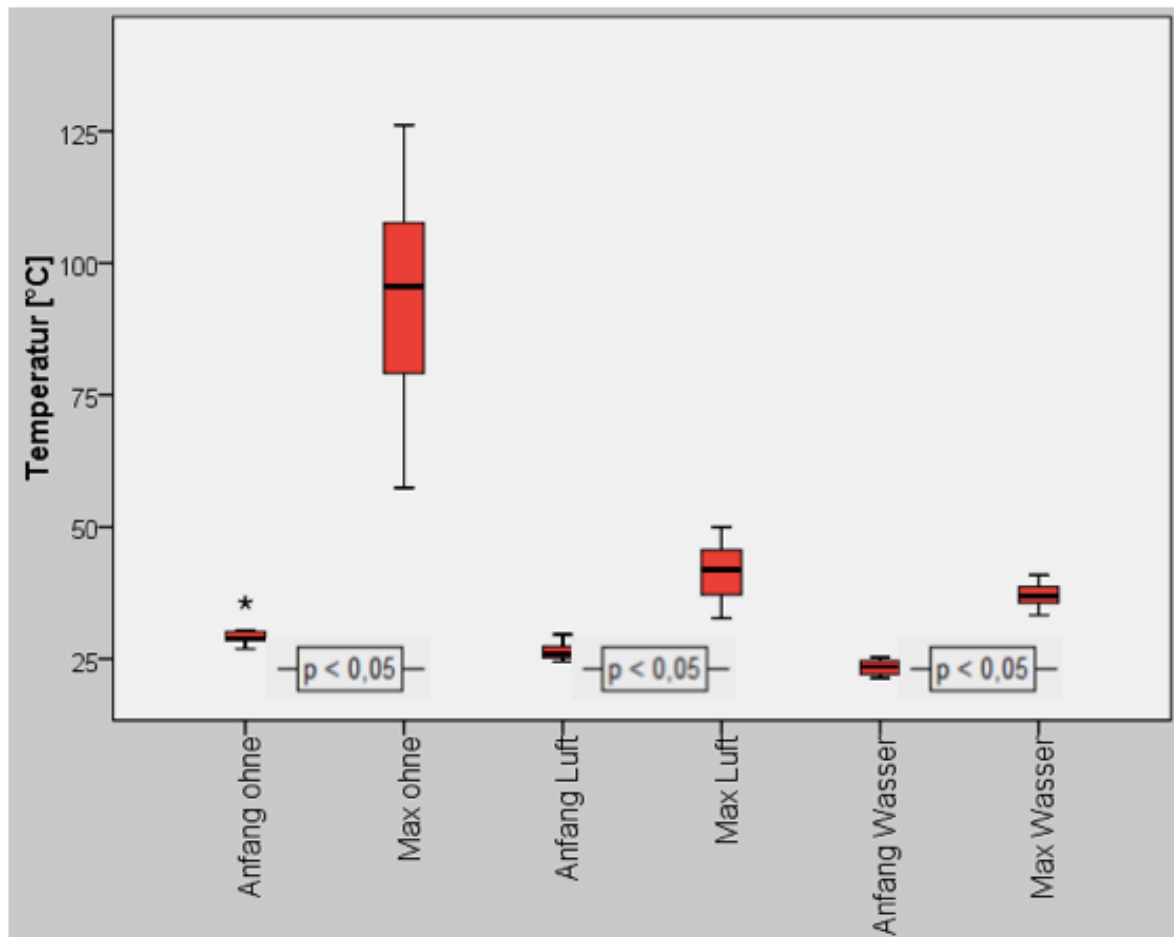
**Abb. 12:** Temperaturveränderung ( $\Delta T$ ) jeweils im Schmelz und in Dentin ohne Kühlung und mit Luft- bzw. Wasserkühlung mit einer Stichprobenanzahl  $n=15$  pro Gruppe.

### 3.2 Temperaturanstieg im Schmelz

Bei den Testproben mit Schmelz wurden in allen Testgruppen in der Temperatur signifikante Unterschiede vor und nach der Laserablation festgestellt ( $p < 0,05$ ) (Abb 13).

Der größte Unterschied ist bei den Versuchen ohne Kühlung festgestellt worden.

Bei den Versuchen mit Kühlungsarten wurde ein geringerer Temperaturanstieg gemessen, als bei den Versuchen ohne Kühlung. Die Temperaturwerte nach der Laserablation sind in jeder Testgruppe unterschiedlich ( $p < 0,05$ ).



**Abb. 13:** Temperaturanstieg bei der Laserablation im Schmelz, jeweils ohne Kühlung, mit Luft- und mit Wasserkühlung mit einer Stichprobenanzahl  $n=15$  pro Gruppe.

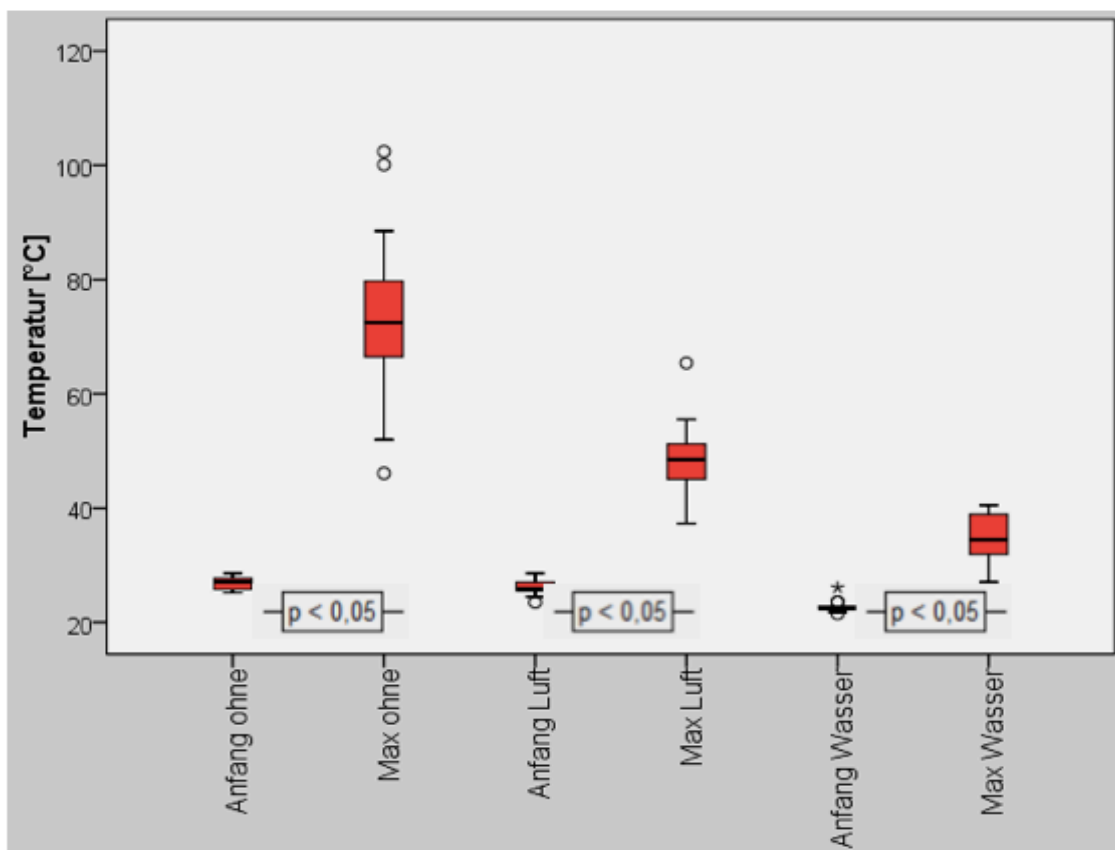
### 3.3 Temperaturanstieg im Dentin

Bei den Testproben mit Dentin wurden in allen Testgruppen in der Temperatur signifikante Unterschiede vor und nach der Laserablation festgestellt ( $p < 0,05$ ).

Der größte Unterschied ist bei den Versuchen ohne Kühlung festgestellt worden.

Bei den Versuchen mit Kühlungsarten wurde ein geringerer Temperaturanstieg gemessen, als bei den Versuchen ohne Kühlung. Es gibt einen signifikanten Unterschied in den Kühlmedien ( $p < 0,05$ ). Die niedrigsten Temperaturwerte nach der Laserablation findet man in der Testgruppe mit Wasserkühlung.

Die Temperaturwerte nach der Laserablation sind in jeder Testgruppe unterschiedlich ( $p < 0,05$ ) (Abb.14).

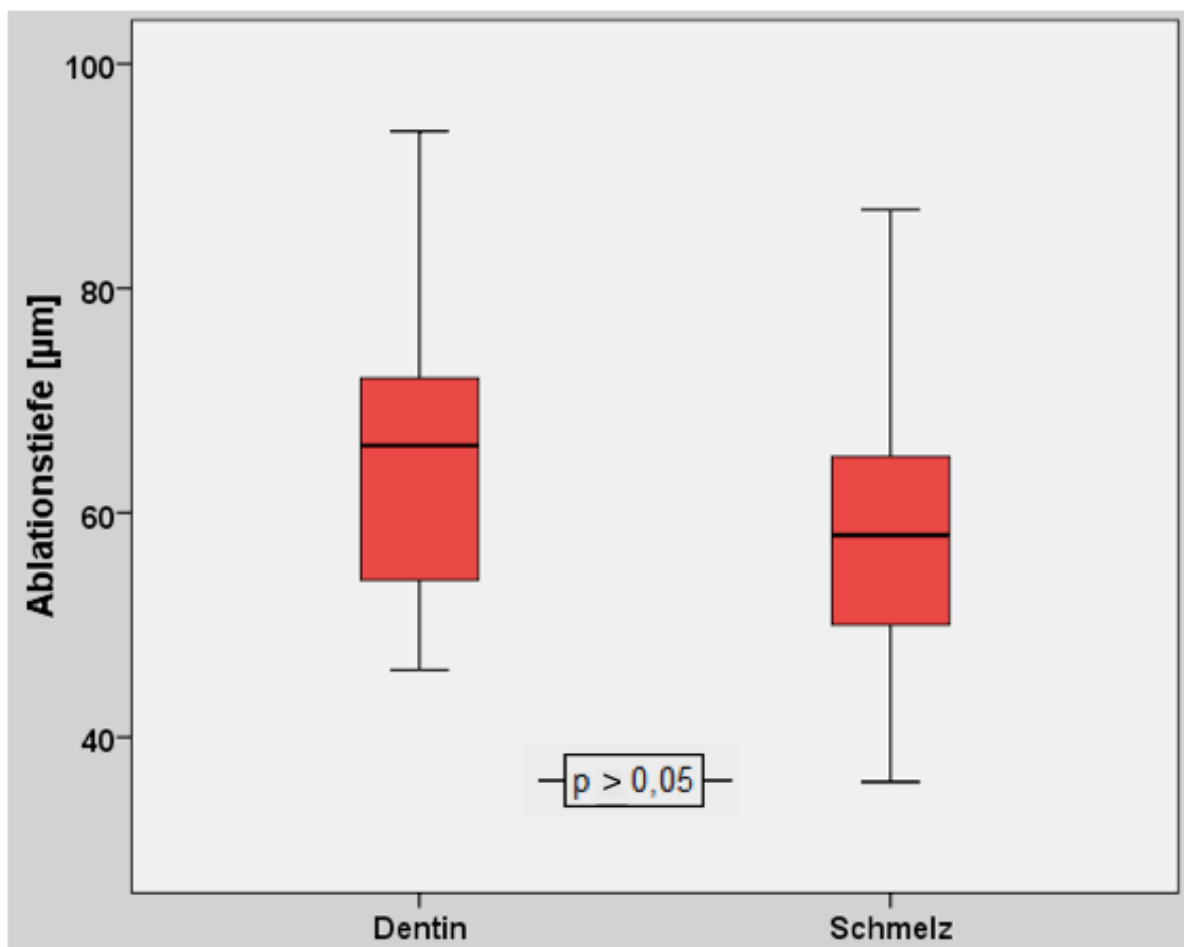


**Abb. 14:** Temperaturanstieg bei der Laserablation im Dentin, jeweils ohne Kühlung, mit Luft- und mit Wasserkühlung mit einer Stichprobenanzahl  $n=15$  pro Gruppe.

### 3.4 Ablationstiefe im Schmelz und Dentin

In den Vorexperimenten wurde die Ablationstiefe im Dentin und Schmelz gemessen. Damit wurde bestätigt, dass bei der Laserablation mit einem Ultrakurzpuls laser überhaupt eine Ablation an der Zahnhartsubstanz zustande kommt (Abb. 15).

Der Mann Whitney Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den jeweiligen Zahnhartsubstanzen ( $p > 0,05$ ).



**Abb. 15:** Ablationstiefe im Dentin und Schmelz mit einer Stichprobenanzahl  $n=45$  pro Gruppe. Nach dem Mann-Whitney-Test gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den jeweiligen Proben ( $p > 0,05$ )

An 25 Testproben aus Dentin und 25 Testproben aus Schmelz wurden Kavitätentiefen durch Profilometrie gemessen. Die mediane Kavitätentiefe betrug im Dentin 66  $\mu\text{m}$  bei einem Maximalwert von 94  $\mu\text{m}$ , einem Minimalwert von 46  $\mu\text{m}$  und einem Interquartilsabstand von 18  $\mu\text{m}$  (Tab. 2).

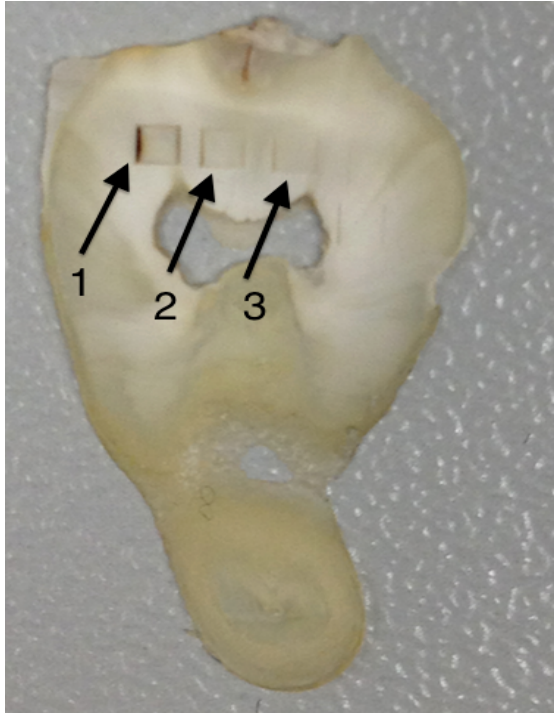
Die mediane Kavitätentiefe betrug im Schmelz 58  $\mu\text{m}$  bei einem Maximalwert von 87  $\mu\text{m}$ , einem Minimalwert von 36  $\mu\text{m}$  und einem Interquartilsabstand von 15  $\mu\text{m}$ .

Die jeweiligen Versuche wurden tabellarisch im Anhang aufgeführt (Tab 4.).

	<b>Dentin</b>	<b>Schmelz</b>
<b>Median</b>	<b>66,0</b>	<b>58,0</b>
<b>Max</b>	<b>94,0</b>	<b>87,0</b>
<b>Min</b>	<b>46,0</b>	<b>36,0</b>
<b>Interquartil</b>	<b>18,0</b>	<b>15,0</b>
<b>Mittelwert</b>	<b>65,8</b>	<b>58,8</b>
<b>Standardabw.</b>	<b>13,3</b>	<b>13,9</b>

**Tab. 2:** Übersicht profilometrisch ermittelter Kavitätentiefen in  $\mu\text{m}$  ( n= 25 für jede Gruppe).

Bei der Laserablation ohne Kühlung wurden neben dem Ablationseffekt auch Spuren einer Karbonisierung deutlich (Abb. 16). Diese Spuren waren bei Ablationen mit den Kühlungsarten Wasser und Luft nicht vorhanden. Diese Tatsache bestätigt noch einmal die Relevanz der Kühlungsarten.



**Abb. 16:** Kavitäten entstanden durch Laserablation mit dem Ultrakurzpuls laser. Kavität 1 entstand ohne jegliche Kühlung, Kavität 2 mit Luftkühlung und Kavität 3 mit Wasserkühlung. Am Rande der Kavität 1 sieht man deutlich die schwarzen Spuren, die durch Wärme bei der Laserablation entstanden sind.

## **4. Diskussion**

In der vorliegenden Studie wurden Wirkungen der Kühlungsarten Luft und Wasser während der Laserablation an Zahnhartsubstanzen mit einem neuartigen Nd:YVO<sub>4</sub> – Ultrakurzpulslaser untersucht. Bis zum Beginn der Studie lagen noch keine vergleichbaren Untersuchungen zu diesem Thema und diesem neuartigen Lasertyp vor. Immer wieder wurden bei in-vitro-Untersuchungen hohe Temperaturentwicklungen beobachtet, die vermuten ließen, dass die Pulpa ohne Kühlungsmaßnahmen in vivo geschädigt werden könnte (Krause und Frentzen, 2007; Jahn et al., 1994; Nuss et al., 1988 ). Ziel der vorliegenden Studie ist es zu ermitteln, inwieweit man die Temperatur der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin mittels eines externen Kühlmediums bei der Laserablation mit Hilfe eines Nd:YVO<sub>4</sub> (Neodym: Yttrium - Vanadat) - Ultrakurzpulslasers senken kann.

### **4.1 Bewertung der Vorgehensweise**

Bei der Versuchsdurchführung sind verschiedene potentielle Fehlerquellen zu beachten. Die Messungen auf Dentin waren technisch gut umzusetzen, da jeder Zahn zu einem Großteil aus Dentin besteht. Die Messungen auf Schmelz hingegen waren komplizierter und fehleranfälliger, weil die Schmelzareale deutlich weniger Fläche auf den Probekörpern bieten. Aufgrund der nur schmalen Schmelzstreifen auf den Probekörpern ist es nicht auszuschließen, dass auch nach sorgfältiger Positionierung gewisse Mengen Laserenergie in das angrenzende Dentin angekommen sind. Aufgrund der sehr unterschiedlichen thermischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin ist eine Beeinflussung der Ergebnisse hier nicht auszuschließen.

Bei der Bearbeitung von Probekörpern achtete man stets auf das Einhalten der Soll-Schichtstärke. In vorherigen Studien des MiLaDi- Projektes wurde nachgewiesen, dass mit zunehmender Schichtstärke die Temperaturerhöhung bei der Laserablation weniger stark ausfällt, als bei dünneren Schichtstärken. Diese Studie wurde mit Probekörpern mit einer Schichtstärke von 0,5 mm durchgeführt, dies entspricht der geringsten Schichtdicke, die zu dem Zeitpunkt erreicht werden konnte. Die meisten

Probekörper beinhalteten trotzdem eine Abweichung von 0,5 % in ihrer Soll-Schichtstärke. In wenigen Einzelfällen waren die Probekörper um bis zu 10 % größer oder kleiner als ihre Soll -Schichtstärke. Diese geringen Abweichungen können eventuelle Fehler in der Temperatur bewirken.

Bei den Versuchen mit Luftkühlung kann man sagen, dass es keine signifikanten und nennenswerten Fehlerquellen gab, da man die gleiche Luftkühlung mit dem gleichen Druck benutzt hat, wie sie auch an den Behandlungseinheiten zu finden sind. Bei den Versuchen mit Wasser als Kühlungsart kann man einige Fehlerquellen nennen. Zum einen achtete man zwar darauf, dass man das Wasser aus der 5 ml Spritze bei jeder einzelnen Probe in der exakt gleichen Zeit verbrauchte, aber dies tätigte man manuell und somit könnten sich in dem Bezug kleine Fehlerquellen eingeschlichen haben.

Der optische Aufbau des Lasers auf dem Lasertisch war starr. Dies hatte Vor- und Nachteile. Zu den Vorteilen gehörte die Möglichkeit, die Probekörper durch einen xyz- Tisch und den Probekörper genau und reproduzierbar auszurichten. Dadurch konnten gute Bedingungen für standardisierte Messungen geschaffen werden. Zu den Nachteilen gehörte jedoch, dass er wegen der Größe und Unbeweglichkeit nicht für eine klinische Anwendung zu gebrauchen ist. Damit man auch statistisch nützliche Werte hat, wurden mehrere Proben von jeder Versuchsgruppe durchgeführt.

Die Anzahl der Versuche ( $n=15$ ) ermittelte man mit Hilfe der Power Analyse. Um einen verbesserten Wärmeübertrag zwischen dem Testobjekt und der Temperatursonde zu erhalten, wurde auf die Rückseite der Probekörper eine Wärmeleitpaste (Wärmeleitpaste P 12, Wacker Silicones, Drawin Vertriebs GmbH, Ottobrunn/Riemerling, Deutschland) dünn aufgetragen. Bei allen Versuchen wurde stets auf eine dünne Schicht der Wärmeleitpaste geachtet. Eine geringe Schuld an Fehlerquellen kann man demnach der Schichtdicke der Wärmeleitpaste zuordnen.



## 4.2 Bewertung der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den am Anfang der Dissertationsarbeit gestellten Hypothesen nachzugehen. Bei den Versuchen ohne Kühlungsarten wurden signifikant hohe Temperatursteigerungen gemessen, die weit höher sind, als die tolerierbaren 5,5 K. Temperaturen im Bereich des Pulpakammerdachs von 41,5 °C (Schubert, 1957) führen zur irreversiblen Schädigungen an der Pulpa (Hugo et al., 1999). Somit wurde die erste Hypothese bestätigt.

Hypothese 2 besagt, dass man mit den Kühlungsarten Wasser und Luft die Temperatur signifikant senken kann. In den Versuchen wurde nachgewiesen, dass es zwar zur Temperatursenkungen mit Hilfe von Kühlungsarten kommt, dennoch bewegen sich die Temperaturwerte in einem, für die Pulpa, nicht tolerierbaren Bereich. Der Interquartilbereich der Temperaturerhöhungen bei Schmelz liegt zwischen 10 K und 18 K wobei es keinen signifikanten Unterschied in den Kühlungsarten gibt ( $p > 0,05$ ) (Abb. 12). Im Dentin liegt der Interquartilbereich zwischen 10 K und 25 K, wobei es einen signifikanten Unterschied in den Kühlungsarten gibt ( $p < 0,05$ ) (Abb.12). Somit kann man zwar die Hypothese 2 bestätigen, dennoch herrschen nach der Laserablation Temperaturwerte, die man für eine schadenslose Ablation mit dem Ultrakurzpuls laser reduzieren muss.

Hypothese 3 wurde aufgrund früherer Untersuchungen von Seekamp et al. und Marxkors et al. gestellt. Temperaturbelastungen sind im Schmelz grösser als im Dentin, da Dentin eine geringere Wärmeleitfähigkeit als Schmelz besitzt (Seekamp et al., 1993; Marxkors et al., 2008). Der Interquartilbereich liegt bei den Versuchen mit Schmelz zwischen 50 K und 75 K und bei den Versuchen mit Dentin zwischen 40 K und 55 K (Abb.12). Somit wurde die Hypothese 3 mit Hilfe dieser Werte bestätigt.

Bei der freien Laserablation ohne jegliche Kühlung kam es zu schwarzen Rändern an den Kavitäten. Bei der Laserablation mit Luft- und Wasserkühlung konnte man keine schwarzen Bereiche an der Kavität feststellen. Jedoch waren die Ablationstiefen bei den Proben mit Kühlung deutlich flacher als bei der Laserablation ohne jegliche Kühlung (Abb.16). Dies könnten Indizien dafür sein, dass es mit Hilfe von Kühlungsarten Wasser und Luft zur signifikanten

Temperatursenkung kommt, zum anderen aber sich die Ablationstiefe bei der Nutzung der genannten Kühlungsarten reduziert. Genauere Untersuchungen zu dieser Thematik wurden im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt. Eine Balance zu finden zwischen effizienter Ablation auf der einen Seite und genügender Menge an Kühlmedien auf der anderen Seite bleibt nachfolgenden Studien vorbehalten.

### **4.3 Allgemeine Diskussion**

Der Gang zum Zahnarzt wird von den meisten Patienten mit Schmerzen und lauten Geräuschen verbunden. Seit Jahren verfolgen Wissenschaftler das Ziel, einen schmerzlosen Zahnabtrag zu gewährleisten. Durch die gängigen Schleifkörper kommt es oft zu mechanischen Reizen an der Pulpa. Ein wichtiger Aspekt stellt die Temperaturveränderung während der Behandlung da. Die Wirkungen von thermischen Einflüssen auf die Pulpa und die Zahnhartgewebe sind in zahlreichen Studien erforscht worden (Behrens und Gutknecht, 1992; Goodis et al., 1988; Hoffmann, 1961; McConnell et al., 1992; Raab und Müller, 1989; Schröder, 1983; Schubert, 1957; Zach und Cohen, 1965). Mit ausreichender Wasserkühlung (40-50 ml/min) kann eine Schädigung der Pulpa weitestgehend ausgeschlossen werden (Strub et al., 2005, Öztürk et al., 2004, Kypers, 2008). Der Abtragsprozess ist aber schmerzhaft und wird vom Patienten aufgrund der entstehenden Vibrationen als unangenehm beschrieben (Kypers, 2008).

Studien haben ergeben, dass sich die Schmerzschwelle des Zahnes nach hoch energiereicher Bestrahlung mit einem Nd:YAG-Laser über einen längeren Zeitraum deutlich erhöht, der Zahn also schmerzunempfindlicher wurde (Goodies et al., 1992; Yamaguchi et al., 2000; Yamaguchi et al., 2005). Niemz et al. (1993) verglichen drei unterschiedliche Lasersysteme miteinander: einen Ho:YAG-Laser, einen Er:YAG-Laser und einen Nd:YLF-Laser, welcher als Ultrakurzpulslaser verwendet wurde. Die Untersuchungen fanden am Schmelz statt. Dabei stellte sich heraus, dass der Ultrakurzpulslaser im Gegensatz zu den anderen beiden Lasersystemen keine thermisch bedingten Schmelzfrakturen verursachte. Lizarelli et al. (2000) verglichen die morphologischen Eigenschaften von Schmelz sowohl mit Nano- als auch mit Pikosekundenlasern. Die Vergleiche zeigten, dass die Pikosekundenlaser einen

präziseren Materialabtrag bei geringeren mechanischen und thermischen Nebenwirkungen haben als die Nanosekundenlaser. Auch Braun et al. (2011) stellten signifikante Temperaturerhöhungen fest. Sie untersuchten die Wärmeerzeugung bei Entfernung von Restaurationsmaterialien. Dabei wurden Temperaturerhöhungen von bis zu 17 K beobachtet, die irreversible Schäden am Zahn verursachen können.

Ziel der Ultrakurzpulslasertechnologie ist die effektive, schmerzfreie und nebenwirkungsarme Bearbeitung bzw. Entfernung von Zahnhartsubstanz, Restaurationsmaterialien, Knochen, oralem Weichgewebe, mineralisierten Ablagerungen und die Möglichkeit der Analyse des entfernten Materials sowie die Fähigkeit zu einem Biofilmmangement in den Bereichen der Kariologie, Endodontie und Parodontologie (Frentzen et al., 2010).

Laser haben sich in der Zahnmedizin längst etabliert und bringen mit der Zeit immer mehr Vorteile gegenüber den konventionellen Schleifkörpern. 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).

Eine sterilisierende Wirkung von Laserstrahlen konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden und wird vor allem in der Parodontologie und der Endodontie vielfach eingesetzt (Stübinger et al., 2004; Bader, 2008; Gutknecht 2007, Le Goff et al., 1999). Im Laufe der Dissertationsarbeit wurde mit Hilfe von Kühlungsarten Wasser und Luft die Temperatur signifikant gesenkt. Trotz der reduzierten Temperatur überschreitet man jedoch den kritischen Wert von 4,5 K, der wissenschaftlich von Schubert im Jahre 1957 nachgewiesen wurde. Für den in-vivo Einsatz entscheidend sind neben den thermischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen (Roggan, 1997) die Fähigkeit des vitalen Zahnes, Temperaturreize zu kompensieren. 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. Ziel ist es daher, die biologisch medizinischen

Grundlagen für eine sichere Anwendung der Ultrakurzpulslasertechnologie zu schaffen, die technische Entwicklung eines Lasertherapiegerätes aus zahnärztlicher Sicht zielführend zu begleiten und die hierdurch ermöglichten neuen Therapieverfahren zu überprüfen (Frentzen et al., 2010). Im Rahmen des MiLaDi Verbundprojektes wurde in-vitro die Blutzirkulation bei der Laserablation mit dem Ultrakurzpulslaser nachgeahmt und signifikante Temperatursenkungen festgestellt (Braun et al., 2013).

## 5. Zusammenfassung

Die in der Theorie athermischen Eigenschaften und die hohe Präzision im Sinne von glatten Kavitätenrändern wären perfekte Voraussetzungen für die Nutzung und weitestgehende Verbreitung eines Ultrakurzpulslasers in der Zahnmedizin. In anderen Versuchen wurde allerdings nachgewiesen, dass es zu enormen Temperaturerhöhungen bei der Laserablation mit einem solchen Laser kommen kann. Diese Tatsache würde die Einführung des Lasers in der Zahnmedizin verhindern, weil es durch die Temperaturerhöhung in vivo zu irreversiblen Schädigungen der Pulpa kommen würde.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, experimentelle Auswirkungen einer externen Kühlung bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit einem neuartigen Nd:YVO<sub>4</sub> Ultrakurzpulslasers zu untersuchen. Als Kühlmittel wurden Wasser und Luft verwendet. Aus 90 Zähnen wurden je 45 Dentin-Probekörper und 45 Schmelz-Probekörper mit 0,5 mm Schichtdicke angefertigt. Diese wurden wiederum in Versuchsgruppen mit 15 Probekörpern ohne Kühlung, 15 Probekörpern mit Luftkühlung und 15 Probekörpern mit Wasserkühlung unterteilt. Alle Messungen wurden bei 500 kHz, 6 W Leistung, einer Pulsdauer von 8 ps und einer Ablationsdauer von 0,125 s durchgeführt. Es konnte gezeigt werden, dass es mit Hilfe von Kühlungsarten Wasser und Luft zu signifikanten Temperatursenkungen kommt. Im Dentinbereich fand bei der Wasserkühlung eine größere Temperaturreduzierung statt als mit der Luftkühlung. Der Vergleich der verschiedenen Kühlungsarten im Schmelz ergab keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ). Im Schmelzbereich betrug die Temperaturerhöhung ohne Kühlung 50- 75 K, im Dentin 40- 55 K. Bei der Verwendung der Kühlungsarten kommt es zwar zur Senkung der Temperatur, jedoch überschreitet die Temperaturerhöhung den kritischen Wert von 5,5 K. Im Schmelzbereich liegt die Temperaturerhöhung bei 10- 18 K, im Dentinbereich sogar 10 bis 25 K. Die Bearbeitung der Zahnhartsubstanz mit dem Nd:YVO<sub>4</sub>-Laser unter den gewählten Versuchsbedingungen dieser Studie könnte daher einen Pulpaschaden verursachen. Unter Berücksichtigung der pulpalen Blutzirkulation, der man eine temperatursenkende Eigenschaft nachsagt und der gewonnenen Ergebnisse aus vorherigen Versuchen im Rahmen des MiLaDi-

Projektes, in dessen Rahmen diese Studie durchgeführt wurde, könnte man in näherer Zukunft einen Ultrakurzpulslaser entwickeln, der sich in der Zahnmedizin etabliert. Der Einsatz des Nd:YVO<sub>4</sub>-Lasers ist in der zahnmedizinischen Praxis momentan nicht möglich, die vorliegende Arbeit bildet jedoch den Grundbaustein weiterer Studien, um dieses Ziel zu erreichen. Ein weiteres Problem ist das Fehlen eines geeigneten Freihandapplikators, um in-vivo-Studien am Patienten zu ermöglichen und bisher gewonnene Ergebnisse der Ultrakurzpulslasertechnologie auf eine klinische Anwendbarkeit zu überprüfen.

## 6. Anhang

Geräte und Materialien	Name, Hersteller und Herkunft
justierbarer xyz-Verschiebetisch	xyz-Tisch VT-80, Micos, Eschbach, Deutschland
Haftpaste	Haftpaste, Hama GmbH & Co. KG, Monheim, Deutschland
Lagerungsflüssigkeit der Zähne	0,9 % Natriumchlorid und 0,001 % Natriumazid
Laser	diodengepumpter Neodym-dotierter-Yttrium-Vanadat-Laser, Lumera Laser GmbH, Kaiserslautern, Deutschland
PC-Software für den Verschiebetisch	LabVIEW, National Instruments, Austin, Texas, USA
Trenn-Schleifsystem	Trenn-Schleifsystem ETS, Exakt-Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland
Scannersystem	Scan Cube 7, Scanlab, Puchheim, Deutschland
Scansoftware	SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland

**Tab. 3:** Geräte und Materialliste mit Angaben zum Geräte-/Materialnamen, Hersteller und Entstehungsort.

Ablationstiefe [ $\mu\text{m}$ ]		
Versuch	Dentin	Schmelz
1	54	52
2	51	65
3	54	56
4	46	58
5	53	54
6	49	69
7	50	62
8	63	36
9	57	78
10	64	60
11	62	52
12	67	47
13	69	77
14	66	50
15	94	42
16	72	58
17	56	58
18	70	37
19	79	57
20	76	60
21	90	77
22	76	87
23	67	49
24	70	85
25	90	44
<b>Median</b>	66,0	58,0
<b>Max</b>	94,0	87,0
<b>Min</b>	46,0	36,0
<b>Interquartil</b>	18,0	15,0
<b>Mittelwert</b>	65,8	58,8
<b>Standardabw.</b>	13,3	13,9

**Tab. 4:** Ablationstiefe gemessen jeweils im Dentin und Schmelz.



	Temperaturwerte ohne Kühlung in °C		
Versuch	Anfang	Max	Delta
1	26,9	57,4	30,5
2	28,6	67,1	38,5
3	35,6	109,8	74,2
4	30,2	79,5	49,3
5	30,4	78,7	48,3
6	35,6	111,5	75,9
7	28,6	89,5	60,9
8	30,2	105,4	75,2
9	28,9	95,6	66,7
10	28,4	85,9	57,5
11	27,9	102,7	74,8
12	27	77,6	50,6
13	28,9	99,4	70,5
14	28,6	126,1	97,5
15	29,4	109,8	80,4
<b>Mittelwert</b>	29,7	93,1	63,4
<b>SA</b>	2,6	18,8	17,7
<b>Median</b>	28,9	95,6	66,7
<b>Max</b>	35,6	126,1	97,5
<b>Min</b>	26,9	57,4	30,5
<b>Interquartilsabstand</b>	1,7	28,5	25,05

**Tab. 5:** Temperaturwerte auf Schmelz- Probekörpern ohne Kühlungsmittel mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur.

	Temperaturwerte mit Luftkühlung in °C		
Versuch	Anfang	Max	delta
1	25,7	32,7	7
2	24,6	32,7	8,1
3	25,7	33,9	8,2
4	24,5	39,2	14,7
5	25,9	39,6	13,7
6	26,8	45,6	18,8
7	28,5	44,8	16,3
8	24,6	50	25,4
9	28,9	45,7	16,8
10	24,8	35,9	11,1
11	27,9	38,4	10,5
12	25,7	41,9	16,2
13	26,9	45,6	18,7
14	26,8	48,7	21,9
15	29,6	42,5	12,9
<b>Mittelwert</b>	26,5	41,1	14,7
<b>SA</b>	1,6	5,7	5,3
<b>Median</b>	25,9	41,9	14,7
<b>Max</b>	29,6	50	25,4
<b>Min</b>	24,5	32,7	7
<b>Interquartilsabstand</b>	2,15	8,45	6,95

**Tab. 6:** Temperaturwerte auf Schmelz- Probekörpern mit Luftkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur.

	Temperaturwerte mit Wasserkühlung in °C		
Versuch	Anfang	Max	delta
1	22,1	33,3	11,2
2	24,3	34,8	10,5
3	23,6	34,1	10,5
4	25,1	36,9	11,8
5	22,8	38,4	15,6
6	21,6	36,5	14,9
7	25,3	40,1	14,8
8	25	36,9	11,9
9	23,6	39	15,4
10	22,1	36,4	14,3
11	21,6	38,9	17,3
12	21,4	40,9	19,5
13	22,9	36,5	13,6
14	23,5	34,8	11,3
15	25,1	36,9	11,8
<b>Mittelwert</b>	23,3	37,0	13,6
<b>SA</b>	1,4	2,2	2,7
<b>Median</b>	23,5	36,9	13,6
<b>Max</b>	25,3	40,9	19,5
<b>Min</b>	21,4	33,3	10,5
<b>Interquartilsabstand</b>	<b>2,55</b>	<b>3,05</b>	<b>3,06</b>

**Tab. 7:** Temperaturwerte auf Schmelz- Probekörpern mit Wasserkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur.

	Temperaturwerte ohne Kühlung in °C		
Versuch	Anfang	Max	delta
1	27,8	55,8	28
2	27,1	46,1	19
3	27,1	52	24,9
4	25,2	80	54,8
5	25,2	88,5	63,3
6	28,1	102,4	74,3
7	27,5	100,1	72,6
8	26,4	67,5	41,1
9	27,6	65,5	37,9
10	25,8	79	53,2
11	28,6	77,7	49,1
12	25,2	69,5	44,3
13	26	72,5	46,5
14	25,8	70	44,2
15	28,5	79,4	50,9
<b>Mittelwert</b>	26,8	73,7	46,9
<b>SA</b>	1,2	15,9	15,9
<b>Median</b>	27,1	72,5	46,5
<b>Max</b>	28,6	102,4	74,3
<b>Min</b>	25,2	46,1	19
<b>Interquartil</b>	1,9	13,2	14,5

**Tab. 8:** Temperaturwerte auf Dentin- Probekörpern ohne Kühlungsmittel mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur.

	Temperaturwerte mit Luftkühlung in °C		
Versuch	Anfang	Max	delta
1	24,5	37,3	12,8
2	25,7	40	14,3
3	25,8	40	14,2
4	25,8	55	29,2
5	25,8	65,4	39,6
6	26	45,5	19,5
7	27,4	48,5	21,1
8	25,4	44,7	19,3
9	27,1	49,5	22,4
10	28,6	51,5	22,9
11	28,2	55,5	27,3
12	27	50,9	23,9
13	25,8	48,5	22,7
14	25,6	45,6	20
15	23,5	47,1	23,6
<b>Mittelwert</b>	26,1	48,3	22,2
<b>SA</b>	1,3	7,1	6,7
<b>Median</b>	25,8	48,5	22,4
<b>Max</b>	28,6	65,4	39,6
<b>Min</b>	23,5	37,3	12,8
<b>Interquartil</b>	1,4	6,1	4,35

**Tab. 9:** Temperaturwerte auf Dentin- Probekörpern mit Luftkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur.

	Temperaturwerte mit Wasserkühlung in °C		
Versuch	Anfang	Max	delta
1	26,1	28,2	2,1
2	23,6	29,3	5,7
3	22,8	27,1	4,3
4	22,5	40,2	17,7
5	23,6	39,5	15,9
6	22,8	38,4	15,6
7	22,4	40,5	18,1
8	22,4	32,5	10,1
9	22	31,4	9,4
10	22,4	38,1	15,7
11	22,5	34,5	12
12	21,8	33,4	11,6
13	22,5	39,4	16,9
14	21,5	33,8	12,3
15	22,8	35,4	12,6
<b>Mittelwert</b>	22,8	34,8	12,0
<b>SA</b>	1,1	4,5	5,0
<b>Median</b>	22,5	34,5	12,3
<b>Max</b>	26,1	40,5	18,1
<b>Min</b>	21,5	27,1	2,1
<b>Interquartil</b>	0,4	6,95	6,05

**Tab. 10:** Temperaturwerte auf Dentin- Probekörpern mit Wasserkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur.

## 7. Abbildungsverzeichnis

**Abb. 1:** Spektrum medizinischer Laserwellenlängen mit einer Auswahl häufig genutzter zahnmedizinischer Lasertypen und deren Anwendungsgebiete (Frentzen und Koort, 1991; Krause und Frentzen, 2007; Meister, 1998) **S. 8**

**Abb. 2:** Unterschied zwischen sichtbarem Licht und Laserlicht [Eichler „Laser“]. **S. 9**

**Abb. 3:** Aufbau eines Lasers – Prinzip der Laserlichterzeugung. **S. 10**

**Abb. 4:** Schematische Darstellung der Laser – Gewebe Interaktion. Im Bild zu sind die Effekte Absorption, Reflexion, Remission, Transmission und Streuung zu sehen. Der gelbe Pfeil beschreibt den Laserstrahl. **S. 12**

**Abb. 5 :** Probekörper auf dem XYZ –Tisch in Silikon fixiert. Links im Bild ist der Laser angedeutet. **S. 19**

**Abb. 6:** Versuchsaufbau auf der oberen Etage des Tisches. Links: Der Laser (1), in der Mitte: Probekörper (2) auf dem XYZ verschiebbaren Tisch (3) (xyz - Tisch VT - 80, Micos, Eschbach), rechts: Temperatursonde (4) direkt hinter dem Probekörper fixiert. **S. 20**

**Abb. 7 :** Gleicher Versuchsaufbau wie in Abb.5, diesmal von einer näheren Perspektive. Im Bild deutlich zu sehen den Laserstrahl (1) auf dem Probekörper (2) (im Dentin), direkt dahinter die fixierte Temperatursonde (3). **S. 21**

**Abb. 8:** Probekörper mit der Schichtdicke 0,5 mm. Deutlich im Bild zu sehen von oben nach unten: Schmelzschicht, dicke Dentinschicht und leeres Pulpacavum **S. 22**

**Abb. 9:** Luftpüster mit Pfeil gekennzeichnet. Auf dem Bild ist die Temperatursonde noch nicht eingerichtet. **S. 27**

**Abb. 10:** Schematische Darstellung der Hauptversuche. Die Hauptversuche wurden an Dentin und Schmelz durchgeführt. Die Gesamtenergie, Leistung und Frequenz waren für alle Versuche gleich. Die Schichtdicke betrug bei allen Versuchen 0,5 mm. Die Anzahl der Probekörper wird durch n beschrieben. **S. 29**

- Abb. 11:** Erläuterung der Symbole aus Box-Plot Diagrammen **S. 31**
- Abb. 12:** Temperaturveränderung ( $\Delta T$ ) jeweils im Schmelz und in Dentin ohne Kühlung und mit Luft- bzw. Wasserkühlung. **S. 33**
- Abb. 13:** Temperaturanstieg bei der Laserablation im Schmelz, jeweils ohne Kühlung, mit Luft- und mit Wasserkühlung. **S. 34**
- Abb. 14:** Temperaturanstieg bei der Laserablation im Dentin, jeweils ohne Kühlung, mit Luft- und mit Wasserkühlung. **S. 35**
- Abb. 15:** Ablationstiefe im Dentin und Schmelz. Nach dem Mann-Whitney-Test gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den jeweiligen Proben ( $p > 0,05$ ). **S. 36**
- Abb. 16:** Kavitäten entstanden durch Laserablation mit dem Ultrakurzpuls laser. Kavität 1 entstand ohne jegliche Kühlung, Kavität 2 mit Luftkühlung und Kavität 3 mit Wasserkühlung. Am Rande der Kavität 1 sieht man deutlich die schwarzen Spuren, die durch Wärme bei der Laserablation entstanden sind. **S. 38**



## 8. Tabellenverzeichnis

- Tab. 1:** Photothermische Wechselwirkungen des Lasers in Abhängigkeit von der Temperatur (nach Coluzzi, 2008; Helfmann und Brodzinski, 2000). **S. 15**
- Tab. 2:** Übersicht profilometrisch ermittelter Kavitätentiefen in  $\mu\text{m}$ . **S. 37**
- Tab. 3:** Geräte und Materialliste mit Angaben zum Geräte-/Materialnamen, Hersteller und Entstehungsort. **S. 47**
- Tab. 4:** Ablationstiefe gemessen jeweils im Dentin und Schmelz. **S. 48**
- Tab. 5:** Temperaturwerte auf Schmelz- Probekörpern ohne Kühlmittel mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur **S. 49**
- Tab. 6:** Temperaturwerte auf Schmelz- Probekörpern mit Luftkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur. **S. 50**
- Tab. 7:** Temperaturwerte auf Schmelz- Probekörpern mit Wasserkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur **S. 51**
- Tab. 8:** Temperaturwerte auf Dentin- Probekörpern ohne Kühlmittel mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur **S. 52**
- Tab. 9:** Temperaturwerte auf Dentin- Probekörpern mit Luftkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur. **S. 53**
- Tab. 10:** Temperaturwerte auf Dentin- Probekörpern mit Wasserkühlung und mit Angaben der Anfangs- und Maximaltemperatur **S. 54**

## 9. Literaturverzeichnis

**Bader CA.** Kavitätenpräparation von Schmelz und Dentin mit Er:YAG-Lasern. Laser Journal 3.2008, Deutsche Gesellschaft für Laser Zahnheilkunde e.V.: 20-23

**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, 1992, 105: 56

**Berlien HP, Ahmadi A, Phillip C, Fuchs B, Böhm M.** Trennen und Fügen in der Medizin In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. - 4. Erg. Lfg. VI – 3.1.3.2. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft 10/1991: 1-6

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

**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, Kecsmar S, Krause F, Berthold M, Frentzen M, Frankenberger R, Schelle F.** Effect of simulated pulpal fluid circulation on intrapulpal temperature following irradiation with an Nd:YVO4 laser. Lasers Med Sci 2013 (in press) DOI: 10.1007/s10103-014-1540-5

**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 Omega 2008; 101: 125-126

**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

**Craig RG, Gehring PE, Peyton FA.** Relation of structure to the microhardness of  
human dentine. 1959, 624-630

**Donges A.** Nichtlineare Optik – ein kurzer Überblick. In Laser Journal 3/2006 Oemus  
Media AG, Leipzig: 27-29

**Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal 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

**Dörschel K, Ertl T, Müller G.** Physikalische Grundlagen des Lasereinsatzes in der  
Zahnheilkunde. In: Berlien HP, Müller G (Hrsg): Angewandte Lasermedizin: Lehr und  
Handbuch für Praxis und Klinik. VI-3.3.1 Landsberg, Ecomed Verlagsgesellschaft  
11/1993: 5-12

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

**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: Philosophische Fakultät  
der Universität Bonn, Fachbereich Psychologie, 1992

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

**Frentzen M, Braun A.** Ultrakurzpulslaser-Technologie in der Zahnheilkunde. Grundlagen und Anwendungen; Laser Journal 2.2011, Deutsche Gesellschaft für Laser Zahnheilkunde e.V.: 6-10

**Frentzen M, Braun A, Brede O, Dehn C, Oehme B, Bourauel C, Reimann S, Schelle F.** Ultrakurzpulslaser-Technologie in der Zahnheilkunde. Grundlagen und Anwendungen; Laser Journal 2.2011, Deutsche Gesellschaft für Laser Zahnheilkunde e.V.: 6-10

**Fried NM, Fried D.** Comparison of Er:YAG and 9.6- $\mu\text{m}$  TE CO<sub>2</sub>-lasers for ablation of skull tissue. Lasers Surg Med 2001; 22: 335-343

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

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

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

**Gutknecht N.** Kariologie und Kavitätenpräparation mit dem Er:YAg-Laser. LaserZahnheilkunde 2007; 2/07: 75-83

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

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

**Hellwig E, Attin TH, Klimek J.** Einführung in die Zahnerhaltung 2. Auflage Urban & Fischer München Jena, 1999

**Hellwig E, Kimmel K, Lehmann KM.** Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. DGZMK-Statement: Stand 12/98

**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 HH, Deppe H.** Laser in der zahnärztlichen Chirurgie und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. In: Berlin HP, Müller G, ed. Angewandte Lasermedizin Lehr- und Hand- buch für die Praxis und Klinik. Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft, 2004: 1-28

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

**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

**Jahn R, Bleckmann A, Duczynski E, Huber G, Lierse W, Struve B, Jungbluth KH.** Thermal side effects after use of the pulsed IR laser on meniscus and bone tissue. Unfallchirurgie 1994; 20: 1-10

**Javan A, Bennet WR, Herriott DR.** Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a He-Ne mixture. Phys Rev Lett 1961; 6: 106–110

**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, Raab WHM, Hibst R.** Die Pulpareaktion während der Bestrahlung von

Zahnhartsubstanzen mit dem Erbium-YAG-Laser. Dtsch Zahnärztl Z 1991, 49: 106-112

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

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

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

**Krause F, Frentzen M.** Diodenlaser in der zahnmedizinischen Anwendung. Laser Zahnheilkunde 4.07, Quintessenz Berlin 2007: 151-158

**Krüger E, Ahrens G, Holtgrave EA, Koeck B.** Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie für Medizinstudenten und Ärzte Gustav Fischer Verlag, Stuttgart: 1986

**Kypers T.** Die Behandlung von Präparationstraumata mittels Low level Laser Therapie. Laser Journal 2.2008, Deutsche Gesellschaft für Laser Zahnheilkunde e.V.: 18-21

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

**Lehmann K, Hellwig E.** Einführung in die restaurative Zahnheilkunde 8. Auflage, Urban & Schwarzenberg München, 1998: 30-33

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

**Maxkors R, Meiners H, Gerstorfer G.** Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde-Vom Defekt zu Restauration. Auflage: 6. Überarbeitete Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag. 2008: 324

**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 1992; 95: 48

**Meister J.** Flüssigkeitslichtleiter für gepulste Hochleistungslasersysteme im infraroten Spektralbereich, Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Düsseldorf 1998: 2-8

**Niemz MH.** Laser-tissue interactions – Fundamentals and applications. 3rd, enlarged edition. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag; 1996: 45-150

**Nuss RC, Fabian RL, Sarkar R, Puliafito CA.** Infrared laser bone ablation. Lasers Surg Med 1988; 8: 381-391

**Öztürk B, Usumez A, Öztürk AN, Özer F.** In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. J Prosthet Dent 2004; 91: 436-440

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

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

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

**Schroeder HE.** Orale Strukturbiologie 4. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart:1992: 72-79

**Schroeder HE.** Orale Strukturbiologie. Georg Thieme, Stuttgart, 1992: 112

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

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

**Seekamp C, Lösche G, Ertl T, Scholz C.** Theorie und Praxis der Laseranwendung in Zahn-, Mund und Kieferheilkunde – Dentinkonditionierung In: Berlien HP, Müller G, Hrsg. Angewandte Lasermedizin: Angewandte Lasermedizin: Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik. 7. Erg. Lfg. VI – II 3.3.1 Landsberg: Ecomed Verlagsgesellschaft 11/1993: 51-62

**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

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

**Stübinger S, Ivanenko M, Schwenzer K, Sader R, Zeilhofer HF, Hering P.** Laseranwendung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Teil II: Übersicht – Therapiespektrum von Nd:Yag-, Er:Yag- und CO<sub>2</sub>-Laser an der Zahnhartsubstanz. In: Laserzahnheilkunde 2004; Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin: 3/04: 191-198

**Trautwein A, Kreibitz 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

**van Rensburg BGJ.** Mundbiologie, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Tokio London Moskau Prag Sao Paulo Warschau, 1994: 59-150

**Yamaguchi H, Kobayashi K, Sato Y, Osada R, Sakuraba E, Nomura T.** Nd:YAG



laser irradiation of the human dental pulp: Implications as a predictor of pulp hemodynamics. *Laser Surg Med* 2000; 26: 270-276

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

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

## 10. Danksagung

Zunächst möchte ich mich herzlich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Andreas Braun bedanken für die Überlassung des Themas, die intensive Betreuung sowie für die überaus freundliche Hilfsbereitschaft bei der Bewältigung dieser Arbeit.

Ein großer Dank geht an meine Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben, die mein Wohl vor ihr Wohl gestellt haben, und die immer an mich geglaubt haben.

Ebenfalls danke ich Frau Gisela Braun, die mir das Studium in Deutschland überhaupt ermöglicht hat und die immer ein offenes Ohr für mich hatte, die mich so aufgenommen hat wie ich bin, und die in jeder Lebenslage an mich geglaubt hat.

Bedanken möchte ich mich auch bei Allen, die keine namentliche Erwähnung gefunden haben: sei es fürs Korrekturlesen, fürs gemeinsame Lernen in der Uni oder für die dringend nötige Ablenkung zwischendurch.

Zuletzt geht ein großer Dank an eine Person, die man auch als besten Freund bezeichnen kann. Er war mein Ersatz für meine fehlende Familie hier in Deutschland, er war aber auch der nervige Junge, der mir manchen Spaß genommen hat, weil ich eher an der Doktorarbeit weiterarbeiten sollte, anstatt auf unzählige Parties zu gehen, weil er den Wunsch verfolgte, mich einmal Doktor nennen zu dürfen.

Sein Wunsch ist es auch, einmal seinen Namen in einer Doktorarbeit zu lesen.

Lieber Emmanuel – Danke dir !!!

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

Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe.  
Förderkennzeichen: 13N10190

