Universitätsklinikum Ulm Klinik für Zahnärztliche Prothetik Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. R. G. Luthardt

in Zusammenarbeit mit dem Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm

Spektroskopische Untersuchung von zahnärztlichen Füllungs- und Befestigungswerkstoffen sowie deren Interaktion mit Er:YAG-Laserstrahlung

DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Carmen Ulrike Schmid geboren in Stuttgart 2018

Amtierender Dekan: Herr Prof. Dr. T. Wirth

- 1. Berichterstatter: Herr Prof. Dr. R. G. Luthardt
- 2. Berichterstatter: Herr Prof. Dr. R. Hibst

Tag der Promotion: 23.05.2019

In Dankbarkeit meinen Eltern und meiner Schwester Uta gewidmet

Inhaltsverzeichnis

AbkürzungsverzeichnisV			
1 Einleitung			
	1.1	Grundlagen der Gewebeoptik	2
	1.2	Er:YAG-Laserinteraktion mit Füllungs- und Befestigungswerksto	ffen 3
	1.3	Grundlagen und klinischer Einsatz des Er:YAG-Lasers	7
	1.4	Direkte Füllungs- und Befestigungswerkstoffe	9
	1.5	Zielsetzung der Dissertation	11
2	Μ	laterial und Methode	
	2.1	Geräte	
	2.2	Optische Grundlagenuntersuchungen	17
	2.3	Laserinduzierte Materialveränderung	
3	E	rgebnisse	
	3.1	Optische Grundlagenuntersuchungen	
	3.2	Laserinduzierte Materialveränderung	59
4	D	Diskussion	
	4.1	Optische Grundlagenuntersuchungen	71
	4.2	Laserinduzierte Materialveränderung	
5	Z	usammenfassung	
6	Li	iteraturverzeichnis	
A	nhar	ng	100
D	Danksagung 111		
L	Lebenslauf		

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Abs.	Absatz
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid (Keramik)
α	alpha
BisGMA	Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat
bzw.	beziehungsweise
X ²	Chi-Quadrat
°C	Grad Celsius
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
CO ₂ -Laser	Kohlenstoffdioxid-Laser
Ø	Durchmesser
Dr.	Doktor
е	Eulersche Zahl (2,71828…)
et al.	et alii (und andere)
etc.	et cetera
EGDMA	Ethylen-glycol-dimethacrylat
EMF	edelmetallfreie Legierung
Er,Cr:YSGG-Laser	Erbium- und Chromium-dotierter Yttrium-Scandium-Gallium-
	Granat-Laser
Er:YAG-Laser	Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
HE-Färbung	Hämatoxylin-Eosin-Färbung
HEMA	Hydroxymethylmethacrylat
HF-Laser	Fluor-Wasserstoff-Laser
Ho:YAG-Laser	Holmium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser
Hz	Hertz
ILM	Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik
	an der Universität Ulm
IR	Infrarot
J	Joule
К	Kelvin
λ	Lambda (Wellenlänge)

LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	light-emitting diode
LS ₂	Lithiumdisilikat (Keramik)
LSM	Laser Scanning Mikroskop
m	Meter
m ²	Quadratmeter
mJ	Millijoule
mm	Millimeter
μm	Mikrometer
Nd:YAG- Laser	Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser
NIR	nahes Infrarot
nm	Nanometer
n.s.	nicht signifikant
ОТ	Objektträger
§	Paragraph
Prof.	Professor
REM	Rasterelektronenmikroskop
S	Sekunde
S.	signifikant
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglycol-dimethacrylat
TMPTMA	Trimethylpropan-trimethacrylat
u.a.	unter anderem
UDMA	Urethan-dimethacrylat
UV	Ultraviolett
v.a.	vor allem
Vis	visuelles elektromagnetisches Spektrum
	(für den Menschen sichtbares Licht)
Vol.	Volumen
vgl.	vergleiche
W	Watt
z.B.	zum Beispiel
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid (Keramik)
%	Prozent

1 Einleitung

Der Laser hat aufgrund seines großen Anwendungsspektrums enorme Bedeutung in den Bereichen Wissenschaft, Technik und Medizin erlangt. In der Zahnmedizin hat er seit einigen Jahren in nahezu allen Disziplinen Einzug gehalten und sich als Therapiewerkzeug etabliert [23,50,138]. adiuvantes Daraus ergibt sich Forschungsbedarf bezüglich möglicher Nebenwirkungen der Lasertherapie. Durch unbeabsichtigte Streuung und Reflexion kann Laserstrahlung neben der therapeutischen Interventionszone auch auf weitere Zähne, orale Weichgewebe und auch zahnärztliche Werkstoffe einwirken. Beispielsweise bei laserunterstützten Parodontalbehandlungen kann Strahlung auf dort lokalisierte Befestigungszemente im Kronenrandspalt oder weit nach zervikal reichende Zahnhalsfüllungen einwirken. Aufgrund der engen Bündelung des Laserlichtes lässt sich kurzzeitig eine große Energiemenge auf einer kleinen Fläche fokussieren. Dies kann zu unerwünschten Interaktionen mit in der Mundhöhle verarbeiteten Materialien führen. Im Rahmen dieser Dissertation wurden zahnärztliche Werkstoffe - Füllungsmaterialien, Befestigungswerkstoffe und Restaurationen – bezüglich ihrer optischen Eigenschaften sowie ihrem Reflexions- und Ablationsverhalten gegenüber Er:YAG-Laserstrahlung analysiert. Dadurch können mögliche Schädigungen bestehender Füllungs- oder Befestigungswerkstoffe abgeschätzt und die optischen Interaktionen bewertet werden.

1.1 Grundlagen der Gewebeoptik

Trifft elektromagnetische Strahlung auf die Oberfläche eines Gewebes, kommt es zu unterschiedlichen Wechselwirkungen. Die Haupteffekte (Abb. 1) sollen im Folgenden kurz geschildert werden:

Ein Teil der Strahlen wird unmittelbar an der Oberfläche **reflektiert**. Hierbei muss zwischen der gerichteten Reflexion, bei der das Reflexionsgesetz (Einfallswinkel = Ausfallswinkel) gilt, und der ungerichteten (diffusen) Reflexion unterschieden werden. Als **Streuung** wird die in einem Gewebe aus der ursprünglichen Ausbreitungsrichtung abgelenkte Strahlung bezeichnet. Raue Oberflächen streuen das Licht stärker als glatte. Beim Eintritt in das Gewebe wird ein Teil der Strahlung abgelenkt und aus dem Gewebe heraus zurückgestreut (**Remission**), während ein weiterer Teil der Strahlung **absorbiert** wird. Die Strahlung, die eine Gewebeschicht durchdrungen hat, wird als **Transmission** bezeichnet. Diese setzt sich zusammen aus kollimierter und diffuser Transmission. Die beschriebenen Effekte treten selten alleine, sondern meist als Kombinationen auf [60,92].



Abb. 1: Laserlichtausbreitung im Gewebe: Darstellung der möglichen optischen Effekte beim Auftreffen von Laserstrahlung auf ein Gewebe

Absorptionsgrad (A), Gesamtremissionsgrad (R) und Transmissionsgrad (T) stehen in folgendem Zusammenhang: 1 = A + R + T

Wird die auftreffende Laserstrahlung von Hart- oder Weichgewebe absorbiert, kann dies zu verschiedenen Effekten führen. Diese Effekte sind abhängig von der Zusammensetzung des bestrahlten Materials (Anteil von Absorbern wie z.B. Wasser) und des verwendeten Lasers. Bei Laserbestrahlung mit langer Einwirkzeit und niedriger Energiedichte können photochemische oder biostimulative Effekte beobachtet werden. Dies wird bei der photodynamischen Therapie, der Tumorbehandlung und der Schmerzbehandlung angewandt [23,133].

Um einen mechanischen Effekt in Form eines Materialabtrags zu erreichen, werden hohe Intensitäten (Leistungsdichten) und gepulste Laser benötigt.

1.2 Er:YAG-Laserinteraktion mit Füllungs- und Befestigungswerkstoffen

Wird der Er:YAG-Laser als Alternative zum konventionellen "Bohrer" eingesetzt, muss er neben der Zahnhartsubstanz auch die Füllungsmaterialien suffizient abtragen. Neben diesem beabsichtigten Abtrag können Füllungs- und Befestigungsmaterialien aber auch unbeabsichtigt durch Laserstrahlung beschossen werden, z.B. durch direkten (versehentlichen) Beschuss oder nach Reflexion an dentalen Restaurationswerkstoffen sowie an zum Abhalten der Weichgewebe eingesetzten Beispielsweise werden während der Parodontitistherapie bei Instrumenten. Bearbeitung des Margo gingivae zwangsläufig Kronenränder oder Zahnhalsfüllungen im Sulcusbereich getroffen. Befestigungsmaterialien können bei Laserbeschuss des Kronenrandes oder bei der Transmission durch Keramiken bestrahlt werden. Je nach Keramikdicke und -farbe wirkt ein entsprechender Teil der Auskoppelenergie auf den Befestigungswerkstoff ein [102]. Dabei hängt die transmittierte Energie von der Keramikzusammensetzung und -dicke ab. Bei Erhöhung der Keramikschichtstärke reduziert sich die transmittierte Laserstrahlung [108]. Sari et al. ermittelten 2014 folgende Werte bei Transmissionsmessungen (2940 nm) durch Feldspatkeramik, Leuzit-verstärkte Glaskeramik, Lithiumdisilikatkeramik, teilgesinterte Yttriumstabilisierte Zirkonoxidkeramik und monolithische Zirkonoxidkeramik (Tab. 1) [112].

Tab. 1: **Transmissionswerte verschiedener Keramiken unterschiedlicher Dicke bei 2940 nm** [112] (Abkürzungen: nm = Nanometer; mm = Millimeter; % = Prozent)

	Transmission		
Keramik	Probendicke	Probendicke	
		0,5 mm	1 mm
Feldspatkeramik	Cerec Blocs (Sirona)	68 %	44 %
l euzit-verstärkte Glaskeramik	IPS Empress CAD (Ivoclar-	82 %	62 %
	Vivadent)		
Lithiumdisilikatkeramik	IPS E.max CAD (Ivoclar-	88 %	70 %
	Vivadent)		
Zirkonoxid-Sinterkeramik	inCoris ZI (Sirona)	62 %	47 %
Transluzente Zirkonoxid-Sinterkeramik	inCoris TZI (Sirona)	78 % 69 %	
(ohne Verblendung)			

Wie tief die Laserstrahlung in einen Werkstoff eindringt bzw. ob die applizierte Laserstrahlung durch den Füllungs- bzw. Befestigungswerkstoff hindurchdringt und letztendlich sogar auf die Zahnhartsubstanz einwirkt, hängt von den optischen Werkstoffeigenschaften ab. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit das spektroskopische Verhalten der verschiedenen Werkstoffe zu untersuchen um Aussagen über ihr Transmissionsverhalten den und optischen Absorptionskoeffizienten treffen zu können. Art und Ausmaß der Interaktion der Er:YAG-Laserstrahlung mit zahnärztlichen Werkstoffen hängt von verschiedenen physikalischen Faktoren ab. Neben den Strahleigenschaften wie Laserwellenlänge, Energiedichte und Pulsdauer spielt auch das bestrahlten Material selbst und der Einsatz einer suffizienten Kühlung (Luft-Wasser-Spray) eine Rolle (Tab. 2).

 Tab. 2: Eigenschaften des Materials und des Laserlichts, die die Laserablation beeinflussen

 [73,92,132]

Eigenschaften des Materials	Eigenschaften des Laserlichts
Absorptionskoeffizient	Wellenlänge
Reflektivität/Reflexionsgrad der Oberfläche	Pulsenergie
spezifische Wärmekapazität	Repetitionsrate/Continous Wave
Wärmeleitfähigkeit (thermische Diffusivität)	Energiedichte
Wasserverteilung im Gewebe	Bestrahlungsdauer
Kohäsionskraft	Pulsdauer und zeitliches Pulsprofil (Pulsform)
	räumliches Strahlprofil (transversale elektro-
	magnetische Moden)

Wirkt Laserstrahlung auf Werkstoffe ein, muss mit Schädigung dieser gerechnet werden. Während ausführliche Untersuchungen zum CO₂-Laserbeschuss [15,26,55,69,82] Dioden-[47,48], Er, Cr: YSGG-[47,48,87], und Nd:YAG-[17,26,69,119,128], Rubin- [72] sowie HF-Laserbeschuss [101] vorliegen, ist die Studienlage im Bezug auf den Er:YAG-Laser rar.

Bereits 1988 zeigten Nelson et al., dass Er:YAG-Laser effizient Methacrylate durch Mikroexplosionen unter minimaler Schädigung der Randzonen ablatieren können [96]. Hibst und Keller untersuchten 1991 die Laserablation von Phosphatzement, Carboxylatzement, Glasionomerzement, Polyketon, Komposit und Amalgam. Hierbei stellten sie fest, dass alle untersuchten Füllungsmaterialien mittels Er:YAG-Laser ablatiert werden können, wobei größere thermische Nebenwirkungen als beim Abtrag von Zahnhartsubstanzen entstehen [52]. Lizarelli et al. untersuchten 2005 die morphologischen Aspekte von Kompositen mittels REM nach Er:YAG-Laserablation. Sie zeigten, dass die Ablationseffekte charakteristisch für jede Kompositart sind, wobei sie von der Höhe der Pulsenergie und der Kohäsionskraft des Materials abhängen. Die Kavitäten stellten sich als kegelförmige Hohlräume mit regelmäßigen Ablationsmustern und klar definierten Kanten dar [80]. Bei Verzicht auf die Wasserspray-Kühlung konnten thermische Schädigungen in Form von Fusion, Karbonisation und Rissen an Kompositen beobachtet werden [79,136].

Auch Fendler konnte Phosphatzement (Harvard Cement), Glasionomerzement (Ketac-Fil), Komposit (Heliomolar) und Amalgam (Vivalloy) erfolgreich ablatieren. Bei seinen Untersuchungen (alle ohne Wasserspray-Kühlung) beobachtete er bei Phosphatzement und Glasionomerzement Verkohlungsund Verrußungserscheinungen von brauner bis schwarzer Farbe unter dem Lichtmikroskop, während bei Komposit und Amalgam keinerlei Farbveränderungen ersichtlich waren. Die Laserkrater waren bei den untersuchten Werkstoffen klar abgegrenzt mit mehr oder weniger stark aufgeworfenem Randwall und zeigten keine Rissbildung. Die Oberfläche stellte sich porös bzw. körnig und rau dar. Im Gegensatz zu Ketac Fil und Helio Molar wiesen Harvard Cement und Vivalloy deutliche Schmelzzonen auf. Aufgrund des unterschiedlichen Verhaltens schlussfolgerte er, dass "es sich beim Abtragen von Füllungsmaterialien mit dem Er:YAG-Laserlicht nicht um einen einheitlichen Vorgang handelt, sondern dass jeder Werkstoff in einer anderen Weise auf die Laserbestrahlung reagiert", was die Untersuchung weiterer Materialien verlangt [33]. Zur Betrachtung der Laserschädigung von Materialien sind vor allem deren optische Eigenschaften relevant, da sie bestimmen, wie viel der eingebrachten Energie absorbiert, reflektiert oder transmittiert wird.

Das Absorptions- bzw. Transmissionsspektrum eines Gewebes bzw. Materials beschreibt dabei sein Absorptions- bzw. Transmissionsverhalten gegenüber Strahlung einer bestimmten Wellenlänge [73]. Die wenigen in der Literatur verfügbaren Kompositspektren beziehen sich entweder ausschließlich auf den UV-Vis-Bereich [81] oder ausschließlich auf den IR-Bereich [25].

Eine Gefahrenquelle im Rahmen der Laseranwendung stellt die an der Materialoberfläche reflektierte Laserstrahlung und die damit verbundene Möglichkeit einer Interaktion von Laserstrahlung mit ungewollten Bereichen dar.

In den verfügbaren Datenbanken [110,129], die zur Registrierung von Laserunfällen dienen, konnte kein medizinischer Er:YAG-Laserunfall gefunden werden. Dennoch stellen Laserreflexionen eine nicht zu unterschätzende Gefahr beim Einsatz dentaler Laser dar. In der Medizin liegen Augenschäden durch unbeabsichtigte Strahlenexposition auf Platz 1 der Laserunfälle [49]. Er:YAG-Laserexposition der Augenlinse führt zunächst zum Abtrag des Tränenfilms, dann zur Ablation der Kornea; trifft die Strahlung auf Haut, kann es zu Verbrennungen kommen. Weitere Gefahren stellen die Brandgefahr von Textilien sowie die Pyrolyseprodukte dar [49,124].

Aus den in der Literatur vorhandenen Untersuchungen ergeben sich folgende Punkte: 1. Von den derzeit auf dem Dentalmarkt verfügbaren und als relevant eingestuften Werkstoffen (vgl. 2.1.1) liegen bisher keine spektroskopischen Messungen im UV-Visund IR-Bereich vor.

2. In einer Literaturrecherche können keine Untersuchungen über das Ausmaß von Er:YAG-Laser-Reflexionen an dentalen Restaurationen und die davon ausgehende Gefahr gefunden werden.

3. Die Wirkung von Er:YAG-Laserbeschuss auf zahnärztliche Werkstoffe wurde nur für wenige und mittlerweile hauptsächlich veraltete Materialien untersucht.

Betrachtet man die vorhandene Literatur, muss zusammenfassend festgestellt werden, dass Untersuchungen zum Werkstoffverhalten und zur Werkstoffschädigung im Hinblick auf den Er:YAG-Laserstrahlung rar sind. Da – wie bereits von Fendler dargelegt [33] – Art und Ausmaß der Interaktion materialspezifisch sind, ist die Untersuchung verschiedener Füllungs- und Befestigungsmaterialien notwendig. Aus den dargelegten Punkten ergibt sich ein relevanter Forschungsbedarf.

1.3 Grundlagen und klinischer Einsatz des Er:YAG-Lasers

Entsprechend der verschiedenen Anwendungsgebiete kommen in der Zahnmedizin ganz unterschiedliche Laser zum Einsatz. Durch ihr wichtigstes Unterscheidungsmerkmal – die Wellenlänge der emittierten Strahlung – wird die Lichtverteilung im Gewebe vorherbestimmt [50]. Die in der Zahnmedizin verwendeten Laser (Abb. 2) haben eine Wellenlänge zwischen 10 600 nm (CO₂-Laser) und 157 nm (Excimer-Laser). Je größer die Wellenlänge ist, desto energieärmer ist die Strahlung.



Abb. 2: Einordnung der wichtigsten medizinischen Lasertypen in das elektromagnetische Spektrum (grauer Pfeil) [60]. Die in der Zahnmedizin häufig eingesetzten Laser sind über dem Pfeil aufgeführt.

(Abkürzungen: Nd:YAG = Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat(-Laser); Er,Cr:YSGG = Erbiumund Chromium-dotierter Yttrium-Scandium-Gallium-Granat(-Laser); Er:YAG = Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat(-Laser); CO₂ = Kohlenstoffdioxid(-Laser); Ar⁺ = Argon(-Laser); HeNe = Helium-Neon(-Laser); Ho:YAG = Holmium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat(-Laser); λ = Lambda, Wellenlänge; μ m = Mikrometer)

Abdruck und Bearbeitung mit Genehmigung des Instituts für Lasertechnologien in der Medizin und Meßtechnik an der Universität Ulm, 25.06.2019.

Da die Wellenlänge der meisten Laser außerhalb des sichtbaren Bereichs liegt, verfügen diese Laser über einen zusätzlichen Pilotlaser zum Peilen.

In der vorliegenden Arbeit wurde ausschließlich der Er:YAG-Laser verwendet. Dieser verfügt mit 2940 nm über eine Wellenlänge, für die Wasser einen maximalen Absorptionskoeffizienten (Abb. 3) aufweist [46].



Abb. 3: Einordnung (roter Pfeil) des Erbium-dotierten Yttrium-Aluminium-Granat-Lasers (2940 nm) in das Absorptionsspektrum von Wasser nach [14,60]

(Abkürzungen: Absorption coefficient (cm⁻¹) = Absorptionskoeffizient (Kehrwehrt Zentimeter); nm = Nanometer; μ m = Mikrometer; mm = Millimeter; Wavelength = Wellenlänge; cm⁻¹ = Kehrwert Zentimeter)

Folglich zeichnen sich stark Er:YAG-Laserstrahlung-absorbierende Materialien durch einen hohen Wassergehalt aus. Bei Bestrahlung dieser Materialien mit hohen Pulsenergien wird eine schnelle Temperaturerhöhung und infolgedessen ein Druckanstieg mit explosionsartigem Verdampfen von Wasser erreicht. Durch diese Mikroexplosionen kommt es zu einem Materialabtrag, der thermomechanische Ablation genannt wird [51]. Diese Form der Ablation hat den Vorteil, dass Gewebe nahezu ohne thermische Nebenwirkungen flächig und mit hoher Präzision abgetragen werden kann, wobei keine Koagulationszone entsteht. Die thermomechanische Ablation erfordert eine Mindestenergiedichte bzw. Mindestleistungsdichte, die überschritten werden muss, um einen Abtrag zu erreichen. Unterhalb dieser Schwelle findet lediglich eine Materialerwärmung statt. Der Er:YAG-Laser wird in gepulstem Modus betrieben, wodurch thermische Nebenwirkungen verringert werden, da sich das Gewebe zwischen jedem Puls thermisch regenerieren kann. Das integrierte Luft-Wasser-Spray kühlt zusätzlich und verhindert das Austrocknen des Gewebes [7,50]. Im Rahmen eines Forschungsprojektes von den Firmen KaVo (Kaltenbach und Voigt GmbH) und Aesculap AG am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm (ILM) wurde von Prof. Dr. R. Hibst und Prof. Dr. U. Keller der "KEY Laser" entwickelt. Der in dieser Dissertation verwendete KEY Laser 3+ ist die modifizierte dritte Generation dieser Entwicklung [50].

Der Er:YAG-Laser hat in der Zahnmedizin ein breites Anwendungsgebiet. Seine Einsatzgebiete umfassen sowohl die Hart- als auch die Weichgewebsbearbeitung.

In der Parodontologie kommt der Er:YAG-Laser mit seiner meißelförmigen Applikationsspitze zur thermomechanischen Beseitigung von Biofilmen und zur Kürettage mit Konkremententfernung in parodontalen Taschen zum Einsatz [45,50,61,88]. Das über permanente Fluoreszenzmessung funktionierende Feedback-System des KaVo KEY Lasers 3+ ermöglicht eine blinde, aber gezielte und schonende Konkrementablation [50]. Neben Zahnwurzeloberflächen eignet er sich der Er:YAG-Laser auch zur Dekontamination von Implantatoberflächen (Periimplantitistherapie) [50,88,105].

Bei der Kariesentfernung und Kavitätenpräparation stellt der Er:YAG-Laser eine berührungslose Alternative zum konventionellen Winkelstück dar [89]. Durch die starke Absorption der Laserstrahlung in der Zahnhartsubstanz kommt es zu einem lokal begrenzten Abtrag [65,133]. Die Behandlung ist schmerzfrei bis schmerzarm, weshalb eine Lokalanästhesie in der Regel nicht notwendig ist [66].

Ein weiteres Einsatzgebiet ist die Entfernung von kieferorthopädischen Brackets und Keramikrestaurationen [6,18,24,43,90,93,100,106-108].

In der Endodontie kann mittels des Er:YAG-Lasers eine Bakteriendekontamination und Trocknung der Kanäle erzielt werden [71,114].

Der Er:YAG-Laser wird in der Oralchirurgie hauptsächlich zur Behandlung von Hartgewebe und Knochen (z.B. Wurzelspitzenresektionen, Osteotomien, Knochenglättungen, Parodontalchirurgie) eingesetzt [7,50,56]. Aufgrund des schmalen Koagulationssaumes des Er:YAG-Lasers (40 µm) [50] ist die blutstillende Wirkung gering [67,123]. Zudem wird der Er:YAG-Lasers häufig zur Gingivektomie eingesetzt [67].

1.4 Direkte Füllungs- und Befestigungswerkstoffe

Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die dentalen Füllungs- und Befestigungswerkstoffe gegeben, welche in dieser Arbeit im Hinblick auf die Interaktion mit Er:YAG-Laserstrahlung untersucht werden.

Komposit

Komposite sind Verbundwerkstoffe zwischen einer organischen Phase und anorganischen Füllstoffen. Die organische Phase besteht aus einer Matrix, die

Monomere (meist Metylmethacrylate), Initiatoren, Inhibitoren, Akzeleratoren und Stabilisatoren beinhaltet. BisGMA und UDMA stellen die Basismonomere dar, während TEGDMA und EGDMA als Verdünner- und Vernetzermonomere zugesetzt werden. Füllstoffe sind silanisierte Gläser bzw. Quarz in Form von Mikrofüllern, Nanofüllern und Vorpolymerisaten. Der Verbund zwischen Kunststoffmatrix und Füller wird durch Silane (organische Siliziumverbindungen) hergestellt. Die Art der Matrix beeinflusst die Abbindung (lichthärtend, chemisch härtend, dualhärtend). Der Füllstoffgehalt beeinflusst Materialeigenschaften wie Festigkeit, Konsistenz, Polierbarkeit und Polymerisationsschrumpfung. Bei der radikalischen Polymerisation entstehen aus Monomeren Polymere. Komposite haben eine Polymerisationsschrumpfung von ca. 2 bis 3 Vol.-% [22,29,34]. Klinisch kommen Komposite sowohl als Füllungsmaterialien als auch zur Befestigung indirekter Restaurationen und Stifte zum Einsatz.

Besondere Kompositgruppen stellen Ormocere und Silorane dar. Ormocer steht für organically modified ceramic. Die Matrix der Ormocere besteht aus einem anorganischen, vorpolymerisierten Netzwerk (Si-O-Ketten), das mit organischen Methacrylatgruppen versetzt ist [29,54,59].

Silorane sind ein Kombinationswerkstoff von Siloxanen mit Oxiranen. Aufgrund ihrer kationischen Ringöffnungspolymerisation haben sie eine sehr geringe Polymerisationsschrumpfung (ca. 0,8 Vol.-%) [22,59,135].

Ormocere und Silorane werden ausschließlich als Füllungswerkstoffe verwendet.

Kompomer

"Kompomere" sind eine Ableitung aus "Komposit" und "Glasionomerzement". Die Matrix besteht aus polymerisierbaren Harzen und polymerisierbaren Oligo- oder Polycarbonsäuren. Als Füllstoffe werden reaktive Silikatgläser (mit Fluoridfreisetzung) sowie Mikrofüller und Yttrium- und Ytterbiumfluorid zugesetzt. Die Härtung beruht auf einer radikalischen Polymerisation sowie einer sekundären Säure-Basen-Reaktion in Gegenwart von Wasser mit Fluoridabgabe. Angewandt werden Kompomere als Füllungsmaterialien – häufig im Rahmen der Kinderzahnheilkunde [54,75].

Glasionomerzement

Glasionomerzemente weisen als typische Bestandteile ionenfreisetzendes Glaspulver, Polycarbonsäure, Weinsäure und Wasser auf. Die Abbindereaktion beruht auf einer Säure-Base-Reaktion. Ein weiteres Merkmal ist ihre Fluoridfreisetzung zur Kariesprophylaxe. Sie werden für semitemporäre Füllungen, rekonstruktive Unterfüllungen und zum Zementieren indirekter Restaurationen verwendet [54,75,117].

Zinkoxidphosphatzement

Grundsubstanz des Pulvers von Zinkoxidphosphatzement ist Zinkoxid. Magnesiumoxid sowie inaktive Füllstoffe wie Siliziumdioxid und andere Oxide stellen weitere Bestandteile dar. Die Flüssigkeit ist eine etwa 55 %-ige Orthophosphorsäure-Lösung. Zinkoxidphosphatzement wird zum Eingliedern von festsitzendem Zahnersatz, wie Inlays, Kronen und Brücken, sowie als Unterfüllungsmaterial und als temporärer Füllungswerkstoff verwendet [27,75,120].

Silikophosphatzement

Hauptbestandteile des – heute nur noch rudimentär für semipermanente Füllungen und kleine permanente Füllungen, Stumpfaufbauten sowie Milchzahnfüllungen verwendeten – Silikophosphatzements sind fluoridhaltiges Spezialglas aus Siliziumdioxid und Aluminiumoxid sowie Phosphorsäure [120].

Amalgam

Amalgam-Legierungspulver besteht aus Silber, Zinn und Kupfer. Durch die chemische Reaktion mit Quecksilber entsteht Amalgam. Heutzutage wird Gamma-2-Phase-freies Silberamalgam als Füllungswerkstoff eingesetzt [126].

1.5 Zielsetzung der Dissertation

Gegenstand dieser Dissertation ist die in-vitro Untersuchung der Interaktion von Er:YAG-Laserstrahlung mit verschiedenen Füllungs- und Befestigungsmaterialien. Grundlagenuntersuchungen Zunächst erfolgen optische ausgewählter zahnärztlicher Befestigungswerkstoffe der verschiedenen Füllungsund Werkstoffgruppen. Mit spektroskopischen Untersuchungsmethoden werden Transmissionsmessungen durchgeführt und die optischen Absorptionslängen berechnet. Zur Beurteilung möglicher Er:YAG-Laserreflexionen und zur Abschätzung des daraus resultierenden Schadens wird eine Bestimmung der Reflexionsgrade an verschiedenen Materialien durchgeführt.

Im Rahmen der Untersuchungen zur **laserinduzierten Materialveränderung** werden zunächst die **Ablationsschwellen** verschiedener Materialien ermittelt. Im Anschluss

wird die **Laserschädigung** von Füllungs- und Befestigungsmaterialien bei Laserbeschuss untersucht. Hierfür werden verschiedene Laserparameter verwendet, die einen unbeabsichtigten Laserbeschuss simulieren. Hauptaspekt der Auswertung ist die qualitative und quantitative Beschreibung der durch Laserstrahlung hervorgerufenen Materialveränderungen.

Ziel der Untersuchung ist es, das Schädigungspotential von direkter Er:YAG-Laserstrahlung und deren Reflexionen einzuschätzen. Anhand der Untersuchungsergebnisse soll dem behandelnden Zahnarzt ein hilfreiches Entscheidungswerkzeug an die Hand gegeben werden, um mögliche Schäden durch Er:YAG-Laserstrahlung an verschiedenen Füllungs- und Befestigungsmaterialien im Praxisalltag besser beurteilen zu können.

2 Material und Methode

Dieses Kapitel befasst sich zu Beginn mit den verwendeten Geräten. Im Anschluss wird auf die Versuchsaufbauten sowie die Versuchsdurchführung eingegangen.

2.1 Geräte

2.1.1 UV-Vis-NIR-Zweistrahlspektrometer Cary 5000

Mit dem verwendeten Photospektrometer Cary 5000 (Varian, Inc.; mittlerweile Agilent Doppelmonochromator lassen Technologies) mit sich Spektren im Wellenlängenbereich von 175 nm bis 3300 nm aufnehmen. Die Kombination aus dem UV-Vis- und NIR-Wellenlängenbereich ist eine Besonderheit; die meisten Spektrometer sind nur in der Lage einen der beiden Wellenlängenbereiche abzudecken. Als Strahlquelle dient eine Deuterium-/Halogen-/ Quecksilberdampflampe. Die Spektren werden mittels der Software WinUV Analyse Version 3 dargestellt [131]. Bei dem verwendeten Gerät handelt es sich um ein klassisches Spektrometer, das nach dem Zweistrahlprinzip arbeitet: Ein Strahlteiler teilt die von der Lampe ausgehende Strahlung in zwei gleich intensive Lichtbündel. Während ein Lichtbündel durch die Probe geführt wird, durchläuft das andere als Referenzstrahl den Referenzkanal. Dieser enthält dasselbe Material wie der Probenkanal (z.B. Deckgläser), jedoch ohne die zu untersuchende Substanz. Der Nullabgleich erfolgt, indem Proben- und Referenzstrahl mit Hilfe eines schnell rotierenden Spiegels (Chopper) abwechselnd auf den dahinter liegenden Monochromator gelenkt werden. Hier erfolgt die spektrale Zerlegung der oszillierend auftreffenden Strahlung, die schließlich nach Wellenlängen getrennt im Detektor registriert wird. Für Wellenlängen, die in der Probe nicht absorbiert werden, liefern Proben- und Referenzstrahl identische Intensitäten am Detektor. Bei Wellenlängen, die im Probenkanal durch Anregung einer Schwingung stärker abgeschwächt werden als im Referenzstrahl, wandelt der Detektor die einfallende Lichtintensität in eine entsprechend elektrische Spannung um. Diese wird von der Elektronik des Spektrometers in einen Messimpuls (Bande) umgewandelt. Die Messimpulse werden durch einen Digitalkonverter elektronisch verarbeitet und im Computer als Spektrum ausgegeben [37]. Den Strahlengang durch das Spektrometer zeigt Abbildung 4.



Abb. 4: Aufbau und Strahlenverlauf im Photospektrometer Cary 5000 [2], das am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen verwendet wurde.

© Agilent Technologies, Inc. Reproduced with Permission, Courtesy of Agilent Technologies, Inc. July 15, 2019.

2.1.2 Er:YAG-Laser: KEY Laser 3+

Verwendet wird der KEY Laser 3+ (Typ 1343, Tab. 3, Abb. 5) der Firma KaVo (Kaltenbach und Voigt GmbH). Dies ist ein blitzlampengepumpter Er:YAG-Laser der Wellenlänge 2940 nm.

Tab. 3: **Technische Daten des** am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 im Rahmen der Untersuchungen der Laserinteraktion und -schädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen eingesetzten **Erbium-dotierten Yttrium-Aluminium-Granat-Lasers (KaVo KEY Laser 3+) [63]**

(Abkürzungen: W = Watt; mJ = Millijoule; Hz = Hertz; μs = Mikrosekunde; ° = Grad (Winkelangabe); nm = Nanometer)

Ausgangsleistung	8 W
Betriebsmodus	gepulst
Pulsenergie	80 mJ - 600 mJ im Bereich 80 - 200 mJ einstellbar in 20 mJ-Schritten im Bereich 200 - 600 mJ einstellbar in 50 mJ-Schritten
Pulsfrequenz	2 Hz - 30 Hz
Pulsdauer	200 μs - 700 μs
Divergenz nach Verlassen des	ca. 5° - 10°
Handstücks 2060	
Pilotlaser	rote Laserdiode (Wellenlänge 655 nm)



Dem Benutzer stehen die vier Betriebsarten Standard-Therapiemodus, S-PULSE (Short-Pulse), DETEKT (Detektionsmodus), und FEEDBACK (Feedbackmodus) zur Auswahl. Im Rahmen dieser Arbeit wird der am häufigsten gewählte Standard-Therapiemodus gewählt. Die Laserexperimente erfolgen im Programm 16 ("Enamel preparation"). Der KaVo KEY Laser 3+ wird mit dem Fokusierhandstück 2060 verwendet. Hierbei handelt es sich um ein Universalhandstück, das unter anderem zur Kavitätenpräparation verwendet wird. Die Gefahr von unbeabsichtigtem Laserbeschuss ist bei diesem noncontact-Handstück höher als bei einem contact-Handstück. Das Handstück besteht aus einer Saphirlinse mit Top-Hat-förmigem Strahlprofil [122].

Abb. 5: Der am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 im Rahmen der Untersuchungen zur Laserinteraktion und -schädigung von Füllungsund Befestigungswerkstoffen eingesetzte Laser: der **KaVo KEY Laser 3+.**

2.1.3 Pulsenergiemesskopf und -messgerät: OPHIR

Aufgrund von Leitungsverlusten besteht eine Diskrepanz zwischen der am KEY Laser 3+ eingestellten Energie ("eingekoppelte Energie") und der am Handstück 2060 austretenden Energie ("ausgekoppelte Energie"). Um die ausgekoppelte Energie zu bestimmen, wird ein Pulsenergiemessgerät (OPHIR Laserstar, Ser. No. 50973, P/N 1Z01600) sowie ein Messkopf (OPHIR Laser Measurement Group, PE50-DIF-ER-SH-V2 RoHS, P/N 7Z02867, Ser. No. 528346) verwendet.

2.1.4 Laser Scanning Mikroskop (LSM 510)

die Da lichtmikroskopischen Untersuchungen eine feinstrukturelle Beurteilung des Oberflächenprofils nicht zulassen, ist hierfür die Verwendung eines Laser Scanning Mikroskop notwendig. Im Vergleich zweidimensionalen zu den lichtmikroskopischen Untersuchungen liefert das Mikroskop Laser Scanning zusätzlich Informationen über den dreidimensionalen Aufbau der Laserkrater. Im Rahmen dieser Arbeit kommt das Laser Scanning Mikroskop (LSM) 510 der Firma Zeiss (Axiovert 200M) zum Einsatz, das mittels der Confocal Microscopy Software im Expert Mode (Carl Zeiss; Release 3.2) und dem Objektiv Plan Neofluar 10x0,3 verwendet wird.



Das Prinzip der konfokalen Mikroskopie (Abb. 6) soll im Folgenden erläutert werden. Als Lichtquelle dient ein Argon-Laser



Abb. 6: Im Rahmen der Untersuchung der Laserinteraktion und -schädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 wurde das Laser Scanning Mikroskop LSM 510 eingesetzt. Grundlegend für das Verständnis ist das **Prinzip der konfokalen Bildgebung nach [143]**. (488 nm), der aufgrund seiner Strahleigenschaften eine gute Fokussierbarkeit aufweist. Der Laser projiziert Licht auf die Objektebene, die in den Fokus gebracht wird. Das hier reflektierte Licht wird durch ein Objektiv und eine Tubuslinse auf eine variable Lochblende (englisch: Pinhole) gelenkt. Die Fokusse innerhalb der Probe und innerhalb der Lochblende sind als optisch einander entsprechende Punkte angeordnet (konfokale Bildgebung). Der entscheidende Vorteil dieser Anordnung ist die Tatsache, dass im Wesentlichen kein anderes Licht als das aus der Objektebene die schmale Lochblende passieren kann und von einem Detektor (in der Regel ein Photomultiplier) registriert wird, da Licht aus anderen Bereichen der Probe außerhalb der Lochblende fokussiert. Bei kleiner werdender Lochblende wird daher die betrachtete Schichtdicke immer geringer. Um ein Bild der ausgewählten Objektebene als Grauwertdarstellung zu erhalten, ist es notwendig, Punkt für Punkt zu scannen. Durch Abtasten einer Folge von Objektebenen in verschiedener Materialtiefe (in dieser Arbeit: 1 bis 120 µm) kann ein Stapel von Schichtbildern erzeugt werden. Mittels der Software werden neben einer Topografiedarstellung der Probenoberfläche bzw. des Laserkraters das Volumen, die Tiefe und der Durchmesser bestimmt [140,143].

2.2 Optische Grundlagenuntersuchungen

2.2.1 Spektroskopische Untersuchungen

2.2.1.1 Untersuchte Füllungs- und Befestigungswerkstoffe

In der Zahnmedizin gibt es in den verschiedenen Werkstoffgruppen eine enorme Vielfalt an Werkstoffen. Um dieser Vielfalt gerecht zu werden, werden aus jeder Gruppe charakteristische und klinisch relevante Vertreter für die optischen Grundlagenuntersuchungen ausgewählt (Tab. 4 und 5). Eine detaillierte Auflistung der Chargen-Nummern der 24 verwendeten Werkstoffe mit Bestandteilen, Partikelgröße und Applikationsart befindet sich im Anhang dieser Arbeit (Tab. 14 und 15 im Anhang).

Tab. 4: Übersicht über die am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 im Rahmen der spektroskopischen Untersuchungen verwendeten Befestigungswerkstoffe.

Befestigungs- werkstoff	Hersteller	Art des Werkstoffes	Farbton
Artegral Cem	Merz	Komposit	universal
Ceramir Crown & Bridge	Doxa	Calciumaluminat-Glasionomer- zement/"Biokeramik"	universal
Clearfil Esthetic Cement	Kuraray	Komposit	universal
CX-Plus Glasionomer Cement	Shofu Dental	Glasionomerzement	universal
Dual Cement	Ivoclar Vivadent	Komposit	universal
Duo Cement plus	Coltène Whaledent	Komposit	universal
Fuji I Capsule	GC	Glasionomerzement	hellgelb
Fuji Plus Capsule	GC	Kunststoff-modifizierter Glasionomerzement ¹	gelb/A3
HY-Bond Zinc Phosphate Cement	Shofu Dental	Zink-Phosphat-Zement	universal
Ketac Cem	3M Espe	Glasionomerzement	dentin-ähnlich gelb
Panavia F 2.0	Kuraray	Komposit	light
ParaCore	Coltène Whaledent	Komposit	dentin
PermaCem	DMG	Kompomer ²	universal
RelyX ARC	3M Espe	Komposit	universal
RelyX Veneer	3M Espe	Komposit	A3/opak-gelb
SmartCem 2	Dentsply	Komposit	medium
Variolink II	Ivoclar Vivadent	Komposit	universal
Vitique	DMG	Komposit	A4 ³
Xpand (Apa) Universal Cement	Cumdente	Komposit	A3

¹ Da Fuji Plus Capsule der einzige Kunststoff-modifizierte Glasionomerzement ist, wird er zusammen mit den Glasionomerzementen dargestellt.

² Da PermaCem das einzige Kompomer ist, wird es in der Auswertung zusammen mit den Glasionomerzementen dargestellt.

³ Wird nicht in A3 hergestellt, daher wurde A4 verwendet.

Tab. 5: Übersicht über die am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 im Rahmen der spektroskopischen Untersuchungen verwendeten Füllungswerkstoffe

Füllungswerkstoff	Hersteller	Art des Werkstoffes	Farbton
Admira	VOCO	Komposit auf Ormocer-Basis	A3
ChemFil Rock	Dentsply	Glasionomerzement	A3
Cupro-Dur N	Merz	Silikophosphatzement	hellgelb
Filtek Silorane	3M Espe	Komposit auf Siloran-Basis	A3
Venus Diamond	Heraeus Kulzer	Komposit	A3

2.2.1.2 Probenherstellung für spektroskopische Untersuchungen

Für die spektroskopischen Untersuchungen werden Proben der Dicke 100 und 200 μ m hergestellt. Diese Probendicke wird so gewählt, da dies dem klinischen Zementspalt von indirekten Restaurationen entspricht [1,32,41,42,111]. Durch die Verwendung von zwei unterschiedlichen Probendicken, kann die optische Absorptionslänge berechnet werden. Die Werkstoffproben werden in einer Zementierungsapparatur aus Plexiglas (Abb. 7) mittels der "Sandwichmethode" zwischen zwei Deckgläsern (VWR International, Borosilikatglas, \emptyset = 32 mm, Dicke 150 μ m) hergestellt (Abb. 8).



Abb. 7: Darstellung der am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen verwendeten Zementierungsapparatur zur Probenherstellung: 1 Entnahmehilfe, 2 Oberteil der Zementierungsapparatur, 3 Unterteil der Zementierungsapparatur mit Fassung für Deckglas, 4 Messingschrauben.

Abdruck und Bearbeitung mit Genehmigung von John Wiley and Sons: Lasers in Surgery and Medicine. Diebolder R, Schmid C U, Luthardt R G, Rudolph H, Kuhn K: Characterization of the transmission behavior of dental filling materials and cements for the diode lasers' and the Nd:YAG laser's wavelengths. © 2019 Wiley Periodicals, Inc.; Epub ahead of print, 07.03.2019 (https://doi.org/10.1002/lsm.23081)





Abb. 8: Vorgehen bei der Probenherstellung für die am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 durchgeführte spektroskopische Untersuchung der Füllungs- und Befestigungswerkstoffe.

(a: Einlegen des unteren Deckglases in die Fassung der Zementierungsapparatur; b: Werkstoff auf das untere Deckglas applizieren; c: oberes Deckglas auflegen; d: Oberteil der Zementierungsapparatur auflegen; e: Zementierungsapparatur mit Messingschrauben verschließen und Lichthärtung mittels LED-Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent) beziehungsweise Abbindezeit abwarten; f: Werkstoffprobe nach dem Lösen der Messingschrauben mittels Entnahmehilfe entnehmen; g: aus der Zementierungsapparatur entnommene Probe (im Festprobenhalter des Cary 5000-Photospektrometers))

(Abkürzung: LED = light-emitting diode)

Abdruck und Bearbeitung mit Genehmigung von John Wiley and Sons: Lasers in Surgery and Medicine. Diebolder R, Schmid C U, Luthardt R G, Rudolph H, Kuhn K: Characterization of the transmission behavior of dental filling materials and cements for the diode lasers' and the Nd:YAG laser's wavelengths. © 2019 Wiley Periodicals, Inc.; Epub ahead of print, 07.03.2019 (https://doi.org/10.1002/lsm.23081)

Sowohl die Apparatur als auch die Deckgläser werden im Voraus mit Ethanol gereinigt. Bei den 200 µm-Proben wird das untere Deckglas direkt in die Fassung eingelegt, während bei den 100 µm-Proben unter das untere Deckglas ein Stück Papier der Dicke 100 µm platziert wird, um die halbe Probendicke zu erhalten. Der Werkstoff wird gemäß den Herstellerangaben angemischt und auf das untere Deckglas appliziert. Ein zweites Deckglas wird auf den aufgebrachten Werkstoff mittig aufgelegt, anschließend die Zementierungsapparatur verschlossen und die Messingschrauben angezogen. Schließlich wird der Werkstoff entsprechend den Herstellerangaben mit einer LED-Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent) lichtgehärtet bzw. die angegebene Abbindezeit abgewartet. Nach dem Lösen der Halteschrauben kann die Probe mittels einer Entnahmehilfe entnommen werden. Pro Werkstoff werden zwei 200 µm-Proben und eine 100 µm-Probe hergestellt. Die Lagerung der Proben erfolgt in separaten Gefäßen mit destilliertem Wasser in einem Brutschrank (Memmert INB 500) bei 37 °C.

Die Dicken der Werkstoffe (mit beiden Deckgläsern) werden mit einer Bügelmessschraube gemessen, wobei nur Proben mit den Dicken 200 μ m ± 20 μ m bzw. 100 μ m ± 10 μ m in die Untersuchung eingeschlossen werden.

Für den Vergleich der untersuchten Werkstoffe mit Zahnhartsubstanz, werden je fünf Zahnscheiben der Dicken 200 µm und 100 µm aus fünf verschiedenen extrahierten Molaren hergestellt (Abb. 9 und 10).



Abb. 9: Darstellung der Schnittebene am Molarenmodell für die Herstellung der Zahnscheiben mit dem Mikrotom im Rahmen der am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 durchgeführten spektroskopischen Untersuchung von Zahnhartsubstanz.



Abb. 10: Darstellung einer fertigen (geschnitten und polierten) Zahnscheibe (zentral: Dentin, zirkulär: Schmelz) für die im Rahmen der am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016 durchgeführten spektroskopischen Untersuchung von Zahnhartsubstanz.

Zunächst werden Zahnscheiben der Dicke 250 bis 350 µm bzw. 150 bis 250 µm mit dem Mikrotom (Leitz Wetzlar 1600) aus humanen Molaren geschnitten und auf dem System Abele (mba Abele GmbH, Aalen) mit Scheiben der Körnung 30 µm und 15 µm vorgeschliffen. Anschließend erfolgt eine Politur von Hand mit der dazugehörigen Schleifmaus auf Diamantpolierfolien (Buehler UltraPrep Diamond Lapping Films, Körnung 15; 9; 6; 3; 1; 0,5 und 0,1 Micron), wodurch die Scheiben auf eine finale Dicke von 200 µm ± 10 µm bzw. 100 µm ± 10 µm reduziert werden. Die Lagerung der Proben erfolgt ebenfalls in separaten Gefäßen mit destilliertem Wasser im Brutschrank (Memmert INB 500) bei 37 °C. Im Photospektrometer werden das sich in der Mitte der Scheibe befindende Dentin und der umgebende Schmelz vermessen.

2.2.1.3 Messung der kollimierten Transmission im Spektrometer

Die spektroskopischen Messungen der kollimierten Transmission erfolgen im Photospektrometer Cary 5000. Die Werkstoffproben werden mittels des Festprobenhalters in den Strahlengang eingebracht (Abb. 11).



Werkstoffprobe (zwischen 2 Deckgläsern) hinter der Blende im Messstrahl

2 Deckgläser hinter der Blende im Referenzstrahl

Abb. 11: Der **Festprobenhalter mit einer Werkstoffprobe im Photospektrometer Cary 5000** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs-und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

Der Detektor steht in einem festen Abstand zur Probe und hat dadurch einen begrenzten Detektionswinkel (Abb. 12). Somit sind nur Strahlen detektierbar, die nicht bzw. kaum gestreut werden (kollimierte Transmission).



Abb. 12: Strahlenverlauf durch die Werkstoffprobe und 5 mm-Lochblende bei Messung der kollimierten Transmission im Photospektrometer Cary 5000 [62] im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs-und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: mm = Millimeter; Ø = Durchmesser)

Um die Messgenauigkeit des Photospektrometers zu überprüfen, wurde zwei Mal die exakt gleiche Stelle auf einer Probe im Photospektrometer in Transmission vermessen und anschließend die Differenz der beiden Messwerte zur Fehlerabschätzung gebildet (Abb. 22).

Die Differenz von der Gesamttransmission und der kollimierten Transmission liefert die diffuse Transmission. Vorversuche an verschiedenen Werkstoffklassen (Glasionomerzement, Komposit) zeigten, dass sich die kollimierte Transmission und die Gesamttransmission nur marginal unterscheiden. Die diffuse Transmission ist somit sehr klein und die Näherung "kollimierte Transmission = Gesamttransmission" zulässig.

Die VWR-Deckgläser, zwischen welchen sich die Proben befinden, reflektieren einen Teil der einfallenden Strahlung. Um diesen Effekt, auszugleichen, werden in den Referenzstrahl des Zweistrahl-Spektrometers ebenfalls zwei Deckgläser positioniert. In den Untersuchungen von Jauk haben sich diese VWR-Deckgläser für spektrale Untersuchungen als geeignet erwiesen [62]. Bei einigen Proben (z. B. Glasionomerzementen) löst sich der Werkstoff von den Deckgläsern ab. Diese Proben werden ohne Deckgläser in den Festprobenhalter positioniert und es werden entsprechend keine Deckgläser in den Referenzstrahl eingebracht, weshalb das Spektrometer neu kalibriert werden muss. Bei den Messungen werden im Mess- und Referenzstrahl Blenden mit 5 mm Durchmesser verwendet. Einzige Ausnahme stellen die Referenzmessungen von Zahnschmelz und Dentin dar, bei denen Blenden mit 1 mm Durchmesser verwendet werden, da die Zahnhartsubstanzproben deutlich kleiner sind.

Die Werkstoffproben werden in kollimierter Transmission mit den Wellenlängen 200 nm bis 3300 nm vermessen. Die beiden 200 µm-Proben sowie die eine 100 µm-Probe pro Werkstoff werden jeweils an vier Stellen entsprechend Abbildung 13 vermessen, wobei darauf geachtet wird, dass die Messstellen möglichst frei von Lufteinschlüssen sind. Die Spektrenkurven werden mittels Microsoft Excel 2010 erstellt. Aus den Spektrenkurven der acht Einzelmessungen der 200 µm-Proben und der vier Einzel-



Abb. 13: Schematische Darstellung einer Werkstoffprobe mit den vier vermessenen Stellen (schwarze Punkte) bei der Messung der kollimierten Transmission im Photospektrometer Cary 5000 im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

messungen der 100 µm-Proben wird je Werkstoff die Mittelwertkurve berechnet. Entsprechend des beschriebenen Verfahrens werden auch die fünf Schmelz- und Dentinproben (ebenfalls 200 µm und 100 µm) untersucht. Aufgrund des hohen Schmelzrissaufkommens mit Ausbrechen kleiner Schmelzanteile bei den 100 µm-Proben können die 100 µm-Schmelzmessungen nicht miteinbezogen werden.

2.2.1.4 Berechnung der optischen Absorptionslängen

Da eine Transmissionskurve alleine keine Aussage über die optische Absorptionslänge liefert, ist deren Berechnung aus zwei Transmissionskurven von Proben unterschiedlicher Dicke erforderlich. Die optische Absorptionslänge ist definiert als diejenige Weglänge, die die Strahlung beim Durchtritt durch ein absorbierendes Medium zurücklegen muss, bis ihre Intensität nach dem Lambert-Beer'schen Gesetz auf den Bruchteil 1/e der einfallenden Intensität gefallen ist [132]. Die Herleitung beruht auf der Anwendung des Lambert-Beer'schen Gesetzes auf Festkörper [84].

$$E = \mu_a \cdot d = -\ln \frac{I_1}{I_0} \quad \text{(Gleichung 1)} \qquad \begin{array}{l} \text{E: Extinktion (Absorbanz des Materials für Licht} \\ \text{der Wellenlänge } \lambda) \\ \mu_a : \text{optischer Absorptionskoeffizient [1/mm]} \\ \text{d : Schichtdicke des Materials [mm]} \\ \text{I_1: Intensität des transmittierten Lichtes} \\ \text{I_0 : Intensität des einfallenden Lichtes} \\ \text{In : Logarithmus naturalis} \end{array}$$

Durch Messung zweier Proben unterschiedlicher Dicke ($d_1 = 100 \ \mu m$, $d_2 = 200 \ \mu m$) lässt sich l_0 eliminieren. Die Auflösung nach μ_a liefert den optischen Absorptionskoeffizienten, dessen Kehrwert die optische Absorptionslänge l_a ist.

$$\begin{array}{l} \frac{I_2}{I_1} = e^{-\mu_a \cdot \Delta d} \quad (\text{Gleichung 2}) \\ \mu_a = \frac{-\ln \frac{I_2}{I_1}}{\Delta d} \quad (\text{Gleichung 3}) \\ l_a = \frac{1}{\mu_a} \quad (\text{Gleichung 4}) \end{array} \qquad \begin{array}{l} I_1 > I_2 \\ I_2: \text{ Transmission bei 200 } \mu\text{m} [\%] \\ I_1 : \text{ Transmission bei 100 } \mu\text{m} [\%] \\ \frac{I_2}{I_1} : \text{ relative Transmission} \\ \Delta d : \text{ Schichtdickendifferenz der Proben [mm]} \\ (\Delta d = d_2 - d_1; d_2 \approx 200 \; \mu\text{m}, d_1 \approx 100 \; \mu\text{m}) \\ \mu_a : \text{ optischer Absorptionskoeffizient [1/mm]} \\ I_a: \text{ optische Absorptionslänge [mm]} \end{array}$$

2.2.1.5 Spektrale Analyse anhand der Werkstoffbestandteile

Die Spektren der Füllungs- und Befestigungswerkstoffe weisen in der photospektrometrischen Untersuchung verschiedene Peaks auf. Diese Peaks beruhen darauf, dass Werkstoffbestandteile elektromagnetische Strahlung bestimmter Wellenlänge absorbieren, wobei aufgrund der Energiebreite der elektronischen Niveaus ein Bandenspektrum entsteht. Die einzelnen Banden werden durch ihre Eigenschaften wie Lage, Intensität, Gestalt und Feinstruktur charakterisiert. Die Lage der Absorptionsbanden hängt von der Energiedifferenz der Elektronenübergänge ab [38,39].

Um eine Zuordnung der Spektrenpeaks der Füllungs- und Befestigungswerkstoffe zu zu ermöglichen, ihren Werkstoffbestandteilen werden die Spektren der Werkstoffbestandteile benötigt. Dafür wurden zunächst die Bestandteile der Füllungsund Befestigungsmaterialien in den Gebrauchsanweisungen der Werkstoffe recherchiert oder beim Hersteller angefragt (Tab. 14 und 15 im Anhang). Einige Spektren der bekannten Bestandteile können in verschiedenen Spektrendatenbanken (Reaxys, Sigma-Aldrich, AIST RIO-DB, SDBS, RASMIN, NIST Chemistry WebBook, CNISM, Korth-Kristalle, NASA Jet Propulsion Laboratory, RRUFFUniv BP Clermont) gefunden werden. Aus den Ergebnissen dieser Recherche wurde ein sogenannter "Spektrenkatalog" erstellt. Eine Auflistung der aus dem "Spektrenkatalog" ermittelten Transmissionsmaxima (Absorptionsminima) und Transmissionsminima (Absorptionsmaxima) befindet sich im Anhang (Tab. 16 im Anhang). Da bei den Monomerspektren nicht auf Daten zurückgegriffen werden kann, müssen diese im Spektrometer selbst aufgenommen werden. Hierzu werden die Monomere HEMA, UDMA, TEGDMA und BisGMA und TMPTMA (Hersteller: Sigma-Aldrich) in Küvetten gefüllt und im Photospektrometer Cary 5000 vermessen. Pro Monomer werden drei Messungen nacheinander durchgeführt und der Mittelwert gebildet.

2.2.2 Ermittlung der Reflexionsgrade des Er:YAG-Lasers an

verschiedenen direkten und indirekten

Restaurationsmaterialien

Die Bestimmung der Reflexionsgrade erfolgt an jeweils fünf identischen Restaurationen verschiedener Werkstoffe sowie fünf zahnärztlichen Spiegeln (Tab. 6, Abb. 14).

Tab. 6: Untersuchte Werkstoffe bei der Bestimmung der Reflexionsgrade am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: EMF = edelmetallfreie Legierung; ZrO_2 = Zirkoniumdioxidkeramik; Al_2O_3 = Aluminiumoxidkeramik; LS_2 = Lithiumdisilikatkeramik)

Werkstoff	Restauration/	Werkstoffname (Hersteller)
	Instrument	
Komposit	Füllung	Henry Schein Komposit (Farbe A3, Henry Schein)
Amalgam	Füllung	Henry Schein Alloy, Non-Gamma 2 (Henry Schein)
EMF	Kronengerüst	EOS CobaltChrome SP2
ZrO ₂	Kronengerüst	Lava Frame (Farbe A3, 3M Espe)
Al ₂ O ₃	Kronengerüst	Zenotec (Farbe weiß, Wieland)
LS ₂	Kronengerüst	IPS e.max CAD HT (Farbe A3, Ivoclar)
Verblendkeramik	verblendete ZrO ₂ -	CREATION ZI-F (Farbe A3, Willi Geller)
	Keramikscheibe	
Spiegelglas (Aluminium-	zahnärztlicher	Aesculap Dental Mirrors DA027R (Braun)
schicht hinter Glas)	Spiegel	

Die jeweils fünf Amalgam- und Kompositfüllungen werden an identischen Frasacozähnen als Klasse II- (Amalgam, Zahn 46 mesial-okklusal-distal) bzw. Klasse IV- (Komposit, Zahn 11 mesial-vestibulär-inzisal-palatinal) Füllungen im Frasacomodell ANA-4 in geschlossener Zahnreihe gelegt. Die Ausarbeitung der Amalgamfüllungen erfolgt mittels Rotringdiamanten (Komet), Proxoshape rot (Intensiv), Brownie und Greenie (Shofu Dental). Die Oberflächen der Kompositfüllungen werden mittels Rotringdiamanten (Komet), Proxoshape rot (Intensiv), Kompositpolierer blau und grau (Komet) sowie Occlubrush (Kerr Hawe) ausgearbeitet.

Für die Kronengerüstherstellung (EMF- und Keramikkronengerüste) erfolgen nach der Präparation eines extrahierten Humanzahnes (Molar) eine Impregumabformung und die Herstellung eines Masterstumpfes aus Gips. Dieser wird mittels des Scanners Straumann CARES Scan CS2 digitalisiert, woraufhin gemäß der CAD/CAM-Prozesskette zunächst ein STL-Datensatz eines Kronengerüsts konstruiert wird. Anschließend werden in einem Fräszentrum jeweils 5 identische Kronengerüste aus verschiedenen Materialien hergestellt (Tab. 6). Die Verblendkeramik Creation ZI-F wird manuell auf Zirkoniumdioxidkeramikscheiben aufgebracht.



Abb. 14: Untersuchte Restaurationen und Gegenstände bei der Bestimmung der Reflexionsgrade am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Von links nach rechts: Kompositfüllung, Amalgamfüllung, edelmetallfreies Kronengerüst, Zirkoniumdioxidkeramik-Kronengerüst, Aluminiumoxidkeramik-Kronengerüst, Lithiumdisilikatkeramik-Kronengerüst, Verblendkeramik auf Zirkoniumdioxidkeramikscheibe, zahnärztlicher Spiegel.

Mithilfe eines Reflexionsaufbaus (Abb. 15) werden die verschiedenen Werkstoffe standardisiert mit dem Er:YAG-Laser beschossen und die reflektierte Strahlung (hauptsächlich gerichtete Reflexion und ein sehr geringer Teil der diffusen Reflexion) erfasst.



Abb. 15: **Reflexionsaufbau zur Bestimmung der Reflexionsgrade** am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzung: ° = Grad (Winkelangabe))

Um die unterschiedlichen Probengeometrien zu berücksichtigen, wird ein Verfahren zur Probenpositionierung mittels einer Einspannhilfe in der Bestrahlungsapparatur entwickelt, wodurch jeweils der gleichen Abstand (10 mm) der Probenoberfläche zum Handstück gewährleistet wird. Die Werkstoffoberflächen werden mit dem KaVo KEY Laser 3+ und dem Handstück 2060 in einem 45° Winkel bestrahlt. Die fünf Frontzahnrestaurationen werden jeweils mit einem Laserpuls vestibulär und palatinal während die fünf Seitenzahnrestaurationen beschossen, auf beiden Approximalflächen (mesial und distal) jeweils ein Mal bestrahlt werden. Hieraus resultiert eine Probenanzahl von n = 10. Die Restauration wird so positioniert, dass der im 45° Winkel auf einen möglichst planen, Laserstrahl ungekrümmten Oberflächenbereich auftrifft, wobei die Reflexion maximal wird (worst case-Szenario). Die am Laser eingestellte Energie (Einkoppelenergie) ist 80 mJ. Hieraus resultiert eine Auskoppelenergie (Eausk) von 58 mJ, die durch direkten Beschuss des Messkopfs ermittelt wird. Um stets unterhalb der Ablationsschwelle zu bleiben, ist es bei zwei Werkstoffen (Komposit, zahnärztlicher Spiegel) notwendig, diese Auskoppelenergie mittels IR-Filter (Tab. 7), die unterhalb des Auskopplungsfensters des Laserhandstücks im Strahlengang positioniert werden, abzuschwächen. Diese reduzierte Auskoppelenergie wird auch über den Messkopf gemessen. Alle Proben werden mit Einzelpulsen beschossen. Die reflektierte Energie (Eref) wird im Abstand von 15 mm mit einem Energiemessgerät (Messkopf OPHIR PE50-DIF-ER-SH-V2 RoHS und Anzeigegerät OPHIR Laserstar) gemessen. Die Position des Messkopfes ist stets so gewählt, dass die gesamte gerichtete Reflexion und ein sehr geringer Teil der diffusen Reflexion erfasst werden.

Aus der Quotientenbildung der reflektierten Energie (E_{ref}) zur ausgekoppelten Energie (E_{ausk}) resultiert der Reflexionsgrad R (in %):

$$R = \frac{E_{ref}}{E_{auskop}} * 100 \%$$

Die statistische Auswertung der Reflexionsgrade für die untersuchten Werkstoffe erfolgt mittels SPSS (IBM SPSS 21.0, IBM Corporation, USA). Zunächst werden deskriptive Statistiken erstellt [35].

Zur Untersuchung ob sich mindestens zwei der Werkstoffe hinsichtlich Ihres Reflexionsgrades unterschieden, wird eine Welch-ANOVA durchgeführt. Mittels des Mann-Whitney-U-Tests wird geprüft ob sich die Reflexionsgrade nach Werkstoff signifikant unterschieden. Die α -Fehler-Kummulierung wird mittels Bonferroni-Korrektur ausgeglichen [35].

2.3 Laserinduzierte Materialveränderung

2.3.1 Ermittlung der Ablationsschwellen

2.3.1.1 Untersuchte Füllungs- und Befestigungswerkstoffe

Die Ermittlung der Ablationsschwellen erfolgt an den in Kapitel 2.2.1.1 aufgeführten 24 Werkstoffen.

2.3.1.2 Probenherstellung zur Ermittlung der Ablationsschwellen

I. Befestigungswerkstoffe

Die jeweils 3 Proben pro Befestigungswerkstoff werden als 200 µm dicke Ausstriche auf korundgestrahlten (Körnung 150 µm, Feinstrahlgerät Renfert Basic Professional) Objektträgern (Thermo Scientific Menzel Gläser) hergestellt. Der mit Ethanol gereinigte Objektträger wird unter die Abstandshalter (Edelstahl, Stärke 200 µm) der Zementierungshilfe (Abb. 16) eingespannt. Der Befestigungswerkstoff wird gemäß den Herstellerangaben angemischt und auf den Objektträger zwischen die Abstandshalter appliziert. Durch das Ziehen eines geschliffenen Objektträgers über die Abstandshalter wird der Werkstoff auf eine Stärke von 200 µm verteilt. Zur Verhinderung einer Sauerstoffinhibitionsschicht muss die Probe mit einem weiteren Objektträger abgedeckt werden. Die beiden Objektträger werden mit Klemmen aufeinander fixiert. Danach wird das Abbinden des Werkstoffs entsprechend den Zeitangaben des Herstellers abgewartet bzw. die Lichtpolymerisation mittels einer LED-Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent) jeweils für 20 Sekunden von allen vier Probenseiten durchgeführt. Anschließend kann die Probe entnommen werden. Mittels eines Skalpells werden – zur Wiedererkennung der einzelnen Stellen – Felder auf die Proben gekratzt. Um den Mundspeichel sowie Körperbedingungen zu simulieren, erfolgt die Probenlagerung für zwei bis vier Wochen in Färbekästen nach Coplin mit Deckel (Carl Roth) in destilliertem Wasser in einem Brutschrank (Memmert INB 500) bei einer Temperatur von 37 °C.


Abb. 16: Vorgehen bei der Herstellung der Befestigungswerkstoff-Proben für die Ablationsschwellenbestimmung und Laserschädigungsuntersuchungen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(a: Applikation des Werkstoffes auf den korundgestrahlten Objektträger in der Zementierungsapparatur; b: Verteilen des Werkstoffes auf dem Objektträger, indem mittels eines weiteren Objektträgers über die 200 µm dicken Abstandshalter-Schienen gestrichen wird; c: ein ungestrahlter Objektträger wird mittels Klemmen auf der Werkstoffprobe befestigt – anschließend erfolgt die Lichtpolymerisation mittels LED-Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent) oder das Abwarten der Aushärtezeit; d: entnommene Probe mit eingekratzten Feldern) (Abkürzung: LED = light-emitting diode)

II. Füllungswerkstoffe

Die jeweils 3 Proben pro Füllungswerkstoff werden als 10 mm x 10 mm x 2,5 mm große Quader in einer Zementierungshilfe aus Polyoxymethylen aufgrund seiner isolierenden Eigenschaften gegenüber dem Werkstoff hergestellt (Abb. 17). Zunächst werden die Zementierungshilfe sowie eine kratzerfreie Glasanmischplatte (VITA, Nr. 725) mit Ethanol gereinigt. Die Zementierungshilfe wird mittig auf die Glasplatte gelegt. Der Füllungswerkstoff wird gemäß den Herstellerangaben angemischt, in die Negativform der Zementierungshilfe appliziert und anschließend mit einem Kugelstopfer verdichtet. Danach wird der Stempel der Zementierungshilfe eingebracht und die ganze Apparatur in eine Prothesenpresse (RECO Hydromatic Press Typ HMP 1251-4, Reco Dental Wiesbaden) gestellt. Nach dem Druckaufbau mittels des hydraulischen Hebels (Kraft: 9807 N) wird das Abbinden des Werkstoffes entsprechend der Zeitangabe des Herstellers abgewartet bzw. die Lichtpolymerisation mittels LED-Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent) durchgeführt. Hierbei

wird von allen vier Seiten der Glasplatte 20 s gehärtet. Danach wird der Druck der Prothesenpresse entfernt und die Glasplatte mit der Zementierungshilfe entnommen. Bei Kompositen erfolgt nun eine zusätzliche 60 s lange Lichthärtung von unten durch die Glaspatte direkt auf die Probe. Anschließend kann die Zementierungshilfe mittels Eindrehen der vier Schrauben geöffnet und die Probe entnommen werden. Die durch die Glasanmischplatte formierte Probenoberfläche wird für die Untersuchung herangezogen. Mittels eines Skalpells werden – zur Wiedererkennung der einzelnen Stellen – Felder auf die Proben gekratzt. Um die Mundbedingungen zu simulieren, erfolgt die Probenlagerung in Kunststoffgefäßen in destilliertem Wasser in einem Brutschrank (Memmert INB 500) bei einer Temperatur von 37°C. Die Proben werden nach zwei bis vier Wochen beschossen.



Abb. 17: Vorgehen bei der Herstellung der Füllungswerkstoff-Proben für die Ablationsschwellenbestimmung und Laserschädigungsuntersuchungen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

a: Zementierungshilfe aus Polyoxymethylen (links Unterteil mit Abflussrillen, rechts Oberteil mit Stempel); b: Befüllen des Unterteils, das mit den Abflussrillen nach unten auf einer Glasplatte liegt; c: Verdichten des Werkstoffes mittels eines Kugelstopfers; d: Oberteil mit Stempel auf Unterteil aufsetzen; e: gesamte Zementierungsapparatur auf Glasplatte in Prothesenpresse einbringen und Druck aufbauen (9807 N), gegebenenfalls Lichtpolymerisation mittels LED-Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent); f: Entnahme der Werkstoffprobe: durch Hineindrehen der 4 Schrauben löst sich das Ober- vom Unterteil; g: fertige Werkstoffprobe mit hineingekratzter Unterteilung (4 Felder)

(Abkürzung: LED = light-emitting diode)

2.3.1.3 Versuchsaufbau und -durchführung

Die zu beobachtenden Effekte bei der Ablation beruhen auf einer Oberflächenschädigung des Werkstoffes. Bei hohen Energiedichten ist ein klarer Ablationskrater erkennbar. Mit Abnahme der Energiedichte wird dieser Ablationskrater immer schwächer bis dieser ganz verschwindet. Die Energiedichte beim "Verschwinden" des Ablationskraters wird daher bestimmt und liefert den Ablationsschwellenwert.

Im Folgenden wird ein Bestrahlungsaufbau (Abb. 18) erstellt, mit dem unter standardisierten Bedingungen die Ablationsschwellen bestimmt werden können.

Tab. 7: Gläser und IR-Filter zur Abschwächung des Laserstrahls bei der Bestimmung der Ablationsschwellen an Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: nm = Nanometer; % = Prozent; IR = Infrarot

Material	Transmission bei 2940 nm (%)
Objektträger	82
Quarzplatte	68
IR-Glas GI.U	39
IR-Glas GII.B	31
IR-Glas GIII.B	35

Durch Einbringen der Filter in den Strahlengang wird die Energiedichte immer weiter reduziert, bis die Ablationsschwelle erreicht ist. Die Beurteilung der beschossenen Proben – und somit die Bestimmung der Ablationsschwelle – erfolgt unter dem Lichtmikroskop (ZEISS Axioplan).

Die Füllungsmaterialproben werden mit einer Vorrichtung in Knete gepresst, so dass die Probe beim Laserbeschuss planparallel liegt (Abb. 18). Die auf Objektträgern ausgestrichenen Befestigungsmaterialien können ohne weitere Vorbereitung beschossen werden.

Der Abstand von 10 mm zwischen Laseraustrittsfenster und Probe wird durch zwei Anschläge (oberer Anschlag für Füllungsmaterialien, unterer Anschlag für Befestigungsmaterialien) auf dem Profil des Aufbaus gewährleistet.

2 Material und Methode



Abb. 18: Bestrahlungsaufbau zur Bestimmung der Ablationsschwellen an Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

Gesucht wird der Schwellenwert, bei dem gerade noch Abtragserscheinungen bzw. Oberflächenschädigungen zu beobachten sind. Dazu wird mit Einzelpulsen auf die und Befestigungsmaterialproben Füllungsgeschossen. Da die Abtragsschwellenwerte als Energiedichten angegeben werden, muss zunächst der Fleckdurchmesser ermittelt werden. Hierzu wird auf Burn Paper geschossen und der Fleckdurchmesser unter dem Lichtmikroskop gemessen. Mittels des Fleckfläche ($A = \pi \cdot d^2 / 4$) berechnet. Fleckdurchmessers d wird die Die Ablationsschwelle H_{Abl} ergibt sich aus $H_{Abl} = \frac{E}{4}$, wobei E die mit dem Energiemessgerät gemessene Auskoppelenergie darstellt und A die Fleckfläche.

2.3.2 Lichtmikroskopische und LSM-Untersuchung der Laserschädigung

2.3.2.1 Untersuchte Füllungs- und Befestigungswerkstoffe

Für die Untersuchung der Laserschädigung werden 8 exemplarische Werkstoffe der bisher 24 untersuchten Werkstoffe verwendet (Tab. 8 und 9).

Tab. 8: Befestigungswerkstoffe für die Untersuchung der Laserschädigung am Institut fürLasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

Befestigungs- werkstoff	Hersteller	Art des Werkstoffes	Farbton
HY-Bond Zinc Phosphate Cement	Shofu Dental	Zink-Phosphat-Zement	universal
Ketac Cem	3M Espe	Glasionomerzement	dentin- ähnlich gelb
Panavia F 2.0	Kuraray	Komposit	light
SmartCem 2	Dentsply	Komposit	medium
Variolink II	Ivoclar Vivadent	Komposit	universal

Tab. 9: Füllungswerkstoffe für die Untersuchung der Laserschädigung am Institut fürLasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

Füllungswerkstoff	Hersteller	Art des Werkstoffes	Farbton
Cupro-Dur N	Merz	Silikophosphatzement	hellgelb
Filtek Silorane	3M Espe	Komposit auf Siloran-Basis	A3
Venus Diamond	Heraeus Kulzer	Komposit	A3

2.3.2.2 Probenherstellung zur lichtmikroskopischen und LSM-Untersuchung der Laserschädigung

Die Probenherstellung erfolgt entsprechend dem bei den Ablationsschwellenbestimmungen beschriebenen Verfahren (siehe 2.3.1.2), wobei 10 Proben je Werkstoff hergestellt werden.

2.3.2.3 Durchführung der lichtmikroskopischen und LSM-Untersuchung der Laserschädigung

Die Oberfläche der hergestellten Proben wird zunächst unter dem Lichtmikroskop (Olympus SZX7) beurteilt und sieben makellose, blasenfreie Stellen verteilt auf zwei bis drei Proben für die verschiedenen Laserparameter (Tab. 10) ausgewählt. Hieraus ergibt sich eine tatsächliche Probenzahl von n = 5. Die Oberfläche von Venus Diamond wird zusätzlich unter dem LSM charakterisiert (Abb. 19).



Abb. 19: **Venus-Diamond-Probe vor Laserbeschuss** im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

a: ganze Probe unter dem Lichtmikroskop, b: Detailaufnahme eines Probenfeldes unter dem Lichtmikroskop, c: Detailaufnahme eines Probenfeldes unter dem Laser Scanning Mikroskop.
(Abkürzung: mm = Millimeter)

Anschließend werden die Proben mit dem KaVo KEY Laser 3+ (Handstück 2060) beschossen. Auf die Proben wird mit Einzelpulsen im "Long pulse"-Modus geschossen, da es sich bei dieser Einstellung um den häufiger verwendeten Modus handelt und im "Short pulse"-Modus keine Frequenzen unter 10 Hz einstellbar sind (Laserparameter siehe Tab. 10). Auf das Wasserspray wird verzichtet, da das worst-case-Szenario untersucht werden soll.

Um den Fokus des Laserhandstücks 2060 zu bestimmen, wird zunächst in verschiedenen Abständen auf Fotopapier (Burn Paper) geschossen. Die Ablation wird anschließend unter dem Mikroskop bewertet und der Fleckdurchmesser vermessen, wobei sich der geringste Fleckdurchmesser bei 10 mm Abstand abbildet. Dieser Arbeitsabstand liegt auch innerhalb der Empfehlung von KaVo [64]. Als Arbeitsabstand wird dementsprechend 10 mm gewählt, danach werden weitere Laserbestrahlungen im Abstand von 15 mm durchgeführt, da simuliert werden soll, dass der Laserstrahl zunächst auf eine Keramikrestauration bzw. einen zahnärztlichen Spiegel trifft und von dort auf eine Restauration am Nachbarzahn reflektiert wird (Abb. 20). Als höchster Wert wird 600 mJ (570 mJ Auskoppelenergie) herangenommen, da dies die höchste einstellbare Pulsenergie ist. Die weiteren Energien entsprechen einer Abstufung analog der Reflexion an einem zahnärztlichen Spiegel sowie an - klinisch häufig verwendeter - Lithiumdisilikatkeramik. Als weiterer Ausgangswert dienen 200 mJ (190 mJ Auskoppelenergie), da dies im Rahmen der Dentinablation (sowohl kariöses als auch gesundes Dentin) eine gängige Energieeinstellung ist, sowie deren Abstufungen entsprechend der beschriebenen Reflexionen. Außerdem wird ein subablativer Wert (30 - 38,5 % unterhalb der Ablationsschwelle) definiert, um mögliche thermische Schädigungen wie beispielsweise Rissbildungen beurteilen zu können.



Abb. 20: **Simulierte Szenarien** im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

a Szenario 1: Der Laserstrahl trifft zunächst auf eine Lithiumdisilikatkeramikkrone. An dieser wird er reflektiert, so dass ein Teil der Laserenergie auf die Füllung am Nachbarzahn trifft. Der Gesamtweg (inklusive Reflexion), den der Laserstrahl zurücklegt, beträgt 15 mm.

b Szenario 2: Der Laserstrahl trifft zunächst auf einen zahnärztlichen Spiegel. An diesem wird er reflektiert, so dass ein Teil der Laserenergie auf den Kronenrand einer nahegelegenen Restauration trifft. Der Gesamtweg (inklusive Reflexion), den der Laserstrahl zurücklegt, beträgt 15 mm. (Abkürzung: mm = Millimeter)

Tab. 10: Parametereinstellungen im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: mJ = Millijoule; J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter; mm = Millimeter; % = Prozent; OT = Objektträger)

Energieein-	Auskoppel-	Energie-	Energieein-	Ab-	entspricht
stellung am	energie⁴	dichte⁵	stellung und	stand	
KEY Laser 3+			Abschwächung		
600 mJ	570 mJ	113,4 J/cm ²	600 mJ	10 mm	direkter Beschuss; normaler
					Arbeitsabstand
490 mJ	466 mJ	53,82 J/cm ²	600 mJ + 1 OT	15 mm	Reflexion am zahnärztlichen
					Spiegel (ca. 80 %); normaler
					Arbeitsabstand 10 mm
					zuzüglich 5 mm Abstand
					zum Nachbarzahn
60 mJ	57 mJ	6,58 J/cm ²	80 mJ + 1 OT	15 mm	Reflexion an
					Lithiumdisilikatkeramik (ca.
					10 %); normaler
					Arbeitsabstand 10 mm
					zuzüglich 5 mm Abstand
					zum Nachbarzahn
200 mJ	190 mJ	37,8 J/cm ²	200 mJ	10 mm	direkter Beschuss; normaler
					Arbeitsabstand
163 mJ	155 mJ	17,9 J/cm ²	200 mJ + 1 OT	15 mm	Reflexion am zahnärztlichen
					Spiegel (ca. 80 %); normaler
					Arbeitsabstand 10 mm
					zuzüglich 5 mm Abstand
					zum Nachbarzahn
20 mJ	19 mJ	2,19 J/cm ²	80 mJ + 6 OTs	15 mm	Reflexion an
					Lithiumdisilikatkeramik (ca.
					10 %); normaler
					Arbeitsabstand 10 mm
					zuzüglich 5 mm Abstand
					zum Nachbarzahn
30 - 38,5 %	entsprechend		entsprechende	15 mm	
subablativ	Ablationsschwelle		Anzahl OTs		

⁴ ca. 5 % Transmissionsverlust

⁵ Energiedichte: $\Phi = E_{Puls}/A [J/cm^2]$

Um ein standardisiertes Verfahren beim Laserbeschuss zu gewährleisten, wird ein fester Bestrahlungsaufbau erstellt (Abb. 21).



Abb. 21: Bestrahlungsaufbau zur Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

Durch einen oberen und einen unteren Anschlag sowie zwei verschieden dicke Unterlegplatten kann der Aufbau an die beiden Probenstärken (Füllungsmaterialien: Probenstärke 2,5 mm; Befestigungsmaterialien: Probenstärke 0,2 mm + 1 mm Objektträger) sowie an die beiden Arbeitsabstände (10 mm und 15 mm) angepasst werden. Der Einsatz einer mechanischen Verschiebeeinheit in Form eines Kreuztisches ermöglicht in die zuvor unter dem Lichtmikroskop charakterisierten Probenstellen einen Ablationskrater mittig zu positionieren, so dass ein Rasterschema entsteht, bei dem jeder Lasereinschlag nachträglich identifiziert werden kann. Der Fleckdurchmesser beträgt bei 10 mm Abstand 0,8 mm, bei 15 mm Abstand 1,05 mm (ermittelt auf Burn Paper).

Die Laserauswirkungen werden mittels des Lichtmikroskops (Olympus SZX7, 3,2fache Vergrößerung) beurteilt, wobei die jeweiligen Kraterdurchmesser ausgemessen werden. Zur Erhöhung der Messsicherheit wird dabei in horizontaler und vertikaler Richtung der Kraterdurchmesser mittels der integrierten Mikrometerskala ermittelt und der Mittelwert gebildet.

Zur Auswertung der lichtmikroskopischen Untersuchungen werden zunächst deskriptive Statistiken (IBM SPSS 21.0, IBM Corporation, USA) erstellt [35].

Um den Einfluss des Werkstoffs auf den Kraterdurchmesser je Lasereinstellung zu 39

überprüfen, wird eine Welch-ANOVA und der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt (Varianzenhomogenität nicht gegeben: Levene-Test: F(7,279) = 7,215; p < 0,001, s., daher einfaktorielle ANOVA nicht möglich). Die α -Fehler-Kummulierung wird mittels Bonferroni-Korrektur ausgeglichen [35].

Um den Einfluss der Laserenergiedichte auf den Kraterdurchmesser je Werkstoff zu überprüfen, werden eine Welch-ANOVA und der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt (Varianzenhomogenität nicht gegeben: Levene-Test: F(6,216) = 16,804, p < 0,001, s., daher einfaktorielle ANOVA nicht möglich). Die α -Fehler-Kummulierung wird mittels Bonferroni-Korrektur ausgeglichen [35].

Um den Einfluss beider Faktoren (Werkstoff, Laserenergiedichte) auf den Kraterdurchmesser zu ermitteln, wird der Scheirer-Ray-Hare-Test (nichtparametrische Alternative zur multifaktoriellen ANOVA) [28,113], herangezogen (Varianzenhomogenität nicht gegeben: Levene-Test: F(55,231) = 56,829; p < 0,001, s., daher zweifaktorielle ANOVA nicht möglich) [35].

Anschließend werden die fünf Proben Venus Diamond unter dem LSM (LSM 510, Carl Zeiss) im Expert Mode vermessen. Dabei werden die Kraterdurchmesser, die Kratertiefe sowie das Kratervolumen ermittelt. Durch die LSM-Aufnahmen vor und nach dem Laserbeschuss ist ein Vorher-Nachher-Vergleich möglich.

Es werden Schnitte in Tiefen von 1 bis 200 µm aufgenommen und daraus Topografieaufnahmen erstellt. Im dreidimensionalen Datensatz sind eine Bestimmung des tiefsten Punktes sowie des Kraterdurchmessers möglich. Die Kratertiefe wird ermittelt, indem zunächst auf die Oberfläche der Probe und anschließend auf den tiefsten Punkt der Probe im Datensatz fokussiert wird. Aus der Differenz dieser Punkte wird die Kratertiefe berechnet. Das Abtragvolumen wird mittels fiktiver Flüssigkeitsbefüllung des dreidimensionalen Datensatzes bestimmt.

Zur statistischen Auswertung der LSM-Untersuchungen werden zunächst deskriptive Statistiken (IBM SPSS 21.0, IBM Corporation, USA) erstellt. Dabei werden die Mittelwerte von Kraterdurchmesser, -tiefe und -volumen nach Lasereinstellung (Auskoppelenergie, Abstand) ermittelt [35].

Um den Einfluss der Lasereinstellung (Abstand, Auskoppelenergie) auf den Kraterdurchmesser bzw. die -tiefe zu überprüfen, werden eine einfaktorielle ANOVA und der Tukey-Test durchgeführt (Varianzenhomogenität gegeben: Levene-Test: Kraterdurchmesser F(6, 35) = 2,061; p = 0,083, n.s.; Kratertiefe F(4, 25) = 2,385; p = 0,078, n.s.). Die These, dass sich die Karterdurchmesser bzw. -tiefen bei den

Lasereinstellungen im Abstand von 10 mm signifikant von denen bei 15 mm unterscheiden, wird jeweils mittels eines Kontrast-Tests überprüft [35].

Um den Einfluss der Lasereinstellung auf das Kratervolumen zu überprüfen, werden eine Welch-ANOVA und der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt (Varianzenhomogenität nicht gegeben: Levene-Test: F(4, 25) = 9,2; p < 0,001, s.). Zum Vergleich der Kratervolumina je nach Lasereinstellung untereinander wird der Mann-Whitney-U-Test angewandt. Die α -Fehler-Kummulierung wird mittels Bonferroni-Korrektur ausgeglichen [35].

3 Ergebnisse

3.1 Optische Grundlagenuntersuchungen

3.1.1 Spektroskopische Untersuchungen

3.1.1.1 Messung der kollimierten Transmission im Spektrometer

Die Differenz der beiden Transmissionsmessungen an derselben Probenstelle zeigt die hohe Messgenauigkeit des Photospektrometers (Abb. 22).



Abb. 22: Differenz der beiden Transmissionsmessungen an derselben Stelle (Probe: Venus Diamond, 200 μm) im Photospektrometer Cary 5000 im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: - = Minus; % = Prozent; nm = Nanometer; µm = Mikrometer)

Die hohe Detektorempfindlichkeit liegt im Bereich von 300 bis 3000 nm. Daher ist das Gerät Cary 5000 nur bis 3000 nm spezifiziert [131], allerdings ist die Abweichung von 3000 bis 3300 nm gering (Abb. 22), so dass in diesem Bereich durchaus Tendenzen beschrieben werden können.

Das Spektrum der kollimierten Transmission soll anhand der Proben Venus Diamond (Abb. 23) und SmartCem 2 (Abb. 24) veranschaulicht werden.



Abb. 23: **Transmissionsspektren von Venus Diamond (a 200 μm-, b 100 μm-Proben)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; μm = Mikrometer; nm = Nanometer)



Abb. 24: **Transmissionsspektren von SmartCem2 (a 200 μm-, b 100 μm-Proben)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; μm = Mikrometer; nm = Nanometer)

Der Spektrenverlauf der acht Einzelmessungen der 200 µm-Proben und der vier Einzelmessungen der 100 µm-Proben ist sehr gut reproduzierbar. Die aus den Einzelmessungen berechneten Mittelwertkurven für die 200 µm-Proben sind in den Abbildungen 25 - 27 für die verschiedenen Werkstoffklassen dargestellt. Die 100 µm-Spektren sind im Anhang (Abb. 47 - 49 im Anhang) zu finden.

3 Ergebnisse



Abb. 25: **Transmissionsspektren der untersuchten Komposite (200 μm-Proben, Mittelwerte)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; μm = Mikrometer)



Abb. 26: Transmissionsspektren der untersuchten Glasionomerzemente, Kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente (*) und Kompomere (**) (200 μm-Proben, Mittelwerte) im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; μm = Mikrometer



Abb. 27: Transmissionsspektren der untersuchten sonstigen Zemente (200 μ m-Proben, **Mittelwerte**) im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer)

Generell zeigen die Spektren neben einzelnen Peaks eher breitbandige Verläufe. Im Folgenden wird Bezug auf die 200 µm-Messungen genommen. Die 100 µm-Messungen weisen die gleichen Charakteristika mit lediglich etwas höheren Transmissionswerten auf.

Die untersuchten Komposite verfügen über deutlich höhere Transmissionswerte als die übrigen Werkstoffe. Ab ca. 300 nm steigt die Transmission an. Das Maximum (bei den 200 µm Proben-Proben) liegt bei 1850 bis 1875 nm im Bereich von 70 bis 100 %. Im Bereich von 2800 bis 3000 nm wird kaum Strahlung transmittiert. Eine Ausnahme

stellen hier die Silorane dar: Sie haben in diesem Wellenlängenbereich zwar ebenfalls ein Minimum, allerdings wird hier noch ein etwas größerer Teil der Strahlung transmittiert (5,5 % bei 2900 nm, 200 µm-Proben). Im Wellenlängenbereich von 2900 nm folgt ein stark verbreiteter Peak, welcher den OH-Valenzschwingungen zuzuordnen ist, also durch Wasser, Carboxylgruppen und anderen OH-Funktionalitäten verursacht wird [39].

Glasionomerzement zeigt – verglichen mit den untersuchten Kompositen – über den gesamten untersuchten Wellenlängenbereich sehr geringe Transmissionswerte. Die Transmissionsmaxima bei den 200 µm-Proben liegen unterhalb von 10 %. Die Spektrenverläufe der Glasionomerzemente steigen ab 300 nm an. Das Transmissionsmaximum ist bei ca. 1800 bis 1850 nm erreicht. Bei ca. 1930 nm ist ein Einschnitt zu erkennen, während danach ein weiteres Transmissionsmaximum im Bereich von 2175 nm folgt. Danach fällt die Transmission ab. Oberhalb von 2700 nm ist die Transmission sehr gering – nahezu null.

Silikophosphatzement (Cupro-Dur N) und Zinkoxidphosphatzement (HY-Bond Zinc Phosphate Cement) zeigen extrem niedrige Transmissionswerte. Die eintreffende Strahlung wird fast vollständig absorbiert. Cupro-Dur N hat ein Maximum bei 1840 nm (2,8 %) und bei 2150 nm (2,7 %). HY-Bond Zinc Phosphate Cement hat ein Maximum bei ca. 500 bis 1400 nm und bei 1500 bis 1900 nm (bis zu 0,3 %).

Die Spektren von Schmelz und Dentin, die als Referenz für die Füllungs- und Befestigungswerkstoffspektren dienen sollen, stellen sich wie folgt dar (Abb. 28 und 29):







Abb. 29: **Transmissionsspektrum von Dentin (200 µm- und 100 µm- Proben, Mittelwerte) als Referenz** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; µm = Mikrometer)

Schmelz hat im Wellenlängenbereich von 300 bis 2700 nm hohe Transmissionswerte von bis zu ca. 65 %. Bei 2800 nm ist die Transmission null, wobei die Wellenlängen oberhalb davon nicht beurteilbar sind.

Dentin hat im Wellenlängenbereich von 300 bis 2700 nm relativ niedrige Transmissionswerte von bis zu 2 % bei 1300 nm. Ebenfalls bei 2800 nm ist die Transmission null, wobei die Wellenlängen oberhalb davon auch nicht beurteilbar sind.

3.1.1.2 Optische Absorptionslängen

Die Berechnung der optischen Absorptionslänge anhand der 200 µm- und 100 µm-Messungen liefern für jeden Werkstoff ein Diagramm, das anhand von Venus Diamond exemplarisch dargestellt werden soll (Abb. 30):



Abb. 30: **Optische Absorptionlängen von Venus Diamond (in Abhängigkeit der Wellenlänge, Mittelwerte)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: mm = Millimeter; nm = Nanometer)

Außerdem soll die optische Absorptionslänge von Dentin dargestellt werden (Abb. 31). Die Berechnung der optischen Absorptionslänge von Schmelz ist aus den in Kapitel 2.2.1.3 aufgeführten Gründen nicht möglich.



Abb. 31: **Optische Absorptionlängen von Dentin (in Abhängigkeit der Wellenlänge, Mittelwerte)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: mm = Millimeter, nm = Nanometer)

Um die Interaktion eines bestimmten Lasers mit einem Werkstoff zu beurteilen, muss die optische Absorptionslänge entsprechend der jeweiligen Laserwellenlänge betrachtet werden. Dieses Verhalten stellen die folgenden beiden Abbildungen dar (Abb. 32 und 33):

3 Ergebnisse



Abb. 32: **Optische Absorptionslängen (Mittelwerte) der untersuchten Befestigungswerkstoffe bei verschiedenen Laserwellenlängen** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungsund Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (* =Kunststoff-modifizierter Glasionomerzement; ** = Kompomer; Abkürzungen: mm = Millimeter; Ho:YAG-Laser = Holmium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser; Nd:YAG-Laser = Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser; Er, Cr:YSGG-Laser = Erbium- und Chromium- dotierter Yttrium-Scandium-Gallium-Granat-Laser; Er:YAG-Laser = Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser; Nttrium-Aluminium-Granat-Laser; nm = Nanometer)



Abb. 33: Optische Absorptionslängen (Mittelwerte) der untersuchten Füllungswerkstoffe bei verschiedenen Laserwellenlängen im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungsund Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: mm = Millimeter; Ho:YAG-Laser = Holmium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser; Nd:YAG-Laser = Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser; Er, Cr:YSGG-Laser = Erbium- und Chromium- dotierter Yttrium-Scandium-Gallium-Granat-Laser; Er:YAG-Laser = Erbium-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser; nm = Nanometer)

Messungenauigkeiten Bei sehr kleinen Transmissionswerten fallen des Photospektrometers (u.a. durch die Abnahme der Detektorempfindlichkeit) sowie Messungenauigkeiten durch die Probenherstellung und -positionierung stark ins Gewicht. Die Berechnung der optischen Absorptionslängen ergibt somit für diese sehr kleinen Transmissionswerte verfälschte Werte. Daher wurden zur Berechnung der optischen Absorptionslängen Transmissionswerte unterhalb von 2 % aus der Auswertung gestrichen. Die meisten Glasionomerzemente zeigen sehr kleine optische Absorptionslängen. Im Vergleich hierzu verfügen Komposite über deutlich höhere Werte. Den höchsten optischen Absorptionslängenwert (3,37 mm) weisen die Filtek Silorane bei 2100 nm (entspricht Ho:YAG-Laser) auf. Die größte optische Absorptionslänge (0,09 mm) für die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers (2940 nm) zeigt sich ebenfalls bei den Filtek Siloranen.

3.1.1.3 Spektrale Analyse anhand der Werkstoffbestandteile

Die spektrale Analyse der untersuchten Werkstoffe soll an drei Vertretern der Werkstoffgruppen dargestellt werden: CX-Plus Glasionomer Cement, Variolink II (Komposit) und HY-Bond Zinc Phosphate Cement (Zinkoxidphosphatzement).

Glasionomerzement:

Als Vertreter wird das CX-Plus Glasionomer Cement gewählt, da hier die Zusammensetzung (Herstellerangabe) genau bekannt ist (Abb. 34).



Abb. 34: Transmissionsspektrum von CX-Plus Glasionomer Cement (200 µm-Proben) im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die Pfeile zeigen die kongruenten Peaks des CX-Plus Glasionomer Cement- und des Quarz-Spektrums (vergleiche Abbildung 35). Zudem sind weitere Stoffe, die in bestimmten Wellenlängenbereichen absorbieren, eingezeichnet.

Herstellerangaben zur Zusammensetzung: Siliziumdioxid (SiO₂; Quarz): 24,8 Gew.-%; Aluminiumoxid (Al₂O₃): 20 Gew.-%; Lanthanumoxid (La₂O₃): 20,9 Gew.-%; Aluminiumposphat (AlPO₄): 5 Gew.%; Aluminiumfluorid-trihydrat (AlF₃*3H₂O): 7,3 Gew.-%; Calciumfluorid (CaF₂): 22 Gew.-%; Farbpigmente: mikro Gew.-%

(Abkürzungen: % = Prozent; Gew.-% = Gewichtsprozent; nm = Nanometer; μ m = Mikrometer; AlPO₄ = Aluminiumphosphat; CaF₂ = Calciumfluorid; La₂O₃ = Lanthanoxid; AlF₃ = Aluminiumfluorid; CaF₃ = Calciumfluorid; OH = Hydroxy)

Die Peaks 1 bis 3 (Abb. 34) können auf den hohen Anteil von Quarz (24,8 Gew.-%) im CX-Plus Glasionomer Cement zurückzuführen sein (siehe Peaks 1 - 3 im Transmissionsspektrum von Quarzglas, Abb. 35).



Abb. 35: Transmissionsspektrum von Quarz (SiO₂-Glas, Suprasil, 10 mm Probendicke) nach [142]. Die Pfeile zeigen die kongruenten Peaks des CX-Plus Glasionomer Cement- und Quarz-Spektrums.

(Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; mm = Millimeter; SiO₂ = Siliziumdioxid)

Das Transmissionsminimum im Bereich von 2900 bis 3000 nm wird durch die OH-Valenzschwingungen von Wasser und Carbonsäuren verursacht [39]. Des Weiteren absorbieren AIPO₄ (5 Gew.-%), CaF₂ (22 Gew.-%) und La₂O₃ (20,9 Gew.-%) bei 2700 bis 3000 nm (Tab. 17 im Anhang).

Komposit

Die Matrix der Komposite besteht aus polymerisierbaren Harzen; überwiegend sind diese Dimethacrylate (z.B. BisGMA) und Vernetzermonomere (z.B. TEGDMA). Abbildung 36 zeigt die aufgenommenen Monomerspektren.



Abb. 36: **Transmissionsspektrum der Monomere BisGMA**, **HEMA**, **TMPTMA**, **UDMA und TEGDMA** (**Mittelwerte**) im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die Probendicken sind rechts oben in der Legende genannt. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; BisGMA = Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat; HEMA = Hydroxymethylmethacrylat; TMPTMA = Trimethylpropan-Trimethacrylat; UDMA = Urethandimethacrylat; TEGDMA = Triethylenglycol-dimethacrylat; mm = Millimeter)

Als Vertreter der Komposite soll an dieser Stelle Variolink II analysiert werden (Abb. 37). Die Transmissionsminima von Variolink II und BisGMA sind im Bereich von 1680 nm, 2160 nm, 2280 nm sowie 2460 nm identisch (siehe Peaks 1 - 4 in Abb. 37). Der Peak bei 975 nm rührt nicht von den BisGMA her. Wahrscheinlich kommt er durch die Füllkörper oder Additive zustande.



Abb. 37: Transmissionsspektrum von Variolink II (rot, 200 µm-Proben, Mittelwerte der 8 Messungen) und BisGMA (grün, 1 mm-Probe) im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die Pfeile zeigen die kongruenten Peaks des Variolinik II- und BisGMA-Spektrums. Zudem sind die OH- und CH-Valenzschwingungen eingezeichnet.

(Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; µm = Mikrometer; mm = Millimeter; BisGMA = Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat; OH = Hydroxy; CH = Kohlenwasserstoff)

Auffällig ist zudem die Konkordanz der Kompositspektren mit dem Quarzspektrum (Abb. 35). Grundbestandteil der Füllstoffe der Komposite ist Quarzglas mit ca. 50 bis 60 Gew.-%, außerdem sind Borsilikatgläser oder Lithiumaluminiumsilikatgläser sowie Zugaben von Metalloxiden, wie Aluminium, Strontium, Zirkonium, Yttrium und Ytterbium enthalten [74]. Die heutigen Mikrohybridkomposit-Füllungsmaterialien haben eine Füllerkonzentration von ca. 70 bis 80 Vol.-%, wobei der Füllstoff bereits Vorpolymerisate enthält [10,21].

Der Bereich von 2900 bis 3000 nm, in dem die Transmission nahezu null ist, ist auf die Valenzschwingungen der OH-Gruppen zurückzuführen. Die niedrige Transmission oberhalb von 3000 nm rührt zudem von den CH-Valenzschwingungen her [39]. Der

OH-Peak fällt sehr breit aus (ca. 300 - 400 nm). Die OH-Gruppe scheint daher mit verschiedenen Metalloxiden Wechselwirkungen einzugehen.

Zinkoxidphosphatzement

Die hohen Anteile von Zinkoxid (81 Gew.-%) und Magnesiumoxid (11 Gew.-%) spiegeln sich im Transmissionspektrenverlauf von HY-Bond Zinc Phosphate Cement (Abb. 38) wider, was im Vergleich mit dem Transmissionsspektrum von Zinkoxid (Abb. 39 rot; vergleiche Peaks 1 und 2 in Abb. 38 und 39) und Magnesiumoxid (Abb. 39) deutlich wird.



Abb. 38: Transmissionsspektrum von HY-Bond Zinc Phosphate Cement (rot, 200 µm-Proben, Mittelwerte der 8 Messungen) im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die Pfeile zeigen die kongruenten Peaks des HY-Bond Zinc Phosphate Cement- und des Zinkoxid-Spektrums (vergleiche Abbildung 39). Zudem ist der Verlauf des Spektrums auf die Absorption von Magnesiumoxid (vergleiche Abbildung 39) zurückzuführen und es sind weitere Stoffe, die in bestimmten Wellenlängenbereichen absorbieren, eingezeichnet.

(Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer; ZnO = Zinkoxid; MgO = Magnesiumoxid; OH = Hyroxy)



Abb. 39: Transmissionsspektrum von Zinkoxid (rot) nach [125] und Magnesiumoxid (blau) nach [127]. Die Pfeile zeigen die mit dem Transmissionsspektrum von HY-Bond Zinc Phosphate Cement kongruenten Peaks.

```
(Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer)
```

Der Bereich von 2900 bis 3000 nm, in dem die Transmission nahezu null ist, ist ebenfalls auf die Valenzschwingungen der OH-Gruppen des Wassers und der Phosphorsäure zurück zu führen [39]. Die niedrigen Transmissionswerte um 3000 nm könnten auch zusätzlich aufgrund der Absorption in Zinkoxid (2593 nm, 2932 nm) und Magnesiumoxid (2720 nm und 2910 nm) zustande kommen.

3.1.2 Ermittlung der Reflexionsgrade des Er:YAG-Lasers an verschiedenen direkten und indirekten Restaurationswerkstoffen

Die Reflexionsgrade der untersuchten Restaurationswerkstoffe stellen sich wie folgt dar (Tab. 11):

Tab. 11: **Mittelwerte und Standardabweichungen bei der Untersuchung der Reflexionsgrade verschiedener Werkstoffe** am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: % = Prozent; EMF = edelmetallfreie Legierung; ZrO₂ = Zirkoniumdioxid(-keramik); Al₂O₃ = Aluminiumoxid(-keramik); LS₂ = Lithiumdisilikat(-keramik))

Werkstoff	Mittelwert Reflexionsgrad (%)	Standardabweichung
Amalgam	72,79	0,91
Komposit	4,54	0,41
EMF	82,43	1,76
ZrO ₂	29,24	0,67
Al ₂ O ₃	28,34	0,96
LS ₂	11,98	0,89
Verblendkeramik	16,48	0,43
Spiegel	80,06	2,92

Den höchsten Reflexionsgrad zeigt die edelmetallfreie Legierung (82,43 % \pm 0,018), gefolgt vom zahnärztlichen Spiegel (80,06 % \pm 0,030) und Amalgam (72,79 % \pm 0,009), während der Reflexionsgrad der verschiedenen Keramiken bei 29,24 % \pm 0,007 bis 11,98 % \pm 0,009 und der von Komposit bei 4,54 % \pm 0,004 liegt.

Die Welch-ANOVA bestätigt, dass sich mindestens zwei der Werkstoffe hinsichtlich ihres Reflexionsgrades unterscheiden (F(7, 30) = 8697,10; p < 0,001, s.). Mittels des Mann-Whitney-U-Tests kann gezeigt werden, dass sich – bis auf ZrO₂ und Al₂O₃ sowie EMF und zahnärztlicher Spiegel – alle Stufen der Variable "Werkstoff" signifikant unterscheiden.

3.2 Laserinduzierte Materialveränderung

3.2.1 Ablationsschwellen

Die Ablationsschwellenuntersuchung mit dem Er:YAG-Laser soll anhand von Mikroskopieaufnahmen an den Kompositen RelyX Veneer und Venus Diamond veranschaulicht werden.

Die folgenden Mikroskopieaufnahmen (Abb. 40) stellen die Laserschädigung der Werkstoffoberfläche in Abhängigkeit von der Energiedichte dar. Die Ablationsschwelle liegt bei RelyX Veneer und bei Venus Diamond bei 2,7 J/cm².

RelyX Veneer			<i>i</i>	Age	
Venus Diamond				A.C.	
Energiedichte	14,9 J/cm ²	5,7 J/cm ²	4,2 J/cm ²	3,6 J/cm ²	2,7 J/cm ² (= Ablations- schwelle)

Abb. 40: Ablationsschwellenbestimmung von RelyX Veneer und Venus Diamod unter dem Lichtmikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzung: J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter)

Abb. 41 zeigt die ermittelten Ablationsschwellen der untersuchten Werkstoffe.





Quadratzentimeter)

Besonders niedrige Ablationsschwellen haben die konventionellen Zemente (hell- und dunkelblau). Die Glasionomerzemente (dunkelblau) zeigen hierbei Schwellenwerte von ca. 0,71 bis 1,22 J/cm², gefolgt von Zinkoxidphosphatzement (HY-Bond) mit 1,45 J/cm² (hellblau). Komposite (rot) weisen mit 0,96 bis 5,71 J/cm² deutlich höhere Werte auf. Ebenso verhält sich Silikophosphatzement (Cupro-Dur N) mit 2,65 J/cm² (hellblau).

3.2.2 Lichtmikroskopische und LSM-Untersuchung der

Laserschädigung

Tabelle 12 und 13 geben eine Übersicht und einen Vergleich über die Auswirkung der verschiedenen gewählten Laserparameter auf die unterschiedlichen Werkstoffe:

acor.	Auskoppel- energie	570 mJ	190 mJ	466 m J	155 mJ	57 mJ	19 mJ	30 – 38,5 % subablativ
narameter	Abstand	10 mm	10mm	15 mm	15 mm	15 mm	15 mm	15 mm
	Energie- dichte	113,4 J/cm ²	37,8 J/cm ²	52,82 J/cm ²	17,9 J/cm ²	6,58 J/cm ²	2,19 J/cm ²	
	Filtek Silorane	A Contraction of the second				and the second se		
ł	Panavia F 2.0	Commentation of the second sec		a sum	G ^{3 mm}	0.5 mm	uu ee	
Composite	SmartCem 2	I must		Contraction of the second seco	Contraction of the second seco	Simmer Street	0.5 mm	u Sama
•	Variolink II	Constraint of the second se	A	Level and the second se	Contraction of the second seco		<u>asona</u>	<u>03 mm</u>
	Venus Diamond			And the second s				

Tab. 12: Kompositoberflächen nach Laserbeschuss mit den definierten Auskoppelenergien, Abständen und den sich daraus ergebenden Energiedichten unter dem Lichtmikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Maßstab in jeder Aufnahme abgebildet; Abkürzungen: mJ = Millijoule; mm = Millimeter; % = Prozent; J/cm² = Joules pro Quadratzentimeter)

30 – 38,5 % subablativ	15 mm		<u>muşt</u>		
19 mJ	15 mm	2,19 J/cm ²	Q. Gam		areas areas areas areas
57 mJ	15 mm	6,58 J/cm ²	<u>0.5 mm</u>	All and a second	
155 mJ	15 mm	17,9 J/cm ²			
466 mJ	15 mm	52,82 J/cm ²	uuu Sibaa	and the second se	Alar
190 m.J	10mm	37,8 J/cm ²	o Sam		
570 mJ	10 mm	113,4 J/cm ²	eisem		And the second sec
Auskoppel- energie	Abstand	Energie- dichte	Cupro-Dur N	HY-Bond Zinc Phosphate Cement	Ketac Cem
Laser- parameter				Zemente	

Tab. 13: Zementoberflächen nach Laserbeschuss mit den definierten Auskoppelenergien, Abständen und den sich daraus ergebenden Energiedichten unter dem Lichtmikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Maßstab in jeder Aufnahme abgebildet; Abkürzungen: mJ = Millijoule; mm = Millimeter; % = Prozent; J/cm² = Joules pro Quadratzentimeter)

Bei Steigerung der Auskoppelenergie bei gleichem Arbeitsabstand kommt es zur Vergrößerung des Kraterdurchmessers, wobei das Verhalten nicht proportional ist: Während bei 57 mJ die Kraterdurchmesser bereits relativ groß sind, wird der Kraterdurchmesser bei einer Verachtfachung der Auskoppelenergie (466 mJ) nicht acht Mal so groß (keine Proportionalität). Somit kommt es bei Energieerhöhung zunächst zu einer raschen Vergrößerung des Kraters, während im weiteren Verlauf eine Sättigung im Rahmen eines beschränkten Wachstums (Abb. 42) zu beobachten ist.

Betrachtet man die Laserkrater in den unterschiedlichen Werkstoffen bei gleicher Lasereinstellung (Auskoppelenergie, Abstand) lassen sich Muster erkennen. Die Auskoppelenergie von 19 mJ liegt bei allen Werkstoffen – abgesehen von Ketac Cem, HY-Bond Zinc Phosphate Cement und einem Teil der Variolink II-Proben – im subablativen Bereich.

Rissbildung in der Kraterumgebung ist bei keiner der Proben ersichtlich. Da bei den Lasereinstellungen "19 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 2,19 J/cm²) und "30 - 38,5 % subablativ, 15 mm" (Energiedichte: 0,93 - 3,49 J/cm²) kein Ablationskrater nachweisbar ist, können diese Werte nicht in die Kratertiefen- und Kratervolumen-Auswertungen miteinbezogen werden.

Im Folgenden soll auf einige Charakteristika der Laserkrater der einzelnen Werkstoffe eingegangen werden. Eine Karbonisierung (in Form dunkelbrauner Bereiche) ist nur bei hohen Energiedichten bei Ketac Cem und HY-Bond Zinc Phosphate Cement zu beobachten.

Insgesamt kann die Krateroberfläche als inhomogen und porös beschrieben werden. Ausnahmen hierbei stellen Venus Diamond und Filtek Silorane dar – deren Oberfläche ist homogen und ähnelt frischem Pulverschnee. Die Randbegrenzung der konventionellen Zemente erscheint brüchig und "ausgefranst", während die Komposit-Kraterrränder exakt abgrenzbar sind. Bei Ketac Cem und Panavia F 2.0 ist unter dem Lichtmikroskop ein Materialaufwurf zirkulär um den Krater zu erkennen. Teilweise bilden sich um die Laserkrater Schmelzzonen aus. Besonders ausgeprägt stellen sich diese bei Panavia F 2.0 dar.

Im Rahmen der deskriptiven Statistik werden die Kraterdurchmessermittelwerte anhand der verschiedenen Werkstoffe sowie die Kraterdurchmessermittelwerte anhand der verschiedenen Laserparameter (Energiedichten je nach Auskoppelenergie und Abstand) ermittelt. Anhand der folgenden Abbildung (Abb. 42) werden die Kraterdurchmesser der verschiedenen Werkstoffe in Abhängigkeit von der verwendeten Energiedichte dargestellt.



Abb. 42: Kraterdurchmessermittelwerte der untersuchten Werkstoffe nach Energiedichte unter dem Lichtmikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die verwendeten Laserparameter sind in die Abbildung eingetragen.

(Abkürzungen: µm = Mikrometer; J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter; mJ = Millijoule; mm = Millimeter)

In Abbildung 42 wird ein geringfügiger Unterschied der Kraterdurchmesser der verschiedenen Werkstoffe bei einer Lasereinstellung deutlich. Bei "19 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 2,19 J/cm²) befindet man sich bereits bei einem Teil der Werkstoffe im subablativen Bereich (Kraterdurchmesser somit bei 0 µm). Ketac Cem zeigt sogar bei subablativem Laserbeschuss einen klar abgrenzbaren aufgeschmolzenen Bereich, jedoch keine Ablation (Tab. 13). Eine Erhöhung der Energiedichte (die sich aus der Vergrößerung der Auskoppelenergie und/oder Verkleinerung des Abstandes ergibt) führt zu einer Vergrößerung des Ablationskraterdurchmessers. Spitzenreiter im Kraterdurchmesser ist Cupro-Dur N bei der Einstellung "466 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 52,82 J/cm²) mit 1221 µm. Bei Beschuss von Burn Paper ergibt sich bei gleichem Abstand ein Fleckdurchmesser von 1050 µm. Cupro-Dur N zeigt bei fast

jeder der hier verwendeten Lasereinstellungen den größten Kraterdurchmesser.

Die Welch-ANOVA zeigt, dass die Kraterdurchmesser sich zwischen mindestens zwei Werkstoffen signifikant unterscheiden (F(7, 115,680) = 4,444; p < 0,001, s.).

Der Vergleich der Kraterdurchmesser nach Werkstoffen mittels Mann-Whitney-U-Test ist in keinem der untersuchten Fälle signifikant, allerdings entscheidet dieser Test recht konservativ.

Mit einer weiteren Welch-ANOVA kann nachgewiesen werden, dass ein signifikanter Unterschied im Kraterdurchmesser zwischen mindestens zwei Laserenergiedichten besteht (F(6, 70) = 158,64; p < 0,001, s.).

Der Mann-Whitney-U-Test zeigt, dass sich bis auf "570 mJ, 10 mm" (Energiedichte: 113,4 J/cm²) und "57 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 6,58 J/cm²) sowie "19 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 2,19 J/cm²) und "30 - 38,5 % subablativ, 15 mm" alle Stufen der Variablen "Laserenergiedichte" signifikant unterscheiden.

Der Scheirer-Ray-Hare-Test erweist sich für den Haupteffekt des Werkstoffs sowie für den Haupteffekt der Laserenergiedichte signifikant (Werkstoff: χ^2 (7) = 14,1268; p = 0,05, s.; Lasereinstellung: χ^2 (6) = 226,4763; p < 0,001, s.), während der Interaktionseffekt zwischen Werkstoff und Laserenergiedichte nicht signifikant ist (χ^2 (42) = 40,791; p = 0,52, n.s.).

Die Ergebnisse der Untersuchungen von einer der fünf Proben des Werkstoffes Venus Diamond unter dem Laser Scanning Mikroskop sind in Abbildung 43 dargestellt.



570 mJ Auskoppelenergie, 10 mm Abstand, Energiedichte: 113,4 J/cm²



190 mJ Auskoppelenergie, 10 mm Abstand; Energiedichte: 37,8 J/cm²



466 mJ Auskoppelenergie, 15 mm Abstand; Energiedichte: 52,82 J/cm²



19 mJ Auskoppelenergie, 15 mm Abstand; Energiedichte: 2,19 J/cm²



155 mJ Auskoppelenergie, 15 mm Abstand; Energiedichte: 17,9 J/cm²



subablativer Laserbeschuss (38,5 % unter Ablationsschwelle), 15 mm Abstand; Energiedichte: 1,63 J/cm²

Abb. 43: **Oberflächenaufnahmen der Probe 2 Venus Diamond nach Laserbeschuss** (Laserparameter siehe Bildunterschriften) unter dem Laser Scanning Mikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: mJ = Millijoule; mm = Millimeter; % = Prozent; mJ/cm² = Millijoule pro Quadratzentimeter; Anmerkung: Die Ablationsschwelle von Venus Diamond beträgt 2,65 J/cm² (vgl. 3.2.1).)

Neben den in Abbildung 43 dargestellten Topographieaufnahmen erfolgen Oberflächenstrukturaufnahmen und die Kratervolumenbestimmung durch fiktive Flüssigkeitsbefüllung der Krater (Abb. 44) mit der Software des LSM 510.



57 mJ Auskoppelenergie, 15 mm Abstand; Energiedichte: 6,58 J/cm²


Abb. 44: a Topographieaufnahme und b Oberflächenstrukturaufnahme nach Laserbeschuss von Venus Diamond Probe 2 mit 570 mJ Auskoppelenergie, 10 mm Abstand (Energiedichte: 133,4 J/cm²) unter dem Laser Scanning Mikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: μm = Mikrometer; mJ = Millijoule; mm = Millimeter; J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter)

An den Laser-Scanning-Mikroskopieaufnahmen lassen sich folgende Beobachtungen machen:

1. Bei höheren Energiedichten ergeben sich tiefere Krater.

2. In der Umgebung des Laserkraters kann versprengtes Material beobachtet werden.

3. Eine Schmelzzone (die beim Abkühlen wiederverfestigt) ist bei 6,58 J/cm², 2,19 J/cm² und beim Laserbeschuss 38,5 % unter der Ablationsschwelle zu beobachten. Bei 6,58 J/cm² reicht die Energie noch zur punktuellen Ablation im zentralen Bereich aus.

Die ermittelten Ergebnisse für die Kraterdurchmessermittelwerte unter dem Laser Scanning Mikroskop verhalten sich analog zu den Ergebnissen unter dem Lichtmikroskop (Abb. 42).

Anhand der einfaktoriellen ANOVA kann gezeigt werden, dass sich die Kraterdurchmesser signifikant in mindestens zwei Laserparametergruppen unterscheiden (F6, 35) = 301,181; p < 0,001, s.). Der Tukey-Test ergibt, dass sich alle Gruppen auf einem 5 %-Niveau signifikant unterscheiden außer "19 mJ, 15 mm" und "570 mJ, 10 mm" (p = 0,968). Der Kontrast-Test legt nahe, dass sich der Gruppe mit 10 mm Abstand Kraterdurchmesser in der signifikant vom Kraterdurchmesser in der Gruppe mit 15 mm Abstand unterscheidet (t(35) = -19,113; p < 0,001; s.).

Des Weiteren werden die Kratertiefenmittelwerte von Venus Diamond betrachtet (Abb. 45).



Abb. 45: Kratertiefenmittelwerte von Venus Diamond in Abhängigkeit von der Energiedichte (blau: 10 mm Abstand, rot: 15 mm Abstand) unter dem Laser Scanning Mikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die verwendeten Laserparameter sind in die Abbildung eingetragen.

(Abkürzungen: µm = Mikrometer; J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter; mJ = Millijoule; mm = Millimeter)

Die tiefsten Laserkrater ergeben sich bei der Einstellung "570 mJ, 10 mm" sowie bei "466 mJ, 15 mm" (Abb. 45). Diese liegen im Bereich von knapp 90 µm Kratertiefe. Je höher die Auskoppelenergien und somit die Energiedichte, desto größer werden die Kratertiefen. Der Kurvenverlauf (Abb. 45) legt nahe, dass der Bereich der Sättigung noch nicht erreicht ist.

Anhand der einfaktoriellen ANOVA kann gezeigt werden, dass die Kratertiefe sich signifikant zwischen mindestens zwei der Laserparameter unterscheidet (F4, 25) = 230,759; p < 0,001, s.). Der Tukey-Test ergibt, dass sich alle Gruppen auf einem 5 %-Niveau signifikant unterscheiden, außer "570 mJ, 10 mm" und "466 mJ, 15 mm" (p = 0,985). Der Kontrast-Test ergibt, dass sich die Kratertiefe in der Gruppe mit 10 mm Abstand signifikant von der Kratertiefe in der Gruppe bei 15 mm Abstand unterscheidet (t(25) = 11,102; p < 0,001; s.).

Abschließend sollen die Kratervolumenmittelwerte von Venus Diamond ausgewertet werden (Abb. 46).



Abb. 46: Kratervolumenmittelwerte von Venus Diamond in Abhängigkeit von der Energiedichte (blau: 10 mm Abstand, rot: 15 mm Abstand) unter dem Laser Scanning Mikroskop im Rahmen der Untersuchung der Laserschädigung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. Die verwendeten Laserparameter sind in die Abbildung eingetragen.

(Abkürzungen: mm³ = Kubikmillimeter; J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter; mJ = Millijoule; mm = Millimeter)

Das Kratervolumen zeigt seinen höchsten Werte bei "570 mJ, 10 mm" (Energiedichte: 113,4 J/cm²) und verringert sich mit abnehmender Energie sukzessive (Abb. 46). Analog zur Kratertiefe legt der Kurvenverlauf nahe, dass der Bereich der Sättigung noch nicht erreicht ist.

Die Welch-ANOVA zeigt, dass mindestens zwei der Unterschiede in den Mittelwerten der Volumina nach Laserparameter signifikant sind (F(4, 11, 821) = 177, 118; p < 0,001, s.). Der Mann-Whitney-U-Test ergibt, dass sich bis auf "570 mJ, 10 mm" (Energiedichte: 113,4 J/cm²) und "466 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 52,82 J/cm²) sowie "19 mJ, 15 mm" (Energiedichte: 2,19 J/cm²) und "30 - 38,5 % subablativ, 15 mm" alle Stufen der Variablen "Lasereinstellung (Auskoppelenergie, Abstand)" signifikant unterscheiden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich der Kraterdurchmesser, die -tiefe und das -volumen signifikant je nach Lasereinstellungen (Energiedichte, abhängig von Auskoppelenergie und Abstand) unterscheiden.

4 Diskussion

Die Transmissionsspektren sind charakteristisch für spezifische Werkstoffklassen: Während im untersuchten Wellenlängenbereich die Komposite über hohe Transmissionswerte verfügen, sind die der Zemente gering. Im Wellenlängenbereich des Er:YAG-Lasers (2940 nm) weisen alle Werkstoffe eine niedrige Transmission auf. Auch die optischen Absorptionslängen liefern deutlich höhere Werte für die Kompositwerkstoffe als für die Zemente.

Im Rahmen der spektralen Analyse können durch Vergleich der Transmissionskurven mit dem erstellten Spektrenkatalog einzelne charakteristische Peaks und Kurvenverläufe auf die Werkstoffzusammensetzung zurückgeführt werden.

Bei der Reflexionsgradbestimmung von Er:YAG-Laserstrahlung zeigt Komposit niedrige Werte, gefolgt von mittelstarken Reflexionen an Keramiken und sehr starken Reflexionen an zahnärztlichen Spiegeln und metallischen Restaurationswerkstoffen.

Die Ablationsschwellenbestimmung zeigt, dass bereits sehr geringe Werte genügen, um Zemente und Komposite abzutragen.

Bei der Untersuchung der Laserschädigung stellt sich ein von einer Zone der unvollständigen Ablation umgebener zentraler Laserkrater mit in der Umgebung versprengtem Material dar. Das Schädigungsausmaß nimmt Kraterdurchmesserwerte von bis zu 1221 µm und Kratertiefenwerte von knapp 90 µm an. Rissbildungen in der Kraterumgebung sind bei keiner der Proben ersichtlich, während manche Zemente Karbonisierungen zeigen. Meist stellt sich die Oberfläche als inhomogen und porös dar. Kraterdurchmesser, -tiefe und -volumen steigen mit zunehmender Laserenergiedichte im Rahmen eines beschränkten Wachstums an. Anhand der statistischen Auswertung kann gezeigt werden, dass die Laserparameter (Auskoppelenergie, Probenabstand zum Laser) einen signifikanten Einfluss auf Durchmesser, Tiefe und Volumen der Ablationskrater haben. Des Weiteren bestimmt der Werkstoff signifikant den Kraterdurchmesser.

Anhand der gewonnen Daten kann eine Beurteilung der Interaktion von zahnärztlichen Lasern – insbesondere des Er:YAG-Lasers – mit Füllungs- und Befestigungswerkstoffen erfolgen. Durch die Bestimmung der Reflexionsgrade und Ablationsschwellen sowie den Laserbeschuss der Werkstoffe ist eine Bewertung des Schädigungspotentials möglich, was im Folgenden diskutiert werden soll.

4.1 Optische Grundlagenuntersuchungen

4.1.1 Spektroskopische Untersuchungen

4.1.1.1 Messung der kollimierten Transmission im Spektrometer

Die Untersuchungen erfolgen an 24 klinisch relevanten Vertretern der verschiedenen Werkstoffgruppen. Aufgrund der vorliegenden Untersuchungen (Abb. 25 - 27) ist davon auszugehen, dass sich werkstoffchemisch verwandte Stoffe im Photospektrometer ähnlich verhalten. Allerdings können werkstoffspezifische Zusätze weitere Absorptionspeaks hervorrufen, wodurch eine veränderte Werkstoff-Laser-Interaktion (bessere oder schlechtere Ablation bei einer bestimmten Wellenlänge) zu erwarten ist.

Zudem muss angemerkt werden, dass die Werkstofffarbe die Werkstoff-Laser-Interaktion beeinflusst [26], da die Farbe sich aus dem Absorptionsverhalten im Vis-Bereich ergibt. In dieser Arbeit wird die am häufigsten verwendete Zahnfarbe (A3 bzw. universal) untersucht. Eine generelle Aussage würde die Untersuchung weiterer Zahnfarben verlangen.

Das verwendete Photospektrometer weist eine Wellenlängengenauigkeit von \pm 0,1 nm im UV-Vis-Bereich und \pm 0,4 nm im NIR-Bereich auf [131]. Eigene Untersuchungen (Abb. 22) können ebenfalls eine hohe Präzision nachweisen. Somit können die Unterschiede in den einzelnen Spektralmesskurven einer Probe nicht auf eine mangelnde Messgenauigkeit des Photospektrometers zurückgeführt werden. Geringe Inhomogenitäten in den von Hand angemischten Werkstoffproben können als mögliche Ursache für Höhenunterschiede in den Spektralpeaks angenommen werden. Die Parallelverschiebung in Richtung der Transmissionsachse der einzelnen Spektralmesskurven eines Werkstoffes beruht auf geringen Dickenunterschieden der Proben. Obwohl darauf geachtet wurde, möglichst blasenfreie Werkstoffsstellen zu vermessen, liegt bei SmartCem 2, 200 μ m, Messung 6 vermutlich eine Luftblase im Strahlengang. Das aufgezeichnete Spektrum der 200 μ m-Probe ist nämlich vergleichbar mit den 100 μ m-Messungen (Abb. 24).

Des Weiteren verdunsten während der Messung im Photospektrometer geringe Mengen Wasser aus der Probe, welches die Proben während der Wasserlagerung aufgenommen haben [31]. Somit unterscheiden sich die einzelnen Teilmessungen geringfügig im Werkstoff-Wassergehalt.

Interferenzen in Form kleiner Wellen und Zacken kommen durch die

Deckgläserbeschaffenheit zustande [62].

Unterschiede in den einzelnen Spektralmesskurven der Schmelz- und Dentinscheiben lassen sich durch natürliche Inhomogenitäten erklären. Die fünf Zahnhartsubstanzproben werden aus fünf Molaren unterschiedlicher Patienten hergestellt. Der Anschnitt morphologischer Strukturen wie beispielsweise Retzius-Streifen, Perikymatien, Schmelzprismen oder Dentintubuli hat hohen Einfluss auf die Laserlichtleitung und beeinflusst dementsprechend die Transmission [5]. Bei einem Blendendurchmesser von nur 1 mm kommen zudem Inhomogenitäten und Strukturanomalien der Zähne sowie Unterschiede in der Zusammensetzung stark zum Tragen. Vor allem bei den 100 µm-Schmelzproben stellen Schmelzrisse, die bei Entnahme der Probe aus dem Wasser auftreten können, ein Problem dar. Da dies einerseits zur Zerstörung der Probe, andererseits zur Beeinflussung der Lichtleitung führt, können die 100 µm-Messwerte als nicht aussagekräftig angesehen und daher nicht zur Berechnung der optischen Absorptionslänge von Schmelz herangezogen werden. Im Gegensatz zu den in der Literatur verfügbaren Spektren [73,91,121], die meist einen Wellenlängenbereich von ca. 2 bis 20 µm darstellen, schließt sich die hier vorliegende Untersuchung an den Wellenlängenbereich unterhalb davon an und stellt diesen bisher kaum untersuchten Bereich dar.

Die spektroskopischen Untersuchungen der Füllungs- und Befestigungsmaterialien ermöglichen es zu beurteilen, welches Lasersystem zur Ablation der einzelnen Werkstoffe geeignet ist. Da Komposite unterhalb von 2700 nm kaum Laserstrahlung absorbieren, sind sie mit Lasern dieser Wellenlängen schlecht bearbeitbar. Mit Lasern im Wellenlängenbereich um 3000 nm (Er,Cr:YSGG, Er:YAG) sind sie bei entsprechenden Energiedichten dagegen gut ablatierbar. Zemente zeigen im Vergleich hierzu über den gesamten untersuchten Wellenlängenbereich geringe Transmissionswerte und sind somit mit allen in diesem Bereich arbeitenden Lasern (Er:YAG-, Er,Cr:YSGG-, Nd:YAG-, Diodenlaser) bei Energiedichten oberhalb der Ablationsschwelle abtragbar.

Eine differenzierte Beurteilung der Bearbeitbarkeit der Werkstoffe mit den verschiedenen Dentallasern liefert die Berechnung der optischen Absorptionslängen (Abb. 32 und 33).

4.1.1.2 Optische Absorptionslängen

Da der Quotient der Transmissionswerte bei 100 µm und 200 µm Probendicke zur Berechnung der optischen Absorptionslänge herangezogen wird, bestimmt die Genauigkeit der gemessenen Probendicke die Genauigkeit der berechneten optischen Absorptionslänge. Hierbei wurde die Schichtdickendifferenz Δd für jeden Werkstoff aus den mittels der Bügelmessschraube gemessenen Probendicken (Mittelwert der 4 Messstellen) berechnet. Die Transmissionsmessungen und daraus berechneten optischen Absorptionslängen ermöglichen eine Abschätzung des Schädigungspotentials der unterschiedlichen Laserwellenlängen an den verschiedenen Werkstoffen. Zeigen Werkstoffe kleine optische Absorptionslängen, wird viel Laserstrahlung in einem oberflächennahen Volumenbereich absorbiert. Der Werkstoff kann durch diese Eigenschaft gut mit der entsprechenden Laserwellenlänge abgetragen werden, vorausgesetzt es wird mit Energiedichten oberhalb der Ablationsschwelle gearbeitet.

Die optischen Absorptionslängen stellen sich als sehr Werkstoff- und Laserwellenlängen-spezifisch dar. Vergleicht man die optischen Absorptionslängen der verschiedenen Werkstoffe bei einer Laserwellenlänge bzw. die optischen Absorptionslängen bei einem Werkstoff bei den verschiedenen Laserwellenlängen, sind starke Schwankungen in den Werten ersichtlich. Dies zeigt die Relevanz eine große Anzahl an Werkstoffen im Hinblick auf ihre optische Absorptionslänge bei den verschiedenen Dentallaserwellenlängen zu untersuchen.

Interessant ist das Verhalten von Panavia F 2.0, dessen optische Absorptionslänge bei allen Laserwellenlängen unter 0,1 mm liegt. Hieraus kann geschlussfolgert werden, dass dieser Werkstoff mit allen untersuchten Lasern gut ablatierbar ist. Bemerkenswert sind zudem die Ergebnisse bei der Wellenlänge des Ho:YAG-Lasers (2100 nm): Die meisten Werkstoffe zeigen bei dieser Laserwellenlänge die höchsten Werte (Filtek Silorane 3,37 mm; Duo Cement Plus 3,27 mm; SmartCem 2 2,02 mm).

Bei Werkstoff-Laser-Kombinationen mit großer optischer Absorptionslänge in Relation zur Zementspaltbreite – wie sie der Großteil der untersuchten Werkstoffe bei der Wellenlänge des Ho:YAG-Lasers zeigt – kann (je nach klinischer Werkstoffdicke) die Laserstrahlung durch den Werkstoff hindurch bis zur Zahnhartsubstanz vordringen. Eine mögliche Anwendung hierfür wäre Bakterien unter Restaurationen abzutöten.

Betrachtet man die klinisch relevante Werkstoffdicke in Relation zu den ermittelten Absorptionslängen, so zeigt sich, dass die Werkstoffdicken von Füllungen um ein Vielfaches höher liegen als die Absorptionslängen. Daraus ergibt sich, dass die Schädigung auf die oberflächlichen Schichten der Füllung begrenzt ist. Bei Zementspalten⁶ indirekter Restaurationen ist der Sachverhalt differenzierter zu Absorptionslängen betrachten: Kleine optische können zur Ablation des Befestigungswerkstoffs im Zementspalt und damit zu Undichtigkeiten der Restauration führen. Bei Befestigungswerkstoffen, die im Vergleich zum Zementspalt (ca. 0,1 -[1,32,41,42,111]) eine große Absorptionslänge 0,2 mm optische haben (beispielsweise viele Komposite), transmittiert Laserstrahlung durch den Zementspalt und verursacht in der Regel eine thermische Wirkung (unter Umständen thermische Pulpairritation). Je nach der gewünschten Laseranwendung können geeignete Werkstoff-Laser-Kombinationen anhand der Absorptionslänge ausgewählt werden. Soll eine Füllung schnell und schonend entfernt werden, ist eine Laserwellenlänge zu wählen, die eine kleine optische Absorptionslänge zeigt. Gleiches gilt für das Ablösen von Befestigungsmaterialien, beispielsweise Kompositreste nach Bracketentfernung [3,4]. Die untersuchten Werkstoffe weisen im Wellenlängenbereich des Er:YAG-Lasers, dem in dieser Arbeit besondere Beachtung geschenkt werden soll, kleine optische Absorptionslängen auf und sind somit mit diesem Laser gut ablatierbar.

Eine weitere Laseranwendung stellt die Polymerisation von Füllungsund Befestigungswerkstoffen anstelle der üblichen UV-Härtung dar. Die Laserpolymerisation von Kompositen bietet gegenüber konventionellen Verfahren zahlreiche Vorteile – u.a. verkürzte Polymerisationszeit, höhere Konversionsrate, geringere Polymerisationswärme und bessere mechanische Werkstoffeigenschaften [13,16,19,36,68]. Sie ist sehr effektiv, da die Wellenlänge des Argon-Lasers (λ = 488 nm) dem Absorptionsmaximum des Photoinitiators Campherchinon entspricht [104]. Im Hinblick auf die Laserpolymerisation ist somit die optische Absorptionslänge bei 488 nm entscheidend um Empfehlungen zur Werkstoffverarbeitung (z.B. Schichtdicken) zu geben. Für die Laserpolymerisation in tieferen Schichten ist eine entsprechend hohe Penetrationstiefe, also eine große optische Absorptionslänge des Laserlichtes bei dem spezifischen Werkstoff notwendig, um die Photoinitiatoren in diesen Bereichen zu aktivieren.

⁶ Zementspalt: Hier Werkstoffspalt zwischen Zahnstumpf und indrekter Restauration, wobei der Werkstoff ein Befestigungszement oder ein Befestigungskomposit sein kann.

4.1.1.3 Spektrale Analyse anhand der Werkstoffbestandteile

Im Bezug auf die spektrale Analyse ist kritisch anzumerken, dass die Werkstoffbestandteile und die prozentuale Zusammensetzung oftmals dem Herstellergeheimnis unterliegen. Somit ist die Analyse- und Interpretationsmöglichkeit der Ergebnisse eingeschränkt.

Leider steht kein Spektrenkatalog zur Verfügung, dessen Software in der Lage ist, ein gemessenes Spektrum mit Katalogspektren zu vergleichen sowie aus Lage und Intensität der Banden einen Übereinstimmungsgrad zu berechnen. Mittels geeigneter Software zur Spektreninterpretation wäre es sogar möglich, zu vorgegebenen Bandenlagen eine Elementanalyse durchzuführen [12]. Der Vergleich der aufgenommenen Spektren mit vorhandenen Materialkomponenten kann daher nur durch Handsuche erfolgen, wobei angemerkt werden muss, dass nicht zu allen Werkstoffbestandteilen Spektren in der Recherche gefunden wurden.

Zudem gibt es in der verfügbaren Literatur keine Untersuchungen über den gesamten in dieser Arbeit untersuchten Wellenlängenbereich (200 nm bis 3300 nm). Oftmals findet man lediglich Spektren im UV-Vis- oder im IR-Bereich mit der Folge, dass Bereiche dazwischen bisher nicht veröffentlicht wurden. Von den Peaks des abgebundenen Werkstoffes auf seine einzelnen Komponenten zurückzuschließen ist kritisch zu bewerten: Chemische Reaktionen beim Abbindeprozess führen zur Umwandlung oder dem Verlust funktioneller Gruppen und der damit verbundenen Absorptionspeaks im Spektrum. Das Spektrum des abgebundenen Werkstoffes kann daher verschieden zu den Peaks der Edukte sein [12].

Muzalev et al. konnten zeigen, dass das Spektrum von HEMA als Monomer und Polymer nahezu identisch ist [94]. Hieraus kann für die anderen Monomere vermutet werden, dass sich deren Polymerspektren von den Monomerspektren ebenfalls kaum unterscheiden.

Zum Verständnis der Spektrenauswertung wird im Folgenden auf die chemophysikalischen Hintergründe der Schwingungsspektroskopie eingegangen. Die Absorption von Infrarotstrahlung in Molekülen führt zur Anregung von Molekülschwingungen und -rotationen. Hierbei können Valenzschwingungen (Streckschwingungen), die mit der Änderung der Bindungslängen einhergehen, von Deformationsschwingungen, wobei sich hauptsächlich die Bindungswinkel ändern, unterschieden werden. Schwingungen molekularer Untereinheiten sind nur schwach mit denjenigen des restlichen Moleküls gekoppelt und somit weitgehend auf die funktionelle Gruppe lokalisiert. Dadurch können solche funktionellen Gruppen aufgrund ihrer Absorptionsbande identifiziert werden bzw. mit Vergleichsspektren aus Spektrendatenbanken verglichen werden [38,39]. OH-Valenzschwingungen sind im Bereich von 2740 bis 3333 nm lokalisiert, während bei ca. 3030 bis 3333 nm intensive CH-Valenzschwingungen (aliphatische Kohlenwasserstoffe) zu finden sind (Tab. 17 im Anhang) [39]. Dennoch ist die analytische Beweiskraft begrenzt, denn häufig sind die Schwingungen überlagert und können durch Kopplung mit einer anderen Schwingung frequenzverschoben sein. Neben der Frequenzlage einer Bande liefert ihre Form zusätzliche Informationen: Sie kann mehr oder weniger intensiv, scharf oder breit bzw. symmetrisch oder asymmetrisch sein [39].

Zu einer Peakverbreiterung – wie in den aufgenommenen Spektren – kommt es durch intermolekulare Wechselwirkungen bei hoher Konzentration und besonders bei der Bildung von Wasserstoffbrückenbindungen [39]. Aufgrund der breiteren Resonanz schwingen die Stoffe länger, wobei Peaks auch erniedrigt sein können, wenn Substanzen eingeschlossen werden und damit in ihrem Schwingungsverhalten gebremst werden. Die Peakverbreiterung in den aufgenommenen Spektren lässt sich durch die Tatsache erklären, dass beispielsweise Komposit aus verschiedenen Verbindungen zusammengesetzt ist, die sich in ihrem Schwingungsverhalten überlagern und beeinflussen.

Neben der Peakverbreiterung kann es auch zu Wellenlängenverschiebungen der Peaks eines Werkstoffs im Vergleich zum Reinstoff (Werkstoffbestandteil) kommen. Da die Werkstoffbestandteile im Werkstoff in gebundener Form vorliegen, können die spezifischen Molekülschwingungen (u.a. Rotations- und Vibrationsschwingungen) beeinflusst werden, woraus eine Wellenlängenverschiebung resultieren kann [12].

Die Größe der Wellenlängenverschiebung ist nicht vorhersagbar. Je größer diese jedoch ist, umso unwahrscheinlicher ist der entsprechende Peak auf den bestimmten Werkstoffbestandteil zurückzuführen.

Eine Wellenlängenverschiebung der Peaks ist auch im erstellten Spektrenkatalog zu beobachten – je nachdem, ob der Stoff als Feststoff oder in Lösung im Photospektrometer vermessen wurde. Da die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Werkstoffe Feststoffe sind (Ausnahme: Monomere), kommt es auch hier zu Wellenlängenverschiebungen im Vergleich zu Spektren anderer Aggregatszustände aus dem Spektrenkatalog.

Die erhobenen Daten zum Absorptionsverhalten der Werkstoffe und Monomere

erlauben eine gezielte Optimierung der Werkstoffzusammensetzung für verschiedene Laseranwendungen mit spezifischen dentalen Lasersystemen. So kann durch den Zusatz maßgeschneiderter Absorber die Abtragsleistung für die spezifische Wellenlänge eines Lasersystems gezielt erhöht werden.

4.1.2 Ermittlung der Reflexionsgrade des Er:YAG-Lasers an verschiedenen direkten und indirekten Restaurationsmaterialien

Da die Reflexion an Restaurationsgeometrien untersucht wird um der Realität möglichst nahe zu kommen, muss beachtet werden, dass deren Oberflächen nicht komplett plan, sondern leicht konvex sind. Bei der Probenpositionierung im Reflexionsaufbau wird darauf geachtet, dass die gesamte gerichtete Strahlung auf das Energiemessgerät trifft. Als Restaurationsgeometrie werden neben Füllungen auch Kronengerüste gewählt, da klinisch oftmals unverblendete Bereiche (v.a. oral) vorhanden sind. Um vergleichbare Restaurationen zu untersuchen, wurden die Kronengerüste im CAD/CAM-Verfahren hergestellt und die Füllungen an identischen Frasaco-Zähnen im Frasacomodell (geschlossene Zahnreihe) gelegt. Allerdings können durch die jeweilige Politur der Kronengerüste sowie die Ausarbeitung und Politur der Füllungen von Hand Abweichungen entstanden sein. Die von Amalgamfüllungen ausgehende Reflexionsgefahr sinkt durch Korrosion im Laufe der Zeit [118]. Von polierten Oberflächen geht daher die größte Gefahr aus, weshalb der Reflexionsgrad an einer frisch hochglanzpolierten Amalgamfüllung bestimmt wird.

Die Oberflächenbeschaffenheit eines Werkstoffes hat großen Einfluss auf das Reflexionsverhalten. So findet an glatten Oberflächen (z.B. frisch polierte Amalgamfüllungen oder konventionelle Abhalteinstrumente) direkte Reflexion statt, während es an rauen Oberflächen (z.B. korrodierte Amalgamfüllung oder mattierte Oberfläche eines Instruments) zur diffusen Streuung kommt.

Mittels des verwendeten Reflexionsaufbaus wird hauptsächlich die gerichtete Reflexion gemessen, während diffus reflektiertes – also gestreutes – Laserlicht größtenteils nicht auf den Messkopf trifft. Diese diffuse Reflexion verteilt sich weitflächig [95] und ist daher als weniger gefährlich zu betrachten [109].

Um das worst-case-Szenario zu simulieren, wird auf das Wasserspray verzichtet. Unter Verwendung eines Wassersprays wäre die gerichtete Reflexion reduziert und somit weniger gefährlich.

Der Werkstoff stellt einen entscheidenden Parameter für die Größe des Reflexionsgrades dar. In der vorliegenden Arbeit hat sich gezeigt, dass durch Laserreflexionen an Werkstoffen bis zu 82 % (edelmetallfreie Legierung) der eintreffenden Energie reflektiert werden, was eine nicht zu unterschätzende Gefahr – vor allem beim Einsatz von metallischen Werkstoffen und zahnärztlichen Spiegeln – im Rahmen der Behandlung darstellt.

Orale Weichgewebe haben einen hohen Wassergehalt und sind – wie alle oralen Strukturen – mit einem Flüssigkeitsfilm benetzt. Die Energie eines einzigen Laserpulses wird daher im Wasser bzw. Speichel absorbiert. Als Folge verdampft zunächst diese Flüssigkeit, wobei es zu keiner Verletzung der darunterliegenden Strukturen kommt. Erst bei einer zweiten, direkt darauffolgenden Energieabgabe kommt es zu einem oberflächlichen Gewebe- bzw. Materialabtrag [92].

Im Vergleich zu den Reflexionsgraden der Werkstoffe zeigen die Literaturwerte von Zahnhartsubstanz aufgrund der Heterogenität in der Farbe des Zahnes, im Aufbau der Gewebe sowie in der Oberflächenrauigkeit eine breitere Streuung der Werte [92].

Im Falle des Auftreffens reflektierter Laserstrahlung im Auge können folgende Sekundäreffekte auftreten: Bei längerer Einwirkdauer besteht die Gefahr einer Netzhautschädigung, eines Katarakts, einer Hornhautentzündung ("Verblitzen") oder eines Sonnenbrandes [11]. Eine geeignete Abdeckung reflektierender Flächen im Mund (z.B. Abdecken von Amalgamfüllungen mit feuchten Watterollen oder Tupfern) ist daher sinnvoll. Eine Schwärzung chirurgischer Instrumente ist ungeeignet, da die hohe Absorption zu einer erheblichen Erwärmung der Instrumente führt, die Verbrennungen verursachen kann. Eine bessere Möglichkeit besteht darin, die Strahlung durch eine gut reflektierende, aber raue Oberfläche so weit zu zerstreuen, dass sie schon in geringen Abständen auf unschädliche Leistungsdichtewerte absinkt [49,109]. Im Praxishandbuch der Landeszahnärztekammer Baden-Württemberg heißt es basierend auf § 8 Abs.1 und § 16 Abs.2, BGV B2 (Berufsgenossenschaftliche Vorschrift für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit – Unfallverhütungsvorschrift Laserstrahlung, Stand 30. März 2007 mit Durchführungsanweisungen vom April 2007): "Gut reflektierende, spiegelnde oder glänzende Flächen sind während des Betriebes von Lasereinrichtungen der Klassen 3B, 3R oder 4 abzudecken. Werden bei der Anwendung von Laserstrahlen Instrumente in den Strahlengang gebracht, müssen diese Instrumente durch Formgebung und Material gefährliche Reflexionen weitgehend ausschließen (dunkle oder matte Oberflächen, kleine Radien)." [76] Interessant wäre es, im Rahmen weiterer Untersuchungen den Reflexionsgrad anderer dentaler Laserwellenlängen an den verwendeten Restaurationsmaterialien zu untersuchen, um das Gefahrenpotential verschiedener Laser vergleichen zu können. Sievers et al. ermittelten bei ihrer Studie von CO₂-Laserstrahlung an polierten Amalgamoberflächen Reflexionsgrade von 85 %, an unpolierten Amalgamoberflächen Reflexionsgrade von 55 % und an polierten Goldoberflächen Reflexionsgrade über 90 %. Die hierzu verwendete Methode war sehr ähnlich dieser Untersuchung: Der Laserbeschuss erfolgte ebenfalls im 45°-Winkel, während der Abstand vom Auskoppelfenster zur Probe 1 mm betrug. Allerdings wurden deutlich höhere Leistungen (2, 4 und 10 Watt) sowie jeweils nur eine Probe in planer (nicht realer) Geometrie verwendet. Die mit den reflektierten Energiewerten beschossene Schweine-Gingivapräparate zeigten nach HE-Färbung im Mikroskop vaporisiertes Gewebe, Karbonisierung und Nekrosen, was auf eine Schädigung des Epithels und des subepithelialen Bindegewebes schließen ließ [118].

Angemerkt werden muss, dass der untersuchte Reflexionsgrad nur ein Aspekt der möglichen Gefahren darstellt. Darüber hinaus müssen das verwendete Lasersystem, die Laserparameter sowie die potentiell geschädigte Substanz selbst berücksichtigt werden.

4.2 Laserinduzierte Materialveränderung

4.2.1 Ablationsschwellen

Die Ablationsschwellenbestimmung ist nur mit mäßiger Genauigkeit möglich. In den Strahlengang werden verschiedene IR-Filter bzw. Objektträger zur stufenweisen Abschwächung der Laserstrahlung positioniert (Abschwächung je Objektträger: 18 %). Eine mögliche Alternative zur experimentellen Bestimmung der Ablationsschwellen ist die Methode nach Fendler. Hierbei werden bei verschiedenen Lasereinstellungen (Energiedichten) Massenverlustmessungen (Bestimmung des Gewichtes des abgetragenen Werkstoffes durch Wiegen vor und nach Laserbeschuss) durchgeführt. Die Energiedichten werden graphisch über den Massenverlusten aufgetragen und die dazugehörigen Geradengleichungen berechnet. Die Ablationsschwellen lassen sich über den Ordinatenschittpunkt der aus dem Graphen ermittelten Geradengleichungen ablesen. Die Geradengleichungen werden allerdings aus Messungen im Bereich hoher Energiedichten ermittelt [33]. Folglich ist die Methodik nur bedingt zur Ermittlung der Ablationsschwellen mit ihren relativ niedrigen Energiedichten geeignet, da in diesem Energiedichtenbereich ein lineares Verhalten nicht zwingend anzunehmen ist.

Die Ablationsschwelle wird in hohem Maß von Wasser als Mediator beeinflusst, da die Wellenlänge des Er:YAG-Lasers im Absorptionsmaximum von Wasser (2940 nm) liegt. Der Wasseranteil und dessen Verteilung im Werkstoff bzw. in der Zahnhartsubstanz bestimmen die Ablationseffizienz und damit die Ablationsschwelle. So können Materialien mit einem geringen Wassergehalt vom Er:YAG-Laser nur schlecht abgetragen werden. Dies ist einer der Gründe, warum die Schmelzablation (Wassergehalt 4 Gew.-%) höhere Pulsenergien benötigt als beispielsweise die Dentinablation (Wassergehalt 10 Gew.-%) [115]. Leider stellen die Werkstoffhersteller die Daten des Wassergehalts der Werkstoffe nicht zur Verfügung, da sie dem Firmengeheimnis unterliegen. Somit ist kein direkter Vergleich bezüglich des Wassergehalts möglich.

Des Weiteren muss beachtet werden, dass die Werkstoffe in der Mundhöhle bzw. bei Wasserlagerung Wasser aufnehmen. Die Wasseraufnahme nach 30 Tagen Wasserlagerung beträgt jedoch nur ca. 0,8 bis 2,6 mg/cm² bzw. 0,8 bis 4,1 Gew.-% bei Kompositen [31] und hat damit nur einen geringen Einfluss auf den Ablationsvorgang. Auch bei Glasionomerzementen zeigte sie sich niedrig [97].

Die zur Ablation notwendige Pulsenergie ist von mehreren Faktoren abhängig: Neben

den Materialeigenschaften (optischer Absorptionskoeffizient, Reflexionsgrad der Oberfläche, spezifische Wärmekapazität, thermische Diffusivität, Wasserverteilung im Gewebe) wird sie von den Eigenschaften des Laserlichts (Wellenlänge, Pulsdauer etc.) und der Wasser- oder Luftkühlung beeinflusst (Tab. 2). Im Rahmen dieser Ablationsschwellenuntersuchung werden die Eigenschaften des Laserlichts durch Verwendung des Er:YAG-Lasers KEY 3+ konstant gehalten und die Werkstoffe variiert. Wird eine Ablation erreicht, kommt es zu einer Veränderung der Farbe im Bereich der ablatierten Stelle, da das Licht mehr gestreut wird und Substanz aus dem Werkstoff herausgerissen wurde.

Die Ablationsschwellenbestimmungen zeigen, dass bereits geringe Laserenergien ausreichen, um Komposite und Zemente zu ablatieren. Somit führt bereits eine geringe (versehentlich) applizierte Energie zur Schädigung dieser Werkstoffe.

Die ermittelten Werte für die Ablationsschwellen der Komposite (1,49 bis 5,71 J/cm²) liegen in einem ähnlichen Bereich wie die durch Rechmann et al. für vier verschiedene Komposite (Multilink Automix, Speed Cem, Variolink II, Variolink Veneer) gemessenen Werte (2,6 bis 4,7 J/cm²). Aus den Untersuchungen von Rechmann et al. geht nicht hervor, ob ein Wasserspray verwendet wurde [108].

Hibst et al. zeigten, dass Zemente niedrigere Ablationsschwellen als Komposite aufweisen, was mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit übereinstimmt [52].

Ein Vergleich der ermittelten Werkstoff-Ablationsschwellen mit Literaturwerten von Schmelz- und Dentinablationsschwellen lässt die Aussage zu, ob eine selektive Ablation eines spezifischen Werkstoffs ohne Schädigung von Zahnhartsubstanz möglich ist. Diese Literaturwerte betragen bei der Wellenlänge 2940 nm für Schmelz ca. 9 bis 11 J/cm² und für Dentin ca. 4 J/cm² [44]. Somit ist generell ein selektiver Werkstoffabtrag im Schmelz einfacher als im Dentin. Da die in dieser Arbeit ermittelten Ablationsschwellen der Werkstoffe (abgesehen von ein paar Kompositen) unterhalb der Schwellenwerte von Schmelz und Dentin liegen, ist ein selektiver Werkstoffabtrag möglich. Die Idee der selektiven Kompositentfernung geht auf Lizarelli et al. zurück. Die Forschergruppe konnte zeigen, dass die selektive Kompositentfernung bei Werkstoffen im Schmelzbereich gut umsetzbar ist. Im Bereich von Dentin ist bei den von der Forschergruppe untersuchten Werkstoffen ein selektiver Abtrag schwierig, da die untersuchten Komposite eine gleich hohe oder höhere Ablationsschwelle als Dentin besitzen [78]. Yassaei et al. konnten Kompositreste (Resilience ortho technology) nach Bracket-Debonding selektiv vom Schmelz mit einem Er:YAG-Laser entfernen [141]. Dumore et al. gelang keine selektive Kompositablation bei den beiden untersuchten Kompositen (Transbond XT und Concise) im Zahnschmelz aufgrund der nahe beieinander liegenden Ablationsschwellen [25].

In der Zukunft könnte die Verwendung eines diodengepumpten Er:YAG-Lasers [40] oder eines konventionellen Er:YAG-Lasers in Kombination mit einem spektralen Diodenanalysesystem [45], das die Oberfläche scannt und Bereiche mit noch vorhandenen Kompositresten identifiziert, eine Möglichkeit zur kontrollierten und hochselektiven Entfernung alter Füllungs- und Befestigungswerkstoffe liefern.

4.2.2 Lichtmikroskopische und LSM-Untersuchung der Laserschädigung

Die Laserschädigung wird in dieser Arbeit nur im "Long pulse"-Modus untersucht. Im "Short pulse"-Modus ist die Untersuchung mit Einzelpulsen nicht möglich, da dort die niedrigste Pulsfrequenz 10 Hz ist. Auch sind dort nur Energien von 80 bis 300 mJ einstellbar. Im Short-Pulse-Modus ist eine höhere Schädigung zu erwarten.

Die Laserschädigungsuntersuchungen werden an acht klinisch relevanten Füllungsund Befestigungsmaterialien aus verschiedenen Werkstoffgruppen durchgeführt. Hier gilt zu beachten, dass die Laserschädigung werkstoffspezifisch ist [33,80]. Somit ist ein Rückschluss auf die Laserschädigung anderer Füllungs- und Befestigungsmaterialien nur eingeschränkt möglich. Auf die Untersuchung der Laserschädigung von Amalgam wird verzichtet, da dieser Werkstoff bereits eingehend untersucht wurde [33,52,57] und von der Quecksilberfreisetzung bei Laserbeschuss ein nicht zu unterschätzendes gesundheitliches Risiko ausgeht [17,33,52,103,130,139].

Klinisch ist der Einsatz eines Wassersprays sehr wichtig, um das Residualgewebe (Zahnhartsubstanz und Pulpa) zu schonen [20] und eine intrapulpale Temperaturerhöhung von über 5,5 K zu vermeiden [142]. Da die Ablation von Werkstoffen mit größeren thermischen Nebenwirkungen als die Ablation von Zahnhartsubstanz verbunden ist [52], ist das Bearbeiten von Werkstoffen ohne Wasserkühlung besonders schädlich. Um das Worst Case-Szenario zu simulieren, wird auf die Verwendung eines Wassersprays verzichtet. Dieses Worst Case-Szenario ergibt sich im klinischen Alltag, wenn die Wasserkühlung versehentlich abgeschalten ist, wenn die Zielregion durch die Kavitätenwände vom Wasserspray abgeschirmt wird bzw. wenn ein reflektierter Laserstrahl unbeabsichtigt auf eine Werkstoffoberfläche auftrifft. Bei Verwendung einer Wasserkühlung wären geringere Temperaturerhöhungen auf der Werkstoffoberfläche zu erwarten [136]. Außerdem verhindert das Wasserspray die punktuelle Karbonisation der Krateroberfläche [136].

Die Wasserkühlung hat einen komplexen Einfluss auf das Abtragsvolumen. Es ist abhängig von der Menge an Wasserspray [79] und höchstwahrscheinlich von der Werkstoffzusammensetzung. Dies führt zu widersprüchlichen Schlussfolgerungen in der Literatur – zum Beispiel, dass die Verwendung von Wasserspray das Kompositablationsvolumen deutlich erhöht [79] oder nur einen geringen Einfluss hat [137].

Die in der Literatur verfügbaren Untersuchungen zur Vermessung der Ablationskrater, die sich allerdings hauptsächlich auf Krateruntersuchungen an Zahnhartsubstanz beziehen, verwenden häufig ein Mikroskop mit Mikrometerokular [53,77,78,98]. Die Kratertiefenbestimmung ist durch Fokusierung auf die unbeschadete Materialoberfläche und den Kraterboden möglich, wobei die Tiefendifferenz mit der Mikrometerschraube des Mikroskops gemessen wird [53]. Ein vergleichbares Verfahren wird in der vorliegenden Arbeit bei der Tiefenbestimmung unter dem LSM angewendet. lm Gegensatz hierzu erfolgte die Kraterdurchmesserund Kratertiefenbestimmung bei Meister et al. durch mikroskopisches Vermessen, nachdem die Probe mittig durch den Laserkrater zersägt wurde [85]. Dieses Verfahren ist unpräzise, da ein Sägen durch die tiefste Stelle des Kraters unmöglich erscheint. Zudem geht aufgrund der Stärke des Sägeblatts Material verloren und es kommt beim Sägen zu Hitzeentwicklungen und einer daraus resultierenden Materialschädigung.

Aus der Bestimmung von Kraterdurchmesser und -tiefe ist es möglich das Kratervolumen in grober Näherung zu berechnen [78,80,98]. Eine sehr präzise Ablationsvolumina-Bestimmung wurde von Baraba et al. durchgeführt. Sie basiert auf dem Lasertriangulationsprinzip, wobei die beschossene Probe mittels eines Profilometers vermessen wird und NURBS (nicht-uniforme rationale B-Splines, mathematisch definierte Flächen) und Querschnitte analysiert werden, woraus das Ablationsvolumen berechnet wird [8]. Ebenfalls sehr präzise ist die von Mehl et al. angewandte Abformung der Laserkrater, wobei das daraus entstandene Gipsmodell im 3D-Scanner vermessen wird [83]. Weitere Methoden sind die optische Kohärenztomographie [99], die 3D-Röntgen-Mikrotomographie [86] sowie die REM-basierte Kratervolumenbestimmung [83]. Außerdem ist eine Analyse des Kratervolumens durch die Bestimmung der Gewichtsdifferenz vor und nach Laserbeschuss (Berechnung des Kratervolumens über die Materialdichte) [33,70,139]

sowie über die Messung der benötigten Zeit bzw. Laserpulse für die komplette Perforation einer Probe bekannter Dicke möglich [116]. Ein zu der vorliegenden Methode identisches LSM-Verfahren zur Kratervolumenbestimmung wurde von Igarashi et al. angewandt [58]. Hierbei handelt es sich um ein – im Vergleich zur REM-Analyse – zerstörungsfreies Verfahren ohne aufwendige Probenvorbereitung.

Zunächst soll die statistische Auswertung lichtmikroskopischen der Kraterdurchmesser-Untersuchungen diskutiert werden. Hierbei kann nachgewiesen werden, dass sich der Kraterdurchmesser je nach Laserparameter und Werkstoff signifikant unterscheidet. Deskriptiv können Unterschiede zwischen den Kraterdurchmessern je nach Werkstoff gezeigt werden, die jedoch nicht signifikant sind.

Der Scheirer-Ray-Hare-Test ist aufgrund seiner geringen Teststärke für die Testung der Interaktionshypothese nicht sonderlich gut geeignet. Er stellt jedoch die einzige nicht parametrische Alternative zur multifaktoriellen ANOVA dar [28]. Durch den alleinigen Vergleich der Ränge ist der Scheirer-Ray-Hare-Test mit einem großen Informationsverlust verbunden. Somit entscheidet er sehr konservativ.

Im Rahmen der statistischen Auswertung ist eine ausreichende Probenanzahl von Bedeutung. Um gleichzeitig der Untersuchung der Werkstoffvielfalt und einer ausreichenden Probenanzahl n gerecht zu werden, wird n = 5 festgelegt. Im Vergleich hierzu führte Fendler seine lichtmikroskopischen Untersuchungen mit n = 2 und seine REM-Untersuchungen mit n = 3 durch [33].

Die beschossenen Werkstoffproben zeigen ein charakteristisches Schädigungsprofil: Zentral ist ein kegelförmiger Krater zu erkennen. Dieser ist im Rahmen des Laserablationsprozesses durch explosionsartiges Herausreißen von Materialfragmenten – auch Spallation genannt – entstanden. In der Randzone reicht die eingebrachte Energie nicht mehr aus, um das eingelagerte Wasser explosionsartig zu verdampfen und das Material dadurch abzutragen. Neben der Erwärmung des Materials wird dort auch eine "unvollständige Ablation" herbeigeführt [52,79].

Teilweise bilden sich um die Laserkrater Schmelzzonen aus. Sie entstehen, da die eingebrachte Energie ausreicht um den Werkstoff aufzuschmelzen, aber zu niedrig ist um ihn zu ablatieren.

Der unterschiedliche Ablationswiderstand der einzelnen Komposite und somit die unterschiedliche Kratermorphologie beruhen auf Unterschieden in der Materialzusammensetzung und der daraus resultierenden Wärmeleitfähigkeit [33,80]. Die rauen, teilweise granulären Oberflächen entstehen durch die bei der Ablation herausgesprengten Materialfragmente [52].

Während sich die Krateroberfläche des Nanohybridkomposits (Venus Diamond) und des Komposits auf Siloranbasis (Filtek Silorane) als homogen erweisen, zeigen die Befestigungskomposite (SmartCem 2, Variolink II, Panavia F 2.0) eine inhomogene und poröse Oberfläche. Laut Lizarelli kommt das Oberflächenrelief durch Ablation der Polymermatrix zwischen den Vorpolymerisaten (SiO₂-Partikel, Al- und Mg-Füller) zustande [78,80].

Wie erwartet, zeigen die untersuchten Komposite trotz des hohen Kohlenstoffanteils keine Karbonisierung. Bei Energiedichten oberhalb der Ablationsschwelle ist dies zu erklären, da die entstehende Wärme mit den ablatierten Partikeln abgeführt wird. Bei einer subablativen Bestrahlung ist hingegen eine Karbonisierung möglich. Auch Fendler konnte keine thermischen Schäden in Form von karbonisierten Bereichen beobachten [33]. Im Gegensatz hierzu berichteten Wigdor et al. und Lizarelli et al. über Karbonisierungen an ihren Kompositproben [79,136].

Ein weiterer Unterschied sind die von Lizarelli et al. und Hibst et al. beobachteten Risse in der Kraterumgebung [52,79], die sich aber weder in der vorliegenden Untersuchung noch bei Fendler [33] nachweisen ließen.

Eine weitere Übereinstimmung mit den Untersuchungen von Hibst et al., Etemadi et al. und Fendler sind die farblich aufgehellten Krater [33] mit granulärer, rauer, unregelmäßiger Oberfläche [30,33,52]. Ursächlich für die raue Oberfläche ist laut Fendler eine fast homogene Schicht am Kraterboden, der einzelne größere Partikel (1 - 25 µm) aufgelagert sind [33].

Bei Materialien wie Ketac Cem (Glasionomerzement), die einen hohen Kohlenstoffanteil (u.a. Carbonsäuren) enthalten, lassen sich karbonisierte Bereiche beobachten. Diese konnten auch von Hibst et al. sowie von Fendler [33,52] beobachtet werden.

Zinkoxidphosphatzement zeigte in den Untersuchungen von Hibst et al. [52] und Fendler [33] deutliche Zeichen von Schmelzprozessen wie Schmelzperlen. Diese können sich durch Sinterprozesse von Silizium (Füllpartikel) herausbilden [33]. In der vorliegenden Untersuchung können keine Schmelzerscheinungen an Zinkoxidphosphatzement beobachtet werden. Auffällig sind jedoch die karbonisierten Bereiche bei hohen Energiedichten, von denen auch Fendler berichtete [33]. Während Hibst et al. Kraterböden mit geschmolzenen ringförmigen Rissen beobachtete [52], konnten weder bei Fendler [33] noch in dieser Arbeit Risse nachgewiesen werden. Fendler beschrieb die Oberflächenstruktur – analog zu den vorliegenden Untersuchungen – als rau und körnig mit inhomogener Materialstruktur [33]. Ursächlich für die unterschiedlichen Ergebnisse könnten die unterschiedliche Zusammensetzung der Zinkoxidphosphatzemente sowie die verwendeten Laserparameter sein. Diese Beobachtung verdeutlicht die Relevanz, eine Vielzahl an Materialien bei unterschiedlichen Laserparametern zu untersuchen.

Ein Vergleich des Silikophosphatzements Cupro-Dur N mit der Untersuchung anderer Autoren ist leider nicht möglich, da zu diesem Werkstoff keine Literatur zur Verfügung steht, was die Relevanz der vorliegenden Laserschädigungsuntersuchung zeigt.

Bei einem festgelegten Arbeitsabstand, also einem konstanten Laserfleckdurchmesser, führt eine Erhöhung der Auskoppelenergie und somit eine Erhöhung der Energiedichte zunächst zur Zunahme des Kraterdurchmessers und der -tiefe bis eine Sättigung erreicht wird. Bei festgelegter Energiedichte führt eine Erhöhung des Arbeitsabstandes (oberhalb des Arbeitsabstands von 10 mm), der mit einer Erhöhung des Laserfleckdurchmessers einhergeht, ebenfalls zur Zunahme des Kraterdurchmessers. Bei Erhöhung der Energiedichte werden die Krater auch genauer umschrieben. Diese Beobachtung stimmt mit den Ergebnissen von Hibst et al. überein [52]. Hibst et al. haben zudem – allerdings an Zahnhartsubstanz – gezeigt, dass der Kraterdurchmesser unabhängig von der Anzahl der abgegebenen Laserpulse ist [53]. Auch Igarashi et al. konnten – allerdings an Dentin – zeigen, dass die Auskoppelenergie und damit die Energiedichte der Haupteinflussfaktor für die Ablation ist. Die Repetitionsrate spielte dabei nur eine untergeordnete Rolle [58]. Beim versehentlichen Laserbeschuss handelt es sich um Einzelpulse oder eine sehr kleine Pulsserie. Aus diesen Gründen ist die Verwendung von Einzelpulsen zum Beschuss der Werkstoffe in dieser Arbeit klinisch sinnvoll.

Es könnte angenommen werden, dass es bei höheren Pulsfrequenzen durch ein Aufkummulieren der Wärme zu einer größeren Schädigung kommt. Bayly et al. konnten jedoch zeigen, dass bei einer Wellenlänge von 2,9 µm die thermische Relaxationszeit im Bereich von ca. 1 µs liegt [9]. Da beim KEY-Laser nur Frequenzen bis 10 Hz empfohlen werden und maximal Pulsfrequenzen von 30 Hz einstellbar sind, ist ein Aufkummulieren der Wärme nicht möglich.

Die horizontale Laserwirkung (Kraterdurchmesser) ist durch die Laserfleckgröße beschränkt [82,134]. Die Ablationstiefe folgt einem logarithmischen Muster, wie Li et

al. für die Er:YAG-Laserablation von Zahnschmelz zeigen konnten [77].

Dieses beschränkte Wachstumsverhalten kann in der vorliegenden Arbeit auch in Bezug auf Kraterdurchmesser, -tiefe und -volumen von Venus Diamond beschrieben werden. Nachdem der Ablationsschwellenwert überschritten ist, steigen zunächst die Ablationstiefe und das -volumen an. Aufgrund des limitierten Wassergehalts der bestrahlten Werkstoffregion und des begrenzten Vermögens, das abgetragene Material auszustoßen, kommt es schließlich zum Stillstand des weiteren Wachstums [80]. Die Kurvenverläufe zum Kraterwachstum (Abb. 42, 45, 46) lassen darauf schließen, dass der Stillstand noch nicht vollständig erreicht ist. Somit führt eine weitere Energieerhöhung vermutlich zur Zunahme der Kratertiefe und folglich des Kratervolumens, während der Kraterdurchmesser kaum noch zunimmt. Die zusätzlich eingebrachte Energie muss daher durch eine größere Tiefe oder ein größeres Volumen im Rahmen einer Kraterformveränderung (beispielsweise von V-förmig zu Uförmig) absorbiert und ablatiert werden.

Für eine klinische Schlussfolgerung bzgl. des Umgangs mit den Schädigungen durch unbeabsichtigten Laserbeschuss ist neben dem Kraterdurchmessers auch die Kenntnis der Kratertiefe notwendig. Die Laser Scanning Mikroskopie-Untersuchungen zeigen für Venus Diamond Schädigungen bis in eine Tiefe von 90 µm. Klinisch relevant ist somit die Lokalisation der Laserschädigung: Verglichen mit dem Zementspalt indirekter Restaurationen ist eine Schädigungstiefe von 90 µm schwerwiegend, verglichen mit einer Füllung relativ gering.

Bei Befestigungswerkstoffen ist bei Laserbeschuss des Kronenrandes daher eine Auflösung des Zementspaltes möglich, was zu Undichtigkeiten des Kronenrandes führen kann. Derart "beschossene" Zementspalten müssen klinisch regelmäßig im Recall beobachtet werden. Bei Beschuss von Füllungen können Oberflächenschäden die Folge sein. Je nach Lokalisation der Lasereinwirkungen können Randundichtigkeiten der Füllung bzw. Schädigungen inmitten der Füllungsfläche resultieren.

Verbleiben die Werkstoffkrater in der Mundhöhle, verursachen sie Plaqueanlagerung und je nach Lage möglicherweise Sekundärkaries oder Gingivitis. Im Frontzahnbereich ist auch eine Beeinträchtigung der Ästhetik denkbar. Aufgrund der geringen Kratertiefe, ist es je nach Lokalisation möglich, diese Schädigung durch Finieren bzw. Polieren zu entfernen. Kommt es durch mehrfachen Laserbeschuss zu größeren Ablationsvolumina bzw. -tiefen, ist ein Austausch der Füllung in Erwägung zu ziehen.

5 Zusammenfassung

In der Zahnheilkunde hat sich die Lasertherapie in den letzten Jahren als adjuvantes Therapieverfahren etabliert. Laser bringen mit ihrem breiten Anwendungsspektrum neben zahlreichen Vorteilen auch Gefahren mit sich. Ziel dieser in-vitro-Arbeit war eine Untersuchung der Interaktion von Laserstrahlung, insbesondere des Er:YAG(Erbiumdotierten Yttrium-Aluminium-Granat)-Lasers, mit verschiedenen zahnärztlichen Werkstoffen und des damit verbundenen Schädigungspotentials.

Es wurden 24 klinisch gebräuchliche Füllungs- und Befestigungswerkstoffe ausgewählt. Zunächst wurden UV-Vis-NIR (ultraviolette-visuelle-nahes Infrarot)-Spektren der Werkstoffe im Wellenlängenbereich von 200 bis 3300 nm (nm = Nanometer) aufgenommen. Die Spektrenverläufe der Komposite zeigten deutlich höhere Transmissionswerte als die der Zemente. Im Bereich des Er:YAG-Lasers (2940 nm) wiesen alle untersuchten Werkstoffe eine niedrige Transmission auf und sind daher gut mit diesem Laser ablatierbar. Die Berechnung der optischen Absorptionslängen aus den Transmissionsmessungen ermöglichte eine noch differenziertere Einschätzung des Schädigungspotentials der verschiedenen Lasersysteme an den Werkstoffen. Der Vergleich der Werkstoffspektren mit den eigens erstellten Spektren der Werkstoffbestandteile und dem Spektrenkatalog ließ eine – durch die Firmengeheimnisse limitierte – Zuordnung der Peaks zu den Werkstoffbestandteilen zu.

Beim Einsatz als Alternative zum konventionellen Winkelstück werden mit dem Laser Zähne mit den darin enthaltenen Restaurationsmaterialien bearbeitet. Für den wichtigsten dentalen Laser (Er:YAG-Laser) galt es, das mögliche Schädigungsausmaß bei direktem oder indirektem (durch Reflexionen verursachten) Laserbeschuss der Füllungs- und Befestigungswerkstoffe zu untersuchen. Da zu den Er:YAG-Reflexionen zahnärztlicher Werkstoffe keine Literatur verfügbar war, mussten diese bestimmt werden. Bei Komposit (Reflexionsgrad: 5 %; % = Prozent) und verschiedenen Keramiken (Reflexionsgrad: 12 bis 29 %) ergaben sich geringere Reflexionen als bei zahnärztlichen Spiegeln (Reflexionsgrad: 80 %) und metallischen Werkstoffen (Reflexionsgrad: Amalgam 73 %, edelmetallfreie Legierung 82 %). Starke Reflexionen können an oralen Hart- oder Weichgeweben sowie an zahnärztlichen Werkstoffen zu Schäden führen.

Um festzustellen, ab welcher Energiedichte eine Schädigung auftritt, wurden die Ablationsschwellenwerte bestimmt. Es zeigte sich, dass Er:YAG-Laserstrahlung ein

hohes Schädigungspotential an den untersuchten Werkstoffen aufweist. Es reichen bereits geringe Laserenergiedichten aus (Ablationsschwellen Zemente: $0,6 - 2,7 \text{ J/cm}^2$; Komposite: $1,0 - 5,7 \text{ J/cm}^2$; J/cm² = Joule pro Quadratzentimeter), um Zemente und Komposite abzutragen.

Im Anschluss wurde die Laserschädigung acht Füllungsvon und Befestigungsmaterialien bei unbeabsichtigtem Er:YAG-Laserbeschuss mit klinisch relevanten Parametern untersucht. Hauptaspekt der Auswertung war die qualitative Beschreibung der durch Laserstrahlung hervorgerufenen und quantitative werkstoffspezifischen Materialveränderungen mittels Licht- und Laser-Scanning-Mikroskop. Der zentrale Laserkrater war von einer Zone der unvollständigen Ablation umgeben. Rissbildungen in der Kraterumgebung waren bei keiner der Proben ersichtlich, während ein Glasionomerzement und Zinkoxidphosphatzement Karbonisierungen zeigten. Die Oberfläche stellte sich meist als inhomogen und porös dar. Teilweise bildeten sich um die Laserkrater Schmelzzonen und ein Materialaufwurf aus. Kraterdurchmesser. -tiefe und -volumen stiegen mit zunehmender Laserenergiedichte im Rahmen eines beschränkten Wachstums. Anhand der statistischen Auswertung konnte gezeigt werden, dass die Laserparameter (Auskoppelenergie, Probenabstand zum Laser) einen signifikanten Einfluss auf Durchmesser, Tiefe und Volumen der Ablationskrater haben. Des Weiteren bestimmte der Werkstoff signifikant den Kraterdurchmesser. Da sich das Schädigungsausmaß bei einzelnen Laserpulsen auf Kraterdurchmesser von bis zu 1221 µm (µm = Mikrometer) und Kratertiefen von knapp 90 µm belief, ist im Falle von planen Füllungsflächen ein Darüberfinieren und Polieren klinisch ausreichend. Ist die Laserschädigung am Füllungsrand oder im Zementspalt indirekter Restaurationen lokalisiert, ist die Schädigung schwerwiegend und ein Austausch sollte in Erwägung gezogen werden. Für die Praxis bedeuten die vorliegenden Untersuchungen, dass bei der Bearbeitung von zahnärztlichen Werkstoffen auf die Vermeidung von Reflexionen und unbeabsichtigtem Laserbeschuss geachtet werden muss, damit eine Schädigung von oralen Hart- und Weichgeweben und zahnärztlichen Werkstoffen vermieden werden kann. Um die von dem Laser ausgehenden Gefahren zu minimieren, sollte ein sorgfältiger Umgang unter Berücksichtigung der notwendigen Schutzmaßnahmen wie der Einsatz mattierter Instrumente erfolgen.

6 Literaturverzeichnis

1. Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjogren G: Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. J Dent 30: 53-58 (2002)

2. Agilent Technologies: Broschüre AGILENT CARY 4000/5000/6000i UV-VIS-NIR-SPEKTRALPHOTOMETER, Agilent Technologies, Inc. https://www.agilent.com/cs/library/brochures/5990-7786DEE.pdf (13.04.2018)

3. Ahrari F, Akbari M, Akbari J, Dabiri G: Enamel surface roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques. J Dent (Teheran) 10: 82-93 (2013)

4. Almeida H C, Vedovello Filho M, Vedovello S A, Young A A, Ramirez-Yanez G O: ER: YAG laser for composite removal after bracket debonding: a qualitative SEM analysis. Int J Orthod Milwaukee 20: 9-13 (2009)

5. Altshuler G, Grisimov V N, Ermolaev V S, Vityaz I V: Human tooth as an optical device. Proc SPIE 1429, Holography, Interferometry, and Optical Pattern Recognition in Biomedicine 95-104 (1991)

6. Azzeh E, Feldon P J: Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 123: 79-83 (2003)

7. Bader C, Krejci I: Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. Am J Dent 19: 178-186 (2006)

8. Baraba A, Miletic I, Krmek S J, Perhavec T, Bozic Z, Anic I: Ablative potential of the erbium-doped yttrium aluminium garnet laser and conventional handpieces: a comparative study. Photomed Laser Surg 27: 921-927 (2009)

9. Bayly J, Kartha V, Stevens W: The absorption spectra of liquid phase H20, HDO and D20 from 0.7 μ m to 10 μ m. Infrared Physics 3: 211-222 (1963)

10. Bayne S C, Thompson J Y, Swift E J, Stamatiades P, Wilkerson M: A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc 129: 567-577 (1998)

11. Beer F, Straßl M, Wernisch J: 2.4 Lasersicherheit: Sekundärgefahren. In: Moritz A (Hrsg) Orale Lasertherapie, Quintessenz, Berlin, S. 64-67 (2005)

12. Bienz S, Bingler L: 5.3 Umgang mit Spektren und analytischen Daten anhand von Beispielen: Strukturaufklärung von vermeintlich bekannten Verbindungen und unerwarteten Produkten aus Synthesen. In: Bienz S, Bigler L and Fox T (Hrsg) Spektroskopische Methoden in der organischen Chemie, Hesse - Meier - Zeh, 9., Thieme, Stuttgart, S. 397-405 (2016)

13. Blankenau R J, Kelsey W P, Powell G L, Shearer G O, Barkmeier W W, Cavel W T: Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. Am J Dent 4: 40-42 (1991)

14. Boulnois J: Photophysical processes in recent medical laser developments: A review. Lasers Med Sci 1: 47-66 (1986)

15. Canestri F: Sudden and unpredictable below-surface ablation pattern changes by CO2 laser beams: a qualitative description of five macroscopic cases observed in PMMA with high probability to occur during surgery in low-water-content tissues. J Clin Laser Med Surg 20: 335-339 (2002)

16. Cassoni A, Rodrigues J A: Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. Gen Dent 55: 416-419 (2007)

17. Cernavin I, Hogan S P: The effects of the Nd:YAG laser on amalgam dental restorative material. Aust Dent J 44: 98-102 (1999)

18. Chhatwani S, Gebhardt P F, Ludwig B: Clinical indications and application of lasers in orthodontics. Quintessence Kieferorthopädie 31: 15-24 (2017)

19. Cobb D S, Dederich D N, Gardner T V: In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. Lasers Surg Med 26: 386-397 (2000)

20. Correa-Afonso A M, Pecora J D, Palma-Dibb R G: Influence of pulse repetition rate on temperature rise and working time during composite filling removal with the Er:YAG laser. Photomed Laser Surg 26: 221-225 (2008)

21. Craig R G, Powers J M, Wataha J C: Materialien für direkte ästhetische Restaurationen. In: Craig R G, Powers J M and Wataha J C (Hrsg) Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung, 1., Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, S. 63-84 (2005)

22. Cramer N, Stansbury J, Bowman C: Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials. J Dent Res 90: 402-416 (2011)

23. Dostalova T, Jelinkova H: Lasers in dentistry: overview and perspectives. Photomed Laser Surg 31: 147-149 (2013)

24. Dostalova T, Jelinkova H, Remes M, Sulc J, Nemec M: The Use of the Er:YAG Laser for Bracket Debonding and Its Effect on Enamel Damage. Photomed Laser Surg 34: 394-399 (2016)

25. Dumore T, Fried D: Selective ablation of orthodontic composite by using submicrosecond IR laser pulses with optical feedback. Lasers Surg Med 27: 103-110 (2000)

26. Dunger A and Dunger G: Licht- und Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen der Laserwechselwirkung mit nichtmetallischen Füllungsmaterialien. Med Dissertation, Medizinische Fakultät der Humboldt-Universität Berlin (1989)

27. Dv S, Alla R, Alluri V, Makv R: A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. Am J Mat Sci Eng 2: 28-35 (2014)

28. Dytham C: 7 The tests 1: tests to look at differences. In: Dytham C (Hrsg) Choosing and Using Statistics - A Biologist's Guide, 3, Wiley-Blackwell, UK, S. 175-182 (2011)

29. Ernst C: Eine Einteilung der Kompositmaterialien: Update Komposite. ZMK Zahnheilkunde, Management, Kultur 4: 190-207 (2010)

30. Etemadi A, Shahabi S, Chiniforush N, Pordel E, Azarbayejani Z, Heidari S: Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation of Composite Surface Irradiated by Different Powers of Er:YAG Laser. J Lasers Med Sci 6: 80-84 (2015)

31. Fan P L, Edahl A, Leung R L, Stanford J W: Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. J Dent Res 64: 78-80 (1985)

32. Felton D A, Kanoy B E, Bayne S C, Wirthman G P: Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent 65: 357-364 (1991)

33. Fendler J: Die Wirkung des Erbium:YAG-Lasers auf Zahnfüllungsmaterialien. Med Dissertation, Universität Ulm (1997)

34. Ferracane J L: Resin composite - state of the art. Dent Mater 27: 29-38 (2011)

35. Field A: Discovering Statistics Using SPSS. 4, Sage Publications Ltd., London (2013)

36. Fleming M G, Maillet W A: Photopolymerization of composite resin using the argon laser. J Can Dent Assoc 65: 447-450 (1999)

37. Fox T: 2.3 Infrarot- und Raman-Spektren: IR-Spektrometer. In: Bienz S, Bigler L and Fox T (Hrsg) Spektroskopische Methoden in der organischen Chemie, Hesse - Meier - Zeh, 9., Thieme, Stuttgart, S. 40-42 (2016)

38. Fox T: 2.5 Infrarot- und Raman-Spektren: IR-Spektrum. In: Bienz S, Bigler L and Fox T (Hrsg) Spektroskopische Methoden in der organischen Chemie, Hesse - Meier - Zeh, 9., Thieme, Stuttgart, S. 44-48 (2016)

39. Fox T: 2.7 Infrarot- und Raman-Spektren: IR-Absorptionen von Einfachbindungen zu Wasserstoff. In: Bienz S, Bigler L and Fox T (Hrsg) Spektroskopische Methoden in der organischen Chemie, Hesse - Meier - Zeh, 9., Thieme, Stuttgart, S. 49-54 (2016)

40. Fried W A, Chan K H, Darling C L, Fried D: Selective removal of dental composite with a diode-pumped Er:YAG laser. Proc SPIE Int Soc Opt Eng 9692: 1-5 (2016)

41. Gemalmaz D, Ozcan M, Yoruc A B, Alkumru H N: Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. J Oral Rehabil 24: 646-651 (1997)

42. Geurtsen W: Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 45: 380-386 (1990)

43. Ghazanfari R, Nokhbatolfoghahaei H, Alikhasi M: Laser-Aided Ceramic Bracket Debonding: A Comprehensive Review. J Lasers Med Sci 7: 2-11 (2016)

44. Gutknecht N: Kariologie und Kavitätenpräparation mit dem Er:YAG-Laser. LaserZahnheilkunde 2: 75-83 (2007)

45. Gutknecht N: Proceedings of the 1st International Workshop of Evidence Based Dentistry on Lasers in Dentistry. Quintessenz (2007)

46. Hale G M, Querry M R: Optical Constants of Water in the 200-nm to 200-microm Wavelength Region. Applied Optics 12: 555-563 (1973)

47. Hatipoglu M, Barutcigil C: Effects of erbium-and chromium-doped yttrium scandium gallium garnet and diode lasers on the surfaces of restorative dental materials: a scanning electron microscope study. Niger J Clin Pract 18: 213-220 (2015)

48. Hatipoglu M, Barutcigil C, Harorli O T, Ulug B: Effect of the lasers used in periodontal therapy on the surfaces of restorative materials. Scanning 38: 227-233 (2016)

49. Herrig M, Zgoda F: Sicherheit bei Laseranwendungen. In: Müller and Ertl (Hrsg) Angewandte Laserzahnheilkunde, Bd. IV-1, S. 1-17 (1995)

50. Hibst R: Laser - Aktueller Stand und neue Entwicklungen. Zahnärztl Mitt 91(10): 54 (2001)

51. Hibst R, Keller U: Effects of water spray and repetition rate on the temperature elevation during Er:YAG laser ablation of dentine. Proc SPIE 2623, Medical Applications of Lasers III 139-144 (1996)

52. Hibst R, Keller U: Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation. Proc SPIE 1424, Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine 120-126 (1991)

53. 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 9: 338-344 (1989)

54. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K: New direct restorative materials. FDI Commission Project. Int Dent J 48: 3-16 (1998)

55. Hiltscher W R: Veränderungen von zahnärztlichen Werkstoffen durch Bestrahlung mit einem CO2-Laser. Med Dissertation, Medizinische Fakultät (Charité) der Humboldt-Universität Berlin (2000)

56. Horch H, Deppe H: New aspects of lasers in oral and craniomaxillofacial surgery. Medical Laser Application 20: 7-11 (2005)

57. Hosseini M H, Hassanpour M, Etemadi A, Ranjbar Omrani L, Darvishpour H, Chiniforush N: Amalgam Surface Treatment by Different Output Powers of Er:YAG Laser: SEM Evaluation. J Lasers Med Sci 6: 171-173 (2015)

58. Igarashi A, Kato J, Takase Y, Hirai Y: Influence of output energy and pulse repetition rate of the Er:YAG laser on dentin ablation. Photomed Laser Surg 26: 189-195 (2008)

59. Ilie N, Hickel R: Resin composite restorative materials. Aust Den J 56 Suppl 1: 59-66 (2011)

60. Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Meßtechnik an der Universität Ulm: Sachkundekurs Laser in der Medizin, Ulm, 20.03.2013

61. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki A A: Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. J Periodontal Res 39: 275-285 (2004)

62. Jauk W: Grundlegende Untersuchungen zur Entwicklung einer neuartigen zerstörungsfreien Zahnersatztechnologie - "ReversFix" - Master-Thesis. Med Dissertation, Hochschule Ulm – Studiengang Medizintechnik & ILM (Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Meßtechnik an der Universität Ulm) (2012)

63. KaVo Dental GmbH: Gebrauchsanweisung KEY Laser 3+ 1343, KEY Laser III 1243 upgraded. Biberach/Riss

64. KaVo Dental GmbH: Zahnmedizinisches Applikationshandbuch KaVo K.E.Y Laser 1242/1243 KaVo K.E.Y Laser 3+ 1343. Biberach/Riss

65. Keller U: Laser in der Zahnmedizin – heute und morgen. Bayerisches Zahnärzteblatt 4: 40-42 (1998)

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

67. Keller U, Hibst R: Lasers in oral surgery - Overview Paper. Proc SPIE 2327, Medical Applications of Lasers II 146-154 (1994)

68. Kelsey W P, Blankenau R J, Powell G L: Application of the argon laser to dentistry. Lasers Surg Med 11: 495-498 (1991)

69. Kilinc E, Rothrock J, Migliorati E, Drukteinis S, Roshkind D M, Bradley P: Potential surface alteration effects of laser-assisted periodontal surgery on existing dental restorations. Quintessence Int 43: 387-395 (2012)

70. Kim K S, Kim M E, Shin E J: Irradiation time and ablation rate of enamel in contact and non-contact irradiation with Er:YAG laser. Photomed Laser Surg 23: 216-218 (2005)

71. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K: Lasers in endodontics: a review. Int Endod J 33: 173-185 (2000)

72. Kinersly T, Jarabak J P, Phatak N M, DeMent J: Laser effects on tissue and materials related to dentistry. J Am Dent Assoc 70: 593-600 (1965)

73. Koort H J: Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe. Dtsch Zahnärztl Z 49: 100-105 (1994)

74. Kunzelmann K-H: Aufbau der Kompositfüllungswerkstoffe. In: Kappert H F and Eichner K (Hrsg) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Bd. 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten, 6., Thieme, Stuttgart, S. 204-239 (2008)

75. Lad P P, Kamath M, Tarale K, Kusugal P B: Practical clinical considerations of luting cements: A review. J Int Oral Health 6: 116-120 (2014)

76. Landeszahnärztekammer Baden-Württemberg: https://lzk-bw.de/PHB/PHB-CD/QM/Medizinprodukte-Arzneimittel.doc (9.04.2018)

77. Li Z Z, Code J E, Van De Merwe W P: Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. Lasers Surg Med 12: 625-630 (1992)

78. Lizarelli R d F Z, Moriyama L T, Bagnato V S: Ablation of composite resins using Er:YAG laser-comparison with enamel and dentin. Lasers Surg Med 33: 132-139 (2003)

79. Lizarelli R d F Z, Moriyama L T, Florez F L E, Jacomassi D P, Pelino J E P, Bagnato V S: Aged composite resins ablation under different parameters of Er:YAG laser: ablation rate and morphological aspects. Proc SPIE 6425, Lasers in Dentistry XIII 1-10 (2007)

80. Lizarelli R d F Z, Moriyama L T, Pelino J E P, Bagnato V S: Ablation Rate and Morphological Aspects of Composite Resins Exposed to Er:YAG Laser. J Oral Laser Appl 5: 151-160 (2005)

81. Masotti A S, Onofrio A B, Conceicao E N, Spohr A M: UV-vis spectrophotometric direct transmittance analysis of composite resins. Dent Mater 23: 724-730 (2007)

82. Mazouri Z, Walsh L J: Damage to dental composite restorations following exposure to CO2 laser radiation. J Clin Laser Med Surg 13: 73-76 (1995)

83. Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R: 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. Dent Mater 13: 246-251 (1997)

84. Meier H: 1.1 UV/Vis-Spektren: Theoretische Einführung. In: Bienz S, Bigler L and Fox T (Hrsg) Spektroskopische Methoden in der organischen Chemie, Hesse - Meier - Zeh, 9., Thieme, Stuttgart, S. 2-10 (2016)

85. Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, Apel C: Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. J Biomed Opt 11: 34030 (2006)

86. Mercer C E, Anderson P, Davis G R: Sequential 3D X-ray microtomographic measurement of enamel and dentine ablation by an Er:YAG laser. Br Dent J 194: 99-104 (2003)

87. Mirzaei M, Yasini E, Tavakoli A, Chiniforush N: Effect of Different Powers of Er,Cr:YSGG Laser Treatment on Surface Morphology of Microhybride Composite Resin: Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation. J Lasers Med Sci 6: 62-66 (2015)

88. Mizutani K, Aoki A, Coluzzi D, Yukna R, Wang C Y, Pavlic V, Izumi Y: Lasers in minimally invasive periodontal and peri-implant therapy. Periodontol 2000 71: 185-212 (2016)

89. Montedori A, Abraha I, Orso M, D'Errico P G, Pagano S, Lombardo G: Lasers for caries removal in deciduous and permanent teeth. Cochrane Database Syst Rev 9: CD010229 (2016)

90. Morford C K, Buu N C, Rechmann B M, Finzen F C, Sharma A B, Rechmann P: Er:YAG laser debonding of porcelain veneers. Lasers Surg Med 43: 965-974 (2011)

91. Moritz A, Schoop U, Straßl M, Wintner E: 3.3 Lasergestützte Kavitätenpräparation. In: Moritz A (Hrsg) Orale Lasertherapie, Quintessenz, Berlin, S. 86-99 (2005)

92. Moritz A, Schoop U, Straßl M, Wintner E: 3.4 Lasergestützte Kavitätenpräparation: Ablationsmechanismen. In: Moritz A (Hrsg) Orale Lasertherapie, Quintessenz, Berlin, S. 100-121 (2005)

93. Mundethu A R, Gutknecht N, Franzen R: Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er:YAG laser: an in vitro study. Lasers Med Sci 29: 1551-1556 (2014)

94. Muzalev P A, Kosobudskii I D, Kul'batskii D M, Ushakov N M, Podvigalkin V Y: Synthesis, Structure and Properties of Silver Nanocomposite Materials with Poly(Hydroxyethyl Methacrylate) Matrix. Russian Journal of Applied Chemistry 84: 666-669 (2011)

95. Neiburger E J, Miserendino L: Laser reflectance: Hazard in the dental operatory. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 66: 659-661 (1988)

96. Nelson J S, Yow L, Liaw L H, Macleay L, Zavar R B, Orenstein A, Wright W H, Andrews J J, Berns M W: Ablation of bone and methacrylate by a prototype midinfrared erbium:YAG laser. Lasers Surg Med 8: 494-500 (1988)

97. Nicholson J W: The physics of water sorption by resin-modified glass-ionomer dental cements. J Mater Sci Mater Med 8: 691-695 (1997)

98. Nishimoto Y, Otsuki M, Yamauti M, Eguchi T, Sato Y, Foxton R M, Tagami J: Effect of pulse duration of Er: YAG laser on dentin ablation. Dent Mater J 27: 433-439 (2008)

99. Ohmi M, Tanizawa M, Fukunaga A, Haruna M: In-situ observation of tissue laser ablation using optical coherence tomography. Optical and Quantum Electronics 37: 1175-1183 (2005)

100. Oztoprak M O, Nalbantgil D, Erdem A S, Tozlu M, Arun T: Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 138: 195-200 (2010)

101. Patel B C, Rickwood K R: Morphological changes induced by short pulse hydrogen fluoride laser radiation on dental hard tissue and restorative materials. Lasers Surg Med 21: 1-6 (1997)

102. Pich O, Franzen R, Gutknecht N, Wolfart S: Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. Lasers Med Sci 30: 591-597 (2015)

103. Pioch T, Matthias J: Mercury vapor release from dental amalgam after laser treatment. Eur J Oral Sci 106: 600-602 (1998)

104. Powell G L, Blankenau R J: Rapid Communication: Argon Laser Polymerization of Composite: Blue Lines vs. Multilines. J Clin Laser Med Surg 12: 325-326 (1994)

105. Rechmann P, Hennig T: Lasers in Periodontology - Today and Tomorrow. Med Laser Appl 16: 223 (2001)

106. Rechmann P, Buu N C, Rechmann B M, Finzen F C: Laser all-ceramic crown removal and pulpal temperature-a laboratory proof-of-principle study. Lasers Med Sci 30: 2087-2093 (2015)

107. Rechmann P, Buu N C, Rechmann B M, Finzen F C: Laser all-ceramic crown removal-a laboratory proof-of-principle study-phase 2 crown debonding time. Lasers Surg Med 46: 636-643 (2014)

108. Rechmann P, Buu N C, Rechmann B M, Le C Q, Finzen F C, Featherstone J D: Laser all-ceramic crown removal-a laboratory proof-of-principle study-phase 1 material characteristics. Lasers Surg Med 46: 628-635 (2014)

109. Reindl M, Fink U, Wrobel W, Unsöld E: Diffuse Reflexion an den Oberflächen lasergeeigneter chirurgischer Instrumente im IR-Bereich. Biomedizinische Technik, 33, Ergänzungsband 2: 297-298 (2009)

110. Rockwell Laser Industries. Laser Accident Data Base: https://www.rli.com/resources/accident.aspx (19.11.2017)

111. Rossetti P H, do Valle A L, de Carvalho R M, De Goes M F, Pegoraro L F: Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. J Appl Oral Sci 16: 64-69 (2008)

112. Sari T, Tuncel I, Usumez A, Gutknecht N: Transmission of Er:YAG laser through different dental ceramics. Photomed Laser Surg 32: 37-41 (2014)

113. Scheirer J, Ray W S, Hare N: The Analysis of Ranked Data Derived from Completely Randomized Factorial Designs. Biometrics 32: 429-434 (1976)

114. Schoop U, Moritz A, Kluger W, Patruta S, Goharkhay K, Sperr W, Wernisch J, Gattringer R, Mrass P, Georgopoulos A: The Er:YAG laser in endodontics: results of an in vitro study. Lasers Surg Med 30: 360-364 (2002)

115. Schroeder H E: 1.2. Entwicklung und Struktur der Zahngewebe: Amelogenesis und Zahnschmelz. In: Schroeder H E (Hrsg) Orale Strukturbiologie Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks, 5., Thieme, Stuttgart, S. 37-85 (2000)

116. Serafetinides A A, Khabbaz M G, Makropoulou M I, Kar A K: Picosecond Laser Ablation of Dentine in Endodontics. Lasers Med Sci 14: 168-174 (1999)

117. Sidhu S K: Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? Aust Dent J 56 Suppl 1: 23-30 (2011)

118. Sievers M, Frentzen M, Koort H J: Reflexion infraroter CO₂-Laserstrahlung an Füllungswerkstoffen. ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt 103: 288-290 (1994)

119. Siniaeva M L, Siniavsky M N, Pashinin V P, Mamedov A A, Konov V I, Kononenko V V: Laser ablation of dental materials using a microsecond Nd:YAG laser. Laser Physics 19: 1056-1060 (2009)

120. Smith D C: Dental cements. Adv Dent Res 2: 134-141 (1988)

121. Spitzer D, Bosch J T: The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. Calcif Tissue Res 17: 129-137 (1975)

122. Stock K, Liebermann B: (2013 persönliche Mitteilung)

123. Sulieman M: An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications. Dent Update 32: 286-288 (2005)

124. Sweeney C: Laser safety in dentistry. Gen Dent 56: 653-659 (2008)

125. Takaki T, Kurosawa K, Razavi H, Sukenaga S, Saito N, Kaneko K, Nakashima K, Hiraaki T: Electrolytic Synthesis of Al-Doped ZnO Nanopowders With Low Electrical Resistivity. J Am Ceram Soc 93: 3088-3091 (2010)

126. Taut C: Dental amalgam: is this the end? J Ir Dent Assoc 59: 311-317 (2013)

127. Tran T B, Hayun S, Navrotsky A, Castro R H R: Transparent Nanocrystalline Pure and Ca-Doped MgO by Spark Plasma Sintering of Anhydrous Nanoparticles. J Am Ceram Soc 95: 1185-1188 (2012)

128. Türkmen C, Sazak H, Gunday M: Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. J Oral Rehabil 33: 64-69 (2006)

129. US Food and Drug Administration. FDA Medical Device Reporting system: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfmdr/search.CFM (19.11.2017)

130. v. Benthem H, Predel B, Vahl J: Zum Verdampfungsverhalten von Metallen bei Laserbestrahlung. Z Metallkunde 69: 121-125 (1978)

131. Varian: Manual Varian UV-VIS-NIR Cary 4000, 5000 and 6000i Spectrophotometers. Australien (2004)

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

133. Walsh L J: The current status of laser applications in dentistry. Aust Dent J 48: 146-55 (2003)

134. Walsh L J, Perham S J: Enamel fusion using a carbon dioxide laser: a technique for sealing pits and fissures. Clin Prev Dent 13: 16-20 (1991)

135. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R: Siloranes in dental composites. Dent Mater 21: 68-74 (2005)

136. Wigdor H, Walsh J T, Jr., Visuri S R: Lasers and Electro-Optics Society Annual Meeting, LEOS '94 Conference Proceedings, IEEE: Dental material ablation with the Er:YAG laser, 31.10.-3.11.1994, S. 73-74 (1994)

137. Wigdor H A, Walsh J T, Visuri S R: Effect of water on dental material ablation of the Er:YAG laser. Proc SPIE 2128, Laser Surgery: Advanced Characterization, Therapeutics, and Systems IV 267-272 (1994)

138. Wigdor H A, Walsh J T,Jr, Featherstone J D, Visuri S R, Fried D, Waldvogel J L: Lasers in dentistry. Lasers Surg Med 16: 103-133 (1995)

139. Wigdor H A, Visuri S R, Walsh J T J, Altshuler G B, Blankenau R J: Amalgam ablation with the Er:YAG laser. Proc SPIE 1984, Advanced Laser Dentistry 95-101 (1995)

140. Wilhelm S, Gröbler B, Gluch M, Heinz H: Die konfokale Laser Scanning Mikroskopie Grundlagen. Optische Abbildung. Elektronische Signalverarbeitung. Zeiss, Jena (2003)

141. Yassaei S, Aghili H, Joshan N: Effects of removing adhesive from tooth surfaces by Er:YAG laser and a composite bur on enamel surface roughnessand pulp chamber temperature. Dent Res J (Isfahan) 12: 254-259 (2015)

142. Zach L, Cohen G: Pulp Response to Externally Applied Heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 19: 515-530 (1965)

143. Zeiss C: Microscopy from Carl Zeiss Chapter 3.1: Principle of Laser Scanning Microscopy, LSM 510 and LSM 510 META: Operating Manual: 3.3-3.4., Jena (1998) https://mcb.illinois.edu/microscopy/manuals/LSM_510_Manual.pdf; S. 33 (19.06.2019)

Anhang

I. Werkstoffbestandteile

Anschließend sind die verwendeten Werkstoffe aufgeführt. Bei den magentafarbig unterlegten Werkstoffen handelt es sich um Befestigungsmaterialien; die hellblau unterlegten Werkstoffe sind Füllungsmaterialien. Für die Untersuchung der Laserschädigung werden die 8 intensiv farbig unterlegten Werkstoffe untersucht.

Tab. 14: Charakterisierung der im Rahmen der Untersuchungen zur Laserinteraktion und -schädigung verwendeten Befestigungswerkstoffe am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: Nr. = Nummer; μ m = Mikrometer; % = Prozent; Gew.-% = Gewichtsprozent; Vol.-% = Volumenprozent; k.A. = keine Angabe; BisGMA = Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat; TEGDMA = Triethylenglycol-dimethacrylat; HEMA = Hydroxymethylmethacrylat; UDMA = Urethan-dimethacrylat; TMPTMA = Trimethylpropan-Trimethacrylat; \emptyset = Durchmesser)

Befest- igungs- werkstoff	LOT-Nr.	Art des Werkstoffs, Härtungs- mech- anismus	Farb- ton	Bestandteile	Partikel- größe, Füllstoff- gehalt	Appli- kations- art ⁷
Artegral Cem (Merz)	1060606 7112902	Mikrohybrid- Komposit (Basis- /Katalysatorpaste 1:1), dualhärtend	uni- versal	 Harze auf BisGMA-Basis mikrofeine Glasfüller 	0,05 - 1 µm Füllstoffgehalt: 61 Gew%, 42 Vol%	Automix
Ceramir Crown & Bridge (Doxa)	1119169 1141147	Calciumaluminat- Glasionomer- zement/ "Biokeramik", chemisch härtend	k. A.	 Pulver: Glaspulver (Glas, Oxide, Chemikalien) Polyacrylsäure (2-Propensäure, Homopolymer) Weinsäure (Butendisäure, 2,3-dihydroxy- [R-(R*,R*)]-) Calciumaluminat Strontiumfluorid Flüssigkeit: Wasser Lithiumchlorid NTA (Nitrilotriessigsäure- trisodium-Salz) 	12 μm	Capmix

⁷ Hand = von Hand auf Blöckchen/Glasplatte angemischt

Automix = Automix-System

Spritze = aus Packung (Capsule/Spritze) direkt entnommen

Capmix = zunächst im Aktivator aktiviert, dann im Hochfrequenzmischgerät (Capmix) angemischt, mittels Applier appliziert)

Anhang

Clearfil Esthetic Cement (Kuraray)	034AAA	Komposit, dualhärtend	uni- versal	Paste A: • BisGMA • TEGDMA • hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat • silanisiertes Bariumglas- Füllmittel • kolloidale Kieselerde Paste B: • BisGMA • TEGDMA • hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat • hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat • hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat • silanisiertes Bariumglas- Füllmittel • silanbehandeltes Siliziumosyd • kolloidale Kieselerde • Katalysatoren • dl-Campherchinon • Pigmente	keine Information erhalten (unterliegt Firmen- geheimnis)	Automix
CX-Plus Glas- ionomer Cement (Shofu Dental)	01110754	Glasionomer- zement, chemisch härtend	k. A.	 Siliziumdioxid 24,8 Gew% Aluminiumoxid 20 Gew% Lanthanumoxid 20,9 Gew% Aluminium-Phosphat 5 Gew% Aluminium-Fluorid, 3 Wasser 7,3 Gew% Calcium-Fluorid 22 Gew% Farbpigmente Mikro-Gew% 	keine Information erhalten	Hand
Dual Cement (Ivoclar Vivadent)	N31589	Komposit, dualhärtend	к. А.	 (Gew%; B = Base, C = Catalyst) Urethandimethacrylat B 31,7 %; C 30,6 % aliphatisches Dimethacrylat B 7,8 %; C 7,6 % hochdisperses Siliziumdioxid, silanisiert B 41,0 %; C 41,0 % Ytterbiumtrifluorid B 18,7 %; C 20,0 % Katalysatoren, Stabilisatoren B 0,8 %; C 0,8 % Pigmente B < 0,2 % 	0,05 - 0,3 µm (mittlere Partikelgröße: 0,2 µm) Füllstoffgehalt: 60 - 61 Gew %, 37 - 38 Vol% Filmdicke: 12 µm	Hand
Duo Cement plus (Coltène Whaledent)	C 11367(A)	Feinhybrid- komposit, dualhärtend	uni- versal	 Bisphenol-A- diglycidylmethacrylat Bisphenol-A- diethoxymethacrylat Triethylenglycoldimethacrylat Bariumglas silanisiert amorphe Kieselsäure, hydrophobiert <i>Katalysator:</i> BisGMA 10 - 15 % TEGDMA 5 - 10 % Dibenzoylperoxid; Benzoylperoxid < 1 % <i>Basis:</i> BisGMA 10 - 15 % TEGDMA 5 - 10 % 	0,5 μm (Füllpartikel- verteilung: 0,04 - 2,8 μm)	Hand
Fuji I Capsule (GC)	1103181	Glasionomer- zement, chemisch härtend	hellgelb	• 15 - 25 % Polyacrylsäure	keine Information erhalten	Capmix

Anhang

Fuji Plus Capsule (GC)	1102081	Kunststoff- modifizierter Glasionomer- zement, chemisch härtend	gelb/ A3	10 % HEMA 10 % Polyacrylsäure 3,33 % UDMA	keine Information erhalten	Capmix
Phosphate Cement (Shofu Dental)	0410	Zement, chemisch härtend	к. А.	 Zinkoxid 81 Gew% Magnesiumoxid 11 Gew% Bismuthoxid 3 Gew% HY-Agens 5 Gew% Flüssigkeit: Phosphorsäure 53 Gew% Aluminiumphosphat 15 Gew% Zinkphosphat 5 Gew% Wasser 27 Gew% 	Information erhalten	Hano
Ketac Cem (3M Espe)	438071	Glasionomer- zement, chemisch härtend	dentin- ähnlich gelb	Pulver: • Glaspulver (> 99 Gew%) • Pigmente <i>Flüssigkeit:</i> • Polycarbonsäure • Weinsäure • Wasser • Konservierungsmittel	mittlere Partikelgröße: 2,5 μm größte Partikel: 16 - 17 μm Filmdicke: 16 ± 1 μm	Capmix
Panavia F 2.0 (Kuraray)	041329 Paste A: 00523A Paste B: 00099A	Komposit, dualhärtend	light	 A-Paste: 10-Methacryloyloxydecyl- Dihydrogenphosphat (MDP) hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat silanisierte Kieselerdefüller silanisierte und kolloidale Kieselerde dl-Kamferchinon Katalysatoren Initiatoren <i>B-Paste</i>: hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat silanisiertes Bariumglas-Füllmittel oberflächenbehandeltes Natriumfluorid Katalysatoren Beschleuniger Pigmente 	19 - 21 μm	Hand
ParaCore (Coltène Whaledent)	C17585	Komposit, dualhärtend	dentin	 Methacrylat Fluorid Bariumglas amorphe Kieselsäure UDMA 10 - 15 % TMPTMA 10 - 15 % BisGMA 5 - 10 % TEGDMA 1 - 5 % Dibenzoylperoxid Benzoylperoxid < 1 % Natriumfluorid < 1 % 	2 μm (Füllpartikel- verteilung: 0,1 - 5,0 μm)	Automix
PermaCem (DMG)	659184	Kompomer, dualhärtend	k. A.	Ionomerglas BisGMA-basierten Matrix aus Dentalharzen	keine Information erhalten	Automix
				Aktivator Katalysator Additivon		
--	--------------------	---	--	---	---	---------
RelyX ARC (3M Espe)	N252841	Komposit, dualhärtend	k. A.	 TEGDMA BisGMA Zirkonium-Füller Siliziumdioxid Dimethacrylat-Polymer 	keine Information erhalten	Hand
RelyX Veneer (3M Espe)	N253049	Komposit, lichthärtend	A3/opak /gelb	Kunststoffmatrix mit einer • TEGDMA-/BisGMA-Mischung • Zirkonoxid/Siliziumoxid-Füllern (47 %)	0,2 - 3,0 μm	Spritze
SmartCem 2 (Dentsply)	110209 1207222	Komposit, selbstadhäsiv, dualhärtend	medium	Basispaste: • polymerisierbares Dimethacrylat (< 90 %) • Strontiumfluorid (< 10 %) Katalysatorpaste: • Barium-Bor-Fluor-Aluminium- Silikatglas (< 70 %) • Urethandimethacrylat (15 %) • Urethan-modifiziertes BisGMA- Dimethacrylat (15 %) • Dipentaerythritol-Pentaacrylat- Phosphat (< 15 %) • hydrophobes, amorphes Silikat (< 5 %)	Füllstoffgehalt: 69 % • 95.8 % Glas Ø 3.8 μm • 4.2 % Aerosil Ø 16 nm	Auto
Variolink II (Ivoclar Vivadent)	P00137	Komposit, dualhärtend (lichthärtend: nur Basispaste, dualhärtend: Basispaste + Katalysator)	uni- versal	Monomermatrix: • BisGMA 10- 25 %, • Urethandimethacrylat 2,5 - 10 %, • Triethylenglycoldimethacrylat 2,5 - 10 % anorganische Füllstoffe: • Bariumglas, • Ytterbiumtrifluorid, • Bariumaluminium- Fluorsilikatglas, • späroides Mischoxid • Katalysatoren • Stabilisatoren • Pigmente	0,04 - 3,0 μm (mittlere Partikelgröße: 0,7 μm) Filmdicke: 15 μm	Hand
Vitique (DMG)	656247 652525	Komposit, lichthärtend (nur Basis), dualhärtend (Basis und Katalysator)	A4 (A3 nicht erhält- lich)	 Bariumglas in einer BisGMA- basierten Harzmatrix Additive Katalysatoren Pigmente Die Katalysatorpaste enthält außerdem Benzoylperoxid 	0,02 - 4 µm Füllstoffgehalt: 67 Gew%, 46 Vol-%	Auto
Xpand (Apa) Universal Cement (Cum- dente)	7102023 7207527	Komposit, selbstadhäsiv, dualhärtend	A3	 Bariumaluminiumsilikatglas Nano-Fluorapatit Pigmente Photoinitiatoren Polysäuren Methacrylate Initiatoren 	zur Partikelgröße keine Information erhalten Filmdicke: 15 µm	Automix

Tab. 15: Charakterisierung der im Rahmen der Untersuchungen zur Laserinteraktion und -schädigung verwendeten Füllungswerkstoffe am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016.

(Abkürzungen: % = Prozent; BisGMA = Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat; μm = Mikrometer; Vol.-% = Volumenprozent; Gew.-% = Gewichtsprozent; nm = Nanometer; TCD-DI-HEA = Bis-(acryloyloxymethyl)tricyclo[5.2.1.0.sup.2,6]decan; UDMA = Urethan-dimethacrylat)

Füllungs- werkstoff	LOT-Nr.	Art des Werkstoffs, Härtungs- mech- anismus	Farb- ton	Bestandteile	Partikel- größe, Füllstoff- gehalt	Appli- kations- art ⁸
Admira (VOCO)	1216449	Komposit auf Ormocer-Basis, lichthärtend	A3	 Ormocer 10 - 25 % BisGMA 5 - 10 % Urethandimethacrylat 5 - 10 % Harz: Ormocer-Harz BisGMA UDMA TEGDMA Katalysator: Campherchinon Amin Stabilisator: BHT Füllstoffe: Bariumaluminiumglaskeramik Siliziumdioxid Pigmente: Eisenoxid Titandioxid 	Mikrofüller: 0,7 μm Füllstoffgehalt: 78 Gew%, 56 Vol-%	Spritze
ChemFil Rock (Dentsply)	110400- 1726	Glasionomer- zement, selbstadhäsiv, chemisch härtend	A3	 Kalzium-Aluminium-Zink- Fluorophosphor-Silikatglas Polycarbonsäure Eisenoxid-Pigmente Titandioxid-Pigmente Weinsäure Wasser 	3,5 µm	Automix
Cupro-Dur N (Merz)	643226 645194	Siliko-Phosphat- Zement mit Zusatz von Kupfer, chemisch härtend	heligeib	Pulver: • Siliziumdioxid • Aluminiumdioxid • Zinkoxid • Calciumfluorid • Kupferpyrophosphat <i>Flüssigkeit:</i> • Phosphorsäure • Aluminiumoxid • Zinkoxid • Wasser	d10: ca. 1,4 µm d25: ca. 2,8 µm d50: ca. 9,3 µm d75: ca. 30 µm	Hand
Filtek Silorane (3M Espe)	N383597	Komposit auf Siloran-Basis, lichthärtend	A3	 Silorane Quartzfüller Yttrium-Fluorid Stabilisatoren Pigmente <i>Initiatoren:</i> Camphorchinon 	0,1 - 2 μm Füllstoffgehalt: 55 Vol%, 76 Gew%	Spritze

⁸ Hand = von Hand auf Blöckchen/Glasplatte angemischt

Spritze = aus Packung (Capsule/Spritze) direkt entnommen

Automix = Automix-System

Capmix = zunächst im Aktivator aktiviert, dann im Hochfrequenzmischgerät (Capmix) angemischt, mittels Applier appliziert)

				IodoniumsalzElektronendonor		
Venus Diamond (Heraeus Kulzer)	010043N	Nanohybrid- komposit, lichthärtend	A3	auf der Basis von TCD-DI-HEA und UDMA hergestellt • Barium-Aluminium-Fluorid-Glas • diskrete Nanopartikel	5 nm - 20 μm (durchschnitt- lich 0,7 μm) Füllstoffgehalt: 64 Vol%	Spritze

II. Spektrenkatalog: Transmissionsmaxima und -minima der Werkstoffbestandteile

Anhand des Spektrenkatalogs wird folgende Tabelle erstellt. Sie umfasst die Transmissionsmaxima und -minima der Werkstoffbestandteile im Wellenlängenbereich von 200 bis 3500 nm.

Tab. 16: **Transmissionsmaxima und -minima verschiedener Verbindungen** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: s = strong; m = medium; w = weak; λ = Lambda (Wellenlänge); nm = Nanometer) *Anmerkung: Der dargestellt Spektrenkatalog ist unvollständig, da nicht zu allen Stoffen Spektren über den relevanten Wellenlängenbereich (200 - 3500 nm) gefunden wurden.*

Funktion	Verbindung: Formel	Verbindung: Name	Transmissionsminimum (Absorptionsmaximum)
	PieCMA	Pienhonol A alvoidul motheorulat	Λ (nm)
		Ethylen glycol dimetheorylat	nicht verfügber
Methacrylate/			
	HEMA	Hydroxyetnyimethacrylat	2910 (2820 - 3030) s 3380 (3330 - 3480) s
	TEGDMA	Triethylenglycol-dimethacrylat	nicht verfügbar
wonomere	TMPTMA	Trimethylpropan-trimethacrylat	nicht verfügbar
	UDMA	Urethan-dimethacrylat	nicht verfügbar
	-	Ormocer	nicht verfügbar
	-	Siloran	nicht verfügbar
	C ₁₀ H ₁₄ O ₂	Campherchinon	470 (450 - 490) s
Initiatoren			3330 - 3420 s
		lodonium	nicht verfügbar
	AIF ₃	Aluminiumfluorid	380 m
			550 w
			670 m
			3000 - 3500 s
	Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid	250 m
			800 w
			1380 w
			2200 - 2250 w
			2940 (2780 - 3150) s
	AIPO ₄	Aluminiumphosphat	2630 w
			2720 s
Fülletoffe	BaAl ₂ O ₄	Bariumaluminat	nicht verfügbar
Fullstone	BaF ₂	Bariumfluorid	3390 - 3570 s
	BaO	Bariumoxid	211 m
	BHT	Butylierte Hydroxytoluene	200 - 230 m
			270 - 280 m
			2757 s
			2937 w
			3257 w
			3383 - 3483 s
	Bi ₂ O ₃	Bismuthoxid	420 (250 - 450) s
	CaAl ₂ O ₄	Calciumaluminat	200 m
	CaF ₂	Calciumfluorid	2900 - 2930 w
			3350 - 3550 s

	$C_{2r}(PO_{4})_{0}E$	Eluorapatit	485 w
	Ca5(FO4)3F	Γιασιαραίι	403 W
			515 W
			520 - 530 W
			575 s, 585 m
			735 m, 745 m
			800 s
	$C_{14}H_{10}O_4$	Benzoylperoxid	480 s
			3080 w
	Fe ₂ O ₃	Eisenoxid	200 - 600 m
			2984 (2800 - 3300) s
	La ₂ O ₃	Lanthanumoxid	200 - 250 s
			2770 m
			2940 m
	F2Ma	Magnesiumfluorid	2650 w
	3		2800 s
			2940 m
	MDP	Methacryloyloxydecyl-	205 s
		Dihydrogennhosnhat	203 3
	MaO	Magnesiumovid	300 s
	ivigO	Magnesiumoxiu	2700 m
			2010 m
	NoT	Netwissenflue wid	2910111
	маг	Nathumiluond	2700 m
	0:0		2780 m
	SIO_2	Siliziumdioxid/Quarz	1400 w
			2150 m
			2850 s
	SrF ₂	Strontiumfluorid	400 w
	SrO	Strontiumoxid	260 w
			2762 s
			2778 m
			2874 s
	TiO ₂	Titandioxid	200 - 380 m
	TiO ₂	Titandioxid	200 - 380 m 2840 w
	TiO ₂	Titandioxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m
	TiO ₂	Titandioxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w
	TiO ₂ YbF ₃	Titandioxid Ytterbiumfluorid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn ₃ (PO ₄) ₂	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn ₃ (PO ₄) ₂ ZrO ₂	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m
	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn3(PO ₄) ₂ ZrO ₂ H ₂ O	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m
Wasser	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn3(PO ₄) ₂ ZrO ₂ H ₂ O	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m
Wasser	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn3(PO ₄) ₂ ZrO ₂ H ₂ O	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s
Wasser	TiO2 YbF3 ZnO Zn3(PO4)2 ZrO2 H2O	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s
Wasser	TiO2 YbF3 ZnO Zn3(PO4)2 ZrO2 H2O C4H6O6	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser Weinsäure	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s 2940 m
Wasser	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn3(PO ₄) ₂ ZrO ₂ H ₂ O C ₄ H ₆ O ₆	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser Weinsäure	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 m
Wasser	TiO ₂ YbF ₃ ZnO ZnO ZrO ₂ H ₂ O C ₄ H ₆ O ₆	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser Weinsäure	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 m 3390 s
Wasser Säuren	TiO ₂ YbF ₃ ZnO Zn ₃ (PO ₄) ₂ ZrO ₂ H ₂ O C ₄ H ₆ O ₆	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser Weinsäure	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 m 3390 s 3500 c
Wasser Säuren	TiO ₂ YbF ₃ ZnO ZnO Zn3(PO4)2 ZrO2 H ₂ O C ₄ H ₆ O ₆	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser Weinsäure	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 s
Wasser Säuren	TiO2 YbF3 ZnO Zn3(PO4)2 ZrO2 H2O C4H6O6 H3OP4	Titandioxid Ytterbiumfluorid Zinkoxid Zinkphosphat Zirkoniumdioxid Wasser Weinsäure Phosphorsäure	200 - 380 m 2840 w 2920 m 2970 w - 370 s 2250 m 2593 m 2932 w 2932 w 2900 m 1600 m 2000 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 s 210 s 2940 m 3000 s 3000 s 3000 s

III. Valenzschwingungen funktioneller Molekülgruppen

Tab. 17: **Valenzschwingungen funktioneller Molekülgruppen [39]** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: s = stark; m = mittel; w = schwach; v = variierend; O = Sauerstoff; H = Wasserstoff; C = Kohlenstoff; cm⁻¹ = Kehrwert Zentimeter; nm = Nanometer, z.B. = zum Beispiel)

Molekülgruppe	Wellenzahl (cm ⁻¹)	Wellenlänge (nm)	Bemerkung
O-H	3650 - 3590 (v)	2740 - 2786	freies -OH (scharf)
	3600 - 3200 (s)	2778 - 3125	-OH in H-Brücke (breit)
	3200 - 2500 (v)	3125 - 4000	-OH in H-Brücke (breit,
			z.B. Carbonsäuren)
	3600 - 3100 (w)	2778 - 3226	Kristallwasser (Festkörper)
C-H	3300 - 3000 (s/m)	3030 - 3333	-



IV. Transmissionsspektren der 100 µm-Proben

Abb. 47: **Transmissionsspektren der untersuchten Komposite (100 μm-Proben, Mittelwerte)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer)



Abb. 48: **Transmissionsspektren der untersuchten Glasionomerzemente, Kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente (*) und Kompomere (**) (100 µm-Proben, Mittelwerte)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer)



Abb. 49: **Transmissionsspektren der sonstigen Zemente (100 µm-Proben, Mittelwerte)** im Rahmen der spektroskopischen Untersuchung von Füllungs- und Befestigungswerkstoffen am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm von 2013 bis 2016. (Abkürzungen: % = Prozent; nm = Nanometer)

Danksagung

Allem voran möchte ich Herrn Prof. Dr. Ralph G. Luthardt für die Überlassung des Themas, seine stets freundliche Unterstützung und die Möglichkeit der Durchführung dieser Studie an seiner Klinik danken.

Ich möchte mich bei Frau OÄ Dr. Katharina Kuhn für die konstruktiven Anregungen, die umfassende Beratung und Hilfestellung bei Planung, Durchführung und Auswertung der Untersuchungen und die wertvollen Ratschläge bei der Erstellung der Arbeit bedanken. Außerdem gilt mein Dank Frau OÄ PD Dr. Heike Rudolph für die formalen Korrekturen.

Von technischer Seite erhielt ich hilfreiche Unterstützung bei der Umsetzung meiner Untersuchungen am Institut für Lasertechnologie in der Medizin und Messtechnik durch Dipl.-Ingenieur Rolf Diebolder, der meine Aufbauten, mikroskopischen und spektroskopischen Untersuchungen und Laserexperimente geduldig und wohlwollend betreut hat. Durch sein kritisches Hinterfragen hat er mich dazu gebracht über den "zahnmedizinischen Tellerrand" hinaus zu blicken.

Herrn Thomas Schmid (Feinmechaniker am Institut für Lasertechnologie in der Medizin und Messtechnik) möchte ich für die unkomplizierte Anfertigung von Teilen für meine Versuchsaufbauten danken.

Danke sagen möchte ich auch meinem Partner Dr. Sven Herrmann für seine unermüdliche und liebevolle Unterstützung in allen Bereichen.

Zudem gilt ein großer Dank meinen Eltern sowie meiner Schwester Uta, die mir während meines Studiums, meiner Fachzahnarztweiterbildung und meiner Dissertation immer zur Seite standen.

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.

Tagungsbeiträge

Schmid C U, Diebolder R, Hibst R, Luthardt R G, Kuhn K Er:YAG-Laser-Reflexion an direkten und indirekten Restaurationswerkstoffen, Deutscher Zahnärztetag 2013, 8. - 9.11.2013, Frankfurt, Poster und Kurzvortrag #36

Schmid C U, Diebolder R, Hibst R, Kuhn K, Luthardt R G Er:YAG-Laserschädigung zahnärztlicher Füllungs- und Befestigungswerkstoffe, 64. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (DGPro), 11. - 13.06.2015, Ulm, Vortrag V16

Kuhn K, Diebolder R, Hibst R, Luthardt R G, Schmid C U Damage to Dental Materials following Exposure to Er:YAG-Laser Radiation AADR Annual Meeting, Los Angeles/Calif., 16. - 19.03.2016, Vortrag 0859

Schmid C U, Diebolder R, Hibst R, Kuhn K, Luthardt R G Transmissionsuntersuchung dentaler Füllungs- und Befestigungswerkstoffe zur Beurteilung von Weichgewebslaser-Interaktionen VOCO Dental Challenge (Finale), 15. - 17.09.2016, Cuxhaven

Publikation

Teile dieser Dissertation wurden bereits in folgendem Fachartikel veröffentlicht:

Diebolder R, Schmid C U, Luthardt R G, Rudolph H, Kuhn K Characterization of the transmission behavior of dental filling materials and cements for the diode lasers' and the Nd:YAG laser's wavelengths Lasers in Surgery and Medicine 2019 [Epub ahead of print; 07.03.2019]