

**Auswirkung einer simulierten Flüssigkeitsbewegung
in der Zahnpulpa auf die intrapulpaie Temperatur
nach Laserbestrahlung der Zahnoberfläche**

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

Susann Kecsmar
aus Berlin
2013

Angefertigt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Andreas Braun
2. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel

Tag der Mündlichen Prüfung: 01.10.2013

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde,
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätsklinikum Bonn

Direktor: Prof. Dr. Dr. Sören Jepsen

in Kooperation

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

Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	7
1.1 Einführung.....	7
1.2 Aufbau eines Zahnes	11
1.3 Reaktion der Pulpa bei Reizeinwirkung.....	15
1.4 Flüssigkeitsveränderungen in der Pulpa	17
1.5 Ultrakurzpuls laser	19
1.6 Ziel der Arbeit.....	21
2. Material und Methoden	23
2.1 Versuchsaufbau	23
2.2 Einstellung des Ultrakurzpuls lasers	25
2.3 Auswahl der zu untersuchenden Zähne.....	25
2.4 Einstellung der Fließgeschwindigkeiten	27
2.5 Temperatureinstellungen	28
2.6 Versuchsdurchführung	28
2.7 Versuche.....	29
2.7.1 Vorversuche.....	29
2.7.1.1 Erste Vorversuchsreihe.....	29
2.7.1.2 Zweite Vorversuchsreihe.....	30
2.7.2 Hauptversuche.....	32
2.8 Profilometrie.....	33
2.9 Datenerfassung und Statistik	34
3. Ergebnisse.....	35
3.1 Vorversuche.....	35

3.2 Hauptversuche	37
3.3 Kavitätentiefe	38
4. Diskussion.....	39
4.1 Methodenkritik.....	39
4.2 Ergebniskritik	44
4.3 Klinische Relevanz.....	48
5. Zusammenfassung	49
6. Anhang.....	50
6.1 Geräte und Materialliste	50
6.2 Durchflussgeschwindigkeiten.....	52
6.3 Temperaturschwankungen anhand von drei unterschiedlichen Zähnen	52
6.4 Versuche.....	54
6.4.1 Vorversuche.....	54
6.4.1.1 Erste Vorversuchsreihe	54
6.4.1.2 Zweite Vorversuchsreihe.....	56
6.4.2 Hauptversuche.....	67
7. Literaturverzeichnis	89
8. Danksagung	100

1. Einleitung

1.1 Einführung

Das Ziel moderner Zahnheilkunde ist die Rückkehr des Patienten zur oralen Gesundheit bei vorhersagbarem Ergebnis (Misch, 2000). Der Traum des Menschen ist es, diese orale Gesundheit durch eine zahnärztliche Behandlung wieder zu erreichen, die schmerzarm, schnell und keimfrei ist. In der Zahnheilkunde könnte man sich diesem Traum durch die Verwendung laserbasierter Behandlungsmethoden annähern.

Die Bezeichnung Laser ist die Abkürzung für Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation und bedeutet, dass durch stimulierte Emission künstlich gerichtete Lichtstrahlen erzeugt werden (Kneubühl und Sigrist, 2008). Die stimulierte Emission ist das Grundprinzip der Funktionsweise eines Lasers. Sie wurde infolge des Planckschen Wirkungsquantums erstmals 1916 beschrieben und 1928 experimentell bewiesen (Einstein, 1916; Kneubühl und Sigrist, 2008). Die erste theoretische Beschreibung eines Lasers fand im Jahr 1958 statt und seine praktische Verwirklichung folgte 1960 (Maiman, 1960; Schawlow und Townes, 1958).

Seither hat die Entwicklung der Lasersysteme in den letzten Jahrzehnten viele Fortschritte erzielt. In der Zahnheilkunde werden Laser sowohl experimentell als auch klinisch verwendet. Vorteile gegenüber konventionellen Methoden, wie berührungsfreies und aseptisches Arbeiten und die reduzierte Traumatisierung des Gewebes, sind unbestritten (Moritz, 2006). Es gibt verschiedene Lasertypen, die unterschiedliche Eigenschaften und unterschiedliche Anwendungsgebiete in der oralen Lasertherapie haben (Tab. 1).

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 Extirpation der Pulpa offene Kürettage Präparation von Zahnhartsubstanz Wurzelkanalaufbereitung 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 Pulpaextirpation, Wurzelkanalreinigung Pulpaüberkappung Schmelzhärtung, Fissurenversiegelung Sterilisation der Wurzeloberfläche Weichteilchirurgie Wurzelkanalaufbereitung Wurzelkanaldesinfektion
Halbleiterlaser	Diodenlaser	635/660 (rot)	antiinfektiöse photodynamische Therapie
		780-820 (nahes Infrarot)	Biostimulation, analgetische Effekte Desensibilisierung, Pulpaüberkappung geschlossene Kürettage Laser-Doppler-Flussmessung Spektroskopie (Kariesdiagnostik) Wurzelkanaldesinfektion
		810-980 (nahes Infrarot)	Gewebedesinfektion in der Endodontie Parodontologie Weichgewebschirurgie
		980 (nahes Infrarot)	geschlossene Kürettage Periimplantitis (geschlossen) Wurzelkanaldesinfektion

Tab. 1: Überblick zu den verschiedenen Lasertypen und deren Anwendungsgebieten in der Zahnheilkunde (modifiziert nach Wehry, 2012; Frentzen und Koort, 1991; Keller und Hibst, 1994; Schwenzer und Ehrenfeld, 2002; Schwenzer und Ehrenfeld, 2009).

Medium	Lasertyp	Wellenlänge (nm)	Anwendungsgebiet
Gaslaser	Ar*-Laser	488 (blau-grün)	Photopolymerisation
		510 (grün)	approximale 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

Fortsetzung der Tab. 1 (siehe Seite 8).

Zu den bekanntesten Lasern in der Zahnmedizin gehören CO₂- (Kohlenstoffdioxid-), Nd:YAG- (Neodym-dotierte Yttrium-Aluminium-Granat-), Dioden-, Er:YAG- (Erbium-dotierte Yttrium-Aluminium-Granat-) und Er,Cr:YSGG-Laser (Erbium- und Chromium-dotierte Yttrium-Scandium-Gallium-Granat-Laser). Während ihres Einsatzes wird Wärme erzeugt. Je nach Anwendung ist dies von Vorteil oder Nachteil. CO₂-, Nd:YAG- und Diodenlaser werden größtenteils in der Weichgewebeschirurgie eingesetzt (Deppe und Horch, 2007). Der Wärmeeintrag in der Chirurgie ist von großem Vorteil, da mittels Koagulation ein blutarmes Arbeitsfeld und durch die Hitze Keimfreiheit ermöglicht werden. Er:YAG- und Er,Cr:YSGG-Laser werden hauptsächlich zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanz verwendet (Hibst und Keller, 1989; Keller und Hibst, 1989).

Bei der Bearbeitung von Hartgeweben ist der Wärmeeintrag häufig von Nachteil. Zu hohe Temperaturen können zu Schmerzen und irreversiblen Schäden am Zahn führen (Lin et al., 2010; Lloyd et al., 1978; Närhi et al., 1992; Pashley, 1996; Pohto und Scheinin, 1958; Zach und Cohen, 1965). Schmerzen am Zahn werden durch thermische, mechanische, osmotische und elektrische Reize ausgelöst (Hellwig et al., 2009). Irreversible Schäden entstehen, wenn der Wärmeeintrag bei der Bearbeitung der Zahnhartsubstanz so hoch ist, dass es zu Denaturierungen im Zahn kommt (Hannig und Bott, 1999; Zach und Cohen, 1965).

Bisher wurden in der Laserzahnheilkunde noch keine Studien durchgeführt, die sich mit den Temperaturveränderungen während der Ablation mittels eines Ultrakurzpulslasers unter Berücksichtigung einer pulpalen Blutzirkulation im Zahn beschäftigten. Der Wärmeabtransport durch eine Blutzirkulation könnte jedoch einen beträchtlichen Einfluss auf die Temperaturentstehungen im Zahn während der Ablation haben. Daher widmet sich die vorliegende Arbeit der Untersuchung von pulpalen Temperaturentwicklungen während der Ablation eines Ultrakurzpulslasers unter Berücksichtigung einer Flüssigkeitsbewegung im Pulparaum.

1.2 Aufbau eines Zahnes

Ein Zahn wird in drei Abschnitte eingeteilt (Abb.1): Zahnkrone (corona dentis), Zahnhals (collum dentis) und Zahnwurzel (radix dentis). Gemeinsam bilden Schmelz, Dentin und Zement die Zahnhartsubstanz, die sich jedoch in ihrer Zusammensetzung, Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit, Dichte, Härte, Druckfestigkeit, Elastizität und in ihrem histologischen Aufbau unterscheiden.

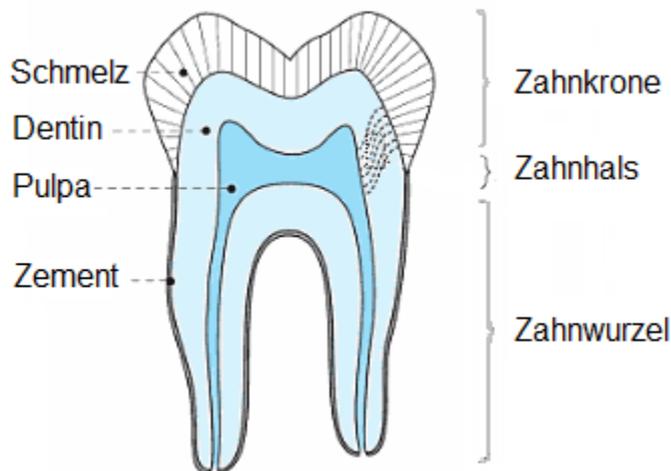


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Zahnes (Hellwig et al., 2009).

Die Zahnkrone wird von Schmelz (enamelum dentis) wie ein Mantel umhüllt, der sich zervikal verjüngt. Der Schmelz bildet die härteste Substanz des menschlichen Körpers. Er hat einen hohen Anteil an mineralischen Bestandteilen (95 Gew.-%), aber einen geringen Gehalt an Wasser (4 Gew.-%) und organischen Substanzen (1 Gew.-%), wie zum Beispiel Lipide, Proteine, Ziträt, Laktat und Kohlenhydrate (Hellwig et al., 2009). Trotz der Härte des Schmelzes besteht eine gewisse Bruchanfälligkeit aufgrund der geringen Elastizität und Zugfestigkeit (Kraus et al., 1969). Die Dichte des Schmelzes nimmt von innen nach außen zu, wobei lokale Unterschiede vorhanden sein können. Schmelz hat eine höhere Wärmeleitfähigkeit und eine geringere Wärmekapazität als Dentin (Craig und Peyton, 1961; Hibst et al., 1996). Dies ist auf die unterschiedliche Zusammensetzung und Struktur von Schmelz und Dentin zurückzuführen.

Die Zahnwurzel ist von Zement (cementum dentis) umgeben, welches zum Zahnhalteapparat gehört. An ihm haften die Parodontalfasern, die die Zähne in der Alveole des Kieferknochens beweglich befestigen. Das Zement ist die am wenigsten mineralisierte

Zahnhartsubstanz mit einem Mineralgehalt von 65 Gew.-%, 12 Gew.-% Wasser und 23 Gew.-% organischen Substanzen, welche hauptsächlich Kollagen beinhalten (Hellwig et al., 2009).

Unter dem Schmelz-Zement-Mantel liegt das Dentin (*dentinum dentis*). Es bildet den Hauptbestandteil der Zahnhartsubstanzen und umgibt einen inneren Hohlraum (*cavitas dentis*), der mit Zahnmark (*pulpa dentis*), einem blut- und nervenreichen Bindegewebe, ausgefüllt ist. Das Dentin besteht zu 70 Gew.-% aus anorganischen Materialien, zu 20 Gew.-% aus organischen Substanzen (zum größten Teil Kollagen) und zu 10 Gew.-% aus Wasser. Es ist hochelastisch und weniger hart als Schmelz. Im Gegensatz zum Schmelz weist Dentin eine wesentlich höhere Permeabilität auf. Es ist von radiären Kanälchen durchzogen, den sogenannten Dentintubuli (*tubuli dentinales*), deren Durchmesser nach außen hin abnimmt. In ihnen verlaufen Fortsätze von Odontoblasten, welche hochspezialisierte Zellen des pulpalen Gewebes sind. In den Kanälchen werden die Odontoblastenfortsätze zusätzlich von Flüssigkeit und organischen Strukturelementen umgeben. Dentin und Zement werden im Gegensatz zum Schmelz während der gesamten Lebensdauer eines Zahnes gebildet.

Man unterscheidet drei unterschiedliche Formen von Dentin: Primär-, Sekundär- und Tertiärdentin. Primärdentin ist das Dentin, welches bis zum Abschluss des Wurzelwachstums gebildet wird. Sekundärdentin wird anschließend regulär generalisiert produziert. Tertiärdentin entsteht aufgrund eines Reizes (Karies, Erosion, Abrasion, Präparation) lokal als Abwehrbarriere. Es ist weniger mineralisiert und enthält mehr organisches Material als Primär- und Sekundärdentin.

Die Zahnpulpa ist ein stark vaskularisiertes und hochspezialisiertes Bindegewebe. Es ist für die Vitalität und das Reaktionsvermögen des gesamten Dentins sowie des gesamten Zahnes von großer Bedeutung (Schroeder, 2000). Sie befindet sich im Inneren des Zahnes in der Pulpakammer (*cavitas dentis*). Man unterscheidet eine Kronen- von einer Wurzelpulpa. Ausweitungen der Pulpa am Pulpakammerdach werden als Pulpahörner bezeichnet. Vom Pulpakammerboden aus verlaufen eine oder mehrere Wurzelkanäle, die individuell unterschiedlich geformt und angeordnet sind (Hess, 1917,1925; Keller, 1928; Müller, 1933; Green, 1956, 1960; Meyer, 1961; Ainamo und Löe, 1968). Das Pulpagewebe kommuniziert über eine oder mehrere Öffnungen am Ende der Wurzel

(foramen apicale) mit dem Parodontium. Es tritt aber auch sowohl über akzessorische Kanäle, die im Bi- oder Trifurkationsbereich liegen, als auch über Seitenkanäle, die gehäuft am unteren Drittel der Wurzelkanäle auftreten, mit ihm in Kontakt.

Das pulpale Gewebe besteht aus Zellen, Gefäßen, Nerven, Faserbündeln und einer interzellulären Grundsubstanz. Zu den charakteristischen Zellen der Pulpa zählen die Odontoblasten, Fibroblasten, Ersatzzellen und Abwehrzellen. Odontoblasten bilden Prädentin, welches zum Dentin ausreift. Fibroblasten gehören zu den zahlreichsten Zellpopulationen der Pulpa. Ihre Aufgabe besteht in der Produktion und dem Umsatz der Interzellulärschubstanz (Eifinger, 1970; Avery, 1973). Als Ersatzzellen bezeichnet man undifferenzierte Mesenchymzellen. Sie sind multipotenziell, das heißt, sie können sich zu jedem in der Pulpa vorkommenden Zelltyp entwickeln. Zu den Abwehrzellen gehören Histiozyten, Monozyten, Lymphozyten und Makrophagen, die einzeln und frei in der Pulpa vorkommen. Sie spielen eine wichtige Rolle bei der Immunabwehr.

Gefäße treten durch Foramina apicalia, durch akzessorische Kanäle in den Bi- oder Trifurkationen und durch Seitenkanäle in das Pulpagewebe ein und verlassen diese dort auch wieder. Es handelt sich um Lymphgefäße, Arteriolen und Venolen, die ein stammartiges Bündel bilden und im Zentrum der Wurzelpulpa oder auch peripher entlang der Kanalwände in gerader Verlaufsrichtung in die Kronenpulpa aufsteigen und sich dort zunehmend verzweigen (Schroeder, 1982). In der Peripherie der Kronen- und Wurzelpulpa bilden diese Äste einen sehr dichten Kapillarplexus, deren Ausläufer bis in die Odontoblastenreihe hineinragen können (Kramer, 1960). Zwischen den Kapillaren, den Arteriolen und den Venolen bestehen arterio-venöse Anastomosen, die wichtig sind, um Blutdruckschwankungen auszugleichen (Provenza, 1964).

Neben den Blut- und Lymphgefäßen treten am Foramen apicale auch Nervenfasern in die Pulpa ein. Während es in der Wurzelpulpa nur wenige Nervverzweigungen gibt, kommt es im Bereich der Kronenpulpa zu ausgedehnten Verzweigungen und zur Bildung eines Raschkowschen Nervenplexus (Hellwig et al., 2009). Man unterscheidet afferente von efferenten Nervenfasern. Die afferenten Nervenfasern vermitteln die Schmerzempfindungen und beinhalten A-Beta-, A-Delta- und C-Fasern. Die efferenten Fasern gehören zum vegetativen Nervensystem und regulieren den Blutdurchfluss. Einzelne Faserenden verlaufen zwischen den Odontoblasten entlang ihren Fortsätzen ins

Prädentin und von dort aus vereinzelt über die Dentintubuli bis in das innerste Drittel des Dentins (Eifinger, 1970). Das wird jedoch nur selten beobachtet (Frank, 1966, 1968).

Als Leitstruktur von Blut-, Lymphgefäßen und Nervenbahnen dienen kollagene Faserbündel, die in der Wurzelpulpa dichter gepackt sind als in der Kronenpulpa (Gvozdenovic-Sedlecki et al., 1973). Zellen, Gefäße, Nerven und Faserbündel sind in eine wasserreiche, gelartige Grundsubstanz eingebettet (Linde, 1973). Zusammen bilden sie das hochspezialisierte Bindegewebe der Pulpa, welches chemisch zu 25 % aus organischen Bestandteilen und zu 75 % aus Wasser besteht (Beveridge und Brown, 1965). Der hohe Wasseranteil der Pulpa verdeutlicht die Fähigkeit, die durch eine Laserbehandlung entstehende Wärme über eine Zirkulation abtransportieren zu können.

Die Pulpa ist nicht einheitlich strukturiert, sondern sowohl in der Kronen- als auch in wesentlichen Teilen der Wurzelpulpa zonenartig aufgebaut (Schroeder, 2000). Neben dem Pulpakern gibt es drei Randzonen: Die erste Randzone zur Peripherie hin besteht aus einer Odontoblastenreihe. Bei der zweiten handelt es sich um eine kernarme Zone, die auch Weilsche Zone genannt wird. Als dritte Randzone zum Pulpakern hin ist eine kernreiche beziehungsweise bipolare Zone bekannt (Hellwig et al., 2009). Der zonenartige Aufbau der Pulpaperipherie, die Konzentration undifferenzierter Zellen im Bereich der bipolaren Zone und die Anwesenheit eines kapillären sowie nervalen Plexus deuten darauf hin, dass im subodontoblastischen Raum ein hoher Grad physiologischer Aktivität, sensibler Perzeptionsmöglichkeiten und die Bereitschaft zur Verteidigung der dentinbildenden Gewebsfront besteht (Schroeder, 2000). Diese Fähigkeiten sind im Bereich der Kronenpulpa ungleich größer und vollständiger angelegt als im Bereich der Wurzelpulpa (Schroeder, 2000).

Zusammenfassend sind die Funktionen der Pulpa vielseitig. Sie hat nutritive Aufgaben, indem sie die Odontoblasten mit Nährstoffen aus dem Blut versorgt. Indirekt ist sie dadurch an der primären und sekundären Dentinbildung beteiligt. Weiterhin besitzt sie eine sensorische Funktion, indem sie jegliche Reize, wie zum Beispiel Druck, Traumata, hohe und tiefe Temperaturen oder chemische Irritationen als Schmerzen meldet und mit einer veränderten Durchflussgeschwindigkeit des Blutes reagiert. Schließlich übernimmt die Pulpa defensive Aufgaben durch den Einsatz von Abwehrzellen sowie durch Bildung von Tertiärdentin.

Mit zunehmendem Alter verliert das Pulpagewebe einen Teil seiner Leistungsfähigkeit, weil regressive Gewebsveränderungen eintreten (Schroeder, 2000). Zu den regressiven Veränderungen der Pulpa gehört unter anderem die Verkleinerung der Pulpakammer durch die kontinuierliche Bildung von Sekundärdentin. Auch findet eine Reduzierung der Odontoblastenschicht statt. Die Dichte der Fibroblasten und Gefäße in der Kronenpulpa nimmt ab (Fröhlich, 1970; Seltzer, 1973). Kollagene Faserbündel werden in der Wurzelpulpa vermehrt gebildet (Seltzer, 1973). Es kann außerdem zur Entwicklung von Dentikeln kommen (Sundell et al., 1968). Verkalkungen führen in den Gefäßen zu Arteriosklerose. Die Folge ist eine Abnahme der Sensibilität an Nervenendigungen und eine Verringerung der Blutdurchflussgeschwindigkeit durch verkleinerte Blutgefäße (Plackova und Vahl, 1974). Regressive Veränderungen der Pulpa treten nicht nur altersbedingt auf, sondern auch durch Traumata, bei Heilungsvorgängen oder nach zahnärztlich therapeutischen Eingriffen (Hellwig et al., 2009).

Diese Veränderungen können einen Einfluss auf das Ausmaß der Wärmeableitung haben. So kann eine Pulpa, die eine erniedrigte Durchflussgeschwindigkeit und weniger Blutgefäße besitzt, den Wärmeabtransport in einem geringeren Maße leisten als eine Pulpa mit physiologischer Durchflussgeschwindigkeit und einer regulären Anzahl an Blutgefäßen.

1.3 Reaktion der Pulpa bei Reizeinwirkung

Viele verschiedene Reize können auf die Pulpa einwirken. Dazu gehören zum Beispiel chemische, mechanische, thermische, osmotische, physikalische, elektrische, entzündliche, traumatische und iatrogene Reize.

Der Mechanismus der Reizübertragung ist bis heute noch nicht endgültig geklärt. Es werden drei Theorien der Reizübertragung zur Pulpa beschrieben, von denen die anerkannteste die hydrodynamische ist (Brännström, 1962). Demnach können Reize pulpale Druckveränderungen und somit eine Flüssigkeitsbewegung in den Dentintubuli verursachen. Unter physiologischen Bedingungen besteht ein größerer Druck in der Pulpa als in der Mundhöhle. Daraus resultiert ein langsamer Auswärtsfluss der Dentinflüssigkeit. Wenn ein Reiz auf den Zahn einwirkt, ruft das Druckveränderungen in der Pulpa hervor, die entweder den natürlichen Auswärtsfluss des Dentinliquors verstärken oder umge-

kehrt einen Einwärtsfluss verursachen. Reize, die zu einem Auswärtsfluss führen, sind zum Beispiel Kälte, Dehydration, hyperosmotische oder dehydrierende Lösungen. Im Gegensatz dazu bewirken Reize, wie zum Beispiel Hitze und Druck, eine Flüssigkeitsverschiebung nach innen (Bekes, 2009). Diese Flüssigkeitsbewegungen lösen eine Bewegung sowohl der Odontoblasten als auch seiner Fortsätze aus, welche wiederum die sie umgebenden freien Nervenendigungen im Dentin, in der Nachbarschaft der Odontoblasten und in den peripheren Pulpabereichen erregen. Das pulpa Nervensystem wird aktiviert und reagiert auf den Reiz mit Schmerz.

Bei der Konduktionstheorie hingegen wird von einer direkten Nervenstimulation an der Schmelz-Dentin-Grenze ausgegangen. Diese Theorie konnte sich allerdings nicht durchsetzen, da freie Nervenendigungen in der Nähe der Schmelz-Dentin-Grenze nicht sicher nachgewiesen werden konnten (Hellwig et al., 2009).

Die Transduktionstheorie besagt, dass der Odontoblast als Rezeptor fungiert und über Synapsen mit Nervenendigungen verbunden ist. Auch diese Theorie war nicht aufrecht zu erhalten, weil der Nachweis der Synapsen ausblieb und Untersuchungen gezeigt haben, dass es weder synaptische Verbindungen noch „tight-“ oder „gapjunction“ zwischen Odontoblast und Nervenzellen gibt (Bekes, 2009; Klimm, 2003).

Nachdem ein Reiz die Pulpa-Dentin-Einheit erreicht hat, reagiert die Pulpa zunächst mit einer Überempfindlichkeit, dann mit Schmerzen, gegebenenfalls mit einer Entzündung und Gewebeveränderungen und schließlich mit einer reduzierten Dentinpermeabilität und der Bildung von Tertiärdentin (Hülsmann, 2008, Mjör und Ferrari, 2002, Pashley, 1996).

Tertiärdentin entsteht lokal als Abwehrbarriere, nachdem aufgrund der Reize die Odontoblasten abgestorben sind und sich Mesenchymzellen in Reiznähe zu Hartgeweben bildenden Zellen differenziert haben. Zwischen physiologischem Sekundärdentin und Tertiärdentin befindet sich dann Grenzflächendentin (Interface Dentin), das oft atubulär ist (Hülsmann, 2008). Das Fehlen der Dentintubuli im Grenzflächendentin verdeutlicht den Schutzmechanismus, da ohne Tubuli keine weiteren Bakterien, Noxen und sonstige Reize zur Pulpa gelangen können.

Im Hinblick auf die hier vorliegende Studie spielt der Reiz „Wärme“ eine besondere Rolle. Wird ein Zahn übermäßiger Hitze ausgesetzt, werden natürliche Regulationsmecha-

nismen aktiviert, die zunächst die Blutzirkulation erhöhen, bevor es zu irreversiblen Schäden kommt (Gängler 1976; Pohto und Scheinin, 1958; Raab, 1989; Raab, 1992, Hellwig et al.; 2009). Auch andere Reize, wie Perkussion, Anwendungen mit dem Ultraschallgerät und Präparation am Dentin, führen zu einer erhöhten Blutzirkulation (Kodonas et al., 2009a).

Neben diesen Regulationsmechanismen der Blutzirkulation gehören vermutlich zum Wärmeabtransport in der Pulpa auch die Flüssigkeitsbewegungen in den Dentintubuli (Raab, 1992). Einen weiteren senkenden Effekt auf die Temperaturerhöhung in der Pulpa scheint das umliegende parodontale Gewebe zu haben, welches die Wärmekonvektion fördert (Hannig und Bott, 1999). Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass sich die Pulpa nach 15 Tagen von der Hitzeeinwirkung, solange sie nicht dauerhaft schädlich war, erholte und histologisch nicht mehr nachweisbar war (Bahcall et al., 1992).

Schädlich ist eine Hitzeeinwirkung ab Temperaturunterschieden von 5,5 K. In einer in-vivo-Studie konnte an Affen gezeigt werden, dass eine Temperaturerhöhung um 2,2 K keine Schäden bewirkte. Stieg die Temperatur jedoch um 5,5 K an, wurde in bis zu 15 % der Fälle eine Pulpanekrose beobachtet. Ab einem Anstieg von 11,1 K kam es bereits schon in bis zu 60 % der Fälle zur Pulpanekrose. Bei einer Erhöhung der Temperatur in der Pulpa um 16,6 K wurde festgestellt, dass zu 100 % eine Pulpanekrose stattfand (Zach und Cohen, 1965).

1.4 Flüssigkeitsveränderungen in der Pulpa

Der pulpale Blutdurchfluss ist unter physiologischen Bedingungen im koronalen Pulpa-bereich analog der Verteilung der Blutgefäße etwa doppelt so hoch wie im apikalen Bereich (Selzer und Bender, 1984). Er wird über verschiedene Mechanismen reguliert. Anastomosen spielen dabei eine wichtige Rolle. Es gibt viele davon in der Kronen- und Wurzelpulpa. Blutdruckschwankungen werden durch sie ausgeglichen und schützen dadurch die Pulpa vor systemisch oder lokal bedingten Blutschwankungen, die die Pulpa schädigen könnten.

Für die Blutflussregulation sorgt außerdem das vegetative Nervensystem, indem es die Blutdurchflussrate bei unterschiedlich hohen Temperaturreizen reguliert. Eine in-vivo-Studie untersuchte zum Beispiel das Verhalten der Blutzirkulation auf thermische Reize

in Schneidezähnen von Wistar-Ratten. Dabei wurde unterschieden zwischen einer kurzen und langen Hitzeeinwirkung auf die Schneidezähne. Bei einer kurzzeitigen Erhitzung der Pulpa auf 40 °C stieg die Durchflussgeschwindigkeit um 150 % an. Bei einer kurzzeitigen Hitzeeinwirkung von 45 °C wurde die Durchflussgeschwindigkeit sogar auf 200 % erhöht. Ab 55 °C jedoch verringerte sich die Durchflussrate schlagartig und die Gefäße dilatierten. Bei längerer Hitzeaussetzung der Schneidezähne, die eine pulpale Temperatur ab 45 °C und mehr erreichten, wurden Kapillarstasen und Thrombosen beobachtet (Gängler 1976).

Eine weitere in-vivo-Studie führte ebenfalls ihre Untersuchungen an Unterkieferschneidezähnen von Wistar-Ratten durch. Es konnte gezeigt werden, dass der pulpale Blutdurchfluss bei einer Temperatur bis 31 °C erniedrigt, bei 37 °C normal und ab 39 °C bis 42 °C erhöht wurde. Stieg die Temperatur weiter auf Werte von 44 °C bis 46 °C an, kam es zur Erythrozytenaggregation. Thrombosen und folglich ein Stillstand der Zirkulation wurden bei Temperaturen ab 46 °C und mehr ausgelöst (Pohto und Scheinin, 1958).

Diese Beobachtungen wurden von einer anderen Studie bestätigt. Sie beschäftigte sich mit dem Verhalten des Blutdurchflusses in einem Temperaturbereich von 17 °C bis 57 °C. Es konnte gezeigt werden, dass sich der pulpale Blutdurchfluss bei Temperaturen unter 31 °C erniedrigte und über 43 °C erhöhte. Ab einem Temperaturanstieg von 49 °C wurden irreversible Schäden in der Pulpa festgestellt (Raab und Müller, 1989).

Flüssigkeitsveränderungen in der Pulpa können zum Beispiel auch unter pathologischen Bedingungen auftreten. Bei einer Entzündung verändert sich das Gewebe der Pulpa. Die Blutgefäße dilatieren, wodurch mehr Blutvolumen in die Gefäße gelangt. Die Permeabilität ist erhöht und es findet eine vermehrte Plasmaextravasation statt. Das Gewebe schwillt an, kann sich aber in der Pulpakammer aufgrund der Zahnhartgewebe nicht ausdehnen, weshalb der Druck in der Pulpa steigt. Wenn der Gewebedruck den Druck des Blutes überschritten hat, werden die Blutgefäße kontrahiert und die Gewebsflüssigkeit wieder in die Gefäße hineingedrückt. Als Folge steigt der Blutdurchfluss (Heyeraas und Kvinnsland, 1992). Studien zeigten, dass bei einer entzündeten Pulpa von Hunden nach drei Tagen erhöhte Blutflussgeschwindigkeiten gemessen werden konnten. Nach sieben Tagen aber wurden nekrotische Areale in der Pulpa nachgewiesen und ein verringertes Blutfluss gemessen (Kim, 1985).

Eine weitere Zirkulationsveränderung in der Pulpa tritt bei schlecht eingestellten oder unkontrollierten Diabetikern auf. In verschiedenen Studien konnte bewiesen werden, dass Diabetes mellitus den pulpalen Blutdurchfluss senkt (Bender und Bender, 2003; Catanzaro et al., 2006). Durch einen erhöhten Blutzucker werden die Blutgefäße geschädigt. Es kommt zu Ablagerungen des Zuckers an den Blutgefäßwänden und Zellen der Immunabwehr können die Gefäßwände nur noch schwer passieren. Eine erschwerte Abwehrfähigkeit der Pulpa ist die Folge. Zusätzlich verengt sich das Lumen der Blutgefäße, es treten Mikrozirkulationsstörungen auf und der Blutfluss ist erniedrigt. Es kann zu entzündlichen und irreversiblen Veränderungen in der Pulpa kommen, die schließlich zu einer Nekrose führen können (Catanzaro et al., 2006). Es ist nicht nur im Hinblick auf die Allgemeingesundheit des Patienten wichtig, Diabetes mellitus zu therapieren, sondern auch aus Gesichtspunkten der Zahnheilkunde. Eine gesunde Pulpa mit einem funktionierenden Blutgefäßsystem ist für die Regulierung des Wärmehaushaltes, den Sauerstofftransport, die Ernährung der Zellen und für die Immunabwehr wichtig.

Interessant ist auch eine Studie, die den Effekt von Vitamin C auf den pulpalen Blutdurchfluss untersuchte. Ratten wurde Streptozotocin injiziert, wodurch sie an Diabetes erkrankten. Nachdem eine Reduktion des pulpalen Blutdurchflusses beobachtet worden war, verabreichte man den Ratten Wasser, welches mit Vitamin C angereichert war. Es konnte gezeigt werden, dass Vitamin C die diabetesinduzierte Reduktion des pulpalen Blutdurchflusses verhindern konnte (Amatyakul et al., 2003).

Einen weiteren Effekt auf den Blutdurchfluss in der Pulpa kann Adrenalin haben. In verschiedenen Studien wurde beobachtet, dass Adrenalin den pulpalen Blutdurchfluss senkt (Kim, 1985; Pitt Ford et al., 1993).

1.5 Ultrakurzpuls laser

Der Ultrakurzpuls laser ist ein System, das gepulstes Licht bei einer Wellenlänge von 1000 nm mit Pulsdauern im Bereich von Pikosekunden (ps) und Femtosekunden (fs) aussendet. Die Gewebeablation beruht bei diesen Lasertypen auf nichtlinearen optischen Effekten, mit denen die Erzeugung eines Plasmas einhergeht (Frentzen et al., 2010).

Zu den ersten Ultrakurzpulslasern gehörten die Farbstofflaser (Schäfer und Schmidt, 1966; Sorokin und Lankard, 1966). Eine fortschreitende Entwicklung für die Ultrakurzpulslasertechnik war 1982 die Entdeckung des Titan:Saphir-Lasers (Moulton, 1986). Seit den 90er Jahren werden Ultrakurzpulslasersysteme untersucht, erforscht und weiterentwickelt (Niemz, 1994; Niemz, 1995; Niemz, 1998). In der heutigen Zeit zählt die Femto-LASIK, auch ein Ultrakurzpulslasersystem, in der Augenheilkunde zu den bekanntesten Anwendungen der Medizin (Heisterkamp et al., 2003; Ratkay-Traub et al., 2003). LASIK steht für Laser-in-situ-Keratomileusis und wird zur Korrektur optischer Fehlsichtigkeiten eingesetzt.

Erst kürzlich wurde untersucht, mit welchen Parametern die Ultrakurzpulstechnologie für die zahnmedizinische Anwendung gut geeignet zu sein scheint, um schmerzfrei, nebenwirkungsarm, selektiv und präzise arbeiten zu können (Bello-Silva et al., 2013).

Die Wechselwirkung zwischen Laser und Gewebe wird immer besser und Nebenwirkungen, wie zum Beispiel die Wärmeerzeugung, werden geringer (Bello Silva, 2013). Ultrakurzpulslaser könnten daher für die Bearbeitung von Dentin und Schmelz geeignet sein, weil niedrige Temperaturerhöhungen und effektive Ablation beobachtet wurden. Es liegen Untersuchungen über die Wechselwirkungen von ultrakurz gepulsten Lasern mit der Zahnhartsubstanz vor, wobei eine Ablation mit hoher Präzision bei minimalen Nebenwirkungen ohne schädigende Einflüsse erfolgte (Altshuler et al., 1993).

Die Präzision bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanz in Kombination mit geringen thermischen und mechanischen Nebenwirkungen konnten auch andere Studien bestätigen (Kohns et al., 1997; Lizarelli et al., 2000; Lizarelli et al., 2008; Niemz et al., 1993; Niemz, 1995; Niemz, 1998; Strassl et al., 2002). Dennoch finden sich in der Literatur Widersprüche in Bezug auf die Temperaturentwicklung während der Anwendung mit einem Ultrakurzpulslaser. Es gibt Studien, die nicht zu unterschätzende Temperaturentwicklungen beobachteten, die für die Pulpa schädlich sein könnten (Braun et al., 2011; Schelle et al., 2012).

Diese Untersuchungen wurden ohne Kühlung, wie Wasser oder Luft, durchgeführt. Kühlung hilft zwar gegen die Temperaturerhöhung, behindert aber die Effizienz der Ablation (Bello Silva, 2013). Bisher ist noch kein Kompromiss zwischen der Verwendung eines äußeren Kühlsystems und der effektiven Ablation von Geweben gefunden worden. Es

existieren aber auch keine Studien, die die Problematik der Wärmeentwicklung während der Ablation mittels einer simulierten Blutzirkulation im Zahn als innere Kühlung löste.

Dieses Prinzip des simulierten Blutdurchflusses als innere Kühlung fand jedoch bereits Anwendung bei Untersuchungen im Bereich der Zahnerhaltung. Unerwünscht ist hier die Wärmeentwicklung während des Aushärtungsvorganges von plastischen Füllungsmaterialien. Mittels eines simulierten Blutdurchflusses konnte bewiesen werden, dass keine der Polymerisationslampen, die zum Aushärten einer Füllung notwendig sind, durch ihre Wärmeerzeugung in der Pulpa einen irreversiblen Schaden verursachten. Wurden diese Studien jedoch ohne eine simulierte Blutzirkulation in der Pulpa durchgeführt, so waren alle Polymerisationslampen außer der Halogenlampe für die Pulpa schädigend (Kodonas et al., 2009b). Diese Ergebnisse versprechen, dass auch in der Laserzahnheilkunde verschiedene Lasersysteme, die sich bisher aufgrund ihrer thermischen Nebenwirkungen nicht für den klinischen Gebrauch eigneten, unter einem anderen Blickwinkel betrachtet werden können, wenn eine pulpale Zirkulation berücksichtigt wird.

1.6 Ziel der Arbeit

In der Laserzahnheilkunde stellen thermische Nebenwirkungen, die das zu bearbeitende Gewebe und dessen umliegende Strukturen schädigen, ein Problem dar, sodass eine klinische Anwendung von verschiedenen Lasersystemen bisher nicht in Frage kam.

Im Rahmen des Forschungsprojektes MiLaDi (Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe) werden an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn Studien zur Ermittlung geeigneter Laserparameter durchgeführt, die eine Bearbeitung von Hartgeweben und Restaurationsmaterialien ohne Schmerzen und irreversible Schäden mit ausreichender Effizienz bei beherrschbaren, zu vernachlässigenden sowie geringen Nebenwirkungen ermöglichen.

Die hier beschriebenen Untersuchungen werden mit der Ultrakurzpulslasertechnik an menschlichen, extrahierten Zähnen in Bezug auf die pulpale Wärmeentwicklung während der Laserablation am Schmelz durchgeführt.

Ziel dieser Arbeit ist es herauszufinden, ob die Erhitzung des Zahnes durch einen Ultrakurzpuls laser eine relevante Pulpaschädigung verursachen kann. Insbesondere sollen folgende Hypothesen untersucht werden:

1. Während einer Laserablation transportiert eine Flüssigkeitsbewegung im Zahn den Wärmeeintrag ab.
2. Das Ausmaß einer Zirkulation im Pulpenkavum beeinflusst die Temperaturerhöhung.
3. Unter Berücksichtigung einer Zirkulation sind die bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanz mit einem Ultrakurzpuls laser entstehenden Temperaturen im Pulpenkavum so gering, dass es zu keiner thermischen Schädigung des Pulpengewebes kommt.

2. Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau (Abb. 2) lehnte sich an eine Arbeit an, die die Idee einer simulierten Blutzirkulation in der Pulpa während einer Untersuchung erstmalig verwirklichte (Kodonas et al., 2009a). Er enthält folgende Elemente:

- Nd:YVO₄-Laser (diodengepumpter Neodym-dotierter Yttrium-Vanadat-Laser, Lumera Laser GmbH, Kaiserslautern, Deutschland) unterhalb des Tisches
- Pumpe mit Schläuchen (Pumpe RCS mgw, Lauda GmbH & Co. KG, Lauda-Königshofen, Deutschland)
- Thermostat (Compact-Kältethermostat RCS 6, Lauda GmbH & Co. KG, Lauda-Königshofen, Deutschland)
- zwei Behälter (Kunststoffbecher, Butlers GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland) mit destilliertem Wasser
- ein Zahn
- zwei Kanülen (Capillary Tips REF/UP 186, Ultradent Products, South Jordan, USA)
- Temperaturmessgerät mit Datenlogger (Jumo TDA 3000, Jumo GmbH & Co KG, Fulda, Deutschland)

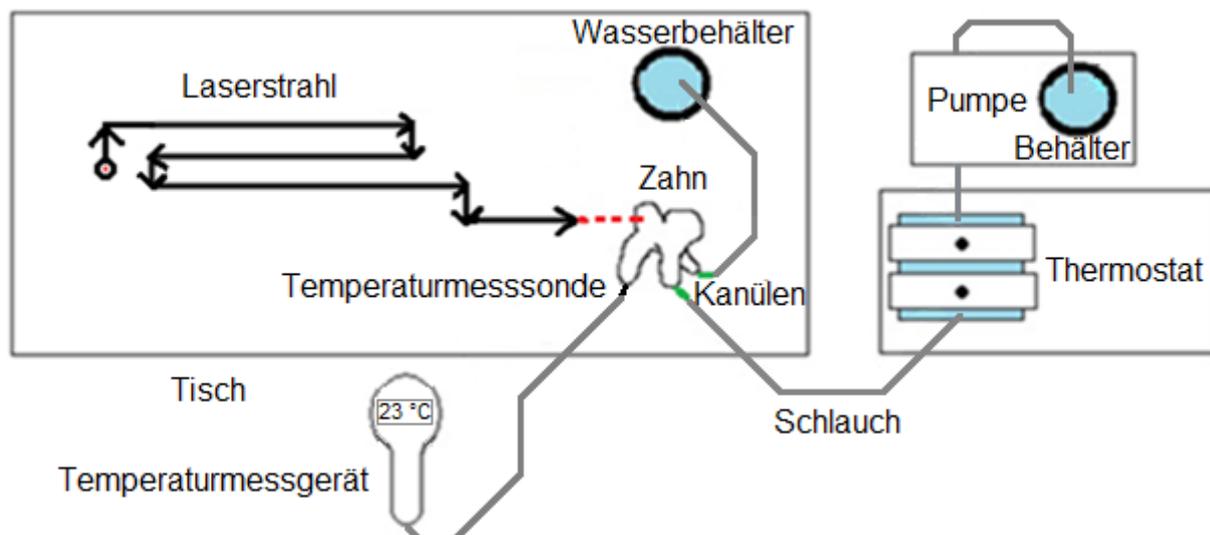


Abb. 2: Vereinfachte Darstellung des Versuchsaufbaus von oben: Der Nd:YVO₄-Laser befand sich unterhalb des Tisches. In ihm wurde ein Laserstrahl erzeugt, der über ein Austrittsfenster (schwarzer Kreis mit rotem Punkt) auf die Tischebene gelenkt wurde und durch mehrmaliges Umlenken den Zahn erreichte.

An zwei Wurzeln des Zahnes befand sich jeweils eine Kanüle, die an ein Schlauchsystem angeschlossen war. In der dritten Wurzel des Zahnes war die Temperaturmesssonde befestigt. Destilliertes Wasser wurde aus dem ersten Behälter durch das Schlauchsystem zum Thermostat gepumpt, um dort temperiert zu werden. Das temperierte, destillierte Wasser floss dann durch das Schlauchsystem über die eine Kanüle in den Zahn hinein und durch die andere Kanüle wieder hinaus in das Schlauchsystem zurück, um zum zweiten Wasserbehälter zu gelangen. Der Zahn war an einem Halter mittels Haftpaste (Haftpast, Hama GmbH & Co KG, Monheim, Deutschland) und Haftstreifen (Tesa SE, Labtec GmbH, Langenfeld, Deutschland) befestigt worden. Dieser Halter befand sich auf einem justierbaren Verschiebetisch (xyz-Tisch VT-80, Micos, Eschbach, Deutschland), der sich mit einer Präzision von 0,001 mm ausrichten ließ (Abb.3). Mithilfe einer PC-Software (LabVIEW, National Instruments, Austin, Texas, USA) konnte der Verschiebetisch bewegt werden, um so die Bereiche am Zahn auszuwählen, die bearbeitet werden sollten.

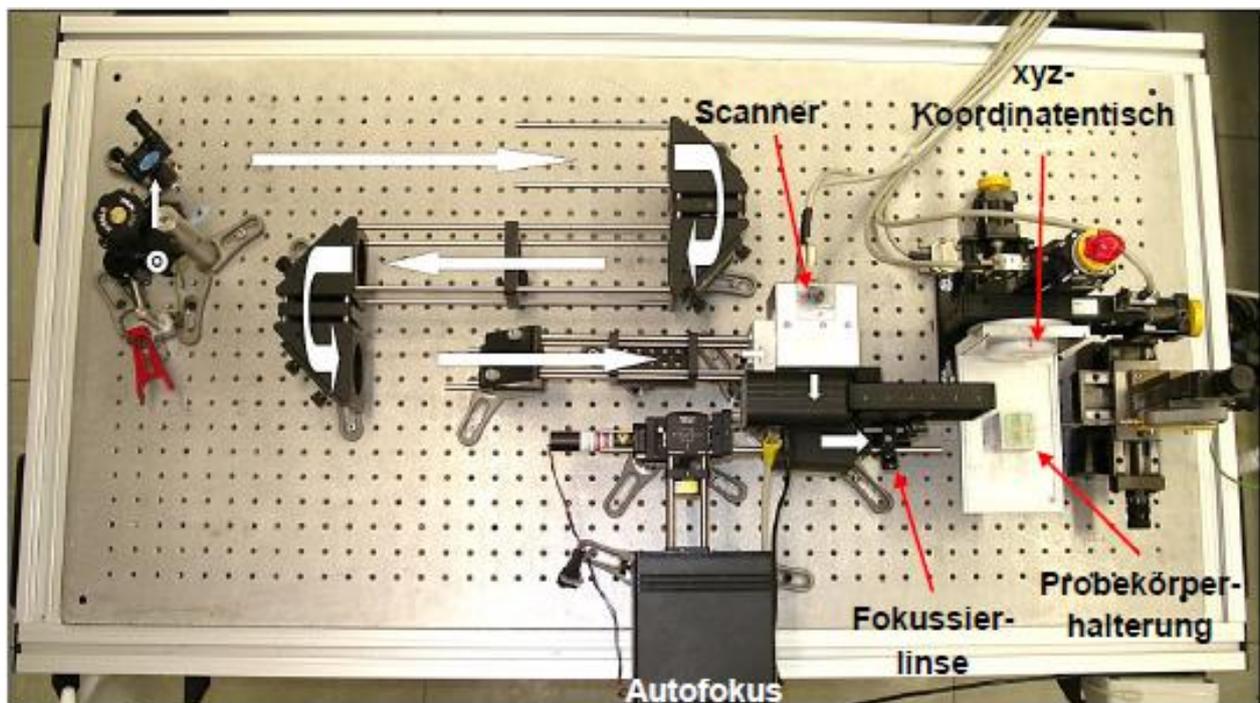


Abb. 3: Foto des Laseraufbaus von oben mit Autofokus, Fokussierlinse, Probekörperhalterung, xyz-Koordinatentisch, Scanner, Verlauf des Laserstrahls (weiße Pfeile), Austrittsfenster (weißer Kreis mit Punkt) des Laserstrahls und dem Laser selbst unter dem Tisch (Wehry, 2012).

Der Laser befand sich unterhalb des Montagetisches. In ihm wurde die Laserstrahlung erzeugt und auf die Tischebene gelenkt. Nach mehrmaligem Umlenken des Strahles über Spiegel wurde er in ein Scannersystem (Scan Cube 7, Scanlab AG, Puchheim, Deutschland) eingeschleust. Der Sinn der Spiegelanordnung lag darin, einen Spiegelgelenkarm zu simulieren, der zu einem späteren Zeitpunkt in das System integriert werden sollte. Im Scannersystem wurde der Strahl mit Hilfe einer Scansoftware (SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland) in ein frei wählbares Muster abgelenkt. Dadurch bestand die Möglichkeit, über eine größere Fläche ablatieren zu können. Der Laserstrahl erreichte dann mit einem Durchmesser von 0,85 mm eine Fokussierlinse, um sie mit einem Durchmesser von 30 μm wieder zu verlassen und auf den Zahn zu treffen. Die korrekte Lage der Fokussierlinse zum Zahn wurde durch ein Autofokussystem eingestellt.

2.2 Einstellung des Ultrakurzlasers

Die Laserbestrahlung erfolgte mit einem diodengepumpten Nd:YVO₄-Laser bei einer Wellenlänge von 1064 nm, einer Pulsdauer von 9 ps und einer Repetitionsrate von 500 kHz. Mit einer Leistung von 9 W und einer Bestrahlungszeit von 0,25 s ergab sich eine Gesamtenergie von 2,25 J. Der Autofokus wurde eingestellt, um an einer flachen Ebene des Probekörpers über den Scanner eine Kavität von 0,5 mal 0,5 mm entstehen zu lassen. Der Abstand zwischen zwei Kavitäten wurde auf 0,3 mm festgelegt. Die Scangeschwindigkeit lag bei 2000 mm/s. Die Tiefe der Kavität wurde durch die Repetition des Scanmusters beeinflusst. In der vorliegenden Studie wurden zehn Wiederholungen des Scanmusters eingestellt.

2.3 Auswahl der zu untersuchenden Zähne

Es wurden Zähne gesammelt, die kariesfrei und dreiwurzellig waren. 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 extrahierten Zähne im Rahmen eines Studienprojektes verwendet würden. Diese Molaren wurden in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung (0,9 % Natriumchlorid und 0,001 % Natriumazid) gelagert. Die Zähne wurden längs

durch zwei Wurzeln mittels eines Trenn-Schleifsystems (Trenn-Schleifsystem ETS, Exakt-Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland) halbiert. Danach wurden die Kanäle der drei Wurzeln jedes Zahnes mit Kerr-Feilen (K-Feilen Nr. 63 CC+, VDW GmbH, München, Deutschland) bis zur Iso-Größe 45 und mit einer feinen Fräse (runder Konusfräser MC356XR, NTI-Kahla GmbH, Kahla, Deutschland) aufbereitet, so dass jeweils zwei Kanülen und eine Temperaturmesssonde in die Wurzelkanäle hineinpassten (Abb. 4 und Abb. 5). Alle Zähne sind mit einem Stereomikroskop (Wild M8, Leica Mikrosystem, Wetzlar, Deutschland) dokumentiert worden.



Abb. 4: Darstellung zweier Hälften eines Zahnes: In der einen Hälfte befinden sich zwei Kanülen, in der anderen Hälfte die Temperaturmesssonde.

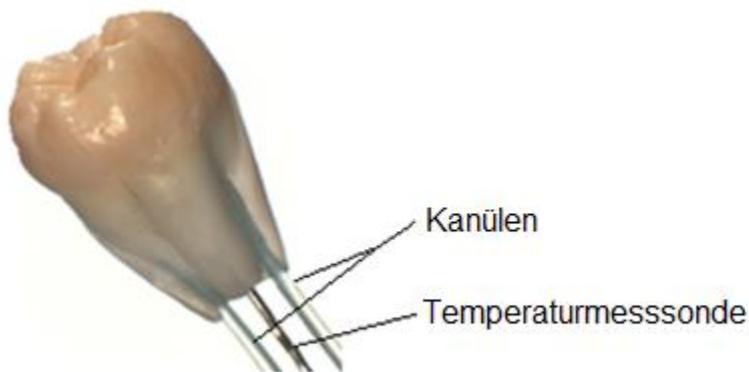


Abb. 5: Darstellung desselben Zahnes aus Abb. 4 in zusammengesetzter Form mit zwei Kanülen und einer Temperaturmesssonde.

Die Zahnhälften wurden mit Klebstoff (dünnflüssiger Top Dent Sekundenkleber, Kentzler-Kaschner Dental GmbH, Ellwangen/Jagst, Deutschland) wieder zusammengesetzt. In die ersten beiden Wurzeln eines Zahnes wurde jeweils eine Kanüle und in die

dritte Wurzel eine Temperaturmesssonde eingeführt. Die Wurzeln wurden mit dünnfließendem Silikon (Contrast, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) ummantelt, damit der Zahn bei Wasserdurchfluss dicht blieb (Abb. 6).

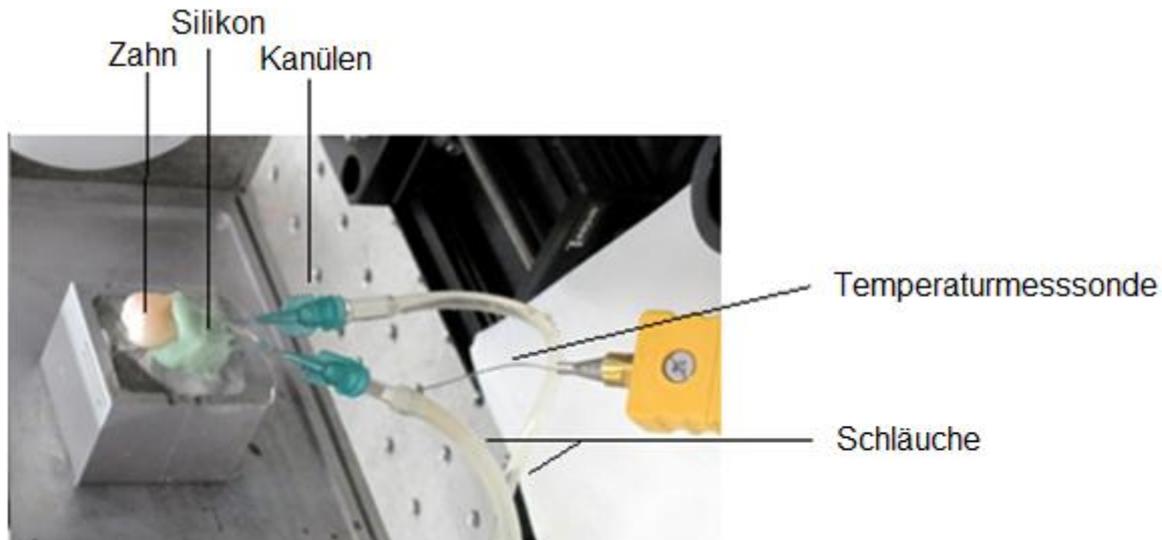


Abb. 6: Zahn im Versuchsaufbau eingebaut.

2.4 Einstellung der Fließgeschwindigkeiten

Die Durchflussgeschwindigkeit ließ sich an der Pumpe in Schritten variieren. Dazu wurde eine Einstellung von der Skala 0,1 bis 10,0 gewählt, wobei 0,1 die geringste und 10,0 die höchste Durchflussgeschwindigkeit erzielte. Die verschiedenen Geschwindigkeiten wurden untersucht, indem das aus dem Schlauchende austretende destillierte Wasser eine Minute lang in einen Messbecher floss. Dadurch wurde die Durchflussrate jeder Einstellung in ml/min ermittelt. Es wurden zwei unterschiedliche Einstellungen verwendet: der Skalenwert 2,9, welcher eine Durchflussgeschwindigkeit von 3 ml/min ergab, und der Skalenwert 5,0, welcher eine Durchflussgeschwindigkeit von 6 ml/min erbrachte. Der Grund dieser Wahl liegt in der Physiologie des Pulpagewebes. Das Gewicht des Pulpagewebes eines Prämolaren beträgt $13,10 \pm 4,33$ mg (Méndez und Zarzoza, 1999). Pro 100 g Pulpagewebe fließen 40 bis 50 ml/min Blut durch die Pulpa (Matthews und Andrew, 1995; Meyer, 1993; Seltzer und Bender, 1984). Bei 1 g (≈ 1000 mg) Pulpagewebe zirkulieren ca. 0,5 ml (≈ 500 ml) Blut pro Minute durch das Gewebe. Wenn in 1 mg Pulpagewebe ca. 0,5 ml Blut pro Minute zirkulieren, dann befinden sich in $13,10 \pm 4,33$ mg schweren Pulpagewebe ca. $6,5 \pm 2,2$ ml Blut pro Minute. Der Skalenwert 5,0

entsprach demnach dem physiologischen Blutdurchfluss eines Prämolaren und der Skalenwert 2,9 bedeutete eine niedrige Durchflussgeschwindigkeit in einem Prämolaren. Es ist zu beachten, dass ein Molar mehr Pulpagewebe besitzt als ein Prämolare und somit die physiologische Durchflussgeschwindigkeit bei einem Molaren höher ist als bei einem Prämolaren. In dieser Untersuchung wurde der analoge Wert des physiologischen Blutdurchflusses eines Molaren auf 6 ml/min festgelegt.

2.5 Temperatureinstellungen

Für die Versuche wurde das destillierte Wasser auf die gewünschte Temperatur durch das Thermostat aufgeheizt beziehungsweise abgekühlt. Der Schlauch wurde aufgerollt in das Thermostat eingelegt, sodass das destillierte Wasser lange genug im Bad des Thermostats verweilen konnte, um temperiert werden zu können. Die Temperaturmessung fand am Ende desjenigen Schlauches statt, der über die Kanüle zum Zahn hinführte. Jede Minute wurde die Temperatur zehn Minuten lang gemessen und so der Temperaturbereich mit seinen Schwankungen festgestellt. Lag dieser Bereich zu hoch beziehungsweise zu niedrig, musste das Thermostat dementsprechend reguliert werden, solange bis der gewünschte Temperaturbereich erreicht wurde. Die Temperaturen schwankten in einem Bereich von $\pm 0,3$ °C bis $\pm 1,5$ °C. Die einzelnen Temperaturschwankungen von 23 °C, 30 °C und 36 °C sind tabellarisch im Anhang zu finden.

2.6 Versuchsdurchführung

Der entsprechende Zahn wurde vorbereitet und in den Kreislauf eingebaut. Die Pumpe wurde auf die jeweils gewünschte Situation eingestellt. Für die Situation „kein Wasser im Zahn“ wurde die Pumpe ausgeschaltet und die Schläuche nicht an den Zahn montiert, um zu gewährleisten, dass kein Wasser im Zahn vorhanden war. Für die Situation „stehendes Wasser im Zahn“ wurden die Schläuche an die Kanülen des Zahns angebracht, die Pumpe angeschaltet, Wasser durch den Zahn gepumpt und die Pumpe wieder ausgeschaltet. Für die Situation „niedrige Durchflussgeschwindigkeit im Zahn“ wurde die Pumpe auf die Stellung 2,9 und für die Situation „physiologische Durchflussgeschwindigkeit im Zahn“ auf die Stellung 5,0 eingestellt.

Das destillierte Wasser wurde durch das Thermostat für die jeweiligen Situationen mit Wasser auf die gewünschte Temperatur gebracht.

War die Einstellung der gewünschten Situation erfolgt, wurde der Autofokus bedient, der Abschwächer vor dem Laserstrahl entfernt und die Temperaturmessung gestartet. Anschließend wurde der Laser für 0,25 s betätigt und die Temperatur solange weiter gemessen, bis die Ausgangstemperatur wieder erreicht wurde. Alle Messwerte wurden in einem Einsekundenabstand gemessen. Die Genauigkeit des Temperaturmessgerätes wurde vom Hersteller mit $\pm 0,5$ K für den Bereich von 5 °C bis 40 °C und mit $\pm 1,0$ K von - 20 °C bis + 5 °C angegeben.

2.7 Versuche

2.7.1 Vorversuche

2.7.1.1 Erste Vorversuchsreihe

Ziel war es, in den ersten Vorversuchen zu zeigen, dass die Spanne zwischen Ausgangstemperatur und der höchst gemessenen Temperatur im Zahn während der Laserablation bei unterschiedlichen Durchflusseinstellungen nicht gleich groß ist, sondern dass diese Temperaturdifferenzen unterschiedlich groß sind.

Insgesamt wurden für die Testversuche vier Zähne verwendet, die jeweils eine bestimmte Situation bei Raumtemperatur (23 °C) darstellen sollten. Folgende Situationen wurden simuliert:

- Laserablation am 1. Zahn ohne Wasser
- Laserablation am 2. Zahn mit stehendem Wasser
- Laserablation am 3. Zahn mit erniedrigter Durchflussgeschwindigkeit (3 ml/min)
- Laserablation am 4. Zahn mit physiologischer Durchflussgeschwindigkeit (6 ml/min)

Das destillierte Wasser wurde durch das Thermostat für Situationen mit Wasser auf 23 °C eingestellt.

Da nicht eindeutig zu definieren war, wo genau sich die Temperaturmesssonde befand und um die Fehlerquote zu minimieren, wurde jeder der vier Zähne an jeweils drei un-

terschiedlichen Stellen um die geschätzte Position der Temperaturmesssonde beschossen (Abb. 7).

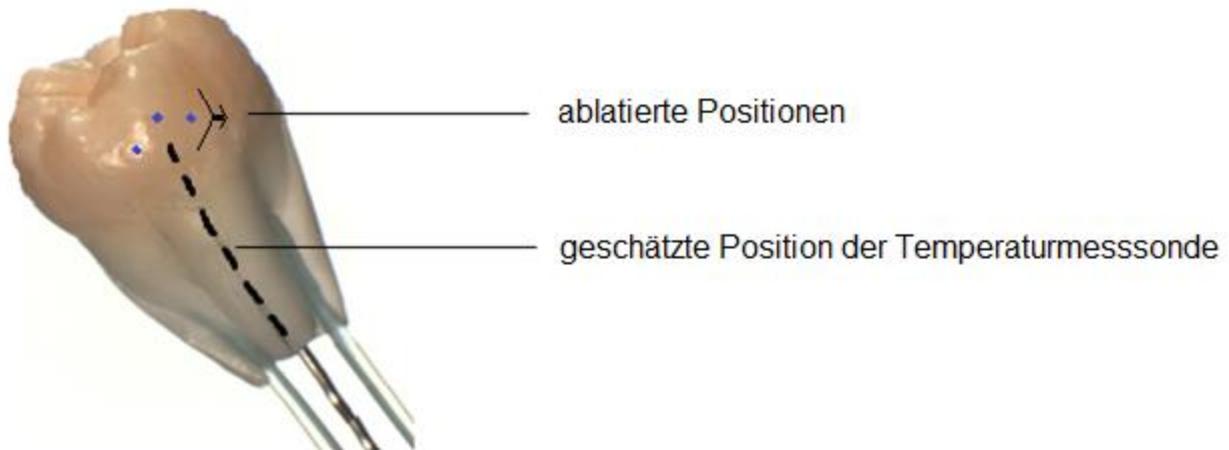


Abb. 7: Darstellung eines Zahnes mit drei ablatierten Kavitäten (blau) um die geschätzte Position der Temperaturmesssonde herum.

2.7.1.2 Zweite Vorversuchsreihe

Ziel der zweiten Vorversuche war es zu zeigen, dass bei konstanter Ausgangstemperatur (23 °C / 30 °C / 36 °C) kein Unterschied für die Temperaturdifferenz besteht.

Es wurden insgesamt drei Zähne verwendet. Ein Zahn wurde jeweils 30 Mal beschossen, wobei insgesamt zehn Kavitäten entstanden, die jeweils drei Mal ablatiert wurden (Abb. 8). Zehn Schüsse entsprachen einer bestimmten Situation. Drei Situationen wurden simuliert:

- zirkulierendes Wasser bei 23 °C
- zirkulierendes Wasser bei 30 °C
- zirkulierendes Wasser bei 36 °C

Diese Situationen wurden pro Zahn rotiert, das heißt zum Beispiel beim ersten Zahn wurden die ersten zehn Schüsse mit 23 °C, die zweiten zehn Schüsse mit 30 °C und die dritten zehn Schüsse mit 36 °C zirkulierendem Wasser durchgeführt. Beim zweiten Zahn wurde rotiert, sodass die ersten zehn Schüsse nicht mit 23 °C, sondern mit 30 °C zirkulierendem Wasser gestartet wurden, dann folgten 36 °C und zuletzt 23 °C. Dementsprechend wurden beim letzten Zahn die Versuche mit bei 36 °C zirkulierendem Wasser angefangen und mit 23 °C sowie mit 30 °C fortgeführt.

Das destillierte Wasser wurde durch das Thermostat auf die gewünschte Temperatur (23 °C / 33 °C / 36 °C) erwärmt.

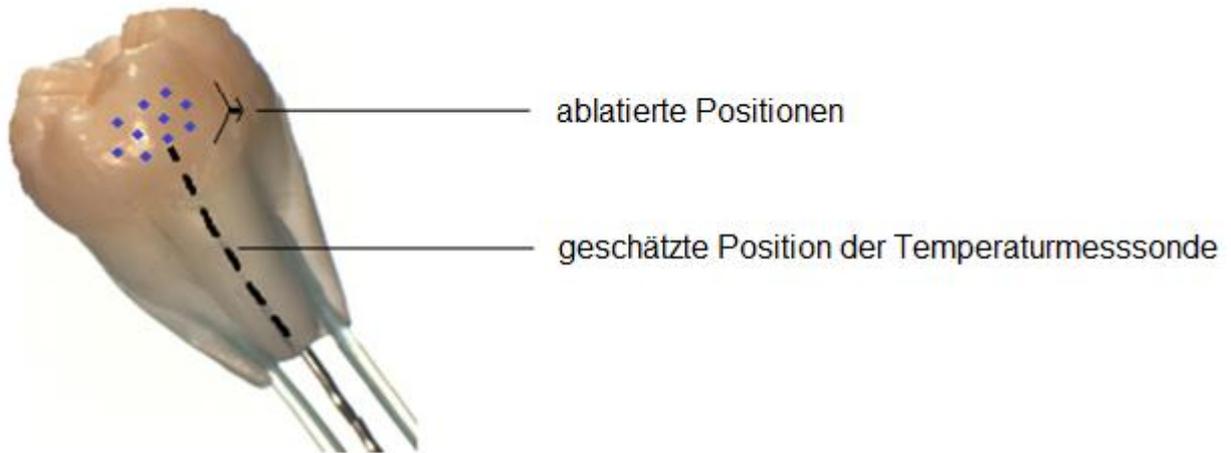


Abb. 8: Darstellung eines Zahnes mit zehn Kavitäten, die insgesamt drei Mal ablatiert wurden.

2.7.2 Hauptversuche

Ziel war es zu zeigen, dass durch das physiologisch zirkulierende Wasser im Zahn eine signifikant niedrigere Temperaturdifferenz entsteht als ohne beziehungsweise mit stehendem Wasser beziehungsweise geringer Durchflussgeschwindigkeit.

Es wurden 20 Zähne untersucht. Jeder Zahn wurde jeweils 16 Mal bei einer Temperatur von 23 °C beschossen (Abb. 9). Es wurden vier Situationen simuliert:

- Laserablation am Zahn ohne Wasser
- Laserablation mit stehendem Wasser
- Laserablation bei niedriger Durchflussgeschwindigkeit (3 ml/min)
- Laserablation bei physiologischer Durchflussgeschwindigkeit (6 ml/min)

Jede Situation kommt auf jeweils einem Zahn vier Mal auf einer zufällig gewählten Position vor. Die Auswahl der jeweiligen Position erfolgte mit einer computergenerierten Zufallsliste.

Das destillierte Wasser wurde durch das Thermostat für Situationen mit Wasser auf 23 °C eingestellt.

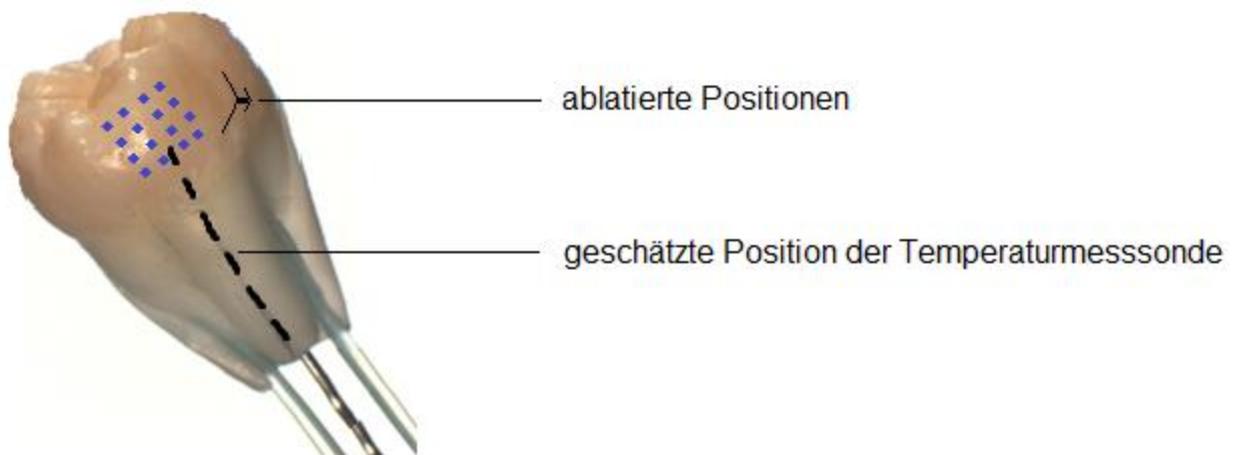


Abb. 9: Darstellung eines Zahnes mit 16 ablatierten Kavitäten.

2.8 Profilometrie

Nach den Versuchen wurden insgesamt 160 Kavitäten von zehn Zähnen, die in den Hauptversuchen verwendet wurden, einer Tiefenmessung mit einem Konfokalmikroskop (FRT MicroSpy Topo, Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland) unterzogen. Ein repräsentatives Profilometerbild einer Schmelzkavität wird in Abb. 10 gezeigt. Die beispielhafte Untersuchung in Abb. 11 zeigt eine Ablationstiefe von 34 bis 37 μm im Schmelz.

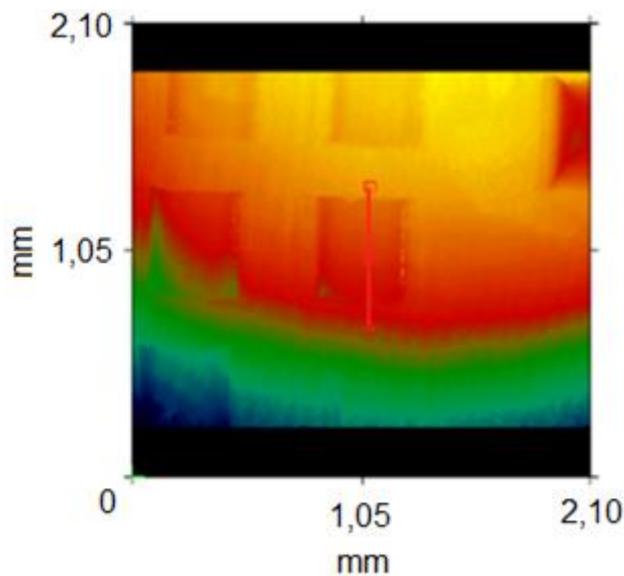


Abb. 10: Darstellung mehrerer quadratischer Kavitäten im Schmelz mit einer Kantenlänge von 0,5 mm nach Bestrahlung auf einem Profilometerbild. Durch die mittig angeordnete Kavität wurde ein Querschnitt gelegt (rote Linie), der profilometrisch ausgewertet wurde (Abb.11).

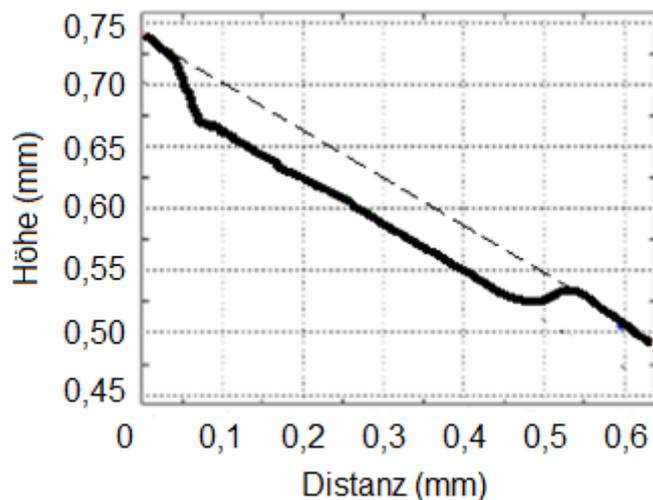


Abb. 11: Darstellung einer Kavität (Abb. 10) mit einer Tiefe von 34 bis 37 μm in einem Profilometerdiagramm.

2.9 Datenerfassung und Statistik

Die durch die Temperaturmessungen erhaltenen Daten wurden in einem Tabellenkalkulationsprogramm (Excel, Microsoft, Seattle, USA) erfasst und bearbeitet. Die statistische Analyse erfolgte mit einem Statistikprogramm (SPSS, SPSS Inc., Chicago, USA) in den ersten Vorversuchen durch eine Kombination des Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney-Tests, da die Versuche an verschiedenen Zähnen gemacht wurden.

Alle Werte wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung untersucht.

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

Für die zweiten Vorversuche und die Hauptversuche wurde eine Kombination des Friedman- und Wilcoxon-Tests gewählt. Hier haben alle Zähne alle Durchflussbedingungen durchlaufen. Somit handelt es sich um verbundene Stichproben. Unterschiede galten als statistisch signifikant bei $p < 0,05$.

Box-Plot-Diagramme zeigten die Median-, Minimal- und Maximalwerte sowie das erste und dritte Quartil an. Als Ausreißer stellen sich Werte dar, die das 1,5- bis 3-fache des Interquartilsabstandes betragen. Sie sind mit einem Kreis im Diagramm markiert. Werte, die mehr als das 3-fache höher waren als die des Interquartilsbereiches, erscheinen im Diagramm als Sternchen (Abb. 12).

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

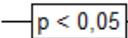
- = Ausreißer, die das 1,5- bis 3-fache des Interquartilabstandes betragen.
- ★ = Ausreißer, die mehr als das 3-fache des Interquartilabstandes betragen.
-  = Bereich ohne Ausreißer.
-  = Interquartilabstand:
Wertebereich, in dem sich die mittleren 50 % der Daten befanden.
Horizontaler Strich in der Box entsprach dem Medianwert.
-  = Signifikanzwert:
Kennzahl zur Auswertung statistischer Tests.
Das Signifikanzniveau wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ festgelegt.

Abb. 12: Erläuterung der Symbole aus Box-Plot-Diagrammen.

3. Ergebnisse

3.1 Vorversuche

3.1.1 Erste Vorversuchsreihe

Bei der gewählten Probengröße für den Vorversuch ist eine komplexe statistische Analyse nicht sinnvoll. Trotzdem ist in der Abb. 13 die Tendenz zu erkennen, dass während der Laserablation am Zahn in unterschiedlichen Situationen Unterschiede in den jeweiligen medianen Temperaturdifferenzen bestanden. So ergaben sich folgende mediane Werte bei der Situation:

- Laserablation am 1. Zahn ohne Wasser: 5,1 K (Minimum: 2,9 K; Maximum: 8,3 K)
- Laserablation am 2. Zahn mit stehendem Wasser: 2,6 K (Minimum: 2,4 K; Maximum: 2,7 K)
- Laserablation am 3. Zahn mit erniedrigter Durchflussgeschwindigkeit (3 ml/min): 2,2 K (Minimum: 1,5 K; Maximum: 2,3 K)
- Laserablation am 4. Zahn mit physiologischer Durchflussgeschwindigkeit (6 ml/min): 0,8 K (Minimum: 0,6 K; Maximum: 1,3 K)

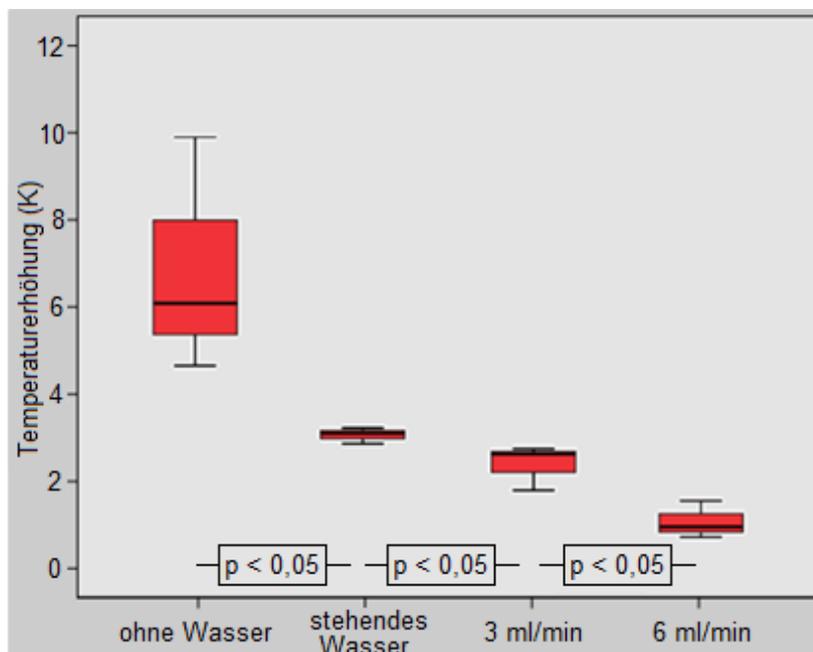


Abb. 13: Temperaturdifferenzen während der Laserablation an Zähnen bei unterschiedlichen Durchflussraten. Vier Zähne wurden mit dem Laser in einer jeweils anderen Situation ablatiert (n = 3 pro Gruppe): Die Situationen ohne Wasser, stehendes Wasser, erniedrigte Durchflussgeschwindigkeit von 3 ml/min und physiologische Durchflussgeschwindigkeit von 6 ml/min wurden bei Raumtemperatur (23 °C) simuliert. Zwischen den Gruppen konnte ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p < 0,05$). Darstellung des Box-Plot-Diagrammes gemäß Kapitel 2.9 (siehe Seite 34).

3.1.2 Zweite Vorversuchsreihe

Die zweiten Vorversuche zeigten, dass die Ausgangstemperatur beim Zahn vor der Laserablation keinen Einfluss auf die Temperaturdifferenz hatte. So betrug der mediane Temperaturunterschied konstant $1,8 \text{ K} \pm 0,3 \text{ K}$ (Abb. 14). Die medianen Temperaturunterschiede der drei verschiedenen Situationen betragen im Einzelnen:

- zirkulierendes Wasser bei 23 °C: 2,0 K (Minimum: 0,7 K; Maximum: 10,0 K)
- zirkulierendes Wasser bei 30 °C: 2,1 K (Minimum: 0,8 K; Maximum: 10,7 K)
- zirkulierendes Wasser bei 36 °C: 1,5 K (Minimum: 0,2 K; Maximum: 5,6 K)

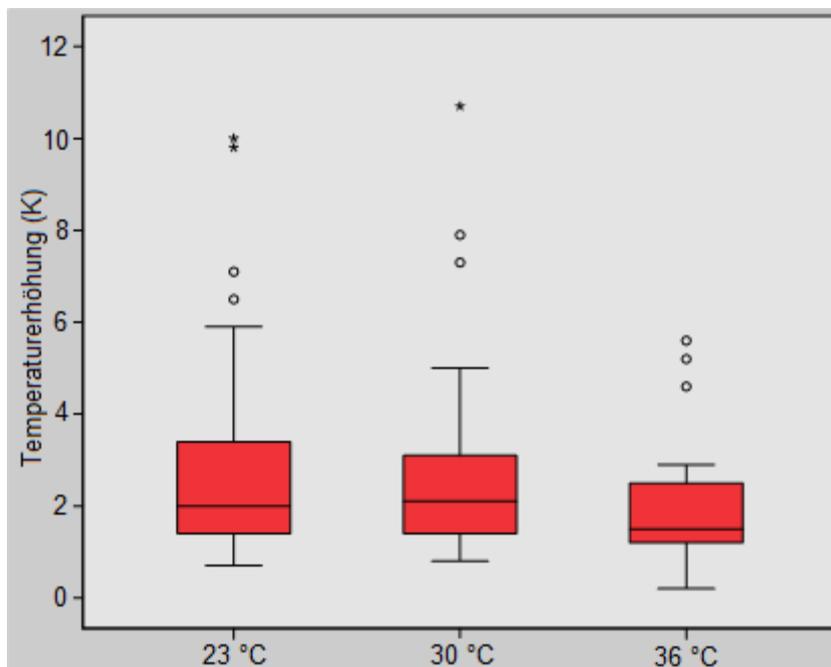


Abb. 14: Temperaturdifferenzen während der Laserablation an Zähnen bei unterschiedlichen Ausgangstemperaturen. Drei Zähne wurden mit dem Laser bei unterschiedlichen Anfangstemperaturen (23 °C, 30 °C und 36 °C) ablatiert (n = 30 pro Gruppe). Zwischen den Gruppen konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p > 0,05$). Darstellung des Box-Plot-Diagrammes gemäß Kapitel 2.9 (siehe Seite 34).

3.2 Hauptversuche

Die Hauptversuche zeigten, dass signifikante Temperaturunterschiede während der Laserablation an Zähnen bei unterschiedlichen Pulpadurchflussbedingungen vorhanden waren (Abb.15). Folgende mediane Werte resultierten aus den verschiedenen Situationen:

- Laserablation am Zahn ohne Wasser: 2,9 K (Minimum: 0,4 K; Maximum: 11,2 K)
- Laserablation mit stehendem Wasser: 1,3 K (Minimum: 0,1 K; Maximum: 5,7 K)
- Laserablation bei niedriger Durchflussgeschwindigkeit (3 ml/min): 1,0 K (Minimum: 0,1 K; Maximum: 5,2 K)
- Laserablation bei physiologischer Durchflussgeschwindigkeit (6 ml/min): 0,7 K (Minimum: 0,0 K; Maximum: 4,3 K)

Dabei konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Versuchsgruppen festgestellt werden ($p < 0,05$).

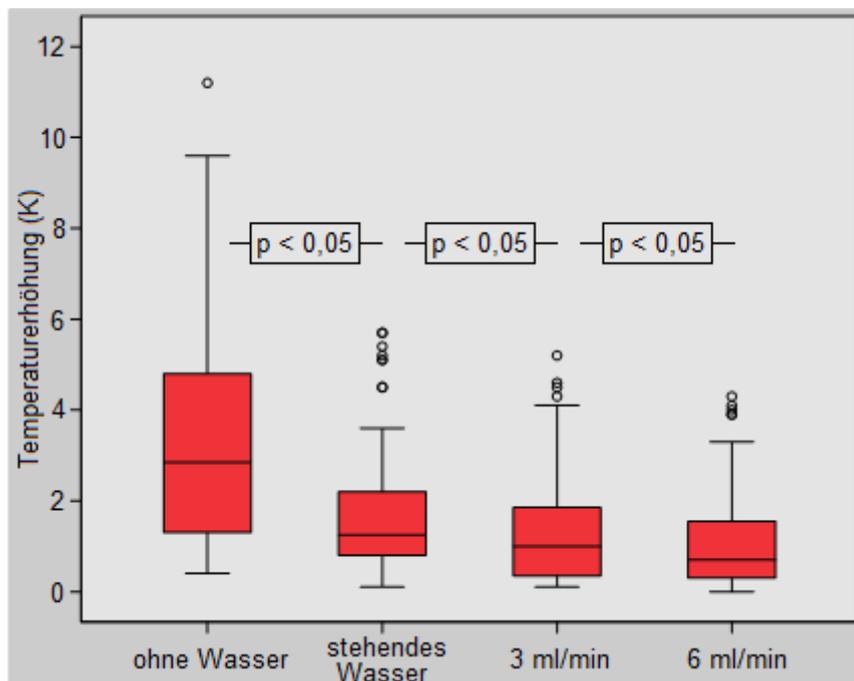


Abb. 15: Temperaturdifferenzen während der Laserablation an Zähnen bei unterschiedlichen Durchflussraten. 20 Zähne wurden mit dem Laser in einer jeweils anderen Situation ablatiert ($n = 20$ pro Gruppe): Die Situationen ohne Wasser, stehendes Wasser, erniedrigte Durchflussgeschwindigkeit von 3 ml/min und physiologische Durchflussgeschwindigkeit von 6 ml/min wurden bei Raumtemperatur (23 °C) simuliert. Zwischen den Gruppen konnte ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p < 0,05$). Darstellung des Box-Plot-Diagrammes gemäß Kapitel 2.9 (siehe Seite 34).

3.3 Kavitätentiefe

An zehn randomisiert ausgewählten Zähnen der Hauptversuche wurden Kavitätentiefen durch Profilometrie gemessen (Tab. 2). Die mediane Kavitätentiefe betrug 12,5 μm bei einem Maximalwert von 37,1 μm , einem Minimalwert von 2,9 μm und einem Interquartilsabstand von 13,5 μm .

	Kavitätentiefen (μm)
Mittelwert	15,5
Standardabweichung	12,4
Median	12,4
Max	37,1
Min	2,9
Interquartilsabstand	13,5

Tab. 2: Übersicht profilometrisch ermittelter Kavitätentiefen in μm .

4. Diskussion

Es wurden viele Studien im Bereich der Laserzahnheilkunde durchgeführt. Untersuchungen fanden in den Bereichen der Chirurgie, Parodontologie, Endodontologie und Kariologie statt (Bäuerle, 2009). Immer wieder wurden in in-vitro-Untersuchungen hohe Temperaturentwicklungen beobachtet, die vermuten ließen, dass die Pulpa ohne Kühlungsmaßnahmen in vivo geschädigt werden könnte (Krause und Frentzen, 2007; Schwarz et al., 2005; Jahn et al., 1994; Nuss et al., 1988).

Im Rahmen dieser Studie wurde die pulpale Temperaturerhöhung unter Berücksichtigung einer Zirkulation mit destilliertem Wasser in der Pulpa während der Bearbeitung der Zahnhartsubstanz mit einem Ultrakurzpulslaser (Nd:YVO₄-Laser) untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass die Wärmeentwicklung unter Berücksichtigung dieser Zirkulation in der Pulpa während der Bearbeitung der Zahnhartsubstanz mit einem Ultrakurzpulslaser signifikant sinkt.

4.1 Methodenkritik

In der Literatur finden sich Studien, die ebenfalls mit einer simulierten Blutzirkulation gearbeitet haben (Kodonas et al., 2009a; Kodonas et al., 2009b; Park et al., 2010). Eine dieser Studien führte die Idee der simulierten pulpalen Mikrozirkulation ein, um zu untersuchen, inwiefern die Blutzirkulation in der Pulpa eine Rolle bei der Wärmeableitung spielt, wenn unterschiedliche Wärmereize auf den Zahn einwirken (Kodonas et al., 2009a). Es wurde beobachtet, dass ein simulierter Blutdurchfluss in der Pulpa einen wärmesenkenden Einfluss auf die Temperaturentwicklung hat. Das konnte in der hier vorliegenden Untersuchung bestätigt werden. Noch im selben Jahr wurde von denselben Autoren eine fortführende Untersuchung unternommen. Dabei wurde die Temperaturerhöhung in der Pulpa bei einem simulierten Blutdurchfluss unter Anwendung verschiedener Polymerisationslampen untersucht. Es zeigte sich, dass keine der Polymerisationslampen einen schädigenden Einfluss auf die Pulpa hatte. Im Vergleich dazu waren alle Polymerisationslampen außer der Halogenlampe schädigend für die Pulpa, wenn die simulierte Zirkulation außer Acht gelassen wurde (Kodonas et al., 2009b).

Im Gegensatz dazu stellte eine andere Studie, die die Blutzirkulation ebenso beachtete, keinen bedeutend wärmesenkenden Effekt auf die Temperaturerhöhung fest (Park et al., 2010). Die Auswirkungen verschiedener Lichtintensitäten der Polymerisationslampen auf die Temperaturerhöhung bei unterschiedlichen Durchflussraten in der Pulpa wurden in dieser Arbeit erforscht. Ein Grund für diese Beobachtungen scheinen die gewählten Durchflussraten zu sein. Die verwendeten Durchflussgeschwindigkeiten lagen bei 0,0042 ml/min, 0,028 ml/min und 0,07 ml/min für obere Prämolaren. Diese Parameter scheinen zu gering gewählt worden zu sein. In der Arbeit von Kodonas et al. (2009a) wurde festgestellt, dass selbst 0,5 ml/min für obere Frontzähne zu wenig Fließgeschwindigkeit bedeutete. Daher ist es nicht verwunderlich, dass Fließraten im μ l-Bereich in einem Prämolaren nur geringfügig Wärme abtransportiert haben. In der hier vorliegenden Arbeit wurde die Geschwindigkeit der Blutzirkulation pro Minute mittels des Gewichts der Pulpa eines Prämolaren ($13,10 \pm 4,33$ mg) und der Durchflussrate pro 100 g Pulpagewebe (40 bis 50 ml/min) errechnet (Matthews und Andrew 1995; Méndez und Zarzoza, 1999; Meyer, 1993; Seltzer und Bender, 1984). Demnach zirkulieren in $13,10 \pm 4,33$ mg schwerem Pulpagewebe eines Prämolaren ca. $6,5 \pm 2,2$ ml Blut pro Minute und keine 0,0042 bis 0,07 ml/min.

In der hier vorliegenden Arbeit wurde der Wert 6 ml/min für eine physiologische Durchflussgeschwindigkeit für einen Molaren festgelegt. Es lag nahe, für einen Molaren einen höheren Wert als 6 ml/min zu bestimmen, da ein Molar auch mehr Pulpagewicht besitzt. Es wurde darauf verzichtet, weil eine erhöhte Durchflussgeschwindigkeit eine erschwerte Versuchsdurchführung und hinzukommende Fehlermöglichkeiten bedeutete. Durch den hohen Druck in den Schläuchen wäre der Kreislauf unterbrochen und der Zahn undicht geworden. Ziel war es zu zeigen, dass sich die Temperaturentwicklung umgekehrt proportional zur Fließgeschwindigkeit verhält. Dies konnte mit den gewählten Durchflussgeschwindigkeiten (3 ml/min für eine erniedrigte und 6 ml/min für eine physiologische Flussrate) gezeigt werden.

Zur Simulation einer Blutzirkulation wurde destilliertes Wasser verwendet. Es besitzt ein ähnliches Absorptionsverhalten wie Blut, da die Absorption beider Flüssigkeiten ungefähr bei einer Wellenlänge von 1064 nm liegt (Sogandares und Fry, 1997; Weiss und Weiss, 1999). Daher wurde für eine erste Annäherung und eine praktikable Durchfüh-

rung der Versuche auf destilliertes Wasser statt auf Blut zurückgegriffen. Problematiken unter Verwendung von Blut als Medium wie Gerinnung, Lagerungsschwierigkeiten und Unreinheiten wurden so vermieden. Es ist zu vermuten, dass aufgrund der ähnlichen Absorptionsspektren von Blut und Wasser eine Versuchsdurchführung mit Blut als Medium zu ähnlichen Ergebnissen führen würde. Die Blutbestandteile haben zudem noch eine höhere spezifische Wärmekapazität als destilliertes Wasser (Trautwein et al., 1986). Daher ist anzunehmen, dass der Wärmeabtransport bei Versuchen, die als Medium Blut verwenden würden, größer wäre als bei Versuchen mit destilliertem Wasser. Dies gilt es in fortführenden Untersuchungen zu überprüfen, um einer Situation in vivo näher zu kommen und um zu überprüfen, inwiefern das Medium Blut Wärme besser abtransportiert.

Es wurden menschliche, extrahierte, kariesfreie, dreiwurzelige Zähne gesammelt, die eine möglichst flache bukkale und orale Fläche hatten. Dennoch besaß jeder Zahn eine gewisse Wölbung, sodass nicht jede zu beschießende Fläche des Zahnes im optimalen Fokus stehen konnte. Dies führte dazu, dass an manchen Stellen eines Zahnes kaum Abtragungen der Zahnhartsubstanz stattfanden. Aber nicht nur ein teilweise schlecht einstellbarer Fokus, sondern auch die gewählten Laserparameter und die kurze Bestrahlungszeit von 0,25 s führten zu geringen Ablationsraten. Es stellt sich jedoch die Frage, ob der Fokus auf die Wärmeentwicklung Einfluss nimmt. Weitere Untersuchungen hierzu bieten sich an.

Die Zähne wurden in 0,9 % Natriumchlorid zusammen mit 0,001 % bakterizid wirksamem Natriumazid gelagert. Natriumchlorid kommt der physiologischen Flüssigkeitszusammensetzung des menschlichen Körpers sehr nahe. Es sollte die Zähne vor dem Austrocknen schützen und ihre Zusammensetzung, die unter anderem aus einem Wassergehalt von 10 Gew.-% im Dentin und 4 Gew.-% im Schmelz besteht, so gut wie möglich bewahren. Somit wurde in der hier vorliegenden Studie versucht, so nahe wie möglich an eine in-vivo-Situation heranzukommen. Neben einer Blutzirkulation in der Pulpa können nämlich auch die Dentintubuli mit der in ihnen enthaltenen Flüssigkeit zu einem Wärmeabtransport beitragen (Raab und Müller, 1989; Raab, 1992). Inwiefern das tatsächlich in dieser Arbeit der Fall war, wurde nicht untersucht. Es ist zu vermuten, dass

dies trotz Lagerung der Zähne in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung keinen bedeutenden Einfluss auf die Temperaturentwicklung in vitro hatte.

Jeder Zahn ist individuell und variiert in seinem Aufbau sowie in seiner Zusammensetzung. Zähne besitzen nicht alle die gleiche Schichtdicke von Schmelz, Dentin und Zement und haben unterschiedlich stark ausgeprägte Pulpenkaven. Temperaturschwankungen von Zahn zu Zahn sind daher nicht zu vermeiden. Die Wärmeentwicklung in der Pulpa eines Zahnes mit einer geringeren Schichtdicke der Zahnhartsubstanzen und einem ausgeprägtem Pulpenkavum war während der Laseraktivität individuell höher als die eines Zahnes mit einer dickeren Zahnhartsubstanzschichtdicke und einem kleinen Pulpenkavum. Diese Beobachtungen wurden auch von einer anderen Studie gemacht, die sich ebenfalls mit den Temperaturentwicklungen in der Pulpa beschäftigte (Kodonas et al, 2009a). So wurde festgestellt, dass es in der Pulpa umso wärmer wird, je dünner das Dentin ist. Es wurde außerdem festgestellt, dass die Temperaturerhöhungen in vitro von verschiedenen Faktoren abhängen, nämlich von der Ausprägung des Wärmereizes, von der Dicke der Zahnhartsubstanz und von der Blutzirkulation (Kodonas et al., 2009a).

Nicht beachtet werden konnten dagegen die Flüssigkeitsbewegungen in den Dentintubuli und die pulpale Nervenstimulation, die zu einer erhöhten Blutzirkulation führen (Raab und Müller, 1989; Raab, 1992).

Die Zahnhartsubstanzen Schmelz, Dentin und Zement unterscheiden sich in ihren Materialeigenschaften (Mineralanteil, organische Matrix und Wassergehalt). Da eine Ablation materialabhängig ist, existieren für jede dieser Zahnhartsubstanzen unterschiedliche Ablationsschwellen und -raten (Schelle et al., 2013). Aus diesem Grund wurden alle Messungen im Schmelzbereich durchgeführt, um vergleichbare Werte zu erhalten.

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 Probehälter genau und reproduzierbar auszurichten. Dadurch konnten gute und konstante 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.

Fehlerquellen ließen sich in dem komplexen Versuchsaufbau nicht immer verhindern, aber durch umsichtiges Vorgehen und gegebenenfalls durch die Wiederholung einer

Versuchsreihe mit einem neuen Probekörper abmildern. Dazu gehörte zum Beispiel das Auftreten von Luftbläschen im Schlauch. War dies der Fall, wurde gewartet, bis die Luftblase aus dem Schlauch hinaus gepumpt wurde. Wiederholungen einer Versuchsreihe mit einem neuen Probekörper wurden durchgeführt, wenn zum Beispiel der Abschwächer vor dem Laseraustrittsfenster nicht weggeklappt und der Zahn nicht mit der ganzen Energie des Lasers bestrahlt wurde.

Eine weitere Fehlerquelle konnte vermieden werden, indem die Fließgeschwindigkeiten nicht zu hoch gewählt wurden. Eine zu hohe Durchflussrate führte dazu, dass das System nicht mehr dicht war und Wasser aus dem Schlauch und aus dem Zahn tropfte.

Ein anderes Problem stellten die Temperaturschwankungen dar. Je höher die Ausgangstemperatur gewählt wurde, umso schwieriger war es, diese Temperatur im Zahn konstant zu halten. Das lag einerseits an der Raumtemperatur, die keine 36 °C betrug und andererseits an dem Weg des erwärmten Wassers vom Thermostat bis zum Zahn hin. Auf diesem Weg kühlte das Wasser im Schlauch durch die Raumtemperatur wieder ab. Es war schwer zu kalkulieren, wie heiß das Thermostat gestellt werden musste, damit nach einer gewissen Abkühlungszeit die Temperatur des Wassers im Zahn bei 36 °C lag. Weiterhin war zu beachten, dass die Zähne kühl gelagert wurden. Zwar wurden sie durch Zufuhr von warmer Flüssigkeit vorgewärmt, aber durch die Raumtemperatur kühlten sie auch schnell wieder ab. Während der Regulierung der Temperatureinstellung im Zahn wurde beobachtet, dass dickere Zähne einer wärmeren Thermostateinstellung bedurften als dünnere Zähne. All diese Aspekte führten zu schwer regulierbaren Temperaturschwankungen und machten die Einstellung eines konstanten Temperaturbereiches kaum möglich. Es konnte in den Vorversuchen gezeigt werden, dass die Ausgangstemperatur in dieser Untersuchung für die Temperaturdifferenzen keine wesentliche Rolle spielte. Somit löste sich das Problem der starken Temperaturschwankungen bei Ausgangswerten von 36 °C. Mittels einer Klimaanlage konnte die Raumtemperatur konstant auf 23 °C gehalten werden, sodass adäquate Temperaturschwankungen im Zahn von 22,8 °C bis 23,6 °C toleriert werden konnten.

Eine nicht zu vermeidende Fehlerquelle stellte die nicht exakt zu bestimmende Lage der Temperaturmesssonde im Zahn dar. Die lokale Bestimmung dieser Sonde konnte nur ungefähr geschätzt werden. Befand sich die Temperaturmesssonde direkt an der Wand

des Pulpenkavums und stand in Berührung zum Dentin, so ergaben sich höhere Temperaturmesswerte als wenn sich die Temperaturmesssonde im Raum der Pulpakammer befand. Auch wenn sich die Temperaturmesssonde näher an dem Ort befand, an dem ablatiert wurde, führte dies zu höheren Temperaturmesswerten als wenn sich die Temperaturmesssonde weiter entfernt befand. Das spiegelt sich in stark abweichenden Messwerten wider. Eine vergleichbare Studie, die einen ähnlichen Versuchsaufbau hatte, umging dieses Problem, indem sie die Lage der Temperaturmesssonde mittels eines Röntgenbildes kontrollierte und gegebenenfalls die Position der Sonde korrigierte (Kodonas et al., 2009a).

Die Lage und Anzahl der Kavitäten auf der Zahnoberfläche sowie das Zufallsmuster und die Anzahl der wiederholten Situationen waren in Vor- und Hauptversuchen nicht identisch. Das ist nicht problematisch, da die Vorversuche lediglich erste Annäherungen darstellten und Vermutungen bestätigten. Auf dieser Basis konnten die Hauptversuche in einer modifizierten und genaueren Versuchsdurchführung ausgeführt werden.

4.2 Ergebniskritik

Die Wärmeentwicklung bei Flüssigkeitsbewegung im Pulparaum während der Laserablation mit einem Nd:YVO₄-Laser wurde erstmals in der vorliegenden Arbeit an einem in-vitro-Modell erforscht. Folgende Hypothesen konnten belegt werden:

1. Während einer Laserablation ist die Wärmeableitung von der Flüssigkeitsbewegung im Pulparaum abhängig.
2. Das Ausmaß der Zirkulation im Pulpenkavum beeinflusst die Temperaturerhöhung.

Die dritte Hypothese ist nicht eindeutig zu beurteilen. Unter den vorliegenden Bedingungen dieser Arbeit sind die entstandenen Temperaturen im Pulpenkavum, die unter Berücksichtigung einer Zirkulation bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanz mit einem Ultrakurzpulslaser entstanden sind, so gering, dass sie zu keiner thermischen Schädigung des Pulpagewebes führen würden. Allerdings wurde die Zahnhartsubstanz nur 0,25 s lang bearbeitet. Der Zahnarzt in der Praxis bearbeitet Zahnhartgewebe mehrere Minuten lang. Das führt wahrscheinlich aufgrund eines kumulativen Effektes zu höheren Temperaturentwicklungen als in dieser Studie gemessen wurden. Selbst unter der Situation „kein Wasser im Zahn“ wurde während der Laserablation ein medianer Wert von

2,9 K ermittelt, welcher nach Zach und Cohen (1965) noch nicht schädlich für die Pulpa wäre. Wichtig ist jedoch die Feststellung, dass unter der Berücksichtigung einer Zirkulation die Temperaturerhöhungen signifikant sinken. Das bedeutet, dass bisher durchgeführte in-vitro-Studien aus einer neuen Perspektive betrachtet werden sollten, wenn sie keine Zirkulation berücksichtigten, somit erhöhte Temperaturwerte beobachteten und dadurch einen potentiellen Schaden für die Pulpa in vivo vermuteten. In-vivo-Untersuchungen würden nicht zu den gleichen Temperaturerhöhungen führen wie die in vitro gemessenen Werte dieser Studien, sodass eine Schädigung der Pulpa eventuell nicht zu vermuten wäre.

Es besteht die Annahme, dass auch bei längerer Bearbeitung der Zahnhartsubstanz mit einem Ultrakurzpulslaser die Wahrscheinlichkeit, dass irreversible Schäden auftreten würden, gering ist. Möglichkeiten, die Wärmeerzeugung weiter zu senken, sind noch nicht ausgeschöpft. Die Leistung könnte erniedrigt und Maßnahmen zur äußeren Kühlung des Gewebes, wie Wasser- oder Luftzufuhr, könnten entwickelt werden. Außerdem hat die Pulpa außer der Mikrozirkulation weitere Fähigkeiten zur Wärmeableitung. So findet bei Hitze einwirkung in den Dentintubuli eine Flüssigkeitsbewegung nach innen statt und das pulpale Nervensystem wird bei steigenden Temperaturen angeregt. Beide Mechanismen führen zu einem erhöhten Blutdurchfluss (Bekes, 2008; Gängler, 1976; Pohto und Scheinin, 1958; Raab und Müller, 1989; Raab, 1992).

Einschränkungen dieser Vermutung könnten bei Zirkulationsstörungen in der Pulpa bestehen. Erniedrigte Durchflussgeschwindigkeiten treten zum Beispiel bei schlecht oder unkontrolliert eingestellten Diabetikern auf (Bender und Bender, 2003; Catanzaro et al., 2006). Das sollte sowohl in der Laserzahnheilkunde als auch bei anderen zahnärztlichen Behandlungen, die eine potentiell schädliche Wärmeentwicklung in der Pulpa induzieren, beachtet und dementsprechend vorsichtig gehandhabt werden. Nach Amatykayul et al. (2003) konnte die Zufuhr von Vitamin C bei an Diabetes erkrankten Ratten den Blutdurchfluss wieder steigern. Es ist zu vermuten, dass dies auch bei Menschen der Fall sein könnte. Studien dazu bieten sich an.

Weitere Flüssigkeitsveränderungen treten durch die Gabe von Adrenalin auf (Kim, 1985; Pitt Ford et al., 1993). Sowohl lokal in Form einer adrenalinhaltig verabreichten Anästhesie als auch systemisch durch Angst des Patienten vor dem Zahnarzt kann Adrenalin

im Organismus vorhanden sein und einen verminderten pulpalen Blutdurchfluss verursachen. In der Chirurgie ist dies von Vorteil, um ein übersichtliches und blutarmes Arbeitsfeld zu bekommen. In der Laserzahnheilkunde ist in vielen Fällen eine Anästhesie gar nicht mehr nötig, weil eine schmerzarme beziehungsweise schmerzlose Behandlung mit dem Laser möglich wird (Braun et al., 2010; Fried und Fried, 2001; Horch, 1985; Horch und Deppe, 2004). Sollte dennoch die Laserbehandlung mit einer adrenalinhaltigen Anästhesie kombiniert werden, ist zu beachten, dass der pulpale Blutdurchfluss gesenkt und der Wärmeabtransport vermindert ist, sodass die Pulpa eventuell geschädigt werden könnte.

In der Literatur ließen sich einige Widersprüche in Bezug auf die Temperaturentwicklung während der Anwendung mit einem Ultrakurzpulslaser finden. Viele Autoren sind sich einig, dass Ultrakurzpulslaser zahlreiche Vorteile besitzen. Dazu gehören die Möglichkeiten, mit dem Ultrakurzpulslasersystem verschiedene Zahnhart- und Weichgewebe einschließlich entsprechender Restaurationsmaterialien (Komposit, Keramik, Metalle) schmerzarm bei effizienter Ablation mit hoher Präzision bearbeiten zu können, verbunden mit geringen thermischen und mechanischen Nebenwirkungen sowie der Fähigkeit zur Analyse des abzutragenden Materials (Altshuler et al., 1993; Kohns et al., 1997; Lizarelli et al., 2000; Lizarelli et al., 2008; Niemz et al., 1993; Niemz, 1995; Niemz, 1998; Strassl et al., 2002; Vogel et Venugopalan, 2003). Inwiefern diese Vorteile bei klinischer Anwendung bestehen bleiben und mögliche Risiken für Patienten auszuschließen sind, ist noch unklar, da sich die Ultrakurzpulslasertechnologie zur Zeit noch in der Grundlagenforschung befindet und in-vivo-Untersuchungen noch nicht durchgeführt wurden.

Hinsichtlich der thermischen Nebenwirkungen wurden in mehreren Studien zu vernachlässigende Temperaturentwicklungen beobachtet:

Niemz et al. (1993) verglichen drei unterschiedliche Lasersysteme miteinander: einen Ho:YAG- (Holmium-dotierten Yttrium-Aluminium-Granat-), einen Er:YAG- und einen Nd:YLF-Laser (Neodym-dotierten Yttrium-Lithium-Fluorid-Laser), welcher als Ultrakurzpulslaser verwendet wurde. Jeder dieser Laser bearbeitete die Zahnhartsubstanz Schmelz. Anschließend wurden die morphologischen Unterschiede der verschiedenen Schmelzproben untersucht. Dabei stellte sich heraus, dass der Ultrakurzpulslaser im

Gegensatz zu den anderen beiden Lasersystemen keine thermisch bedingten Schmelzfrakturen verursachte und zugleich präzise Kavitäten herstellte.

Niemz (1995) untersuchte zwei Jahre später den Nd:YLF-Laser erneut und konnte diese Ergebnisse wieder bestätigen. Zusätzlich fand er heraus, dass mit dem Ultrakurzpuls-Laser auch Karies selektiv entfernt werden konnte.

In einer weiteren Untersuchung von Kohns et al. (1997) wurde ein Titan:Saphir-Laser mit einer Pulsdauer zwischen 200 Femtosekunden und zwei Pikosekunden vorgestellt, dem zur Ablation weniger Energie zugeführt werden musste als zur gleichen Ablation durch andere Laser mit höheren Pulsdauern. Sie beobachteten, dass Temperaturerhöhungen und mechanische Nebenwirkungen, wie zum Beispiel Risse in der Zahnhartsubstanz umso geringer waren, je weniger Energie zugeführt wurde.

Lizarelli et al. (2000) verglichen die morphologischen Eigenschaften von Schmelz sowohl mit Nano- als auch mit Pikosekundenlasern. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass unter Verwendung des Pikosekundenlasers ein präziserer Materialabtrag bei geringeren mechanischen und thermischen Nebenwirkungen stattfand als bei dem Nanosekundenlaser. Im Gegensatz dazu zeigten acht Jahre später dieselben Autoren, dass zwar bei einem fokussierten Modus und unter höheren durchschnittlichen Leistungen im Schmelz tiefere und scharfkantige Mikrokavitäten beobachtet werden können, aber dass im Dentin die Kavitäten weniger tief und die Wärmeentwicklungen größer waren (Lizarelli et al., 2008).

Auch Braun et al. (2011) stellten beträchtliche Temperaturerhöhungen fest. Sie betrachteten die Wärmeerzeugung bei Entfernung von Restaurationsmaterialien. Dabei wurden Temperaturerhöhungen von bis zu 17 K beobachtet, die irreversible Schäden am Zahn verursachen würden.

Eine andere Studie bewies ebenfalls eine nicht zu unterschätzende Temperaturentwicklung. Schelle et al. (2012) untersuchten die Übertragung der Energie auf den Zahn, die für den Ablationsprozess benötigt wird. In der Untersuchung ist die Energie, die zugeführt wurde, nicht vollständig zur Ablation gebraucht worden. Ein Teil dieser Energie ist in Wärme umgewandelt worden und könnte die Pulpa eines Zahnes durchaus schädigen.

Durch die Einführung von Laserscannern in den letzten Jahren vervielfältigt sich die Auswahl an Parametern. Immer kürzere Pulsdauer und höhere Leistungen sind möglich (Serbin et al., 2002; Straßl et al., 2005; Wieger et al., 2005; Straßl et al., 2007; Wieger et al., 2007). Damit erhöht sich aber auch die Gefahr der thermischen Nebenwirkungen, die verringert werden müssen, um Schäden umliegender Gewebe zu verhindern.

4.3 Klinische Relevanz

Ziel der Ultrakurzpulslasertechnologie ist die effektive, schmerzfreie und nebenwirkungsarme Bearbeitung beziehungsweise Entfernung von Zahnhartsubstanz, Restaurationsmaterialien, Knochen, oralem Weichgewebe, mineralisierten Auflagerungen und die Möglichkeit der Analyse des entfernten Materials sowie die Fähigkeit zu einem Biofilmmanagement in den Bereichen der Kariologie, Endodontie und Parodontologie (Frentzen et al., 2010). Sie verspricht daher, für die Zahnheilkunde in Zukunft eine große Bedeutung zu erlangen. Dennoch ist der in der vorliegenden Arbeit verwendete Nd:YVO₄-Laser bisher kaum erforscht.

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).

In Anbetracht der vorliegenden Untersuchung zu Temperaturentwicklungen in der Pulpa während einer simulierten Blutzirkulation bildet diese Arbeit die Basis für weitere Studien, um an den bisherigen Forschungsergebnissen der Ultrakurzpulslasertechnologie anzuknüpfen und einen Einsatz in der zahnmedizinischen Praxis möglich zu machen. Dazu sollte neben der fortführenden Untersuchung der Temperaturentwicklung am Zahn durch Verwendung des Nd:YVO₄-Lasers auch Studien zur Kompromissfindung zwischen einer effektiven Ablation und einer möglichen Kühlung während der Bearbeitung mit dem Ultrakurzpulslaser am Zahn gemacht werden.

Zurzeit ist eine klinische Anwendbarkeit des Nd:YVO₄-Lasers noch nicht abzusehen. Einer der limitierenden Faktoren ist das Fehlen eines geeigneten Freihandapplikators, um in-vivo-Studien am Patienten zu ermöglichen und bisherige positive Ergebnisse der Ultrakurzpulslasertechnologie auf eine klinische Anwendbarkeit zu überprüfen.

5. Zusammenfassung

Die Ultrakurzpulstechnologie verspricht, sich in Zukunft zu einem vielseitig einsetzbaren Hilfsmittel der Zahnheilkunde zu entwickeln. Die vorliegende Studie ist im Bereich der experimentellen Grundlagenforschung ein weiterer Schritt in diese Richtung. Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, ob die Erhitzung des Zahnes unter Verwendung eines Nd:YVO₄-Lasers einen Pulpaschaden verursachen kann, wenn während der Bearbeitung der Zahnhartsubstanz eine pulmale Zirkulation berücksichtigt wird.

Die Versuche wurden bei einer Frequenz von 500 kHz, einer Leistung von 9 W, einer Pulsdauer von 9 ps und einer Ablationsdauer von 0,25 s mit der daraus resultierenden Gesamtenergie von 2,25 J durchgeführt. Während der Ablation an Molaren wurden drei unterschiedliche Durchflussraten (0 ml/min, 3 ml/min und 6 ml/min) mittels destilliertem Wasser sowie auch eine fehlende Zirkulation realisiert und miteinander verglichen. Es konnte gezeigt werden, dass unter Berücksichtigung einer Zirkulation im Vergleich zu einer fehlenden Zirkulation während der Laserablation signifikant geringere pulmale Hitzeentwicklungen entstanden. Auch unter den verschiedenen Durchflussraten wurde ein deutlicher Unterschied in Bezug auf den Temperaturanstieg festgestellt. So wurden umso geringere Temperaturerhöhungen gemessen, je schneller die Durchflussrate war.

Im Vergleich zu anderen Lasersystemen sind Ultrakurzpulslaser allgemein bekannt für relativ geringe thermische Nebenwirkungen. Dennoch zeigten sie in der Vergangenheit immer noch zu hohe Temperaturentwicklungen, die den kritischen Wert von 5,5 K überschritten und Gewebe in vivo irreversibel schädigen würden. Die Ergebnisse dieser Studie jedoch verdeutlichten den Effekt einer pulpalen Blutzirkulation, die die Wärme ableiten kann. Die Bearbeitung der Zahnhartsubstanz mit dem Nd:YVO₄-Laser unter den gewählten Versuchsbedingungen dieser Studie würden daher wahrscheinlich keinen Pulpaschaden verursachen.

Zusammenfassend heißt das für die Ultrakurzpulstechnologie, dass mit dem Nd:YVO₄-Laser eine Ablation mit noch geringeren thermischen Nebenwirkungen möglich ist als bisher angenommen. Gemessene Temperaturen in in-vitro-Studien würden bei einer Umsetzung in vivo nicht die gleichen Temperaturerhöhungen zeigen, sondern geringer ausfallen. Weitere Versuchsreihen müssen erfolgen, um bei einer Effizienzsteigerung des Lasers geeignete Kühlungsmaßnahmen für längere Bearbeitungszeiten zu entwickeln.

6. Anhang

6.1 Geräte und Materialliste

Geräte und Materialien	Name, Hersteller und Herkunft
Behälter	Kaffebecher, Butlers GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland
dünnfließendes Silikon	additionsvernetzendes Silikon-Abformmaterial light Art. No. 2087, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland
feine Fräse	runder Konusfräser MC356XR, NTI-Kahla GmbH, Kahla, Deutschland)
Fotoapparat	Canon EOS 1100D, Canon GmbH, Krefeld, Deutschland
justierbarer xyz-Verschiebetisch	xyz-Tisch VT-80, Micos, Eschbach, Deutschland
Kanülen	Capillary Tips REF/UP 186, Ultradent Products, South Jordan, USA
Kerr-Feile	K-Feilen Nr. 63 CC+, VDW GmbH, München, Deutschland
Haftstreifen	Tesa SE, Labtec GmbH, Langenfeld, Deutschland
Klebstoff	dünnflüssiger Top Dent Sekundenkleber, Kentzler-Kaschner Dental GmbH, Ellwangen/Jagst, Deutschland
Haftpaste	Haftpast, 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
Messbecher	Messzylinder 10 ml PP, RS Components GmbH, Mörfelden-Walldorf, Deutschland
PC-Software für den Verschiebetisch	LabVIEW, National Instruments, Austin, Texas, USA
Profilometer	FRT MicroSpy Topo, Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland
Pumpe mit Schläuchen	Pumpe RCS mgw, Lauda GmbH & Co. KG, Lauda-Königshofen, Deutschland

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

Geräte und Materialien	Name, Hersteller und Herkunft
Scannersystem	Scan Cube 7, Scanlab, Puchheim, Deutschland
Scansoftware	SAMLIGHT, Scaps GmbH, Deisenhofen, Deutschland
Stereomikroskop	Wild M8, Leica Mikrosystem, Wetzlar, Deutschland
Temperaturmessgerät mit Datenlogger	Jumo TDA 3000, Jumo GmbH & Co KG, Fulda, Deutschland
Thermostat (Arbeitstemperaturbereich zwischen -30 und 150 °C)	Compact-Kältethermostat RCS 6, Lauda GmbH & Co. KG, Lauda-Königshofen, Deutschland
Trenn-Schleifsystem	Trenn-Schleifsystem ETS, Exakt-Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland

Fortsetzung der Tab. 3 (siehe Seite 50).

6.2 Durchflussgeschwindigkeiten

Zeit (Min)	Einstellung der Pumpleistungen (ml)															
	0,1	1,0	2,0	2,2	2,8	2,9	3,0	3,2	3,6	4,0	5,0	6,0	7,0	8,0	9,0	10,0
1	0,2	1,0	2,0	2,3	2,8	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,8	12,6
2	0,1	1,0	2,1	2,3	3,0	3,0	3,2	3,5	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,7	12,6
3	0,1	1,0	2,1	2,3	2,9	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,9	9,5	10,6	11,8	12,6
4	0,2	1,0	2,1	2,3	3,0	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,8	12,6
5	0,1	1,0	2,0	2,2	2,9	3,0	3,2	3,5	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,5	11,8	12,6
6	0,2	1,0	2,0	2,3	2,8	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,7	12,6
7	0,2	1,0	2,1	2,3	3,0	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,7	12,6
8	0,1	1,0	2,1	2,3	2,9	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,9	9,5	10,6	11,8	12,6
9	0,1	1,0	2,0	2,3	3,0	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,7	12,6
10	0,2	1,0	2,1	2,3	2,9	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,8	12,6
Median	0,15	1,0	2,1	2,3	2,9	3,0	3,2	3,6	4,0	4,6	6,0	7,8	9,5	10,6	11,8	12,6

Tab. 4: Darstellung der möglichen Einstellung 0,1 bis 10,0 der Pumpe mit unterschiedlichen Pumpleistungen.

6.3 Temperaturschwankungen anhand von drei unterschiedlichen Zählen

Zeit (min)	gemessene Temperatur (°C) im 1. Zahn bei		
	Temperatureinstellung des Thermostates von 24,8 °C	Temperatureinstellung des Thermostates von 46,5 °C	Temperatureinstellung des Thermostates von 65,8 °C
0	23,0	30,2	36,0
1	23,1	30,0	35,6
2	23,2	30,3	35,5
3	23,3	30,6	35,8
4	23,4	30,8	36,1
5	23,6	30,9	36,6
6	23,3	30,8	36,9
7	23,1	30,6	37,0
8	23,0	30,3	36,6
9	22,9	30,4	36,3
10	22,8	30,4	36,1
Temperatur-schwankung	22,8 – 23,6	30,0 – 30,9	35,5 – 37,0
ΔT (K)	0,8	0,9	1,5

Tab. 5: Temperaturschwankungen im Bereich von 23 °C, 30 °C und 36 °C am 1. Zahn.

Zeit (min)	gemessene Temperatur (°C) im 2. Zahn bei		
	Temperatureinstellung des Thermostates von 24,3 °C	Temperatureinstellung des Thermostates von 41,1 °C	Temperatureinstellung des Thermostates von 55,4 °C
0	23,2	29,9	35,7
1	23,3	29,4	35,9
2	23,6	29,6	36,1
3	23,7	29,7	36,4
4	23,8	29,8	36,8
5	23,7	29,8	37,0
6	23,4	30,1	37,0
7	23,1	30,2	36,7
8	22,9	30,3	36,3
9	23,1	30,4	36,2
10	23,1	30,6	36,1
Temperaturschwankung	22,9 – 23,8	29,4 – 30,6	35,7 – 37,0
ΔT (K)	0,9	1,2	1,3

Tab. 6: Temperaturschwankungen im Bereich von 23 °C, 30 °C und 36 °C am 2. Zahn.

Zeit (min)	gemessene Temperatur (°C) im 3. Zahn bei		
	Temperatureinstellung des Thermostates von 22,0 °C	Temperatureinstellung des Thermostates von 38,2 °C	Temperatureinstellung des Thermostates von 54,6 °C
0	23,2	30,1	36,5
1	23,0	30,0	36,4
2	22,9	29,9	36,3
3	23,0	29,8	36,1
4	23,1	29,9	35,8
5	23,2	30,0	35,7
6	23,1	30,0	35,7
7	23,2	30,1	36,0
8	23,1	30,0	36,2
9	22,8	29,9	36,4
10	23,0	29,8	36,7
Temperaturschwankung	22,8 – 23,2	29,8 – 30,1	35,7 – 36,7
ΔT (K)	0,4	0,3	1,0

Tab. 7: Temperaturschwankungen im Bereich von 23 °C, 30 °C und 36 °C am 3. Zahn.

6.4 Versuche

6.4.1 Vorversuche

6.4.1.1 Erste Vorversuchsreihe

Überblick der ersten Vorversuche

Positionierungs- stelle	ΔT 1. Zahn	ΔT 2. Zahn	ΔT 3. Zahn	ΔT 4. Zahn
	ohne Wasser 23 °C	stehendes Wasser 23 °C	3 ml/min 23 °C	6 ml/min 23 °C
1	8,3	2,4	2,3	1,3
2	3,9	2,6	1,5	0,8
3	5,1	2,7	2,2	0,6
Median	5,1	2,6	2,2	0,8

Tab. 8: Zusammenfassung der Ergebnisse der ersten Vorversuche: Die Medianwerte zeigen eine absteigende Tendenz.

Daten der ersten Vorversuche

Zeit (s)	ΔT 1. Zahn ohne Wasser 23 °C			ΔT 2. Zahn stehendes Wasser 23 °C			ΔT 3. Zahn 3 ml/min 23 °C			ΔT 4. Zahn 6 ml/min 23 °C		
	1. Stelle	2. Stelle	3. Stelle	1. Stelle	2. Stelle	3. Stelle	1. Stelle	2. Stelle	3. Stelle	1. Stelle	2. Stelle	3. Stelle
1	25,1	24,4	24,3	23,8	25,4	24,8	22,9	22,8	23,0	22,8	22,8	22,9
2	25,0	24,5	24,4	23,9	25,3	24,8	22,8	22,9	23,0	22,8	22,8	22,9
3	25,0	24,5	24,5	23,9	25,3	24,8	22,8	22,8	23,0	22,8	22,9	22,9
4	25,1	24,5	24,5	23,9	25,3	24,8	22,8	22,8	23,0	22,8	22,9	22,9
5	25,1	26,4	24,7	24,5	26,7	24,8	22,9	22,9	23,0	22,8	22,9	22,8
6	27,2	28,3	27,9	25,8	27,6	26,4	22,8	22,9	23,0	22,8	23,1	22,8
7	32,8	27,4	29,4	25,7	26,7	27,5	22,8	22,9	23,5	22,8	23,4	22,9
8	33,3	26,2	27,3	24,7	26,1	26,5	22,9	22,9	25,1	23,3	23,4	22,9
9	29,3	25,7	26,3	24,4	25,9	25,8	22,9	22,9	24,8	24,1	23,2	22,8
10	27,7	25,4	25,8	24,4	25,9	25,5	22,8	22,9	23,3	23,9	23,1	22,9
11	26,8	25,1	25,6	24,3	25,8	25,4	22,8	22,9	23,2	23,4	23,1	22,9
12	26,3	25,0	25,4	24,3	25,7	25,3	22,9	23,8	23,2	23,2	23,1	22,9
13	26,1	24,9	25,2	24,1	25,7	25,3	22,9	24,1	23,2	23,2	23,2	23,0
14	25,9	24,9	25,2	24,6	25,7	25,2	24,8	23,3	23,2	23,1	23,6	23,4
15	25,7	24,9	25,2	26,2	25,6	25,2	25,1	23,1	23,2	23,1	23,6	23,3
16	25,6	24,8	25,1	26,2	25,6	25,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,2	23,1
17		24,8	25,1	24,9	25,7	25,2	23,1	24,3	23,2	23,0	23,2	23,0
18		24,8	25,1	24,7	25,0	25,2		24,2	23,2	23,0	23,2	23,0
19		24,8		24,7	25,0	25,1		23,3	23,2	23,0	23,1	23,0
20		24,8		24,6	25,0	25,1		23,2	23,1	23,0	23,1	23,0
21		24,8		24,6	25,0	25,1		23,2	23,1		23,1	22,9
22		24,8		24,5	25,8	25,1		23,2	23,1		23,1	22,9
23				24,5	26,7	25,1		23,1	23,0		23,1	23,0
24				24,5	26,3	25,0		23,1	23,0		23,1	23,1
25				24,5	25,7	25,0		23,1	23,0		23,0	23,0
26					25,5			23,0			23,0	23,0
ΔT (K)	8,3	3,9	5,1	2,4	2,6	2,7	2,3	1,5	2,2	1,3	0,8	0,6
Median	5,1			2,6			2,2			0,8		

Tab. 9: Darstellung der Temperaturverläufe der einzelnen Zähne der ersten Vorversuche mit Temperaturdifferenzen vom Minimal- und Maximalwert sowie der Medianwerte der Temperaturdifferenzen.

6.4.1.2 Zweite Vorversuchsreihe

Überblick der zweiten Vorversuche

Position	ΔT (K) 1. Zahn			ΔT (K) 2. Zahn			ΔT (K) 3. Zahn		
	1. Runde 23 °C	2. Runde 30 °C	3. Runde 36 °C	1. Runde 30 °C	2. Runde 36 °C	3. Runde 23 °C	1. Runde 36 °C	2. Runde 23 °C	3. Runde 30 °C
1	7,1	7,3	4,6	1,4	1,3	2,0	1,4	1,4	1,4
2	4,8	2,3	1,7	2,1	1,5	1,6	0,9	1,0	1,2
3	1,3	1,2	1,1	1,8	1,6	1,9	0,6	0,8	0,9
4	4,1	0,9	0,2	1,8	1,9	2,0	0,5	1,2	0,8
5	6,5	2,4	1,5	3,0	2,0	2,8	1,3	1,3	1,3
6	9,8	4,9	2,9	3,1	2,8	3,1	1,3	1,5	1,4
7	1,7	7,9	5,6	2,1	1,9	2,2	1,2	0,7	1,8
8	3,0	10,7	5,2	2,7	2,5	3,4	1,4	1,2	3,4
9	5,9	5,0	2,7	3,2	2,8	3,3	0,8	1,9	1,6
10	10,0	2,3	1,3	2,7	2,3	2,8	1,0	1,8	1,5

Tab. 10: Überblick über die gesammelten Temperaturdifferenzen der drei Zähne aus den zweiten Vorversuchen.

Position	23 °C	30 °C	36 °C
	ΔT (K) 1. Zahn		
1	7,1	7,3	4,6
2	4,8	2,3	1,7
3	1,3	1,2	1,1
4	4,1	0,9	0,2
5	6,5	2,4	1,5
6	9,8	4,9	2,9
7	1,7	7,9	5,6
8	3,0	10,7	5,2
9	5,9	5,0	2,7
10	10,0	2,3	1,3
	ΔT (K) 2. Zahn		
1	2,0	1,4	1,3
2	1,6	2,1	1,5
3	1,9	1,8	1,6
4	2,0	1,8	1,9
5	2,8	3,0	2,0
6	3,1	3,1	2,8
7	2,2	2,1	1,9
8	3,4	2,7	2,5
9	3,3	3,2	2,8
10	2,8	2,7	2,3
	ΔT (K) 3. Zahn		
1	1,4	1,4	1,4
2	1,0	1,2	0,9
3	0,8	0,9	0,6
4	1,2	0,8	0,5
5	1,3	1,3	1,3
6	1,5	1,4	1,3
7	0,7	1,8	1,2
8	1,2	3,4	1,4
9	1,9	1,6	0,8
10	1,8	1,5	1,0
Median	2,0	2,1	1,5

Tab. 11: Überblick der gesammelten Temperaturdifferenzen der drei Zähne zur Errechnung der Medianwerte.

Daten der zweiten Vorversuche

Zeit (s)	1. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	1.-10. Laserablation bei 23 °C									
1	23,3	23,4	22,9	23,2	23,2	23,4	23,4	22,9	23,0	23,3
2	23,3	23,4	22,9	23,2	23,2	23,4	23,4	22,9	23,0	23,3
3	23,3	23,4	22,9	23,2	23,2	23,4	23,4	22,9	23,1	23,3
4	23,3	23,4	23,0	23,2	23,3	23,4	23,4	23,0	23,1	23,3
5	23,3	23,3	23,0	23,3	23,4	23,4	23,4	23,0	23,2	23,3
6	23,3	23,3	23,0	23,3	23,5	23,4	23,4	24,2	25,4	23,4
7	23,6	23,4	23,0	23,3	23,5	23,4	23,3	25,9	28,9	23,6
8	29,1	27,1	23,0	23,3	23,6	23,3	23,3	25,3	27,9	26,4
9	30,4	28,1	23,0	23,3	25,9	23,3	23,3	23,9	24,8	33,3
10	25,6	24,9	23,0	23,4	29,7	23,4	23,3	23,5	24,1	32,6
11	24,3	24,1	23,0	23,7	28,3	23,3	23,4	23,3	23,9	26,5
12	23,8	23,8	23,0	26,8	25,1	23,3	24,4	23,3	23,8	25,0
13	23,7	23,8	23,0	27,3	24,3	23,3	25,0	23,2	23,7	24,4
14	23,7	23,7	23,0	24,6	24,1	23,5	24,2	23,2	23,7	24,2
15	23,7	23,7	23,1	23,9	23,9	23,7	23,7	23,2	23,7	24,1
16	23,7	23,7	24,1	23,7	23,8	23,8	23,6	23,2	23,7	24,1
17	23,7	23,7	24,2	23,6	23,7	30,9	23,6	23,2	23,7	24,1
18	23,7	23,7	23,4	23,6	23,7	33,1	23,6	23,2	23,7	24,1
19	23,7	23,7	23,1	23,6	23,7	26,9	23,6	23,2	23,7	24,1
20	23,7	23,7	23,1	23,6	23,7	25,1	23,6	23,2	23,7	24,1
21	23,7	23,7		23,6	23,7	24,5	23,4	23,2	23,7	24,1
22	23,7	23,7		23,6	23,7	24,3	23,4	23,2	23,7	24,1
23	23,7	23,7		23,6	23,7	24,3	23,4	23,2	23,7	24,1
24	23,7	23,7		23,6	23,7	24,3	23,4	23,2	23,7	24,0
25	23,7	23,6		23,6	23,7	24,3	23,4		23,7	24,0
26	23,7	23,6		23,6	23,7	24,3	23,4		23,7	23,9
27	23,6			23,6	23,7	24,3			23,7	23,9
ΔT (K)	7,1	4,8	1,3	4,1	6,5	9,8	1,7	3,0	5,9	10,0

Tab. 12: Messwerte des 1. Zahnes bei 23 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	1. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	11.-20. Laserablation bei 30 °C									
1	30,5	30,6	30,3	30,5	30,7	30,5	30,3	30,3	30,8	30,7
2	30,5	30,6	30,3	30,5	30,7	30,5	30,3	30,3	30,8	30,7
3	30,5	30,6	30,3	30,6	30,7	30,5	30,3	30,4	30,8	30,7
4	30,5	30,6	30,2	30,6	30,7	30,4	30,3	30,4	30,8	30,7
5	30,6	30,6	30,2	30,6	30,7	30,4	30,3	30,4	30,8	30,7
6	30,7	30,6	30,2	30,6	30,7	30,4	30,3	30,6	31,0	30,7
7	30,8	30,5	30,2	30,6	30,6	30,4	30,5	30,8	31,1	30,7
8	30,8	30,4	30,2	30,6	30,6	30,3	30,6	30,8	31,1	30,7
9	35,5	30,4	30,2	30,6	30,6	30,3	31,4	38,4	34,8	30,7
10	37,8	30,4	30,2	30,7	30,7	30,3	37,7	41,0	35,8	30,7
11	33,8	30,4	30,2	30,7	30,7	30,4	38,2	34,4	32,6	30,7
12	31,8	30,4	30,1	31,2	30,7	30,4	32,4	32,2	31,8	30,7
13	31,4	30,5	30,1	31,4	30,7	30,4	31,4	31,5	31,5	30,8
14	31,2	30,5	30,1	31,0	30,6	30,4	31,1	31,2	31,3	32,7
15	31,2	30,5	30,2	30,7	31,9	30,4	30,9	31,1	31,3	33,0
16	31,1	30,5	30,4	30,7	33,0	30,4	30,8	31,1	31,3	31,3
17	31,1	30,5	31,3	30,7	32,1	33,8	30,7	31,1	31,4	31,0
18	31,1	31,8	31,3	30,7	31,1	35,2	30,7	31,1	31,4	30,8
19	31,2	32,7	30,4	30,7	30,9	32,2	30,7	31,2	31,4	30,8
20	31,2	31,7	30,2	30,7	30,8	31,1	30,7	31,2	31,4	30,7
21	31,2	30,8	30,2	30,7	30,8	30,8	30,7	31,2	31,4	30,7
22	31,2	30,6	30,1	30,7	30,7	30,7	30,7	31,2	31,4	
23	31,2	30,5	30,1	30,7	30,7	30,6	30,7	31,2	31,5	
24	31,2		30,1	30,7	30,7	30,6	30,7	31,2	31,4	
25	31,2		30,1	30,7	30,7	30,6	30,7	31,2	31,4	
26	31,1		30,1	30,7	30,7	30,6	30,7	31,2		
27	31,1		30,1	30,7	30,7	30,6		31,1		
28	30,9		30,1	30,7	30,7	30,6		31,1		
29					30,7	30,6		31,0		
ΔT (K)	7,3	2,3	1,2	0,9	2,4	4,9	7,9	10,7	5,0	2,3

Tab. 13: Messwerte des 1. Zahnes bei 30 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	1. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	21.-30. Laserablation bei 36 °C									
1	35,7	35,9	36,2	36,1	35,7	35,6	36,2	36,0	35,6	35,7
2	35,7	36,0	36,2	36,1	35,7	35,6	36,2	36,1	35,6	35,7
3	35,8	35,9	36,2	36,1	35,7	35,6	36,2	36,1	35,6	35,7
4	35,8	35,9	36,1	36,1	35,7	35,6	36,3	36,2	35,6	35,7
5	35,9	35,9	36,1	36,1	35,7	35,6	36,3	36,2	35,6	35,7
6	35,9	35,9	36,1	36,1	35,7	35,6	36,3	36,2	35,6	35,7
7	35,9	35,9	36,1	36,1	35,7	35,7	36,4	36,2	35,6	35,7
8	35,9	36,0	36,1	36,1	35,7	35,7	36,4	39,1	35,7	36,7
9	35,9	36,0	36,2	36,1	35,7	36,8	36,5	41,2	37,6	37,0
10	39,2	36,0	36,2	36,1	36,8	38,5	40,2	38,9	38,3	36,2
11	40,3	36,9	37,0	36,1	37,2	37,9	41,8	37,4	36,7	36,0
12	37,5	37,6	37,2	36,1	36,1	36,5	38,7	37,1	36,2	35,9
13	36,7	37,1	36,4	36,1	35,9	36,3	37,6	36,9	36,1	35,9
14	36,6	36,5	36,3	36,1	35,8	36,2	37,2	36,9	35,9	35,9
15	36,4	36,3	36,3	36,1	35,7	36,2	37,2	36,9	35,9	35,9
16	36,2	36,3	36,2	36,1	35,7	36,1	37,1	36,9	36,0	35,9
17	36,2	36,2	36,2	36,2	35,7	36,1	37,1	36,8	36,0	35,9
18	36,2	36,2	36,2	36,3	35,6	36,2	37,0	36,7	36,0	35,9
19	36,2	36,2	36,2	36,2		36,2	36,9	36,6	36,0	35,9
20	36,2	36,2	36,2	36,1		36,2	36,9	36,6	36,1	35,9
21	36,2	36,2	36,3	36,1		36,2	36,9	36,6		35,9
22	36,2	36,2	36,3	36,1		36,2	36,9	36,6		35,9
23	36,2	36,2	36,2	36,1		36,2	37,0	36,5		35,9
24	36,2	36,2	36,2	36,1		36,2	37,0	36,5		35,9
25	36,2	36,2	36,2	36,1		36,2	36,9	36,5		35,9
26	36,2	36,2	36,2	36,1		36,2	36,9	36,4		
27	36,2	36,2				36,2	36,9	36,4		
28		36,2					36,9	36,4		
29		36,2					36,9	36,4		
ΔT (K)	4,6	1,7	1,1	0,2	1,5	2,9	5,6	5,2	2,7	1,3

Tab. 14: Messwerte des 1. Zahnes bei 36 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	2. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	1.-10. Laserablation bei 30 °C									
1	29,9	30,3	30,9	30,2	30,0	29,8	29,3	30,2	30,4	30,7
2	29,9	30,4	30,9	30,2	30,0	29,8	29,3	30,2	30,4	30,7
3	29,9	30,4	30,9	30,2	29,9	29,8	29,3	30,2	30,4	30,7
4	29,8	30,4	30,9	30,2	29,9	29,8	29,3	30,2	30,4	30,7
5	29,8	30,4	30,9	30,2	30,0	29,8	29,3	30,2	30,4	30,7
6	29,8	30,6	30,9	30,1	30,1	29,7	29,4	30,2	30,5	30,8
7	29,8	30,6	30,9	30,2	30,1	29,8	29,4	30,2	31,2	30,9
8	29,8	30,6	32,6	30,2	30,1	29,8	29,4	30,2	33,6	30,9
9	29,8	30,6	32,7	30,2	32,7	31,2	29,5	30,3	33,0	30,9
10	29,9	30,7	31,1	31,2	32,9	32,8	29,5	30,3	30,7	30,9
11	29,8	31,2	31,0	31,9	30,3	31,5	30,8	30,3	30,6	33,1
12	30,7	32,4	30,9	30,9	30,1	30,0	31,4	30,3	30,6	33,4
13	31,2	32,1	30,9	30,2	30,1	29,9	30,1	30,3	30,6	31,3
14	30,4	30,8	30,9	30,2	30,0	29,9	29,6	30,4	30,6	31,0
15	29,9	30,7	30,9	30,2	29,9	29,8	29,6	32,4	30,6	31,0
16	29,8	30,7	30,9	30,2	29,9	29,7	29,6	32,9	30,6	30,9
17	29,8	30,7		30,2		29,7	29,5	30,9	30,6	30,9
18	29,8	30,7					29,5	30,4		30,9
19		30,7					29,5	30,4		30,9
20		30,7					29,6	30,3		30,9
21		30,7					29,6	30,3		30,9
22		30,7						30,3		30,9
23		30,8						30,3		
24		30,8						30,3		
25								30,3		
ΔT (K)	1,4	2,1	1,8	1,8	3,0	3,1	2,1	2,7	3,2	2,7

Tab. 15: Messwerte des 2. Zahnes bei 30 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	2. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	11.-20. Laserablation bei 36 °C									
1	36,0	35,9	35,9	35,6	35,4	35,4	35,7	36,7	36,8	36,8
2	35,9	35,9	35,9	35,6	35,4	35,4	35,7	36,7	36,8	36,8
3	35,9	35,9	35,9	35,6	35,4	35,3	35,7	36,7	36,8	36,8
4	35,9	35,9	35,9	35,6	35,4	35,3	35,7	36,7	36,9	36,5
5	35,9	35,9	35,9	35,6	35,4	35,4	35,7	36,7	36,9	36,5
6	35,9	35,9	35,9	35,6	35,5	35,4	35,8	36,7	36,9	36,4
7	35,9	35,9	35,9	35,6	35,6	35,4	35,8	36,7	37,0	36,4
8	35,9	35,9	35,9	35,6	35,6	37,9	35,8	36,8	37,1	36,4
9	35,9	35,9	37,4	35,6	35,6	38,1	35,9	36,8	37,1	36,4
10	35,9	35,9	37,5	35,6	35,6	35,7	35,9	39,1	38,3	37,9
11	35,9	36,0	36,1	35,6	37,4	35,6	35,9	39,2	39,6	38,7
12	36,0	36,0	36,0	35,6	37,4	35,6	35,9	36,9	38,4	37,3
13	36,1	36,0	36,0	36,2	35,6	35,5	35,9	36,8	37,2	36,6
14	36,1	36,1	35,9	37,4	35,5	35,5	37,4	36,8	37,2	36,4
15	36,1	37,3	35,9	36,8	35,5	35,5	37,6	36,8	37,2	36,4
16	37,1	37,4	35,9	35,6	35,4		36,1	36,8	37,1	36,4
17	37,2	36,2		35,6	35,4		36,0		37,1	36,4
18	36,2	36,1		35,5			35,9		37,1	36,4
19	36,1	36,2		35,5			35,9		37,1	36,4
20	36,1	36,1		35,5					37,1	36,4
21	36,1	36,1							37,0	36,4
22	36,1	36,1							37,0	
23	36,1	36,0							37,0	
24		36,0							36,9	
25		36,0							36,9	
26									36,9	
ΔT (K)	1,3	1,5	1,6	1,9	2,0	2,8	1,9	2,5	2,8	2,3

Tab. 16: Messwerte des 2. Zahnes bei 36 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	2. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	21.-30. Laserablation bei 23 °C									
1	23,4	23,3	23,2	23,2	23,4	23,6	23,6	22,8	22,8	22,8
2	23,4	23,3	23,2	23,2	23,4	23,6	23,6	22,8	22,8	22,8
3	23,4	23,3	23,2	23,3	23,3	23,6	23,6	22,8	22,8	22,8
4	23,4	23,3	23,2	23,2	23,4	23,6	23,6	22,8	22,8	22,8
5	23,4	23,3	23,2	23,2	23,4	23,6	23,6	22,8	22,8	22,8
6	23,4	23,3	23,2	23,3	23,4	23,7	23,6	22,8	22,9	22,8
7	23,6	24,8	23,6	23,3	23,4	24,6	23,7	22,9	25,7	22,9
8	23,6	24,9	25,2	23,3	23,4	26,7	23,7	25,9	26,1	25,3
9	23,6	23,5	24,8	23,3	24,7	25,9	23,7	26,2	23,4	25,6
10	23,6	23,4	23,3	23,3	26,1	23,9	23,7	23,4	23,0	23,3
11	23,6	23,3	23,2	23,3	25,1	23,8	25,3	23,1	22,9	23,0
12	25,2	23,3	23,2	23,3	23,7	23,8	25,8	23,1	22,9	23,0
13	25,4	23,3	23,1	23,3	23,6	23,8	24,3	22,9		22,9
14	23,8	23,3		23,3	23,5	23,7	23,8	22,9		22,9
15	23,6	23,3		23,3	23,5	23,7	23,8	22,9		
16	23,6	23,3		25,0	23,5	23,7	23,7			
17	23,6			25,2		23,7	23,7			
18	23,6			23,7		23,7				
19	23,4			23,4						
20	23,4			23,4						
21				23,4						
22				23,4						
23				23,4						
24				23,3						
25				23,3						
ΔT (K)	2,0	1,6	1,9	2,0	2,8	3,1	2,2	3,4	3,3	2,8

Tab. 17: Messwerte des 2. Zahnes bei 23 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	3. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	1.-10. Laserablation bei 36 °C									
1	36,4	36,2	35,9	36,2	35,6	35,9	36,4	36,1	35,9	35,4
2	36,4	36,2	35,9	36,2	35,6	35,9	36,4	36,1	35,9	35,4
3	36,4	36,2	35,9	36,2	35,6	35,9	36,4	36,1	35,9	35,4
4	36,4	36,2	35,9	36,2	35,6	35,9	36,4	36,1	35,9	35,4
5	36,4	36,2	35,9	36,2	35,6	35,9	36,4	36,1	35,9	35,4
6	36,5	36,2	35,9	36,2	35,6	35,9	36,4	36,1	35,9	35,4
7	36,5	36,2	35,9	36,2	35,6	36,0	36,4	36,2	35,9	35,4
8	36,5	36,2	35,9	36,2	35,7	37,1	36,6	36,1	35,7	35,4
9	36,6	36,3	35,9	36,2	35,7	37,2	36,4	37,3	35,7	35,4
10	36,6	36,9	35,9	36,2	36,8	36,1	37,6	37,4	35,7	35,4
11	36,6	37,1	35,8	36,3	36,9	36,1	37,6	36,3	35,7	36,4
12	36,6	36,4	35,8	36,7	35,9	36,1	36,6	36,1	35,7	36,4
13	36,6	36,4	35,8	36,7	35,8	36,1	36,6	36,0	35,7	35,6
14	36,6	36,3	35,8	36,3	35,8	36,0	36,6		35,7	35,5
15	36,6	36,3	35,8	36,2	35,7	36,0	36,6		35,7	35,5
16	36,6	36,3	36,3	36,3	35,7	36,1	36,6		35,7	35,5
17	37,7	36,3	36,4	36,3	35,7	36,1	36,6		36,1	35,5
18	37,8	36,3	35,9	36,2		36,1	36,6		36,5	35,5
19	36,7	36,3	35,7	36,2		36,1	36,6		36,0	35,5
20	36,6	36,2	35,7	36,2		36,1	36,6		35,7	35,5
21	36,6	36,2	35,7	36,2			36,6		35,7	35,4
22	36,6	36,2	35,7	36,2			36,6		35,7	
23	36,5	36,2	35,6	36,2			36,6		35,7	
24	36,5	36,2	35,6	36,2			36,5		35,7	
25	36,4						36,5		35,7	
26	36,4						36,5		35,7	
27									35,7	
28									35,6	
ΔT (K)	1,4	0,9	0,6	0,5	1,3	1,3	1,2	1,4	0,8	1,0

Tab. 18: Messwerte des 3. Zahnes bei 36 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	3. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	11.-20. Laserablation bei 23 °C									
1	23,1	23,2	23,3	23,2	23,0	22,9	22,8	23,0	23,1	23,2
2	23,1	23,2	23,3	23,2	23,0	22,9	22,8	23,0	23,1	23,2
3	23,1	23,2	23,3	23,2	23,0	22,9	22,8	23,0	23,1	23,2
4	23,1	23,2	23,3	23,2	23,1	22,9	22,8	23,0	23,1	23,2
5	23,1	23,2	23,3	23,1	23,1	22,9	22,8	23,0	23,1	23,2
6	23,1	23,2	23,3	23,1	23,1	22,9	22,8	23,0	23,1	23,3
7	23,1	23,2	23,3	23,1	23,1	22,9	22,8	23,1	23,1	23,3
8	23,1	23,2	23,3	23,2	23,1	22,9	22,8	23,1	23,1	23,3
9	23,1	23,2	23,9	23,2	23,1	22,9	22,8	23,1	23,1	24,3
10	24,1	23,2	24,1	24,0	23,3	22,9	22,8	23,1	23,1	25,0
11	24,5	23,2	23,6	24,3	24,3	22,9	23,3	23,8	23,1	24,2
12	23,5	23,8	23,3	23,5	24,3	24,0	23,5	24,2	23,1	23,5
13	23,2	24,2	23,3	23,2	23,4	24,4	23,1	23,4	23,2	23,3
14	23,2	23,8	23,3	23,1	23,1	23,3	22,8	23,1	24,5	23,3
15	23,1	23,3	23,3	23,1	23,0	22,9	22,8	23,1	25,0	23,3
16	23,1	23,2	23,3	23,1	22,9	22,9	22,8	23,1	23,9	23,3
17	23,1	23,2	23,3	23,1	23,0	22,9	22,8	23,1	23,3	23,3
18		23,2		23,1	23,0	22,9	22,8	23,1	23,3	23,3
19				23,1	22,9	22,9	22,8	23,1	23,2	23,3
20				23,1	22,9	22,9	22,7	23,1	23,2	23,3
21					23,0		22,7	23,1	23,2	23,3
22							22,7		23,2	23,3
23							22,7		23,2	
24							22,7		23,2	
25									23,2	
ΔT (K)	1,4	1,0	0,8	1,2	1,3	1,5	0,7	1,2	1,9	1,8

Tab. 19: Messwerte des 3. Zahnes bei 23 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

Zeit (s)	3. Zahn Messwerte (°C)									
	1. Position	2. Position	3. Position	4. Position	5. Position	6. Position	7. Position	8. Position	9. Position	10. Position
	21.-30. Laserablation bei 30 °C									
1	30,1	30,1	29,9	29,9	29,8	29,8	29,8	30,1	30,2	30,2
2	30,0	30,1	29,9	29,9	29,8	29,8	29,8	30,1	30,2	30,2
3	30,0	30,0	29,9	29,9	29,8	29,8	29,8	30,1	30,2	30,2
4	30,0	30,0	29,9	29,9	29,8	29,8	29,8	30,1	30,2	30,2
5	30,0	30,0	29,9	29,9	29,8	29,8	29,8	30,2	30,2	30,2
6	30,0	30,0	29,9	29,9	29,8	29,8	29,8	30,2	30,2	30,2
7	29,9	30,0	29,9	30,0	29,8	29,8	29,8	30,2	30,2	30,3
8	29,9	30,0	30,6	30,0	29,8	30,9	29,9	30,2	31,2	30,3
9	29,9	30,0	30,8	30,0	29,8	31,2	31,2	30,2	31,8	31,3
10	29,9	30,6	30,2	30,0	29,8	30,2	31,6	32,7	30,9	31,7
11	30,9	31,2	29,9	30,6	29,8	29,9	30,4	33,5	30,5	30,7
12	31,3	30,9	29,9	30,7	29,8	29,8	29,9	31,1	30,4	30,3
13	30,2	30,2	29,9	30,1	29,8	29,8	29,9	30,3	30,3	30,3
14	29,9	30,0	29,9	29,9	30,7	29,8	29,9	30,2	30,2	30,3
15	29,9	30,0	29,9	29,9	31,1		29,9	30,2	30,2	30,3
16	29,9	30,0	29,9	29,9	30,2		29,9	30,2	30,2	30,3
17				29,9	29,8			30,2		30,3
18					29,8					30,3
19					29,8					30,3
ΔT (K)	1,4	1,2	0,9	0,8	1,3	1,4	1,8	3,4	1,6	1,5

Tab. 20: Messwerte des 3. Zahnes bei 30 °C vor, während und nach einer Laserablation an zehn unterschiedlichen Positionen des Zahnes.

6.4.2 Hauptversuche

Zahn	ΔT (K): ohne Wasser	ΔT (K): stehendes Wasser	ΔT (K): 3 ml/min	ΔT (K): 6ml/min
1	2,2	0,5	0,3	0,1
	1,9	0,6	0,3	0,1
	2,7	0,9	0,1	0,5
	3,2	1,6	0,3	0,1
2	3,4	1,1	2,1	3,9
	2,5	4,5	3,0	1,8
	2,8	3,1	4,1	2,1
	4,8	3,1	2,3	3,0
3	1,0	0,3	0,1	0,0
	1,0	0,3	0,1	0,1
	0,9	0,2	0,2	0,1
	1,0	0,2	0,1	0,1
4	3,6	3,5	1,8	2,0
	4,6	3,0	2,1	1,6
	6,7	2,8	2,8	3,1
	3,5	2,8	3,4	3,2
5	5,0	5,2	2,3	2,6
	6,1	5,1	3,2	4,1
	7,7	5,7	4,5	3,9
	6,9	3,6	5,2	4,0
6	3,6	4,5	3,3	1,3
	7,3	1,7	2,0	1,5
	7,3	1,5	1,8	1,5
	3,5	2,3	1,5	1,1
7	2,2	0,7	1,3	1,5
	2,7	1,1	1,9	1,2
	2,9	2,1	1,2	1,6
	8,9	1,9	2,1	3,2
8	4,1	0,9	0,7	0,7
	2,7	1,8	1,4	1,0
	5,3	3,6	0,8	2,0
	4,2	1,9	2,2	1,7
9	3,9	1,5	0,7	0,4
	5,5	1,6	0,6	0,4
	8,0	2,9	0,8	0,2
	6,7	3,5	1,8	1,0
10	1,3	1,5	0,7	0,2
	1,3	1,1	1,1	0,2
	1,3	1,4	0,7	0,2
	1,9	1,2	1,0	0,4

Tab. 21: Überblick über die gesammelten Temperaturdifferenzen von 20 Zähnen aus den Hauptversuchen.

Zahn	ΔT (K): ohne Wasser	ΔT (K): stehendes Wasser	ΔT (K): 3 ml/min	ΔT (K): 6ml/min
11	3,9	1,0	0,4	0,3
	4,1	0,8	0,5	0,2
	2,9	0,9	0,4	0,6
	1,8	0,7	0,3	0,4
12	3,0	1,6	1,3	0,9
	3,9	1,3	0,9	0,7
	4,9	1,4	1,3	0,4
	4,8	1,4	0,9	0,9
13	0,6	0,6	0,2	0,3
	1,2	0,4	0,4	0,3
	0,7	0,6	0,3	0,4
	1,2	0,8	0,3	0,4
14	0,4	0,4	0,2	0,1
	0,5	0,4	0,1	0,2
	0,5	0,4	0,2	0,3
	0,4	0,4	0,4	0,4
15	2,4	0,9	1,4	0,9
	2,5	1,5	1,5	1,2
	2,7	1,0	1,1	0,7
	2,8	1,5	1,1	0,8
16	1,0	0,8	0,4	0,7
	0,5	0,9	0,7	0,7
	0,9	0,8	0,7	1,1
	1,4	1,1	1,6	0,7
17	2,1	0,9	0,2	0,3
	3,5	1,2	0,6	0,3
	3,0	1,1	1,0	0,8
	2,4	1,2	1,1	0,4
18	3,2	1,1	0,7	0,8
	5,8	1,6	1,2	0,8
	5,9	5,1	1,9	1,4
	8,7	5,7	1,8	0,8
19	2,6	1,8	3,1	3,0
	4,8	2,7	1,5	3,3
	9,6	1,7	4,6	4,3
	11,2	5,4	4,3	3,0
20	0,9	0,2	0,1	0,1
	1,0	0,4	0,2	0,2
	1,2	0,1	0,1	0,2
	1,3	0,2	0,2	0,2
Median	2,9	1,3	1,0	0,7

Fortsetzung der Tab. 21 (siehe Seite 67).

Daten der Hauptversuche

Zeit (s)	1. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,2	23,2	23,1	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,1	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,0
2	23,3	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,0	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,2	23,1	23,1	23,0
3	23,3	23,3	23,2	23,1	23,1	23,1	23,0	23,1	23,1	23,2	23,2	23,1	23,2	23,1	23,0	23,0
4	23,3	23,3	23,3	23,2	23,1	23,1	23,0	23,2	23,1	23,3	23,2	23,2	23,2	23,1	23,1	23,0
5	23,4	23,3	24,2	23,3	23,1	23,1	23,0	23,6	23,2	23,4	23,3	23,2	23,2	23,2	23,1	23,1
6	24,4	24,3	25,7	24,3	23,4	23,4	23,4	24,7	23,4	23,2	23,3	23,4	23,2	23,2	23,1	23,1
7	25,4	25,1	25,9	26,1	23,6	23,7	23,9	24,7	23,4	23,2	23,2	23,4	23,2	23,1	23,1	23,1
8	24,9	24,7	25,0	26,3	23,4	23,7	23,7	23,7	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,5	23,0
9	24,2	24,1	24,3	25,2	23,3	23,4	23,4	23,3	23,1	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,5	23,0
10	23,9	23,7	23,9	24,4	23,3	23,3	23,3	23,2	23,1		23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,0
11	23,7	23,6	23,7	24,0	23,3	23,3	23,3		23,1		23,2		23,1		23,1	
12	23,6	23,5	23,6	23,7	23,2	23,3	23,3		23,1						23,1	
13	23,6	23,4	23,6	23,6	23,2		23,3		23,1							
14	23,6	23,4	23,5	23,6	23,2		23,2		23,1							
15	23,6	23,4	23,4	23,4	23,2		23,2		23,1							
16	23,5	23,4	23,4	23,3	23,2		23,2		23,1							
17	23,5		23,4	23,3			23,2		23,1							
18	23,4		23,4				23,2									
19			23,4				23,2									
ΔT (K)	2,2	1,9	2,7	3,2	0,5	0,6	0,9	1,6	0,3	0,3	0,1	0,3	0,1	0,1	0,5	0,1

Tab. 22: Messwerte des 1. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	2. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,1	23,1	22,9	23,2	23,3	23,3	23,1	23,3	23,2	23,2	23,0	23,2	23,3	23,3	23,2
2	23,2	23,1	23,1	22,9	23,2	23,3	23,3	23,2	23,3	23,2	23,2	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2
3	23,2	23,1	23,1	23,0	23,2	23,3	23,3	23,1	23,3	23,3	23,2	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2
4	23,3	23,1	23,1	23,1	23,2	23,6	23,4	23,1	23,3	23,2	23,3	23,1	23,3	23,4	23,4	23,3
5	24,6	23,2	23,3	23,3	23,7	25,7	24,6	23,2	23,4	23,3	25,1	23,2	25,1	24,1	23,4	24,3
6	26,6	24,4	24,1	25,4	24,3	27,8	26,4	23,2	24,6	24,6	27,3	24,3	27,1	25,1	24,4	26,2
7	26,6	25,6	25,7	27,7	24,2	26,5	26,2	23,2	25,4	26,2	26,9	25,3	26,5	24,9	25,4	26,1
8	25,3	24,9	25,9	26,7	23,7	24,7	24,7	23,2	24,6	25,8	25,1	24,6	24,8	23,9	24,7	24,4
9	24,4	24,1	24,8	25,1	23,6	24,1	24,0	23,2	23,8	24,4	23,9	23,7	23,8	23,6	23,8	23,8
10	23,9	23,7	24,1	24,2	23,4	23,8	23,7	23,2	23,5	23,8	23,6	23,3	23,6	23,4	23,6	23,6
11	23,7	23,6	23,7	23,7	23,4	23,7	23,6	24,8	23,4	23,5	23,4	23,3	23,4	23,4	23,4	23,5
12	23,6	23,4	23,5	23,5	23,4	23,7	23,5	26,2	23,3	23,4	23,3		23,3	23,4	23,4	23,5
13	23,5	23,4	23,4	23,4	23,4	23,6	23,5	25,1	23,3	23,3	23,3			23,4	23,4	23,4
14	23,4	23,3	23,3	23,3		23,6	23,4	24,1		23,3	23,3			23,4	23,4	
15	23,4	23,3	23,3	23,3		23,5	23,4	23,6		23,3	23,3			23,3		
16	23,4	23,2	23,3	23,2				23,5		23,3	23,3			23,3		
17	23,4	23,2						23,4		23,3	23,3					
18	23,3							23,4								
19	23,3							23,4								
20	23,4							23,4								
21	23,4							23,4								
22								23,3								
ΔT (K)	3,4	2,5	2,8	4,8	1,1	4,5	3,1	3,1	2,1	3,0	4,1	2,3	3,9	1,8	2,1	3,0

Tab. 23: Messwerte des 2. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	3. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2	23,3	23,1	23,2	23,1	23,1	23,1	22,8	23,1	23,1	22,9	22,9
2	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2	23,3	23,1	23,2	23,1	23,1	23,1	22,8	23,1	23,1	22,9	22,9
3	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2	23,3	23,1	23,2	23,1	23,1	23,1	22,8	23,1	23,1	22,9	22,9
4	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2	23,2	23,1	23,2	23,1	23,1	23,1	22,8	23,1	23,1	22,9	22,8
5	23,1	23,2	23,3	23,3	23,2	23,3	23,1	23,2	23,1	23,1	23,0	22,8	23,1	23,1	22,9	22,8
6	23,1	23,2	23,2	23,3	23,2	23,3	23,2	23,2	23,1	23,1	23,0	22,9	23,1	23,1	22,9	22,8
7	23,1	23,2	23,2	23,3	23,2	23,3	23,3	23,4	23,1	23,1	23,2	22,9	23,1	23,1	23,0	22,9
8	23,1	23,3	23,3	23,3	23,2	23,3	23,3	23,4	23,1	23,2	23,2	22,8	23,1	23,1	23,0	22,8
9	23,1	23,3	23,2	23,3	23,2	23,3	23,3	23,3	23,1	23,2	23,1	22,8	23,1	23,1	22,9	22,9
10	23,2	23,3	23,2	23,4	23,2	23,3	23,2	23,3	23,1	23,1	23,0		23,1	23,1	22,9	22,9
11	23,2	23,4	23,3	23,4	23,2	23,3	23,2	23,3	23,1	23,1	23,0		23,1	23,1	22,9	22,8
12	23,3	23,4	23,2	23,6	23,2	23,3	23,2	23,3	23,1	23,1			23,1	23,1		22,8
13	23,3	23,4	23,2	24,2	23,2	23,3		23,3	23,1				23,1	23,1		
14	23,3	23,4	23,3	24,3	23,2	23,1		23,3	23,2				23,1	23,1		
15	23,6	23,4	23,3	24,0	23,3	23,1		23,3	23,2				23,1	23,0		
16	24,1	23,4	23,7	23,8	23,3	23,1			23,1				23,1	23,0		
17	24,0	23,4	24,1	23,6	23,5	23,1			23,1				23,1	23,0		
18	23,7	23,4	23,9	23,6	23,4	23,1							23,1	23,1		
19	23,6	23,9	23,7	23,5	23,4	23,1								23,1		
20	23,5	24,2	23,6	23,4	23,3	23,4								23,0		
21	23,4	23,9	23,4	23,4	23,3	23,4								23,0		
22	23,3	23,7	23,4	23,4	23,3	23,3								23,0		
23	23,3	23,6	23,3	23,4		23,2										
24	23,3	23,5	23,3	23,4		23,2										
25		23,4	23,3	23,4		23,2										
26		23,4	23,3	23,4		23,2										
27		23,3	23,3			23,2										
28		23,3	23,4													
29		23,3	23,3													
ΔT (K)	1,0	1,0	0,9	1,0	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,2	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1

Tab. 24: Messwerte des 3. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	4. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,1	23,0	22,9	22,9	23,1	22,9	23,1	22,8	22,8	22,9	22,8	22,7	22,7	22,7	22,7	22,7
2	23,1	23,0	22,9	22,9	23,1	22,9	23,1	22,8	22,8	22,9	22,8	22,7	22,7	22,7	22,7	22,7
3	23,1	23,0	22,9	22,9	23,1	22,9	23,1	22,8	22,8	22,9	22,8	22,7	22,7	22,7	22,7	22,7
4	23,1	23,0	22,9	22,9	23,1	23,1	23,1	22,8	22,8	22,9	22,8	22,8	22,7	22,7	22,7	22,7
5	23,1	23,2	23,0	22,9	23,2	23,2	23,2	22,8	22,9	22,8	22,8	23,0	22,7	22,8	22,7	22,7
6	23,3	23,4	23,3	23,1	23,3	24,3	23,3	22,9	23,0	22,9	22,9	23,1	22,7	22,8	22,8	22,7
7	23,4	25,6	23,5	23,2	23,3	25,9	23,3	23,0	23,0	23,1	23,0	23,2	22,8	22,8	22,9	22,7
8	25,0	27,6	26,4	23,3	23,3	25,6	23,4	23,6	23,8	23,6	24,1	24,9	22,8	23,4	22,9	22,7
9	26,7	26,4	29,6	23,4	25,2	24,3	24,4	24,9	24,6	24,7	25,6	26,1	23,8	24,3	24,7	22,7
10	25,8	24,9	28,3	25,1	26,6	23,8	25,9	25,6	24,1	24,9	25,2	24,7	24,7	23,7	25,8	22,8
11	24,7	24,2	26,0	26,4	25,3	23,6	25,7	24,7	23,3	23,9	23,9	23,6	24,1	23,1	24,3	22,8
12	24,2	23,8	24,9	25,5	24,0	23,4	24,5	24,0	23,1	23,4	23,3	23,2	23,2	22,9	23,3	23,3
13	23,8	23,6	24,2	24,5	23,7	23,3	23,8	23,7	23,0	23,2	23,1	23,1	23,0	22,8	23,1	25,3
14	23,6	23,5	23,9	24,0	23,5	23,3	23,6	23,6	23,1	23,1	23,1	23,1	22,9	22,8	23,1	25,9
15	23,6	23,4	23,7	23,7	23,4	23,3	23,5	23,6	23,1	23,0	23,0	23,1	22,8	22,8	22,9	24,2
16	23,4	23,3	23,6	23,6	23,3	23,3	23,5	23,5	23,0	23,0	23,0	23,1	22,8		22,8	23,3
17	23,4	23,3	23,4	23,5	23,3		23,4	23,5	23,0	23,0	22,9	23,1	22,8		22,8	23,0
18	23,4	23,3	23,4	23,4	23,3		23,4	23,4	23,0		22,9	23,1			22,8	22,9
19	23,4	23,3	23,4	23,4				23,4	23,0			23,0			22,8	22,9
20	23,3	23,2	23,3	23,4				23,4				23,0			22,8	22,9
21	23,3	23,2	23,3	23,3				23,4				23,0			22,8	
22		23,2	23,3	23,3				23,4				23,0			22,8	
23		23,2		23,3				23,3							22,8	
24		23,2		23,2				23,3							22,8	
25				23,2				23,3								
26				23,2												
27				23,1												
28				23,0												
ΔT (K)	3,6	4,6	6,7	3,5	3,5	3,0	2,8	2,8	1,8	2,1	2,8	3,4	2,0	1,6	3,1	3,2

Tab. 25: Messwerte des 4. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	5. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	22,9	23,2	23,3	23,2	23,3	23,3	23,4	23,3	23,0	23,1	23,1	23,2	23,1	23,2	23,3	23,4
2	22,9	23,2	23,3	23,2	23,3	23,3	23,4	23,3	23,0	23,1	23,1	23,2	23,1	23,2	23,3	23,3
3	22,9	23,1	23,4	23,2	23,3	23,3	23,4	23,3	23,0	23,1	23,1	23,2	23,1	23,2	23,3	23,3
4	22,9	23,2	23,6	23,2	23,3	23,3	23,4	23,4	23,0	23,1	23,1	23,2	23,1	23,2	23,3	23,3
5	22,9	23,4	23,8	23,2	23,3	23,4	23,4	23,6	23,0	23,1	23,1	23,2	23,1	23,2	23,4	23,3
6	22,9	23,7	24,2	23,2	23,3	23,6	23,4	23,9	23,0	23,1	23,1	23,5	23,1	23,3	23,7	23,6
7	22,9	25,6	27,9	23,4	23,3	23,8	23,4	26,2	23,0	23,1	23,2	26,4	23,1	23,4	26,6	25,9
8	22,9	29,0	31,0	23,7	23,3	26,3	23,4	26,9	23,0	23,1	23,4	28,4	23,1	25,7	27,2	27,3
9	22,9	29,2	28,8	25,7	23,4	28,4	23,7	24,9	23,0	23,1	23,7	26,6	23,1	27,3	24,8	25,5
10	23,1	26,7	26,3	29,3	23,6	26,7	27,4	24,2	23,1	23,1	26,7	24,7	23,1	25,5	24,0	24,0
11	23,3	25,2	25,2	30,1	23,7	24,8	29,1	23,8	23,6	23,1	27,6	23,8	23,1	24,2	23,6	23,6
12	24,9	24,5	24,6	27,9	23,8	24,2	26,4	23,6	25,2	23,2	24,7	23,6	23,1	23,7	23,4	23,6
13	27,7	24,1	24,3	26,1	23,8	23,9	25,1	23,6	25,3	23,4	23,7	23,4	23,1	23,4	23,4	23,6
14	27,9	23,8	24,1	25,1	23,8	23,7	24,3	23,5	23,9	25,7	23,4	23,4	23,1	23,4	23,4	23,5
15	25,9	23,7	23,9	24,6	26,3	23,7	24,0	23,4	23,5	26,3	23,4	23,3	23,1	23,3	23,4	
16	24,7	23,6	23,8	24,3	28,5	23,6	23,8	23,4	23,2	24,4		23,3	23,2	23,3	23,4	
17	24,1	23,6	23,8	24,1	26,7	23,6	23,7		23,2	24,1		23,3	23,4	23,3		
18	23,7	23,5	23,7	23,9	24,8	23,6	23,7		23,2	23,7		23,3	24,8			
19	23,6	23,5	23,7	23,9	24,1	23,6	23,6		23,1	23,5		23,3	25,7			
20	23,5	23,4	23,7	23,8	23,8	23,6	23,6		23,1	23,4		23,3	24,7			
21	23,3	23,4	23,7	23,8	23,7	23,6	23,6			23,3		23,3	23,8			
22	23,3	23,4	23,6	23,7	23,6	23,6	23,6			23,3		23,2	23,4			
23	23,2	23,3	23,6	23,6	23,6	23,6	23,6			23,2			23,3			
24	23,2	23,3	23,6	23,6	23,5	23,6	23,6			23,2			23,2			
25	23,2	23,3	23,6	23,6	23,5	23,6	23,6						23,2			
26	23,2	23,3	23,5	23,6	23,4	23,6	23,6						23,2			
27			23,5	23,6	23,4	23,6	23,6									
28			23,5	23,6	23,4	23,5										
29				23,5		23,4										
ΔT (K)	5,0	6,1	7,7	6,9	5,2	5,1	5,7	3,6	2,3	3,2	4,5	5,2	2,6	4,1	3,9	4,0

Tab. 26: Messwerte des 5. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	6. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	22,8	23,0	23,1	23,3	23,1	22,8	23,2	23,2	23,1	22,9	22,8	22,8	22,8	22,9	22,8	22,8
2	22,8	23,0	23,1	23,3	23,1	22,8	23,2	23,2	23,1	22,9	22,8	22,8	22,8	22,8	22,8	22,8
3	22,8	23,0	23,1	23,3	23,1	22,9	23,3	23,2	23,1	22,9	22,8	22,7	22,9	22,8	22,8	22,8
4	22,8	22,9	23,1	23,3	23,1	23,0	23,2	23,2	23,1	22,9	22,8	22,7	22,8	22,8	22,8	22,8
5	22,8	23,1	23,1	23,3	23,1	23,0	23,3	23,3	23,1	23,0	22,9	22,8	22,9	22,9	22,8	22,8
6	22,8	23,4	23,3	23,3	23,3	23,1	23,4	23,4	23,1	23,1	22,9	22,8	23,0	23,0	22,9	22,8
7	22,9	23,6	23,4	23,4	23,4	23,1	24,2	24,2	23,2	23,9	23,6	23,7	23,0	23,4	23,9	23,4
8	22,9	23,6	26,8	23,6	24,3	23,1	24,7	25,5	23,4	24,9	24,6	24,2	23,7	24,3	24,3	23,9
9	23,0	24,4	30,4	25,0	26,8	23,1	24,2	25,3	23,4	24,5	24,2	23,4	24,1	24,0	23,3	23,4
10	23,1	28,6	28,7	26,8	27,6	23,1	23,9	24,3	23,4	23,5	23,2	22,9	23,3	23,0	22,9	22,9
11	23,1	30,2	25,8	26,3	25,9	23,2	23,7	23,9	23,4	23,2	23,1	22,8	23,0	22,9	22,8	22,8
12	25,1	27,2	24,7	25,0	24,8	23,1	23,6	23,7	24,7	23,0	22,9		22,9	22,9	22,8	22,8
13	26,4	25,5	24,2	24,4	24,3	23,3	23,6	23,7	26,4	23,0	22,9		22,9	22,8		
14	25,1	24,9	23,9	24,1	24,2	23,3	23,6	23,7	25,3		22,9					
15	24,3	24,3	23,8	23,9	24,0	23,2	23,5	23,6	23,7		22,9					
16	23,9	24,1	23,7	23,8	23,9	23,2	23,5	23,6	23,4		22,8					
17	23,8	23,8	23,6	23,8	23,8	23,2	23,5	23,6	23,3							
18	23,6	23,7	23,6	23,8	23,7	23,3	23,4	23,6	23,2							
19	23,6	23,7	23,6	23,7	23,7	23,3	23,4	23,6	23,2							
20	23,5	23,6	23,5	23,7	23,7	23,4	23,4	23,5	23,2							
21	23,4	23,6	23,4	23,7	23,6	24,1	23,4	23,5								
22	23,3	23,5	23,4	23,7	23,6	24,5	23,4	23,5								
23	23,3	23,5	23,4	23,7	23,6	24,2	23,4	23,5								
24	23,3	23,4	23,4	23,7	23,6	23,9	23,4	23,5								
25	23,3	23,4	23,4	23,7	23,5	23,7	23,4	23,5								
26	23,2	23,3	23,4	23,7	23,5	23,6	23,4	23,5								
27	23,2	23,3	23,4	23,7	23,5	23,6	23,4	23,5								
28	23,2	23,2	23,3	23,7	23,4	23,6	23,4	23,5								
29	23,2	23,2		23,7	23,4	23,5	23,4	23,5								
ΔT (K)	3,6	7,3	7,3	3,5	4,5	1,7	1,5	2,3	3,3	2,0	1,8	1,5	1,3	1,5	1,5	1,1

Tab. 27: Messwerte des 6. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	7. Zahn Messwerte (°C)																
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min				
1	23,2	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,2	23,2
2	23,2	23,2	23,1	23,1	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,1	23,2
3	23,2	23,2	23,1	23,1	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,2	23,2
4	23,2	23,2	23,0	23,3	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,1	23,2
5	23,2	23,3	23,0	23,8	23,2	23,3	23,2	23,3	23,3	23,3	23,3	23,2	23,2	23,1	23,1	23,1	23,2
6	23,2	23,4	23,1	28,5	23,2	23,3	23,3	23,2	23,9	23,4	23,3	23,2	23,1	23,2	23,2	23,2	23,3
7	23,3	23,4	23,3	31,9	23,3	23,4	23,5	23,2	24,5	24,2	23,4	23,4	23,2	23,3	23,3	23,3	23,4
8	23,4	23,5	23,4	29,2	23,7	23,9	23,6	23,2	24,1	25,1	24,1	23,6	24,1	23,3	23,3	23,3	23,4
9	24,8	25,2	24,8	26,6	23,9	24,3	24,7	23,2	23,7	24,6	24,4	24,7	24,6	23,3	23,9	25,3	
10	25,4	25,9	25,9	25,2	23,8	23,9	25,3	23,2	23,5	23,7	23,8	25,2	23,9	24,0	24,7	26,4	
11	24,4	24,8	25,2	24,5	23,5	23,8	24,6	23,2	23,4	23,5	23,4	24,3	23,4	24,3	24,4	24,8	
12	24,0	24,2	24,4	24,2	23,4	23,6	24,0	23,4	23,4	23,4	23,4	23,4	23,7	23,2	23,7	23,6	23,7
13	23,7	23,8	23,9	23,9	23,4	23,6	23,8	23,5	23,4	23,4	23,4	23,6	23,2	23,4	23,4	23,5	
14	23,6	23,6	23,7	23,8	23,3	23,6	23,7	24,5	23,4	23,4	23,3	23,5	23,1	23,3	23,3	23,4	
15	23,4	23,5	23,5	23,7	23,3	23,4	23,7	25,1	23,4	23,4	23,3	23,4		23,3	23,3	23,4	
16	23,4	23,4	23,4	23,6		23,4	23,6	24,4	23,3	23,4	23,3	23,4		23,3	23,3	23,3	
17	23,4	23,4	23,4	23,6		23,4	23,6	24,0	23,3	23,3	23,3	23,4		23,2	23,3		
18	23,4	23,4	23,4	23,6		23,4	23,6	23,8	23,3	23,3	23,2			23,2	23,3		
19	23,3		23,3	23,5		23,4	23,5	23,7		23,3	23,2					23,3	
20	23,3		23,3	23,5		23,4	23,5	23,7		23,3	23,2						
21			23,3	23,4		23,4	23,5	23,7		23,3	23,2						
22			23,3	23,4		23,4	23,5	23,6		23,2	23,2						
23			23,3	23,4		23,4	23,5	23,6		23,2	23,2						
24			23,3	23,4		23,4	23,5	23,6		23,2							
25			23,3			23,4	23,5	23,6		23,3							
26			23,3			23,4	23,4	23,6		23,2							
27			23,3			23,4	23,4	23,5		23,2							
28			23,3			23,3	23,5	23,5		23,2							
29			23,3			23,4	23,4	23,5									
ΔT (K)	2,2	2,7	2,9	8,9	0,7	1,1	2,1	1,9	1,3	1,9	1,2	2,1	1,5	1,2	1,6	3,2	

Tab. 28: Messwerte des 7. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	8. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,1	22,9	23,1	23,1	23,2	23,1	23,0	23,0	22,9	22,9	23,0	23,1	23,2	23,1	22,9	22,8
2	23,1	22,9	23,1	23,1	23,2	23,1	23,0	23,0	22,9	22,9	23,0	23,1	23,2	23,1	22,9	22,8
3	23,1	22,9	23,1	23,1	23,2	23,1	22,9	23,0	22,9	22,9	23,0	23,1	23,2	23,1	22,9	22,8
4	23,1	22,9	23,1	23,1	23,2	23,1	23,0	23,1	22,9	22,9	22,9	23,1	23,2	23,1	23,0	22,8
5	23,1	22,9	23,1	23,1	23,1	23,2	23,1	23,2	22,9	22,9	22,9	23,2	23,3	23,1	23,0	22,8
6	23,1	22,9	23,3	23,1	23,1	24,4	23,3	23,7	23,4	23,1	23,0	23,4	23,3	23,1	23,1	22,8
7	23,3	22,9	23,7	23,1	23,1	24,9	25,9	24,8	23,6	24,1	23,6	24,8	23,8	23,1	23,2	23,0
8	25,6	22,9	23,9	23,1	23,1	24,0	26,5	24,9	23,2	24,3	23,7	25,3	23,9	23,2	24,8	23,2
9	27,2	23,0	27,1	23,1	23,2	23,6	24,2	24,2	22,9	23,3	23,2	24,1	23,4	23,2	24,9	24,4
10	26,1	24,4	28,4	23,2	23,2	23,4	23,7	23,8	22,9	23,1	23,1	23,6	23,3	24,0	23,3	24,5
11	24,9	25,6	26,0	23,3	23,8	23,4	23,4	23,6		23,0	23,0	23,3	23,2	24,1	23,2	23,2
12	24,3	25,1	24,9	23,6	24,0	23,3	23,3	23,6		22,9	22,9	23,2	23,2	23,3	23,1	23,0
13	23,8	24,2	24,3	26,2	23,6	23,2	23,2	23,5			22,9	23,2	23,2	23,2	23,1	23,0
14	23,6	23,7	23,9	27,3	23,5	23,2	23,2	23,4				23,2		23,2	23,1	23,0
15	23,5	23,4	23,8	25,7	23,4	23,3	23,1	23,4				23,2		23,2	23,1	23,0
16	23,4	23,3	23,7	25,0	23,4	23,2	23,1	23,4				23,2		23,2	23,1	
17	23,3	23,2	23,6	24,4	23,4	23,2	23,1	23,4				23,2		23,2		
18	23,3	23,2	23,5	24,1	23,3	23,2		23,4						23,2		
19	23,3	23,1	23,5	23,8		23,2		23,4						23,2		
20	23,3		23,4	23,7		23,2		23,4						23,2		
21			23,4	23,7				23,3						23,2		
22			23,3	23,6				23,3						23,2		
23			23,3	23,6				23,4						23,2		
24			23,3	23,5				23,4						23,2		
25			23,3	23,5				23,3						23,2		
26			23,3	23,4				23,3						23,2		
27			23,3	23,4				23,4						23,2		
28			23,3	23,4										23,2		
29			23,3	23,4										23,2		
ΔT (K)	4,1	2,7	5,3	4,2	0,9	1,8	3,6	1,9	0,7	1,4	0,8	2,2	0,7	1,0	2,0	1,7

Tab. 29: Messwerte des 8. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	9. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,0	23,0	23,0	23,0	23,1	23,1	23,1	23,1	23,0	23,1	22,9	22,9	23,2	23,2	23,2	23,2
2	23,0	23,0	23,0	23,0	23,1	23,1	23,1	23,1	23,0	23,0	22,9	22,8	23,2	23,2	23,2	23,2
3	23,0	23,0	23,0	23,0	23,1	23,1	23,1	23,1	23,0	23,0	22,9	22,8	23,2	23,2	23,2	23,2
4	22,9	23,2	23,0	23,0	23,2	23,1	23,2	23,1	23,1	23,1	22,9	22,8	23,2	23,2	23,2	23,2
5	23,0	23,4	23,1	23,2	23,9	23,2	23,2	23,0	23,1	23,1	23,0	22,9	23,2	23,3	23,3	23,3
6	23,2	25,9	23,5	23,4	24,6	23,9	24,4	23,0	23,7	23,5	23,6	22,9	23,3	23,6	23,3	24,2
7	24,3	28,5	26,1	26,7	24,1	24,7	26,0	23,1	23,7	23,6	23,7	23,0	23,6	23,6	23,4	24,2
8	26,5	27,6	30,4	29,7	23,6	24,2	25,7	24,7	23,1	23,1	23,1	24,6	23,6	23,3	23,4	23,3
9	26,8	26,1	31,0	28,2	23,4	23,7	24,5	26,5	23,0	23,1	23,0	24,6	23,2	23,3	23,3	23,3
10	25,5	25,4	28,4	26,2	23,3	23,4	24,0	26,0	23,0	23,1	22,9	23,0	23,2	23,2	23,3	23,2
11	24,7	25,0	26,6	25,2	23,3	23,4	23,8	24,7	23,0	23,1	23,1	22,9	23,2		23,3	23,2
12	24,2	24,7	25,6	24,6		23,3	23,7	24,1	23,0	23,0	23,1	22,9				
13	23,9	24,3	24,9	24,2		23,3	23,7	23,9		23,0	23,0	22,9				
14	23,7	24,0	24,4	23,9		23,3	23,6	23,8			23,0	22,9				
15	23,6	23,8	24,2	23,7		23,3	23,5	23,7			23,0					
16	23,4	23,7	24,0	23,6		23,3	23,4	23,6			23,1					
17	23,4	23,6	23,8	23,6		23,3	23,4	23,5			23,1					
18	23,3	23,6	23,7	23,5		23,2	23,4	23,4								
19	23,3	23,5	23,6	23,4		23,2	23,4	23,4								
20		23,4	23,5	23,4		23,2	23,4									
21		23,4	23,4	23,3		23,2	23,4									
22		23,4	23,4	23,3		23,1										
23			23,4	23,2												
24			23,4	23,2												
25			23,3	23,2												
26			23,3													
ΔT (K)	3,9	5,5	8,0	6,7	1,5	1,6	2,9	3,5	0,7	0,6	0,8	1,8	0,4	0,4	0,2	1,0

Tab. 30: Messwerte des 9. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	10. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,1	23,0	23,1	23,1	23,3	23,2	23,1	23,0	23,0	22,9	22,9	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1
2	23,0	23,0	23,1	23,1	23,3	23,2	23,0	22,9	23,0	22,9	23,0	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1
3	23,0	23,0	23,1	23,1	23,3	23,2	23,0	23,0	23,0	22,9	23,0	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1
4	23,0	23,0	23,1	23,1	23,3	23,3	23,1	23,0	23,0	22,9	23,0	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1
5	23,0	23,1	23,1	23,1	23,3	23,7	23,3	23,5	23,4	23,0	23,1	23,0	23,2	23,2	23,2	23,1
6	23,0	23,7	23,6	23,2	24,1	24,3	23,9	24,1	23,7	23,6	23,4	23,1	23,2	23,3	23,3	23,1
7	23,1	24,3	24,3	23,2	24,7	24,2	24,4	23,9	23,3	24,0	23,6	23,1	23,2	23,4	23,3	23,1
8	23,1	23,9	24,4	24,1	24,1	23,7	23,8	23,4	23,1	23,5	23,2	23,6	23,2	23,3	23,2	23,4
9	23,1	23,6	23,9	25,0	23,6	23,4	23,4	23,2	23,0	23,1	23,0	23,9	23,2	23,2	23,2	23,5
10	23,1	23,3	23,6	24,6	23,4	23,3	23,2	23,1	23,0	23,1	23,0	23,5	23,4		23,2	23,3
11	23,1	23,2	23,3	23,9	23,4	23,3	23,2	23,1		23,0		23,1	23,3		23,2	23,1
12	23,2	23,1	23,2	23,6	23,3	23,3	23,2	23,1		23,0		23,0	23,2		23,2	23,1
13	23,6	23,1	23,1	23,3	23,3	23,3		23,1				23,0	23,2		23,2	
14	24,2	23,1	23,1	23,2	23,3	23,3		23,1				23,0	23,2			
15	24,3	23,1	23,1	23,2	23,2	23,3		23,1				23,0				
16	23,9	23,0			23,2	23,3		23,1				22,9				
17	23,6	23,0			23,2	23,3		23,1								
18	23,4	23,0			23,2	23,3		23,1								
19	23,2	23,0			23,2	23,3		23,1								
20	23,2	23,0			23,2	23,3										
21	23,2	23,0			23,2	23,3										
22					23,2	23,3										
23					23,2											
ΔT (K)	1,3	1,3	1,3	1,9	1,5	1,1	1,4	1,2	0,7	1,1	0,7	1,0	0,2	0,2	0,2	0,4

Tab. 31: Messwerte des 10. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	11. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,0	23,1	22,9	22,8	23,1	23,2	23,2	23,0	22,8	22,8	22,8	22,8	23,3	23,3	23,3	23,2
2	23,1	23,1	23,0	22,8	23,1	23,2	23,1	23,0	22,9	22,8	22,8	22,8	23,3	23,3	23,3	23,2
3	23,0	23,1	23,0	22,8	23,1	23,2	23,1	23,1	22,9	22,8	22,8	22,8	23,3	23,3	23,3	23,2
4	23,0	23,1	23,0	22,8	23,1	23,2	23,2	23,1	22,8	22,8	22,8	22,8	23,3	23,3	23,3	23,2
5	23,1	23,1	23,1	22,8	23,1	23,2	23,2	23,1	22,8	22,9	22,8	22,8	23,4	23,3	23,3	23,2
6	23,1	23,2	23,1	22,8	23,1	23,5	23,6	23,0	23,1	23,2	23,1	22,8	23,4	23,3	23,3	23,2
7	25,0	25,5	24,3	23,9	23,1	23,9	24,0	23,0	23,2	23,3	23,2	22,9	23,6	23,4	23,4	23,4
8	26,9	27,2	25,8	24,6	23,1	23,9	23,8	23,1	23,2	23,1	22,9	23,1	23,6	23,5	23,8	23,6
9	26,3	26,2	25,7	24,0	23,1	23,7	23,5	23,4	22,9	22,9	22,9	22,9	23,4	23,4	23,9	23,3
10	25,1	25,1	24,9	23,6	23,1	23,5	23,4	23,7	22,9	22,9	22,8	22,8	23,4	23,3	23,4	23,2
11	24,4	24,4	24,4	23,3	23,1	23,4	23,3	23,4	22,9	22,9			23,4	23,3	23,4	23,2
12	24,1	24,1	24,1	23,2	23,1	23,4	23,3	23,3					23,4	23,3	23,4	
13	23,7	23,8	23,8	23,1	23,1	23,4	23,3	23,3					23,4	23,3	23,3	
14	23,6	23,6	23,7	23,0	23,6	23,3	23,3	23,2					23,4		23,3	
15	23,4	23,4	23,6	22,9	24,1	23,3	23,3	23,2					23,4			
16	23,3	23,4	23,5		23,9	23,3	23,3	23,2					23,4			
17	23,3	23,3	23,4		23,6	23,3	23,3	23,2					23,4			
18	23,1	23,2	23,4		23,4	23,3	23,3									
19	23,1	23,2	23,4		23,3	23,3										
20	23,1		23,3		23,3	23,3										
21			23,3		23,3	23,3										
22			23,3		23,3	23,3										
23			23,2		23,3	23,3										
24					23,3	23,3										
25					23,3	23,3										
26					23,3	23,3										
27					23,3	23,3										
28					23,3	23,2										
29					23,2	23,1										
ΔT (K)	3,9	4,1	2,9	1,8	1,0	0,8	0,9	0,7	0,4	0,5	0,4	0,3	0,3	0,2	0,6	0,4

Tab. 32: Messwerte des 11. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	12. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,2	23,2	23,0	23,1	23,1	23,0	23,1	22,9	22,9	22,9	22,9	23,2	23,2	23,2	23,1
2	23,2	23,1	23,2	23,0	23,1	23,1	22,9	23,1	22,9	22,9	22,9	22,9	23,2	23,2	23,2	23,1
3	23,2	23,1	23,2	23,0	23,0	23,1	22,9	23,1	22,9	22,9	22,9	22,9	23,2	23,2	23,2	23,1
4	23,2	23,2	23,2	23,1	23,0	23,1	23,0	23,1	22,9	22,9	22,9	22,9	23,2	23,2	23,2	23,1
5	23,2	23,2	23,4	23,2	23,1	23,6	23,0	23,1	22,9	23,1	22,9	23,3	23,3	23,2	23,2	23,2
6	24,6	23,9	24,7	23,8	23,7	24,3	23,1	23,4	22,9	23,3	23,0	23,8	23,8	23,6	23,6	23,6
7	26,2	25,8	27,1	26,0	24,6	24,4	23,7	24,2	23,7	23,8	23,1	23,5	24,1	23,9	23,6	24,0
8	26,0	27,0	27,8	27,8	24,3	23,9	24,3	24,5	24,1	23,5	23,6	23,1	23,6	23,4	23,3	23,6
9	25,1	26,2	26,6	27,1	23,6	23,6	23,9	24,1	23,4	23,1	24,2	22,9	23,3	23,2	23,2	23,2
10	24,4	25,1	25,4	25,8	23,4	23,4	23,4	23,7	22,9	23,1	23,6	22,9	23,3	23,2	23,2	23,2
11	24,1	24,5	24,7	24,8	23,3	23,3	23,3	23,6	22,8	23,1	23,1	22,9	23,3		23,2	23,2
12	23,8	24,1	24,3	24,4	23,2	23,3	23,3	23,5	22,8	22,9	22,9		23,3		23,2	
13	23,7	23,8	24,0	24,0		23,3	23,3	23,5	22,8		22,9		23,3		23,2	
14	23,5	23,6	23,8	23,8			23,2	23,4	22,8		22,9		23,3		23,2	
15	23,4	23,5	23,7	23,7			23,1	23,4			22,9		23,3		23,2	
16	23,4	23,4	23,6	23,6			23,1	23,4					23,3		23,2	
17	23,3	23,4	23,5	23,4			23,1	23,4					23,3		23,2	
18		23,3	23,4	23,4			23,1	23,4					23,3			
19		23,3		23,4			23,1	23,4								
20				23,3			23,1	23,4								
21				23,3			23,1	23,4								
22				23,3			23,1	23,4								
23				23,3			23,1									
24				23,2												
ΔT (K)	3,0	3,9	4,6	4,8	1,6	1,3	1,4	1,4	1,3	0,9	1,3	0,9	0,9	0,7	0,4	0,9

Tab. 33: Messwerte des 12. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	13. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,2	23,3	23,1	23,3	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1	22,9	22,9	22,9	23,0
2	23,2	23,2	23,3	23,1	23,3	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1	22,9	23,0	22,9	23,0
3	23,2	23,2	23,3	23,1	23,3	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1	22,9	22,9	23,0	22,9
4	23,2	23,2	23,3	23,1	23,3	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,2	23,1	23,0	22,9	23,0	22,9
5	23,2	23,3	23,4	23,1	23,4	23,3	23,2	23,0	23,3	23,4	23,2	23,1	23,0	23,0	23,0	22,9
6	23,3	24,1	23,8	23,1	23,8	23,5	23,5	23,0	23,4	23,6	23,3	23,4	23,2	23,2	23,3	23,0
7	23,7	24,4	24,0	23,1	23,9	23,6	23,7	23,0	23,2	23,3	23,4	23,4	23,2	23,2	23,3	23,2
8	23,8	23,7	23,8	23,2	23,7	23,4	23,3	23,1	23,2	23,2	23,2	23,1	23,0	23,0	23,0	23,3
9	23,5	23,4	23,6	24,0	23,5	23,3	23,2	23,1	23,2	23,2	23,2	23,1	23,0	23,0	23,0	23,1
10	23,3	23,3	23,5	24,3	23,5	23,3	23,2	23,6		23,2	23,2	23,1	22,9	23,0	23,0	23,0
11	23,3	23,3	23,4	23,7	23,4		23,2	23,8			23,2	23,1	22,9	23,0	23,0	23,0
12	23,3		23,4	23,4	23,4			23,3			23,2			23,0		23,0
13	23,3		23,5	23,3	23,4			23,2			23,2			23,0		23,0
14				23,3	23,4			23,2								
15					23,4			23,2								
16					23,4											
17					23,4											
ΔT (K)	0,6	1,2	0,7	1,2	0,6	0,4	0,6	0,8	0,2	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4

Tab. 34: Messwerte des 13. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	14. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,3	23,2	23,1	23,1	23,4	23,3	23,2	23,2	23,2	23,3	23,3	23,3	23,1	23,1	23,1	23,1
2	23,4	23,2	23,1	23,1	23,3	23,3	23,2	23,2	23,2	23,2	23,3	23,3	23,1	23,1	23,1	23,1
3	23,4	23,2	23,2	23,1	23,3	23,3	23,3	23,2	23,2	23,2	23,3	23,3	23,2	23,1	23,1	23,1
4	23,4	23,3	23,2	23,0	23,4	23,3	23,3	23,2	23,2	23,2	23,3	23,3	23,2	23,2	23,1	23,1
5	23,4	23,3	23,3	23,0	23,5	23,4	23,3	23,2	23,2	23,2	23,3	23,3	23,2	23,2	23,3	23,1
6	23,4	23,3	23,6	23,1	23,7	23,7	23,5	23,5	23,4	23,3	23,4	23,3	23,2	23,3	23,4	23,4
7	23,6	23,3	23,6	23,2	23,7	23,7	23,6	23,6	23,4	23,3	23,5	23,2	23,2	23,2	23,3	23,5
8	23,7	23,5	23,4	23,3	23,5	23,6	23,5	23,4	23,3	23,3	23,4	23,2	23,2	23,2	23,2	23,2
9	23,6	23,7	23,3	23,4	23,5	23,4	23,3	23,3	23,2	23,2	23,3	23,2		23,2		23,2
10	23,5	23,6	23,3	23,3	23,4	23,4	23,3	23,3	23,2	23,2	23,3	23,2				23,1
11	23,4	23,4	23,3	23,2	23,4	23,4		23,2			23,3	23,3				
12	23,4	23,4	23,2	23,2							23,3	23,3				
13	23,4	23,4		23,2								23,4				
14	23,4	23,3		23,2								23,6				
15		23,3		23,2								23,4				
16		23,3		23,1								23,3				
17		23,3										23,3				
18		23,4										23,3				
19		23,3														
ΔT (K)	0,4	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,2	0,1	0,2	0,4	0,1	0,2	0,3	0,4

Tab. 35: Messwerte des 14. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	15. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,3	23,2	23,1	22,9	23,2	23,2	23,1	22,9	23,1	23,1	23,1	23,0	23,2	23,1	23,1	23,1
2	23,2	23,2	23,1	22,9	23,2	23,2	23,1	22,8	23,1	23,1	23,1	23,0	23,2	23,1	23,1	23,1
3	23,2	23,2	23,1	22,9	23,2	23,2	23,1	22,8	23,1	23,1	23,1	23,0	23,2	23,1	23,1	23,1
4	23,3	23,2	23,2	23,1	23,3	23,2	23,2	22,9	23,1	23,2	23,1	23,0	23,2	23,2	23,1	23,1
5	23,4	23,3	23,3	23,7	23,7	23,2	23,2	23,0	23,2	24,1	23,8	23,1	23,2	23,9	23,6	23,6
6	24,9	25,1	25,1	25,4	24,1	24,2	23,6	23,9	24,2	24,6	24,2	23,7	24,0	24,3	23,8	23,9
7	25,6	25,7	25,8	25,7	23,9	24,7	24,1	24,3	24,5	23,9	23,8	24,1	24,1	23,6	23,4	23,7
8	24,3	24,4	24,6	24,7	23,6	24,1	23,9	23,7	23,6	23,5	23,5	23,9	23,4	23,3	23,2	23,3
9	24,0	23,9	24,1	24,2	23,5	23,7	23,7	23,5	23,4	23,4	23,4	23,6	23,3	23,2	23,1	23,2
10	23,7	23,7	23,7	23,8	23,4	23,5	23,6	23,4	23,3	23,3	23,3	23,4	23,3	23,2		23,1
11	23,6	23,5	23,5	23,6	23,4	23,4	23,4	23,3	23,2	23,3	23,2	23,3	23,3	23,1		
12	23,4	23,4	23,4	23,4	23,4	23,4	23,4	23,2	23,2		23,2	23,2	23,3			
13	23,4	23,4	23,4	23,4	23,4	23,4	23,3	23,2				23,2				
14	23,3	23,4	23,3	23,3	23,4	23,3	23,3	23,2								
15		23,3	23,3	23,3	23,4	23,3	23,3	23,2								
16		23,3	23,3	23,2		23,3	23,3	23,2								
17				23,2		23,3	23,3	23,2								
18				23,1		23,3	23,3	23,2								
19							23,3	23,2								
20							23,3	23,2								
21								23,2								
ΔT (K)	2,4	2,5	2,7	2,8	0,9	1,5	1,0	1,5	1,4	1,5	1,1	1,1	0,9	1,2	0,7	0,8

Tab. 36: Messwerte des 15. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	16. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,2	23,2	23,1	22,9	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	22,9	23,1	23,1	23,1	23,1
2	23,3	23,2	23,2	23,0	22,9	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	22,9	23,2	23,1	23,1	23,1
3	23,3	23,2	23,2	23,0	22,9	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	22,9	23,1	23,1	23,1	23,1
4	23,3	23,2	23,2	23,1	22,9	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	22,9	23,1	23,1	23,2	23,1
5	23,3	23,3	23,2	23,1	23,1	23,3	23,2	22,9	23,1	23,2	23,1	23,0	23,3	23,2	23,7	23,1
6	23,6	23,4	23,7	23,7	23,4	23,8	23,6	23,3	23,3	23,5	23,3	23,8	23,7	23,7	24,2	23,1
7	24,2	23,7	24,1	24,4	23,7	23,8	23,7	23,9	23,5	23,8	23,7	24,5	23,8	23,8	23,9	23,3
8	24,2	23,7	23,8	24,2	23,4	23,4	23,4	24,0	23,5	23,6	23,7	24,0	23,6	23,6	23,5	23,8
9	23,8	23,5	23,6	23,7	23,2	23,2	23,2	23,6	23,3	23,3	23,3	23,4	23,3	23,3	23,3	23,8
10	23,6	23,4	23,4	23,3	23,1	23,1	23,1	23,3	23,2	23,2	23,2	23,2	23,3	23,2	23,2	23,5
11	23,4	23,4	23,3	23,2	23,1	23,1	23,1	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	23,3	23,2	23,2	23,3
12	23,4	23,3	23,3	23,2		23,1		23,1	23,1	23,2	23,1	23,1		23,2	23,1	23,2
13	23,4	23,3	23,3			23,1		23,1		23,2	23,1	23,1		23,2		23,2
14	23,4	23,3	23,3			23,1		23,1		23,2	23,1			23,1		23,1
15	23,4					23,1				23,2	23,1			23,1		
16	23,4									23,2	23,1					
17										23,2						
18										23,2						
19										23,2						
ΔT (K)	1,0	0,5	0,9	1,4	0,8	0,9	0,8	1,1	0,4	0,7	0,7	1,6	0,7	0,7	1,1	0,7

Tab. 37: Messwerte des 16. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	17. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,2	23,1	23,0	23,2	23,1	23,1	23,0	23,0	23,1	23,1	23,1	23,3	23,2	23,1	22,9
2	23,2	23,2	23,1	23,0	23,1	23,1	23,1	23,0	23,0	23,1	23,1	23,1	23,4	23,2	23,1	22,9
3	23,2	23,2	23,1	23,0	23,1	23,1	23,1	22,9	23,1	23,1	23,1	23,1	23,4	23,2	23,1	22,9
4	23,2	23,3	23,1	23,0	23,1	23,2	23,1	23,0	23,1	23,1	23,1	23,1	23,4	23,2	23,1	23,0
5	23,3	23,4	23,1	23,1	23,1	23,7	23,1	23,1	23,1	23,1	23,1	23,2	23,4	23,3	23,2	23,0
6	24,1	25,1	23,7	23,1	23,6	24,3	23,7	23,5	23,2	23,6	23,8	23,9	23,4	23,4	23,2	23,1
7	25,2	26,7	25,3	24,0	24,0	23,9	24,2	24,1	23,1	23,7	24,1	24,2	23,4	23,5	23,6	23,3
8	25,3	25,8	26,1	25,4	23,6	23,6	23,7	23,9	23,0	23,3	23,4	23,4	23,4	23,4	23,9	23,3
9	24,4	24,5	25,1	25,3	23,3	23,4	23,3	23,5	23,0	23,1	23,1	23,1	23,4	23,3	23,4	23,1
10	23,9	23,9	24,1	24,2	23,2	23,3	23,3	23,3	23,1	23,1	23,1	23,1	23,4	23,3	23,2	23,1
11	23,6	23,7	23,7	23,7	23,2	23,3	23,3	23,2	23,1	23,1		23,1	23,4	23,3	23,2	23,1
12	23,5	23,5	23,4	23,4	23,2	23,3	23,2	23,2	23,1	23,1		23,1	23,6	23,3	23,2	23,0
13	23,4	23,4	23,3	23,3	23,2	23,3	23,2					23,1	23,6	23,3	23,2	23,0
14	23,4	23,4	23,3	23,2	23,1	23,3	23,2					23,1	23,4	23,3	23,1	23,0
15	23,3	23,3	23,3	23,2		23,3	23,2					23,1	23,4	23,3		23,0
16	23,3	23,3	23,2			23,3	23,2							23,3		23,0
17		23,3	23,2			23,2	23,2							23,3		23,0
18		23,3	23,2			23,2								23,3		23,0
19		23,3												23,3		23,1
20		23,3												23,3		
21														23,3		
22														23,3		
23														23,3		
24														23,3		
25														23,3		
26														23,3		
ΔT (K)	2,1	3,5	3,0	2,4	0,9	1,2	1,1	1,2	0,2	0,6	1,0	1,1	0,3	0,3	0,8	0,4

Tab. 38: Messwerte des 17. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	18. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,3	23,2	23,2	23,3	23,2	23,2	23,2	22,9	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	23,1
2	23,2	23,2	23,2	23,2	23,3	23,2	23,2	23,2	23,1	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	23,1
3	23,2	23,2	23,2	23,2	23,3	23,2	23,2	23,2	23,1	22,9	22,9	22,9	23,1	23,1	23,0	23,1
4	23,3	23,3	23,3	23,3	23,3	23,3	23,4	23,3	23,1	23,1	22,9	22,9	23,1	23,1	23,1	23,1
5	23,4	26,3	23,4	23,7	23,3	23,9	25,5	23,6	23,1	23,1	22,9	22,9	23,1	23,7	23,9	23,2
6	24,4	29,0	26,4	27,0	23,8	24,8	28,3	26,6	23,4	23,8	24,1	22,9	23,7	23,9	24,4	23,2
7	26,3	27,7	29,1	31,9	24,4	24,6	27,8	28,9	23,6	24,1	24,8	23,0	23,9	23,3	23,6	23,7
8	26,4	25,7	27,7	31,8	24,2	23,9	25,4	26,8	23,2	23,4	23,8	24,2	23,3	23,1	23,1	23,8
9	25,2	24,7	25,7	28,4	23,8	23,7	24,4	24,8	23,1	23,1	23,0	24,7	23,1	23,1	23,0	23,3
10	24,4	24,2	24,7	26,3	23,7	23,7	23,9	24,2	23,1	22,9	22,9	23,5	23,1	23,1		23,1
11	24,0	23,9	24,3	25,2	23,6	23,5	23,7	23,9	23,1	22,9	22,9	22,9				23,1
12	23,8	23,7	23,9	24,6	23,5	23,5	23,7	23,8	23,1	22,9	22,9	22,9				23,1
13	23,6	23,6	23,8	24,1	23,4	23,5	23,6	23,7	23,1			22,9				23,1
14	23,5	23,6	23,6	23,9	23,4	23,4	23,5	23,7	23,1							23,1
15	23,4	23,5	23,5	23,7	23,6	23,4	23,4	23,7	23,1							23,0
16	23,4	23,5	23,4	23,6	23,6	23,4	23,4	23,6	23,1							23,0
17	23,3	23,4	23,4	23,5			23,4	23,5	23,1							
18			23,4	23,4			23,4	23,5	23,1							
19				23,4			23,4	23,5	23,1							
20				23,4			23,3	23,5	23,1							
21				23,4			23,3	23,4	23,1							
22				23,4			23,3	23,4	23,1							
23							23,3		23,1							
ΔT (K)	3,2	5,8	5,9	8,7	1,1	1,6	5,1	5,7	0,7	1,2	1,9	1,8	0,8	0,8	1,4	0,8

Tab. 39: Messwerte des 18. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	19. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	23,2	23,2	23,0	23,0	23,1	22,9	22,9	22,9	22,8	22,8	22,7	22,8	23,1	23,1	23,2	23,1
2	23,2	23,2	23,0	23,0	23,1	22,9	22,9	22,9	22,8	22,8	22,7	22,8	23,1	23,1	23,2	23,1
3	23,2	23,2	23,0	23,0	23,1	23,1	22,9	22,9	22,8	22,8	22,8	22,8	23,1	23,1	23,1	23,1
4	23,3	23,3	23,2	23,3	23,1	23,2	23,1	23,1	22,8	22,8	22,9	22,8	23,2	23,2	23,2	23,2
5	23,9	24,2	23,6	24,4	23,1	24,8	23,1	23,3	22,9	23,3	23,2	23,0	23,3	23,3	23,3	23,3
6	25,2	26,6	27,8	30,1	23,1	25,6	24,2	25,4	24,5	24,2	25,6	24,7	25,1	24,8	25,3	24,9
7	25,8	28,0	32,6	34,2	23,2	24,4	24,6	28,3	25,9	24,3	27,3	27,1	26,1	26,4	27,4	26,1
8	25,1	26,6	30,8	31,2	24,4	23,6	23,6	27,4	24,7	23,4	24,9	26,2	24,4	25,3	26,0	24,9
9	24,3	25,2	27,4	27,9	24,9	23,4	23,3	24,8	23,3	22,9	23,2	23,8	23,3	23,7	24,0	23,6
10	23,9	24,6	25,7	26,3	24,0	23,3	23,3	24,1	22,9	22,9	22,9	23,2	23,2	23,3	23,4	23,3
11	23,8	24,2	24,9	25,3	23,4	23,3	23,3	23,8	22,9		22,9	23,1	23,2	23,2	23,3	23,3
12	23,7	23,9	24,4	24,8	23,3	23,2	23,2	23,6			22,9	23,0		23,2	23,3	23,3
13	23,6	23,8	24,1	24,4	23,3	23,2	23,2	23,6				22,9		23,2	23,2	23,3
14	23,5	23,7	23,8	24,1	23,3	23,3	23,2	23,5				22,9		23,2	23,2	23,2
15	23,5	23,6	23,7	23,9	23,2	23,3	23,3	23,5				22,9		23,2	23,2	23,2
16	23,4	23,6	23,6	23,8	23,2	23,2	23,2	23,4							23,2	23,2
17	23,4	23,5	23,5	23,7	23,2	23,2		23,4							23,2	
18	23,4	23,5	23,4	23,6		23,2		23,4							23,2	
19	23,4	23,5	23,4	23,6				23,4							23,2	
20	23,4	23,4	23,4	23,6				23,4								
21	23,4	23,4	23,4	23,6												
22	23,4	23,3	23,4	23,5												
23	23,4	23,3	23,3	23,4												
24	23,4	23,3	23,3	23,4												
25	23,4	23,4	23,3	23,4												
26	23,4			23,4												
27	23,4			23,4												
28				23,4												
29				23,4												
ΔT (K)	2,6	4,8	9,6	11,2	1,8	2,7	1,7	5,4	3,1	1,5	4,6	4,3	3,0	3,3	4,3	3,0

Tab. 40: Messwerte des 19. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

Zeit (s)	20. Zahn Messwerte (°C)															
	ohne Wasser				stehendes Wasser				3 ml/min				6 ml/min			
1	22,9	23,0	23,2	23,0	23,1	23,3	23,3	23,3	23,1	23,2	23,2	23,2	22,9	22,9	23,0	23,0
2	22,9	23,0	23,2	23,0	23,1	23,3	23,3	23,3	23,1	23,2	23,2	23,2	22,9	22,9	23,0	23,0
3	22,9	22,9	23,2	23,0	23,1	23,3	23,3	23,3	23,1	23,2	23,2	23,2	22,9	22,9	23,0	23,0
4	22,9	22,9	23,3	23,0	23,1	23,3	23,3	23,3	23,1	23,2	23,2	23,2	22,9	22,9	23,0	23,0
5	23,0	23,0	23,6	23,0	23,1	23,3	23,3	23,3	23,1	23,2	23,3	23,2	22,9	22,9	23,0	23,1
6	23,4	23,3	24,2	23,1	23,1	23,4	23,4	23,4	23,2	23,3	23,3	23,4	22,9	22,9	23,2	23,1
7	23,8	23,8	24,4	23,5	23,1	23,4	23,4	23,5	23,2	23,4	23,2	23,4	22,9	22,9	23,2	23,1
8	23,6	23,9	24,1	24,2	23,2	23,6	23,4	23,4	23,2	23,2	23,2	23,3	23,0	23,0	23,0	23,1
9	23,3	23,5	23,8	24,3	23,3	23,7	23,4	23,4	23,1	23,2	23,2	23,3	23,0	23,1		23,2
10	23,1	23,3	23,6	23,8	23,2	23,6	23,4	23,3	23,1		23,2	23,3	22,9	22,9		23,2
11	23,1	23,1	23,5	23,6	23,2	23,5	23,3	23,3	23,1			23,2	22,9	22,9		23,1
12	23,0	23,1	23,4	23,4	23,1	23,4	23,3	23,3	23,1			23,2		22,9		23,1
13		23,0	23,4	23,2	23,1	23,4	23,3	23,3	23,1							
14		22,9	23,4	23,2	23,1	23,4			23,1							
15		22,9	23,4	23,2	23,1	23,4			23,1							
16			23,4	23,2	23,1	23,4			23,1							
17			23,4	23,2	23,1	23,4			23,1							
18			23,4	23,2	23,1	23,4			23,1							
19						23,4			23,1							
20						23,4			23,1							
21									23,1							
22									23,1							
23									23,1							
24									23,1							
25									23,1							
ΔT (K)	0,9	1,0	1,2	1,3	0,2	0,4	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2

Tab. 41: Messwerte des 20. Zahnes bei Raumtemperatur in einem Zeitraum vor, während und nach einer Laserablation an 16 unterschiedlichen Positionen des Zahnes, wobei jeweils vier Positionen einer bestimmten Situation (ohne Wasser, stehendes Wasser, 3 ml/min und 6 ml/min Durchflussgeschwindigkeit) zufällig angeordnet sind.

7. Literaturverzeichnis

- Ainamo J, Loe H. A stereomicroscopic investigation of the root apices of 910 maxillary and mandibular teeth. *Odont Tidskr* 1968; 76: 417
- Altshuler GB, Belashenkov NR, Karasev VB, Skripnik AV, Solounin AA. Application of ultrashort laser pulses in dentistry. *Proc Spie* 1993; 2080: 77-81
- Amatyakul S, Chakraphan D, Chotpaibulpan S, Patumraj S. The effect of long-term supplementation of vitamin C on pulpal blood flow in streptozotocin-induced diabetic rats. *Clin Hemorheol Microcirc* 2003; 29: 313-319
- Avery JK. Structural elements of the young normal human pulp. In: Siskin M, ed. *The biology of the human dental pulp*. St. Louis: Mosby, 1973: 3
- 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
- Bauerle D. *Laser: Grundlagen und Anwendungen in Photonik, Technik, Medizin und Kunst*. Weinheim: Wiley-VCH-Verlag GmbH & Co. KG aA, 2009
- Bekes K. Freiliegende Zahnhälse – hypersensible Zähne? *Nieders Zahn Blatt* 2009; 44: 21-24
- Bello-Silva MS, Wehner M, Eduardo CP, Lampert F, Poprawe R, Hermans M, Esteves-Oliveira M. Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters. *Lasers Med Sci* 2013; 28: 171-184
- Bender IB, Bender AB. Diabetes mellitus and the dental pulp. *J Endod* 2003; 29: 383
- Beveridge EE, Brown AC. The measurement of human dental intrapulpal pressure and its response to clinical variables. *Oral Surg* 1965; 19: 655

Brännström M, Lindén LA, Aström A. The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. *Caries Res* 1967; 1: 310-317

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

Catanzaro O, Dziubecki DD, Lauria L, Ceron CM, Rodriguez RR. Diabetes and its effects on dental pulp. *J Oral Sci* 2006; 48: 195-199

Craig RG. Thermal conductivity of tooth structure, dental cements, and amalgam. *J Dent Res* 1961; 40: 411-418

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

Deppe H, Horch H. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Lasers Med Sci* 2007; 22: 217-221

Eifinger FF. *Die Mikromorphologie der menschlichen Zahnpulpa*. München: Hanser, 1970

Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Mitt Phys Ges Zur* 1916; 18: 121-128

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, 1992

Frank RM. Étude au microscope électronique de l'odontoblaste et du canalicule dentinaire humain. Arch oral Biol 1966; 11: 179

Frank RM. Microscopie électronique de la gènèse du collagène dans la papille dentaire. J Microscopie 1965; 4: 43

Frentzen M, Braun A, Brede O, Dehn C, Oehme B, Bourauel C, Reimann S, Schelle F, Brede O, Dehn C. Grundlagen und Anwendung der Ultrakurzpuls-Laser-Technologie in der Zahnheilkunde. Lampertheim: Alpha Informations-GmbH, 2010

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

Fröhlich E. Altersveränderungen der Pulpa und des Parodontiums. Dtsch zahnärztl Z 1979; 25: 175

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

Green D. A stereomicroscopic study of the root apices of 400 maxillary and mandibular anterior teeth. Oral Surg 1956; 9: 1224

Gvozdenovic-Sedlecki SV, Quist HP. Histologic variations in the pulp of intact premolars from young individuals. Scand J dent Res 1973; 81: 433

Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999; 15: 275-281

Heisterkamp A, Mamom T, Kermani O, Drommer W, Welling H, Ertmer W, Lubatschowski H. Intrastromal refractive surgery with ultrashort laser pulses: In vivo study on the rabbit eye. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2003; 241: 511-517

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV, 2009

Hess W. The anatomy of the root canals of the teeth of the permanent dentition. London: Bale Danielsson, 1925

Hess W. Zur Anatomie der Wurzelkanäle des menschlichen Gebisses mit Berücksichtigung der feineren Verzweigungen am foramen apicale. Habilitationsschrift, Zürich 1917

Heyeraas KJ, Kvinnsland I. Tissue pressure and blood flow in pulpal inflammation. *Proc Finn Dent Soc* 1992; 88: 393-401

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

Hibst R, Stock K, Gall R, Keller U. Controlled tooth surface heating and sterilization by Er:YAG laser radiation. *Proc Spie* 1996; 2922: 119-126

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

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

Hülsmann M. Endodontie. Stuttgart: Thieme, 2008

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

Keller O. Untersuchungen zur Anatomie der Wurzelkanäle des menschlichen Gebisses nach dem Aufhellungsverfahren. Inaug Diss, Zürich 1928

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

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

Kim S. Microcirculation of the dental pulp in health and disease. J Endod 1985; 11: 465

Klimm W, Gäbler S. Endodontologie. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV, 2003

Kneubühl FK, Sigrist MW. Laser. Wiesbaden: Vieweg und Teubner, 2008

Kodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. J Dent 2009b; 37: 485-490

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

Kohns P, Zhou P, Störmann R. Effective laser ablation of enamel and dentine without thermal side effects. *J Laser Appl* 1997; 9: 171-174

Kraus BS, Ronald EJ, Abrams L. *Dental anatomy an occlusion: A study of the masticatory system*. Baltimore: Wiliams and Eiklins Company, 1969

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

Lin M, Xu F, Lu T, Bai B. A review of heat transfer in human tooth - experimental characterisation and mathematical modeling. *Dent Mater* 2010; 26: 501-513

Linde A. Glycosaminoglycans of the dental pulp: A biochemical study. *Scand J dent Res* 1973; 81: 177

Lizarelli R, Costa M, Carvalho-Filho E, Nunes F, Bagnato V. Selective ablation of dental enamel and dentin using femtosecond laser pulses. *Laser Phys Lett* 2008; 5: 63-69

Lizarelli RF, Kurachi C, Misoguti L, Bagnato VS. A comparative study of nanosecond and picosecond laser ablation in enamel: Morphological aspects. *J Clin Laser Med Surg* 2000; 18: 151-157

Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *J Dent Res* 1978; 57: 571-582

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

Matthews B, Andrew D. Microvascular architecture and exchange in teeth. *Microcirculation* 1995; 2: 305-313

Méndez JD, Zarzoza E. Rapid determination of dry weight in human dental pulp by a colorimetric reaction. *J Endod* 1999; 25: 596-598

Meyer MW. Pulpal blood flow: Use of radio-labelled microspheres. *Int Endod J* 1993; 26: 6-7

Meyer W. Probleme der sogenannten Wurzelbehandlung. Die Pulpagangrän. *Zahnärztl Mitteil* 1961; 51: 301

Misch CE. What you don't know can hurt you (and your patients). *Dent Today* 2000; 19: 70-73

Mjör IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: Reactions to restorative materials, tooth-restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence Int* 2002; 33: 35-63

Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen P, Walsh LJ, Wernisch J, Wintner E. *Orale Lasertherapie*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2006

Moulton PF. Spectroscopic and laser characteristics of Ti:Al₂O₃. *J Opt Soc Am B* 1986; 3: 125-133

Müller AH. Anatomy of the root canals of the incisors, canines and bicuspids of the permanent teeth. *J Amer dent Ass* 1933; 20: 1361

Närhi M, Jyväsjärvi E, Virtanen A, Huopaniemi T, Ngassapa D, Hirvonen T. Role of intradental A- and C-type nerve fibres in dental pain mechanisms. *Proc Finn Dent Soc* 1992; 88: 507-516

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

Niemz MH. Cavity preparation with the Nd:YLF picosecond laser. *J Dent Res* 1995; 74: 1194-1199

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

Niemz MH. *Laser-tissue interactions: Fundamentals and applications*. Berlin - Heidelberg - New York: Springer Verlag, 1998

Niemz MH. Ultrashort laser pulses in dentistry: advantages and limitations. In: Neev J, ed. *Proceedings of applications of ultrashort-pulse lasers in medicine and biology*. Bellingham: Proc Spie 1998, 3255: 84-91

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

Park SH, Roulet JF, Heintze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: Curing lights and pulpal flow rates. *Oper Dent* 2010; 35: 353-361

Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7: 104-133

Pitt Ford TR, Seare MA, McDonald F. Action of adrenaline on the effect of dental local anaesthetic Solutions. *Dent Traumatol* 1993; 9: 31-35

Plácková AA, Vahl J. Ultrastructure of mineralisations in the human pulp. *Caries Res* 1974; 8: 172

Pohto M, Scheinin A. Microscopic observations on living dental pulp, Part 2. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol Scand* 1958; 16: 315-317

Provenza DV. *Oral Histology*. Philadelphia: Lippincott, 1964

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

Raab WH. Die Laser-Doppler-Flussmessung: Untersuchungen zur Mikrozirkulation der Zahnpulpa. Dtsch Zahnarztl Z 1989; 44: 198-200

Raab WH. Temperature related changes in pulpal microcirculation. Proc Finn Dent Soc 1992; 88: 469-479

Ratkay-Traub I, Ferincz IE, Juhasz T, Kurtz RM, Krueger RR. First clinical results with the femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery. J Refract Surg 2003; 19: 94-103

Schäfer FP, Schmidt W, Volze J. Organic dye solution laser. Appl Phys Lett 1966; 9: 306-309

Schawlow AL, Townes CH. Infrared and Optical Masers. Phys Rev 1958; 112: 1940-1949

Schelle F, Meister J, Oehme B, Frentzen M. Transmission of 1064 nm laser radiation during ablation with an ultra-short pulse laser (USPL) system. In: Rechmann P, Fried D, ed. Lasers in Dentistry XVIII. San Francisco: Proc Spie 2012, 8208, 82080J, DOI:10.1117/12.910180

Schelle F, Polz S, Haloui H, Braun A, Dehn C, Frentzen M, Meister J. Ultrashort pulsed laser (USPL) application in dentistry: Basic investigations of ablation rates and thresholds in oral hard tissue and restorative materials. Lasers Med Sci 2013 Apr 23 (Epub ahead of print)

Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. Stuttgart: Thieme, 2000

Schwarz F, Becker J., Sculean A, Aoki a, Folwaczny MJs. Therapie der Parodontitis und Periimplantitis mit dem Er: YAG-Laser. Dtsch Zahnarzl Z 2005; 60: 135-147

Schwenzer N, Ehrenfeld M. Spezielle Chirurgie: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Lehrbuch zur Aus- und Weiterbildung. Stuttgart - New York: Thieme, 2002

Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Zahnärztliche Chirurgie. Stuttgart - New York: Thieme, 2009

Seltzer S, Bender IB. The dental pulp: Biologic considerations in dental procedures. Philadelphia: Lippincott, 1984

Seltzer S. Classification of pulpal pathosis. In: Siskin M, ed. The Biology of the human dental pulp. St. Louis: Mosby, 1973: 331

Serbin J, Bauer T, Fallnich C, Kasenbacher A, Arnold WH. Femtosecond lasers as novel tool in dental surgery. Appl Surf Sci 2002; 197-198: 737-740

Sogandares FM, Fry ES. Absorption spectrum (340–640 nm) of pure water. I. Photothermal measurements. Appl Opt 1997; 36: 8699

Sorokin PP, Lankard JR. Stimulated emission observed from an organic dye, chloroaluminum phtalocyanine. IBM J Res Dev 1966; 10: 162-163

Strassl M, Kasenbacher A, Wintner E. Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. J Oral Laser Applic 2002; 2: 213-222

Straßl M, Kopecek H, Weinrotter M, Bäcker A, Al-Janabi AH, Wieger V, Wintner E. Novel applications of short and ultra-short pulses. Appl Surf Sci 2005; 247: 561-570

Straßl M, Yousif A, Wintner E. Scanning of ultra-short laser pulses in dental applications. A comparison of scanning algorithms and pulse durations. *J Oral Laser Applic* 2007; 7: 123-128

Sundell JR, Stanley HR, White CL. The relationship of coronal pulp stone formation to experimental operative procedures. *Oral Surg* 1968; 25: 579

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

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

Wehry RJ. Thermische Auswirkung eines Lasers auf Ultrakurzpuls-Basis bei der Ablation von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien. *Med Diss Universität Bonn* 2012

Weiss RA, Weiss MA. Early clinical results with a multiple synchronized pulse 1064 nm laser for leg telangiectasias and reticular veins. *Dermatol Surg* 1999; 25: 399-402

Wieger V, Straßl M, Wintner E. Laser dental hard tissue ablation: Comparison Er-lasers and scanned ultra-short pulse laser. *Int J Appl Electrom* 2007; 25: 635-640

Wieger V, Straßl M, Wintner E. Pico- and microsecond laser ablation of dental restorative materials. *Laser Part Beams* 2005; 24: 41-45

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

8. Danksagung

Mein Dank gilt ganz besonders Herrn Prof. Dr. Andreas Braun für die Überlassung des Themas, die gute Betreuung, die Unterstützung bei der Durchführung, die fachliche Beratung bei der Erstellung der Arbeit sowie ihrer Korrektur.

Herrn Prof. Dr. Matthias Frentzen danke ich für die Anregungen, die Bereitstellung von Geräten und Materialien sowie die Nutzungsmöglichkeit des Laserlabors.

Ebenso danke ich Herrn Dipl.-Physiker Florian Schelle insbesondere für die stetige Diskussions- und Hilfsbereitschaft, die eingehende und anregende Unterstützung meiner Arbeit sowie die Hilfe bei der Literaturrecherche.

Frau Dr. Claudia Dehn und Herrn Dr. Jörg Meister danke ich für die Hilfsbereitschaft, das stetige Interesse am Fortgang der Arbeit sowie die gute Betreuung.

Danken möchte ich Frau Beate Schiermeyer-Dunkhase für ihre Hilfe bei der Anfertigung der Zahnpräparate.

Vielen Dank an die gesamte Arbeitsgruppe für die freundschaftliche Arbeitsatmosphäre, wertvolle Anregungen und stete Hilfsbereitschaft.

Dem Bundesministerium für Bildung und Forschung danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit innerhalb des Verbundprojektes MiLaDi (Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe, Leitung: Prof. Dr. M Frentzen) durchführen zu können.

Besonders herzlicher Dank gilt meinen Eltern, die immer für mich da sind, mich uneingeschränkt unterstützen und mir meine Ausbildung ermöglicht haben.