

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Henning Hanken
(Komm. Dir.)

Untersuchung der Effekte und Schnittpräzision eines Picosecond Infrared Laser (PIRL) an humanen Zähnen

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin/Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Zahnärztin Maria Quade
aus Greifswald

Hamburg 2018

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 18.09.2018**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Dr. Reinhard Friedrich

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: Prof. Dr. Hartmut Schlüter

Inhalt

Formel- und Abkürzungsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V
Kurzfassung	VI
Abstract	VII
1 Einleitung	1
2 Material und Methoden	4
2.1 Picosecond Infrared Laser (PIRL).....	4
2.2 Zähne und Lagerung.....	4
2.3 Versuchsaufbau	5
2.4 Versuchsdurchführung.....	5
2.5 Wärmebildkamera.....	8
2.6 Histologische Aufbereitung	9
2.7 Auswertung.....	10
3 Ergebnisse	12
3.1 Optische und mikroskopische Ergebnisse	12
3.2 Ergebnisse der Wärmebildkamera.....	21
3.3 Ergebnisse des Rasterelektronenmikroskops.....	23
3.4 Statistische Ergebnisse.....	26
4 Diskussion	32
4.1 Diskussion der optischen und mikroskopischen Ergebnisse.....	32
4.2 Diskussion der Ergebnisse der Wärmebildkamera	34
4.3 Diskussion der Ergebnisse des REM.....	34
4.4 Diskussion der statistischen Ergebnisse.....	35
5 Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick	36

6	Literaturverzeichnis	38
7	Anhang	41
	Schnitttabelle: 5 Scans pro Schnitt.....	41
	Schnitttabelle: 10 Scans pro Schnitt.....	43
	Schnitttabelle: 20 Scans pro Schnitt.....	46
8	Danksagung	49
9	Lebenslauf	50
10	Eidesstattliche Erklärung	51

Formel- und Abkürzungsverzeichnis

Formelzeichen

A	[μm]	Schnittbreite
T	[$^{\circ}\text{C}$]	Temperatur
t	[s]	Zeit
λ	[μm]	Wellenlänge
E_P	[mJ]	Pulsenergie
d_L	[μm]	Durchmesser Laserstrahl
ρ	[W/cm^2]	Strahlungsdichte
T/scan	[s]	Zeit pro Scan
T_p	[μm]	Pulsabstand
P_B	[mW]	Leistung am Brennpunkt

Abkürzungen

Abb.	Abbildung
Bsp.	Beispiel
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
Cr:CdSe	Chromium-doped: Cadmium-Selenide
EYL	Erbium-YAG-Laser
Fa.	Firma
ggf.	gegebenenfalls
Kap.	Kapitel
MMA	Methylmethacrylat
PIRL	Picosecond Infrared Laser
REM	Rasterelektronenmikroskop
USPL	ultrashort pulse laser
usw.	und so weiter
v.a.	vor allem
z. B.	zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: Fotodokumentation im IOBM mit Beispielzahn (Zahn 2.3)	6
Abb. 2.2: Ausmessung mit Mikroskop	7
Abb. 2.3: Vermessung des histologischen Schnittbildes (Zahn 1.3, Schnitt 3)	8
Abb. 2.4: Acrylatblock mit Zahn	9
Abb. 2.5: Vermessung des Prüfkörpers	11
Abb. 3.1: Gerillter Schnittboden (Zahn 2.3, Schnitt 1-4)	13
Abb. 3.2: Gerillter Schnittboden (Zahn 1.1)	13
Abb. 3.3: Geriffelter Schnittboden, 30-fache Vergrößerung (Zahn 2.3, Schnitt 1, 5 Scans)	14
Abb. 3.4: Zahn 2.2 Schnittrand von Schnitt 4 (20 Scans), 1.1-facher Zoom	15
Abb. 3.5: Gezackter Schnittrand bei 1-fachem Zoom (Zahn 7.2, Schnitt 1, 5 Scans)	16
Abb. 3.6: Hügelig zerklüftete Schnittbodenbeschaffenheit bei 4-fach Zoom (Zahn 7.2, Schnitt 1, 5 Scans)	17
Abb. 3.7: Gewellter Schnittboden , 5 Scans (Zahn 3.1 Schnitt 1, Vergrößerung 100-fach)	18
Abb. 3.8: Zulaufender Ablationsboden von Zahn 2.1 Schnitt 4 , 20 Scans (Vergrößerung 25-fach)	18
Abb. 3.9: Bsp. graue Bereiche am Schnittboden (Zahn 6.1)	19
Abb. 3.10: Rote Bereiche am Schnittboden (Zahn 1.2, Schnitt 4, 20 Scans)	20
Abb. 3.11: Keine grauen Bereiche am Schnittboden (Zahn 2.3, Schnitt 2, 5 Scans)	21
Abb. 3.12: Temperaturofzeichnung Wärmebildkamera (Zahn 4.3, Schnitt 3)	22
Abb. 3.13: Wärmebild Zahn 4.3 Schnitt 3	22
Abb. 3.14: Zahn 7.1 REM	23
Abb. 3.15: REM Zahn 7.1, Schnitt 1, 10 Scans	24
Abb. 3.16: REM Zahn 7.1, Schnitt 2, 5 Scans	25
Abb. 3.17: Gesamtmittelwerte der Scanzzeiten	27
Abb. 3.18: Mittelwert der thermischen Schäden bei 5 Scans	28
Abb. 3.19: Mittelwert der thermischen Schäden bei 10 Scans	29
Abb. 3.20: Mittelwert der thermischen Schäden bei 20 Scans	30
Abb. 3.21: Kruskal-Wallis Test	31
Abb. 4.1: Brandspuren Zahn 4.1	33

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Laserkenngrößen des PIRL	4
Tabelle 3.1: Mittelwert der thermischen Schäden in μm	26
Tabelle 7.1: 5 Scans pro Schnitt	41
Tabelle 7.2: 10 Scans pro Schnitt	43
Tabelle 7.3: 20 Scans pro Schnitt	46

Kurzfassung

Die Bearbeitung dentaler Hartgewebe ist ein elementarer Bestandteil der Zahnmedizin. Mithilfe von verschiedensten Instrumentarien und Geräten können diese Hartgewebe geschnitten und von krankhaften Geweben, wie z.B. der Karies oder apikalen Zysten, befreit werden. Durch stete Weiterentwicklung der Gerätschaften und Maschinen zur Entfernung dieser Gewebe wurde auch der Behandlungsstandard weiterentwickelt, sodass damit zum ständig verbesserten Zahnerhalt beigetragen wird. Das Interesse der Forschung liegt hierbei in der Erhaltung der Zahnsubstanzen, der Verbesserung, Zeitersparnis und Vereinfachung der Behandlungen und der Erhöhung der Behandlungserfolge. In dieser Arbeit wird der neuartige Picosecond Infrared Laser (PIRL) im Hinblick auf den möglichen therapeutischen Einsatz im dentalen Bereich untersucht. Der Fokus liegt auf der Untersuchung möglicher thermischer Schäden im Dentin und deren Eindringtiefen bei unterschiedlichen Ablationstiefen, gemessen an der Anzahl der Scans des Lasers über die gewählte Zahnoberfläche (5, 10 und 20). Hierbei werden 10 extrahierte menschliche Zähne im Wurzelbereich durch mehrere Laserablationen unterschiedlicher Scananzahl bearbeitet und im Anschluss histologisch aufbereitet und ausgewertet. Die thermischen Eindringtiefen der Schäden werden im Lichtmikroskop vermessen, tabellarisch notiert und statistisch vergleichend ausgewertet. Dabei ist die Fragestellung, ob der Laser bei tieferen Schnitten größere thermische Schäden verursacht als bei weniger tiefen Schnitten und wie sich die Ablationsfläche optisch darstellt.

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung zeigen, dass der PIRL bei allen Schnitttiefen gleich tiefe thermische Schäden verursacht, die Ablationsflächen stellen sich nach histologischer Auswertung geriffelt und mit sichtbarem Laufmuster des Lasers dar, präziser als mit anderen Lasersystemen [Lin T et al., 2016] bzw. vergleichbar mit dem Diamantbohrer [Ruckenstuhl M, 2014]. Auffällig ist die starke Hitzeentwicklung auf der Ablationsoberfläche von bis zu 189,9 °C während der Laserablation, die mit einer Wärmebildkamera gemessen wurde.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der PIRL ein geeignetes Ablationsinstrument zur Bearbeitung dentaler Hartgewebe darstellt. Für eine klinische Nutzung müssen allerdings weitere Verbesserungen, wie adäquate Wasserkühlung und einfachere Fokussierung, am PIRL vorgenommen werden.

Abstract

The processing of dental hard tissue is an essential element in dentistry. By means of different instruments and tools this dental hard tissues can be cut and released of pathological structures, like caries or apical cysts. By constant further development of the instruments and machines it is possible to improve more and more the quality of dental therapies, so that the preservation of teeth can improve constantly. The interest of this research is to improve and simplify the therapy, the preservation of teeth and to increase the rate of therapy success. In this study, the new picosecond infrared laser (PIRL) will be analyzed in terms of a possible therapeutic use in dentistry. The focus is on the investigation of possible thermic injuries in dentine and the depth of those injuries particularly with regard to the different ablation depths, measured by the number of scans (5, 10 and 20). In this connection, there will be cut around 10 extracted teeth in the root area with several laser ablations of different depths. After that, the teeth will be prepared for histological analysis. The depth of the thermal injuries will be measured, noted in tables and comparatively analyzed in statistics. Therefore, the question is, if the laser causes bigger thermal injuries in deeper cuts than in less deeper cuts. Also, it is of note how the cuts look in terms of precision.

The results of the statistical evaluation demonstrate, that the PIRL causes the same depth of thermal damage at all cutting depths, the ablation surfaces appear corrugated after histological evaluation and with a visible running pattern of the laser, more precise than with other laser systems [Lin T et al., 2016] or comparable with the diamond drill [Ruckenstuhl M, 2014]. The strong heat development on the ablation surface of up to 189.9 °C during laser ablation, which was measured with a thermal imaging camera, is remarkable.

In summary, it can be said that the PIRL is a suitable ablation instrument for the treatment of dental hard materials. However, further improvements such as adequate water cooling and easier focusing must be done for a clinical use of the PIRL.

1 Einleitung

Die Zähne des Menschen sind mit Anfang des Durchbruchs bis zum Ende des Lebens inneren und äußeren chemischen, physikalischen und biologischen Einflüssen ausgesetzt. Dabei schädigen z.B. säurehaltige Substanzen (Cola, Säfte) die Zahnoberfläche durch Auflösung von Schmelzprismen und führen so zu Erosionen [Panda A et al., 2017]. Art und Weise der Zahnreinigung wie beispielsweise Anpressdruck der Bürste auf den Zahn, Filamenthärte der Zahnbürsten, aber auch abrasive Zahnpasten und andere physikalische Einflüsse können zu Verlust von Zahnhartsubstanz, insbesondere von Dentin im Zahnhalsbereich, führen [Wiegand A und Attin T, 2008]. Biologische Faktoren wie u.a. die Anwesenheit bestimmter Bakterien, die durch metabolische Prozesse Säuren bilden, beispielsweise Streptococcus mutans, fördern die Entstehung von Karies und Folgeerkrankungen, wie z.B. Entzündungen der periapikalen Region, wobei dies nur ein Faktor von vielen ist, die zur Entstehung einer kariösen Läsion führen [Allais G, 2008].

Zahnstrukturen des Menschen werden somit aus verschiedenen Gründen bearbeitet, sei es zur Entfernung kariöser Läsionen, Entzündungsherden an Wurzelspitzen oder wegen Zahnfrakturen. Es werden u.a. mechanische Geräte zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen verwendet, wie z.B. als etabliertes Instrument das Winkelstück mit einem Diamantbohrer [Pistorius A et al., 2006]. Die mechanischen Geräte übertragen Energie auf den Zahn, um so zum Abtrag der Substanzen zu führen. Diese Energieübertragung erzeugt beim Abtrag u.a. Wärme auf der Zahnoberfläche [Kilinc E et al., 2009]. Dabei ist der Behandler immer in der Lage, eine variable, evtl. sehr starke Wärmeentwicklung zu erzeugen, z.B. durch unterschiedlichen Anpressdruck des Diamantbohrers im Winkelstück auf den entsprechenden Zahn. Durch stärkeres Anpressen des Bohrers, und damit bedingt stärkere Reibung auf der Zahn- bzw. Knochenoberfläche, kann es so zu unerwünschter Erhöhung der Wärmeentwicklung kommen [Brisman DL, 1996].

Eine Alternative zur mechanischen Bearbeitung stellen Laser dar. Laser werden seit der Erfindung 1960 bereits in vielen medizinischen Bereichen mit Erfolg eingesetzt, z.B. in der Augenheilkunde oder Stimmbandchirurgie [Sliney DH und Wolbarsht ML, 1989, Jowett N et al., 2013]. Laser, wie der Erbium:YAG-Laser (EYL) oder der CO₂-Laser werden heute in der Oralchirurgie und in der Zahnheilkunde in Bereichen der

Kavitätenpräparation, der Endodontie, der Zahnerhaltung, der ästhetischen Zahnmedizin oder der Parodontologie eingesetzt [Moritz A et al., 2006, S. 86 und S. 122]. Auch die Laser übertragen zum Abtrag der Zahnschichten Energie auf den Zahn, die u.a. auch zur Wärmeentwicklung führt [Moritz A et al., 2006, S.102f.].

Seit der Erfindung von Lasern wurde an Zähnen erforscht, wie das Gewebe auf Laserstrahlen reagiert und inwiefern sich ein Laser in der Zahnheilkunde einsetzen lässt. Bereits 1964 wurden Lasereffekte an Zahnhartgeweben untersucht [Stern RH und Sognnaes RF, 1964]. Mit der Weiterentwicklung und Entdeckung neuerer Lasersysteme wurden diese Untersuchungen z.B. auch am EYL durchgeführt [Keller U und Hibst R, 1989]. Auch die Effekte eines CO₂-Lasers wurden an Zahnhartsubstanz untersucht [Staninec M et al., 2009].

Es wurden verschiedene Lasersysteme bereits u.a. hinsichtlich der Fragestellung untersucht, welche Temperaturerhöhungen der Gebrauch dieser Systeme im Zahnmark hervorruft, um Rückschlüsse auf mögliche Einsatzgrenzen der jeweiligen Geräte aufzuzeigen. Keines der Systeme hatte hierbei in der Studie den Grenzwert von 5,5 °C Temperaturerhöhung in der Zahnpulpa überschritten, über welchem die Pulpa geschädigt worden wäre [Penn C et al., 2014]. In einer weiteren Studie wurde bereits erforscht, dass die Temperaturerhöhung im Dentin und im Schmelz abhängig von der Dicke der Probe ist, wobei die Temperatur sich im Schmelz bei gleichen Versuchsparametern stärker erhöht als im Dentin. Das Ergebnis zeigte, dass je dicker die Probe war, desto geringer war die Temperaturerhöhung [Braun A et al., 2013].

Nun wurde ein neuartiger Laser von R. J. D. Miller erfunden. Der PIRL (PIRL= Picosecond Infrared Laser) ist ein „Ultrashort Pulse“-Laser (USPL), der in bisherigen Studien zeigen konnte, dass er Weichgewebe auf Ebene einer Zelle beinahe ohne thermische Nebeneffekte schneiden kann und damit andere Systeme wie den CO₂-Laser oder das Skalpell mit seiner Schnittpräzision weit übertrifft [Hess M et al., 2012, Amini-Nik S et al., 2010]. Diese Präzision erreicht der PIRL durch die impulsive Anregung intramolekularer Vibrationszustände (DIVE) der O-H-Bindungen in den Wassermolekülen [Kwiatowski M et al., 2015]. Durch diese Anregung sind die O-H-Bindungen in der Lage, sehr schnell Vibrationen an das Sauerstoffbrückennetzwerk zu übertragen und dadurch auftreffende Energie aufzufangen und abzubremesen [Jowett N et al., 2013]. Diese O-H-Bindungen der Wassermoleküle befinden sich in Nachbarschaft zu Proteinen im Gewebe [Kwiatowski M et al., 2015]. Es können so

durch den PIRL die Proteine in den Geweben in weniger als einer Millisekunde in die Gasphase versetzt werden [Kwiatowski M et al., 2015].

Diese Eigenschaften des PIRL, die Abbremsung auftreffender Energie und die Verdampfung von Proteinen, befähigen ihn, die Zielzelle zu zerstören und dennoch keine thermische Hitzeausbreitung zu verursachen [Hess M et al., 2012].

Der PIRL konnte nach Weiterentwicklung auf höhere Ausgangsleistungen von über 5 W zeigen, dass er bei der Knochenablation im Vergleich zum EYL im Hinblick auf geringere Oberflächentemperaturen während der Laserablation und Eindringtiefen von thermischen Schäden im Gewebe bessere Ergebnisse erzielt [Jowett N et al., 2013]. Die Oberflächentemperaturen in den Versuchen von Jowett N et al. erhöhten sich um 1,56°C mit dem PIRL im Vergleich zu 12,99°C mit dem EYL. In der Studie wurde demonstriert, dass der PIRL an der Knochenkortikalis erhaltene Mikrostrukturen ohne thermische Schäden hinterlässt, wohingegen der EYL signifikante zelluläre Schäden mit Zonen von Verlust der normal mineralisierten Matrix verursacht [Jowett N et al., 2013].

Die Zielsetzung dieser Studie ist die Untersuchung der Schnittstellen des PIRL an menschlichen, extrahierten und in Formalin fixierten Zähnen. Die Fragestellung ist, inwiefern der PIRL bei unterschiedlich langen Ablationszeiten die Zahnstrukturen schädigt und ob es Unterschiede etwaiger Schädigungen zwischen den Ablationszeiten gibt. Eine weitere Fragestellung ist die Schnittpräzision des Lasers. Mithilfe einer Wärmebildkamera soll die Temperatur während der Laserablation am Schnittboden geprüft werden.

2 Material und Methoden

Es wurden 20 extrahierte und in Formaldehyd gelagerte Zähne untersucht. Diese wurden in verschiedenen Ebenen und unter Variation der Schnittparameter des PIRL geschnitten und anschließend wieder in Formaldehyd gelagert. 10 dieser Zähne wurden später als geeignet für die Auswertung ausgewählt.

2.1 Picosecond Infrared Laser (PIRL)

Der PIRL ist ein Laser, der mit infraroten Lichtwellen mit einer Wellenlänge von $\lambda=2.94 \mu\text{m}$ und einem Laserstrahldurchmesser von $200 \mu\text{m}$ arbeitet [Jowett N et al., 2013]. Sein Prototyp war im Laserlabor der Poliklinik für Dermatologie und Venerologie im Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf auf einer Tischplatte montiert. Das Laufmuster des PIRLs über eine bestimmte Fläche ist z-förmig.

Tabelle 2.1: Laserkenngrößen des PIRL

Kenngröße

Wellenlänge (λ)	2,94 μm
Pulsenergie (E_P)	0,276 mJ
Durchmesser Laserstrahl (d_L)	200 μm
Durchschn. Strahlungsdichte (ρ)	13,7 W/cm ²
Zeit pro Scan (t_s)	0,204-1,600 s
Pulsabstand (T_P)	60-100 μm
Leistung am Brennpunkt (P_B)	335-470 mW

2.2 Zähne und Lagerung

Die Zähne wurden in der Abteilung der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf im Einverständnis der Patienten zu Untersuchungszwecken freigegeben. Es handelte sich um extraktionswürdige Zähne. Die Zähne wurden nach der Extraktion einzeln in Transportdosen gelagert, die mit Formaldehyd gefüllt waren. Nummeriert wurden die Zähne anhand zweier Ziffern, die erste spiegelte dabei den Versuchstag wider, die zweite Ziffer den jeweiligen Zahn in

chronologischer Reihenfolge. Getrennt wurden diese Ziffern durch einen Punkt. So wurde z.B. der zweite Zahn am ersten Versuchstag als Zahn 1.2 beschriftet.

2.3 Versuchsaufbau

Der jeweilige Zahn wurde mit kieferorthopädischem Wachs auf einer Metallplatte fixiert und unter das Austrittsfenster des auf einer Tischplatte befindlichen PIRL platziert. Die Versuchsfläche des jeweiligen Zahnes zeigte möglichst horizontal nach oben, soweit es die natürliche Krümmung des Zahnes zuließ, um so einen möglichst senkrechten Einfall der Laserstrahlen, und damit verbunden eine optimale Energieübertragung, zu gewährleisten. Mit drei Kontrolllaserstrahlen und einem höhenverstellbaren Tisch konnte der Brennpunkt auf dem Objekt eingestellt werden. Das Objekt lag im Brennpunkt, wenn sich alle drei Kontrolllaserstrahlen in einem Punkt trafen. Neben dem Zahn wurde eine Schale mit destilliertem Wasser und einem Wattestäbchen bereitgestellt, um den Zahn nach jedem Laserscan manuell befeuchten zu können.

2.4 Versuchsdurchführung

Die Laserversuche wurden im Laserlabor der Poliklinik für Dermatologie und Venerologie im Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf durchgeführt. Der dort auf einer Arbeitsplatte installierte PIRL wurde in Kapitel 2.1 beschrieben.

Zunächst wurde ein passender Zahn für den jeweiligen Versuch ausgewählt. Es wurde darauf geachtet, dass die zu lasernden Flächen möglichst eben und ohne starke Krümmungen waren, um ein möglichst gleichmäßiges Ergebnis zu erzielen. Der jeweilige Zahn wurde daraufhin mit Schutzhandschuhen aus seiner Transportbox entnommen und mit destilliertem Wasser gereinigt. Anschließend wurde der Zahn mit kieferorthopädischem Schutzwachs auf einem Metallblock befestigt. Ein weiterer Wachsstreifen wurde außerhalb des Laserbereichs über den Zahn gelegt, um diesen vor Bewegungen zu schützen. Der auf dem Metallblock befestigte Zahn wurde nun unter das Laseraustrittsfenster so positioniert, dass die erste, ca. 0,5 mm x 3 mm große, festgelegte Ablationsfläche der Wurzel bzw. der Krone gelasert werden konnte. Mithilfe dreier Laserstrahlen eines niedrigenergetischen Helium-Neon-Lasers konnte der Brennpunkt nun eingestellt werden. Das Objekt lag dabei im Brennpunkt des PIRL, wenn die drei Helium-Neon-Laserpunkte sich in einem Punkt trafen. Die Höhe des Objektes konnte durch den höhenverstellbaren Tisch, auf dem der Metallblock mit dem

Zahn positioniert wurde, verändert werden. Nach den ersten Einstellungen wurde nun am Computer die definitive Größe der Fläche eingegeben, die der Laser ablatieren sollte. Nun wurde der Zahn mit einem in destilliertem Wasser getränkten Wattestäbchen befeuchtet und es wurde der erste Laserdurchgang (Scan) gestartet. Hierbei führen die Laserpulse in z-förmigem Muster einmal über die zu lasernde Fläche und wieder zurück. Danach wurde der Zahn wieder mit dem Wattestäbchen und destilliertem Wasser befeuchtet und es wurde der zweite Scan durchgeführt. Dies wurde solange wiederholt, wie es der jeweilige Versuch vorschrieb. Die Daten hierzu finden sich in den Tabellen im Anhang. (siehe Tabelle 7.1, Tabelle 7.2 und Tabelle 7.3) Nachdem alle Ablationen am jeweiligen Versuchszahn durchgeführt waren, wurde der Zahn in die Transportbox zurückgelegt und diese mit der jeweiligen Versuchsnummer beschriftet. Die Ablationen am vierten Versuchstag wurden zusätzlich mit einer Wärmebildkamera aufgenommen, um so die entstandenen Temperaturen auf der Zahnoberfläche dokumentieren zu können (siehe Kapitel 2.5 Wärmebildkamera).

Nachdem alle Versuche durchgeführt waren, fand eine Fotodokumentation der Zähne im IOBM (Institut für Osteologie und Biomechanik, Lottestraße 59, 22529 Hamburg) statt. Hierzu wurden die Zähne ein weiteres Mal aus der Transportbox entnommen, mit destilliertem Wasser gesäubert, getrocknet und mit dem Linenscanner Scando dyn A+ color (Fa. Kaiser, Abb. 2.1) fotografiert. (siehe auch Abb. 3.1 und Abb. 3.2)

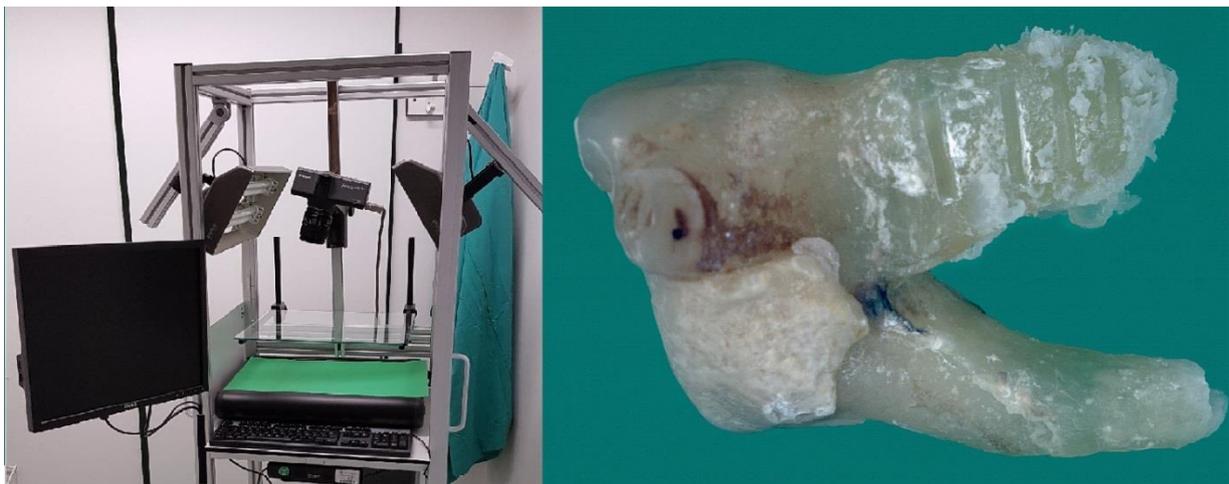


Abb. 2.1: Fotodokumentation im IOBM mit Beispielzahn (Zahn 2.3)

Im Anschluss wurden die Zähne wieder in der jeweiligen Transportbox gelagert. Es wurde darauf geachtet, kurze Zeiten außerhalb der Transportflüssigkeit einzuhalten, um die Zähne nicht auszutrocknen. Des Weiteren wurden Aufnahmen der Laserschnitte mittels 3D-Laser-Scanning-Mikroskop (LEXT, Olympus Deutschland GmbH) und Stereo Mikroskop (SZH10, Olympus Deutschland GmbH) vorgenommen. Nach der histologischen Aufbereitung (siehe Kapitel 2.6 histologische Aufbereitung) wurden die Objektträger mit den gefärbten Zahnschnitten im Mikroskop begutachtet und die Schnitte jedes Objektes mit der Mikroskop-Software ZEN (Zeiss Efficient Navigation, Carl Zeiss Microscopy GmbH) einzeln fotografiert und vermessen.

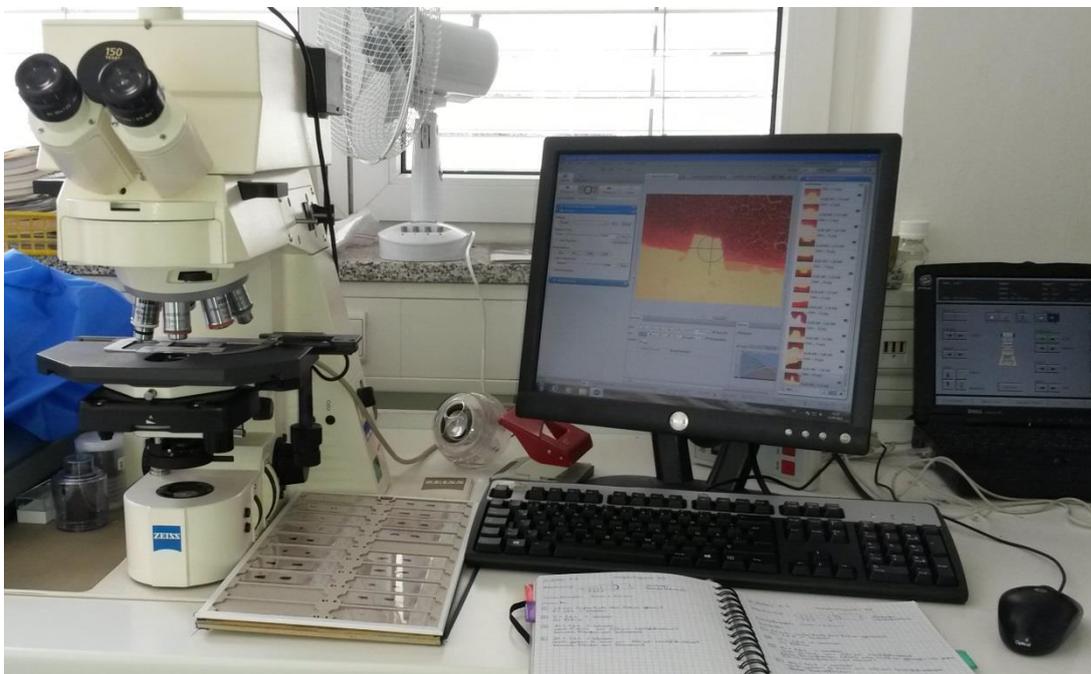


Abb. 2.2: Ausmessung mit Mikroskop

Die Vermessung wurde mit einem Linienraster, welches über das digitale Bild gelegt wurde, durchgeführt. An jedem Schnittpunkt des Rasters mit dem Schnittboden des Bildes wurde die Tiefe der thermischen Veränderungen mit bloßem Auge und mittels Software gemessen. Dabei wurden die hellgrauen Areale in den gefärbten histologischen Schnitten als thermischen Veränderungen gewertet. Von den vermessenen histologischen Schnitten wurden weitere Bilder gemacht, um die Messdaten auf den Bildern zu speichern. (siehe Abb. 2.3)

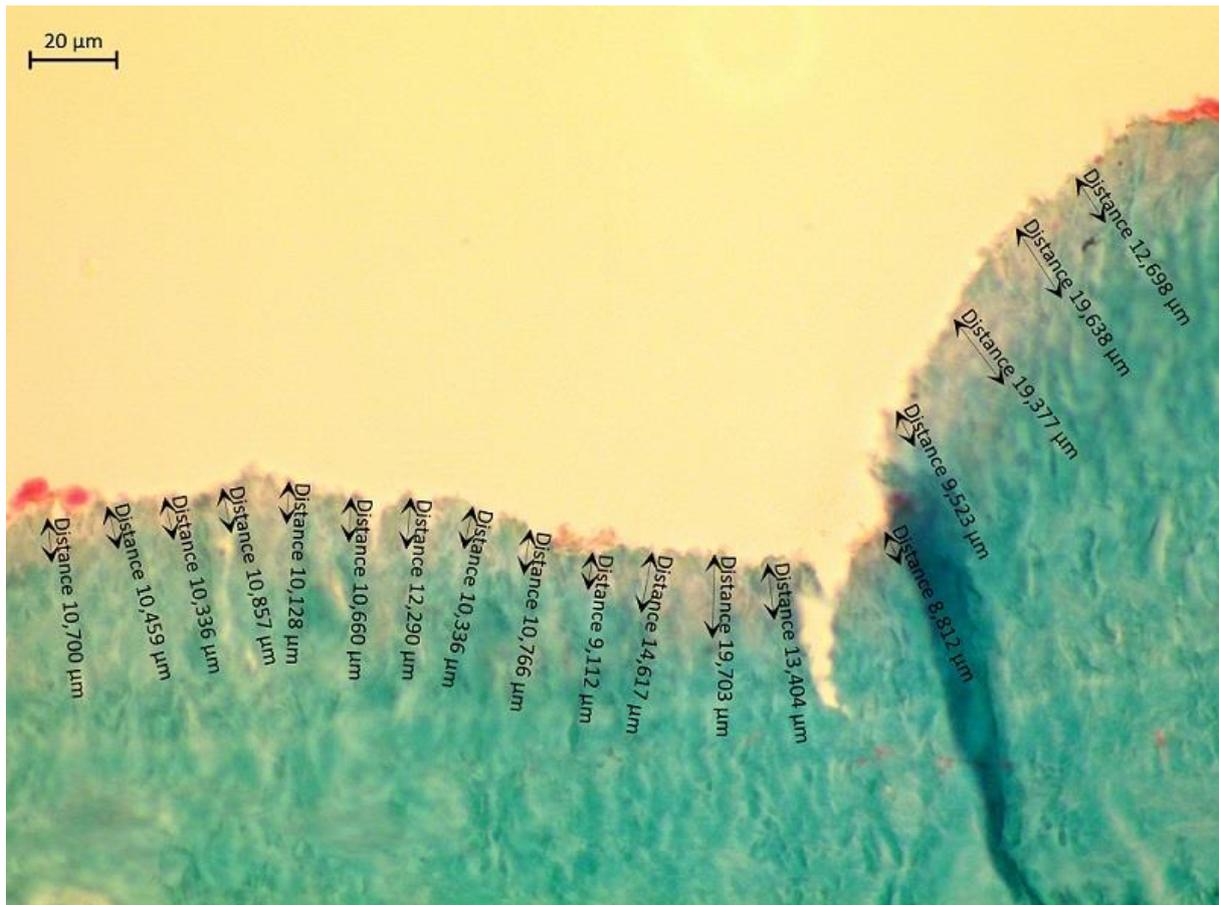


Abb. 2.3: Vermessung des histologischen Schnittbildes (Zahn 1.3, Schnitt 3)

2.5 Wärmebildkamera

Am vierten Versuchstag wurden die Ablationen an den Zähnen zusätzlich mit Wärmebildkamera aufgenommen (InfraTec PIR uc 180 (InfraTec, Dresden, DE), Software IRBIS 3plus (InfraTec)). Die Kamera stand so, dass sie nicht durch die den Versuch durchführenden Personen verdeckt wurde. Mit der Wärmebildkamera sollte geprüft werden, wie hoch die Temperatur am Ablationspunkt während des Laservorgangs ist. Dabei wurde ein Punkt auf der Zahnoberfläche gewählt, der nicht vom Laser ablatiert wurde, um die Grundtemperatur des Zahns zu bestimmen. Des Weiteren wurde der Messpunkt in der Ablationszone zur Temperaturmessung während des Laservorgangs gewählt. Jeder Schnitt wurde einzeln aufgenommen und die Temperaturmesswerte in einem Diagramm dargestellt. Dabei nahm die Wärmebildkamera jede Millisekunde einen Temperaturmesswert auf.

2.6 Histologische Aufbereitung

Nach der Fotodokumentation wurden die Zähne im histologischen Labor des IOBM auf Höhe der Laserschnitte manuell der Länge nach mit Hilfe einer Diamant-Bandsäge (EXAKT Advanced Technologies GmbH) durchtrennt, sodass sich die Schnitte in ganzer vertikaler Ausdehnung darstellten. Daraufhin wurden eine der jeweiligen Zahnhälften zur weiteren Verarbeitung in Schnappdeckelgläser mit der Schnittfläche nach unten gelegt und anschließend vorsichtig mit der Gießlösung (1000 ml MMA, 6,6 g BPO, 100 ml Nonylphenol) gefüllt. Kurz vor dem Gießen wurde die Starterflüssigkeit (N,N Dimethyl-p-Toluidin Merck 8.00590 250 ml) zu der Gießlösung hinzugefügt. Im Anschluss wurden mit Bleistift beschriftete Zettel mit in die Gläser gesteckt, mit Deckeln luftdicht verschlossen und zur weiteren Verarbeitung in ein Wasserbad (Temperatur 4 °C) gestellt. Diese Schritte erfolgten unter dem Luftabzug des Labors. Die Flüssigkeit härtete über Nacht bei 4 °C im Wasserbad aus. Am nächsten Tag wurden die ausgehärteten Blöcke wiederum unter dem Luftabzug aus dem Glas geschlagen und von Glasresten gesäubert.



Abb. 2.4: Acrylatblock mit Zahn

Nun wurden die Acrylatüberschüsse der Blöcke weggeschliffen. Daraufhin wurden die Blöcke am Mikrotom mithilfe eines befeuchteten Pinsels über die Messerfläche gezogen und so die einzelnen Schnitte mit Dicken von 3-5 µm gewonnen. Diese wurden mittels Pinsel auf zuvor vorbereitete Objektträger (mit Gelatine beschichtet) platziert und mit Streckflüssigkeit (80% Isopropanol) benetzt. Mit einem anderen Pinsel wurden Blasen und Falten im Schnitt herausgezogen. Dann wurde das Objekt mit einer PE-Folie bedeckt und über Nacht in einer Presse im Trockenschrank bei 60 °C gelagert. Im Anschluss wurden die Folien der Objektträger abgezogen und die einzelnen Objektträger dem Färbeverfahren der Masson-Goldner-Trichromfärbung zugeführt. [Erdmann C und Winter O, 2011] Diese Färbemethode färbt spezifisch Bindegewebe und eignet sich besonders zur Färbung bindegewebiger Strukturen, wie z.B. Knochen- und Zahngewebe. Hierbei färbt sich die mineralisierte Matrix grün an, nicht-mineralisiertes Gewebe wie beispielsweise Zytoplasma färbt sich rot. Artificielle Mineralisationsdefekte, z.B. durch thermische Einwirkung verursacht, stellen sich bei dieser Färbemethode gräulich blass dar [Nowak I, 2010].

2.7 Auswertung

Für die Auswertung wurden die Zahnschnitte mit bloßem Auge, unter Vergrößerung im 3D-Laser-Scanning-Mikroskop (LEXT, Olympus Deutschland GmbH) und im Stereo Mikroskop (SZH10, Olympus Deutschland GmbH) untersucht und im Anschluss nach histologischer Aufbereitung dann noch die Objektträger mit den gefärbten Zahnschnitten im Lichtmikroskop (Axiophot 2, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Deutschland) begutachtet. Zuletzt wurden die Proben 2.2 und 7.1 mittels Rasterelektronenmikroskop (REM) ausgewertet.

Zunächst wurden die jeweiligen Laserschnitte identifiziert, es wurden Einzelaufnahmen der Schnitte gemacht, diese dokumentiert und im Anschluss vermessen. Alle Schnitte wurden in jeder Phase der Aufbereitung im Hinblick auf das Aussehen des Schnittes, die Schnittbodenbeschaffenheit und objektiv auffällige Färbungen optisch ausgewertet. Es wurden die thermischen Schäden am Schnittboden mit einem Linienraster in der Mikroskop-Software ZEN (Zeiss Efficient Navigation, Carl Zeiss Microscopy GmbH) vermessen. Pro Laserschnitt wurden bis zu fünfzehn Messwerte genommen und in die Messwerttabellen der jeweiligen Scantiefen eingetragen (siehe Tabelle 7.1, Tabelle 7.2 und Tabelle 7.3). Des Weiteren wurden die

Laserschnitte in der Breite, maximaler und minimaler Tiefe vermessen. Diese Werte finden sich ebenfalls in den Messwerttabellen wieder (siehe Tabelle 7.1, Tabelle 7.2, Tabelle 7.3). Vor der eigentlichen Vermessung fand eine Probemessung mit einem Prüfkörper statt, um die Genauigkeit der Messdaten zu überprüfen. (siehe Abb. 2.5)

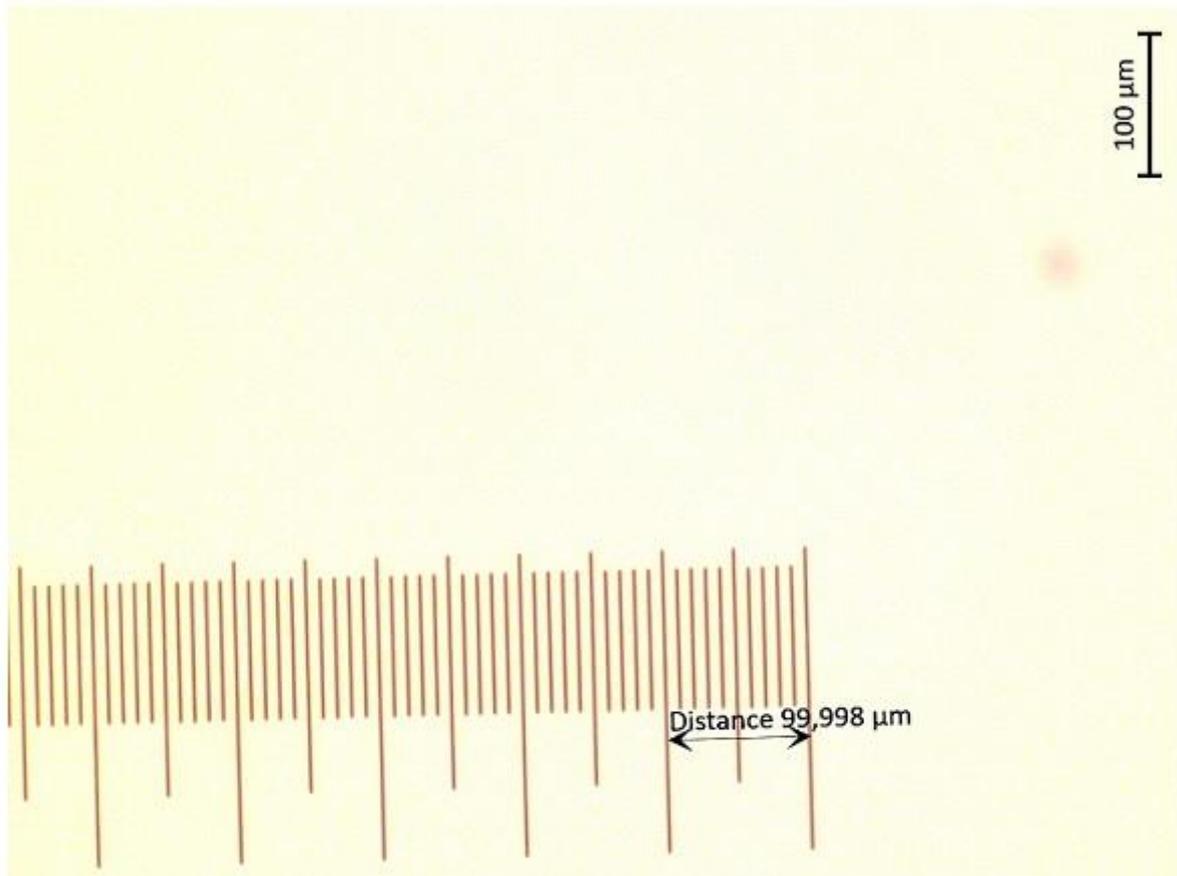


Abb. 2.5: Vermessung des Prüfkörpers

Zuletzt wurden zwei Proben (Zahn 2.2 und Zahn 7.1) im REM untersucht und davon Aufnahmen erzeugt.

Nach der histologischen Auswertung wurden die erfassten Werte im Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf statistisch untersucht. Es wurden aus den bis zu fünfzehn pro Schnitt genommenen Messwerten der Eindringtiefen thermischer Schäden die Mittelwerte ermittelt und im Anschluss mittels Kruskal-Wallis Test gegenübergestellt, um eine Signifikanz möglicher Abweichungen feststellen zu können.

3 Ergebnisse

3.1 Optische und mikroskopische Ergebnisse

Es fielen bei objektiver Betrachtung diverse Eigenschaften der Laserschnitte auf. Bei Betrachtung ohne optische Vergrößerung waren rechteckige, scharfkantige Schnitte zu sehen. Es waren an zwei von insgesamt 55 Laserschnitten im Dentin bräunliche Verbrennungsspuren mit bloßem Auge erkennbar. Der eine Schnitt von diesen zwei Schnitten wurde für 10 Scans ohne Nachfokussieren des Laserstrahls durchgeführt und der andere wurde mit manuellem Nachfokussieren ohne sichtbare Laserstrahlenbündelung des Helium-Neon-Lasers als Fokussierungshilfe durchgeführt. Beide Schnitte wurden nicht statistisch ausgewertet, da sie wegen der falschen bzw. nicht durchgeführten Nachfokussierung aus der Standardvorgehensweise fielen. Des Weiteren kamen die während der Versuchsphase durchgeführten Laserschnitte im Zahnschmelz auch nicht mit in die Auswertung, da die Ablation des PIRL hier zu gering ausfiel. Bei leichter Vergrößerung wurden am Laserschnittboden im Dentin gerillte Strukturen sichtbar. (siehe Abb. 3.1 und Abb. 3.2) In Abb. 3.1 sind die Schnitte der Reihe nach nummeriert, wie es die Versuchsreihenfolge vorgab (Schnitte 1-4: 5 Scans, 5 Scans, 10 Scans, 20 Scans). Bei höherer Vergrößerung sah man die Riffelung des Schnittbodens stärker. (siehe Abb. 3.3)



Abb. 3.1: Gerillter Schnittboden (Zahn 2.3, Schnitt 1-4)



Abb. 3.2: Gerillter Schnittboden (Zahn 1.1)

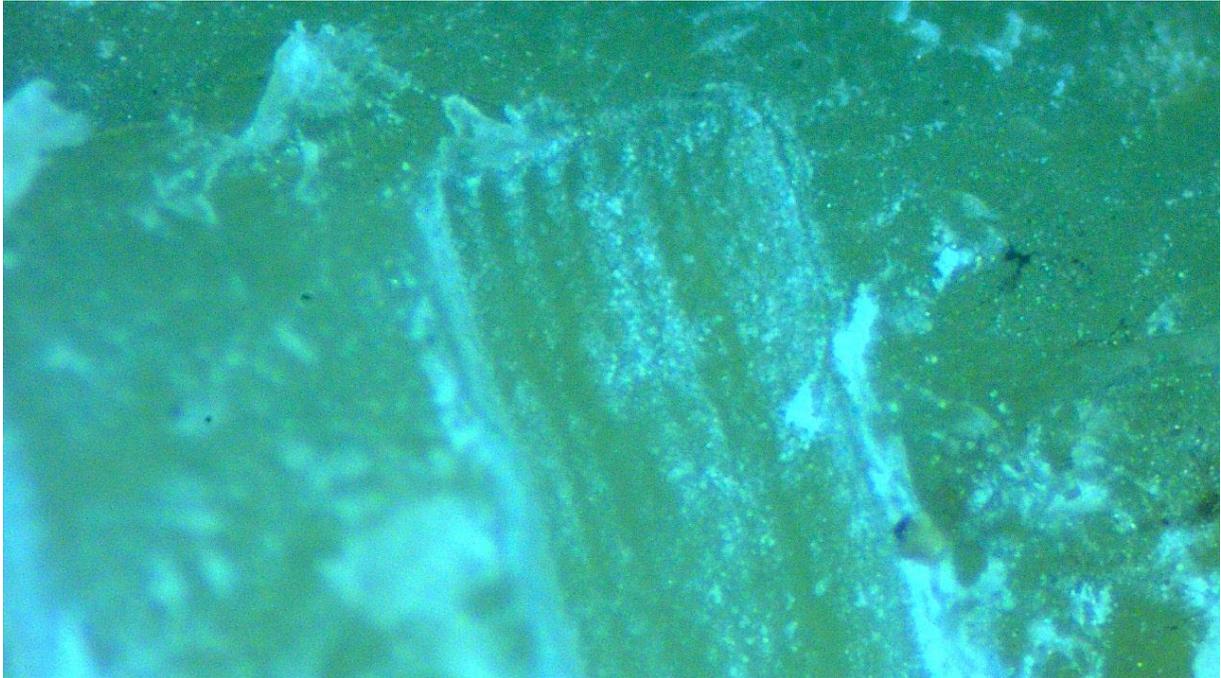


Abb. 3.3: Geriffelter Schnittboden, 30-fache Vergrößerung (Zahn 2.3, Schnitt 1, 5 Scans)

Zwei Schnittpräparate wurden im LEXT Mikroskop betrachtet (Zahn 2.2, Schnitt 4 und Zahn 7.2 Schnitt 1). Am Schnitttrand von Zahn 2.2 (siehe Abb. 3.4) war der Rand als relativ glatte Linie sichtbar und auch der Schnittboden war ebenmäßig.

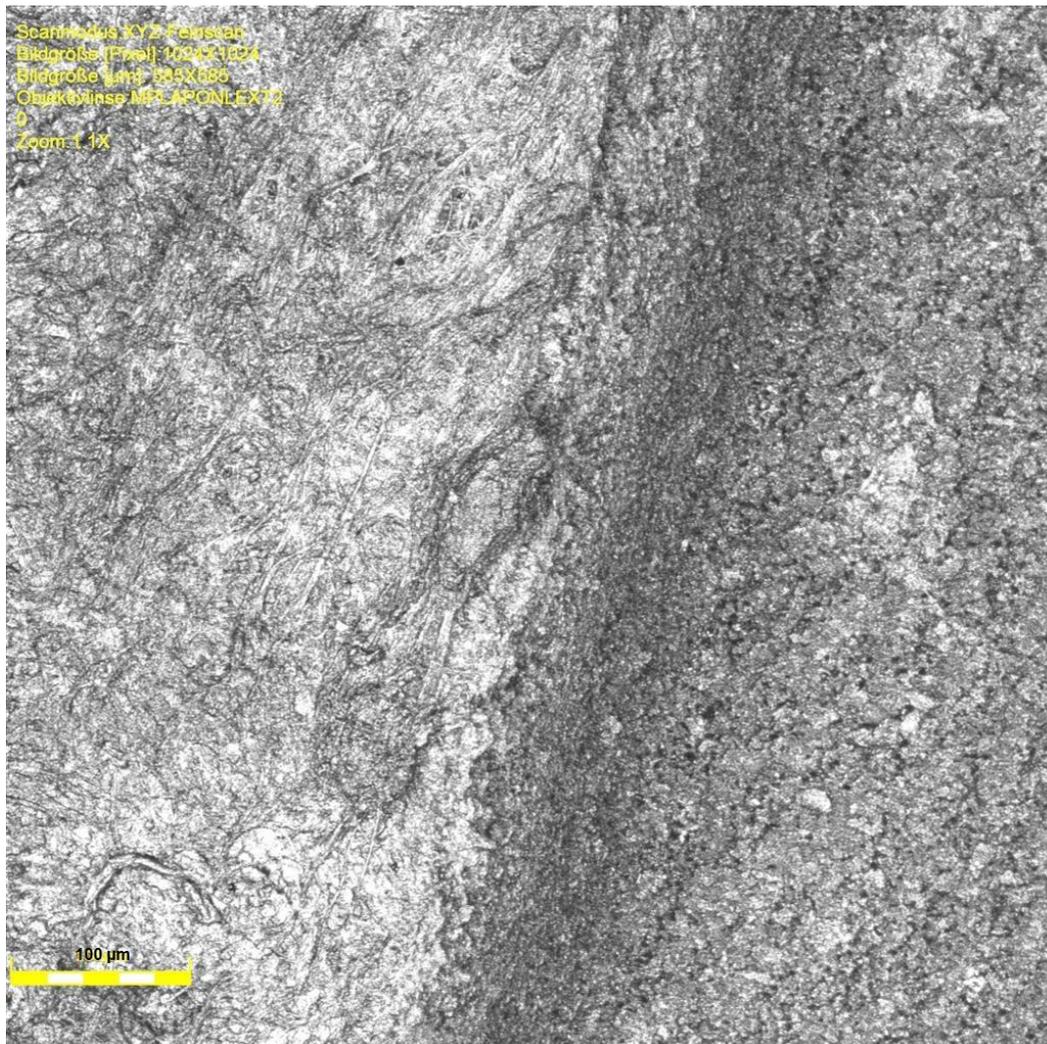


Abb. 3.4: Zahn 2.2 Schnitttrand von Schnitt 4 (20 Scans), 1.1-facher Zoom

Bei einem 1-fachen Zoom waren gezackte Schnittländer an Zahn 7.2 (Abb. 3.5) sichtbar. Auch der geriffelte Schnittboden war noch zu erkennen, sowie zum Teil kleine dunkle Löcher, welche die eröffneten Dentintubuli zeigen.

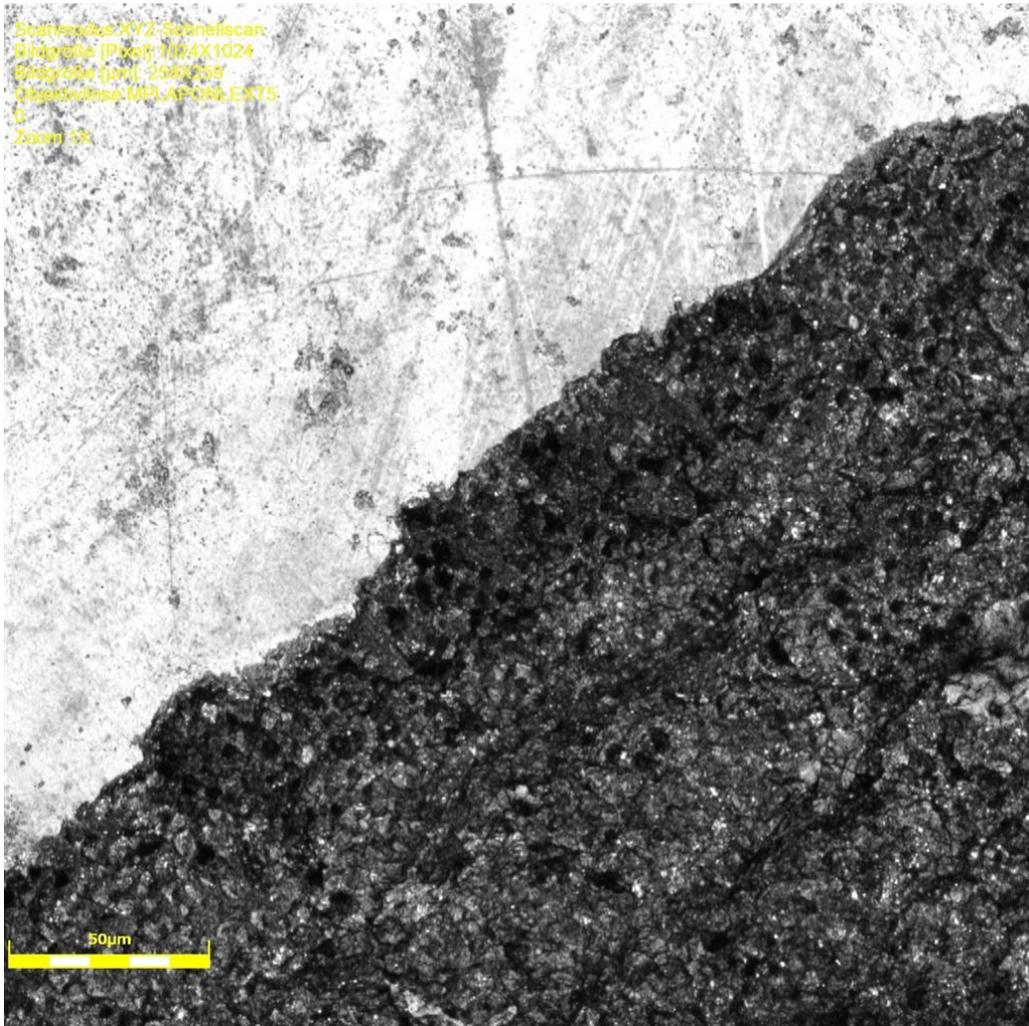


Abb. 3.5: Gezackter Schnittrand bei 1-fachem Zoom (Zahn 7.2, Schnitt 1, 5 Scans)

Bei 4-fachem Zoom war der Schnittboden hügelig zerklüftet. Es waren keine geriffelten Strukturen mehr zu erkennen. (siehe Abb. 3.6)

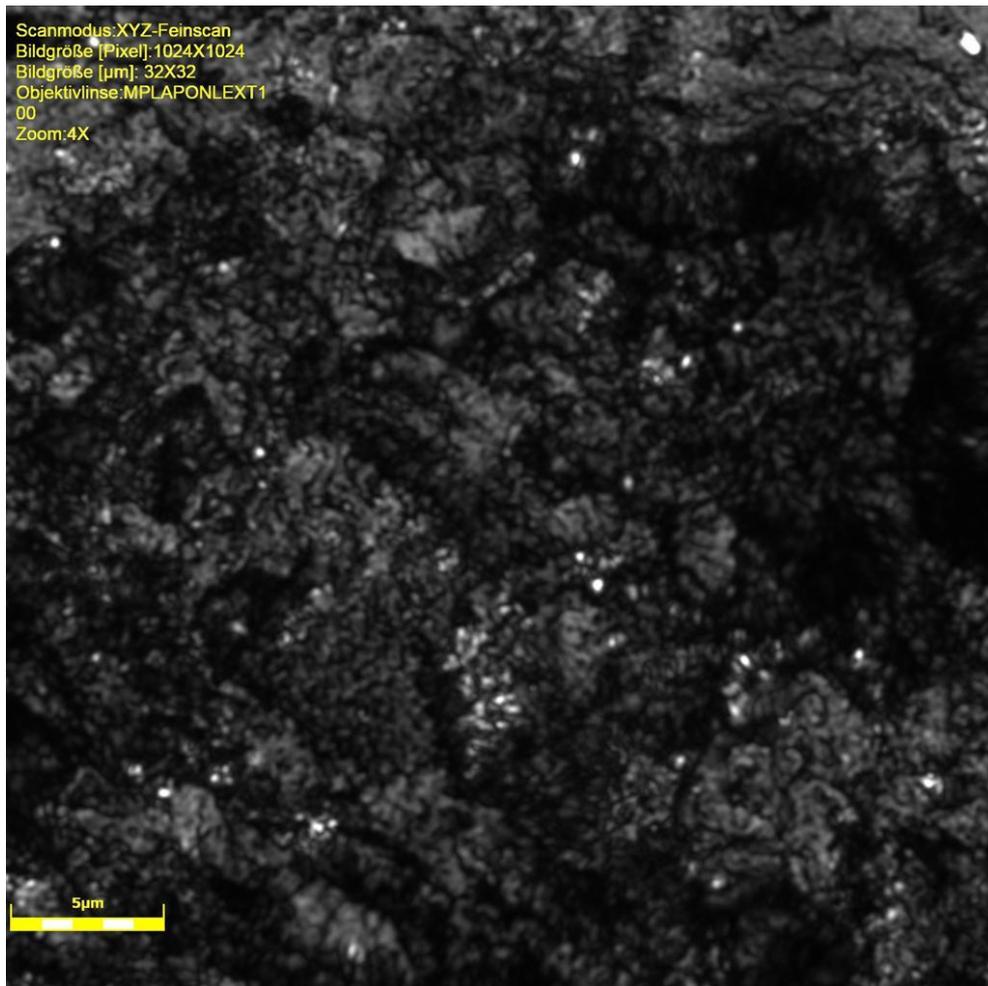


Abb. 3.6: Hügelig zerklüftete Schnittbodenbeschaffenheit bei 4-fach Zoom (Zahn 7.2, Schnitt 1, 5 Scans)

Bei Betrachtung der histologischen Präparate stellten sich unterschiedlich tiefe Schnitte dar. Diese waren am Boden der Schnittfläche teils gewellt, glatt oder oval bis abgerundet. Je tiefer der Schnitt war, desto abgerundeter bzw. zusammenlaufender waren die Schnittkanten am Boden der Ablationsfläche. (siehe Abb. 3.7 und Abb. 3.8)

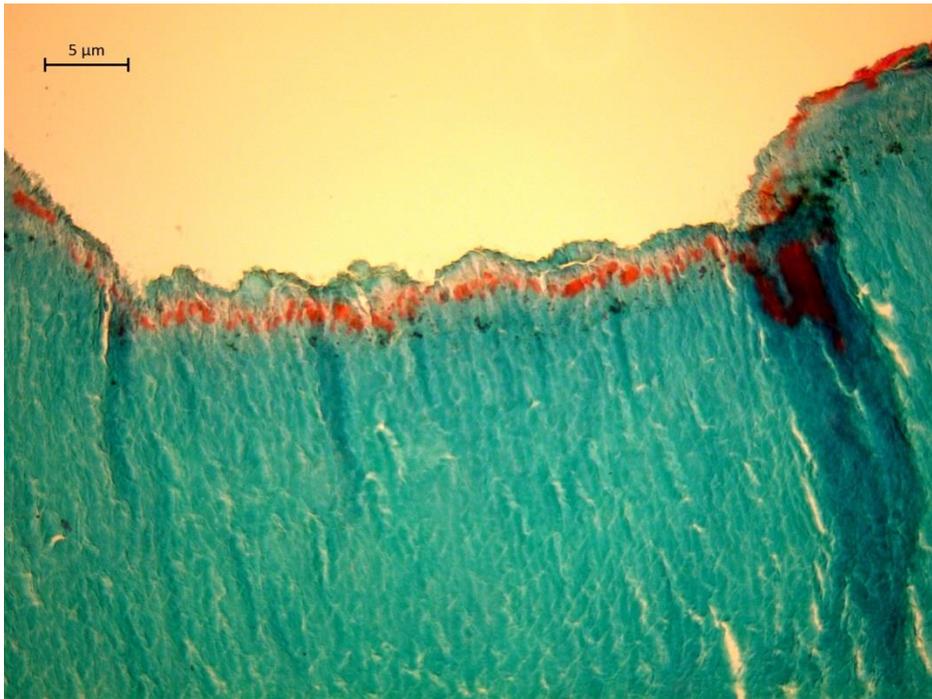


Abb. 3.7: Gewellter Schnittboden , 5 Scans (Zahn 3.1 Schnitt 1, Vergrößerung 100-fach)

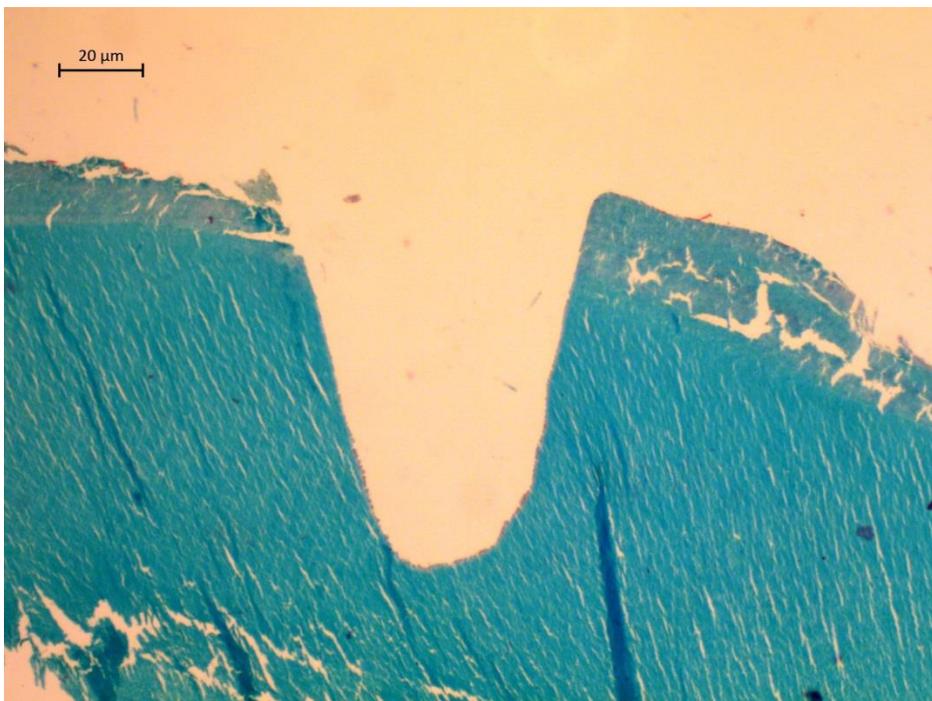


Abb. 3.8: Zulaufender Ablationsboden von Zahn 2.1 Schnitt 4 , 20 Scans (Vergrößerung 25-fach)

Einzelne Abschnitte des Schnittbodens waren herausgesprengt. Bei höheren Vergrößerungen war ein gewellter Schnittboden lichtmikroskopisch mit unregelmäßiger Oberfläche und z.T. veränderter Anfärbbarkeit der Matrix des Zementums erkennbar. (siehe Abb. 3.7)

Abgesplittertes Zahnhartgewebe lag dem Schnittboden ggf. zum Teil noch auf. Auffällig war bei allen Schnitten der konisch zulaufende Schnitttrand. Die Masson-Goldner-Trichromfärbung zeigte am Schnittboden grau gefärbte Areale, die als thermische Mineralisationsdefekte gewertet werden können. (siehe Abb. 3.9) Diese waren in der gesamten Länge des Anschnittes bzw. der Anschnitte erkennbar. Stellenweise zeigten sich darunter liegende, rot angefärbte, schmale Bezirke. Zum Teil waren die Schnitte aber auch gänzlich ohne rote Färbungen. Die roten Areale hatten teilweise eine tiefere rote Färbung, teilweise lagen sie oben auf oder zwischen grau und grün gefärbten Abschnitten. Sie wurden nicht als thermische Schädigungen gewertet, sondern als Areale mit Mineralisationsstörungen, bzw. Mineralverlust durch Denaturierung. (siehe Abb. 3.10)

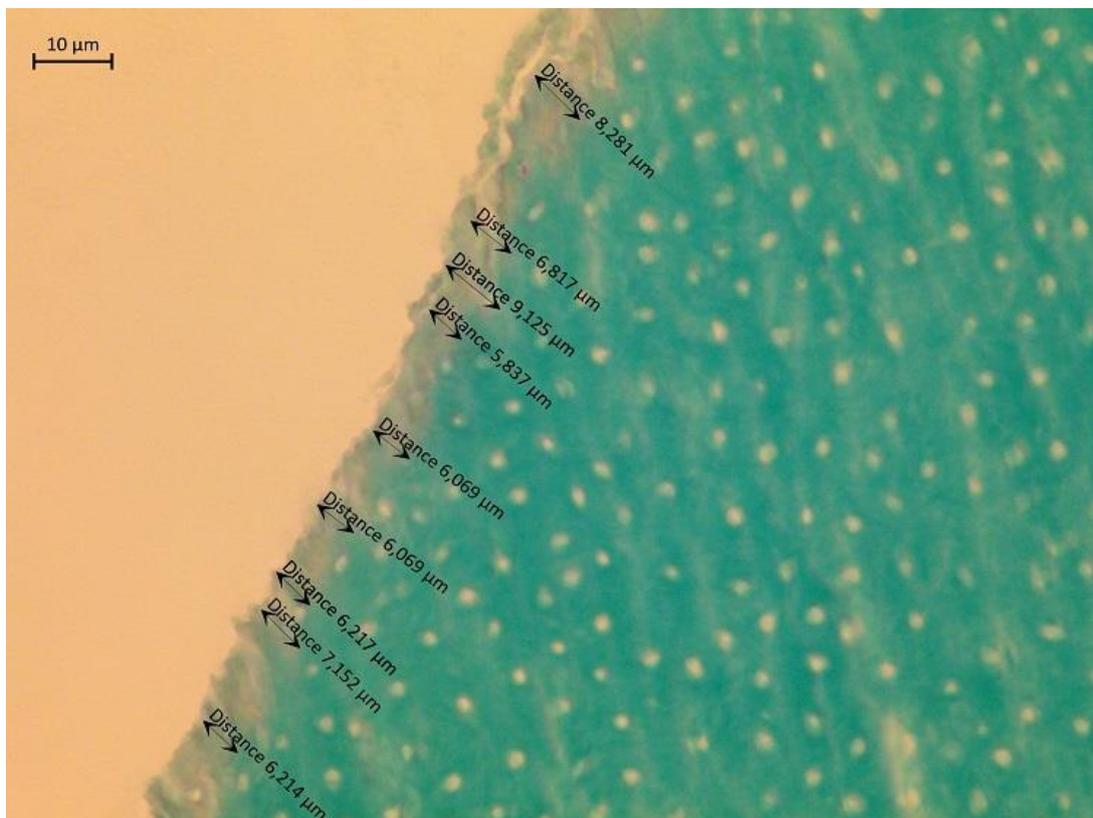


Abb. 3.9: Bsp. graue Bereiche am Schnittboden (Zahn 6.1)

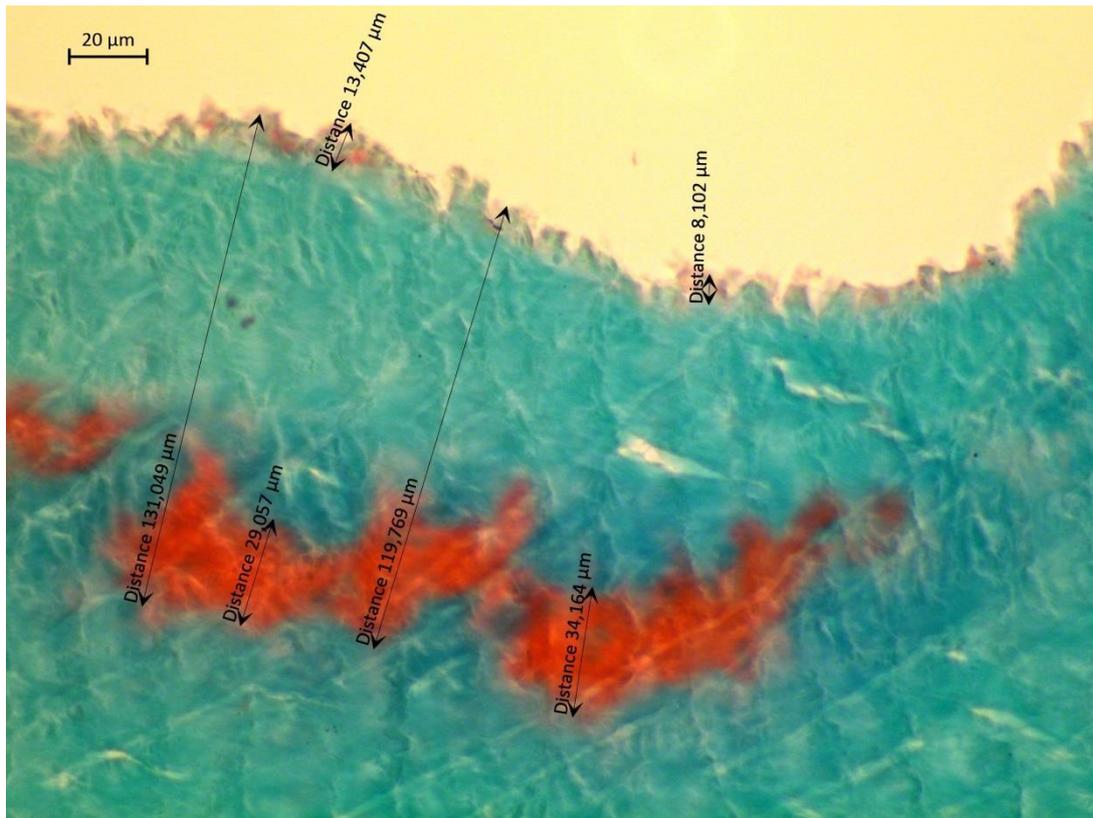


Abb. 3.10: Rote Bereiche am Schnittboden (Zahn 1.2, Schnitt 4, 20 Scans)

Bei einigen Präparaten sind keine grauen Areale am Schnittboden zu erkennen, was darauf hinweist, dass dort keine thermische Schädigung erfolgte. Bei den, durch das Linienraster zufällig ausgewählten, Vermessungen dieser Bereiche wurde in die Messwerttabelle zur Auswertung der Wert 0,000 µm eingetragen. In Abb. 3.11 ist ein solches Präparat zu sehen, das keine thermischen Schäden aufweist. Die Werte hierzu finden sich in Tabelle 7.1 im Anhang wieder.



Abb. 3.11: Keine grauen Bereiche am Schnittboden (Zahn 2.3, Schnitt 2, 5 Scans)

Bei anderen Präparaten war es nicht möglich fünfzehn Werte zu vermessen, da die Breite des Schnittpräparats hierfür nicht ausreichte. Bei diesen Präparaten wurden für die fehlenden Werte die Felder in der Vermessungstabelle frei gelassen.

Die im Laser 0,5 mm breit eingestellten Schnitte hatten nach Vermessung mit der Software eine Breite von 528,463-771,138 µm. Hier fällt auf, dass die eingestellte Breite der Schnitte nicht mit der im histologischen Schnitt gemessenen Breite der Schnitte übereinstimmt.

3.2 Ergebnisse der Wärmebildkamera

Am vierten Versuchstag wurde die Wärmebildkamera in die Versuche mit einbezogen. Es wurde am Zahn 4.3 (Schnitt 3) eine maximale Temperatur von bis zu 189,9 °C während des Versuches gemessen. (siehe Abb. 3.12)

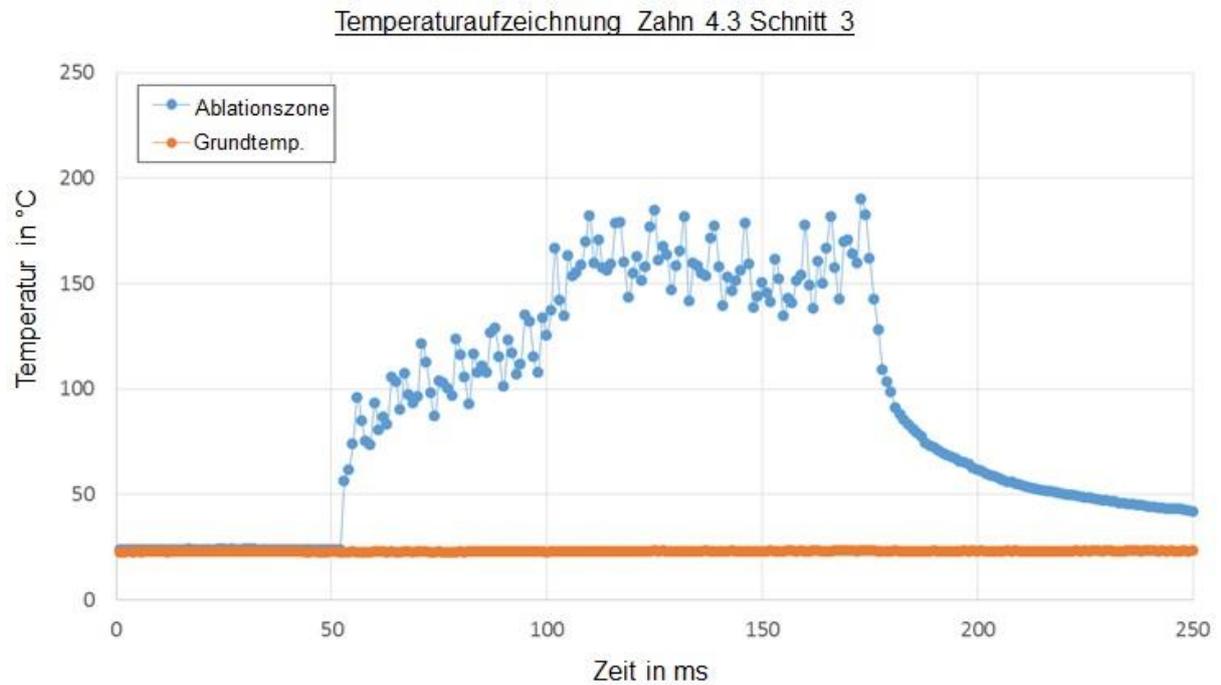


Abb. 3.12: Temperaturaufzeichnung Wärmebildkamera (Zahn 4.3, Schnitt 3)

Im Wärmebild der Kamera zeigte sich der Versuch wie folgt.

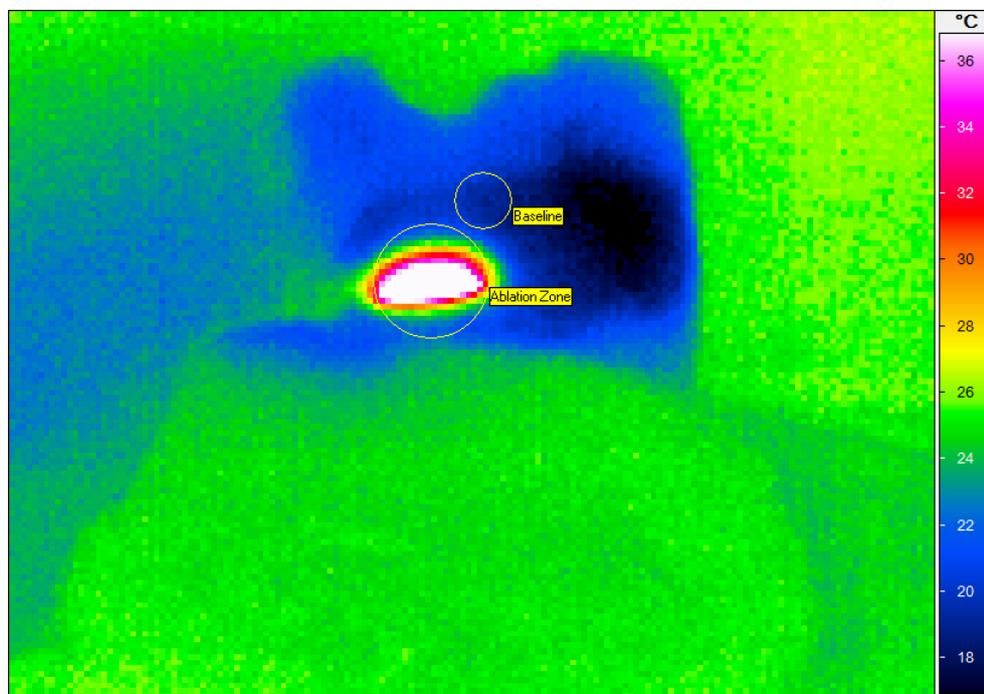


Abb. 3.13: Wärmebild Zahn 4.3 Schnitt 3

3.3 Ergebnisse des Rasterelektronenmikroskops

Mit dem REM konnten hochauflösende Aufnahmen der Zahnschnitte in verschiedenen Vergrößerungen gemacht werden.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der REM-Aufnahmen von Zahn 2.2 und Zahn 7.1 dargestellt.

Die Schnitte 1, 2, 3 und 5 von Zahn 7.1 (siehe Abb. 3.14) wurden mit in die Statistik einbezogen. In Abb. 3.14 ist der Zahnquerschnitt mit den einzelnen Laserschnitten zu erkennen, die jeweiligen Schnittnummern sind im Bild beschriftet. Es stellen sich unterschiedlich tiefe Laserschnitte dar. Hier sind die konisch zulaufenden Schnittränder gut zu erkennen, die am Schnittboden umso abgerundeter werden, je mehr Scans pro Schnitt erfolgten (Schnitt 5 wies die meisten Scans auf). Schnitt 2 und 3 wiesen laut histologischer Auswertung im Vergleich zu Schnitt 1 und 5 höhere thermische Eindringtiefen auf.

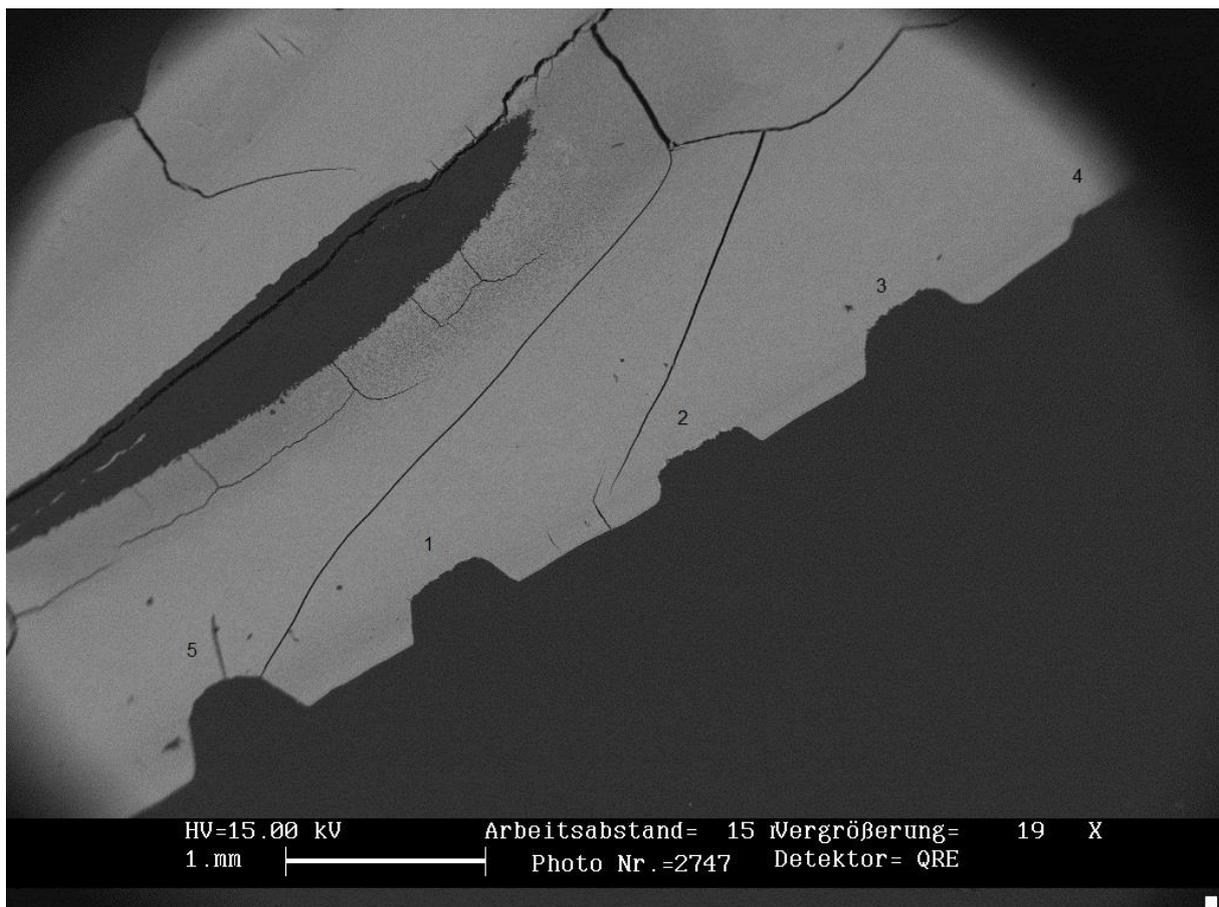


Abb. 3.14: Zahn 7.1 REM

Wenn man die Schnitte in höherer Vergrößerung betrachtet (siehe Abb. 3.15 und Abb. 3.16), dann ist zu erkennen, dass im Schnitt 2, wo histologisch tiefere thermische Schäden gemessen wurden, ein breiterer weißer Saum am Schnittboden zu erkennen ist. Dieser weiße Saum wird als thermische Schädigung gewertet und ist in Abb. 3.16 mit Pfeil gekennzeichnet.

In Abb. 3.15 und Abb. 3.16 sind unterhalb des Schnittbodens längs in die Tiefe verlaufende, weißliche Striche zu sehen. Diese stellen die angeschnittenen Dentintubuli dar.

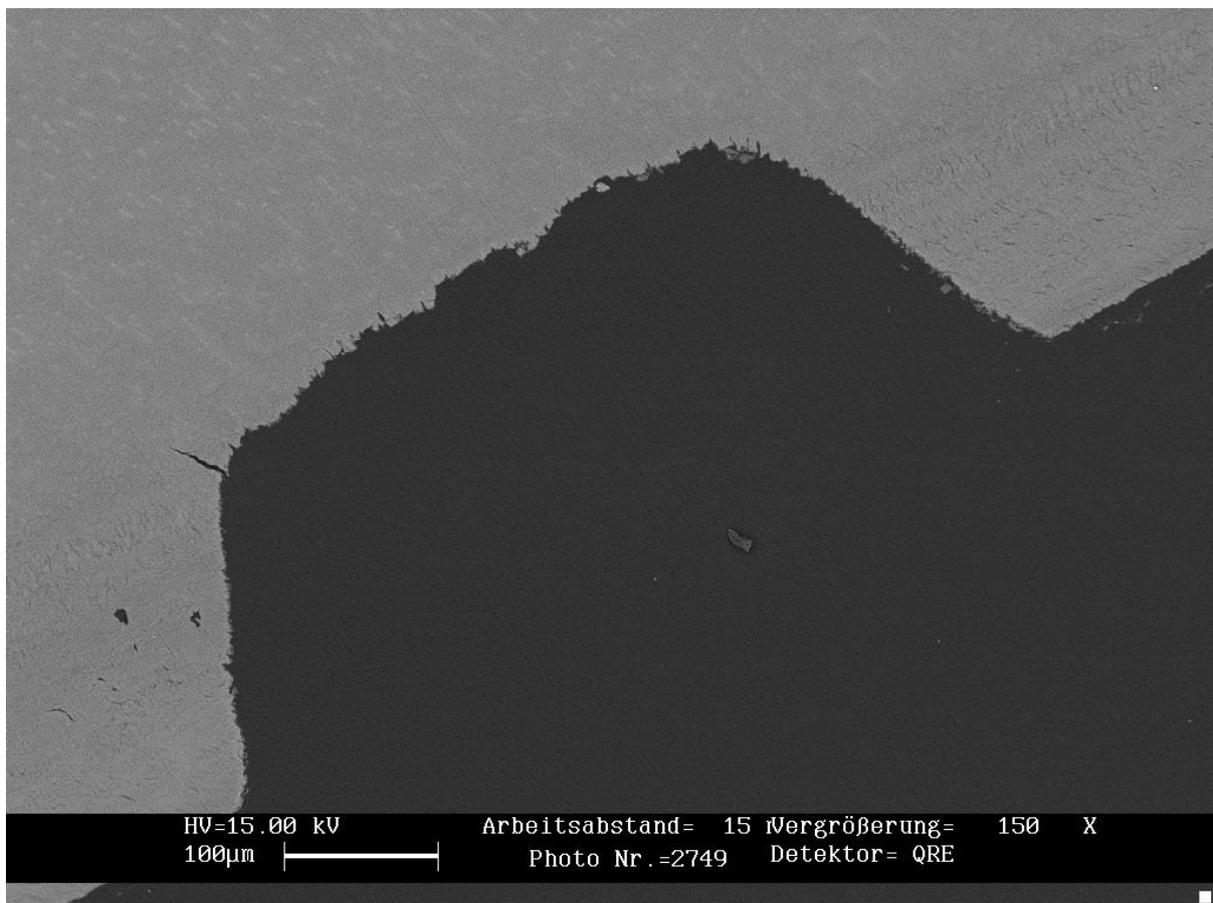


Abb. 3.15: REM Zahn 7.1, Schnitt 1, 10 Scans

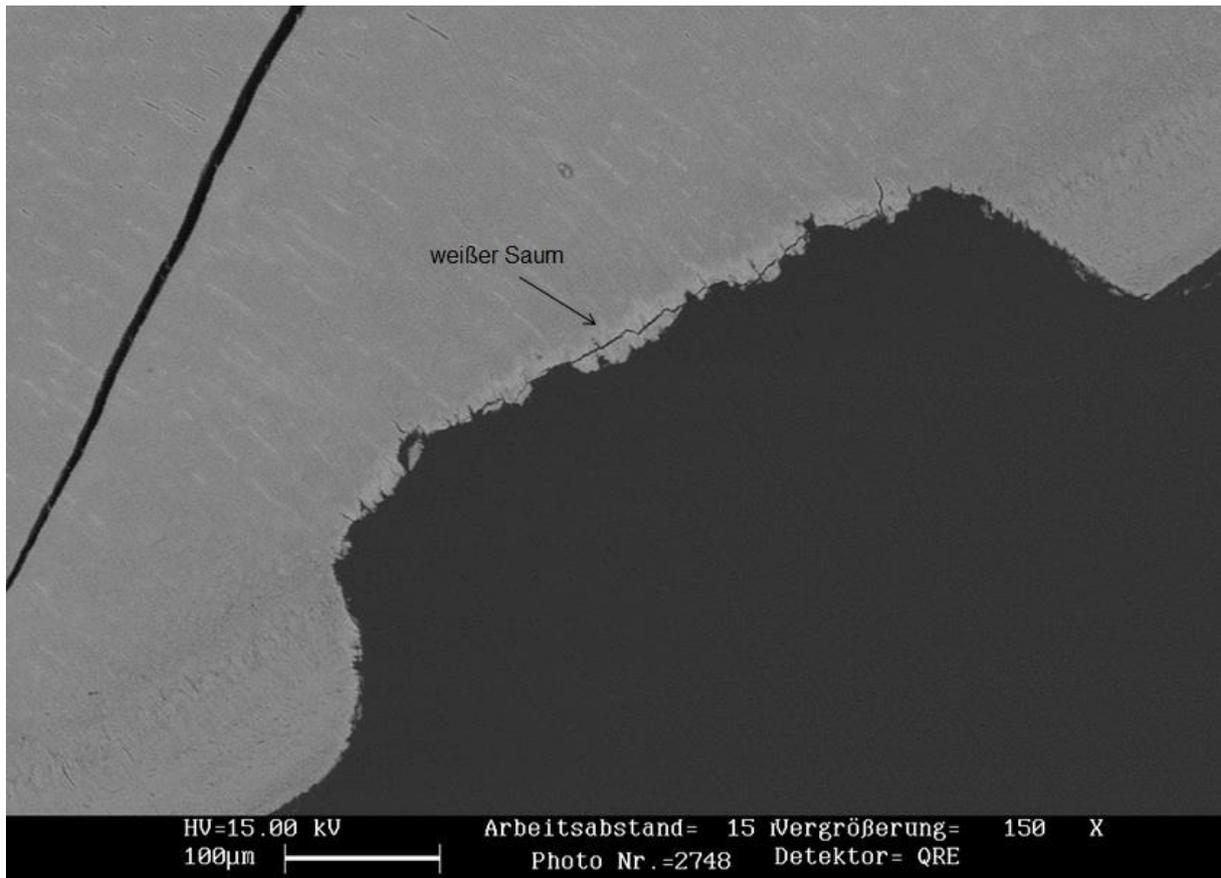


Abb. 3.16: REM Zahn 7.1, Schnitt 2, 5 Scans

Weiterhin ist zu erkennen, dass den Kavitätenböden ausgesprengte Gewebeteile aufliegen und auch der gewellte und gezackte, konisch zulaufende Boden ist sowohl in kleinerer als auch in größerer Vergrößerung gut sichtbar.

3.4 Statistische Ergebnisse

Nach statistischer Auswertung der thermischen Eindringtiefen im Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf ergaben sich folgende Ergebnisse:

Der Mittelwert der thermischen Schädigungen des Dentins bei 5 Scans pro Laserschnitt lag bei 15,18458 μm , bei 10 Scans lag der Mittelwert bei 10,86997 μm und bei 20 Scans pro Laserschnitt bei 10,92008 μm . Standardabweichung und Median sind der Tabelle 3.1 zu entnehmen.

Tabelle 3.1: Mittelwert der thermischen Schäden in μm

<u>Statistik</u>			
Mittelwert thermische Schäden in μm			
5	N	Valid	7
		Missing	0
	Mean		15,18458
	Median		17,03473
	Std. Deviation		12,964930
	Maximum		34,255
10	N	Valid	11
		Missing	0
	Mean		10,86997
	Median		9,70042
	Std. Deviation		3,883009
	Maximum		20,017
20	N	Valid	9
		Missing	0
	Mean		10,92008
	Median		8,79487
	Std. Deviation		7,594756
	Maximum		30,708

Grafisch dargestellt sehen die Ergebnisse wie in Abb. 3.17 aus. Es fällt ein geringfügig höherer Mittelwert der thermischen Schäden bei 5 Scans auf. Um eine Signifikanz dieser Beobachtung zu ermitteln, wurde im Anschluss an die Erfassung der Mittelwerte noch der Kruskal-Wallis Test angewandt. (siehe Abb. 3.21)

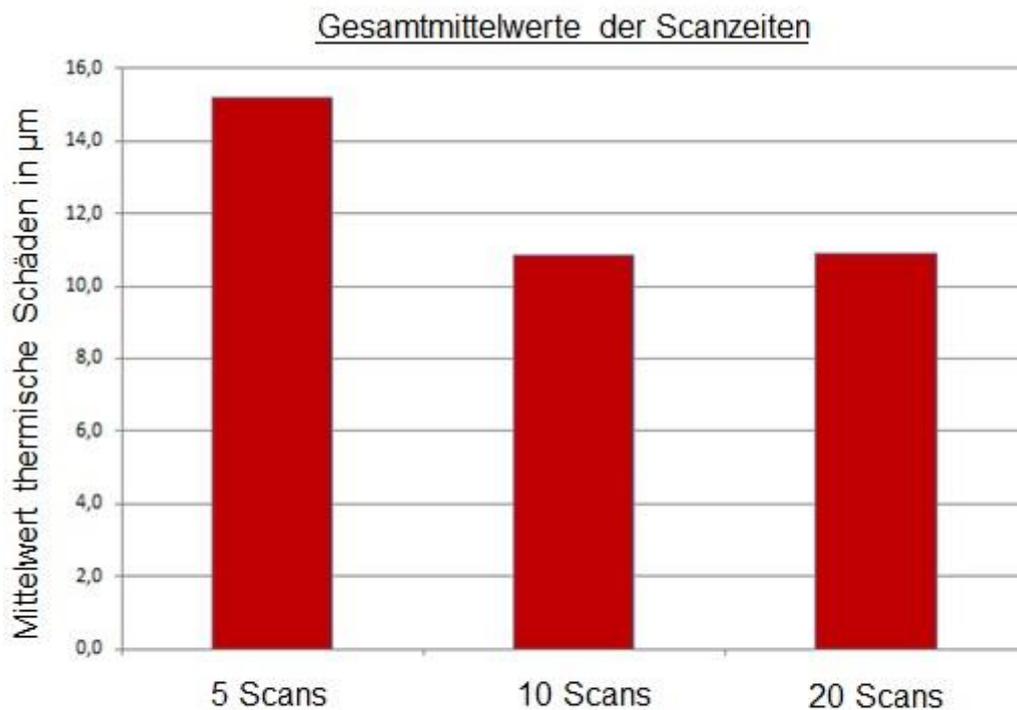


Abb. 3.17: Gesamtmittelwerte der Scanzeiten

Abb. 3.18 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der thermischen Schäden bei Schnitten mit 5 Scans. Insgesamt wurden sieben Laserschnitte mit jeweils 5 Scans ausgewertet. Hierbei lagen drei von sieben Schnitten bei einem Mittelwert von 0-10 μm , ein Schnitt hatte einen Mittelwert von 10-20 μm , zwei Schnitte von 20-30 μm und zuletzt noch ein Schnitt einen Mittelwert von 30-40 μm . Die jeweiligen Messwerte hierzu sind der Tabelle 7.1 zu entnehmen.

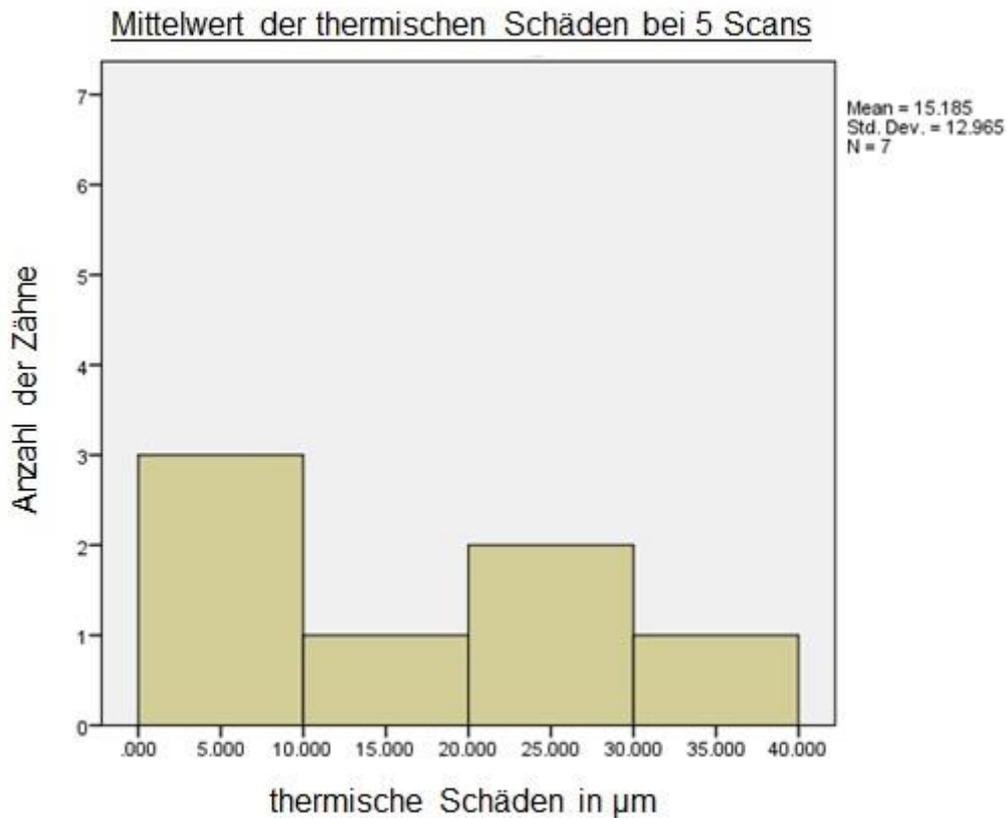


Abb. 3.18: Mittelwert der thermischen Schäden bei 5 Scans

Abb. 3.19 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der thermischen Schäden bei Schnitten mit 10 Scans. Insgesamt wurden elf Laserschnitte mit jeweils 10 Scans ausgewertet. Hierbei lagen vier von den elf Schnitten bei einem Mittelwert von 6-9 μm , fünf Schnitte wiesen einen Mittelwert von 9-12 μm auf, ein Schnitt einen Mittelwert von 15-18 μm und zuletzt noch ein Schnitt einen Mittelwert von 18-21 μm .

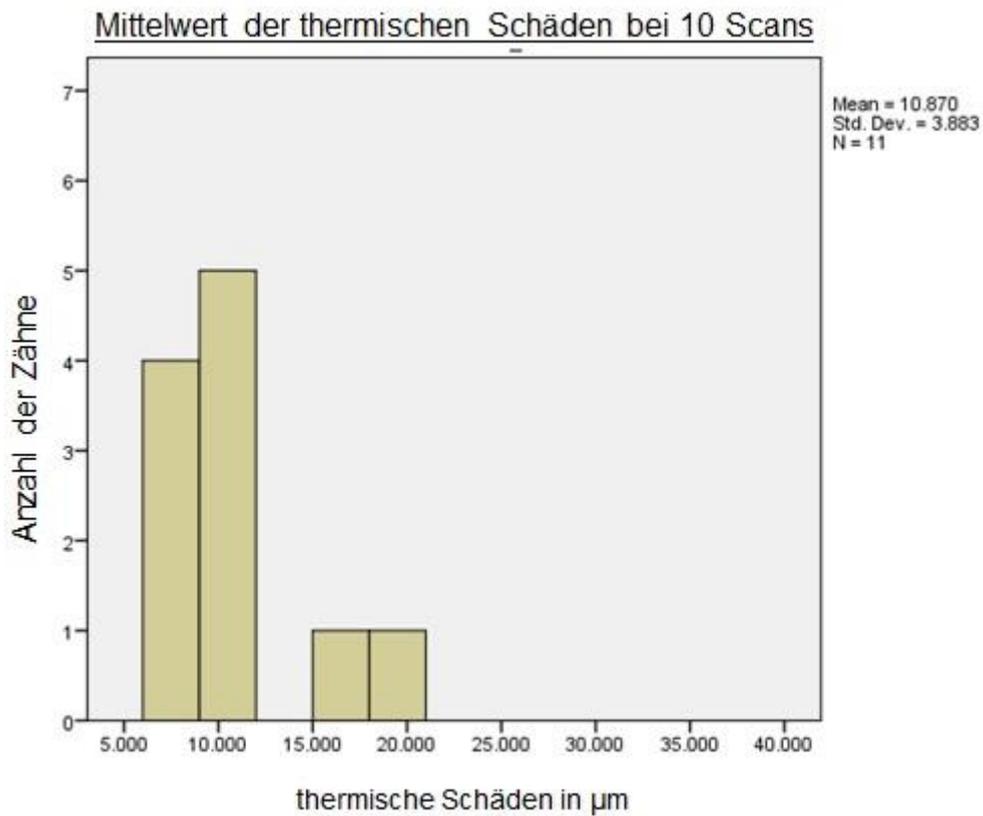


Abb. 3.19: Mittelwert der thermischen Schäden bei 10 Scans

Abb. 3.20 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der thermischen Schäden bei Schnitten mit 20 Scans. Insgesamt wurden neun Laserschnitte mit jeweils 20 Scans ausgewertet. Hierbei lagen sieben von neun Schnitten bei einem Mittelwert von 5-10 μm , ein Schnitt wies einen Mittelwert von 10-15 μm auf und zuletzt ein Laserschnitt einen Mittelwert von 30-35 μm .

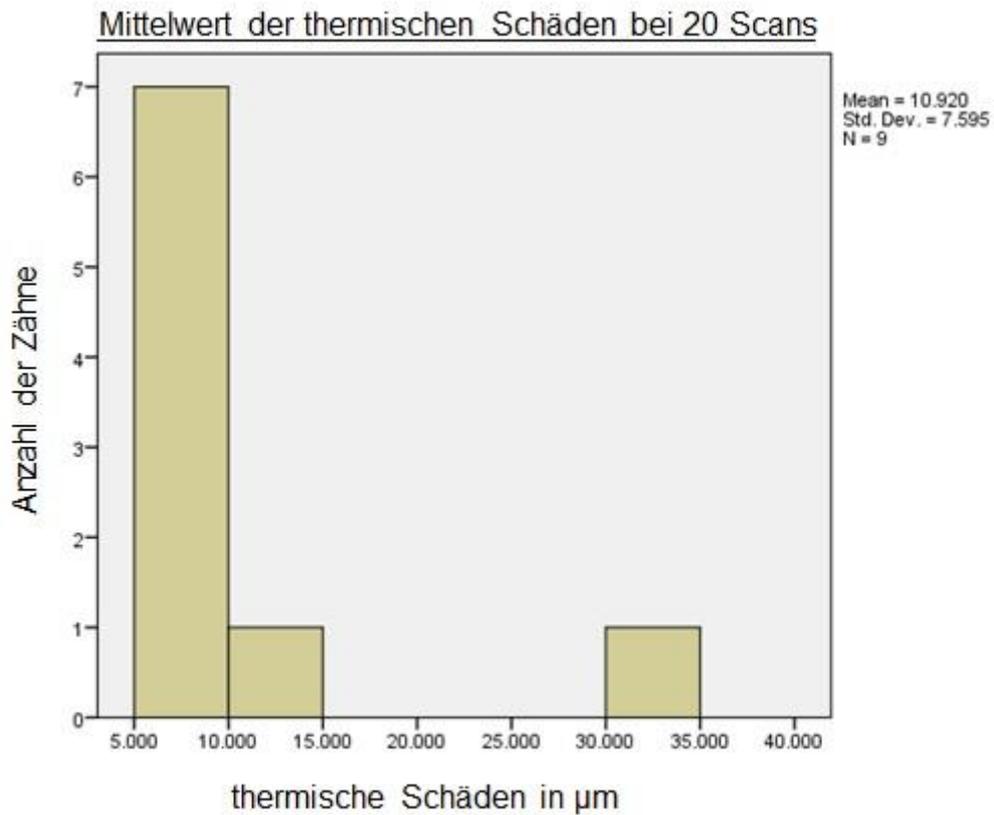


Abb. 3.20: Mittelwert der thermischen Schäden bei 20 Scans

Nach Auswertung der Mittelwerte mittels des Kruskal-Wallis-Tests ergab sich eine nicht signifikante Abweichung der Mittelwerte, sodass davon auszugehen ist, dass thermische Schädigungen der Zahnhartsubstanz bei allen Laserschnitttiefen in gleichem Maße erfolgte und die Eindringtiefe der thermischen Schädigungen nicht abhängig von der Schnitttiefe ist. (siehe Abb. 3.21)

Kruskal-Wallis Test

Ranks

Anzahl Scans pro Schnitt	N	Mean Rank
Mittelwert 5	7	15,71
thermische Schäden in 10	11	14,91
µm 20	9	11,56
Total	27	

Test Statistik^{a,b}

	Mittelwert thermische Schäden in µm
Chi-Square	1,325
df	2
Asymp. Sig.	,516
Monte Carlo Sig.	.529^c
99% Lower Bound	,516
Confidence Interval Upper Bound	,541

Nicht signifikant

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: Anzahl Scans pro Schnitt(5,10,20)

c. Based on 10000 sampled tables with starting seed 2000000.

Abb. 3.21: Kruskal-Wallis Test

4 Diskussion

4.1 Diskussion der optischen und mikroskopischen Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass zunächst mit bloßem Auge bzw. leichter Vergrößerung kaum Unregelmäßigkeiten der Schnittflächen zu sehen sind. Die Kavitäten sind, wie eingestellt, rechteckig erkennbar und haben scharfe Schnittränder. Vergleicht man dieses Ergebnis mit der nur leicht vergrößerten Randfläche einer Kavitätenpräparation mit Diamantbohrer, so fallen hier keine nennenswerten Unterschiede auf. In der Arbeit von Ruckenstuhl M wurden u.a. die Oberflächenbeschaffenheiten von Diamantbohrern auf Zahnhartsubstanz untersucht. Das entstandene Oberflächenrelief hat Ähnlichkeit mit dem geriffelten Schnittboden des Laserschnitts in dieser Studie [Ruckenstuhl M, 2014]. Der gewellte Schnittboden war besonders gut in Abb. 3.3 zu erkennen. Dieses Muster ist, nach mikroskopischer Auswertung, durch das Ablaufmuster des Laserstrahls während eines Scans entstanden. Das z-förmige Laufmuster des Laserstrahls führt so zu den sichtbaren Unebenheiten am Kavitätenboden.

In einer vergleichbaren Studie wurde Dentin mittels Nanosekunden gepulstem Cr: CdSe-Laser auf ähnliche Weise geschnitten und untersucht. Die Ergebnisse der thermischen Eindringtiefen betragen $14,2 \pm 0,7 \mu\text{m}$ bei einer Wellenlänge von $\lambda=2,9 \mu\text{m}$ [Lin T et al., 2016]. Die Ergebnisse von Lin T et al. sind vergleichbar mit dem Ergebnis dieser Studie.

Die thermischen Schäden am histologischen Schnittbild wurden mit dem Auge ausgemessen und es kann sein, dass die Messungen zu groß oder zu gering abgeschätzt wurden. Die Zähne haben eine natürliche Krümmung und so kann es weiterhin sein, dass Bereiche der Ablationsfläche nicht auf der Höhe des eingestellten Fokus lagen. In diesen Bereichen ist die Energieübertragung nicht optimal, es kann zu Verbrennungen wie Karbonisierungen etc. kommen. (siehe Abb. 4.1)

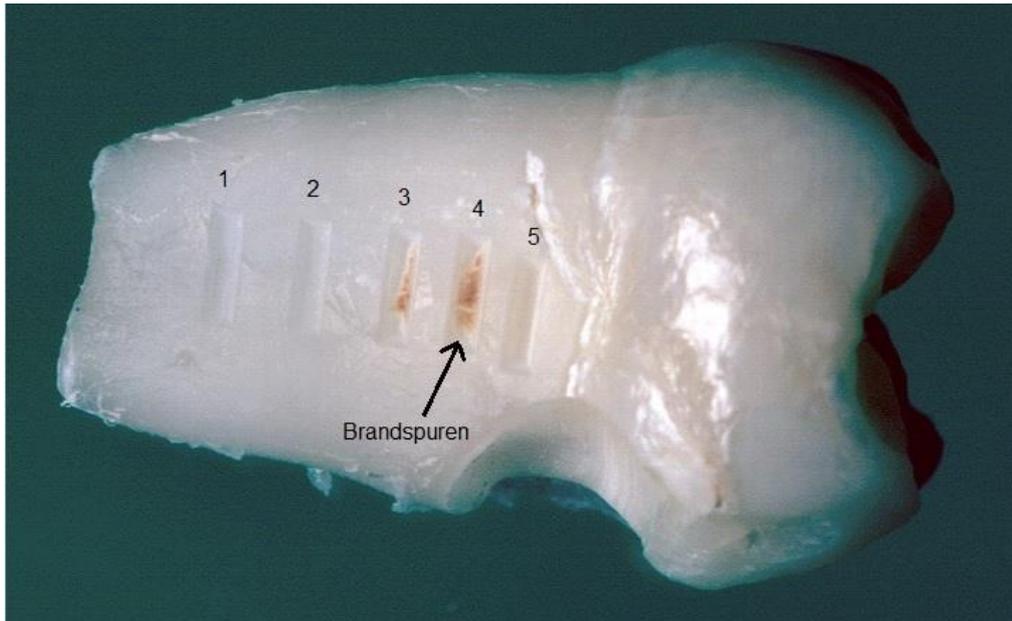


Abb. 4.1: Brandspuren Zahn 4.1

Vergleicht man die Bilder der ESEM (environmental scanning microscopy) von Jowett N et al. mit den Bildern des LEXT, das ähnliche Vergrößerungen erzeugt, so fällt auf, dass die Zahnablationen in dieser Studie eher Ähnlichkeit mit dem Schnitt des EYL von der Studie von Jowett N et al. haben.

Dies kann auf die unterschiedlichen Materialeigenschaften von Knochen und Zahnhartsubstanz zurückzuführen sein. (unterschiedlicher Mineralisations- und Wassergehalt) So ist anzunehmen, dass der PIRL durch diese Unterschiede in seiner Leistungsfähigkeit im Bezug zum Schneiden von Zahnhartsubstanz andere Schnittergebnisse erzielt als an Knochen.

Verglichen mit den REM-Aufnahmen (ähnliche Vergrößerung wie LEXT) von der Studie von Lin T et al., so fällt auf, dass der Kavitätenrand von den Schnitten mit dem PIRL wesentlich ebenmäßiger und glatter erscheinen, als die Schnittränder mit dem Cr: CdSe-Laser [Lin T et al., 2016].

Die Schnittpräzision ist daher, verglichen mit anderen Ablations- bzw. Abtragungsinstrumenten, besser als mit dem Cr: CdSe-Laser und gleichwertig zum Diamantbohrer zu bewerten [Lin T et al., 2016, Ruckenstuhl M, 2014].

Diese Ergebnisse korrelieren noch nicht vollständig mit den herausragenden Ergebnissen anderer Studien, in welchen der PIRL Weichgewebe wie z.B.

Stimmbänder oder die Cornea des Auges auf äußerst vielversprechende Weise zu schneiden vermag [Hess M et al., 2012, Linke SJ et al., 2015].

4.2 Diskussion der Ergebnisse der Wärmebildkamera

Vergleicht man das Ergebnis der Aufzeichnung der Wärmebildkamera mit den Ergebnissen der Arbeit von Jowett N et al., so fällt ein signifikanter Unterschied auf [Jowett N et al., 2013]. Bei Jowett N et al. erhöhte sich die Temperatur auf der Oberfläche der Ablationszone während der Laserablation um durchschnittlich 1,56 °C, wohingegen sich in unserem Versuch die Temperatur um bis zu 167 °C erhöhte. Dieser Unterschied kann zum einen hervorgerufen sein durch das unterschiedliche Material, welches ablatiert wurde (Knochen und Zahnhartsubstanz). Es können aber auch methodische Fehler aufgetreten sein. Hierbei ist an die mögliche unzureichende Wasserkühlung zu denken, da in der Studie von Jowett N et al. mit Sprühwasserkühlung gearbeitet wurde, wohingegen in dieser Studie die Wasserkühlung ausschließlich kurz vor der Ablation mittels Tupfer stattfand. So kann beim Benetzen des Zahns je nach Versuch mal mehr und mal weniger Wasser auf die Versuchsstelle gelaufen sein, sodass es dazu gekommen sein kann, dass der Laser unterschiedlich viel extrinsisches Wasser vaporisiert hat und dies die Ablation und Hitzeentwicklung somit auf der Ablationsoberfläche beeinflusst haben kann. Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse erweist sich somit als schwierig, da durch verschiedene Faktoren, wie der Wasserzufuhr auf das Versuchsobjekt, verschiedene Parameter das Messergebnis beeinflussen können.

4.3 Diskussion der Ergebnisse des REM

Die Ergebnisse des REM zeigen, dass der PIRL den Schnittboden nicht ebenmäßig, sondern gewellt hinterlässt. Hierbei spielen v.a. die eingestellten Laserparameter wie der Pulsabstand, aber auch die Ablaufbahn des Lasers eine Rolle. Vergleicht man die Querschnitte unserer Ablationen mit dem REM und den histologischen Schnitten von Lin T et al., so fällt auf, dass der Kavitätenboden von Lin T et al. ähnliche Muster ausweist außer, dass der Ablationsboden nicht gewellt ist. Diese Tatsache sei allerdings den Versuchsbedingungen geschuldet, denn in der Studie von Lin T et al. ablatierte der Laser eine Linie oder einen Punkt und keine eingestellte Fläche, sodass

die Ablaufbahn des Lasers kein Muster am Schnittboden hinterlassen konnte [Lin T et al., 2016].

Zu möglichen Fehlerquellen lässt sich sagen, dass aufgelagerte, aber bereits abgesprengte Zahnsubstanzen zu falschen Ergebnissen führen, da diese ggf. in die Vermessung der thermischen Eindringtiefen und auch bei der Auswertung der Oberflächenbeschaffenheit mit einbezogen werden. Als Beispiel sei hier auf das REM Bild von Zahn 7.1 Schnitt 1 und 2 verwiesen. (siehe Abb. 3.15 und Abb. 3.16)

4.4 Diskussion der statistischen Ergebnisse

Laut Statistik kann die Fragestellung im Hinblick, ob der PIRL bei tieferen Laserschnitten größere thermische Schäden verursacht, verneint werden. Es wurden keine signifikanten Unterschiede der thermischen Eindringtiefen des Lasers beobachtet (siehe Kruskal-Wallis Test Abb. 3.21), woraus sich schließen lässt, dass der Laser auch bei tiefen Schnitten gleichbleibende Hitzeübertragung ausübt.

Die Schnittpräzision ähnelt denen anderer Lasersysteme [Lin T et al., 2016], sodass hier kein Mehrwert des PIRLs zu anderen dentalen Lasern erkennbar ist. Allerdings hat der PIRL auch nicht schlechter als diese Lasersysteme oder Diamantbohrer abgeschnitten, sodass er bezüglich seiner Schnittpräzision für den dentalen Gebrauch als geeignet erscheint.

Limitierend für diese Ergebnisse ist, dass nicht alle Anteile des Schnittbodens ausgewertet wurden, da durch das Zerschneiden des Zahns und anschließendem Feinschliff nur Bruchteile des jeweiligen Schnitts gefärbt und bewertet wurden.

5 Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick

In dieser Studie wurde der PIRL im Hinblick auf Schnittpräzision und thermische Eindringtiefen an 10 Zähnen untersucht. Die Fragestellung war, ob der PIRL bei tieferen Schnitten größere thermische Eindringtiefen hervorruft und wie die Schnittpräzision des Lasers im Vergleich zu anderen Lasern und Diamantbohrern abschneidet. Nach der Versuchsdurchführung wurden die Zähne histologisch aufbereitet, gemäß der Fragestellung untersucht und die Ergebnisse ausgewertet. Die thermischen Eindringtiefen waren demnach bei allen Schnitttiefen des PIRL gleich tief und wiesen keine signifikanten Unterschiede auf. Die Schnittpräzision war vergleichbar mit anderen Systemen, wobei es Abstriche bei tieferen Schnitten gab, da diese immer konischer werdende Schnittränder aufwiesen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der PIRL einen geeigneten Laser für die Abtragung von Zahnhartsubstanz darstellt. Allerdings ist die Effizienz der Abtragung mit zunehmender Ablationstiefe durch unzureichende Laserfokussierung geringer einzuschätzen. Dies ließe sich durch einen geeigneten Aufsatz beheben, der gewährleistet, dass der Laserfokus sich stets direkt auf der Ablationsoberfläche befindet. Die Wärmeentwicklung auf der Oberfläche der Ablation ist deutlich zu hoch einzuschätzen. Hier muss eine geeignete extrinsische Wasser- bzw. Wasser-Spray- oder Luftkühlung gefunden und in weiteren Studien getestet werden. Hierbei wäre zu prüfen, inwiefern eine verbesserte Kühlung die Schnittpräzision des PIRL beeinflusst bzw. ob durch die erforderliche höhere extrinsische Wasserkühlung der Pikoэффекt des PIRL auf Zahnhartsubstanzen gänzlich verloren ginge. Des Weiteren sollten die Schnittparameter, wie beispielsweise der Pulsabstand oder die Ablaufbahn des Laserstrahls auf einer Fläche verändert und nochmals in einer Studie getestet werden, um die Oberflächenbeschaffenheit des Schnittbodens zu verbessern. Es ist zu erwarten, dass eine veränderte Ablaufbahn, welche speziell auf Hartgewebe getestet wird, die Oberflächenbeschaffenheit des Schnittbodens glatter gestalten kann. Wenn diese Parameter weiter getestet und, in Bezug auf das Schneiden von Formen, verbessert werden, so sollte der PIRL einen weitaus vielversprechenderen Laser als bisherige auf dem Markt befindliche Exemplare darstellen. Es stellt sich hierbei jedoch die Frage, ob der PIRL nach Umsetzung dieser Verbesserungen und der hohen Ansprüche an die Integration in ein

dentales Arbeitsgerät in zahnärztlichen Behandlungen seine vollen physikalischen Eigenschaften beibehält.

6 Literaturverzeichnis

[Allais G, 2008]: "Karies: Die biologischen Faktoren", Dr. G. Allais, 03/2008, Bayerisches Zahnärzteblatt

[Amini-Nik S et al., 2010]: „Ultrafast Mid-IR Laser Scalpel: Protein Signals of the Fundamental Limits to Minimally Invasiva Surgery“, S. Amini-Nik, D. Kraemer, M. L. Cowan, K. Gunaratne, P. Nadesan, B. A. Alman, R. J. D. Miller, 09.2010, PLoS ONE

[Brisman DL, 1996]: "The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites", D.L. Brisman, 1996, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

[Braun A et al., 2013] „Heat generation caused by ablation of dental hard tissues with an ultrashort pulse laser (USPL) system“, A. Braun, R. F. Krillke, M. Frentzen, C. Bourauel, H. Stark, F. Schelle, 2013, Lasers in Medical Science Feb. 2015

[Erdmann C und Winter O, 2011]: „SOP Acrylathistologie“, C. Erdmann, O. Winter, 14.04.2011, 2.02.6 Version 02, Institut für Osteologie und Biomechanik

[Hess M et al., 2012]: „Picosecond infrared laser (PIRL): an ideal phonomicrosurgical laser ?“, M. Hess, M. D. Hildebrandt, F. Müller, S. Kruber, P. Kroetz, U. Schumacher, R. Reimer, M. Kammal, K. Püschel, W. Wöllmer, D. Miller, 15.12.2012, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

[Jowett N et al., 2013] „Bone Ablation without Thermal or Acoustic Mechanical Injury via Novel Picosecond Infrared Laser (PIRL)“, N. Jowett, W. Wöllmer, R. Reimer, J. Zustin, U. Schumacher, P.W. Wiseman, A.M. Mlynarek, A. Böttcher, C.V. Dalchow, B.B. Lörincz, R. Knecht, R.J.D. Miller, 27.11.2013, Otolaryngology – Head and Neck Surgery 150(3)

[Keller U und Hibst R, 1989] "Ablative effect of an Er:YAG laser on enamel and dentin", U. Keller, R. Hibst, August 1989, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift

[Kilinc E et al., 2009] "Thermal Safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers in Hard Tissue Removal", E. Kilinc, D. M. Roshkind, S. A. Antonson, D. E. Antonson, P. C. Hardigan, S. C. Siegel, J. W. Thomas, 2009, Photomedicine and Laser Surgery Volume 27

[Kwiatowski M et al., 2015]: „Desorption durch impulsive Anregung intramolekularer Vibrationszustände – eine Methode zur schnellen Extraktion von Proteinen aus intakten Geweben“, M. Kwiatkowski, M. Wurlitzer, M. Omid, L. Ren, S. Kruber, R. Nimer, W.D. Robertson, A. Horst, R.J.D. Miller, H. Schlüter, 2015, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim

[Lin T et al., 2016]: „Dental Hard Tissue Ablation Using Mid-Infrared Tunable Nanosecond Pulsed Cr:CdSe Laser“, T. Lin, A. Aoki, N. Saito, M. Yumoto, S. Nakajima, K. Nagasaka, S. Ichinose, K Mizutani, S. Wada, Y. Izumi, 2016, Lasers in Surgery and Medicine

[Linke SJ et al., 2015]: „A New Technology for Applanation Free Corneal Trephination: The Picosecond Infrared Laser (PIRL)“, S. J. Linke, A. Frings, L. Ren, A. Gomolka, U. Schumacher, R. Reimer, N-O. Hansen, N. Jowett, G. Richard, R. J. D. Miller, 2015, PLoS ONE

[Moritz A et al., 2006]: „Orale Lasertherapie“, A. Moritz, F. Beer, K. Goharkhay, U. Schoop, M. Strassl, P. Verheyen, L.J. Walsh, J. Wernisch, E. Winter, 2006, Quintessenz Verlags-GmbH

[Nowak I , 2010]: „Die knöcherne Einheilung von Zirkon- und Titanimplantaten -Eine histologische und ultrastrukturelle Untersuchung“, I. Nowak, 09/2010, Dissertation an der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

[Panda A et al., 2017]: „Dissolution of Enamel on Exposure to Various Commercial Beverages Available in India“, A. Panda, B. Ghosh, I. Pal, V. Kumar, L. Bhuyan, K.C. Dash, 2017, Nov. 2017, The Journal of Contemporary Dental Practice

[Penn C et al., 2014]: „Thermal effects on pulp due to laser and handpiece usage“, C. Penn, C. Beninati, A. Mariano, D. Dooley, M. Harsono, R. Perry, G. Kugel, Nov-Dec 2014, Compendium of Continuing Education in Dentistry

[Pistorius A et al., 2006]: “Zum Einfluss von rotierendem Präparationsinstrumentarium auf die Oberflächenbeschaffenheit von humanem Zahnschmelz“, A. Pistorius, G. Platte, B. Willershäusen, 2006, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 61

[Ruckenstuhl M, 2014]: “Der Einfluss unterschiedlicher Präparationsmethoden auf die Klebehaftung von Keramikwerkstücken am Zahnschmelz“, M. Ruckenstuhl, 2014, Diplomarbeit

[Sloney DH und Wolbarsht ML, 1989]: „Future applications of lasers in surgery and medicine: a review“, D.H. Sloney, M.L. Wolbarsht, 05/1989, Journal of the Royal Society of Medicine

[Staninec M et al., 2009]: „Pulpal Effects of Enamel Ablation With a Microsecond Pulsed $\lambda=9.3\text{-}\mu\text{m}$ CO₂-Laser“, M. Staninec, C.L. Darling, H. E. Goodis, D. Pierre, D.P. Cox, K. Fan, M. Larson, R. Parisi, D. Hsu, S.K. Manesh, C. Ho, M. Hosseini, D. Fried, 2009, Wiley-Liss, Inc., Lasers in Surgery and Medicine

[Stern RH und Sognnaes RF, 1964]: “Laser beam effect on dental hard tissues“, R.H. Stern, R.F. Sognnaes, 1964, Journal of Dental Research 43: 873

[Wiegand A und Attin T, 2008]: “Zahnhartsubstanzverlust durch Zähnebürsten“, Prof. Dr. A. Wiegand, Prof. Dr. T. Attin, 1/2008, Dentalhygiene Journal

7 Anhang

Schnitttabelle: 5 Scans pro Schnitt

Tabelle 7.1: 5 Scans pro Schnitt

Schnitt	Scans	Fokuslinse	Breite (μm)	Min. (μm)	Max. (μm)	Differenz (μm)	T/scan (s)	Pulsabstand (μm)	Leistung (mW)
1.3 (2)	5		584,043	13,476	35,244	21,768	0,6020	100	335
2.2 (2)	5		522,463	121,036	203,289	82,253	1,6000	60	370
2.3 (2)	5		621,362	87,552	156,265	68,713	1,6000	60	370
3.1 (2)	5		591,719	116,524	175,192	58,668	1,6000	60	380
3.2 (1)	5		671,426			0,000	1,6000	60	380
3.2 (3)	5		611,093	186,999	230,554	43,555	1,6000	60	380
7.1 (2)	5	75	542,948	140,979	161,530	20,551	0,9375	80	440

Schnitt	Thermische Schädigung 1 (μm)	Thermische Schädigung 2 (μm)	Thermische Schädigung 3 (μm)	Thermische Schädigung 4 (μm)
1.3 (2)	25,042	22,358	20,256	30,347
2.2 (2)	0,000	0,000	0,000	0,000
2.3 (2)	0,000	0,000	0,000	0,000
3.1 (2)	8,108	6,670	8,108	8,278
3.2 (1)	41,861	33,350	35,860	29,758
3.2 (3)	9,787	14,383	28,790	10,974
7.1 (2)	33,021	30,663	27,568	28,824

Schnitt	Thermische Schädigung 5 (μm)	Thermische Schädigung 6 (μm)	Thermische Schädigung 7 (μm)	Thermische Schädigung 8 (μm)
1.3 (2)	15,447	19,193	24,429	22,741
2.2 (2)	0,000	0,000	0,000	0,000
2.3 (2)	0,000	0,000	0,000	0,000
3.1 (2)	7,622	8,600	8,779	7,472
3.2 (1)	40,612	32,095	35,093	33,056
3.2 (3)	20,825	23,191	17,043	13,973
7.1 (2)	33,944	38,224	26,100	17,559

Schnitt	Thermische Schädigung 9 (μm)	Thermische Schädigung 10 (μm)	Thermische Schädigung 11 (μm)	Thermische Schädigung 12 (μm)
1.3 (2)	14,144	26,002	18,866	28,453
2.2 (2)	0,000	0,000	0,000	0,000
2.3 (2)	0,000	0,000	0,000	0,000
3.1 (2)	9,597	7,528	9,714	10,336
3.2 (1)	30,085	33,617	35,278	32,823
3.2 (3)	11,280	21,300	23,446	13,840
7.1 (2)	12,963	20,562	17,902	19,932

Schnitt	Thermische Schädigung 13 (μm)	Thermische Schädigung 14 (μm)	Thermische Schädigung 15 (μm)
1.3 (2)	23,741	25,250	9,523
2.2 (2)	0,000	0,000	0,000
2.3 (2)	0,000	0,000	0,000
3.1 (2)	8,600	9,065	8,666
3.2 (1)	33,617	34,139	32,580
3.2 (3)	21,698	14,990	10,001
7.1 (2)	15,225		

Schnitttabelle: 10 Scans pro Schnitt

Tabelle 7.2: 10 Scans pro Schnitt

Schnitt	Scans	Fokuslinse	Breite (μm)	Min. (μm)	Max. (μm)	Differenz (μm)	T/scan (s)	Pulsabstand (μm)	Leistung (mW)
1.1 (2)	10		657,449	59,040	107,320	48,280	0,2040	100	335
1.2 (3)	10		664,564	51,831	105,513	53,682	0,6020	100	335
1.3 (3)	10		625,850	48,164	97,342	49,178	0,6020	100	335
2.1 (3)	10		561,928	360,673	392,440	31,767	1,6000	60	370
2.2 (3)	10		554,702	306,748	344,641	37,893	1,6000	60	370
2.3 (3)	10			282,077	306,908	24,831	1,6000	60	370
3.1 (3)	10		599,997	304,175	340,727	36,552	1,6000	60	380
3.2 (2)	10		606,444	294,107	354,148	60,041	1,6000	60	380
4.1 (5)	10		634,189	340,868	421,098	80,230	1,1000	60	470
7.1 (1)	10	75	528,463	227,086	242,327	15,241	0,9375	80	440
7.1 (3)	10	75	563,917	176,006	224,668	48,662	0,9375	80	440

Schnitt	Thermische Schädigung 1 (µm)	Thermische Schädigung 2 (µm)	Thermische Schädigung 3 (µm)	Thermische Schädigung 4 (µm)
1.1 (2)	6,498	14,829	11,280	7,622
1.2 (3)	10,766	11,723	18,613	14,094
1.3 (3)	10,700	10,459	10,336	10,857
2.1 (3)	6,584	15,243	11,903	8,003
2.2 (3)	11,820	4,517	7,985	10,922
2.3 (3)	5,558	9,297	5,952	5,050
3.1 (3)	8,666	9,096	6,920	9,816
3.2 (2)	12,963	10,499	9,297	7,860
4.1 (5)	14,829	14,848	16,715	18,076
7.1 (1)	13,435	11,687	6,498	6,432
7.1 (3)	22,865	20,931	11,179	21,531

Schnitt	Thermische Schädigung 5 (µm)	Thermische Schädigung 6 (µm)	Thermische Schädigung 7 (µm)	Thermische Schädigung 8 (µm)
1.1 (2)	8,583	6,432	8,517	6,069
1.2 (3)	8,517	7,985	6,920	7,914
1.3 (3)	10,128	10,660	12,290	10,336
2.1 (3)	8,410	6,410	9,096	5,323
2.2 (3)	9,158	4,158	8,108	5,022
2.3 (3)	6,920	5,558		
3.1 (3)	10,713	11,491	6,231	8,812
3.2 (2)	13,050	11,179	6,476	10,600
4.1 (5)	19,428	16,536	17,241	20,876
7.1 (1)	11,626	10,336	10,660	10,170
7.1 (3)	17,510	25,555	25,756	30,193

Schnitt	Thermische Schädigung 9 (μm)	Thermische Schädigung 10 (μm)	Thermische Schädigung 11 (μm)	Thermische Schädigung 12 (μm)
1.1 (2)	7,914	6,069	10,779	9,787
1.2 (3)	6,941	7,240	8,126	7,566
1.3 (3)	10,766	9,112	14,617	19,703
2.1 (3)	10,660	8,003	9,852	10,239
2.2 (3)	5,270	9,478	6,388	
2.3 (3)				
3.1 (3)	7,142	6,920	7,622	6,208
3.2 (2)	12,125	10,566	12,069	12,211
4.1 (5)	18,629	15,665	10,336	11,820
7.1 (1)	13,319	12,787	10,170	11,723
7.1 (3)	22,011	16,715	17,695	20,003

Schnitt	Thermische Schädigung 13 (μm)	Thermische Schädigung 14 (μm)	Thermische Schädigung 15 (μm)
1.1 (2)	9,945	10,486	9,297
1.2 (3)			
1.3 (3)	13,404	8,812	9,523
2.1 (3)	12,290	8,600	9,597
2.2 (3)			
2.3 (3)			
3.1 (3)	14,236	11,972	
3.2 (2)			
4.1 (5)	10,226	15,474	16,630
7.1 (1)	9,597	10,607	
7.1 (3)	8,281		

Schnitttabelle: 20 Scans pro Schnitt

Tabelle 7.3: 20 Scans pro Schnitt

Schnitt	Scans	Fokuslinse	Breite (μm)	Min. (μm)	Max. (μm)	Differenz (μm)	T/scan (s)	Pulsabstand (μm)	Leistung (mW)
1.1 (3)	20		665,005	96,622	166,240	69,618	0,2040	100	335
1.2 (4)	20		669,069	205,659	244,873	39,214	0,6020	100	335
1.3 (4)	20		593,142	207,838	235,248	27,410	0,6020	100	335
2.1 (4)	20		771,138		922,752	922,752	1,6000	60	370
2.2 (4)	20				780,828	780,828	1,6000	60	370
2.3 (4)	20		613,020			0,000	1,6000	60	370
3.1 (4)	20		691,359	590,652	728,218	137,566	1,6000	60	380
3.2 (4)	20		689,233		671,180	671,180	1,6000	60	380
7.1 (5)	20	75	558,049		366,412	366,412	0,9375	80	440

Schnitt	Thermische Schädigung 1 (μm)	Thermische Schädigung 2 (μm)	Thermische Schädigung 3 (μm)	Thermische Schädigung 4 (μm)
1.1 (3)	5,856	7,240	5,429	9,096
1.2 (4)	9,816	6,231	8,056	10,660
1.3 (4)	36,587	32,797	27,056	30,861
2.1 (4)	5,481	10,001	5,952	9,050
2.2 (4)	6,941	6,498	6,230	4,579
2.3 (4)	8,923	6,231	10,766	8,108
3.1 (4)	7,914	8,290	6,214	10,540
3.2 (4)	7,566	9,034	15,364	7,985
7.1 (5)	11,467	9,433	10,001	10,607

Schnitt	Thermische Schädigung 5 (μm)	Thermische Schädigung 6 (μm)	Thermische Schädigung 7 (μm)	Thermische Schädigung 8 (μm)
1.1 (3)	10,596	8,108	9,297	13,169
1.2 (4)	11,292	13,407	8,583	3,839
1.3 (4)	30,492	32,542	34,878	30,136
2.1 (4)	12,290	11,061	8,264	5,733
2.2 (4)	10,553	5,481	5,429	8,534
2.3 (4)	5,733	7,002	9,313	7,147
3.1 (4)	9,603	8,690	5,206	7,400
3.2 (4)	7,860	9,787	9,433	9,050
7.1 (5)	9,433	13,477	11,467	13,147

Schnitt	Thermische Schädigung 9 (μm)	Thermische Schädigung 10 (μm)	Thermische Schädigung 11 (μm)	Thermische Schädigung 12 (μm)
1.1 (3)	10,454	11,820	9,297	8,534
1.2 (4)	5,022	3,517	8,812	1,191
1.3 (4)	25,870	32,905	31,167	35,809
2.1 (4)	13,147	10,320	8,600	8,600
2.2 (4)	10,454	7,240	4,761	
2.3 (4)	8,315	0,000	0,000	
3.1 (4)	8,113			
3.2 (4)	8,264	6,941	13,157	10,239
7.1 (5)	12,777	16,216	12,996	12,563

Schnitt	Thermische Schädigung 13 (μm)	Thermische Schädigung 14 (μm)	Thermische Schädigung 15 (μm)
1.1 (3)	9,168	8,003	5,856
1.2 (4)	8,102	4,292	8,003
1.3 (4)	31,935	40,052	7,528
2.1 (4)	9,328	8,812	8,860
2.2 (4)			
2.3 (4)			
3.1 (4)			
3.2 (4)	0,000		
7.1 (5)	14,723	10,566	

8 Danksagung

Zuerst gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Dr. Reinhard Friedrich für die geduldige Unterstützung während aller Phasen der Entstehung dieser Dissertationsschrift. Für die fachkundige und inhaltliche Kritik möchte ich mich herzlich bedanken.

Ebenfalls danke ich meiner Kommilitonin, Betreuerin und Freundin Frau Dr. Dr. Clarissa Precht für ihre hilfreichen Tipps und ihren ausdauernden Atem beim Beantworten diverser Fragen während der schriftlichen Phase dieser Arbeit.

Ein besonderer Dank gilt meinem Freund Herrn Christian Mann für den emotionalen Rückhalt, die motivierenden Worte und das zahlreiche Korrekturlesen. Ohne ihn wäre ich nicht so schnell mit der schriftlichen Verfassung dieser Arbeit fertig geworden.

Für die hilfreiche und freundliche Unterstützung während der histologischen Aufbereitung und Auswertung danke ich vielmals Frau Elke Leicht und Herrn Michael Hahn.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die stets ein offenes Ohr für meine Sorgen hatten und mich immer unterstützt haben.

9 Lebenslauf

Name: Maria Quade
Geburtsdatum: 02.12.1989
Geburtsort: Greifswald
Staatsangehörigkeit: Deutsch
Eltern: Bettina Quade und Wolfgang Quade
Email: mariaquade89@gmail.com

Schulbildung

2001 – 2009 Gymnasium Bondenwald, Hamburg
06/2009 Allgemeine Hochschulreife

Studium

2009 – 2010 Studium der Bioverfahrenstechnik an der Technischen Universität Hamburg Harburg
2010 – 2016 Studium der Zahnmedizin an der Universität Hamburg
19.01.2016 Approbation als Zahnärztin

Promotionsstudium

22.09.2013 Beginn der Dissertation an der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf unter der Betreuung von Herrn Prof. Dr. Dr. R. Friedrich

Berufstätigkeit

Seit 01/2017 LS Smart, Hamburg Eppendorf, *Assistenz Zahnärztin*
02/2016 – 12/2016 Zahnarztpraxis Dr. Korden, *Assistenz Zahnärztin*

Hamburg, den 20.02.2018

10 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: