

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Optische Eigenschaften von gesunder und kariös veränderter Zahnhartsubstanz

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Katrin Berghammer

aus Starnberg

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Michael Stimmelmayer

Priv. Doz. Uwe Baumert

Mitbetreuung durch die promovierte

Mitarbeiterin: Fr. Dr. med. dent. Friederike Litzenburger

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 13.08.2021

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	6
2.1 Physikalische Grundbegriffe und Formeln	6
2.1.1 Licht und optische Phänomene	6
2.1.2 Interaktion von Licht und Materie	14
2.2 Optische Instrumente	21
2.2.1 Lichtmikroskop	21
2.2.2 Spektralfotometer	22
2.2.3 Lichtquellen	22
2.3 Optische Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies	23
2.3.1 Schmelz und Dentin	23
2.3.2 Schmelzkaries und Dentinkaries	26
3 Fragestellungen	28
4 Material und Methode	29
4.1 Material	29
4.1.1 Überblick	29
4.1.2 Probenherstellung	30
4.1.3 Lichtquellen	31
4.2 Methode	34
4.2.1 Experimentelle Vorversuche	34
4.2.1.1 Laufzeit des Spektrometers	34
4.2.1.2 Belichtung	34
4.2.1.3 Objektträger und Kleber	35
4.2.1.4 Feuchtegrad	35

Inhaltsverzeichnis

4.2.1.5 Beschleifen und Politur.....	36
4.2.2 Messung der optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies.....	37
4.2.2.1 Messpunkte.....	37
4.2.2.2 Erhebung der Messdaten.....	40
4.2.3 Statistische Auswertung der Messergebnisse, Formeln und graphische Darstellung	40
5 Ergebnisse	43
5.1 Experimentelle Vorversuche	43
5.1.1 Laufzeit des Spektrometers	43
5.1.2 Belichtung.....	44
5.1.3 Objektträger und Kleber	47
5.1.4 Feuchtegrad	48
5.1.5 Beschleifen und Politur	51
5.2 Messung der optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies.....	55
5.2.1 Kariesfreie Präparate	55
5.2.1.1 Schmelz.....	56
5.2.1.2 Dentin	58
5.2.2 Kariöse Präparate.....	61
5.2.2.1 Gesunder Schmelz kariöser Präparate	62
5.2.2.2 Gesundes Dentin kariöser Präparate	64
5.2.2.3 Schmelzkaries	66
5.2.2.4 Dentinkaries	72
6 Diskussion	78
6.1 Material und Methode	78
6.2 Ergebnisse der experimentellen Vorversuche	83
6.2.1 Laufzeit des Spektrometers	83
6.2.2 Belichtung.....	83

Inhaltsverzeichnis

6.2.3 Objektträger und Kleber	84
6.2.4 Feuchtegrad	84
6.2.5 Beschleifen und Politur	86
6.3 Ergebnisse der Transmissionsmessungen von Schmelz und Dentin.....	87
6.3.1 Veränderung der optischen Parameter von gesundem Schmelz und Dentin mit Veränderung der Schichtstärke der Präparate	87
6.3.2. Beurteilung der Homogenität von gesundem Schmelz und Dentin	88
6.3.3 Veränderung der optischen Parameter von gesundem Schmelz und Dentin in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Lichtes	89
6.4 Ergebnisse der Transmissionsmessungen von Schmelzkaries und Dentinkaries.....	92
6.4.1 Vergleich der optischen Eigenschaften kariesnaher, mikroskopisch gesund erscheinender Zahnhartsubstanz mit gesundem Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate	92
6.4.2 Veränderung der optischen Parameter von Schmelz- und Dentinkaries mit Veränderung der Schichtstärke der Präparate	94
6.4.3. Beurteilung der Homogenität von Schmelz- und Dentinkaries.....	94
6.4.4 Vergleich der optischen Eigenschaften von Schmelzkaries und gesunder Zahnhartsubstanz.....	95
6.4.5. Beurteilung der optischen Eigenschaften von Schmelzkaries in Abhängigkeit von der Läsionstiefe.....	96
6.4.6 Vergleich der optischen Eigenschaften von Dentinkaries mit gesunder Zahnhartsubstanz und Schmelzkaries.....	97
6.4.7 Beurteilung der optischen Eigenschaften von Dentinkaries in Abhängigkeit von der Läsionstiefe.....	98
6.4.8 Veränderung der optischen Parameter von Schmelz- und Dentinkaries in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Lichtes.....	100
7 Schlussfolgerungen.....	101
8 Zusammenfassung.....	105

9 Literaturverzeichnis	108
10 Anhang	116
10.1 Gerätschaften und Materialien	116
10.2 Workflow-Dokumentation	120
10.2.1 Herstellung der Präparate	120
10.2.2 Auswertung der Präparate	123
10.3 Mathematische Grundrechenregeln.....	125
10.4 Abkürzungsverzeichnis	126
10.5 Abbildungsverzeichnis	129
10.6 Tabellenverzeichnis.....	137
11 Danksagung	143
12 Eidesstattliche Versicherung	144

1 Einleitung

Karies stellt die häufigste Erkrankung der Zahnhartsubstanz dar. Als Infektionskrankheit hat sich Karies in allen Altersgruppen und allen sozialen Schichten der Bevölkerung etabliert. Die Diagnostik und Therapie kariöser Läsionen nehmen daher im zahnärztlichen Alltag eine zentrale Rolle ein. In den letzten Jahrzehnten konnte vor allem im Bereich der präventiven Zahnheilkunde eine positive Entwicklung verzeichnet werden. Durch regelmäßige Prophylaxe und präventive Behandlungsmaßnahmen konnte in den Jahren 1997 bis 2014 ein deutlicher Rückgang der Karieserfahrung in der gesamten Bevölkerung verzeichnet werden (Jordan & Micheelis, 2016). Der Trend hin zur präventiven Zahnmedizin wird weiterhin unterstützt durch den zunehmenden Einsatz moderner Verfahren der Kariesdiagnostik, durch welche kariöse Läsionen bereits in einem Frühstadium diagnostiziert werden können und somit eine non-invasive oder minimalinvasive Therapie ermöglichen (Tassery et al., 2013). Häufig werden durch bildgebende Verfahren Läsionen diagnostiziert, die bei der bloßen visuellen Untersuchung unentdeckt bleiben. Breitflächige Approximalkontakte, ein tiefes Fissurenrelief, oder kieferorthopädische Apparaturen können eine Kariesläsion zunächst verschleiern. Lichtoptische Kariesdetektionsmethoden arbeiten im Gegensatz zum klassischen Röntgen mit nicht-ionisierender Strahlung. Licht einer gewissen Wellenlänge tritt mit der Zahnhartsubstanz in Kontakt und resultiert in optischen Phänomenen, deren Auswertung Aufschluss über das untersuchte Material gibt. Sie eignen sich daher gut zur Frühdiagnostik und Verlaufskontrolle (Pretty, 2006). Man unterscheidet zwischen Diagnostiksystemen auf Basis der Transillumination, der optischen Kohärenztomografie (OCT) sowie fluoreszenzbasierten Systemen.

Bei der Faseroptischen Transillumination (FOTI) wird weißes Licht des sichtbaren Wellenlängenbereiches von vestibulär auf den Zahn gerichtet. Beim Durchleuchten des Zahnes wird je ein Teil des Lichtes transmittiert, reflektiert, gestreut und absorbiert. Durch Demineralisation der Zahnhartsubstanz kommt es zu einer Zunahme der Porosität, was wiederum mit einer höheren Attenuation der Photonen durch Streuung verbunden ist (C. L. Darling, Huynh, & Fried, 2006). Die Kariesläsion stellt sich optisch als dunkler Bereich dar. FOTI ermöglicht eine qualitative Darstellung von Karies in Zahnschmelz und Dentin (Cortes, Ellwood, & Ekstrand, 2003; Gomez et al., 2013). Die „Digital Fiberoptical Transillumination“ (DIFOTI, Electrooptics Sciences, Irvington, NY, USA) erlaubt mit einer integrierten Kamera

1 Einleitung

die Darstellung der intraoralen Situation in Echtzeit und die Aufnahme von Bildern zur Verlaufskontrolle. Ein Vergleich mit konventionellem Röntgen suggeriert, dass DIFOTI dazu in der Lage ist Initialkaries mit höherer Sensitivität und annähernd gleicher Spezifität zu diagnostizieren, während beide Diagnostikmethoden für Dentinkaries gleichwertige Ergebnisse liefern (Astvaldsdottir, Ahlund, Holbrook, de Verdier, & Tranaeus, 2012; Schneiderman et al., 1997). Die Ergebnisse von Transilluminationsmessungen können allerdings durch Beläge und Verfärbungen negativ beeinflusst werden (Cortes et al., 2003). Bei der Verwendung von Licht des Nahinfrarotlichtbereiches (NIR-Bereich) nimmt die Bedeutung dieser Störfaktoren ab, da die Attenuation in Zahnschmelz mit zunehmender Wellenlänge abnimmt (Fried et al., 2005; Zakian, Pretty, & Ellwood, 2009). Die geringe Attenuation von Zahnschmelz im NIR-Bereich hat zudem den Vorteil, dass Licht tiefer in ihn eindringen kann (Fried, Glana, Featherstone, & Seka, 1995). Die DIAGNOcam (KaVo, Biberach, D) macht sich dies zunutze. Dieses Hilfsmittel zur lichtoptischen Kariesdiagnostik basiert auf der DIFOTI-Technik, wobei statt Weißlicht, Licht des NIR-Bereiches mit einer Wellenlänge von 780 nm verwendet wird. Das Licht wird über den Alveolarfortsatz eingeleitet, durch den Zahn fortgeleitet und durch einen Sensor im Bereich der Okklusalfäche registriert (KaVo Dental GmbH, 2020). Aktuelle Studien zeigen, dass die Diagnostik im NIR-Bereich eine Darstellung von Schmelz- und Dentinkaries der Approximal- und Okklusalfächen mit einer höheren Sensitivität als digitale Röntgenbilder ermöglicht, wobei jedoch keine Aussage über die genaue Tiefe einer Dentinläsion getroffen werden kann (Kühnisch et al., 2016; Lederer, Kunzelmann, Heck, Hickel, & Litzemberger, 2019; Simon et al., 2016).

Auch bei der optischen Kohärenztomografie (OCT) kommt Infrarotlicht zum Einsatz. Aufgrund der hohen Transparenz von Zahnschmelz, liefert kohärenzfähiges Licht mit einer Wellenlänge von 1310 nm besonders gute Ergebnisse und bietet eine hohe axiale Auflösung (C. L. Darling et al., 2006; Simon, Chan, Darling, & Fried, 2014; Staninec et al., 2011). Das Licht dringt bis zu 3 mm tief in das Zahnmaterial ein, wird durch das Gewebe gestreut, an Grenzschichten mit unterschiedlichen Brechungsindices (wie der Schmelz-Dentin-Grenze oder dem Übergang zu einer Restauration) teilweise reflektiert und anschließend durch einen Sensor erfasst (Fried et al., 2005). Aus dem Signal wird ähnlich wie beim Ultraschall die zurückgelegte Wegstrecke errechnet und ein Tiefenprofil erstellt. Das Resultat kann in Bildform sowohl zwei-, als auch dreidimensional dargestellt werden. Aufgrund ihrer erhöhten Streuung und des veränderten Brechungsindex, können Kariesläsionen, auch unter bestehenden Restaurationen, bereits im

1 Einleitung

Frühstadium von gesunder Zahnhartsubstanz unterschieden werden (Hariri et al., 2013; Staninec et al., 2011). Beim PS-OCT (polarization sensitive OCT) wird die durch Wechselwirkung mit Materie ausgelöste Änderung der Polarisierung des zurückgeworfenen Lichtes erfasst. Dadurch können Informationen über die Beschaffenheit des untersuchten Materials gewonnen werden. PS-OCT kann Auskunft über den Mineralanteil der Zahnhartsubstanz und den Grad der Demineralisation geben, wodurch diese Technik großes Potential zur Kariesdiagnostik und zur Verlaufskontrolle bietet (Everett, Colston, & Sathyam, 1999; Fried et al., 2005; Lee, Darling, & Fried, 2015). Besonders die Möglichkeit einer Darstellung der Ausdehnung von Dentinkaries ist für den klinischen Alltag von Bedeutung (Manesh, Darling, & Fried, 2009).

Die quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz (QLF; Inspektor Research Systems, Amsterdam, NL) stellt ein nicht-invasives Verfahren zur Kariesdiagnostik dar, welches sich die Autofluoreszenz von Zahnhartsubstanz zunutze macht. Durch Bestrahlung mit energiereichem blau-violettem Licht werden Fluorophore in der Zahnhartsubstanz angeregt und emittieren energieärmeres, grünes Licht, welches durch einen Sensor aufgenommen wird. Das Signal wird anschließend digital verarbeitet und liefert quantifizierbare Ergebnisse. Die Fluoreszenzantwort des Zahnmaterials geht von Proteinen an der Schmelz-Dentin-Grenze oder im Dentin aus, die aromatische Aminosäuren oder konjugierte Doppelbindungen enthalten (Mujat, van der Veen, Ruben, ten Bosch, & Dogariu, 2003). Dentin wird auf diese Weise zu einer flächigen Lichtquelle, sodass man mit QLF prinzipbedingt ausschließlich Schmelzläsionen sicher diagnostizieren kann. QLF arbeitet in einem Wellenlängenbereich von 290 – 450 nm. Bakterielle Porphyrine der Plaque zeigen nach Anregung eine rötliche Fluoreszenzantwort (König, Flemming, & Hibst, 1998; Tassery & Manton, 2016). Im Bereich einer Kariesläsion verliert der Zahn durch Lichtstreuung zunehmend seine grüne Autofluoreszenz. Der Bereich erscheint dunkel (Ando, Ferreira-Zandona, Eckert, Zero, & Stookey, 2017). Auf einem Monitor kann die Situation in Echtzeit veranschaulicht und zur Verlaufskontrolle abgespeichert werden. Studien belegen einen direkten Zusammenhang von Fluoreszenzverlust und abnehmendem Mineralgehalt der Zahnhartsubstanz (Amaechi, Podoleanu, Higham, & Jackson, 2003; Hafstrom-Bjorkman, Sundstrom, de Josselin de Jong, Oliveby, & Angmar-Mansson, 1992). Das Verfahren stellt Kariesläsionen mit hoher Sensibilität dar, kann aber durch Störfaktoren wie Plaque, Zahnstein und Fluorose negativ beeinflusst werden (Angmar-Mansson, de Josselin de Jong, Sundstrom, & ten Bosch, 1994; Gomez et al., 2013).

1 Einleitung

Ein weiteres fluoreszenzbasiertes Verfahren der Kariesdiagnostik ist die Laserfluoreszenzmessung. Das von KaVo (Biberach, D) vertriebene DIAGNOdent-System (DIAGNOdent, DIAGNOdent pen) verwendet Laserlicht der Wellenlänge 655 nm um chemische Gruppen in Stoffwechselprodukten bakterieller Mikroorganismen anzuregen. Da sich die Mikroorganismen vermehrt in den porösen Kariesläsionen festsetzen, können diese durch das System erfasst werden. Das Licht dringt ins Dentin ein und löst eine rote Fluoreszenzantwort bei den bakteriellen Fluorophoren aus (König et al., 1998; König, Schneckenburger, & Hibst, 1999; Tassery & Manton, 2016). Das emittierte Licht wird von einem Sensor registriert und in ein akustisches Signal und einen Zahlenwert umgesetzt. Ab einem arbiträren, von der gemessenen Zahnfläche abhängigen Schwellenwert, wird eine invasive konservierende Therapie empfohlen (Hellwig, Klimek, & Attin, 2009; Shi, Tranaeus, & Angmar-Mansson, 2001). Die Läsion kann somit quantitativ beschrieben werden und erlaubt eine Therapieempfehlung und Dokumentation zur Verlaufskontrolle. Durch das Vordringen des Lichtes bis ins Dentin, ist DIAGNOdent dazu in der Lage „hidden caries“ aufzudecken. Die Darstellung der Tiefe einer Kariesläsion ist jedoch nicht möglich (Abrams et al., 2017; Hamilton, Gregory, & Valentine, 2006). Da Beläge und Verfärbungen die Messungen negativ beeinflussen können, sollten die fraglichen Zahnflächen vor der Untersuchung gründlich gereinigt und getrocknet werden (Cortes et al., 2003). Die Fluoreszenzantwort der gesunden Zahnhartsubstanz wird durch eine vor der Messung durchgeführte Kalibrierung an einer gesunden Zahnfläche berücksichtigt. Beachtet man diese Faktoren, so sind mit DIAGNOdent gut reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen (Shi et al., 2001; Shi, Welander, & Angmar-Mansson, 2000). Für Dentinläsionen zeigt DIAGNOdent eine relativ hohe Spezifität und geringe Sensitivität. Da das System in mehreren Studien jedoch eine vergleichsweise hohe Sensibilität und geringe Spezifität für Schmelzläsionen zeigte, besteht die Gefahr von falsch positiven Ergebnissen mit klinischer Übertherapie. Daher sollte das System mit weiteren diagnostischen Mitteln kombiniert werden (Bussaneli et al., 2015; Cortes et al., 2003).

Eine Optimierung und Automatisierung oben genannter Untersuchungsverfahren stellt einen wünschenswerten Ausblick in die Zukunft der Kariesdiagnostik und -therapie dar. Ideal wäre die Entwicklung eines optischen Systems, das eine kariöse Läsion sowohl detektieren und dokumentieren als auch therapieren kann. Ein solches System sollte alle Zähne auf kariöse Läsionen hin prüfen, eine vorhandene Läsion lichtoptisch erfassen und deren Tiefe bestimmen können. Bei Dentinbeteiligung sollte das Gerät die Entscheidung zur invasiven Therapie fällen

1 Einleitung

und diese vornehmen können. Durch Untersuchung der Kariesläsion in Echtzeit könnte die betroffene Zahnhartsubstanz schrittweise abgetragen werden, bis der Sensor nur noch gesundes Zahnmaterial registriert. Durch Anpassen der Sensorgröße sollte eine gleichzeitige Erfassung des betroffenen Zahnes sowie des angrenzenden Nachbarzahnes möglich sein, um dessen gesunde Substanz zu schützen. Einen ersten erfolgversprechenden Versuchsansatz in diese Richtung unternahmen Tao & Fried 2009, indem sie Schmelzkaries-Läsionen mit Hilfe von NIR-Sensoren und PS-OCT erfassten und digital kartierten, sodass ein CO₂-Laser diese anschließend abtragen konnte, wobei nur wenig gesundes Gewebe mitentfernt wurde (Tao & Fried, 2009). Da eine Schmelzkaries im klinischen Alltag allerdings keine Indikation zur invasiven Therapie darstellt, sind weitere Untersuchungen für Dentinkaries notwendig.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es im Rahmen einer In-vitro-Studie Transmissionsmessungen von gesunder Zahnhartsubstanz und Kariesläsionen in Schmelz und Dentin in einem Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm durchzuführen. Die Ergebnisse dieser Messungen, welche mit Hilfe von vier Lichtquellen durchgeführt wurden, die in Wellenlängenbereichen entsprechend FOTI, QLF, DIAGNOdent und DIAGNOcam operierten, sollen einen Beitrag zur Optimierung aktueller und zukünftiger Diagnostikapparaturen leisten.

2 Literaturübersicht

2.1 Physikalische Grundbegriffe und Formeln

Zum Verständnis nachfolgender Formeln und Berechnungen vergleiche 10.3 und 10.4.

Physikalische Begriffe und deren Symbole sind in der Literatur nicht einheitlich aufgeführt. Oft wird ein und derselbe Begriff mit unterschiedlichen Symbolen und Bezeichnungen beschrieben. Die im Folgenden erwähnten Begriffe und Definitionen orientieren sich an von offiziellen Stellen festgelegten Empfehlungen und Normen. Das „Deutsche Institut für Normung e.V.“ fungiert als „unabhängige Plattform für Normung und Standardisierung in Deutschland und weltweit“ (DIN, 2018). Die „International Unit of Pure and Applied Chemistry“ ist eine weltweit anerkannte unabhängige Organisation, die für Standardisierungen, Nomenklatur und Terminologie im Fachbereich Chemie verantwortlich ist (IUPAC, 2019). Das „Bureau International des Poids et Mesures“ (BIPM) legt im Internationalen Einheitssystem (SI) mathematische und physikalische Standardeinheiten fest (BIPM, 2019).

2.1.1 Licht und optische Phänomene

Optik und Licht

Die Optik stellt ein Gebiet der Physik dar, das im medizinischen Alltag von großer Bedeutung ist. Optik (gr.: optike, optikos) ist die „Wissenschaft von Licht, seiner Entstehung, Ausbreitung und seiner Wahrnehmung“ (Dudenredaktion, 2007). Im zahnärztlichen Alltag wird Licht in vielfältiger Weise genutzt. Das Anwendungsspektrum reicht von einfachen Beleuchtungshilfen, wie der Operationsleuchte, über Polymerisationslampen, lichtoptische Diagnoseverfahren bis hin zur Laserchirurgie. Betrachtet man die Ausbreitung von Licht im Raum, so ist es definiert als elektromagnetische Welle. Elektromagnetische Wellen gehören zu den Transversalwellen, welche ein elektrisches und magnetisches Feld besitzen. Die Felder sind senkrecht zueinander und senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Welle ausgerichtet. Schwingungen erfolgen senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Welle (vgl. Abbildung 1). Es gilt: $\vec{S} = \vec{E} \cdot \vec{H}$, wobei \vec{S} den Ausbreitungsvektor der Energiestromdichte (Poynting-Vektor), \vec{E} den elektrischen Feldvektor und \vec{H} den magnetischen Feldvektor bezeichnet.

2 Literaturübersicht

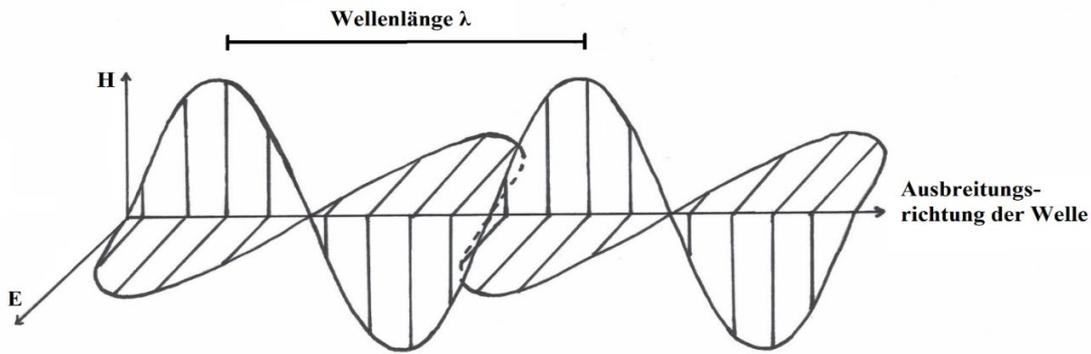


Abbildung 1: Ausbreitung elektromagnetischer Wellen im Raum, H : magnetisches Feld, E : elektrisches Feld (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harten, 2014)

Diese Art der Wellen benötigt kein Medium zur Ausbreitung. Allein die Wellenlänge und Ausbreitungsgeschwindigkeit elektromagnetischer Wellen hängt von dem Medium ab, in dem sie sich fortbewegen. Hierbei ist der Brechungsindex von entscheidender Bedeutung. Die Ausbreitungs- bzw. Phasengeschwindigkeit c elektromagnetischer Wellen ist abhängig von der Wellenlänge λ und der Schwingungsfrequenz f . Es gilt: $c = \lambda \cdot f$. Das Phänomen der Frequenz- bzw. Wellenlängenabhängigkeit wird auch „Dispersion“ genannt. Im Vakuum besteht diese Abhängigkeit nicht. Die Ausbreitung erfolgt mit Lichtgeschwindigkeit $c_0 \approx 3 \cdot 10^8 \frac{m}{s}$ (Berber, Kacher, & Langer, 2015; Born & Wolf, 1999; Falbe & Regitz, 1995; Hammer & Hammer, 2002; Harten, 2014; Trautwein, Kreibig, & Hüttermann, 2014).

Spektrum

Ein Spektrum beschreibt die „Gesamtheit der Schwingungen elektromagnetischer Wellen eines bestimmten Frequenzbereichs“ (Dudenredaktion, 2007). Licht kann mit Hilfe eines Spektrums, abhängig von seiner Wellenlänge und seiner Frequenz, beschrieben werden. Der für den Menschen sichtbare Bereich des elektromagnetischen Wellenspektrums reicht von $\sim 400 - 750$ nm und schließt einen Frequenzbereich von $\sim 4 \cdot 10^{14} - 7,5 \cdot 10^{14}$ Hertz ein (vgl. Abbildungen 2, 3). Im Bereich niedrigerer Wellenlängen schließt sich der ultraviolette Bereich (UV-Bereich) an, gefolgt von Röntgen- und Gammastrahlung. Mit zunehmender Wellenlänge folgen der Infrarot-Bereich (IR-Bereich), Mikrowellen und Radiowellen. Es gibt eine Vielzahl unterschiedlicher Spektren, welche mit Hilfe eines sogenannten Spektralfotometers registriert werden können (vgl. 2.2.2).

2 Literaturübersicht

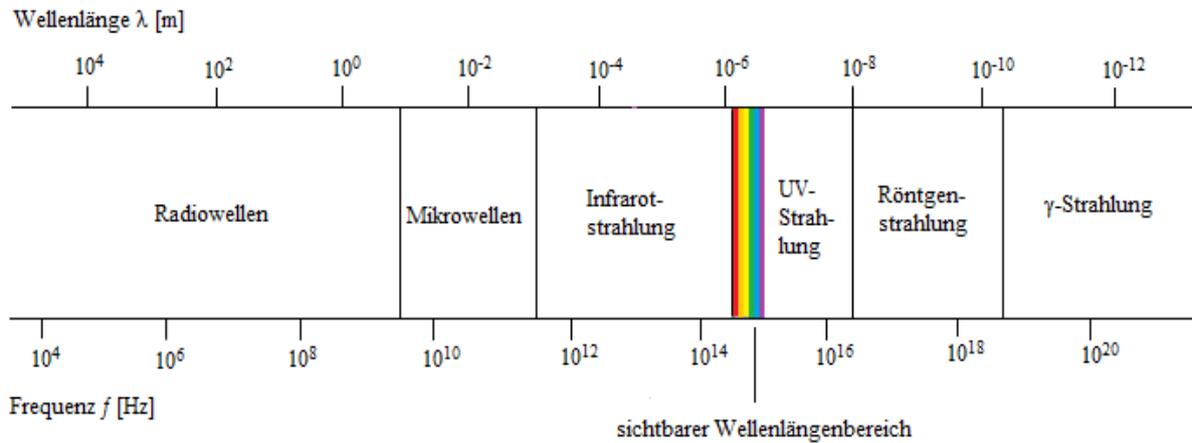


Abbildung 2: Spektrum elektromagnetischer Strahlung; farbig markiert ist der sichtbare Wellenlängenbereich (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harten, 2014)



Abbildung 3: Sichtbarer Wellenlängenbereich mit Farbwahrnehmung in den einzelnen Abschnitten (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harten, 2014)

Als Absorptionsspektrum eines Stoffes bezeichnet man dessen wellenlängenabhängiges Absorptionsvermögen. Es ist charakteristisch für den entsprechenden Materialverbund. Das Kirchhoffsche Gesetz beschreibt die Fähigkeit eines Stoffes die Strahlung zu absorbieren, welche er selbst bei Anregung zu emittieren vermag. Somit kann über Registrierung des Absorptionsspektrums eines Stoffes sein charakteristisches Wellenlängenspektrum erfasst werden. In chemischen Spektralanalysen werden Absorptionsspektren untersucht, um unter anderem Rückschlüsse auf die Konzentrationen gelöster Stoffe ziehen zu können. Reflexions- und Streuspektren erhält man durch Aufzeichnung spektral zerlegten, reflektierten bzw. gestreuten Lichtes (Falbe & Regitz, 1995; Harms, 2016; Harten, 2014; Marriott & Parker, 2003; Naumann, Schröder, & Löffler-Mang, 2014; Trautwein et al., 2014).

2 Literaturübersicht

Welle-Teilchen-Dualismus

Betrachtet man die Wechselwirkungen von Licht mit Materie, so wird Licht gemäß der Quantentheorie als Lichtquanten oder auch Photonen definiert. Ein Lichtquant bzw. ein Photon enthält die Energie E : $E = h \cdot f$ mit Planck'schem Wirkungsquantum $h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ Js. Unter Berücksichtigung der Photonenenergie gilt nun für die Energiestromdichte S : $S = N \cdot h \cdot f$, wobei $h \cdot f$ die Photonenenergie und N die Anzahl der Photonen, die pro Zeiteinheit durch eine Querschnittsfläche treten beschreibt. Es findet eine frequenzabhängige Absorption von Lichtenergie statt. Das Phänomen, dass Licht sowohl Eigenschaften einer Welle sowie Eigenschaften von Teilchen aufweist, bezeichnet man auch als Welle-Teilchen-Dualismus (Berber et al., 2015; Falbe & Regitz, 1995; Hammer & Hammer, 2002; Marriott & Parker, 2003; Trautwein et al., 2014; Tritthart & DeVaney, 2011).

Lichtstrom und Strahlungsfluss

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Lichtstrom, Lichtleistung	luminous flux, light flux	Φ	Lumen
Strahlungsfluss, Strahlungsflussleistung	radiant flux	Φ	Watt

Der Lichtstrom (photometrische Größe) bezeichnet die von einer Strahlungsquelle pro Zeiteinheit t ausgesandte Lichtmenge. Die Strahlungsflussleistung ist die zum Lichtstrom gehörende physikalische Strahlungsgröße (Berber et al., 2015; Harten, 2014; Trautwein et al., 2014).

Lichtintensität

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Lichtintensität, Energiestromdichte, Strahlungsflussdichte	light intensity, Poynting vector	S, \vec{S}, I	W/m^2

2 Literaturübersicht

S gibt den Energiestrom (Strahlungsleistung P) bezogen auf die Querschnittsfläche eines Lichtbündels an. Es gilt: $S = E \cdot H$ bzw. $\vec{S} = \vec{E} \cdot \vec{H}$, wobei E der elektrischen Feldstärke und H der magnetischen Feldstärke entspricht. Betrachtet man die Photonen-Natur des Lichtes, so werden die jeweiligen vektoriellen Größen angegeben, wobei \vec{S} dem Poynting-Vektor entspricht und die Ausbreitungsrichtung des Energiestromes angibt (Trautwein et al., 2014). Die Lichtintensität kann außerdem formuliert werden als $I = \frac{\Phi}{A_0}$, wobei Φ der Strahlungsflussleistung und A_0 der senkrecht zur Strahlungsrichtung stehenden Querschnittsfläche des Lichtbündels entspricht (Harten, 2014).

Abstandsquadratgesetz

Breitet sich Licht von einer punktförmigen Lichtquelle ausgehend im Raum aus, so nimmt die Lichtintensität mit zunehmendem Abstand r zur Lichtquelle quadratisch ab (vgl. Abbildung 4). Es gilt: $I_{(r)} \sim \frac{1}{r^2}$. Das liegt daran, dass die transportierte Energie gleichbleibt, während die bestrahlte Fläche mit zunehmendem Abstand zur Lichtquelle an Größe zunimmt (Harms, 2016; Harten, 2014).

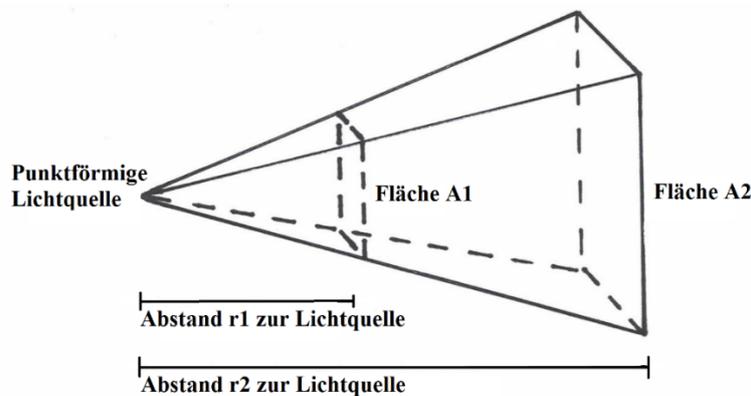


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Abstandsquadratgesetzes: die auf Fläche A2 auftreffende Lichtintensität ist niedriger als die auf Fläche A1 auftreffende Lichtintensität; $A_2 > A_1$, $r_2 > r_1$ (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harms, 2016)

Polarisation

Polarisation (engl.: polarization) beschreibt die Schwingungsrichtung elektromagnetischer Wellen bezogen auf ihr elektrisches und magnetisches Feld (vgl. Abbildung 1). Elektrisches

2 Literaturübersicht

und magnetisches Feld einer Transversalwelle sind stets senkrecht zueinander ausgerichtet. Die Ausrichtung dieser Felder innerhalb der Polarisationssebene ist jedoch variabel. Natürliches Licht gilt als nicht polarisiert, das heißt es setzt sich aus Wellen unterschiedlicher Polarisationsrichtungen zusammen. Bei linear polarisiertem Licht bleiben die Vektoren des elektrischen und magnetischen Feldes in konstanter Position, während sich ihre Beträge frequenz- und wellenlängenabhängig verändern. Mit Hilfe sogenannter Polarisatoren bzw. Polarisationsfilter kann natürliches Licht, durch Herausfiltern unpolarisierter Anteile, polarisiert werden. Auch durch Streuung und Doppelbrechung lässt sich polarisiertes Licht erzeugen. „Optisch aktive“ Substanzen sind dazu in der Lage die Polarisationssebene von linear polarisiertem Licht zu drehen. Die Menge optisch aktiver Substanzen entscheidet über die Größe des Winkels um welchen die Schwingungsebene gedreht wird. Dieses Prinzip findet in der Chemie beispielsweise bei Konzentrationsbestimmungen von Lösungen Anwendung (Harms, 2016; Harten, 2014; Kurzweil, Frenzel, & Gebhard, 2014; Trautwein et al., 2014; Tritthart & DeVaney, 2011). Reflexionsmessungen von gesundem Zahnschmelz mittels PS-OCT zeigen, dass einfallendes linear polarisiertes Licht durch die Doppelbrechung an Hydroxylapatit zwar abgelenkt wird, der Grad der Polarisation jedoch unverändert bleibt. Wird das Licht an einer Kariesläsion gestreut, so kommt es zu einer Depolarisation. Der Anteil an unpolarisiertem Licht nimmt zu. Er kann zur Detektion und Bestimmung des Schweregrades einer Kariesläsion herangezogen werden (C. L. Darling, Jiao, Lee, Kang, & Fried, 2010; Fried et al., 2005).

Interferenz

Interferenz (engl.: interference) kann als Überlagerung von Wellen gleicher Frequenz und Wellenlänge beschrieben werden. Überlagern sich zwei Lichtwellen gleicher Amplitude und Frequenz so können sich diese gegenseitig auslöschen, wenn sie exakt um eine halbe Wellenlänge verschoben sind. Hierzu muss das Licht monochromatisch und kohärent sein. Man nennt eine solche Abschwächung der Wellen auch destruktive Interferenz. Eine konstruktive Interferenz, also eine Verstärkung der Wellen, tritt bei einer Verschiebung um eine oder mehrere ganze Wellenlängen auf. Es kommt zu einer Superposition der Feldstärken der beteiligten Wellen. Dieses Prinzip findet Anwendung in der Interferometrie. Mit Hilfe sogenannter Interferenzfilter lässt sich Licht in seine Spektralfarben zerlegen und es kann gezielt ein gewünschter Wellenlängenbereich herausgefiltert werden. Die Filter bestehen aus

2 Literaturübersicht

Schichten mit unterschiedlichen Brechungsindices. Trifft Licht auf einen Interferenzfilter auf, so wird es an jeder Grenzschicht teilweise reflektiert und transmittiert. Der gewünschte Wellenlängenbereich soll maximal transmittiert werden, während der störende Wellenlängenbereich reflektiert wird. Somit wirkt ein Interferenzfilter gleichzeitig als Sperrfilter und als Durchlass- bzw. Passfilter. In der Spektroskopie kann man durch Analyse des Interferenzverhaltens Brechungsindices von Medien bestimmen (Falbe & Regitz, 1995; Harms, 2016; Harten, 2014; Trautwein et al., 2014).

Kohärenz

Eine Lichtquelle bei der durch Überlagerung ihrer Lichtwellen Interferenzphänomene beobachtet werden können bezeichnet man als kohärenzfähig. Im Alltag sind Interferenzphänomene nicht zu beobachten, da Lichtquellen aus einer Vielzahl kleiner Oszillatoren bestehen, welche zeitlich unabhängig voneinander Schwingungen unterschiedlicher Phasenlänge abgeben. Es kann zwar zu oben beschriebenen Interferenzphänomenen kommen, doch treten diese zu kurz und unregelmäßig auf, als dass man sie wahrnehmen könnte. Man empfindet das Licht als gleichmäßig hell. Teilt man nun aber das Licht einer Quelle in zwei Bündel auf und führt es nach Durchlaufen unterschiedlicher Wegstrecken wieder zusammen, so können Interferenzen beobachtet werden. Das Licht ist kohärent. Hierbei darf allerdings eine kritische Distanz, die Kohärenzlänge, nicht überschritten werden. Diese beträgt in Luft circa drei Meter. Nur Licht, das von derselben Lichtquelle stammt kann kohärent sein. Dann stimmen Frequenz und Phasendifferenz der Wellen über eine weite Strecke hinweg zeitlich und räumlich überein. Laser-Licht weist eine hohe Kohärenz (engl.: coherence) auf (Harten, 2014; Hellenthal, 2007; Trautwein et al., 2014).

Fluoreszenz

Fluoreszenz ist eine spezielle Form der Lumineszenz, welche bei organischen und anorganischen Substanzen auftreten kann. Durch Absorption von elektromagnetischer Strahlung können Atome vieler verschiedener Materialien angeregt werden. Dabei wird ein Elektron von seinem Ausgangszustand auf ein höheres Energieniveau angehoben. Die gespeicherte Energie kann daraufhin in Form von Lichtenergie wieder abgegeben werden. Die Rückkehr des Elektrons in seinen Ausgangszustand kann schrittweise über mehrere Niveaus

2 Literaturübersicht

niedrigerer Energie erfolgen, wobei die Energie in Form von Lichtquanten unterschiedlicher Frequenzen bzw. Farben frei wird. Die energieärmere Strahlung hat eine größere Wellenlänge als das Anregungslicht. Das abgegebene Licht folgt dabei keiner bestimmten Richtung, sondern verteilt sich diffus im Raum. Eine chemische Gruppe, die einem Molekül Fluoreszenzeigenschaften verleiht wird Fluorophor genannt. Dazu gehören unter anderem aromatische Aminosäuren und Proteine (z.B. FAD, NADH). Bei der sogenannten „optischen Fluoreszenz“ liegt die abgegebene Lichtenergie im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichtes. Durch Filter können Anregungslicht und emittiertes Licht getrennt betrachtet werden. Das Phänomen der Fluoreszenz findet im Rahmen der Fluoreszenzmarkierung und Fluoreszenzspektroskopie in der Chemie und Medizin Anwendung. Durch Immunfluoreszenzverfahren lassen sich gewisse Strukturen gezielt sichtbar machen und quantifizieren (Falbe & Regitz, 1995; Gressner, 2013; Marriott & Parker, 2003; Trautwein et al., 2014; Tritthart & DeVaney, 2011). Biofluoreszenz beschreibt Fluoreszenzerscheinungen in biologischen Organismen. So können beispielsweise Proteinstrukturen in Bakterien dentaler Plaque und Karies durch Energiezufuhr angeregt werden. Das emittierte Licht kann anschließend zur Detektion dieser unerwünschten Mikroorganismen herangezogen werden (Yong-Keun, 2015). Abbildung 5 zeigt das Fluoreszenzverhalten von Zahnhartsubstanz und Karies anhand einer Auflicht-Aufnahme. Als Lichtquelle diente die Halogenleuchte Halogen display/optic lamp HLX 64623 (OSRAM GmbH, Augsburg, D). Die Fluoreszenz konnte durch Verwendung eines Fluoresceinisothiocyanat- bzw. FITC-Filters (Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA) sichtbar gemacht werden. Der Filter beschränkt das einfallende Licht auf diejenigen Wellenlängen blauen Lichtes, die das Fluorophor Fluoresceinisothiocyanat anregen. Es wird grünes Licht der Wellenlänge 530 nm emittiert. Dentin weist eine wesentlich stärkere Fluoreszenz auf als Zahnschmelz. Die Dentinkaries-Läsion zeichnet sich durch eine deutlich stärkere Fluoreszenzantwort aus, als das umliegende gesunde Gewebe. Im Gegensatz zu Durchlicht-Messungen, erscheint Karies bei Auflicht-Aufnahmen durch die vermehrte Rückstreuung des Lichtes an den Poren heller als gesunde Zahnhartsubstanz. Die Zone der Transluzenz (auch: Transparenzzone, Zone sklerotischen Dentins, engl.: translucent zone, zone of dentinal sclerosis) hebt sich dunkel von der Dentinkaries und dem gesunden Dentin ab. Durch die sklerotische Veränderung des Gewebes findet keine Fluoreszenzantwort statt. Die Schmelzkaries-Läsionen erscheinen dunkler als der gesunde Zahnschmelz. Dies liegt daran, dass das Gewebe in diesem Bereich bereits kavitiert ist.

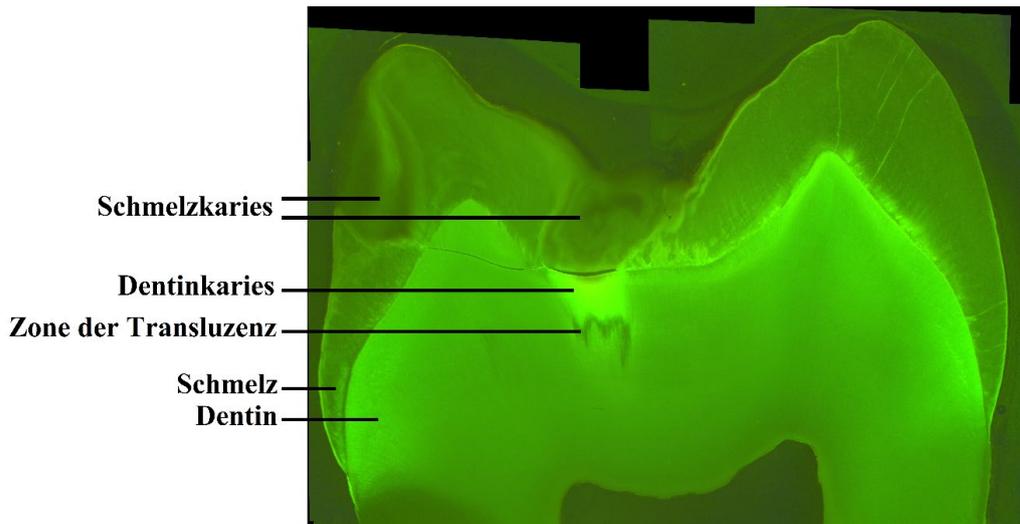


Abbildung 5: Fluoreszenzverhalten von Zahnhartsubstanz und Karies; Aufsicht-Aufnahme; FITC-Filter; starke Fluoreszenzantwort im Bereich der Dentinkaries, keine Fluoreszenzantwort in der Zone der Transluzenz und im Bereich des kavitierten Zahnschmelzes

2.1.2 Interaktion von Licht und Materie

Brechung und Brechungsindex

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Brechungsindex, Brechzahl	refraction index	n	1/m
Optische Weglänge	Optical path length, OPL	s_{opt}, Λ, L	m

Brechung (engl.: refraction) beschreibt die einheitliche Richtungsänderung einer Wellenfront bei Übertritt von einem Medium in ein anderes Medium mit abweichender Brechzahl (n). Die Brechzahl beschreibt die Ausbreitungsgeschwindigkeit (c_n) für Licht in einem Medium im Verhältnis zur Ausbreitungsgeschwindigkeit (c) des Lichtes in Luft bei 20°C und 1013 mbar. Sie ist frequenz- und wellenlängenabhängig. Es gilt: $n = \frac{c}{c_n} = \frac{\lambda}{\lambda_n}$. Die Brechzahl im Vakuum entspricht einem Wert von 1,00, die von Luft 1,0003 und die von Wasser einem Wert von 1,33. Ein Stoff größerer Brechzahl wird als optisch dichter bezeichnet. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit für Licht nimmt im optisch dichteren Medium ab. Wird ein

2 Literaturübersicht

Lichtstrahl gebrochen, so findet eine Richtungsänderung statt, welche durch das Brechungsgesetz von Snellius beschrieben wird. Für den Winkel zwischen einfallendem Strahl und dem Lot auf die Fläche und den Winkel zwischen gebrochenem Strahl und dem Lot gilt:

$n_1 \cdot \sin\alpha = n_2 \cdot \sin\beta$ bzw. $\frac{\sin\alpha}{\sin\beta} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{c_1}{c_2} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2}$. Die Richtungsänderung ist bedingt durch die abweichenden Ausbreitungsgeschwindigkeiten für Licht in Medien mit unterschiedlichen Brechzahlen. Beim Übertritt von Licht aus einem Medium in ein anderes Medium mit größerer optischer Dichte, wird der Strahl zum Lot hin gebrochen, wobei der Brechungswinkel abnimmt (vgl. Abbildung 6: $n_3 > n_1$, $\gamma < \alpha$). Beim Übertritt von Licht in ein Medium mit geringerer optischer Dichte, wird der Strahl vom Lot weg gebrochen, wobei der Brechungswinkel zunimmt (vgl. Abbildung 6: $n_2 < n_1$, $\beta > \alpha$). Fällt ein Lichtstrahl senkrecht auf eine Ebene ein, so findet keine Brechung statt.

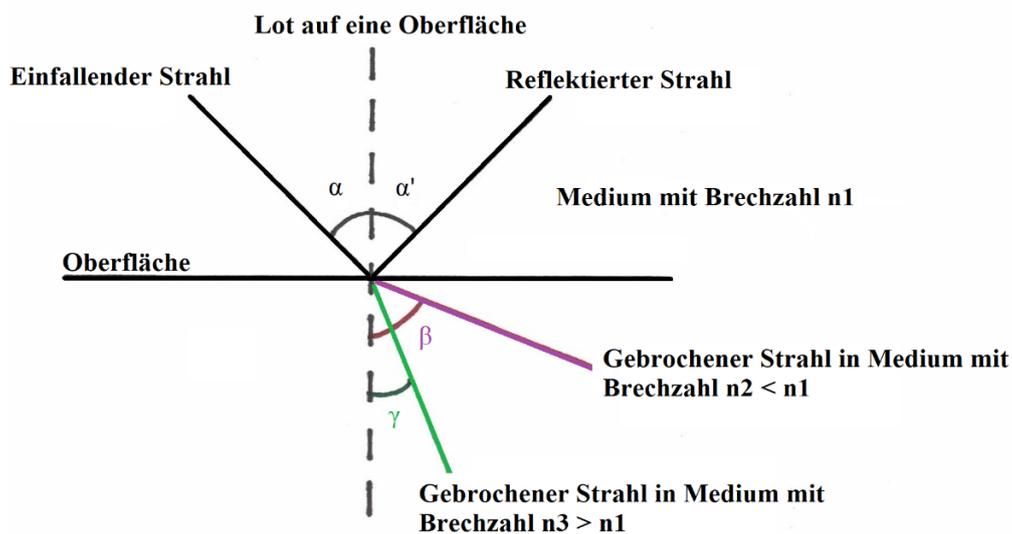


Abbildung 6: Verhalten eines Lichtstrahles an einer Oberfläche; Lichtbrechung nach Übertritt in ein optisch dichteres Medium: $\gamma < \alpha$, Lichtbrechung nach Übertritt in ein Medium geringerer optischer Dichte: $\beta > \alpha$, Reflexion: $\alpha = \alpha'$ (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harms, 2016)

Aufgrund der Dispersion des Brechungsindex entstehen für Lichtanteile unterschiedlicher Wellenlänge auch unterschiedliche Brechungswinkel. Die resultierende abweichende Ausbreitungsrichtung führt zu einer räumlichen Farbtrennung (vgl. Abbildung 7), welche mit Hilfe einer Quelle weißen Lichtes und eines Prismas besonders schön veranschaulicht werden kann (Harms, 2016; Marriott & Parker, 2003; Meschede, 2008; Tritthart & DeVaney, 2011).

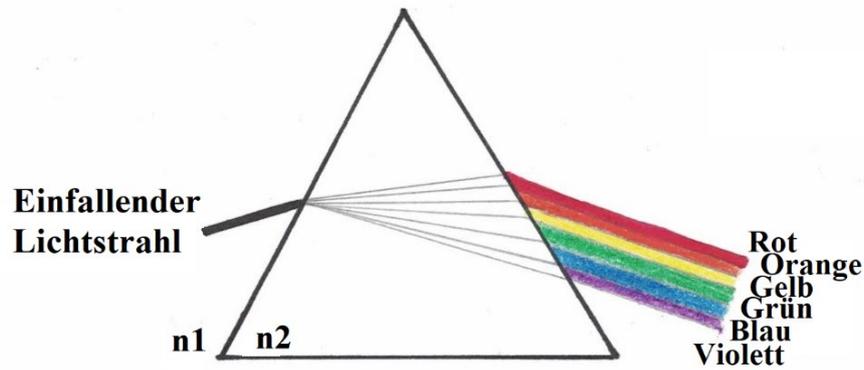


Abbildung 7: Räumliche Farbtrennung weißen Lichtes aufgrund von wellenlängenabhängiger Brechung an einem Prisma (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harms, 2016)

Licht hat die Tendenz dazu sich in einem Medium der Länge s entlang des kürzesten Weges auszubreiten (geometrische Weglänge s). Für das Durchlaufen des Mediums hat das Licht nun eine gewisse Zeit t gebraucht. Die optische Weglänge (engl.: optical path length, OPL) beschreibt die Strecke, die das Licht in derselben Zeit t im Vakuum (mit Ausbreitungsgeschwindigkeit c_0) hätte zurücklegen können. Es gilt: $OPL = s \cdot n$. Die OPL lässt somit Rückschlüsse auf Brechungs- und Streuungsprozesse innerhalb des Mediums zu. Die mittlere freie Weglänge x (engl.: average path length) beschreibt die Strecke, die ein Photon bis zum Auftreten eines Ereignisses, wie zum Beispiel seiner Absorption oder Streuung, zurücklegen kann. Da in kariösem Zahnmaterial mehr Streuzentren auftreten als in gesundem, nimmt die mittlere Weglänge ab (Berber et al., 2015; Meschede, 2008; Universität zu Lübeck Institut für Biomedizinische Optik, 2020).

Reflexion

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Reflexionsgrad, Reflexionsvermögen	reflectance factor, reflection factor, reflectivity factor	ρ, R	-

Wird ein Teil des Lichtes beim Zusammentreffen mit Materie zurückgeworfen, so spricht man von Reflexion (engl.: reflectance, reflection). Einfallender und reflektierter Strahl liegen hierbei in derselben Ebene. Dieses Phänomen wird an Grenzschichten, wie zum Beispiel Luft-Wasser,

2 Literaturübersicht

beobachtet. An planen Oberflächen geringer Rauigkeit wird einfallendes Licht, unabhängig von dessen Wellenlänge, in einem Winkel reflektiert (Reflexionswinkel), der bezogen auf ein Lot auf die Oberfläche genauso groß ist wie der Einfallswinkel (vgl. Abbildung 6: $\alpha = \alpha'$). Der Reflexionsgrad ρ beschreibt das Verhältnis des einfallenden Lichtstromes Φ zum reflektierten Lichtstrom Φ_r . Es gilt: $\rho = \frac{\Phi}{\Phi_r}$. Wird die volle Lichtintensität reflektiert, so spricht man von „Totalreflexion“. Diese findet statt, wenn Licht von einem optisch dichteren in ein optisch dünneres Medium übertreten soll, dabei aber komplett in das optisch dichtere Medium zurückgeworfen wird. Das Prinzip der Totalreflexion findet seine Anwendung bei der Umlenkung und Weiterleitung von Strahlen, beispielsweise in Lichtleitern. Reflexionsmessungen (engl.: reflectivity measurements) lassen durch vergleichende Auswertung von einfallendem und reflektiertem Lichtstrahl unter anderem Rückschlüsse auf die Dicke, die Beschaffenheit und den Brechungsindex der durchstrahlten Materie zu. Gesundes Zahnmaterial erscheint bei Reflexionsmessungen dunkel, während sich kariöse Areale hell darstellen (Berber et al., 2015; Hellenthal, 2007; Meschede, 2008; Simon et al., 2016; Tritthart & DeVaney, 2011).

Streuung

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Streukoeffizient	scattering coefficient	μ_s	1/m

Streulicht entsteht an Oberflächen großer Rauigkeit. Als Streuung (engl.: scattering) wird eine ungerichtete Richtungsänderung von Licht durch Interaktion mit Materie bezeichnet. Das Licht wird diffus in alle Raumrichtungen abgelenkt. Streuung findet vor allem bei inhomogenen Medien statt. Die Streuung an Teilchen auf molekularer Ebene ist stark frequenzabhängig und steigt mit zunehmender Frequenz ν proportional an. Der Streukoeffizient (μ_s) gibt Auskunft über das Ausmaß der Streuung. Er gibt die Streuprozesse N_{str} bezogen auf die optische Weglänge OPL innerhalb eines Präparates an. Es gilt: $\mu_s = N_{\text{str}}/\text{OPL}$. Für biologische Gewebe liegt der Streukoeffizient typischerweise in einem Bereich von $10 \text{ cm}^{-1} < \mu_s < 1000 \text{ cm}^{-1}$. Streukoeffizient (μ_s) und Absorptionskoeffizient (μ_a) ergeben zusammen den Attenuationskoeffizienten (μ) mit dessen Hilfe die Attenuation berechnet werden kann. Es gilt: $\mu = \mu_s + \mu_a$

2 Literaturübersicht

(Falbe & Regitz, 1995; Tritthart & DeVaney, 2011; Universität zu Lübeck Institut für Biomedizinische Optik, 2020).

Transmission und Transmissionsgrad

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Transmission, Lichtdurchlässigkeit	transmittance, transmission	T, τ , D	-
Transmissionsgrad, Transmissionsvermögen	transmission factor, transmissivity factor	τ , T	-

Die Transmission (lat. transmissio = Überfahrt) wird auch als Lichtdurchlässigkeit (D) oder Transparenz eines Stoffes bezeichnet. Sie ist definiert als das Verhältnis der auf eine Fläche eines Mediums einfallenden Lichtintensität I_0 zu der auf der Austrittsfläche austretenden Lichtintensität I . Der Transmission steht die Opazität A gegenüber, die die optische Dichte eines Stoffes definiert. Es gilt: $T = \frac{I}{I_0}$ und $A = \frac{I_0}{I}$. Die sogenannte „innere Transmission“ (engl.: internal transmittance) beschreibt die durch ein Medium hindurchtretende Lichtintensität, wobei in besagtem Medium hauptsächlich Absorptionsvorgänge stattfinden. Die „totale Transmission“ (engl.: total transmittance) beschreibt die ankommende Lichtintensität nach Schwächung durch alle möglichen Vorgänge, wie Absorption, Streuung und Reflexion. Die Prozentuale Transmission (%T) gibt den Prozentsatz des einfallenden Lichtes an, der nach Durchtritt durch ein Medium transmittiert wurde. Der Transmissionsgrad τ beschreibt das Verhältnis des durch ein Medium hindurchtretenden Lichtstromes Φ_t zum einfallenden Lichtstrom Φ . Es gilt: $\%T = T \cdot 100$ und $\tau = \frac{\Phi_t}{\Phi}$. Beim Durchtritt von Licht durch Materie können Transmission, Absorption und Reflexion beobachtet werden. Der Transmissionsgrad hängt gemäß Energieerhaltungssatz über folgende Abhängigkeit mit Absorptionsgrad α und Reflexionsgrad ρ zusammen: $\tau + \alpha + \rho = 1$ (Berber et al., 2015; Falbe & Regitz, 1995; Nic, Jirat, & Kosata, 2017; Tritthart & DeVaney, 2011). Transmissionsmessungen (engl.: transmission/transillumination measurements) ermöglichen unter anderem Rückschlüsse auf die Dicke und Beschaffenheit eines Mediums (Simon et al., 2016).

2 Literaturübersicht

Absorption und Absorptionskoeffizient

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Absorption	absorption	A	-
Absorptionskoeffizient, Absorptionskonstante	absorption coefficient	$\mu_a, a, \varepsilon, \kappa, K$	1/m
Absorptionsgrad	absorption factor, absorptivity	α, A	-

Die Absorption (lat. absorbere = verschlucken) bezeichnet eine Abschwächung der Lichtintensität bei Durchlaufen eines Mediums. Streuung und Reflexion werden dabei nicht berücksichtigt. Ein absorbierendes Medium wird „Absorbens“ genannt. Die Absorption erfolgt wellenlängenabhängig und für die atomare Zusammensetzung des Absorbens charakteristisch. Die von dem Medium aufgenommene Energie wird emittiert oder in Wärme umgewandelt. Die Schwächung beim Durchtritt durch Materie kann durch Messung der initialen Lichtintensität I_0 und der Lichtintensität I bei Schichtstärke d des Probenkörpers bzw. der Lichtintensität vor und nach Durchtritt durch Materie bestimmt werden. Für die Absorption A gilt: $A = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right)$. Über das Bouguer-Lambert'sche Gesetz kann eine Beziehung zwischen der Transmission T bzw. Lichtdurchlässigkeit D eines Mediums und der Absorption hergestellt werden.

Es gilt: $T = D = \frac{I}{I_0} = e^{-\mu_a \cdot d}$, wobei μ_a dem wellenlängenabhängigen Absorptionskoeffizienten entspricht. Der Absorptionskoeffizient ist ein Maß für die Schwächung der Lichtintensität beim Durchtritt durch Materie. Er gibt die Absorptionsprozesse N_{abs} bezogen auf die optische Weglänge OPL innerhalb eines Präparates an. Es gilt: $\mu_a = N_{\text{abs}}/\text{OPL}$. Für biologische Gewebe liegt der Absorptionskoeffizient normalerweise in einem Bereich von $0,01 \text{ cm}^{-1} < \mu_a < 100 \text{ cm}^{-1}$. Weiterhin kann gefolgert werden: $I = I_0 \cdot e^{-\mu_a \cdot d}$ bzw. $\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) = -\mu_a \cdot d$. Eine Zunahme der Schichtstärke und des Absorptionskoeffizienten μ_a hat also einen exponentiellen Abfall der Lichtintensität und einen Anstieg der Absorption zur Folge. Der Absorptionsgrad α beschreibt das Verhältnis des durch ein Medium absorbierten Lichtstromes Φ_a zum einfallenden Lichtstrom Φ . Es gilt: $\alpha = \frac{\Phi_a}{\Phi}$ (Falbe & Regitz, 1995; Harten, 2014; Trautwein et al., 2014; Universität zu Lübeck Institut für Biomedizinische Optik, 2020).

2 Literaturübersicht

Extinktion und Extinktionskoeffizient bzw. Attenuation und Attenuationskoeffizient

Physikalische Größe	Englischsprachige Bezeichnung	Symbol	SI-Einheit
Extinktion, Attenuation	extinction, attenuation, attenuance, absorption	E, D _i , A	-
Extinktionskoeffizient, Extinktionskonstante, Attenuationskoeffizient, Attenuationskonstante	extinction coefficient, attenuation coefficient	μ, ε, k, A _c	1/m bzw. m ² /mol

Die Begriffe Extinktion und Extinktionskoeffizient gelten zwar als obsolet, werden jedoch noch häufig in der Fachliteratur verwendet. Die Extinktion wird nach heutiger DIN-Norm als „spektrales Absorptionsmaß“ bezeichnet (DIN, 2018). Die IUPAC verwendet den Begriff „dekadisches Absorptionsmaß“ und hat den Begriff „extinction coefficient“ durch die Bezeichnung „attenuation coefficient“ ersetzt (IUPAC, 2019). Die Bezeichnung „Attenuationskoeffizient“ ist somit das zeitgemäße Äquivalent des Extinktionskoeffizienten. Die Begriffe Extinktion und Attenuation können synonym verwendet werden (Falbe & Regitz, 1995; Hulpke, Koch, & Nießner, 2000; Nic et al., 2017). Die Extinktion (lat. extinctio = Auslöschung, Vernichtung) ist eine Kombination aus Absorption und Streuung und beschreibt die Abschwächung von Lichtenergie mit Ausgangsintensität I_0 beim Durchlaufen eines Mediums. Nach Durchtritt des Mediums wird eine verbleibende Intensität I gemessen. Für gelöste Stoffe gilt: $E = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = -\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right)$. Da hier keine Streuung an der Oberfläche bzw. an Grenzschichten komplex strukturierter biologischer Materialien stattfindet, entspricht die Extinktion gelöster Stoffe deren Absorption. Diese Berechnung findet vor allem in der Chemie Anwendung. Das Ausmaß der Extinktion ist neben der Wellenlänge des Lichtes sowohl von der Schichtstärke, als auch der Zusammensetzung des durchstrahlten Materials abhängig. Das Lambert-Beer'sche-Gesetz formuliert dementsprechend: $I = I_0 \cdot 10^{-\varepsilon \cdot c \cdot d}$, wobei ε dem molaren Extinktionskoeffizienten, c der molaren Konzentration der durchstrahlten Probelösung und d der Dicke des untersuchten Mediums entspricht. Da $\log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = E$ folgt: $E = \varepsilon \cdot c \cdot d$. Die Extinktion ist somit der Konzentration des Mediums und der Schichtstärke proportional. Mit Zunahme von Extinktionskoeffizient, Konzentration oder Schichtstärke steigt die Extinktion an und es gelangt weniger Licht durch das Medium. Ein hoher Extinktionskoeffizient spricht somit für eine höhere Opazität des Probenmaterials (Harms,

2 Literaturübersicht

2016; Tritthart & DeVaney, 2011). Bei der Untersuchung von Feststoffen besteht keine Abhängigkeit von der Konzentration, da der Stoff nicht als Lösung vorliegt. Die Attenuation ist jedoch ebenfalls von der Schichtstärke abhängig. Mit zunehmender Schichtstärke der Materie werden mehr und mehr Photonen absorbiert. Die Lichtintensität nimmt exponentiell mit der Dicke ab. Man spricht auch von „exponentieller Attenuation“. Es gilt: $I_{(t)} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot t}$, wobei e der Eulerschen Zahl, μ dem material- und frequenzabhängigen Attenuationskoeffizienten und t der durchstrahlten Schichtstärke entspricht. Die Gleichung lässt sich weiterhin umformen zu: $\ln \frac{I}{I_0} = -\mu \cdot t$ bzw. $\mu = \frac{\ln I_0 - \ln I}{t}$. Die Attenuation ist von der Energie des einfallenden Lichtes abhängig, wobei Photonen mit hoher Energie weniger stark abgeschwächt werden als energieärmere Photonen. Bei der Untersuchung fester Materie trägt die Streuung wesentlich zur Attenuation bei. Da für die Extinktion E gelöster Stoffe gilt: $E = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right)$, kann durch Umformung dieser Gleichung folgende Beziehung zur Transmission T hergestellt werden: $E = \log_{10} \left(\frac{1}{T} \right) = -\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) = -\log_{10} T$. Der Attenuationskoeffizient lässt sich folgendermaßen mit der Transmission in Verbindung bringen: Aus der Gleichung $I_{(t)} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot t}$ folgt: $T = \frac{I}{I_0} = e^{-\mu \cdot t}$ (Hellenthal, 2007; Hulpke et al., 2000; Power, 2015).

2.2 Optische Instrumente

2.2.1 Lichtmikroskop

Das Lichtmikroskop erlaubt es Objekte vergrößert darzustellen. Je nach Einfall des Lichtes wird in der Mikroskopie zwischen der Durchlicht- und der Auflichtmikroskopie unterschieden. Bei der Durchlichtmikroskopie unterscheidet man weiterhin zwischen Hellfeld- und Dunkelfeldmikroskopie. Im Hellfeld wird die Probe von unten durchstrahlt. Es stellt sich als dunkles Objekt vor hellem Hintergrund dar. Im Dunkelfeld wird das Objekt von der Seite beleuchtet, sodass helle Strukturen auf dunklem Grund sichtbar werden. Es kommt nur das vom Objekt gebrochene oder gestreute Licht am Objektiv an. Bei der Auflichtmikroskopie wird das Licht von oben auf das zu untersuchende Objekt geworfen und gestreut (Falbe & Regitz, 1995; Harten, 2014; Hellenthal, 2007; Trautwein et al., 2014).

2 Literaturübersicht

2.2.2 Spektralfotometer

Spektralfotometer werden zur Aufnahme optischer Spektren verwendet, wobei die Lichtintensität in Abhängigkeit von der Wellenlänge betrachtet werden kann. Die Spektren der durchstrahlten Medien lassen Rückschlüsse auf deren Beschaffenheit zu. Die wesentlichen Bestandteile eines Spektrometers sind eine Lichtquelle, ein dispersives Element wie zum Beispiel ein Prisma oder ein Gitter, welches das Licht in seine monochromatischen Anteile bzw. in einzelne Wellenlängen auftrennt, die zu untersuchende Probe und ein Strahlungsempfänger (z.B. Fotozellen), der an ein Instrument zur Auswertung und Visualisierung der Ergebnisse gekoppelt ist (Falbe & Regitz, 1995; Harms, 2016; Harten, 2014; Hellenthal, 2007; Trautwein et al., 2014).

2.2.3 Lichtquellen

Halogenleuchten

Halogenleuchten liefern polychromatisches, inkohärentes Licht, welches in alle Raumrichtungen abgegeben wird. Sie besitzen ein kontinuierliches Spektrum. Das Licht erscheint weiß. Der Kolben der Lampe enthält einen Glühdraht aus Wolfram sowie ein gasförmiges Halogen. Der Glühdraht wird erhitzt, wobei Wärmeenergie abgegeben wird und Wolfram verdampft (CIE, 2018; Falbe & Regitz, 1995; Marriott & Parker, 2003; Naumann et al., 2014).

LED-Leuchten

Die Funktionsweise von Leuchtdioden (engl.: light-emitting diodes) beruht auf dem Prinzip der Halbleitertechnik. Im Gegensatz zu den Glühlampen, wird dadurch ein Energieverlust durch Wärmeabstrahlung vermieden. Das verfügbare Spektrum reicht vom Nahinfrarotlicht-Bereich bis in den UV-Licht-Bereich. Das emittierte Licht breitet sich kegelförmig von der punktförmigen Lichtquelle aus, kann jedoch durch Verwendung eines Kollimators zu einem parallelen Lichtbündel umgewandelt werden. LED-Licht ist monochromatisch und inkohärent (Gerhard, 2016; Hellenthal, 2007; Naumann et al., 2014).

2 Literaturübersicht

2.3 Optische Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies

2.3.1 Schmelz und Dentin

Zahnschmelz ist ein komplex strukturiertes, inhomogenes Material, das anisotrope Eigenschaften besitzt. Schmelz besteht zu 93 – 98% aus anorganischer Substanz, überwiegend Hydroxylapatit (Fried et al., 1995; Hellwig et al., 2009; Vaarkamp, ten Bosch, & Verdonchot, 1995). Sein Brechungsindex n nimmt Werte zwischen 1,52 und 1,63 an (Hariri et al., 2013). Schmelz besitzt eine hohe Transparenz. Im sichtbaren Wellenlängenbereich und dem NIR-Bereich dominiert die Streuung die Attenuation, während die Absorption nur geringfügig zur Lichtschwächung beiträgt. Spitzer & Bosch maßen in einem Wellenlängenbereich von 400 – 700 nm vernachlässigbar geringe Absorptionskoeffizienten von $< 1 \text{ cm}^{-1}$ (Spitzer & Bosch, 1975). C. L. Darling et al. maßen bei einer Wellenlänge von 1310 nm einen Absorptionskoeffizienten von $\sim 0,12 \text{ cm}^{-1}$ und einen Attenuationskoeffizienten von $2 - 3 \text{ cm}^{-1}$. Der Absorptionskoeffizient entsprach einem etwa 20 – 30fach geringeren Wert als der Streukoeffizient (C. L. Darling et al., 2006). Auch Fried et al. maßen in einem Wellenlängenbereich von 543 – 1053 nm vernachlässigbar geringe Werte von $< 1 \text{ cm}^{-1}$ für die Absorptionskoeffizienten, während die entsprechenden Streukoeffizienten Werte zwischen $105 - 15 \text{ cm}^{-1}$ annahmen (Fried et al., 1995). Die Absorption wird von vielen Autoren als vernachlässigbar angesehen, wodurch der Streukoeffizient direkt auf den Attenuationskoeffizienten schließen lässt. Die Anordnung der Apatitkristalle hat einen entscheidenden Einfluss auf die Streuung, während die Ausrichtung der Schmelzprismen eine untergeordnete Rolle spielt. Wird eine Schmelzprobe parallel zur Zahnoberfläche beleuchtet, so ist die Attenuation deutlich geringer als bei senkrecht einfallendem Licht. Durch Transmissionsmessungen lässt sich feststellen, dass die Streuzentren kleiner sind als die Wellenlänge des einfallenden Lichtes. Dies spricht für eine Streuung durch Apatitkristalle (Vaarkamp et al., 1995; Zijp, ten Bosch, & Groenhuis, 1995). Mit zunehmender Wellenlänge nehmen die Streuprozesse ab. Spitzer & Bosch maßen im UV-Licht-Bereich einen Streukoeffizienten von $\sim 400 \text{ cm}^{-1}$ für gesunden Zahnschmelz, während Fried et al. einen Streukoeffizienten von $60 - 105 \text{ cm}^{-1}$ im sichtbaren Wellenlängenbereich und einen Streukoeffizienten von 15 cm^{-1} im NIR-Bereich bei 1053 nm bestimmten. Da die Lichtschwächung beim Durchlaufen von Zahnschmelz etwa um den Faktor $1/\lambda^3$ abnimmt sind im NIR-Bereich aufgrund der zunehmenden Transparenz von Zahnschmelz geringere Werte messbar. Somit ist auch der Attenuationskoeffizient im NIR-Bereich um ein bis zwei

2 Literaturübersicht

Größenordnungen kleiner als im sichtbaren Wellenlängenbereich (Fried et al., 1995; Spitzer & Bosch, 1975).

Genau wie Zahnschmelz weist Dentin eine komplexe, einzigartige Struktur auf. Es ist ein inhomogenes Material, das anisotrope Eigenschaften besitzt (Fried et al., 1995; Kienle, Forster, Diebolder, & Hibst, 2003; Kienle, Michels, & Hibst, 2006; Vaarkamp et al., 1995). Für den Brechungsindex n wurden Werte zwischen 1,43 und 1,57 gemessen (Hariri et al., 2013). Die Lichtschwächung in Dentin ist, aufgrund dessen komplexer Mikrostruktur und höheren Gehaltes an organischem Material, größer als im Zahnschmelz. Dadurch dringt einfallendes Licht weniger tief in Dentin ein. Die Transmission nimmt wie auch im Zahnschmelz mit zunehmender Dicke des untersuchten Präparates ab (Uusitalo, Varrela, Lassila, & Vallittu, 2016). Im Gegensatz zu Zahnschmelz weist Dentin eine geringe Transparenz auf und bestimmt somit hauptsächlich die Zahnfarbe (Oguro et al., 2016). Im sichtbaren Wellenlängenbereich und dem NIR-Bereich dominiert die Streuung die Attenuation, wohingegen die Absorption nur geringfügig dazu beiträgt (Spitzer & Bosch, 1975). Verglichen mit Zahnschmelz treten im Dentin deutlich mehr Streuungsprozesse auf. Es findet eine Streuung durch die Dentinkanälchen und das intertubuläre Dentin, hauptsächlich bestehend aus ungeordneten Apatitkristallen und Kollagenfasern, statt. Die Dichte und Orientierung der Dentintubuli zur Lichtquelle entscheiden maßgeblich über das Ausmaß der Attenuation, während die Apatitkristalle und Kollagenfasern nur eine untergeordnete Rolle spielen. Nahe der Schmelz-Dentin-Grenze, im Bereich geringer Anzahl und geringen Durchmessers der Dentintubuli, sind weniger Streuungsprozesse zu beobachten als im pulpanahen Dentin (Kienle et al., 2003; Vaarkamp et al., 1995; Zijp & Bosch, 1993; Zijp & Ten Bosch, 1987). Sendet man Licht durch ein Dentin-Präparat, so sind je nach Richtung des einfallenden Lichtes unterschiedliche optische Phänomene zu beobachten. Wird das Präparat von okklusal her in Richtung Pulpa beleuchtet, so ist ein Verkleinerungseffekt zu beobachten. In umgekehrter Richtung zeigt sich ein Vergrößerungseffekt. Diese Phänomene sind für Zahnschmelz nicht zu beobachten. Sie sind ein Resultat mehrerer Streuungsprozesse an den Dentintubuli (Kienle et al., 2006). Im sichtbaren Wellenlängenbereich zeigt sich für Dentin keine maßgebliche Veränderung des Absorptionskoeffizienten in Abhängigkeit von der Wellenlänge. Zijp & Ten Bosch maßen einen nahezu konstanten Wert von $\sim 4 \text{ cm}^{-1}$. Der Streukoeffizient war mit $30 - 200 \text{ cm}^{-1}$ wesentlich höher und zeigte eine wellenlängenabhängige Veränderung. Er variierte je nach Messstelle und nahm im Bereich einer hohen Dichte an Dentinkanälchen den größten Wert an.

2 Literaturübersicht

Es zeigte sich keine Abhängigkeit von dem Mineralgehalt, wohl aber von der Orientierung der Dentintubuli zum einfallenden Licht (Zijp & Ten Bosch, 1987). Pop-Ciutrla et al. untersuchten die optischen Eigenschaften von Dentin in einem Wellenlängenbereich von 400 – 700 nm. Die Ergebnisse zeigten, dass die Streuung in Dentin wellenlängenabhängig stattfand. Während der Absorptionskoeffizient mit zunehmender Wellenlänge abnahm, zeigten Streukoeffizient, Transmission und Reflexionsvermögen ein gegenteiliges Verhalten (Pop-Ciutrla et al., 2015). Fried et al. maßen Absorptions- und Streukoeffizienten für einen Wellenlängenbereich von 543 – 1053 nm. Die Ergebnisse für Dentin fielen um etwa eine Größenordnung höher aus als die Werte für Zahnschmelz. Sie ermittelten einen Streukoeffizienten von 250 – 280 cm^{-1} und einen Absorptionskoeffizienten von $\sim 4 \text{ cm}^{-1}$. Es wurde keine signifikante Veränderung der Indices mit der Wellenlänge des Lichtes festgestellt (Fried et al., 1995). Chan, Darling, Chan & Fried untersuchten das Attenuationsverhalten von Dentin in einem Wellenlängenbereich von 1300 – 1650 nm. Die Streukoeffizienten für Dentin fielen auch hier um etwa eine Größenordnung höher aus als diejenigen für Zahnschmelz. Der Attenuationskoeffizient bewegte sich in einem Bereich von 20 – 40 cm^{-1} . Er nahm mit zunehmender Wellenlänge zu. Bei 1450 nm zeigte Dentin, aufgrund der hohen Absorption durch Wasser, die höchste Opazität. Der Wellenlängenbereich zwischen 1300 – 1400 nm lieferte die besten Ergebnisse für Transmissionsmessungen und ermöglichte eine gute bildliche Darstellung (Chan, Darling, Chan, & Fried, 2014). Der Reflexionsgrad von Dentin ist aufgrund der starken Streuung im Inneren deutlich höher als der von Zahnschmelz (Manesh et al., 2009).

2 Literaturübersicht

2.3.2 Schmelzkaries und Dentinkaries

Kariöse Prozesse verändern die Struktur der Zahnhartsubstanz. Der Mineralgehalt nimmt stark ab. Schmelz und Dentin werden zunehmend porös und lagern mehr Wasser ein, was in einer veränderten Lichtausbreitung resultiert. Der Streukoeffizient von Zahnschmelz nimmt mit abnehmendem Mineralgehalt exponentiell zu und zeigt einen Maximalwert nach 10 – 15% Mineralverlust. Dies entspricht dem Mineralgehalt, ab welchem sich Poren in der Zahnschmelz bilden. Ab einem Mineralverlust von 40 – 50% kommt es zum Einbruch des Schmelzes und zur Bildung einer Kavität. Die Poren fungieren dabei als zusätzliche Streuzentren. Verglichen mit gesunder Zahnschmelz nehmen Streu- und somit analog auch der Attenuationskoeffizient im Bereich einer Schmelzkaries-Läsion um ein bis zwei Größenordnungen zu, wodurch diese bei der visuellen Inspektion als weißlicher Bereich für das bloße Auge sichtbar wird. Mit zunehmender Läsionstiefe verläuft der Anstieg des Streukoeffizienten moderater (C. L. Darling et al., 2006; Fried et al., 2005). Zakian et al. stellten fest, dass die Lichtstreuung innerhalb des Zahnmaterials Rückschlüsse auf das Vorhandensein und den Grad einer Kariesläsion zulässt. In ihrer Studie konnten sie Schmelz- und Dentinläsionen durch Analyse von Streukoeffizienten und dem Absorptionsspektrum von Wasser im NIR-Bereich mit hoher Sensibilität und Spezifität diagnostizieren (Zakian et al., 2009). Viele Studien belegen, dass sich der NIR-Bereich durch die hohe Transparenz von Zahnschmelz und die deutliche Zunahme der Attenuation nach Demineralisation sehr gut zur Diagnostik von Schmelzkaries eignet. Im Frühstadium kann eine Kariesläsion durch lichtoptische Diagnostikmethoden kontrastreicher und mit höherer Sensibilität diagnostiziert werden als durch konventionelles Röntgen. Zudem ist eine kontrastreiche Darstellung von Sekundärkaries im Schmelz um bestehende Restaurationen möglich. Verfärbungen haben in diesem Wellenlängenbereich keine negativen Auswirkungen auf die Messungen (Cynthia L. Darling & Fried, 2005; C. L. Darling et al., 2006; Fried et al., 2005; Simon et al., 2015; Simon et al., 2016). Gleichermaßen können auch frühe Dentinläsionen, die röntgenologisch noch nicht sichtbar sind, diagnostiziert werden. Erreicht eine Kariesläsion das Dentin, so breitet sie sich zunächst flächig entlang der Schmelz-Dentin-Grenze aus. OCT bietet die Möglichkeit die Ausdehnung einer Kariesläsion darzustellen, was beim Erfassen einer Dentinkaries die Entscheidung zum invasiven Eingreifen ermöglicht. Die Erfassung einer Dentinläsion unter einer ausgedehnten Schmelzkaries liefert durchwachsene Ergebnisse. Durch zusätzliche Verwendung bestimmter Substanzen, wie dünnfließender Abdruckmaterialien, können eine „hidden caries“ und die Schmelz-Dentin-

2 Literaturübersicht

Grenze mittels OCT kontrastreicher dargestellt werden. Die Ausdehnung der Karies lässt sich jedoch nicht zuverlässig bestimmen (Kang, Darling, & Fried, 2016; Lederer et al., 2019; Staninec et al., 2011). Ab einer Wellenlänge von 1400 nm nimmt die Absorption durch Wasser, welches im organischen Material und in den Poren einer Kariesläsion eingeschlossen ist, deutlich zu und trägt zur Attenuation bei. Dadurch nimmt die Transparenz der Zahnhartsubstanz ab. Gesundes Dentin kann durch seine Dentintubuli mehr Wasser einlagern als Zahnschmelz. Bei Transmissionsmessungen sind deshalb besonders Dentinläsionen wegen dem geringeren Kontrast zu gesundem Dentin schwer darstellbar. Das Reflexionsvermögen gesunder Zahnschmelz nimmt ab 1400 nm ab, wodurch eine kontrastreiche Darstellung von Schmelzkaries durch Reflexionsmessungen möglich wird. Kariöse Bereiche erscheinen dabei aufgrund der höheren Lichtstreuung vergleichsweise heller als gesunde Zahnschmelz. Die Schmelz-Dentin-Grenze ist deutlich zu erkennen. Durch deren geringen Wassergehalt können Kompositrestaurationen in besagtem Wellenlängenbereich kontrastreich dargestellt werden. Die Detektion von Sekundärkaries ist im Bereich einer höheren Absorption durch Wasser besser möglich als bei niedrigeren Wellenlängen (Chung, Fried, Staninec, & Darling, 2011; Tom, Simon, Chan, Darling, & Fried, 2014). Die Schwere und der Remineralisationsgrad einer Kariesläsion können mit Hilfe von Reflexionsmessungen durch Analyse der Streuung an der porösen Schmelzoberfläche bzw. anhand eines Wärmeprofils des enthaltenen Wassers quantifiziert werden. Der Wassergehalt einer Läsion lässt Rückschlüsse auf den Mineralgehalt zu, da eine erhöhte Porosität die Einlagerung von Wasser begünstigt (Lee et al., 2015; Lee, Darling, & Fried, 2016; Zakian et al., 2009). Es lassen sich allerdings keine Rückschlüsse auf die exakte Tiefe einer Läsion ziehen, da der Streukoeffizient von Zahnschmelz bei Demineralisation um das Zwei- bis Dreifache ansteigt, wodurch die Eindringtiefe des Untersuchungslichtes verringert wird (C. L. Darling et al., 2006). Mujat et al. untersuchten die optischen Eigenschaften von Initialkaries indem sie die optische Weglänge (OPL) gesunden und erkrankten Zahnmaterials im NIR-Bereich bestimmten und diese mit Reflexionsmessungen verglichen. Mit zunehmendem Mineralverlust bzw. zunehmender Lichtstreuung durch die Läsion nahm die mittlere freie Weglänge („average path length“) ab. Dies zeigt, dass Karies Licht stärker streut als gesunde Zahnschmelz. Im Vergleich zu gesundem Schmelz dringt Licht weniger tief in eine Kariesläsion ein (Mujat et al., 2003).

3 Fragestellungen

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden die optischen Eigenschaften von gesunder Zahnhartsubstanz, Schmelz- und Dentinkaries untersucht. Es wurden Transmissionsmessungen an humanen Zähnen der zweiten Dentition in einem Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen der Kariesdiagnostik in-vivo zugutekommen und dem Behandler die Entscheidung zwischen non-invasiver und invasiver Therapie erleichtern. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, einen Beitrag zur Optimierung aktueller und zukünftiger lichtoptischer Diagnostikapparaturen, vor allem bei der Diagnostik von Dentinkaries, zu leisten. Folgende Arbeitshypothesen sollen erörtert werden:

1. Die Attenuation nimmt mit abnehmender Schichtstärke des untersuchten Präparates ab.
2. Gesunde Zahnhartsubstanz zeigt eine homogene Mikrostruktur mit geringer Streuung der Messwerte innerhalb der jeweiligen Versuchsreihe. Schmelz- und Dentinkaries besitzen eine inhomogene Mikrostruktur und weisen daher höhere Messwertschwankungen auf.
3. Die optischen Größen von Schmelz, Dentin, Schmelzkaries und Dentinkaries zeigen eine regelhafte Abhängigkeit von der Wellenlänge. Mit zunehmender Wellenlänge wird eine Abnahme der Attenuation erwartet.
4. Die Attenuation in Zahnschmelz ist geringer als diejenige in Dentin.
5. Die Attenuation in einer Kariesläsion ist höher als die des entsprechenden gesunden Zahnmaterials.
6. Die Attenuation von Schmelz gegenüber Schmelzkaries ist größer als diejenige von Dentin gegenüber Dentinkaries.
7. Die Attenuation innerhalb ein- und derselben Kariesläsion variiert mit der Tiefe der Läsion.
8. Bei visueller mikroskopischer Inspektion zeigt gesund erscheinende Zahnhartsubstanz in unmittelbarer Nähe zu einer Kariesläsion gleiche optische Eigenschaften wie die Zahnhartsubstanz eines kariesfreien Präparates. Die Veränderung der optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin durch Karies ist ein lokales Phänomen. Die Kariesläsion beschränkt sich auf den visuell erkennbar veränderten Bereich.
9. Der Nahinfrarotlicht-Bereich (780 nm) eignet sich besser zur Kariesdiagnostik als die untersuchten Wellenlängen von 405 nm, 640 nm und 660 nm.

4 Material und Methode

4.1 Material

4.1.1 Überblick

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden insgesamt 40 Zahnproben auf ihre optischen Eigenschaften hin untersucht. Durch Transmissionsmessungen wurden folgende physikalische Größen bestimmt: Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient. Es wurde mit je 20 gesunden und kariösen Präparaten gearbeitet, wobei hauptsächlich Zähne mit okklusalen Kariesläsionen ausgewählt wurden. Für die experimentellen Vorversuche wurden zusätzlich sechs Zahnproben (z62 – z67) hergestellt. Die Präparate wurden durch Bearbeitung extrahierter menschlicher Zähne der zweiten Dentition gewonnen. Um später ein einheitliches Feld an Schmelz bzw. Dentin im Strahlengang des Untersuchungsmikroskops darstellen zu können, wurden möglichst große Zähne, hauptsächlich Prämolaren und Molaren, ausgewählt. Diese Zähne anonymer Spender stammen aus Praxen im Großraum München. Nach Extraktion wurden die Zähne zu Desinfektions- und Konservierungszwecken zunächst für vier Wochen in einer Lösung aus Natriumazid (Natriumazid extra pure; Merck KGaA, Darmstadt, D) und Ringer-Infusionslösung (Ringer-Infusionslösung B.Braun; B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) gelagert. Anschließend wurden die Zähne und bearbeiteten Präparate in Wasser aufbewahrt und außerhalb des Versuchszeitraumes gekühlt ($\sim 4\text{ }^{\circ}\text{C}$) gelagert. Bei den Transmissionsmessungen kamen vier verschiedene Lichtquellen (vgl. 4.1.3) zum Einsatz, deren Intensitätsmaxima denjenigen von vier aktuell auf dem Markt befindlichen Diagnosesystemen entsprechen. Die Datenerhebung erfolgte mit Hilfe des Axioskop 2 MAT-Auflichtmikroskops (Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, Göttingen, D), des „fiber optic spectrometer SD2000“ (Ocean Optics, Inc. World Headquarters, Dunedin, Florida, USA) und entsprechender Betriebssoftware (SpectraSuite: Spectrometer Operating Software; Ocean Optics, Inc. World Headquarters, Dunedin, Florida, USA).

4 Material und Methode

4.1.2 Probenherstellung

Der im Folgenden beschriebene Ablauf zur Probenherstellung bis hin zu deren Untersuchung und Auswertung ist unter 10.2 fotografisch dokumentiert. Alle verwendeten Gerätschaften und Materialien sind unter 10.1 aufgeführt.

Zur Probengewinnung wurden die Zähne zunächst manuell gereinigt und von Geweberesten befreit. Ziel war es, plane Zahnschnitte einheitlicher Dicke zu gewinnen. In einem ersten Schritt wurde mit Hilfe einer langsam rotierenden Säge (Isomet Low Speed Saw; Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, Lake Bluff, Illinois, USA) und eines diamantierten Sägeblattes unter Wasserkühlung eine parallele Zahnscheibe gewonnen. Hierzu wurde der Zahn mittels Impression Compound (Impression Compound; SpofaDental a.s. (A Kerr Company), Jicin, CZ) auf einem Halter für die oben genannte Säge befestigt. Um einen möglichst geraden Schnitt durch optimales Greifen des Sägeblattes zu gewährleisten, wurde zunächst unter minimalem Druck eine „Sägespur“ geschaffen, bevor der Zahn komplett in oro-vestibulärer Richtung durchtrennt wurde (Umdrehungszahl 10U). Da die erste Messung bei einer Probendicke von 1000 µm durchgeführt werden sollte, wurde darauf geachtet, initial eine ausreichend dicke Zahnscheibe (von etwa 2500 µm) zu gewinnen, sodass deren Oberflächen noch weiter bearbeitet werden konnten. Die nun vorliegende Zahnscheibe wurde, nach der Beseitigung von Pulparesten, mit der LECO grinding & polishing SS-200-Poliermaschine (LECO Corporation, Saint Joseph, MI, USA) einseitig weiterbearbeitet. Durch schrittweises Beschleifen (200 – 250 U/min) mit Siliziumkarbid-Schleifpapier (Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, 203 mm; Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D) wurde eine plane Fläche geschaffen. Nach dem Schleif- und Poliervorgang wurden alle Präparate mit raumwarmem Wasser abgespült, um mögliche Abrasivpartikel vor dem Klebevorgang zu entfernen. Anschließend wurde die Zahnscheibe mit der im vorangegangenen Schritt bearbeiteten Fläche auf einen Objektträger (EXAKT Apparatebau, Norderstedt, D) geklebt. Um unter Belichtung keinen Störfaktor darzustellen, wurde ein speziell für die Dünnschliff-Technik entwickelter Klebstoff (Technovit 7210 VLC Präzisionskleber; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D) verwendet. Die Vakuum Klebepresse EXAKT (EXAKT Apparatebau, Norderstedt, D) ermöglichte eine exakte Positionierung des Objektträgers mit aufgebrachtem Zahnmaterial. Der fünfzehnminütige Aushärtevorgang erfolgte unter Druckapplikation. Die Schichtstärke der Präparate wurde mit Hilfe einer digitalen Messuhr bestimmt. In einem nächsten Schritt sollte nun die finale Schichtstärke von 1000 µm für die erste Messung erzielt werden. Mit Hilfe des Mikro-

4 Material und Methode

Schleifsystems EXAKT 400 CS (EXAKT Apparatebau, Norderstedt, D) und Polierscheiben unterschiedlicher Körnung (Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, 300 mm, 270 mm; Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D) wurde die Dicke des Präparates schrittweise reduziert. Die Politur erfolgte mit einem Poliertuch (Whitefelt Tonerde-Poliertuch selbstklebend, 203 mm bzw. 305 mm; Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, Lake Bluff, Illinois, USA) und drei Diamantpoliersprays (DP-Spray P; Struers A/S, Ballerup, DK). Der Versuchsaufbau dieser Arbeit verlangte wiederholte Reduktionen der Schichtstärke der Präparate nach jedem Messdurchlauf. Die Reduktion erfolgte analog der exponentiellen Kurve der Lichtintensität-Dicke-Relation. Zur Orientierung wurden folgende Werte festgelegt, die möglichst exakt reproduziert wurden: 1000 μm , 500 μm , 250 μm , 125 μm . Es kamen geringfügige Abweichungen vor.

4.1.3 Lichtquellen

Es wurden vier Lichtquellen verwendet, welche einen Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm abdeckten. Es kamen eine Halogenleuchte und drei LED-Lampen zum Einsatz (vgl. Tabelle 1).

Lampe	Dominante Wellenlänge	Farbe
Halogenleuchte „Hal 100“, Halogen display/optic lamp HLX 64623, 100W, 12V; (OSRAM GmbH, Augsburg, D)	Kontinuierliches Spektrum mit Intensitätsmaximum bei 640 nm	Weiß
Mounted high-power LED M405L2; (Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA)	405 nm	UV
Mounted high-power LED M660L3; (Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA)	660 nm	Deep red
Mounted high-power LED M780L2; (Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA)	780 nm	IR

Tabelle 1: Für den Versuchsaufbau verwendete Lichtquellen mit dominanter Wellenlänge und Farbe

4 Material und Methode

Die Abbildungen 8 – 11 zeigen die entsprechenden Lampenspektren (bei leerem Strahlengang). Die Lichtquellen arbeiteten in Wellenlängenbereichen, in welchen vier aktuell auf dem Markt befindliche Diagnosesysteme operieren. Die Halogenleuchte „Hal 100“ entspricht mit ihrem kontinuierlichen Spektrum mit einem Maximum bei 640 nm der FOTI, LED M405L2 mit dominanter Wellenlänge bei 405 nm entspricht der QLF, LED M660L3 mit dominanter Wellenlänge bei 660 nm entspricht dem DIAGNOdent-System und LED M780L2 mit dominanter Wellenlänge bei 780 nm entspricht der DIAGNOcam (DIFOTI). Die in dieser Studie präsentierten Messergebnisse beziehen sich auf die dominante Wellenlänge der jeweiligen LED-Leuchte. Die Werte der Halogenleuchte beziehen sich auf das Intensitätsmaximum des kontinuierlichen Spektrums der Lichtquelle bei 640 nm. Die Halogenleuchte wurde in dem zum Mikroskop Axioskop 2 MAT gehörendem Lampengehäuse Hal 100 mit Kollektor, Lampenfassung und Wärmeschutzfilter verankert. Die LED-Leuchten wurden durch den externen High Power LED Driver DC2100 (Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA) betrieben und über einen Adapter (Collimation Adapter for Zeiss Axioskop and Examiner: COP4-B; Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA) an das Mikroskop angekoppelt. Die Halogenlampe diente außerdem dem Erstellen von Bildaufnahmen. Diese wurden durch Kopplung der AxioCam (AxioCam MRc5; Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, Göttingen, D) an das Mikroskop aufgenommen und in dem Programm Axio Vision (Produkt Version: AxioVs40 V 4.8.2.0; Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, D) verarbeitet. Mit diesem System war auch eine Videoübertragung in Echtzeit möglich. Zur Übersicht wurden Auflicht- und Durchlicht-Aufnahmen unter fünffacher Vergrößerung (Zeiss EC Epiplan-NEOFLUAR, 20x/0,5 HD DIC (Vergrößerungsobjektiv); Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, Göttingen, D) erstellt.

4 Material und Methode

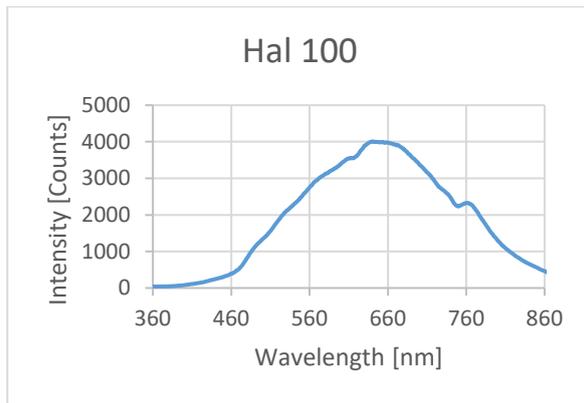


Abbildung 8: Spektrum Halogenleuchte

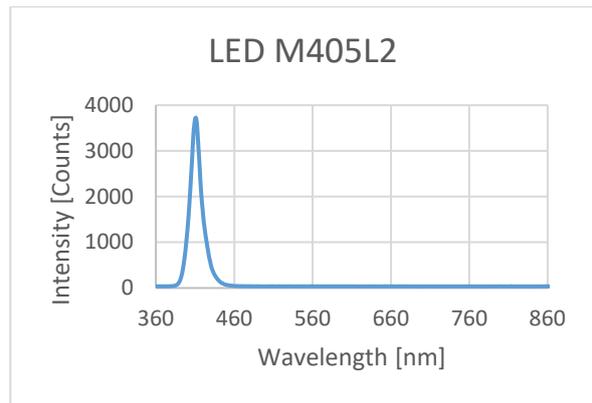


Abbildung 9: Spektrum LED 405 nm

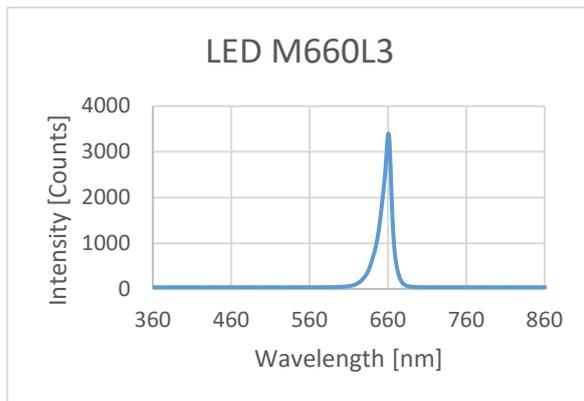


Abbildung 10: Spektrum LED 660 nm

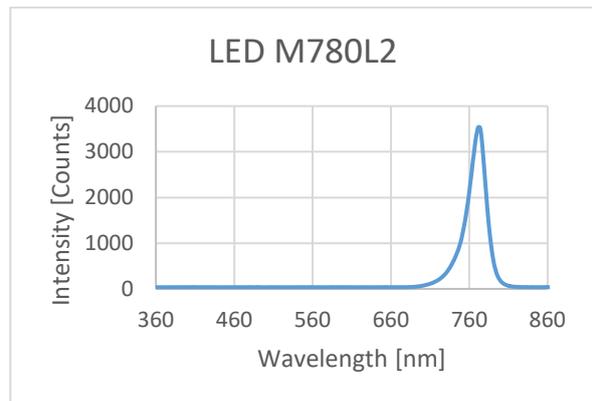


Abbildung 11: Spektrum LED 780 nm

4 Material und Methode

4.2 Methode

4.2.1 Experimentelle Vorversuche

In den experimentellen Vorversuchen wurden verschiedene Einflussfaktoren des Versuchsaufbaus auf die Messergebnisse untersucht. Hierzu wurden sechs kariesfreie Präparate (z62 – z67) hergestellt. Es wurden Transmissionsmessungen durchgeführt und die prozentuale Transmission (%T) für die Präparate der Vorversuchsreihe berechnet. Wo kein Basiswert festgelegt wurde trägt die gemessene Lichtintensität die Einheit Counts.

4.2.1.1 Laufzeit des Spektrometers

Während der Durchführung erster Messungen war mit zunehmender Arbeitsdauer eine Veränderung der Messwerte im Sinne einer Abnahme der Lichtintensität zu bemerken. Um dieses Phänomen genauer zu untersuchen wurden Transmissionsmessungen aller für den Versuchsaufbau verwendeten Lichtquellen über einen Beobachtungszeitraum von 300 Minuten hinweg durchgeführt. Es wurden insgesamt 11 Messwerte für I_0 (Objektträger ohne Präparat im Strahlengang) in einem Abstand von jeweils 30 Minuten erhoben.

4.2.1.2 Belichtung

Um den Einfluss des Umgebungslichtes auf spätere Messergebnisse festzustellen, wurden zunächst Messungen im hellen Raum (bei Tageslicht und eingeschalteter Raumbeleuchtung) durchgeführt. In einem zweiten Schritt wurden Vergleichsmessungen im abgedunkelten Zustand erhoben. Hierzu wurde der Versuchsaufbau mit einem lichtundurchlässigen Stoff vor Umgebungslicht abgeschirmt (vgl. Abbildung 12). Zusätzlich zu der Messung der Spektren der vier verwendeten Lichtquellen erfolgten Transmissionsmessungen zweier Präparate gesunder Zahnhartsubstanz.

4 Material und Methode

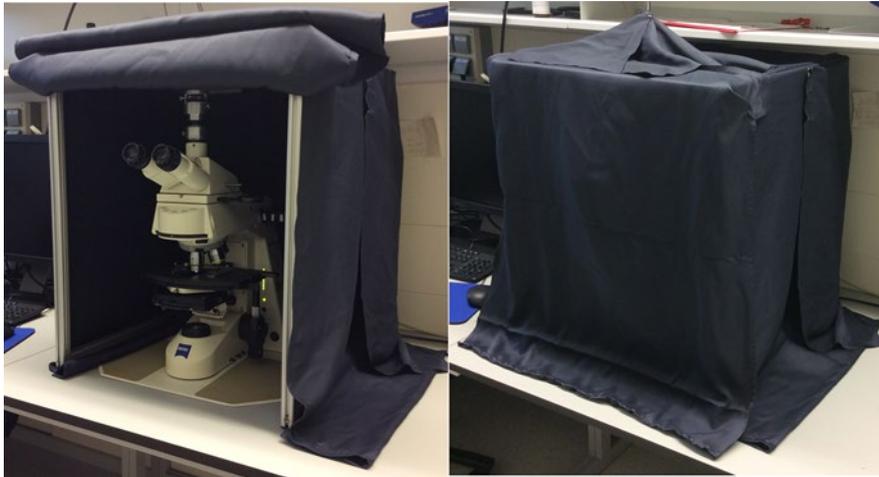


Abbildung 12: Lichtmikroskop mit lichtundurchlässiger Abschirmung

4.2.1.3 Objektträger und Kleber

Zur Untersuchung der optischen Eigenschaften des Objektträgers und des Klebstoffes wurden für alle Lichtquellen Intensitätsmessungen ohne Objektträger, mit Objektträger sowie mit zwei durch eine Schicht Klebstoff verbundenen Objektträgern im Strahlengang durchgeführt. Um die optischen Eigenschaften des Objektträgers zu untersuchen, wurden zunächst die Spektren der vier Lichtquellen bei leerem Strahlengang aufgenommen. Daraufhin wurde ein Objektträger im Strahlengang platziert und erneut gemessen. Abschließend sollte der Einfluss des Klebstoffes untersucht werden. Um eine gleichmäßig dünne Schicht Klebstoff zu erzeugen, wurden hierzu zwei Objektträger mit Hilfe der Vakuum Klebepresse EXAKT (EXAKT Apparatebau, Norderstedt, D) zusammengeklebt. Auch für die beiden Objektträger mit Klebstoff erfolgten Transmissionsmessungen mit allen Lichtquellen. Die Messdaten wurden anschließend miteinander verglichen.

4.2.1.4 Feuchtegrad

Um den Einfluss des Feuchtegrades der Präparate auf die Messergebnisse zu validieren, wurden Transmissionsmessungen von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz im trockenen und

4 Material und Methode

nassen Zustand durchgeführt. Für die Untersuchung im nassen Zustand, wurde mit einer Pipette raumwarmes Leitungswasser aufgetragen bis die gesamte Oberfläche des Präparates bedeckt war. Nach Fokussieren des Objektisches und Einstellen des gewünschten Messpunktes wurde die Transmission gemessen. Für die Messung im trockenen Zustand wurde die Oberfläche mit einem Kosmetiktuch trocken getupft („blot dry“-Technik). Der Trockenvorgang wurde mikroskopisch verfolgt. Nach einer Trockenzeit von fünf Minuten wurde die Transmission erneut gemessen.

4.2.1.5 Beschleifen und Politur

Abschließend sollte untersucht werden, welchen Einfluss die Oberflächenbearbeitung der Präparate beziehungsweise der Grad der Politur auf die Messergebnisse hatte. Vor allem sollte eine erhöhte Attenuation des Lichtes durch grobe Kratzer nach dem Sägen und Beschleifen ausgeschlossen werden. Hierzu wurden insgesamt sechs Präparate gesunder Zahnhartsubstanz (z62 – z67) beidseitig mit Schleifpapieren unterschiedlicher Körnung bearbeitet. Drei der Präparate (z62, z63, z64) erfuhren zudem noch eine Bearbeitung mit einem feinkörnigeren Schleifpapier sowie eine Politur mit Diamantpolierspray (vgl. Tabelle 2). Somit stellen die Präparate z62 – z64 die Testgruppe mit glatter Oberfläche und die Präparate z65 – z67 die Testgruppe mit rauer Oberfläche dar. Die Oberflächenbearbeitung der Präparate erfolgte zunächst manuell. Nachdem die Präparate auf einen Objektträger geklebt wurden, erfolgte die weitere Bearbeitung maschinell (vgl. 10.2.1). Zur Veranschaulichung der Oberflächenbeschaffenheit der Präparate nach unterschiedlicher Bearbeitung wurden lichtmikroskopische Bilder mit Hilfe der AxioCam aufgenommen. Die Auflicht-Aufnahmen erfolgten im trockenen Zustand, während die Präparate für die Durchlicht-Aufnahmen mit Wasser beträufelt wurden. Bei den Übersichtsaufnahmen handelt es sich um Einzelaufnahmen der AxioCam, die anschließend mit Hilfe der Anwendung „Image Composite Editor“ (Image Composite Editor; Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) zu einem Gesamtbild zusammengesetzt wurden. Für beide Testgruppen wurden Transmissionsmessungen mit Hilfe der Halogenleuchte und der drei LED-Leuchten durchgeführt. Die Oberflächen der Präparate wurden dafür mit Wasser benetzt.

4 Material und Methode

Oberflächenbearbeitung mit diesem Produkt	z62	z63	z64	z65	z66	z67
Abrasive Discs, P800, 200 mm (LECO Corporation, Saint Joseph, MI, USA)	X	X	X	X	X	X
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P1200, 203 mm (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D)	X	X	X	X	X	X
Whitefelt Tonerde-Poliertuch selbstklebend, 203 mm (Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, Lake Bluff, Illinois, USA)	X	X	X			
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P600, 300 mm (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D)	X	X	X	X	X	X
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P800, 300 mm (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D)	X	X	X	X	X	X
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P1200, 300 mm (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D)	X	X	X	X	X	X
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P2500, 300 mm (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, D)	X	X	X			
Whitefelt Tonerde-Poliertuch selbstklebend, 305 mm (Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, Lake Bluff, Illinois, USA)	X	X	X			
DP-Spray P, 9 µm/6 µm/3 µm/1 µm (Struers A/S, Ballerup, DK)	X	X	X			

Tabelle 2: „X“ markiert das benutzte Hilfsmittel zur Oberflächenbearbeitung der Testgruppen „Rau“ nach grobem Beschleifen (Präparate z65 – z67) und „Poliert“ nach Feinschliff und Politur (Präparate z62 – z64)

4.2.2 Messung der optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies

4.2.2.1 Messpunkte

Es wurden Transmissionsmessungen an insgesamt 40 Zähnen durchgeführt. Davon waren 20 kariesfrei und 20 kariös. Um mögliche natürliche, strukturelle Inhomogenitäten der Zahnhartsubstanz zu berücksichtigen, wurden bei den kariesfreien Präparaten zwei Messpunkte im Zahnschmelz und zwei Messpunkte im Dentin gewählt. Für die kariesfreien Präparate ergab sich somit eine Anzahl von je 40 Messpunkten für Schmelz bzw. Dentin. Die Wahl mehrerer Messpunkte innerhalb eines Materials ermöglichte neben der Berechnung der Variation der optischen Eigenschaften zwischen verschiedenen Präparaten auch die Beurteilung der Variation innerhalb des Schmelzes und Dentins eines Präparates. Bei den kariösen Präparaten wurde darauf geachtet, dass diese zu Vergleichszwecken auch ein ausreichend großes Areal an gesundem Schmelz und Dentin aufwiesen. Dort wurde je ein Messpunkt nahe der Kariesläsion

4 Material und Methode

gewählt. Es ergab sich eine Anzahl von je 20 Messpunkten in gesundem Schmelz bzw. gesundem Dentin kariöser Präparate. Schmelz- und Dentinkaries wurden getrennt voneinander untersucht. Abhängig von der Größe der Läsion wurde eine variable Anzahl an Messpunkten in einem Abstand von 500 µm auf einer geraden Verbindungslinie zueinander gewählt. Die Einteilung erfolgte gemäß deren Lokalisation anhand von Bildaufnahmen. Bei Schmelzkaries wurde zwischen Messpunkten in der äußeren Schmelzhälfte (D1) und inneren Schmelzhälfte (D2) unterschieden, wohingegen bei Dentin eine Einteilung bezüglich der Lage zu der im Lichtmikroskop deutlich erkennbaren Zone der Transluzenz erfolgte: vor (schmelzseitig, „ESTZ“: enamel side of translucent zone), in („TZ“: translucent zone) und nach (pulpaseitig, „PSTZ“: pulpa side of translucent zone) der Zone der Transluzenz (vgl. Abbildung 13).

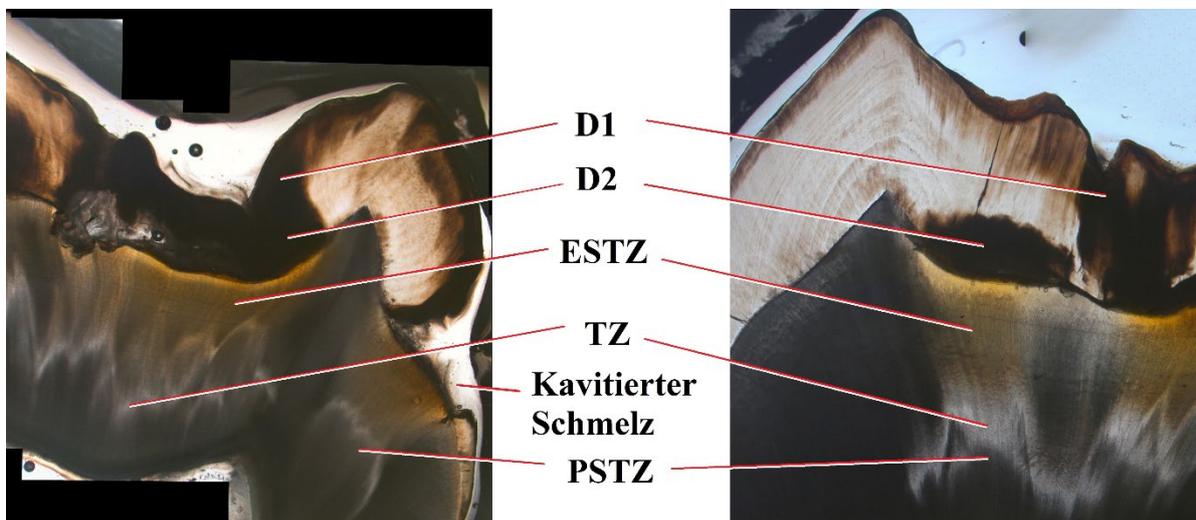


Abbildung 13: Gegenüberstellung der Bildausschnitte zweier Durchlicht-Aufnahmen kariöser Präparate bei Schichtstärke 250 µm zur Veranschaulichung der Zonen-Einteilung von Schmelz- und Dentinkaries; D1: Läsion in der äußeren Schmelzhälfte, D2: Läsion in der inneren Schmelzhälfte, ESTZ: enamel side of translucent zone, TZ: translucent zone, PSTZ: pulpa side of translucent zone

Um die Messpunkte für jede Schichtstärke reproduzieren zu können, wurde die Position des Objektträgers auf dem Objektisch auf $\frac{1}{10}$ mm genau eingestellt und notiert. So war auch nach wiederholtem Entnehmen und Repositionieren der Probe eine Messung an denselben Stellen gewährleistet. Bei der Wahl der Messpunkte war darauf zu achten, dass auch durch wiederholte Reduktion der Schichtstärke t („thickness“) keine Substanzdefizite entstanden und das gesamte Gesichtsfeld weiterhin im Schmelz bzw. Dentin lag. Deshalb wurden die Messpunkte für

4 Material und Methode

Zahnschmelz etwa mittig zwischen Zahnoberfläche und Schmelz-Dentin-Grenze im Bereich der Höcker gewählt. Die Dentin-Messpunkte wurden schmelznah, im Bereich der Höcker im koronalen Drittel des Dentins festgelegt. Alle Messpunkte wurden gemäß ihrer Lage benannt: „e“ wurde für Messwerte im Zahnschmelz („enamel“) gewählt, „d“ für Dentin („dentin“), „ce“ für Schmelzkaries („cariou enamel“) und „cd“ für Dentinkaries („cariou dentin“). Daraus ergaben sich die Messpunkte e1, e2, d1, d2, ce1 – ce_n und cd1 – cd_n (vgl. Abbildungen 14, 15).

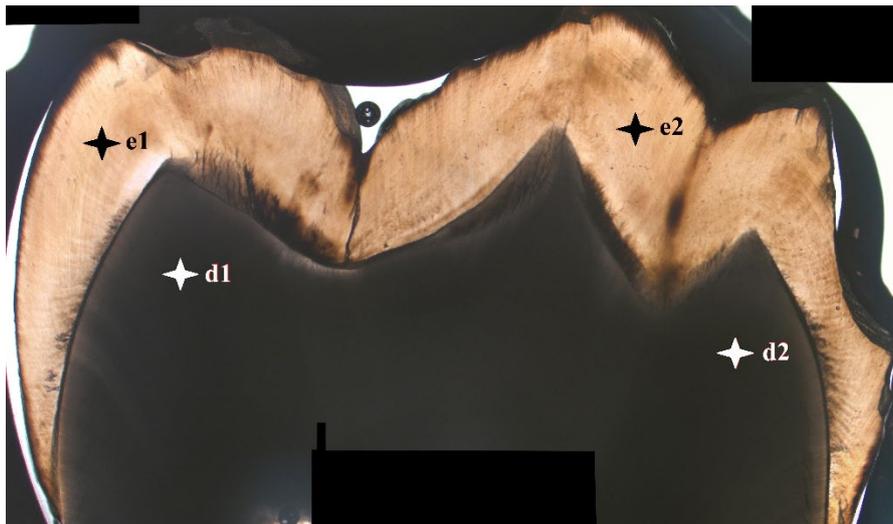


Abbildung 14: Beispielhafte Darstellung der Messpunkte e1, e2, d1 und d2 in Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate

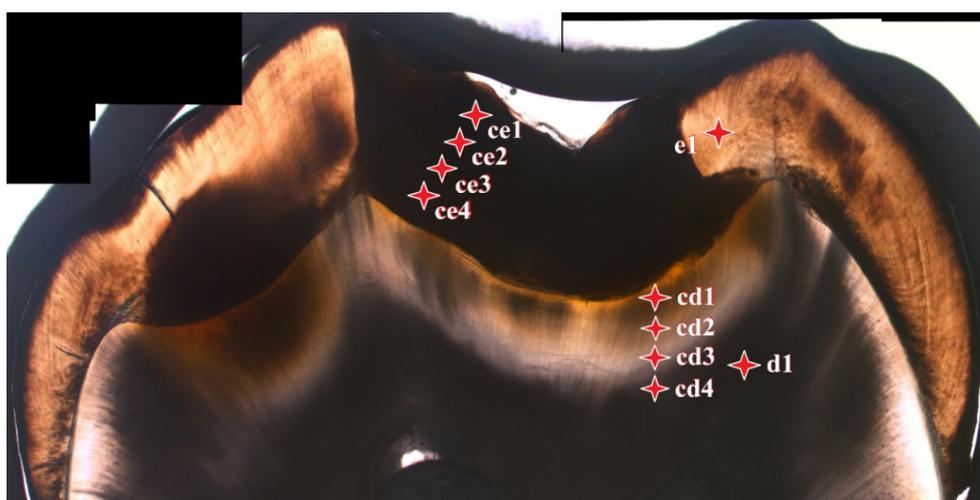


Abbildung 15: Beispielhafte Darstellung der Messpunkte ce in Schmelzkaries, cd in Dentinkaries sowie e1 und d1 in gesundem Schmelz und Dentin kariöser Präparate

4 Material und Methode

4.2.2.2 Erhebung der Messdaten

Es wurden Transmissionsmessungen über einen Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm für gesunde und kariöse Zahnpräparate durchgeführt. Für die Messungen wurde das entsprechende Präparat aus dem mit Wasser gefüllten Aufbewahrungsbehälter entnommen, mit Leitungswasser abgewaschen und mit einem Kosmetiktuch oberflächlich trocken getupft. Anschließend wurde es mit einer dünnen Schicht raumwarmem Leitungswasser bedeckt, auf dem Objektisch des Mikroskops platziert und unter Belichtung mit der Halogenlampe fokussiert. Vor Beginn der Messung wurde für jede Schichtstärke eines Präparates nach dem Fokussieren ein Basiswert „ I_0 “ erhoben. Dieser wurde definiert als „Messwert bei leerem Objektträger im Strahlengang“. Anschließend wurden Messpunkte analog der Beschreibung in 4.2.2.1 gewählt. Alle Messungen erfolgten unter 20facher Vergrößerung (Zeiss EC Epiplan-NEOFLUAR, 20x/0,5 HD DIC (Vergrößerungsobjektiv); Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, Göttingen, D). Jeder Messpunkt einer Schichtstärke wurde mit allen vier Lichtquellen durchstrahlt. Ein an das Mikroskop angeschlossenes Spektrometer („fiber optic spectrometer SD2000“; Ocean Optics, Inc. World Headquarters, Dunedin, Florida, USA) maß das nach Schwächung durch das Präparat ankommende Licht der Intensität „ I “. Der zum System gehörende Analog-Digital-Umsetzer (External USB A/D Converter: ADC 1000-USB; Ocean Optics, Inc. World Headquarters, Dunedin, Florida, USA) verwandelte diese Information in ein digitales Signal, welches von der Computer-Software SpectraSuite: Spectrometer Operating Software (Ocean Optics, Inc. World Headquarters, Dunedin, Florida, USA) verarbeitet werden konnte. Die Software erlaubte ein Echtzeit-Feedback. Waren die Daten für eine Schichtstärke eines Präparates erhoben, so wurde dieses aus dem Mikroskop entnommen und mit Hilfe des Mikro-Schleifsystems EXAKT 400 CS auf die nächste geringere Dicke reduziert, bevor erneut Transmissionsmessungen durchgeführt wurden.

4.2.3 Statistische Auswertung der Messergebnisse, Formeln und graphische Darstellung

Die mathematische Auswertung der Messergebnisse erfolgte mit Hilfe des Programmes „R“ (R Core Team, 2019). Die hierfür verwendeten Rohdaten lieferte die Software SpectraSuite: Spectrometer Operating Software (Ocean Optics, Inc. World Headquarters, Dunedin, Florida, USA). Tabelle 3 zeigt die physikalischen Größen, die durch die angegebenen Formeln aus den Rohdaten berechnet wurden. Es wurden entsprechende Mittelwerte und Standardabweichungen

4 Material und Methode

für jedes untersuchte Gewebe (gesunder Schmelz und gesundes Dentin kariesfreier Präparate, gesunder Schmelz und gesundes Dentin kariöser Präparate, Schmelzkaries, Dentinkaries, einzelne Karieszonen) bei vier Schichtstärken (1000 µm, 500 µm, 250 µm, 125 µm) unter Belichtung mit allen vier Lichtquellen (Halogenleuchte, LED 405 nm, LED 660 nm, LED 780 nm) berechnet.

Physikalische Parameter	Formel
Absorption/absorption (A)	$A = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = \log_{10} \left(\frac{1}{T} \right) = -\log_{10} (T)$
Attenuationskoeffizient/attenuation coefficient (µ)	$\mu = \frac{\ln I_0 - \ln I}{t}$
Transmission/transmission (T)	$T = \frac{I}{I_0}$
Prozentuale Transmission/transmittance (%T)	$\%T = T \cdot 100$
Relative Transmission (T _{Rel})	$T_{\text{Rel}} = \frac{\text{Transmission Karies}}{\text{Transmission gesunde Zahnhartsubstanz}}$

Tabelle 3: Formeln physikalischer Größen

In den Ergebnissen wurden nur die Werte im Bereich der Intensitätsmaxima der Lichtquellen aufgeführt. Die Berechnung des Variationskoeffizienten ermöglichte einen Vergleich der Ergebnisse unabhängig von der entsprechenden Maßeinheit. Ein hoher Variationskoeffizient spricht für eine hohe Streuung der Messwerte. Ab einem Wert von 0,5 (\cong 50%) ist die Streuung so groß, dass der Mittelwert nicht mehr als repräsentativ für die Einzelwerte gelten kann. Es gilt: $\text{Variationskoeffizient} = \frac{\text{Standardabweichung}}{\text{Mittelwert}}$ (Eckstein, 2006). Weiterhin wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse (engl.: analysis of variance, „ANOVA“) durchgeführt. Dabei wurden die Messwerte der Transmission als abhängige Variable betrachtet. Entsprechend ausgewählter unabhängiger Variablen erfolgte eine Einteilung in mehrere Gruppen, deren Mittelwerte miteinander verglichen wurden. Für den Vergleich von gesundem Schmelz kariesfreier Präparate mit gesundem Dentin kariesfreier Präparate und für den Vergleich der einzelnen Karieszonen von Schmelzkaries und Dentinkaries untereinander erfolgte eine Varianzanalyse mit folgenden unabhängigen Variablen: Gewebeart (Schmelz und Dentin bzw.

4 Material und Methode

D1 und D2 bzw. PSTZ, TZ und ESTZ), Schichtstärke und Lichtquelle. Hierbei wurde die Halogenleuchte mit den LED-Lampen verglichen. Für den Vergleich von gesundem Schmelz bzw. Dentin kariesfreier Präparate mit gesundem Schmelz bzw. Dentin kariöser Präparate und für den Vergleich von gesundem Schmelz bzw. Dentin kariesfreier Präparate mit Schmelzkaries bzw. Dentinkaries erfolgte eine Varianzanalyse mit folgenden unabhängigen Variablen: Schichtstärke und Gewebeart (kariesfreie Präparate und kariöse Präparate). Die Varianzanalyse soll Auskunft darüber geben, ob sich die entsprechenden Gruppen signifikant voneinander unterscheiden und welche der unabhängigen Variablen einen signifikanten Effekt auf die Messwerte hatte. Ein p-Wert von $> 0,05$ bedeutet, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen gibt, sondern gleiche Varianzen vorliegen. Ein p-Wert von $\leq 0,05$ gibt an, dass ein signifikanter Unterschied vorliegt. Bei einem p-Wert von $\leq 0,01$ spricht man von sehr signifikanten Unterschieden und bei einem p-Wert von $\leq 0,001$ von höchst signifikanten Unterschieden. Wird im Rahmen der Varianzanalyse bekannt, dass ein signifikanter Unterschied zwischen einzelnen Gruppen vorliegt, so wird anschließend ein Post-hoc Test durchgeführt, um zu erörtern, welche Variablen der einzelnen Gruppen genau betroffen sind. Durch paarweise durchgeführte Vergleiche der Mittelwerte aller Variablen sollen signifikante Unterschiede aufgedeckt werden (Bevans, 2020; Ebermann, 2010; Flandorfer, 2019; Hain, 2013). In unserem Fall wurde ein Tukey-Test durchgeführt.

Die graphische Darstellung der Messergebnisse erfolgte mit Hilfe der Programme „R“ und Excel (Microsoft Office Home and Student 2013). Obwohl relevante Messergebnisse lediglich in einem Spektrum von 405 – 780 nm erhoben wurden, zeigen die Grafiken einen größeren Wellenlängenbereich um eine einheitliche Skalierung zu ermöglichen. Die x-Achse der Grafiken gibt die Wellenlänge [nm] an. In der Hauptversuchsreihe veranschaulicht die y-Achse je nach Messung die Absorption, die Transmission oder den Attenuationskoeffizienten [1/mm]. Außerhalb der Hauptversuchsreihe entspricht sie der prozentualen Transmission (%T) oder der Lichtintensität in Counts.

5 Ergebnisse

Bei Betrachtung der grafischen Darstellungen der Transmissionsmessungen von gesunder und kariöser Zahnhartsubstanz ist nur der Bereich der dominanten Wellenlänge bzw. des Intensitätsmaximums der jeweiligen Lichtquelle zu betrachten. Die Werte jenseits des Intensitätspeaks sind als Hintergrundrauschen einzustufen und nicht aussagekräftig. Die einheitliche Skalierung der Grafiken wurde gewählt, um einen besseren Vergleich zu ermöglichen. Die in Tabellen aufgeführten Messergebnisse beziehen sich ebenfalls auf die Intensitätsmaxima der Lichtquellen (vgl. 4.1.3).

5.1 Experimentelle Vorversuche

5.1.1 Laufzeit des Spektrometers

Es wurden Transmissionsmessungen zur Untersuchung des Einflusses der Spektrometer-Laufzeit auf die gemessene Lichtintensität über einen Beobachtungszeitraum von 300 Minuten erhoben. Diese zeigten, dass mit zunehmender Laufzeit des Spektrometers eine Abnahme der gemessenen Lichtintensität für alle verwendeten Lichtquellen zu beobachten war. Es zeigte sich ein deutlicher Intensitätsabfall innerhalb der ersten 30 Minuten der Messungen. Ab einer Laufzeit von 30 Minuten zeigten sich nur noch geringfügige Schwankungen. Diese sind zu vernachlässigen. Tabelle 4 veranschaulicht die gemessene Lichtintensität I_0 in Abhängigkeit von der Spektrometer-Laufzeit im Bereich des Intensitätsmaximums der Halogenlampe.

Laufzeit [min]	0	30	60	90	300
Lichtintensität I_0 [Counts]	4023,24	3884,6	3852,52	3832,88	3828,56

Tabelle 4: Lichtintensität in Abhängigkeit von der Spektrometer-Laufzeit, Lichtquelle: Halogenleuchte

5 Ergebnisse

5.1.2 Belichtung

Um den Einfluss des Umgebungslichtes auf die Messergebnisse festzustellen, wurden Messungen der Lampenspektren und zweier Präparate gesunder Zahnhartsubstanz sowohl im hellen Raum als auch im abgedunkelten Zustand durchgeführt. Alle Messungen im hellen Raum zeigten zusätzliche Intensitätspeaks, verursacht durch das Licht der Raumbelichtung (Leuchtstoffröhren). Bei den Messungen mit den LED-Leuchten waren die Intensitätspeaks deutlich stärker ausgeprägt als für die Halogenleuchte. Besonders in einem Wellenlängenbereich von 500 – 600 nm verursachte die Raumbelichtung ausgeprägte Intensitätspeaks für alle LED-Leuchten. Für Wellenlängen < 500 nm waren nur wenige, schwach ausgeprägte Intensitätspeaks erkennbar. Das Licht der Halogenleuchte war so intensiv, dass das Umgebungslicht keinen wesentlichen Einfluss auf die Messergebnisse hatte. Die Abbildungen 16 – 23 veranschaulichen besagtes Phänomen anhand eines kariesfreien Präparates bei einer Schichtstärke von 500 μm . Grafisch dargestellt ist die prozentuale Transmission (%T). Die Abbildungen 16, 18, 20 und 22 stellen die Messergebnisse im hellen Raum dar; die Abbildungen 17, 19, 21 und 23 jene im abgedunkelten Raum. Ein %T-Wert von 100% der verschiedenen Lichtquellen spricht nicht für eine gleichhohe Lichtintensität. Der Wert ist als relative Angabe für die jeweilige Lichtquelle anzusehen.

5 Ergebnisse

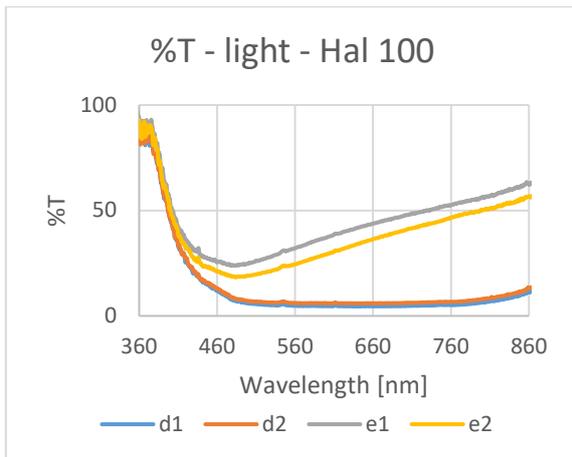


Abbildung 16: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm im hellen Raum; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine wesentlichen Intensitätspeaks der Raumbelichtung

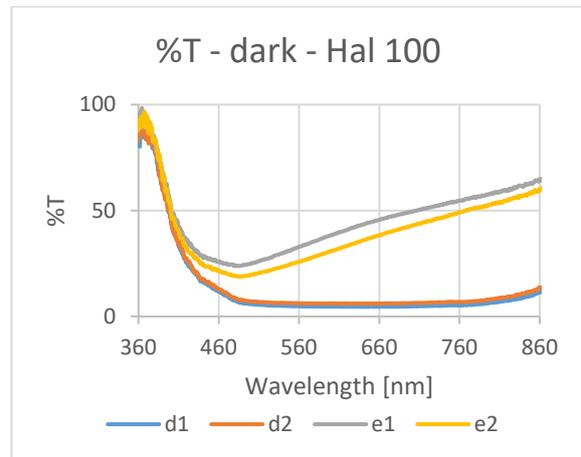


Abbildung 17: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine Störeffekte durch die Raumbelichtung

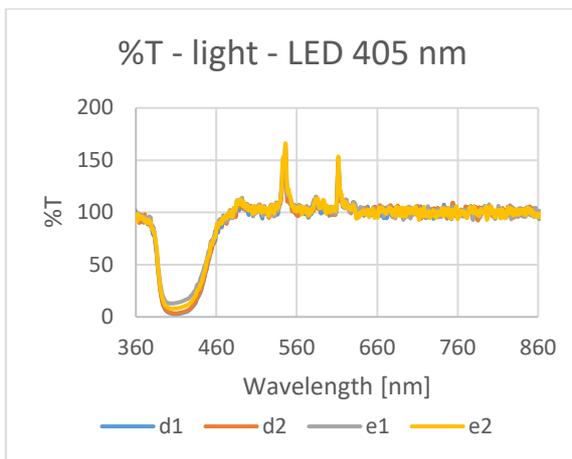


Abbildung 18: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm im hellen Raum; Lichtquelle: LED 405 nm; ausgeprägte Intensitätspeaks durch die Raumbelichtung zwischen 500 – 600 nm

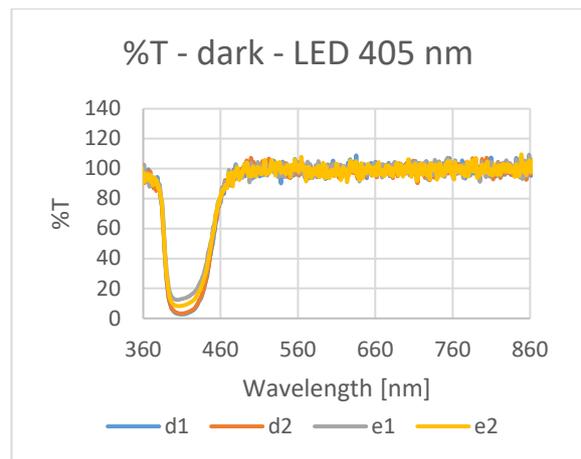


Abbildung 19: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: LED 405 nm; keine Störeffekte durch die Raumbelichtung

5 Ergebnisse

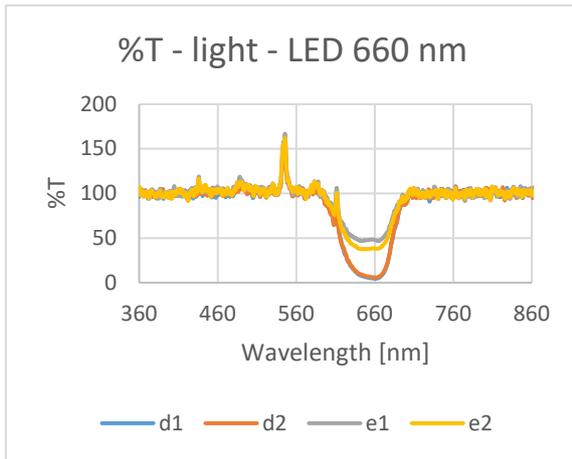


Abbildung 20: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm im hellen Raum; Lichtquelle: LED 660 nm; ausgeprägte Intensitätsspeaks durch die Raumbelichtung zwischen 500 – 600 nm

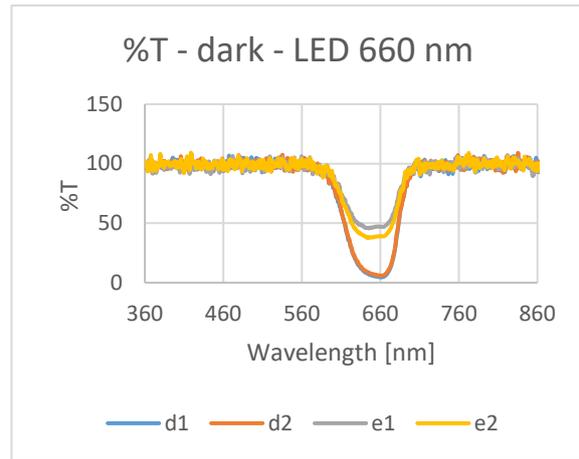


Abbildung 21: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: LED 660 nm; keine Störeffekte durch die Raumbelichtung

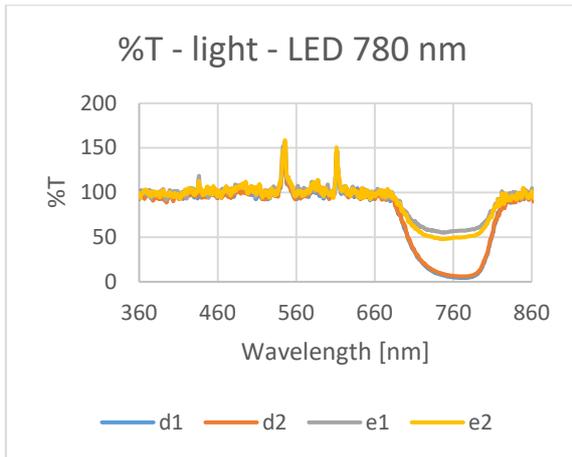


Abbildung 22: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm im hellen Raum; Lichtquelle: LED 780 nm; ausgeprägte Intensitätsspeaks durch die Raumbelichtung zwischen 500 – 600 nm

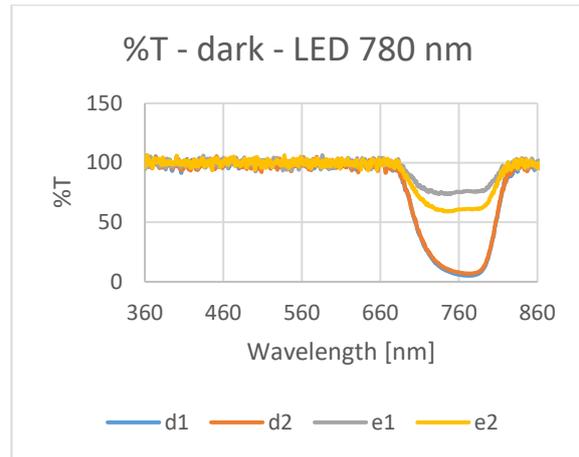


Abbildung 23: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: LED 780 nm; keine Störeffekte durch die Raumbelichtung

5 Ergebnisse

5.1.3 Objektträger und Kleber

Zur Untersuchung der optischen Eigenschaften des Objektträgers und des Klebstoffes wurden Intensitätsmessungen ohne Objektträger, mit Objektträger sowie mit zwei durch eine Schicht Klebstoff verbundenen Objektträgern durchgeführt. Da sich bei Aufnahme der Lampenspektren („Ohne Objektträger“) kein Objekt im Strahlengang befand, entspricht dies einer Transmission von 100% und einer Attenuation von 0%. Es zeigte sich, dass ein Objektträger im Strahlengang („Mit Objektträger“) die am Spektrometer ankommende Lichtintensität deutlich verringerte. Ein zusätzlicher Objektträger und eine sich zwischen beiden Objektträgern befindende Schicht Klebstoff („2 Objektträger mit Kleber“) hatten nur einen geringen Einfluss auf die Attenuation. Auffällig war, dass Kleber und zweiter Objektträger keine regelhafte Verringerung der Lichtintensität zur Folge hatten. Das Resultat war eine Abnahme oder sogar eine geringfügige Zunahme der messbaren Lichtintensität verglichen mit der Gruppe „Mit Objektträger“. Tabelle 5 veranschaulicht die gemessenen Lichtintensitäten für alle verwendeten Lichtquellen.

Objekt im Strahlengang	Halogenleuchte Intensität [Counts]	LED 405 nm Intensität [Counts]	LED 660 nm Intensität [Counts]	LED 780 nm Intensität [Counts]
Ohne Objektträger	4005,68	2572,76	3376,08	2354,72
Mit Objektträger	3818,64	2470,52	3273,76	2260,24
2 Objektträger mit Kleber	3815,32	2329,32	3341,88	2314,04

Tabelle 5: Einfluss von Objektträger und Klebstoff auf die Transmissionsmessungen; Lichtquellen: Halogenleuchte, LED 405 nm, LED 660 nm und LED 780 nm

5 Ergebnisse

5.1.4 Feuchtegrad

Um festzustellen welchen Einfluss der Feuchtegrad der Präparate auf die Transmissionsmessungen hat, wurden sechs kariesfreie Präparate im trockenen und im nassen Zustand untersucht. Die Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) sind in den Tabellen 6 – 9 aufgeführt. Die Transmissionsmessungen ergaben, dass bei allen Lichtquellen sowohl für Schmelz als auch für Dentin messbare Intensitätsunterschiede auftraten. Dieselben Präparate zeigten in trockenem Zustand eine geringere Transmission als in nassem Zustand. Es kam zu einer Verringerung der gemessenen Lichtintensität durch Austrocknen. Innerhalb des Zahnschmelzes traten stärkere Intensitätsunterschiede auf als im Dentin. Bei den nassen Präparaten traten keine wesentlichen Schwankungen der Messwerte auf. Bei der Beobachtung der Präparate unter dem Lichtmikroskop zeigte sich mit zunehmender Zeit ein allmähliches Abdunkeln des Zahnmaterials. Die Abbildungen 24 – 29 zeigen dies anhand eines Präparates bei einer Schichtstärke von 125 μm . Je geringer die Schichtstärke der Präparate wurde, desto deutlicher war das Phänomen im Lichtmikroskop zu beobachten. Das Abdunkeln schritt je nach Präparat unterschiedlich schnell voran und dauerte von wenigen Sekunden bei Präparaten geringer Schichtstärke bis maximal drei Minuten bei größeren Schichtstärken. Danach trat keine weitere optische Veränderung auf. Ein erneutes Befeuchten des Präparates kehrte den Prozess um.

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	33,07	31,50	27,35	25,31	4,95	4,87	4,79	4,86
500	51,25	45,94	44,48	38,20	5,43	5,21	5,59	5,45
250	71,02	60,02	62,07	50,91	8,61	7,78	8,48	7,89
125	78,35	67,05	70,39	63,26	15,57	12,90	14,23	12,54

Tabelle 6: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	6,43	5,85	5,91	5,38	2,58	2,44	2,57	2,42
500	16,51	14,10	14,53	11,27	3,70	3,27	3,97	3,67
250	35,61	25,74	29,30	21,81	7,15	5,75	7,10	6,10
125	44,51	31,67	39,90	32,02	11,62	9,45	11,06	9,28

Tabelle 7: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	34,49	32,20	30,25	26,49	4,67	4,63	4,57	4,55
500	54,29	47,82	48,02	40,84	5,50	5,44	5,95	6,09
250	69,25	57,62	57,91	50,33	8,33	7,37	7,97	7,42
125	79,18	62,94	71,52	62,43	14,62	12,22	13,22	11,55

Tabelle 8: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	51,50	47,35	43,30	40,49	5,39	5,21	5,20	5,23
500	70,35	62,99	61,85	55,49	7,09	6,44	7,65	7,37
250	80,69	70,22	69,60	62,88	9,93	8,54	9,28	8,67
125	86,40	71,85	77,54	70,77	17,50	13,90	17,11	13,16

Tabelle 9: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse



Abbildung 24: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; befeuchtetes Präparat; maximale Transluzenz



Abbildung 25: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; initialer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 10 Sekunden Trockenzeit



Abbildung 26: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; weiterer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 20 Sekunden Trockenzeit



Abbildung 27: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; weiterer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 40 Sekunden Trockenzeit



Abbildung 28: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; weiterer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 50 Sekunden Trockenzeit



Abbildung 29: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; ausgetrocknetes Präparat; minimale Transluzenz; ab ca. 60 Sekunden Trockenzeit

5 Ergebnisse

5.1.5 Beschleifen und Politur

Um den Einfluss der Oberflächenbearbeitung eines Präparates auf dessen optische Eigenschaften zu ermitteln, wurden Transmissionsmessungen zweier Testgruppen mit je drei Präparaten rauher (nicht polierter) und glatter (polierter) Oberfläche durchgeführt. Die Abbildungen 30 und 31 zeigen einen Ausschnitt eines rauhen und eines glatten Präparates im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze. Die Bilder wurden im trockenen Zustand im Auflicht unter 20facher Vergrößerung aufgenommen. Abbildung 30 veranschaulicht deutlich die vermehrte Lichtschwächung im Bereich der durch das Schleifpapier entstandenen Bearbeitungsspuren. Abbildung 31 zeigt, dass durch Politur der Oberfläche nahezu keine Bearbeitungsspuren mehr vorhanden sind.

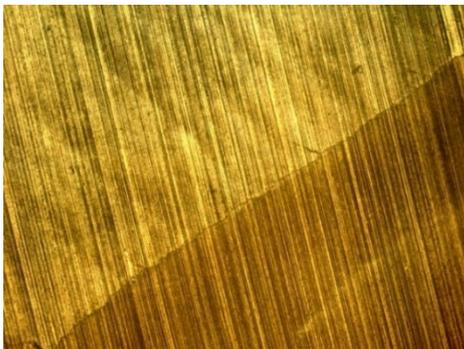


Abbildung 30: Aufnahme eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze bei einer Schichtstärke von 1000 μm ; grobe Oberflächenbearbeitung; keine Politur; vermehrte Lichtschwächung im Bereich der Bearbeitungsspuren

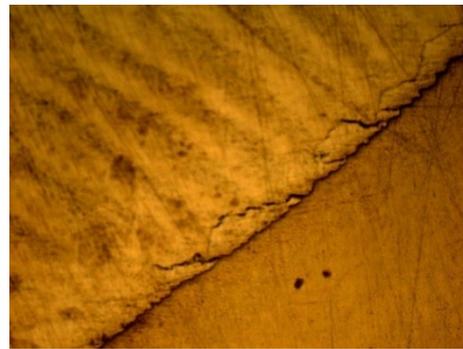


Abbildung 31: Aufnahme eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze bei einer Schichtstärke von 1000 μm ; feine Oberflächenbearbeitung mit Politur; keine Bearbeitungsspuren vorhanden; keine zusätzliche Lichtschwächung

Die Abbildungen 32 – 35 zeigen Übersichtsaufnahmen je eines glatten und eines rauhen Präparates im Auflicht- und Durchlichtmodus. Die Auflicht-Aufnahmen erfolgten im trockenen Zustand, während die Präparate für die Durchlicht-Aufnahmen mit Wasser beträufelt wurden. Die Abbildungen 32 und 33 zeigen, dass nach der Politur nur noch in der Auflicht-Aufnahme (Abbildung 32) vereinzelt sehr wenige Bearbeitungsspuren erkennbar sind, während diese nach Benetzung mit Wasser in der Durchlicht-Aufnahme (Abbildung 33) nicht mehr zu sehen sind. Abbildung 34 zeigt die stark ausgeprägten Bearbeitungsspuren auf der Oberfläche des rauhen Präparates. Die Durchlicht-Aufnahme in Abbildung 35 zeigt diese trotz ausbleibender Politur des Präparates nicht. Die Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) sind in den Tabellen

5 Ergebnisse

10 – 13 aufgeführt. Die Präparate wurden für die Messungen mit Wasser benetzt. Die Auswertung der Messwerte zeigte keine regelhafte Abhängigkeit der gemessenen Lichtintensitäten von der Oberflächenbearbeitung. Tendenziell nahm die Transmission für polierte Oberflächen geringfügig höhere Werte an. Die Werte der prozentualen Transmission von polierten und rauen Präparaten wichen für die Halogenleuchte um $\sim 0,3 - 40\%$ voneinander ab. Für die Lichtquelle LED 405 nm lagen die Abweichungen zwischen $\sim 0,3 - 51\%$, für LED 660 nm zwischen $\sim 2,5 - 45\%$ und für LED 780 nm zwischen $\sim 1,0 - 28\%$. Sowohl für glatte, als auch für raue Präparate nahm %T mit abnehmender Schichtstärke zu. Für hohe Wellenlängen war %T größer als für niedrige Wellenlängen.



Abbildung 32: Auflicht-Aufnahme eines glatten Präparates (poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde für die Aufnahme getrocknet; kaum noch Bearbeitungsspuren nach Beschleifen und Oberflächenpolitur erkennbar



Abbildung 33: Durchlicht-Aufnahme eines glatten Präparates (poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde für die Aufnahme mit Wasser benetzt; keine Bearbeitungsspuren nach Beschleifen und Oberflächenpolitur erkennbar

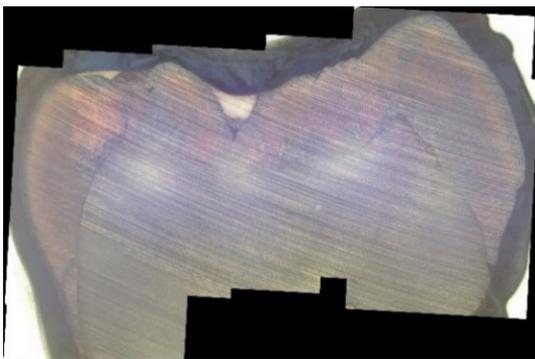


Abbildung 34: Auflicht-Aufnahme eines rauen Präparates (nicht poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde für die Aufnahme getrocknet; deutlich erkennbare Bearbeitungsspuren durch das Beschleifen



Abbildung 35: Durchlicht-Aufnahme eines rauen Präparates (nicht poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde mit Wasser benetzt; keine Bearbeitungsspuren durch das Beschleifen erkennbar

5 Ergebnisse

Schicht- stärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	38,50	27,63	34,01	20,69	5,07	4,82	4,19	5,40
500	54,42	48,08	48,25	40,72	5,73	5,12	5,35	5,84
250	70,93	71,11	60,54	63,61	9,27	7,94	7,52	9,44
125	78,21	78,50	72,27	68,52	18,97	12,17	13,33	15,14

Tabelle 10: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: Halogenleuchte

Schicht- stärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	7,64	5,22	7,56	4,27	2,73	2,43	2,48	2,67
500	18,54	14,49	18,40	10,65	4,14	3,25	3,98	3,95
250	39,07	32,15	33,47	25,13	8,36	5,94	7,58	6,62
125	44,44	44,58	39,54	40,27	15,62	7,63	11,27	10,85

Tabelle 11: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 405 nm

Schicht- stärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	38,17	30,80	36,54	23,96	4,85	4,49	4,21	4,92
500	55,45	53,13	51,32	44,72	5,89	5,10	5,41	6,49
250	66,71	71,79	50,66	65,16	9,22	7,43	7,22	8,72
125	77,00	81,36	68,34	74,70	18,94	10,30	13,39	13,05

Tabelle 12: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 660 nm

Schicht- stärke t [µm]	e1 %T	e1* %T	e2 %T	e2* %T	d1 %T	d1* %T	d2 %T	d2* %T
1000	54,18	48,82	48,54	38,06	5,91	4,86	5,01	5,40
500	69,35	71,35	61,02	62,67	7,78	6,39	7,43	7,87
250	79,99	81,39	66,67	72,54	11,52	8,35	9,23	9,32
125	83,79	89,02	72,55	82,53	20,02	14,98	15,03	19,19

Tabelle 13: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse

5.2 Messung der optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies

5.2.1 Kariesfreie Präparate

Es wurden an 20 kariesfreien Präparaten Transmissionsmessungen für Zahnschmelz (e) und Dentin (d) durchgeführt. Aus den Ergebnissen der zwei Messstellen e1 und e2 bzw. d1 und d2 wurden entsprechende Mittelwerte berechnet. Durch einen Vergleich der Mittelwerte kann man beurteilen, wie groß die Variation der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin bei unterschiedlichen Präparaten ist. Durch den Vergleich der Variation zwischen den Messpunkten e1 und e2 bzw. d1 und d2 kann man beurteilen, wie groß die Variation der optischen Eigenschaften von gesundem Zahnschmelz bzw. Dentin innerhalb ein und desselben Zahnes ist. Je kleiner der Variationskoeffizient ausfiel, desto geringer war die Streuung innerhalb der Messgruppe und desto einheitlicher waren die optischen Eigenschaften einzustufen.

5 Ergebnisse

5.2.1.1 Schmelz

Die Ergebnisse der Transmissionsmessungen im Bereich des Intensitätsmaximums der jeweiligen Lichtquelle sind in den Tabellen 14 – 17 aufgeführt. Es galt zu erörtern, ob alle gemessenen Parameter ein einheitliches Verhalten mit der Reduktion der Schichtstärke aufwiesen. Die Ergebnisse zeigen eine Abnahme der Absorption und eine Zunahme von Transmission und Attenuationskoeffizient mit abnehmender Schichtstärke. Die Zu- bzw. Abnahme der Werte nach Halbierung der Schichtstärke der Präparate verlief nicht linear. Bei einer Wellenlänge von 405 nm ergaben sich für die Schichtstärken 1000 μm und 500 μm Transmissionswerte gleicher Größenordnung, was dem erwarteten Trend widersprach. Die Berechnung des Variationskoeffizienten ergab für die Halogenleuchte (640 nm) Werte von 13 – 50%. Bei einer Wellenlänge von 405 nm lag der Variationskoeffizient zwischen 14 – 33% mit einem Ausreißer von 337% (Transmission bei 1000 μm), bei 660 nm zwischen 15 – 73% und bei 780 nm zwischen 9 – 61%. Von den 48 für Schmelz berechneten Variationskoeffizienten, überschritten sechs Werte den Referenzwert von 50%, der eine für biologisches Material große Streuung angibt. Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizienten von gesundem Schmelz zeigten eine eindeutige Wellenlängenabhängigkeit. Mit zunehmender Wellenlänge des einfallenden Lichtes kam es zu einer Zunahme der Transmission und einer Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient. Für Präparate mit einer Schichtstärke zwischen 125 μm und 1000 μm nahm der Attenuationskoeffizient Werte von 2,82 – 5,35 mm^{-1} bei einer Wellenlänge von 405 nm, 1,24 – 2,32 mm^{-1} bei 640 nm, 1,14 – 2,19 mm^{-1} bei 660 nm und 0,77 – 1,37 mm^{-1} bei einer Wellenlänge von 780 nm an. Licht des NIR-Bereichs (780 nm) wies die niedrigsten Attenuationskoeffizienten und die höchste Transmission auf.

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	0,54 (0,12)	0,30 (0,07)	1,24 (0,26)
500	0,32 (0,09)	0,49 (0,09)	1,48 (0,42)
250	0,19 (0,06)	0,65 (0,09)	1,77 (0,53)
125	0,12 (0,06)	0,76 (0,10)	2,32 (1,06)

Tabelle 14: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,23 (0,41)	0,19 (0,64)	2,82 (0,94)
500	0,82 (0,12)	0,16 (0,04)	3,80 (0,54)
250	0,50 (0,09)	0,32 (0,07)	4,63 (0,83)
125	0,28 (0,07)	0,54 (0,08)	5,35 (1,22)

Tabelle 15: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	0,50 (0,11)	0,33 (0,08)	1,14 (0,25)
500	0,29 (0,08)	0,52 (0,09)	1,32 (0,36)
250	0,18 (0,08)	0,67 (0,11)	1,65 (0,73)
125	0,11 (0,08)	0,78 (0,12)	2,19 (1,53)

Tabelle 16: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	0,33 (0,08)	0,47 (0,08)	0,77 (0,19)
500	0,20 (0,08)	0,64 (0,10)	0,92 (0,35)
250	0,11 (0,06)	0,77 (0,09)	1,05 (0,52)
125	0,07 (0,04)	0,85 (0,08)	1,37 (0,83)

Tabelle 17: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse

5.2.1.2 Dentin

Die Tabellen 18 – 21 veranschaulichen die Ergebnisse der Transmissionsmessungen im Bereich des Intensitätsmaximums der jeweiligen Lichtquelle. Ebenso wie im Zahnschmelz zeigten auch die Ergebnisse für Dentin für alle Lichtquellen eine Zunahme von Transmission und Attenuationskoeffizient und eine Abnahme der Absorption mit abnehmender Schichtstärke der Präparate. Die Zu- bzw. Abnahme der Werte nach Halbierung der Schichtstärke der Präparate verlief ebenfalls nicht linear. Bei einer Wellenlänge von 405 nm ergab sich bei einer Schichtstärke von 1000 μm derselbe Transmissionsmesswert wie bei 500 μm , was, genau wie im Zahnschmelz beobachtet, dem erwarteten Trend widersprach. Für die Halogenleuchte (640 nm) lag der Variationskoeffizient von Dentin in einem Bereich von 8 – 33%. Bei einer Wellenlänge von 405 nm lag er bei 8 – 35% mit einem Ausreißer von 260% (Transmission bei 1000 μm), bei 660 nm bei 8 – 35% und bei 780 nm bei 9 – 35%. Die Variationskoeffizienten für Absorption und Attenuationskoeffizient nahmen in Schmelz und in Dentin für jede Wellenlänge nahezu gleichhohe Werte an, fielen aber für Dentin niedriger aus als für Schmelz. Ignoriert man die Ausreißer bei 1000 μm , so fielen die Variationskoeffizienten der Transmission für Dentin höher aus als für Schmelz (vgl. Tabelle 22). Von den 48 für Dentin berechneten Variationskoeffizienten, überschritt nur ein Wert den Referenzwert von 50%. Die Streuung für Dentin war somit als gering einzustufen. Weiterhin war zu erkennen, dass die Messwerte für Dentin durchweg deutlich höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und deutlich niedrigere Werte für die Transmission zeigten als Zahnschmelz. Die Dentin-Messwerte zeigten keine eindeutige Wellenlängenabhängigkeit. Für den Attenuationskoeffizienten war eine Abnahme mit zunehmender Wellenlänge zu beobachten. Für die Absorption verhielt es sich, bis auf die Werte der geringsten Schichtstärke bei 660 nm und 780 nm, ebenso. Die Transmission wies für alle Wellenlängen nahezu identische Werte auf. Die Messwertdifferenzen fielen gering aus. Für Präparate mit einer Schichtstärke zwischen 125 μm und 1000 μm nahm der Attenuationskoeffizient Werte von 3,62 – 15,28 mm^{-1} bei einer Wellenlänge von 405 nm, 3,02 – 14,80 mm^{-1} bei 640 nm, 2,93 – 14,18 mm^{-1} bei 660 nm und 2,82 – 14,12 mm^{-1} bei einer Wellenlänge von 780 nm an. Der Attenuationskoeffizient von Dentin nahm damit bis zu zehnmal höhere Werte an als für gesunden Zahnschmelz.

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,32 (0,13)	0,05 (0,01)	3,02 (0,27)
500	1,17 (0,11)	0,07 (0,02)	5,42 (0,46)
250	0,97 (0,11)	0,11 (0,03)	8,92 (0,91)
125	0,76 (0,13)	0,18 (0,06)	14,80 (2,43)

Tabelle 18: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,58 (0,34)	0,05 (0,13)	3,62 (0,77)
500	1,35 (0,11)	0,05 (0,01)	6,25 (0,48)
250	1,09 (0,11)	0,08 (0,02)	10,05 (0,92)
125	0,79 (0,12)	0,17 (0,06)	15,28 (2,13)

Tabelle 19: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,28 (0,12)	0,05 (0,01)	2,93 (0,26)
500	1,13 (0,10)	0,07 (0,02)	5,25 (0,43)
250	0,94 (0,11)	0,12 (0,03)	8,62 (0,96)
125	0,73 (0,14)	0,20 (0,07)	14,18 (2,42)

Tabelle 20: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,23 (0,11)	0,06 (0,01)	2,82 (0,25)
500	1,12 (0,11)	0,08 (0,02)	5,16 (0,47)
250	0,90 (0,11)	0,13 (0,03)	8,30 (0,92)
125	0,73 (0,12)	0,20 (0,07)	14,12 (2,22)

Tabelle 21: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse

Wellenlänge λ [nm]	Schmelz	Dentin	Schmelzkaries	Dentinkaries
405	33, 25 (337), 33	21, 35 (260), 21	49, 111, 50	41, 100, 41
640	50, 23, 46	17, 33, 16	60, 100, 61	52, 61, 52
660	73, 24, 70	19, 35, 17	65, 95, 62	51, 71, 54
780	57, 17, 61	16, 35, 16	67, 83, 66	55, 53, 57

Tabelle 22: Maximale Variationskoeffizienten [%] von Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient für Schmelz, Dentin, Schmelzkaries und Dentinkaries für Schichtstärken 125 μm – 1000 μm ; in Klammern dargestellt sind die ausreißenden Werte der Variationskoeffizienten der Transmission bei einer Schichtstärke von 1000 μm ; Lichtquellen: Halogenleuchte (640 nm), LED 405 nm, LED 660 nm, LED 780 nm

Die Varianzanalyse für den Vergleich von kariesfreiem Schmelz mit kariesfreiem Dentin zeigte bei Betrachtung der Wellenlänge 405 nm einen höchst signifikanten Einfluss der drei Faktoren „Gewebeart“, „Lichtquelle“ und „Schichtstärke“ ($p < 0,001$). Das bedeutet, dass sowohl das untersuchte Gewebe, als auch die Schichtstärke der Präparate und die verwendete Lichtquelle einen signifikanten Einfluss auf die gemessene Transmission hatten. Der Interaktionseffekt zwischen „Gewebeart“ und „Schichtstärke“ war höchst signifikant ($p < 0,001$), jener zwischen „Schichtstärke“ und „Lichtquelle“ signifikant ($p < 0,05$) und jener zwischen „Gewebeart“ und „Lichtquelle“ nicht signifikant ($p > 0,05$). In den post-hoc Tests fiel auf, dass sich die Transmissionswerte bei Gegenüberstellung von „Gewebeart“ und „Schichtstärke“ für Dentin für die Schichtstärken 250 μm – 1000 μm und für Schmelz für die Schichtstärken 500 μm und 1000 μm nicht signifikant voneinander unterschieden und nur äußerst geringe Messwertdifferenzen aufzeigten. Bei der Gegenüberstellung von „Schichtstärke“ und „Lichtquelle“ war dasselbe für die Schichtstärken 500 μm und 1000 μm für Schmelz und Dentin zu beobachten. Bei Betrachtung der Wellenlängen 660 nm und 780 nm ergab die Varianzanalyse jeweils einen höchst signifikanten Einfluss der Faktoren „Gewebeart“ und „Schichtstärke“ ($p < 0,001$), während die Lichtquelle keinen signifikanten Einfluss hatte ($p > 0,05$). Die Interaktionseffekte zwischen „Schichtstärke“ und „Lichtquelle“ waren höchst signifikant ($p < 0,001$). Es gab keine weiteren signifikanten Interaktionseffekte. Die post-hoc Tests zeigten für Dentin bei Gegenüberstellung von „Gewebeart“ und „Schichtstärke“ keine signifikanten Unterschiede zwischen den Schichtstärken 500 μm und 1000 μm . Die Messwertdifferenzen waren gering ($\leq 0,02$).

5 Ergebnisse

5.2.2 Kariöse Präparate

Es wurden an 20 kariösen Präparaten Transmissionsmessungen für gesunden Zahnschmelz (e), gesundes Dentin (d), Schmelzkaries (ce) und Dentinkaries (cd) durchgeführt. Aus den Ergebnissen der Messstellen e1 bzw. d1 in lichtmikroskopisch gesund erscheinendem Zahnschmelz bzw. Dentin in unmittelbarer Nähe zu einer Kariesläsion wurden entsprechende Mittelwerte errechnet. Anhand dieser Mittelwerte kann beurteilt werden, wie groß die Variation der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin bei unterschiedlichen Präparaten ist. Ein Vergleich der Messpunkte e1 und d1 vermeintlich gesunder Zahnhartsubstanz kariöser Präparate mit den Messpunkten e1 und e2 bzw. d1 und d2 kariesfreier Präparate erlaubt es eine Aussage darüber zu treffen, ob die optischen Eigenschaften besagter Gewebearten variieren. Mit Hilfe dieser Messungen sollte festgestellt werden, ob das bei lichtmikroskopischer Betrachtung gesund erscheinende Areal kariesnahen Schmelzes bzw. Dentins tatsächlich gesund war, oder bereits durch die Läsion angegriffen wurde und Veränderungen hinsichtlich seiner optischen Eigenschaften aufwies.

Für Schmelzkaries wurden an insgesamt 35 Messpunkten Transmissionsmessungen durchgeführt. Davon lagen 12 Messpunkte in der äußeren Schmelzhälfte (D1) und 23 in der inneren Schmelzhälfte (D2). Für Dentinkaries wurden an insgesamt 55 Messpunkten Transmissionsmessungen durchgeführt. Davon lagen bei einer Schichtstärke von 125 µm 35 Messpunkte vor (ESTZ), 15 in (TZ) und 5 nach der Zone der Transluzenz (PSTZ). Aus den Ergebnissen der Messstellen ce1 – ce_n bzw. cd1 – cd_n wurden anschließend Mittelwerte berechnet. Anhand dieser Mittelwerte kann man beurteilen, wie groß die Variation der optischen Eigenschaften von Schmelz- und Dentinkaries bei unterschiedlichen Präparaten ist. Durch einen Vergleich der Variation zwischen den einzelnen Messpunkten von ce bzw. cd kann man beurteilen, wie groß die Variation der optischen Eigenschaften von Schmelz- bzw. Dentinkaries innerhalb einer Kariesläsion eines Zahnpräparates ist. Die durch kariöse Prozesse bedingten Veränderungen der optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin, können durch einen Vergleich der Mittelwerte von ce bzw. cd mit den Ergebnissen der Messstellen e1 und e2 bzw. d1 und d2 kariesfreier Präparate beurteilt werden. Je kleiner der Variationskoeffizient ausfiel, desto geringer war die Streuung innerhalb der Messgruppe und desto einheitlicher waren die optischen Eigenschaften einzustufen.

5 Ergebnisse

5.2.2.1 Gesunder Schmelz kariöser Präparate

Ein Vergleich der Messwerte von gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate mit denjenigen von gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate zeigte eine gute Übereinstimmung. Es lag nur eine geringe Differenz der Messwerte vor. Die Abbildungen 36 und 37 veranschaulichen dies beispielhaft anhand der Transmission für die Halogenleuchte (640 nm) bei einer Schichtstärke von 500 μm . Die Tabellen 23 – 26 führen die Ergebnisse der Transmissionsmessungen für gesunden Zahnschmelz kariöser Präparate auf. Für alle Wellenlängen waren die größten Abweichungen für den Attenuationskoeffizienten zu beobachten. Die maximale Differenz betrug $0,52 \text{ mm}^{-1}$. Für Absorption und Transmission lag die Abweichung bei $\leq 0,14$.

Die Varianzanalyse für den Vergleich von vermeintlich gesundem Schmelz kariöser Präparate und gesundem Schmelz kariesfreier Präparate zeigte für alle Wellenlängen gleichermaßen, dass die Schichtstärke einen höchst signifikanten Einfluss auf die Transmission hatte ($p < 0,001$), während die Gewebeart keinen signifikanten Einfluss auf die Transmission hatte ($p > 0,05$). Das bedeutet, dass kein signifikanter Unterschied zwischen gesundem Schmelz kariesfreier Präparate und gesundem Schmelz kariöser Präparate festgestellt werden konnte. Der Interaktionseffekt zwischen den Gruppen „Schichtstärke“ und „Gewebeart“ war nicht signifikant ($p > 0,05$).

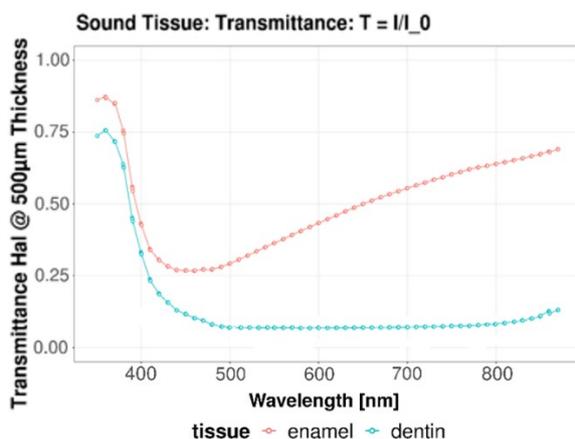


Abbildung 36: Transmission kariesfreier Präparate; Schichtstärke 500 μm ; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine wesentlichen Abweichungen verglichen mit gesunder Zahnhartsubstanz kariöser Präparate (vgl. Abb. 37); rot: Schmelz, blau: Dentin

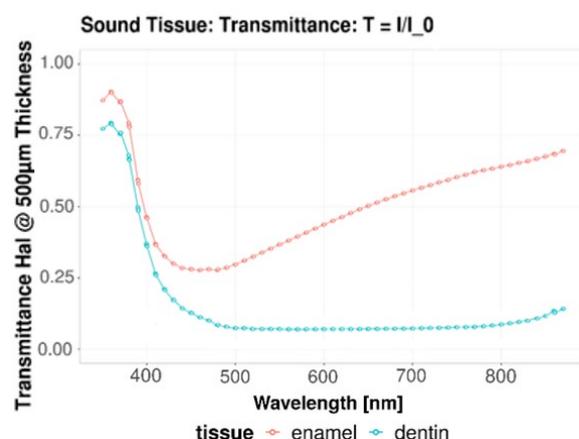


Abbildung 37: Transmission gesunder Zahnhartsubstanz kariöser Präparate; Schichtstärke 500 μm ; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine wesentlichen Abweichungen verglichen mit gesunder Zahnhartsubstanz kariesfreier Präparate (vgl. Abb. 36); rot: Schmelz, blau: Dentin

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	0,58 (0,14)	0,27 (0,08)	1,33 (0,31)
500	0,32 (0,10)	0,49 (0,11)	1,47 (0,47)
250	0,22 (0,10)	0,61 (0,12)	2,07 (0,91)
125	0,15 (0,09)	0,72 (0,13)	2,84 (1,60)

Tabelle 23: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,35 (0,15)	0,05 (0,02)	3,08 (0,32)
500	0,88 (0,34)	0,15 (0,07)	4,09 (1,51)
250	0,50 (0,12)	0,33 (0,08)	4,68 (1,12)
125	0,30 (0,12)	0,51 (0,12)	5,84 (2,23)

Tabelle 24: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	0,54 (0,13)	0,30 (0,09)	1,24 (0,30)
500	0,30 (0,10)	0,52 (0,11)	1,37 (0,44)
250	0,21 (0,09)	0,63 (0,12)	1,93 (0,87)
125	0,14 (0,08)	0,73 (0,13)	2,70 (1,54)

Tabelle 25: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	0,40 (0,23)	0,43 (0,14)	0,92 (0,53)
500	0,20 (0,08)	0,64 (0,10)	0,92 (0,34)
250	0,12 (0,06)	0,75 (0,09)	1,17 (0,52)
125	0,09 (0,06)	0,82 (0,10)	1,67 (1,04)

Tabelle 26: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse

5.2.2.2 Gesundes Dentin kariöser Präparate

Die Tabellen 27 – 30 veranschaulichen die Ergebnisse der Transmissionsmessungen für gesundes Dentin kariöser Präparate. Ein Vergleich der erhobenen Messwerte mit denjenigen von gesundem Dentin kariesfreier Präparate zeigte nur eine geringe Differenz der Messwerte (vgl. Tabellen 18 – 21). Wie auch im Schmelz, waren die größten Abweichungen für den Attenuationskoeffizienten zu beobachten. Die maximale Abweichung betrug $1,47 \text{ mm}^{-1}$. Für Absorption und Transmission lag die Abweichung bei $< 0,1$. Die größten Abweichungen waren für die Schichtstärke $125 \mu\text{m}$ zu finden. Einen grafischen Vergleich der Transmission gesunder Zahnhartsubstanz kariesfreier und kariöser Präparate bei einer Schichtstärke von $500 \mu\text{m}$ und einer Wellenlänge von 640 nm (Halogenleuchte) liefern die Abbildungen 36 und 37.

Die Varianzanalyse für den Vergleich von vermeintlich gesundem Dentin kariöser Präparate und gesundem Dentin kariesfreier Präparate zeigte bei Betrachtung der Wellenlänge 405 nm einen sehr signifikanten Einfluss der Schichtstärke auf die Transmissionswerte ($p < 0,01$), während die Gewebeart keinen signifikanten Einfluss hatte ($p > 0,05$). Für die Wellenlängen 660 nm und 780 nm hatte die Schichtstärke einen höchst signifikanten Einfluss auf die Messung ($p < 0,001$). Auch die Gewebeart hatte einen signifikanten Einfluss ($p < 0,05$). Die Differenz der Werte war allerdings gering ($\text{diff} < 0,1$). Der Interaktionseffekt zwischen den Gruppen „Schichtstärke“ und „Gewebeart“ war für keine der Wellenlängen signifikant ($p > 0,05$).

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,29 (0,14)	0,05 (0,02)	2,95 (0,33)
500	1,12 (0,12)	0,08 (0,02)	5,21 (0,52)
250	0,92 (0,10)	0,12 (0,03)	8,61 (0,88)
125	0,69 (0,09)	0,21 (0,04)	13,39 (1,72)

Tabelle 27: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,66 (0,15)	0,02 (0,01)	3,79 (0,36)
500	1,34 (0,14)	0,05 (0,01)	6,20 (0,61)
250	1,03 (0,10)	0,10 (0,02)	9,61 (0,89)
125	0,73 (0,10)	0,19 (0,05)	14,03 (2,01)

Tabelle 28: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,26 (0,14)	0,06 (0,02)	2,88 (0,31)
500	1,10 (0,13)	0,08 (0,02)	5,09 (0,57)
250	0,87 (0,09)	0,14 (0,03)	8,19 (0,85)
125	0,67 (0,08)	0,22 (0,04)	12,84 (1,42)

Tabelle 29: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,21 (0,14)	0,06 (0,02)	2,76 (0,32)
500	1,07 (0,13)	0,09 (0,02)	4,95 (0,56)
250	0,84 (0,09)	0,15 (0,03)	7,91 (0,82)
125	0,65 (0,09)	0,23 (0,05)	12,65 (1,72)

Tabelle 30: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm

5.2.2.3 Schmelzkaries

Die Tabellen 31 – 34 zeigen die Ergebnisse der Transmissionsmessungen für kariösen Zahnschmelz. Schmelzkaries zeigte mit Reduktion der Schichtstärke der Präparate eine Zunahme von Transmission und Attenuationskoeffizient und eine Abnahme der Absorption. Für die Transmission zeigte Schmelzkaries eine deutlich stärkere relative Zunahme der Messwerte zwischen 1000 μm und 125 μm Schichtstärke als gesunder Schmelz kariessfreier Präparate. Auch für den Attenuationskoeffizienten war die relative Zunahme der Messwerte nach Dickenreduktion für Schmelzkaries größer als für gesunden Schmelz. Für die Absorption verhielt es sich umgekehrt (vgl. Tabellen 14 – 17). Der Variationskoeffizient von Schmelzkaries lag bei einer Wellenlänge von 640 nm bei 16 – 87,5%. Für 405 nm lag er bei 10 – 111%, für 660 nm bei 15 – 95% und für 780 nm bei 15 – 83%. Von den 48 für Dentin berechneten Variationskoeffizienten, überschritten 20 den Referenzwert von 50%. Schmelzkaries wies höhere maximale Variationskoeffizienten auf als gesundes Dentin (Ausnahme: Ausreißer der Transmission bei 405 nm). Verglichen mit gesundem Zahnschmelz, wies Schmelzkaries höhere Variationskoeffizienten für die Transmission auf (Ausnahme: Ausreißer der Transmission bei 405 nm). Für Absorption und Attenuationskoeffizient war kein Trend erkennbar (vgl. Tabelle 22). Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient von Schmelzkaries zeigten eine Wellenlängenabhängigkeit. Mit zunehmender Wellenlänge des einfallenden Lichtes kam es zu einer Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient und zu einer Zunahme der Transmission. Jedoch nahmen die Transmissionswerte der Wellenlängen 640 nm und 660 nm für die Schichtstärken 1000 μm , 500 μm und 250 μm nahezu identische Werte an (Differenz ≤ 1). Verglichen mit gesundem Zahnschmelz, nahm kariöser Schmelz höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und niedrigere Werte für die Transmission an (vgl. Abbildungen 38 – 43 und Tabellen 14 – 17). Der Vergleich zwischen Schmelzkaries und gesundem Dentin zeigte für keine der Lichtquellen einen eindeutigen Trend, sondern Werte gleicher Größenordnung (vgl. Tabellen 18 – 21). Daraus lässt sich ableiten, dass messtechnisch kein Unterschied der optischen Eigenschaften zwischen Schmelzkaries und gesundem Dentin festgestellt werden kann. Für Präparate mit einer Schichtstärke zwischen 125 μm und 1000 μm nahm der Attenuationskoeffizient für Schmelzkaries folgende Werte an: 4,38 – 16,17 mm^{-1} bei einer Wellenlänge von 405 nm, 3,39 – 10,17 mm^{-1} bei 640 nm, 3,24 – 9,15 mm^{-1} bei 660 nm und 2,86 – 7,64 mm^{-1} bei 780 nm. Licht des NIR-Bereichs wies die geringsten Attenuationskoeffizienten und die höchste Transmission auf. Die Attenuationskoeffizienten

5 Ergebnisse

von Schmelzkaries fielen damit durchschnittlich etwa gleich hoch aus wie für gesundes Dentin und bis zu sechsmal höher als für gesunden Zahnschmelz (vgl. Tabellen 14 – 21).

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,48 (0,24)	0,04 (0,02)	3,39 (0,54)
500	1,24 (0,34)	0,08 (0,07)	5,73 (1,54)
250	0,86 (0,40)	0,21 (0,21)	8,29 (3,98)
125	0,52 (0,31)	0,38 (0,25)	10,17 (6,17)

Tabelle 31: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,92 (0,19)	0,01 (0,01)	4,38 (0,44)
500	1,71 (0,27)	0,02 (0,02)	7,94 (1,23)
250	1,28 (0,42)	0,09 (0,10)	12,24 (4,23)
125	0,82 (0,40)	0,22 (0,19)	16,17 (8,06)

Tabelle 32: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,42 (0,22)	0,04 (0,02)	3,24 (0,51)
500	1,17 (0,33)	0,09 (0,08)	5,42 (1,51)
250	0,81 (0,37)	0,22 (0,21)	7,74 (3,62)
125	0,46 (0,30)	0,42 (0,25)	9,15 (5,70)

Tabelle 33: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,25 (0,19)	0,06 (0,03)	2,86 (0,43)
500	1,03 (0,30)	0,12 (0,10)	4,78 (1,34)
250	0,68 (0,34)	0,28 (0,23)	6,54 (3,30)
125	0,39 (0,26)	0,48 (0,26)	7,64 (5,08)

Tabelle 34: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse

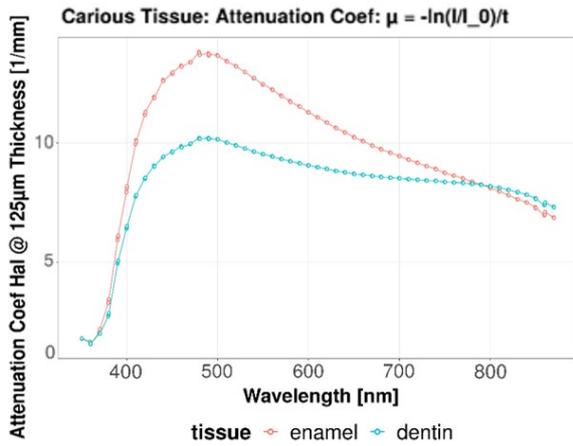


Abbildung 38: Attenuationskoeffizient kariöser Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; Schmelzkaries-Werte übersteigen jene von gesundem Zahnschmelz, Dentinkaries-Werte fallen niedriger aus als jene von gesundem Dentin (vgl. Abb. 39); rot: Schmelzkaries, blau: Dentinkaries

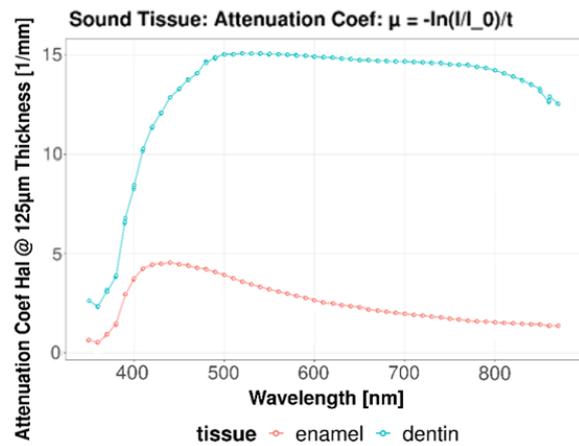


Abbildung 39: Attenuationskoeffizient kariesfreier Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; rot: Schmelz, blau: Dentin

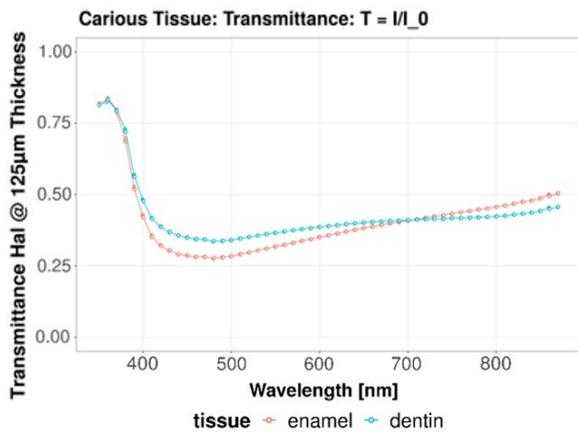


Abbildung 40: Transmission kariöser Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; Schmelzkaries-Werte fallen niedriger aus als jene von gesundem Zahnschmelz, Dentinkaries-Werte übersteigen jene von gesundem Dentin (vgl. Abb. 41); rot: Schmelzkaries, blau: Dentinkaries

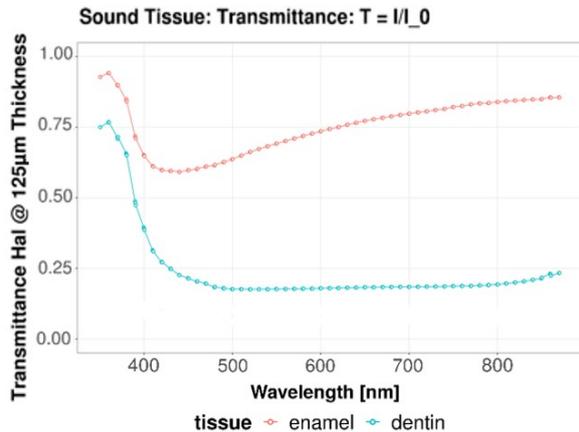


Abbildung 41: Transmission kariesfreier Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; rot: Schmelz, blau: Dentin

5 Ergebnisse

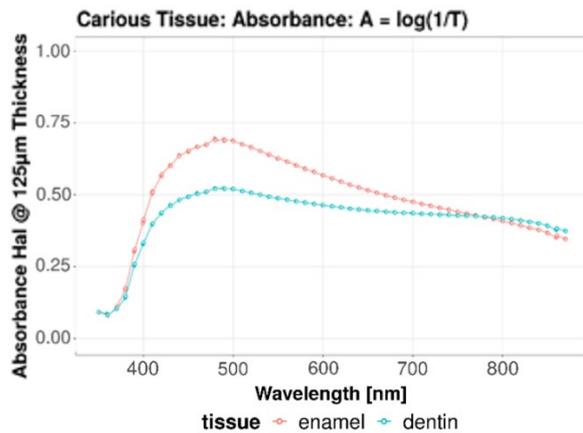


Abbildung 42: Absorption kariöser Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; Schmelzkaries-Werte übersteigen jene von gesundem Zahnschmelz; Dentinkaries-Werte fallen niedriger aus als jene von gesundem Dentin (vgl. Abb. 43); rot: Schmelzkaries, blau: Dentinkaries

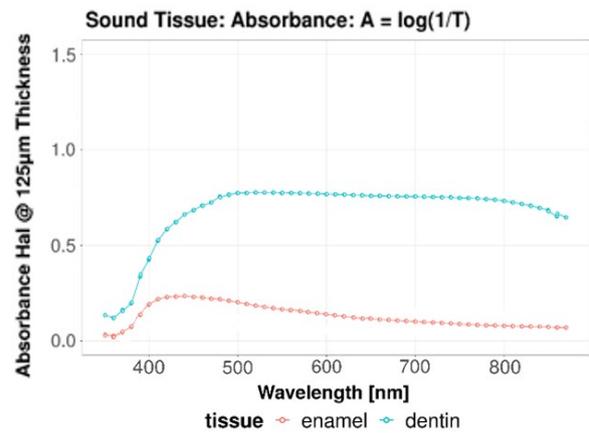


Abbildung 43: Absorption kariesfreier Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; rot: Schmelz, blau: Dentin

Die Varianzanalyse für den Vergleich von gesundem Zahnschmelz mit Schmelzkaries zeigte für alle Wellenlängen höchst signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen „Schichtstärke“ und „Gewebe“ ($p < 0,001$). Das bedeutet, dass sowohl die Schichtstärke der Präparate als auch das untersuchte Gewebe (kariesfreier Schmelz, kariöser Schmelz) einen signifikanten Einfluss auf die Transmission hatten. Der Interaktionseffekt zwischen den Gruppen „Schichtstärke“ und „Gewebe“ war signifikant ($p < 0,05$).

Um den Kontrast zwischen gesundem und kariösem Zahnmaterial beurteilen zu können, wurde die relative Transmission berechnet (vgl. Tabellen 35, 36). Ein hoher Wert spricht für einen hohen Kontrast zwischen gesundem und kariösem Gewebe, was die Diagnostik einer Kariesläsion begünstigt. Die relative Transmission von Zahnschmelz und Dentin nahm für langwelliges Licht vergleichsweise größere Werte an, mit maximalen Werten bei einer Wellenlänge von 780 nm (Ausnahme: identischer Wert für Halogenleuchte und LED 780 bei 1000 µm in Zahnschmelz).

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Halogenleuchte	LED 405 nm	LED 660 nm	LED 780 nm
1000	0,13	0,05	0,12	0,13
500	0,16	0,12	0,17	0,19
250	0,32	0,28	0,33	0,36
125	0,50	0,41	0,54	0,56

Tabelle 35: Relative Transmission von Zahnschmelz zur Beurteilung des Kontrastes zwischen gesundem und kariösem Zahnschmelz. Je höher der Wert der relativen Transmission ist, desto höher ist der Kontrast.

Schichtstärke t [μm]	Halogenleuchte	LED 405 nm	LED 660 nm	LED 780 nm
1000	1,40	0,40	1,40	1,67
500	1,86	0,80	2,00	2,12
250	2,18	1,25	2,25	2,38
125	2,33	1,53	2,20	2,35

Tabelle 36: Relative Transmission von Dentin zur Beurteilung des Kontrastes zwischen gesundem und kariösem Dentin. Je höher der Wert der relativen Transmission ist, desto höher ist der Kontrast.

Die Tabellen 37 – 40 zeigen Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient von Schmelzkaries unterteilt in äußere und innere Schmelzhälfte (D1- und D2-Karies). Für Schichtstärken $\leq 250 \mu\text{m}$ nahmen Absorption und Attenuationskoeffizient für alle untersuchten Wellenlängen höhere Werte für D1-Läsionen an als für D2-Läsionen. Für die Transmission verhielt es sich umgekehrt. Für hohe Schichtstärken (500 μm , 1000 μm) war kein Trend zu erkennen. Die Messwertdifferenzen waren gering. Es wurde eine Varianzanalyse zum Vergleich der Karieszonen durchgeführt. Diese zeigte bei einer Wellenlänge von 405 nm einen höchst signifikanten Effekt der Faktoren „Schichtstärke“ und „Lichtquelle“ ($p < 0,001$). Für die Wellenlängen 660 nm und 780 nm hatte die Schichtstärke ebenfalls einen höchst signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse. Die Lichtquelle hatte jedoch keinen signifikanten Effekt. Die Gewebeart (D1-Karies, D2-Karies) hatte für keine der Wellenlängen einen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse ($p > 0,05$). Es gab keine signifikanten Interaktionseffekte zwischen den Gruppen „Schichtstärke“, „Lichtquelle“ und „Gewebeart“.

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Absorption D1	Absorption D2	Transmission D1	Transmission D2	Attenuationskoeffizient D1 [mm ⁻¹]	Attenuationskoeffizient D2 [mm ⁻¹]
1000	1,54 (0,21)	1,45 (0,24)	0,03 (0,01)	0,04 (0,03)	3,53 (0,50)	3,31 (0,56)
500	1,25 (0,36)	1,23 (0,33)	0,08 (0,08)	0,08 (0,07)	5,79 (1,65)	5,69 (1,52)
250	0,96 (0,41)	0,81 (0,40)	0,18 (0,21)	0,23 (0,22)	9,35 (4,17)	7,73 (3,86)
125	0,55 (0,30)	0,49 (0,32)	0,35 (0,26)	0,40 (0,26)	11,27 (6,05)	9,60 (6,28)

Tabelle 37: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schichtstärke t [μm]	Absorption D1	Absorption D2	Transmission D1	Transmission D2	Attenuationskoeffizient D1 [mm ⁻¹]	Attenuationskoeffizient D2 [mm ⁻¹]
1000	1,88 (0,21)	1,94 (0,19)	0,01 (0,01)	0,01 (0,01)	4,30 (0,51)	4,42 (0,41)
500	1,71 (0,26)	1,71 (0,29)	0,02 (0,01)	0,02 (0,02)	7,94 (1,10)	7,93 (1,32)
250	1,35 (0,41)	1,24 (0,43)	0,07 (0,09)	0,09 (0,11)	13,10 (4,07)	11,80 (4,33)
125	0,89 (0,40)	0,78 (0,41)	0,19 (0,19)	0,24 (0,19)	18,03 (8,03)	15,20 (8,08)

Tabelle 38: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: LED 405 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption D1	Absorption D2	Transmission D1	Transmission D2	Attenuationskoeffizient D1 [mm ⁻¹]	Attenuationskoeffizient D2 [mm ⁻¹]
1000	1,47 (0,20)	1,39 (0,23)	0,04 (0,01)	0,05 (0,03)	3,35 (0,47)	3,18 (0,53)
500	1,16 (0,39)	1,18 (0,30)	0,11 (0,11)	0,08 (0,07)	5,35 (1,79)	5,46 (1,39)
250	0,89 (0,39)	0,76 (0,36)	0,20 (0,21)	0,24 (0,21)	8,65 (3,88)	7,26 (3,48)
125	0,51 (0,28)	0,44 (0,30)	0,37 (0,24)	0,44 (0,25)	10,35 (5,52)	8,52 (5,81)

Tabelle 39: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: LED 660 nm

Schichtstärke t [μm]	Absorption D1	Absorption D2	Transmission D1	Transmission D2	Attenuationskoeffizient D1 [mm ⁻¹]	Attenuationskoeffizient D2 [mm ⁻¹]
1000	1,30 (0,17)	1,23 (0,20)	0,05 (0,02)	0,06 (0,03)	2,97 (0,40)	2,80 (0,45)
500	1,03 (0,34)	1,04 (0,28)	0,13 (0,12)	0,11 (0,09)	4,76 (1,55)	4,80 (1,26)
250	0,77 (0,36)	0,64 (0,33)	0,24 (0,25)	0,30 (0,23)	7,48 (3,49)	6,05 (3,16)
125	0,42 (0,26)	0,37 (0,27)	0,44 (0,26)	0,50 (0,26)	8,49 (5,01)	7,20 (5,17)

Tabelle 40: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cel – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: LED 780 nm

5 Ergebnisse

5.2.2.4 Dentinkaries

Die Tabellen 41 – 44 veranschaulichen die Ergebnisse der Transmissionsmessungen für kariöses Dentin. Dentinkaries zeigte mit Reduktion der Schichtstärke der Präparate eine Zunahme von Transmission und Attenuationskoeffizient und eine Abnahme der Absorption. Für Transmission und Absorption zeigte Dentinkaries eine stärkere relative Veränderung der Messwerte zwischen 1000 μm und 125 μm Schichtstärke als gesundes Dentin. Für den Attenuationskoeffizienten verhielt es sich umgekehrt (vgl. Tabellen 18 – 21). Die Berechnung des Variationskoeffizienten ergab für die Halogenleuchte bei 640 nm Werte von 25 – 61%. Für LED 405 nm lagen die Werte bei 13 – 100%, für LED 660 nm bei 24 – 71% und für LED 780 nm bei 20 – 57%. Von den 48 für Dentin berechneten Variationskoeffizienten, überschritten 15 den Referenzwert von 50%. Die maximalen Variationskoeffizienten von Absorption und Attenuationskoeffizient nahmen, genau wie auch bei Schmelzkaries, für alle Wellenlängen nahezu identische Werte an, während sie für die Transmission höher ausfielen (Ausnahme: nahezu identische Werte für Dentinkaries bei 780 nm). Die maximalen Variationskoeffizienten von Dentinkaries fielen höher aus als jene von gesundem Dentin (Ausnahme: Ausreißer der Transmission bei 405 nm) und geringfügig niedriger als jene von Schmelzkaries. Verglichen mit gesundem Schmelz, fielen die Variationskoeffizienten von Dentinkaries für die Transmission höher aus (Ausnahme: Ausreißer der Transmission bei 405 nm), während für Absorption und Attenuationskoeffizient kein Trend erkennbar war (vgl. Tabelle 22). Somit war die Variation der optischen Eigenschaften von gesundem Zahnschmelz bei Betrachtung der Transmission geringer als diejenige von gesundem Dentin und Karies. Betrachtet man die Absorption und den Attenuationskoeffizienten, so war die Messwertstreuung von gesundem Schmelz höher als die von gesundem Dentin und bewegte sich in der gleichen Größenordnung wie jene von Schmelz- und Dentinkaries (Ausnahme: geringere Variationskoeffizienten bei der Wellenlänge 405 nm). Gesundes Dentin zeigte eine geringere Variation seiner optischen Eigenschaften als Schmelz- und Dentinkaries. Dentinkaries wies eine geringere Streuung der Messwerte auf als Schmelzkaries.

Für Dentinkaries konnte eine Wellenlängenabhängigkeit der Messwerte festgestellt werden. Mit zunehmender Wellenlänge kam es zu einer Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient und zu einer Zunahme der Transmission (Ausnahme: identische Transmissionswerte für 640 nm und 660 nm bei 1000 μm Schichtstärke). Die Transmissionsmessungen von kariösem Dentin ergaben für einen Wellenlängenbereich von 640

5 Ergebnisse

– 780 nm niedrigere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und höhere Werte für die Transmission als bei gesundem Dentin. Für die Lichtquelle LED 405 nm nahmen die Messwerte für kariöses und gesundes Dentin eine vergleichbare Größenordnung an (vgl. Tabellen 18 – 21). Auffallend war, dass Dentinkaries somit, im Gegensatz zu Schmelzkaries, eine höhere Transluzenz aufwies als das entsprechende gesunde Zahnmaterial. Dentinkaries zeigte für alle Wellenlängen höhere Werte für Absorption und den Attenuationskoeffizienten und niedrigere Werte für die Transmission als gesunder Zahnschmelz (vgl. Tabellen 14 – 17, Abbildungen 38 – 43). Die Transluzenz von Dentinkaries lag also zwischen der von gesundem Dentin und gesundem Zahnschmelz. Verglichen mit Schmelzkaries wies Dentinkaries eine höhere Transluzenz auf. Die Werte für kariöses Dentin zeigten für alle Lichtquellen etwas niedrigere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und etwas höhere Werte für die Transmission als kariöser Schmelz (vgl. Tabellen 31 – 34, Abbildungen 38 – 43; Ausnahme: Transmission bei 780 nm und Schichtstärke 125 μm). Für Präparate mit einer Schichtstärke zwischen 125 μm und 1000 μm nahmen die Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries Werte von 4,26 – 12,99 mm^{-1} bei einer Wellenlänge von 405 nm, 2,90 – 8,30 mm^{-1} bei 640 nm, 2,79 – 7,94 mm^{-1} bei 660 nm und 2,43 – 7,36 mm^{-1} bei 780 nm an. Licht des NIR-Bereiches wies die geringsten Attenuationskoeffizienten und die höchsten Transmissionswerte auf. Die Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries fielen bis zu zweimal niedriger aus als für gesundes Dentin, bis zu fünfmal höher als für gesunden Zahnschmelz und nahmen vergleichbare Werte an wie für Schmelzkaries (vgl. Tabellen 14 – 21, 31 – 34).

Die Varianzanalyse für den Vergleich von gesundem Dentin und Dentinkaries ergab, dass die Schichtstärke für alle Wellenlängen einen höchst signifikanten Einfluss auf die Transmissionswerte hatte ($p < 0,001$). Die Gewebeart (kariesfreies Dentin, kariöses Dentin) hatte für höhere Wellenlängen (660 nm, 780 nm) ebenfalls einen höchst signifikanten Effekt, während für 405 nm kein signifikanter Einfluss vorlag ($p > 0,05$). Das bedeutet, dass für die Wellenlänge 405 nm kein Unterschied zwischen gesundem Dentin und Dentinkaries festgestellt werden konnte. Der Interaktionseffekt zwischen den Faktoren „Schichtstärke“ und „Gewebeart“ war für die Wellenlängen 660 nm und 780 nm höchst signifikant ($p < 0,001$).

Die Tabellen 45 – 48 zeigen Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries unterteilt in drei Zonen in Abhängigkeit von deren Lage zur Zone der Transluzenz (ESTZ: enamel side of translucent zone, TZ: translucent zone, PSTZ: pulpa side of translucent zone). Der Attenuationskoeffizient nahm für alle Karieszonen mit zunehmender Wellenlänge

5 Ergebnisse

ab. Die Absorption nahm ebenfalls mit zunehmender Wellenlänge ab (Ausnahme: nahezu identische Werte für 640 nm und 660 nm bei PSTZ 500 μm und TZ 125 μm). Die Transmission nahm für alle Karieszonen mit zunehmender Wellenlänge zu (Ausnahme: identische Werte für 640 nm und 660 nm bei ESTZ 1000 μm und PSTZ 500 μm). Die Messwertdifferenzen für Absorption und Transmission fielen äußerst gering aus.

Bei einer Wellenlänge von 405 nm konnte folgendes Muster für die Werte von Absorption und Attenuationskoeffizient festgestellt werden: ESTZ > PSTZ > TZ. Für die Transmissionswerte galt umgekehrt: TZ > PSTZ > ESTZ. Für die Wellenlängen 640 nm, 660 nm und 780 nm nahmen Absorption und Attenuationskoeffizient in folgender Reihenfolge ab: PSTZ > ESTZ > TZ (Ausnahme: PSTZ = ESTZ oder ESTZ > PSTZ bei Schichtstärke 1000 μm). Die Transmissionswerte stiegen dementsprechend gemäß folgendem Muster an: TZ > ESTZ > PSTZ (Ausnahme für Wellenlängen 640 nm und 660 nm: PSTZ = ESTZ oder PSTZ > ESTZ bei Schichtstärke 1000 μm). Das bedeutet, dass die Transmission in der Zone der Transluzenz (TZ) größer war als im pulpaseitigen Anteil der Läsion (PSTZ) und im schmelzseitigen Anteil der Läsion (ESTZ), wohingegen Absorption und Attenuation in der Zone der Transluzenz (TZ) die niedrigsten Werte annahmen.

Die Varianzanalyse zum Vergleich der Karieszonen zeigte für alle untersuchten Wellenlängen jeweils einen höchst signifikanten Einfluss der Faktoren „Schichtstärke“ und „Gewebeart“ ($p < 0,001$). Das bedeutet, dass sowohl die Schichtstärke als auch die Gewebeart (Karieszonen ESTZ, TZ, PSTZ) einen höchst signifikanten Einfluss auf die Transmissionswerte hatten. Für die Wellenlängen 660 nm und 780 nm hatte die Lichtquelle keinen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse ($p > 0,05$) und es gab keine signifikanten Interaktionseffekte der untersuchten Faktoren. Für die Wellenlänge 405 nm hatte die Lichtquelle einen höchst signifikanten Effekt ($p < 0,001$) und es gab sehr signifikante Interaktionseffekte zwischen den Faktoren „Schichtstärke“ und „Gewebeart“ und den Faktoren „Schichtstärke“ und „Lichtquelle“ ($p < 0,01$). Eine Gegenüberstellung der Zonen ESTZ mit TZ ergab für alle Wellenlängen höchst signifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Für PSTZ und TZ waren die Unterschiede für 660 nm und 780 nm höchst signifikant ($p < 0,001$) und für 405 nm sehr signifikant ($p < 0,01$). Der Vergleich der Zonen ESTZ und PSTZ ergab für keine Wellenlänge einen signifikanten Effekt ($p > 0,05$).

5 Ergebnisse

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,27 (0,33)	0,07 (0,04)	2,90 (0,74)
500	0,95 (0,27)	0,13 (0,08)	4,41 (1,21)
250	0,68 (0,25)	0,24 (0,13)	6,40 (2,40)
125	0,42 (0,22)	0,42 (0,19)	8,30 (4,36)

*Tabelle 41: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin;
Lichtquelle: Halogenleuchte*

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,87 (0,25)	0,02 (0,01)	4,26 (0,58)
500	1,62 (0,42)	0,04 (0,04)	7,54 (1,90)
250	1,16 (0,39)	0,10 (0,07)	10,93 (3,60)
125	0,66 (0,27)	0,26 (0,14)	12,99 (5,35)

*Tabelle 42: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin;
Lichtquelle: LED 405 nm*

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,23 (0,30)	0,07 (0,05)	2,79 (0,67)
500	0,91 (0,26)	0,14 (0,08)	4,25 (1,16)
250	0,62 (0,22)	0,27 (0,13)	5,88 (2,05)
125	0,41 (0,21)	0,44 (0,19)	7,94 (4,26)

*Tabelle 43: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin;
Lichtquelle: LED 660 nm*

Schichtstärke t [μm]	Absorption	Transmission	Attenuationskoeffizient [mm^{-1}]
1000	1,07 (0,21)	0,10 (0,05)	2,43 (0,48)
500	0,81 (0,22)	0,17 (0,09)	3,78 (1,00)
250	0,55 (0,21)	0,31 (0,15)	5,19 (2,00)
125	0,38 (0,21)	0,47 (0,19)	7,36 (4,19)

*Tabelle 44: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin;
Lichtquelle: LED 780 nm*

5 Ergebnisse

Schicht- stärke t [μm]	A ESTZ	A TZ	A PSTZ	T ESTZ	T TZ	T PSTZ	μ ESTZ [mm^{-1}]	μ TZ [mm^{-1}]	μ PSTZ [mm^{-1}]
1000	1,33 (0,32)	0,99 (0,22)	1,20 (0,04)	0,06 (0,03)	0,11 (0,06)	0,06 (0,01)	3,05 (0,74)	2,26 (0,49)	2,69 (0,05)
500	1,00 (0,27)	0,70 (0,14)	1,08 (0,15)	0,12 (0,08)	0,21 (0,07)	0,09 (0,03)	4,66 (1,21)	3,30 (0,65)	4,97 (0,60)
250	0,72 (0,25)	0,51 (0,17)	0,85 (0,23)	0,22 (0,13)	0,33 (0,12)	0,16 (0,09)	6,78 (2,35)	4,75 (1,57)	8,27 (2,43)
125	0,43 (0,22)	0,35 (0,20)	0,56 (0,20)	0,41 (0,19)	0,48 (0,18)	0,30 (0,14)	8,55 (4,51)	6,83 (3,95)	10,92 (3,46)

Tabelle 45: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: Halogenleuchte

Schicht- stärke t [μm]	A ESTZ	A TZ	A PSTZ	T ESTZ	T TZ	T PSTZ	μ ESTZ [mm^{-1}]	μ TZ [mm^{-1}]	μ PSTZ [mm^{-1}]
1000	1,95 (0,17)	1,54 (0,30)	1,65 (0,11)	0,01 (0,00)	0,03 (0,02)	0,02 (0,01)	4,46 (0,40)	3,51 (0,68)	3,68 (0,26)
500	1,78 (0,34)	1,14 (0,34)	1,36 (0,17)	0,02 (0,02)	0,09 (0,05)	0,05 (0,02)	8,26 (1,50)	5,36 (1,60)	6,25 (0,64)
250	1,32 (0,35)	0,80 (0,21)	1,04 (0,36)	0,06 (0,05)	0,17 (0,08)	0,11 (0,07)	12,38 (3,22)	7,50 (1,91)	10,13 (3,39)
125	0,74 (0,27)	0,50 (0,22)	0,63 (0,21)	0,22 (0,14)	0,35 (0,14)	0,26 (0,11)	14,49 (5,40)	9,74 (4,40)	12,22 (3,26)

Tabelle 46: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: LED 405 nm

5 Ergebnisse

Schicht- stärke t [μm]	A ESTZ	A TZ	A PSTZ	T ESTZ	T TZ	T PSTZ	μ ESTZ [mm^{-1}]	μ TZ [mm^{-1}]	μ PSTZ [mm^{-1}]
1000	1,29 (0,29)	0,95 (0,21)	1,18 (0,08)	0,06 (0,65)	0,12 (0,47)	0,07 (0,15)	2,94 (0,65)	2,17 (0,47)	2,65 (0,15)
500	0,96 (0,26)	0,68 (0,15)	1,09 (0,16)	0,13 (1,14)	0,22 (0,72)	0,09 (0,65)	4,46 (1,14)	3,22 (0,72)	5,01 (0,65)
250	0,65 (0,21)	0,50 (0,18)	0,79 (0,21)	0,25 (1,95)	0,34 (1,61)	0,18 (2,27)	6,10 (1,95)	4,65 (1,61)	7,76 (2,27)
125	0,41 (0,22)	0,35 (0,22)	0,52 (0,16)	0,43 (4,36)	0,49 (4,26)	0,32 (2,70)	8,17 (4,36)	6,68 (4,26)	10,18 (2,70)

Tabelle 47: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: LED 660 nm

Schicht- stärke t [μm]	A ESTZ	A TZ	A PSTZ	T ESTZ	T TZ	T PSTZ	μ ESTZ [mm^{-1}]	μ TZ [mm^{-1}]	μ PSTZ [mm^{-1}]
1000	1,10 (0,21)	0,87 (0,18)	1,12 (0,07)	0,09 (0,04)	0,15 (0,07)	0,08 (0,01)	2,52 (0,47)	1,99 (0,39)	2,50 (0,15)
500	0,83 (0,21)	0,65 (0,14)	1,04 (0,19)	0,16 (0,09)	0,24 (0,08)	0,10 (0,05)	3,88 (0,98)	3,03 (0,66)	4,77 (0,78)
250	0,57 (0,18)	0,43 (0,18)	0,75 (0,17)	0,30 (0,14)	0,40 (0,14)	0,19 (0,08)	5,36 (1,87)	4,00 (1,65)	7,36 (1,90)
125	0,39 (0,21)	0,30 (0,21)	0,50 (0,18)	0,45 (0,19)	0,55 (0,19)	0,33 (0,13)	7,67 (4,20)	5,76 (4,12)	9,89 (3,08)

Tabelle 48: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten $cd1 - cdn$ in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: LED 780 nm

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden extrahierte Zähne der zweiten Dentition aus Praxen im Großraum München gesammelt. Davon wurden je 20 gesunde und 20 kariöse Seitenzähne für die Hauptversuchsreihe ausgewählt. Da die Okklusalflächen nach Zahndurchbruch als erste dem Risiko der Kariesentstehung ausgesetzt sind, wurden in dieser Studie hauptsächlich okklusale Kariesläsionen gewählt. Nach dem manuellen Entfernen von Geweberesten und Belägen wurden aus den Zähnen Schnittpräparate gewonnen. Da Plaque, Zahnstein und Verfärbungen Licht messbar abschwächen, empfiehlt es sich, die Zähne auch im Praxisalltag vor der lichtoptischen Untersuchung zu reinigen (Cortes et al., 2003). Die Schnittführung durch die Zahnpräparate erfolgte in oro-vestibulärer Richtung. Das Licht durchstrahlte die fertigen Präparate folglich in mesio-distaler Richtung. Besagte Schnittführung wurde aus praktischen Gründen gewählt, da die gesamte Zahnkrone auf dem Objektträger befestigt werden sollte und auch nach Reduktion der Schichtstärke von 1000 μm auf 125 μm einheitliche Schmelz- und Dentinareale verbleiben sollten. Dies war so problemlos möglich. Eine Schnittführung in mesio-distaler Richtung wäre aufgrund der Anatomie der Kauflächen problematisch gewesen, da gewählte Messpunkte, vor allem in Zahnschmelz und Schmelzkaries, durch Abschleifen der Höckerabhänge bei Dickenreduktion verschwunden wären oder sich verschoben hätten (vgl. Abbildungen 44 – 46). Es gilt allerdings zu bedenken, dass eine Illumination ganzer Zähne aus mesio-distaler Richtung in geschlossener Zahnreihe nicht praktikabel ist. Die Illumination erfolgt in der Regel in oro-vestibulärer Richtung oder von okklusal. Die Orientierung der Zahnhartsubstanz zur Lichtquelle hat einen Einfluss auf die Lichtstreuung. Die niedrigste Attenuation für Schmelz ist bei Lichteinfall aus oro-vestibulärer Richtung und für Dentin bei Lichteinfall aus mesio-distaler Richtung zu beobachten. Dieses anisotrope Verhalten ist für Schmelz jedoch wesentlich schwächer ausgeprägt als für Dentin (Vaarkamp et al., 1995). Eine durch die Schnitttrichtung bedingte, höhere Attenuation für Schmelz wurde in dieser Studie als vernachlässigbar gering eingestuft.

6 Diskussion



Abbildung 44: Digitale Fotografie eines kariösen Präparates bei Schichtstärke 1000 µm; schematische Darstellung eines Messpunktes in Schmelzkaries: roter Kreis; Schnittführung oro-vestibulär

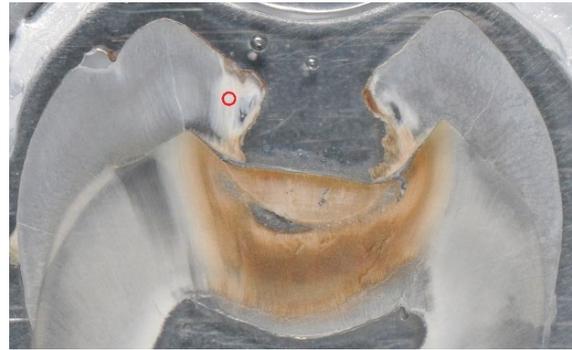


Abbildung 45: Digitale Fotografie eines kariösen Präparates bei Schichtstärke 125 µm; schematische Darstellung eines Messpunktes in Schmelzkaries: roter Kreis; der Messpunkt liegt nach Dickenreduktion bei oro-vestibulärer Schnittführung weiterhin in der Schmelzkaries-Läsion

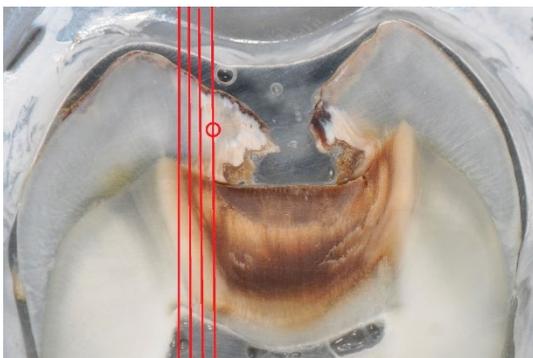


Abbildung 46: Digitale Fotografie eines kariösen Präparates bei Schichtstärke 1000 µm; schematische Darstellung eines Messpunktes in Schmelzkaries: roter Kreis; der Messpunkt läge nach mehrfacher Dickenreduktion bei mesio-distaler Schnittführung nicht mehr in der Schmelzkaries-Läsion (simuliert durch die roten Linien)

Die Pulpa der Präparate wurde exstirpiert. Das Entfernen der Pulpa hatte in diesem In-vitro-Aufbau keinen Einfluss auf die Messergebnisse, da das Licht von approximal einfiel und die spot size klein war. Anders verhält es sich bei der Untersuchung in vivo, wenn Licht von vestibulär, okklusal, oder über den Alveolarfortsatz in den lebendigen Zahn geleitet wird. Als organisches Gewebe vermag die Pulpa Licht zu streuen und zu absorbieren. Lederer et al. zeigten, dass das Licht bei lichtoptischer Untersuchung im NIR-Bereich (780 nm) mittels

DIAGNOcam über die Zahnwurzel eingeleitet und im Dentin durch Vielfachstreuung der Photonen weitergeleitet wird, wobei diese Streuung so stark ist, dass der Einfluss der Pulpa visuell nicht wahrnehmbar ist (Lederer et al., 2019). Staninec et al. konnten die Pulpa im Rahmen von Transilluminationsmessungen im NIR-Bereich bei einer Wellenlänge von 1310 nm darstellen. Sie zeigte keine übermäßige Attenuation des Lichtes, weshalb die Autoren eine Behinderung der Lichtfortleitung im Zahn durch die Pulpa ausschlossen (Staninec et al., 2011). Nach der Fertigung der Präparate wurden im Lichtmikroskop je 40 Messpunkte in Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate festgelegt. Für kariöse Präparate wurden je 20 Messpunkte in gesundem Schmelz und Dentin gewählt um einen Vergleich mit den kariesfreien Präparaten zu ermöglichen. Die Dentin-Messpunkte wurden schmelznah im koronalen Dentin festgelegt, da dieser Bereich bei Fortschreiten einer approximalen oder okklusalen Schmelzläsion besonders gefährdet und somit diagnostisch bedeutsam ist. Da die Dichte und der Durchmesser der Dentinkanälchen mit zunehmendem Abstand zur Pulpa abnehmen, fällt die Attenuation hier vergleichsweise geringer aus (Zijp & Ten Bosch, 1987). Weil die Kariespräparate im Vorfeld nicht auf die Tiefe ihrer Läsionen hin untersucht wurden, war die tatsächliche Ausdehnung der Läsion erst nach dem Sägen zu beurteilen. So waren in der Kariesmessreihe sowohl Präparate mit schmelzbegrenzten Läsionen als auch Präparate mit tiefen Dentinläsionen zu finden. Je nach Ausdehnung der Kariesläsion wurde eine variable Anzahl an Messpunkten festgelegt. Für Schmelzkaries erfolgte eine Unterteilung der Messpunkte nach Lage in der äußeren und inneren Schmelzhälfte (D1-, D2-Karies). Einige Präparate wiesen Initialläsionen auf, die sich auf die äußere Schmelzhälfte beschränkten, während es bei anderen bereits zur Kavitation gekommen war und so nur ein Messpunkt in der inneren Schmelzhälfte gewählt werden konnte. Es ergab sich eine Gesamtzahl von 12 Messpunkten in der äußeren Schmelzhälfte (D1) und 22 Messpunkte in der inneren Schmelzhälfte (D2). Für Dentinläsionen erfolgte eine Einteilung bezüglich der Lage zu der im Lichtmikroskop deutlich erkennbaren Zone der Transluzenz (vgl. Abbildung 13). Für alle Dentinkaries-Präparate zusammengenommen, wurden insgesamt 55 Messpunkte festgelegt. Davon lagen bei einer Schichtstärke von 1000 μm 43 Messpunkte vor (ESTZ), 9 in (TZ) und 3 nach (PSTZ) der Zone der Transluzenz. War keine Zone der Transluzenz zu erkennen, so wurden die Messpunkte als „vor der Zone der Transluzenz“ klassifiziert. Dass die Messpunkte bei einer Schichtstärke von 1000 μm im Lichtmikroskop festgelegt wurden, stellte sich jedoch als problematisch heraus, da sich vor allem die Dentinläsionen mit zunehmender Reduktion der Schichtstärke der Präparate strukturell stark veränderten. Je dünner die Präparate wurden, desto breiter wurde bei vielen Präparaten die Zone

6 Diskussion

der Transluzenz (vgl. Abbildungen 47 – 50). Bei einer Schichtstärke von 125 μm hatte sich die Lage der Messpunkte für die Gesamtheit aller Dentinpräparate geändert. Es lagen nun 35 Messpunkte vor, 15 in und 5 nach der Zone der Transluzenz. Die Anzahl der Messpunkte in den einzelnen Zonen einer Dentinkaries schwankte also mit der Schichtstärke. Präparate, bei denen es nach Reduktion der Schichtstärke im Messbereich zur Bildung von Rissen oder gar zum Absplittern von Schmelzanteilen kam, wurden verworfen.

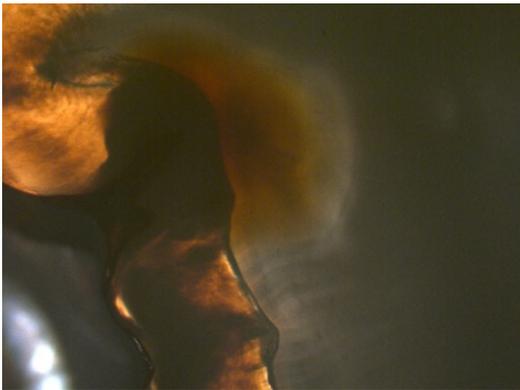


Abbildung 47: Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion mit Reduktion der Schichtstärke; Schichtstärke 1000 μm



Abbildung 48: Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion nach Dickenreduktion; Schichtstärke 500 μm ; Breitenzunahme der Zone der Transluzenz; Abnahme der Größe der Schmelzkaries-Läsion

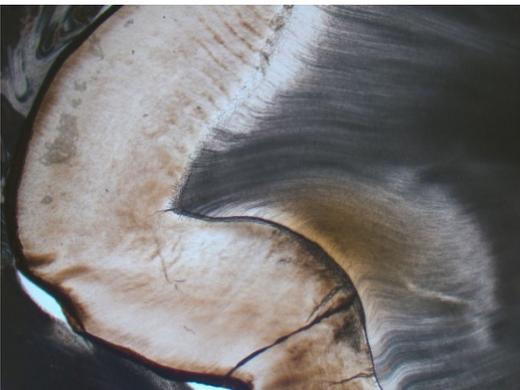


Abbildung 49: Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion nach Dickenreduktion; Schichtstärke 250 μm ; Breitenzunahme der Zone der Transluzenz; Abnahme der Größe der Schmelzkaries-Läsion



Abbildung 50: Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion nach Dickenreduktion; Schichtstärke 125 μm ; Breitenzunahme der Zone der Transluzenz; Schmelzkaries-Läsion kaum noch vorhanden

6 Diskussion

Als Lichtquellen dienten eine Halogenlampe und drei LED-Lampen, welche einen Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm abdeckten. Die Lichtquellen arbeiteten in Wellenlängenbereichen, in welchen vier aktuell auf dem Markt befindliche Diagnosesysteme operieren. Die Halogenleuchte entspricht mit ihrem kontinuierlichen Spektrum mit einem Intensitätsmaximum bei 640 nm der FOTI, LED_M405L2 mit dominanter Wellenlänge bei 405 nm entspricht der QLF, LED_M660L3 mit dominanter Wellenlänge bei 660 nm entspricht dem DIAGNOdent-System und LED_M780L2 mit dominanter Wellenlänge bei 780 nm entspricht der DIAGNOcam (DIFOTI). Der Versuchsaufbau dieser Studie beruht allerdings nur auf dem Prinzip einfacher Transmissionsmessungen ohne beispielsweise den komplexen Aufbau des Lichtleitungssystems der DIAGNOcam zu simulieren. Die gesammelten Daten können daher nicht als gleichwertig mit einer Untersuchung durch oben genannte Diagnostiksysteme betrachtet werden, dienen aber dazu, die optischen Grundlagen zu ergänzen, die bisher von keinem Hersteller kommerzieller Geräte genannt wurden. Die Halogenleuchte liefert polychromatisches Licht. Obwohl das Licht weiß erscheint, besteht es aus vielen Farben bzw. unterschiedlichen Wellenlängen. Da Zahnhartsubstanz und kariesverursachende Bakterien Fluoreszenzeigenschaften besitzen, besteht die Möglichkeit der Fluoreszenzanregung durch Licht bestimmter Wellenlängen. QLF regt mit bläulich-violetter Licht (290 – 450 nm) gesunde Zahnschmelze zur Autofluoreszenz an, während DIAGNOdent mit rotem Licht (655 nm) chemische Gruppen in Stoffwechselprodukten bakterieller Mikroorganismen zur Fluoreszenz anregt (Tassery & Manton, 2016; Yong-Keun, 2015). Somit kommt auch eine Fluoreszenzanregung durch die LED-Leuchten LED 405 nm und LED 660 nm infrage. Die Abbildung 5 zeigt das typische Fluoreszenzverhalten eines kariösen Präparates unter Beleuchtung mit der Halogenlampe. Die Fluoreszenz konnte durch Verwendung des FITC-Filters (center wavelength 475 nm) sichtbar gemacht werden. Diese speziellen Fluoreszenzfilter filtern über 90% der unerwünschten Wellenlängen aus dem Anregungslicht heraus um ein Fluoreszenzsignal auszulösen (Thorlabs, 2019). So konnte aus dem kontinuierlichen Spektrum der Halogenleuchte monochromes Licht herausgefiltert und zu Fluoreszenzanregung genutzt werden. Der Einfluss einer möglichen Fluoreszenzantwort von Zahnhartsubstanz und Karies, angeregt durch die LED-Leuchten und blaue und rote Wellenlängenanteile der Halogenleuchte, wurde in dieser Studie als vernachlässigbar gering eingestuft, da für die Messungen keine Filter und kein fluoreszenzsensitives Photometer verwendet wurden. Die in dieser Studie präsentierten Messergebnisse der Halogenleuchte beziehen sich auf das Intensitätsmaximum des kontinuierlichen Spektrums der Lichtquelle bei 640 nm.

6 Diskussion

6.2 Ergebnisse der experimentellen Vorversuche

6.2.1 Laufzeit des Spektrometers

Erste Messungen mit der Halogenleuchte zeigten eine Abnahme der gemessenen Lichtintensität mit zunehmender Gerätelauzeit. Im Gegensatz zu LEDs geben Halogenleuchten durch das Erhitzen des verbauten Glühdrahtes Wärme an die Umgebung ab, was zunächst als potentielle Ursache in Betracht gezogen wurde. Es wurden Transmissionsmessungen mit allen Lichtquellen durchgeführt. Das Phänomen war für alle Leuchten zu beobachten. Die Hitzeentwicklung der Halogenleuchte wurde also effektiv durch den verbauten Wärmeschutzfilter abgefangen. Die Ursache scheint somit auf zentraler Ebene im Bereich des Lichtleiters oder des Spektrometers zu liegen. Vermutlich ist der im Spektrometer verbaute CCD-Sensor dafür verantwortlich, dessen Leistung temperaturabhängig ist (Spectral Products, 2020). Das Abwarten einer Aufwärmphase von 30 Minuten vor neuen Messungen lieferte konstante Ergebnisse.

6.2.2 Belichtung

Um den Einfluss des Umgebungslichtes auf die Messergebnisse festzustellen, wurden Spektralanalysen im hellen Raum und in abgedunkeltem Zustand durchgeführt. Alle Messungen im hellen Raum zeigten zusätzliche Intensitätspeaks. Dies lässt darauf schließen, dass die Raumbelichtung und das einfallende Tageslicht einen beträchtlichen Einfluss auf die Messergebnisse haben. Vermutlich hat vor allem das Licht der Leuchtstoffröhren (der Deckenbeleuchtung) ein Fluoreszenzleuchten ausgelöst. Um reproduzierbare Ergebnisse unter einheitlichen Bedingungen generieren zu können, wurden die Messapparaturen für die Hauptversuchsreihe mit lichtundurchlässigem Stoff abgedeckt. Ein negativer Einfluss durch Lichteinfall kann somit ausgeschlossen werden. Bei der lichtoptischen Kariesdiagnostik in vivo stellt sich ein Abschirmen des Untersuchungsareals deutlich schwieriger dar. Die meisten Geräte sind deshalb so gestaltet, dass Lichtquelle und Sensor in möglichst geringem Abstand zueinander verbaut sind. So liegen diese beim DIAGNOdent Pen (KaVo, Biberach, D) beispielsweise beide innerhalb der dünnen Fissurensonde. Die Produkte der Firma Dürr sind mit schwarzen Lichtschutzkappen aus weichem Polymaterial ausgerüstet, die den Sensor

6 Diskussion

umschließen, dabei helfen für reproduzierbare Aufnahmen einen konstanten Abstand einzuhalten und gleichzeitig Seitenlicht reduzieren.

6.2.3 Objektträger und Kleber

Es konnte gezeigt werden, dass der verwendete Objektträger die Intensität des Untersuchungslichtes messbar abschwächt, was vermutlich durch Reflexion des Lichtes an der ersten Grenzschicht Luft-Objektträger verursacht wird. Der Einfluss des Klebstoffes ist als vernachlässigbar gering einzustufen. Durch Festlegen eines Referenzwertes I_0 vor der Messung eines jeden Präparates und nach jeder Reduktion der Schichtstärke wurde die Lichtschwächung durch den Objektträger in den Messungen der Hauptversuchsreihe miteinkalkuliert. Ein negativer Einfluss auf die Ergebnisse durch Objektträger und Klebstoff ist deshalb auszuschließen.

6.2.4 Feuchtegrad

Beim experimentellen Aufbau sollte darauf geachtet werden, die Zahnproben in einem flüssigen Milieu zu lagern, um ein Austrocknen, Schrumpfung und die Entstehung von Rissen zu verhindern. In dieser Studie wurden alle Zähne und Schnittpräparate zwischen den Untersuchungen in Wasser gelagert. Um eine optimale Darstellung einer Kariesläsion bei Transmissionsmessungen zu ermöglichen, sollte das Präparat auch während des Messvorganges feucht gehalten werden, da ein Austrocknen den Kontrast zwischen gesundem und kariösem Zahnmaterial verringert. Dies liegt daran, dass sich oberflächliche Poren des Kristallgitters nach Verlust des Wassers mit Luft füllen, wodurch es zu einem größeren Unterschied der Brechungsindices kommt. Licht wird vermehrt gestreut und die Attenuation nimmt zu. Bei visueller Inspektion und Reflexionsmessungen erhöht ein Trocknen des Präparates den Kontrast zwischen gesunder und kariöser Zahnschmelz (Chung et al., 2011; Maung, Lee, & Fried, 2010; Simon et al., 2014; Uusitalo et al., 2016). Brodbelt, O'Brien, Fan, Fazar-Dib & Yu untersuchten die Transluzenz von Zahnschmelz in nassem und trockenem Zustand. Durch Austrocknen der Präparate nahmen Transmissionskoeffizient und Transluzenz messbar ab. Durch ein erneutes Befeuchten der Präparate war dieser Effekt vollständig reversibel (Brodbelt, O'Brien, Fan, Frazer-Dib, & Yu, 1981). Spitzer & Bosch stellten bei der

6 Diskussion

Untersuchung von Zahnschmelz zwischen fünf Minuten und 48 Stunden nach Trocknen der Präparate keinen wesentlichen Unterschied der Transmission fest, während die Reflexion mit der Dauer des Trocknens weiter zunahm (Spitzer & Bosch, 1975). Auch in der vorliegenden Studie wurde der Einfluss des Feuchtegrades von Zahnpräparaten auf deren optische Eigenschaften untersucht. Für die Messung im trockenen Zustand wurde die Oberfläche der Präparate nach Entnahme aus dem Wasserbehälter mit einem Kosmetiktuch trocken getupft. Bei der Beobachtung des Trockenvorganges unter dem Lichtmikroskop bzw. per Bildübertragung, war ein deutliches Abdunkeln der Präparate mit zunehmender Trockenzeit zu erkennen. Je geringer die Schichtstärke der Präparate war, desto deutlicher und schneller war das Phänomen zu beobachten. Nach maximal drei Minuten war visuell keine weitere Veränderung wahrnehmbar. Ein erneutes Befeuchten der Präparate kehrte den Prozess um. Damit entsprechen die Ergebnisse dieser Arbeit den Erkenntnissen der zuvor genannten Forschungsteams. Da Spitzer & Bosch keine messbare Veränderung nach einer Trockenzeit von fünf Minuten feststellten, wurden die Vergleichsmessungen für die trockenen Präparate in dieser Studie ebenfalls nach fünfminütiger Wartezeit durchgeführt. Es könnte auch ein Zusammenhang zwischen dem beobachteten Abdunkeln und dem Schleifvorgang bestehen. Durch mechanische Beanspruchung der Präparate könnte sich der Klebstoff partiell gelöst haben, wodurch sich eine Luftschicht zwischen Objektträger und Präparat gebildet haben könnte. Um ein Austrocknen der Präparate und die Bildung einer Luftschicht zu verhindern, wurden alle Präparate für die Hauptversuchsreihe mit Wasser benetzt. Hierzu wurde raumwarmes Leitungswasser auf das Präparat pipettiert, bis dessen gesamte Oberfläche bedeckt war. Der Einfluss der Oberflächenbenetzung auf lichtoptische Messungen sollte auch für den klinischen Gebrauch bedacht werden. Um bei experimentellen Messungen von Zahnmaterial *in vitro* störende Reflexionen so klein wie möglich zu halten empfiehlt es sich geeignete Immersionslösungen zu verwenden. Fried et al. führten ihre Messungen mit Immersionsflüssigkeiten durch, welche den Brechungsindices von Schmelz und Dentin genau angepasst wurden, wodurch das Licht besser in das Material eindringen konnte (Fried et al., 1995). Chan et al. und Mujat et al. hingegen verwendeten Wasser, was der klinischen Situation in der Mundhöhle (Speichel) am ehesten gerecht wird (Chan et al., 2014; Mujat et al., 2003). Für Transmissionsmessungen sollten die Zähne also feucht gehalten werden, während sie vor Reflexionsmessungen mit dem Luftbläser getrocknet werden sollten, um feuchtigkeitsbedingte Lichtreflexe an der Zahnoberfläche zu minimieren.

6 Diskussion

6.2.5 Beschleifen und Politur

Durch Beschleifen wurde die Oberfläche der Präparate aufgeraut, was in einer stärkeren Streuung des einfallenden Lichtes resultierte. Lichtmikroskopisch war die Lichtschwächung durch die unebene Oberfläche in Form von stark ausgeprägten, dunklen Arealen (Bearbeitungsspuren) wahrnehmbar. Die Oberfläche polierter Präparate erschien ebenmäßig. Es waren nur vereinzelt schwach ausgeprägte Bearbeitungsspuren erkennbar. Da die definitiven Messungen im nassen Zustand durchgeführt werden sollten, wurde auch der Einfluss der Oberflächenbearbeitung anhand befeuchteter Präparate untersucht. Durch Beträufeln der rauen Präparate mit Wasser verschwanden die dunklen Bearbeitungsspuren bei Betrachtung im Lichtmikroskop. Die Wasserschicht verhinderte somit eine übermäßige Streuung an der rauen Oberfläche. Die Klebeschicht zwischen Präparat-Unterseite und Objektträger verhinderte eine zusätzliche Streuung an der Grenzschicht Luft-Zahn. Zudem erfolgten alle Messungen im Durchlicht, wodurch der Einfluss der (auf dem Objektträger befestigten) unteren Präparat-Oberfläche durch zusätzliche Streuung nach Durchtritt des Lichtes durch die Zahnprobe beseitigt wurde und auch der Einfluss der oberen (freien) Oberfläche durch Vielfachstreuung im Inneren des Präparates gering ausgeprägt war. Bei den Auflicht-Aufnahmen hingegen waren die Bearbeitungsspuren durch winkelabhängige Reflexionen des Lichtes an der Oberfläche deutlich wahrnehmbar. Die Integration einer größeren Fläche für die spektroskopische Auswertung trug zur Minimierung des Einflusses der Oberflächenbearbeitung bei. Folglich spielt es keine Rolle wie fein die Oberfläche der verwendeten Präparate für die Messungen bearbeitet wird. Die Ergebnisse der Transmissionsmessungen bestätigten dies, da sich keine Abhängigkeit der gemessenen Lichtintensität von der Oberflächenbearbeitung zeigte. Um ein einheitliches Ausgangsmaterial zu gewährleisten, wurden dennoch alle Präparate für die Hauptversuchsreihe beidseitig poliert. Ein negativer Einfluss auf die Ergebnisse durch die Oberflächenbearbeitung kann ausgeschlossen werden.

Nach Prüfung des Einflusses aller Variablen des Versuchsaufbaus, wurden folgende Standards für die Hauptversuchsreihe festgelegt: Vor Beginn der Messungen wurden die Aufwärmphasen der verwendeten Geräte abgewartet. Anschließend wurde das Versuchsareal von einfallendem Licht abgeschirmt und ein Leerwert I_0 als Referenz bestimmt. Die Präparate wurden durch Verwendung von Wasser als Immersionsflüssigkeit vor dem Austrocknen geschützt, was zugleich einen potentiell störenden Einfluss durch die Oberflächenbearbeitung der Präparate beseitigte.

6 Diskussion

6.3 Ergebnisse der Transmissionsmessungen von Schmelz und Dentin

6.3.1 Veränderung der optischen Parameter von gesundem Schmelz und Dentin mit Veränderung der Schichtstärke der Präparate

Entgegen der ursprünglichen Hypothese, dass mit abnehmender Schichtstärke der Präparate eine Zunahme der Transmission und eine Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient zu erwarten waren, da die Masse an schwächender Materie abnahm, zeigten die Ergebnisse eine Zunahme des Attenuationskoeffizienten. Absorption und Transmission verhielten sich wie vorhergesehen. Die Varianzanalyse zeigte, dass die Schichtstärke einen höchst signifikanten Einfluss auf die Transmissionswerte hatte ($p < 0,001$). Dies deckt sich mit den Forschungsergebnissen von Uusitalo et al., welche für dickere Schmelz- und Dentinpräparate eine geringere Transmission maßen als für dünne Präparate (Uusitalo et al., 2016). Ähnliches beobachtete Feraric bei der Berechnung der Attenuationskoeffizienten von Schmelz- und Dentinproben variierender Schichtstärke ($\sim 100 - 900 \mu\text{m}$) in einem Wellenlängenbereich von $532 - 780 \text{ nm}$. Während die gemessene absolute Lichtintensität mit zunehmender Probendicke abnahm, fielen die Attenuationskoeffizienten für Präparate geringerer Dicke höher aus. Im Dentin war dieses Verhalten deutlicher ausgeprägt als im Zahnschmelz. Die Attenuationskoeffizienten von Dentin zeigten einen exponentiellen Abfall mit der Schichtstärke, während im Schmelz ein linearer Zusammenhang bestand (Feraric, 2019). In der hier vorliegenden Studie fand keine lineare Zu- bzw. Abnahme der Werte nach Halbierung der Schichtstärke statt. Gleiches beobachteten bereits Chan et al. für die Attenuation im Dentin. Die Autoren sahen den Grund dafür in einer starken Lichtstreuung an der Oberfläche der Präparate, welche selbst bei Immersion in Wasser bestand. Da die Attenuation maßgeblich von der Streuung bestimmt wird, zeigte sich keine wesentliche Veränderung mit der Schichtstärke (Chan et al., 2014). Diese Begründung scheint valide, wenn angenommen wird, dass der Absorptionskoeffizient μ_a in gesundem Zahnmaterial mit nicht variierender Konzentration an Chromophoren konstant bleibt, zumal für den Attenuationskoeffizienten gilt: $\mu = \mu_s + \mu_a$. Somit hat eine Veränderung des Streukoeffizienten μ_s direkten Einfluss auf den Attenuationskoeffizienten. Die anisotrope Lichtausbreitung in Schmelz bzw. Dentin und die Mehrfachstreuung der Photonen können für die Variation des Attenuationskoeffizienten ursächlich sein. Viele Autoren nutzen die Dicke zur Berechnung des Attenuationskoeffizienten (vgl. Lambert-Beer-Gesetz) und geben einen für alle Schichtstärken konstanten Wert an. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen allerdings, dass eine Normierung der Messwerte durch

6 Diskussion

Verwendung des Attenuationskoeffizienten nicht ohne Weiteres möglich ist, da die Schichtstärke als Einflussfaktor nicht zu eliminieren ist. Unsere Ergebnisse zeigen, dass der Attenuationskoeffizient mit der Schichtstärke stark variiert. Bei der Untersuchung der Transmission gesunder Zahnhartsubstanz kam es bei einer Wellenlänge von 405 nm zu unerwarteten Ergebnissen. Die Transmission nahm bei 1000 µm Schichtstärke für Dentin denselben Wert an wie bei einer Schichtstärke von 500 µm. Für Schmelz war die Transmission bei 1000 µm sogar etwas höher als bei 500 µm. Die post-hoc Tests ergaben, dass sich die Transmissionswerte bei dem Vergleich von „Gewebeart“ und „Schichtstärke“ für Dentin für die Schichtstärken 250 µm – 1000 µm und für Schmelz für die Schichtstärken 500 µm und 1000 µm nicht signifikant voneinander unterschieden ($p > 0,05$) und nur sehr geringe Messwertdifferenzen aufzeigten. Dieses Phänomen könnte sich durch Mikrorisse nach dem Beschleifen oder eine besonders transluzente Oberflächenschicht und eine nach Dickenreduktion verbleibende verhältnismäßig dunklere Schmelz- bzw. Dentinschicht erklären lassen. Da allerdings ein Mittelwert aus 20 Präparaten ermittelt wurde, scheinen diese Vermutungen unwahrscheinlich. Eine weitere Erklärungsmöglichkeit wäre, dass die Eindringtiefe von Licht des Nah-UV-Bereiches zu gering ist um das Präparat komplett zu durchdringen. Das würde bedeuten, dass Licht der Wellenlänge 405 nm bei einer Schichtstärke von 500 µm bereits vollständig von der Zahnhartsubstanz absorbiert wurde, sodass bei einer Schichtstärke von 1000 µm kein zusätzliches Licht mehr ankommt, weshalb die Transmission ab 500 µm nahezu konstant bleibt. Aus diesem Ergebnis kann man ableiten, dass bei der Quantitativen Lichtinduzierten Fluoreszenz die quantitativen Daten nur bis zu einer Schichtstärke von 500 µm sinnvolle Interpretationen zulassen.

6.3.2. Beurteilung der Homogenität von gesundem Schmelz und Dentin

Die maximalen Variationskoeffizienten von Schmelz und Dentin stellten mit 337% bzw. 260% deutliche Ausreißer dar. Die Variationskoeffizienten für Absorption und Attenuationskoeffizient fielen für Dentin niedriger aus als für Zahnschmelz. Für die Transmission fielen sie für Dentin höher aus als für Schmelz (Ausnahme: Ausreißer bei 1000 µm). Schmelz zeigte mit sechs den Referenzwert (von 50%) übersteigenden Werten des Variationskoeffizienten eine moderate Messwertstreuung. Dentin zeigte mit nur einem den Grenzwert überschreitendem Variationskoeffizienten eine sehr geringe Streuung. Ignoriert man

6 Diskussion

den Ausreißer bei 1000 μm , so liegen alle Variationskoeffizienten von Dentin unterhalb des Referenzwertes. Für biologisches Untersuchungsmaterial ist aufgrund anatomischer Unterschiede ein hoher Variationskoeffizient zu erwarten. Für Zahnmaterial lassen sich die Schwankungen vermutlich auf natürliche strukturelle und farbliche Unterschiede der verwendeten Zähne unterschiedlicher Individuen und auf deren komplexen Aufbau zurückführen. Variationskoeffizienten $> 50\%$ legen die Hypothese nahe, dass die betrachteten Merkmale den untersuchten Zahn sehr individuell charakterisieren. Womöglich spielt hier auch das Alter des Spenders eine Rolle. Dies lässt sich jedoch nicht nachvollziehen, da die für die Grundlagenforschung gespendeten Zähne anonym verarbeitet werden müssen. Sicher ist aber, dass der potentiell hohe Grad der Variation bei der lichtoptischen Untersuchung von Zähnen einen Referenzwert nötig macht. Sollten optische Diagnosemethoden einen absoluten Ausgangswert als Grundlage für eine Diagnose verwenden, so bedingt dies ein hohes Fehlerpotential. Es sollte zunächst unbedingt ein gesunder Zahn untersucht werden, um einen Referenzwert festzulegen, dem alle Werte potentiell kariöser Areale gegenübergestellt werden können.

6.3.3 Veränderung der optischen Parameter von gesundem Schmelz und Dentin in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Lichtes

Die Messwerte für Dentin zeigten im gesamten untersuchten Wellenlängenbereich deutlich höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizienten und deutlich niedrigere Werte für die Transmission als Zahnschmelz. Dentin stellte sich somit als messbar weniger transluzent dar als Schmelz, wodurch es sich mit Hilfe von Transmissionsmessungen aufgrund des hohen Kontrastes deutlich von diesem unterscheiden lässt. Bedingt ist dies durch den höheren Anteil organischer Bestandteile und die komplexe Mikrostruktur, mit hoher Streuung an den Dentintubuli. Die Ergebnisse decken sich mit den bisherigen Erkenntnissen der Fachliteratur, nach welchen für Schmelz deutlich niedrigere Absorptions- und Attenuationskoeffizienten gemessen wurden als für Dentin (Chan et al., 2014; Feraric, 2019; Fried et al., 1995). Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass eine eindeutige Wellenlängenabhängigkeit der optischen Parameter von Zahnschmelz besteht. Mit steigender Wellenlänge konnte eine Zunahme der Transmission und eine Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient beobachtet werden. Dies belegten bereits die Ergebnisse von Brodbelt et al. aus dem Jahr 1981, welche zeigten dass der Transmissionskoeffizient in einem Wellenlängenbereich von 425 – 700 nm

6 Diskussion

von $3,27 \text{ cm}^{-1}$ auf $6,29 \text{ cm}^{-1}$ deutlich zunahm (Brodbelt et al., 1981). Fried et al. maßen für Schmelzpräparate mit einer Schichtstärke von $30 - 2000 \text{ }\mu\text{m}$ im sichtbaren Wellenlängenbereich ($543 - 632 \text{ nm}$) Attenuationskoeffizienten von $60 - 105 \text{ cm}^{-1}$. Im NIR-Bereich (1053 nm) betrug der Attenuationskoeffizient lediglich 15 cm^{-1} . Die Absorptionskoeffizienten ergaben Werte von $< 1 \text{ cm}^{-1}$. Die Autoren führten goniometrische Messungen mit Laserlicht durch. Die Präparate wurden in einer Immersionsflüssigkeit mit Brechungsindex $n = 1,62$ untersucht (Fried et al., 1995). Ein Vergleich mit der vorliegenden Studie zeigt, dass unsere Werte wesentlich niedriger ausfallen. Im sichtbaren Wellenlängenbereich nahm der Attenuationskoeffizient für Schmelzpräparate mit einer Schichtstärke zwischen $125 \text{ }\mu\text{m}$ und $1000 \text{ }\mu\text{m}$ Werte von $12,4 - 23,2 \text{ cm}^{-1}$ bei 640 nm und Werte von $11,4 - 21,9 \text{ cm}^{-1}$ bei 660 nm an. Im NIR-Bereich (780 nm) betrug der Attenuationskoeffizient $7,7 - 13,7 \text{ cm}^{-1}$. Die Absorption lag bei < 1 . Ursächlich für die unterschiedlichen Messwerte ist vermutlich der abweichende Versuchsaufbau. Durch Verwendung einer Immersionslösung, deren Brechungsindex demjenigen von Zahnschmelz entspricht, konnte das Licht bei den Untersuchungen von Fried et al. den Zahnschmelz besser durchdringen als bei einer Immersion mit Wasser. Allerdings entspricht die Verwendung von Wasser eher der klinischen Situation mit Speichel. Spitzer & Bosch untersuchten bereits 1975 die Attenuation von Schmelz. Sie führten Transmissionsmessungen an $300 \text{ }\mu\text{m}$ dicken Präparaten durch. Im Nah-UV-Bereich (400 nm) maßen sie einen Attenuationskoeffizienten von $\sim 40 \text{ cm}^{-1}$. Im sichtbaren Wellenlängenbereich ($500 - 700 \text{ nm}$) lag der Attenuationskoeffizient zwischen $\sim 25 \text{ cm}^{-1}$ und $\sim 5 \text{ cm}^{-1}$. Die Absorptionskoeffizienten lagen bei $< 1 \text{ cm}^{-1}$ (Spitzer & Bosch, 1975). In der vorliegenden Studie betrug der Attenuationskoeffizient für Präparate der Schichtstärke $250 \text{ }\mu\text{m}$ bei einer Wellenlänge von 405 nm $46,3 \pm 8,3 \text{ cm}^{-1}$. Für einen Wellenlängenbereich von $640 - 780 \text{ nm}$ lag er bei $10,5 - 17,7 \text{ cm}^{-1}$. Die Absorption nahm Werte < 1 an. Damit zeigen die Ergebnisse dieser Studie eine gute Korrelation mit den Werten von Spitzer & Bosch. Feraric berechnete für Schmelzpräparate mit einer Schichtstärke von $139 - 282 \text{ }\mu\text{m}$ Attenuationskoeffizienten zwischen $28,67 - 59,89 \text{ cm}^{-1}$ in einem Wellenlängenbereich von $532 - 780 \text{ nm}$, wobei die Werte mit zunehmender Wellenlänge abnahmen. In unserer Studie lagen die Attenuationskoeffizienten für Präparate der Schichtstärken $125 - 250 \text{ }\mu\text{m}$ in einem Wellenlängenbereich von $640 - 780 \text{ nm}$ bei $10,5 - 23,2 \text{ cm}^{-1}$. Die Werte fielen demnach deutlich niedriger aus, als die von Feraric im Goniometer bestimmten Werte. Ursächlich hierfür könnten der abweichende Versuchsaufbau oder das Herstellungsverfahren der Präparate sein. Statt goniometrischer Messungen, wurden in unserer

6 Diskussion

Studie reine Transmissionsmessungen am Lichtmikroskop durchgeführt. Feraric bettete die Zahnproben vor dem Beschleifen in Kunststoff ein, wodurch das Zahnmaterial nach dem Schleifvorgang gänzlich unbedeckt untersucht werden konnte. Außerdem wählte er zur Probengewinnung eine Schnittrichtung in mesio-distaler Richtung. Die Präparate wurden folglich in oro-vestibulärer Richtung durchleuchtet (Feraric, 2019). Bei unserem Versuchsaufbau hingegen, befanden sich zusätzlich Objektträger und Klebstoff im Strahlengang. Diese wurden allerdings durch eine Leerwertbestimmung miteinkalkuliert. Außerdem wurde eine Schnittrichtung in oro-vestibulärer Richtung gewählt. Die Präparate wurden in mesio-distaler Richtung durchleuchtet.

Anders als im Zahnschmelz war für die optischen Parameter von Dentin keine eindeutige Wellenlängenabhängigkeit feststellbar. Dies deckt sich mit den Beobachtungen von Fried et al., deren Studie für Dentinpräparate mit einer Schichtstärke von 30 – 2000 μm im sichtbaren Wellenlängenbereich (543 – 632 nm) einen konstanten Attenuationskoeffizienten von $\sim 280 \text{ cm}^{-1}$ ergab. Im NIR-Bereich (1053 nm) nahm der Attenuationskoeffizient mit 260 cm^{-1} einen ähnlich hohen Wert an. Der Absorptionskoeffizient ergab für alle untersuchten Wellenlängen einen konstanten Wert von $3 - 4 \text{ cm}^{-1}$. Die Autoren führten goniometrische Messungen mit Laserlicht durch. Die Präparate wurden in einer Immersionsflüssigkeit mit Brechungsindex $n = 1,45$ untersucht (Fried et al., 1995). Ein Vergleich mit der hier vorliegenden Arbeit zeigt, dass unsere Werte wesentlich niedriger ausfielen. Im sichtbaren Wellenlängenbereich nahm der Attenuationskoeffizient für Präparate mit einer Schichtstärke zwischen 125 μm und 1000 μm einen Wert von $30,2 - 148,0 \text{ cm}^{-1}$ bei 640 nm und $29,3 - 141,8 \text{ cm}^{-1}$ bei 660 nm an. Im NIR-Bereich (780 nm) betrug der Attenuationskoeffizient $28,2 - 141,2 \text{ cm}^{-1}$. Die Absorption lag bei $< 1,4$. Als Ursache für die abweichenden Messwerte wird die Verwendung einer exakt an den Brechungsindex der Zahnhartsubstanz angepassten Immersionslösung bei der Studie von Fried et al. angenommen, welche ein besseres Eindringen von Licht ermöglicht als die Immersion mit Wasser. Zijp & Ten Bosch beobachteten 1987 bei Transmissionsmessungen von Dentin wellenlängenabhängige Schwankungen der Attenuation. Bei einer Schichtstärke von 170 μm wurde für den Nah-UV-Bereich und den sichtbaren Wellenlängenbereich ein Attenuationskoeffizient von $\sim 30 - 200 \text{ cm}^{-1}$ gemessen, während der Absorptionskoeffizient einen nahezu konstanten Wert von 4 cm^{-1} annahm (Zijp & Ten Bosch, 1987). In der vorliegenden Arbeit ergab sich für Präparate der Schichtstärke 125 μm zwischen 405 nm und 660 nm ein Attenuationskoeffizient von $141,8 - 152,8 \text{ cm}^{-1}$. Die Ergebnisse waren somit nahezu

6 Diskussion

konstant und zeigten im Gegensatz zu den Werten von Zijp & Ten Bosch keine ausgeprägten Schwankungen. Dies bestätigt auch die Untersuchung von Feraric, bei der für Dentinpräparate einer Schichtstärke zwischen 139 – 282 μm Attenuationskoeffizienten zwischen 221,93 – 250,18 cm^{-1} in einem Wellenlängenbereich von 532 – 780 nm gemessen wurden (Feraric, 2019).

6.4 Ergebnisse der Transmissionsmessungen von Schmelzkaries und Dentinkaries

6.4.1 Vergleich der optischen Eigenschaften kariesnaher, mikroskopisch gesund erscheinender Zahnhartsubstanz mit gesundem Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate

Mit Hilfe dieser Messungen sollte festgestellt werden, ob das bei lichtmikroskopischer Betrachtung gesund erscheinende Areal kariesnahen Zahnschmelzes und Dentins tatsächlich gesund war, oder bereits durch die Läsion angegriffen wurde und Veränderungen hinsichtlich seiner optischen Eigenschaften aufwies. Bei mikroskopischer Betrachtung wies gesund erscheinende Zahnhartsubstanz in unmittelbarer Nähe zu einer Kariesläsion die gleichen optischen Eigenschaften auf, wie die Zahnhartsubstanz kariesfreier Präparate. Weil sich Schmelz biologisch gesehen zeitlebens nicht mehr verändert, wurden vergleichbare Messergebnisse für gesunden Schmelz kariöser und kariesfreier Präparate erwartet. Bei Dentin hingegen, wäre durch Reizdentinbildung eine Veränderung der optischen Eigenschaften des gesamten Dentins möglich. Vergleichsmessungen an lichtmikroskopisch gesund erscheinenden Stellen in Zahnschmelz und Dentin in unmittelbarer Nähe zu Kariesläsionen korrelierten gut mit den Werten von Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate. Die Varianzanalyse ergab, dass das untersuchte Gewebe (Schmelz kariesfreier Präparate, gesunder Schmelz kariöser Präparate) für Zahnschmelz keinen signifikanten Einfluss auf die Transmission hatte. Für Dentin hatte die Gewebeart (Dentin kariesfreier Präparate, gesundes Dentin kariöser Präparate) bei der Wellenlänge 405 nm keinen signifikanten Effekt, während jedoch für die Wellenlängen 660 nm und 780 nm ein signifikanter Einfluss festgestellt wurde. Die Differenz der Werte war allerdings gering ($\text{diff} < 0,1$). Daraus kann geschlossen werden, dass lichtmikroskopisch gesund erscheinender Zahnschmelz kariöser Präparate auch messbar gesund ist. Eine Veränderung der optischen Eigenschaften umliegender Zahnhartsubstanz durch die Kariesläsion kann ausgeschlossen werden. Eine kariös bedingte Veränderung der optischen Eigenschaften von

Schmelz ist somit ein lokales, auf die mikroskopisch abgrenzbare Kariesläsion beschränktes, Phänomen. Obwohl dies bei lichtmikroskopischer Betrachtung nicht zu erkennen war, kam es im gesunden Dentin in unmittelbarer Nähe zu einer Dentinkaries-Läsion zu einer geringfügigen Veränderung der optischen Eigenschaften, welche wahrscheinlich durch Reizdentinbildung zu erklären ist, da die Tubulstruktur die Lichtstreuung maßgeblich beeinflusst (Zijp & Ten Bosch, 1987). Dass nur für hohe Wellenlängen (660 nm, 780 nm) eine signifikante Veränderung der Transmission festgestellt wurde, liegt höchst wahrscheinlich daran, dass kurzwelliges Licht weiterhin in den teilobliterierten Dentinkanälchen gestreut wird, während lange Wellenlängen über diese hinweglaufen. Die größten Messwertdifferenzen waren bei der geringsten Schichtstärke der Präparate (125 μm) zu beobachten. Die Mittelwerte höherer Schichtstärken zeigten geringere Messwertdifferenzen zwischen gesundem Dentin kariesfreier und kariöser Präparate auf, denn mit zunehmender Schichtstärke kommt es zur Mehrfachstreuung des Lichtes im Dentin. Die Richtigkeit dieser Argumentation könnte im Rahmen künftiger Forschungen bestätigt werden, indem man gleiche Messungen mit einer an den Brechungsindex von gesundem Dentin angepassten Immersionsflüssigkeit durchführt. Sobald die Dentinkanälchen damit gefüllt wären, sollte der signifikante Einfluss der Gewebeart verschwinden.

Die Erkenntnisse dieses Abschnittes sind besonders wichtig, da folglich die gesunde Zahnfläche eines kariösen Zahnes nicht dazu verwendet werden sollte, eine Referenzmessung für die Kariesdiagnostik mittels lichtoptischer Diagnoseapparate in vivo durchzuführen, um eine mögliche Verfälschung der Werte durch die veränderten optischen Eigenschaften aufgrund von Reizdentinbildung zu verhindern. Außerdem sind diese Erkenntnisse Voraussetzung für kombinierte Diagnose-Therapie-Geräte, welche mit Hilfe von optischen Verfahren die Kariesexkavation steuern. Optische Verfahren können nämlich nur dann als Feedback für das Exkavieren eingesetzt werden, wenn eine klare Abgrenzung von Karies und gesundem Dentin bzw. Zahnschmelz in unmittelbarer Umgebung möglich ist. Diese Grundvoraussetzung muss für jedes Diagnoseverfahren nachgewiesen werden. Da Dentinkaries und gesundes Dentin bzw. Reizdentin bei hohen Schichtstärken ähnliche optische Eigenschaften aufweisen, ist es schwierig für den Abtrag kariösen Dentins einen eindeutigen Endpunkt in gesundem Dentin festzulegen.

6 Diskussion

6.4.2 Veränderung der optischen Parameter von Schmelz- und Dentinkaries mit Veränderung der Schichtstärke der Präparate

Wie auch bei gesundem Zahnmaterial war für die Kariesproben, entgegen der ursprünglichen Annahme, eine Zunahme des Attenuationskoeffizienten mit abnehmender Schichtstärke der Präparate zu beobachten, während die Absorption, wie erwartet, abnahm und die Transmission zunahm. Somit ist auch bei der Untersuchung von kariösem Material keine Normierung der Messwerte durch Angabe eines einzigen für alle Schichtstärken gültigen Attenuationskoeffizienten möglich, da dieser mit variierender Schichtstärke der Präparate starken Schwankungen unterliegt. Die Varianzanalyse ergab für die Vergleiche von gesundem Dentin mit Dentinkaries und von gesundem Zahnschmelz mit Schmelzkaries, dass die Schichtstärke für alle Wellenlängen einen höchst signifikanten Einfluss auf die Transmissionswerte hatte ($p < 0,001$). Auch bei den kariösen Präparaten fiel bei einer Wellenlänge von 405 nm auf, dass die Transmissionswerte der Schichtstärken 1000 μm und 500 μm nahezu identische Werte annahmen. Die Tatsache, dass bei 405 nm kein Unterschied zwischen 500 μm und 1000 μm dicken Schichten zu erkennen ist, lässt sich mit der hohen Attenuation von kurzwelligem Licht erklären. Bereits ab einer Schichtstärke von 500 μm wird die Lichtintensität so stark reduziert, dass eine weitere Zunahme der Schichtdicke keinen weiteren Unterschied mehr erkennen lässt.

6.4.3. Beurteilung der Homogenität von Schmelz- und Dentinkaries

Die maximalen Variationskoeffizienten von Schmelzkaries und Dentinkaries betragen 111% und 100%. Schmelz- und Dentinkaries zeigten mit 20 bzw. 15 den Referenzwert (50%) übersteigenden Werten des Variationskoeffizienten eine deutlich höhere Messwertstreuung als gesunde Zahnhartsubstanz. Die hohe Streuung lässt sich vermutlich auf strukturelle und farbliche Unterschiede der Zähne sowie auf deren Herkunft von unterschiedlichen Individuen unbekanntem, vermutlich variierendem Alters zurückführen. Daneben könnte der Grad der untersuchten Kariesläsionen eine Rolle spielen. Auch für die lichtoptische Untersuchung von Zähnen mit Schmelz- und Dentinkaries-Läsionen sollte zunächst aufgrund des hohen Grades der Variation ein Referenzwert an einem kariesfreien Zahn erfasst werden.

6 Diskussion

6.4.4 Vergleich der optischen Eigenschaften von Schmelzkaries und gesunder Zahnhartsubstanz

Verglichen mit gesundem Schmelz ergaben sich für Schmelzkaries höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und niedrigere Werte für die Transmission. Durch eine Veränderung der Mikrostruktur mit zunehmender Porosität kommt es zu einer verstärkten Streuung mit höherer Attenuation (C. L. Darling et al., 2006). Kariöser Schmelz schwächt Licht somit stärker ab als gesunder Schmelz, wodurch er durch Transmissionsmessungen deutlich von diesem zu unterscheiden ist. Die Varianzanalyse zeigte, dass die Gewebeart (kariesfreier Schmelz, kariöser Schmelz) einen höchst signifikanten Einfluss auf die Transmission hatte ($p < 0,001$). Die oben genannten Erkenntnisse decken sich mit den Ergebnissen der aktuell vorliegenden Literatur (Feraric, 2019). C. L. Darling et al. maßen anhand 200 μm dicker Schmelzpräparate mit artifiziell erzeugten Kariesläsionen bei einer Wellenlänge von 1310 nm Attenuationskoeffizienten von 100 – 200 cm^{-1} , während gesunder Schmelz Attenuationskoeffizienten von 2 – 3 cm^{-1} aufwies. Damit zeigte Schmelzkaries eine ähnliche Attenuation wie gesundes Dentin. Goniometrische Messungen zeigten, dass die Schwächung vor allem durch Mie-Streuung bedingt war, was Poren in einer Größenordnung von Schmelzprismen als Streuzentren vermuten ließ (C. L. Darling et al., 2006). In der hier vorliegenden Arbeit betrug der Attenuationskoeffizient für Schmelzkaries bei einer Schichtstärke von 250 μm $65,4 \pm 33,0 \text{ cm}^{-1}$ im NIR-Bereich (780 nm). Für gesundes Dentin betrug der Attenuationskoeffizient für besagte Wellenlänge und Schichtstärke $83,0 \pm 9,2 \text{ cm}^{-1}$ und für gesunden Schmelz $10,5 \pm 5,2 \text{ cm}^{-1}$. Die vorliegenden Werte für kariösen Schmelz fielen damit, trotz niedrigerer Wellenlänge des Untersuchungslichtes, wesentlich niedriger aus als in der Vergleichsstudie und die Differenz der Messwerte zwischen gesundem und kariösem Schmelz war deutlich geringer. Ein Vergleich von Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizienten von Schmelzkaries mit gesundem Dentin ließ keinen klaren Trend erkennen. Die Attenuationskoeffizienten von Schmelzkaries fielen bis zu sechsmal höher aus als für gesunden Zahnschmelz und nahmen Werte gleicher Größenordnung an wie jene von gesundem Dentin. Gesundes Dentin und Schmelzkaries ähneln sich also in ihren optischen Eigenschaften, wodurch sie durch lichtoptische Diagnostikmethoden schwieriger voneinander zu unterscheiden sind als Schmelzkaries und gesunder Schmelz. Das größte Potential zur Unterscheidung von Schmelzkaries und gesundem Dentin bietet der Nahinfrarotlichtbereich, da der Kontrast dort, verglichen mit den anderen untersuchten Wellenlängen, am stärksten ist.

6.4.5. Beurteilung der optischen Eigenschaften von Schmelzkaries in Abhängigkeit von der Läsionstiefe

Die Ursprungshypothese lautete, dass die Attenuation innerhalb ein- und derselben Kariesläsion mit deren Tiefe variiert. Bei Kariesentstehung kommt es durch Demineralisation zur Porenbildung und zu einem Mineralverlust. Bei einer nicht-kavitierten Schmelzläsion ist in der äußeren Schmelzhälfte eine dünne pseudointakte Oberflächenschicht mit geringem Porenvolumen und einem Mineralverlust von bis zu 10% zu finden. Darunter schließt sich der Läsionskörper als Zone des größten Mineralverlusts an. Das Porenvolumen beträgt bis zu 25%. Weiterhin schließt sich die dunkle Zone an, die, wie die Oberflächenschicht, durch ein geringes Porenvolumen und Remineralisationsprozesse charakterisiert ist. Schließlich bildet die transluzente Zone mit einem Porenvolumen von ca. 1% den Bereich der fortschreitenden Demineralisation (Schröder, 1983). Da eine Kariesläsion stets an der Zahnoberfläche beginnt, sind in der äußeren Schmelzhälfte zunächst die Bereiche des größeren Zerstörungsgrades zu finden. Da wir in diesem Bereich eine stärkere Lichtstreuung vermuteten, erwarteten wir für Initialläsionen in der äußeren Schmelzhälfte (D1) eine höhere Attenuation als für D2-Läsionen der inneren Schmelzhälfte. Die Ursprungshypothese muss jedoch teilweise verworfen werden, denn die Untersuchung der Karieszonen im Schmelz ergab nur für Schichtstärken $\leq 250 \mu\text{m}$ niedrigere D1-Werte für die Transmission und höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient als für D2-Läsionen. Für hohe Schichtstärken ($500 \mu\text{m}$, $1000 \mu\text{m}$) war kein Trend zu erkennen. Da bei der Kariesdiagnostik in vivo stets der ganze Zahn untersucht wird, erscheint eine Orientierung an den Messwerten größerer Schichtstärken sinnvoll. Die Varianzanalyse zeigte, dass die Gewebeart (D1-Karies, D2-Karies) für keine Wellenlänge einen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse hatte ($p > 0,05$). Daraus kann man ableiten, dass der Messbereich im kariösen Zahnschmelz keinen relevanten Einfluss auf die Attenuation hat. Demnach folgern wir, dass D1- und D2-Läsionen gleiche optische Eigenschaften aufweisen und messtechnisch nicht voneinander zu unterscheiden sind. C. L. Darling et al. zeigten im Rahmen einer In-vitro-Studie, dass durch Demineralisation gesunder Zahnhartsubstanz und resultierende Porenbildung ein exponentieller Anstieg des Streukoeffizienten mit abnehmendem Mineralgehalt, mit einem Maximalwert nach 10 – 15 % Mineralverlust, stattfindet. Die Streuung nimmt dabei initial stark zu, wohingegen sie mit fortschreitendem Mineralverlust nur noch verhältnismäßig schwach ansteigt (C. L. Darling et al., 2006). Betrachtet man die Ergebnisse unserer Studie, so liegt die Vermutung nahe, dass die

6 Diskussion

untersuchten Schmelzläsionen besagten Schwellenwert des Mineralverlustes bereits erreicht hatten, was in keinen bzw. nur minimalen Unterschieden der Attenuation der Karieszonen resultierte.

6.4.6 Vergleich der optischen Eigenschaften von Dentinkaries mit gesunder Zahnhartsubstanz und Schmelzkaries

Entgegen der Erwartungen wurden für Dentinkaries im sichtbaren Wellenlängenbereich und dem NIR-Bereich niedrigere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und höhere Werte für die Transmission gemessen als für gesundes Dentin. Im Gegensatz zu Schmelzkaries, stellte sich Dentinkaries somit als transluzenter als das entsprechende gesunde Zahnmaterial heraus. Dieses Phänomen beobachtete auch Feraric (Feraric, 2019). Im Nah-UV-Bereich nahmen die Messwerte für kariöses und gesundes Dentin eine vergleichbare Größenordnung an, weshalb eine Wellenlänge von 405 nm nicht zur Detektion von Dentinkaries geeignet zu sein scheint. Die Varianzanalyse zeigte, dass die Gewebeart (kariesfreies Dentin, kariöses Dentin) für höhere Wellenlängen einen höchst signifikanten Effekt hatte ($p < 0,001$), während sie bei 405 nm keinen signifikanten Einfluss auf die Transmission hatte ($p > 0,05$). Hoffmann, Feraric, Litzenburger & Kunzelmann beobachteten das Gleiche bei einer Wellenlänge von 532 nm (Hoffmann, Feraric, Hoster, Litzenburger, & Kunzelmann, 2020). Dies lässt darauf schließen, dass sich niedrige Wellenlängen, wie sie bei der Quantitativen Lichtinduzierten Fluoreszenz Anwendung finden, nicht zur Diagnostik von Dentinkaries eignen. Dass sich Dentinkaries transluzenter darstellt als gesundes Dentin, könnte daran liegen, dass das Hydroxylapatit durch die Karies aufgelöst wird und Poren im Dentin verbleiben. Durch die Auflockerung seiner Struktur erscheint das Dentin also weniger dicht und es kann mehr Licht hindurchtreten. Allerdings können solche Poren auch als Streuzentren fungieren und eine Zunahme der Attenuation bewirken. Auch die Einlagerung von Wasser in die Poren kann die Attenuation beeinflussen (Lee et al., 2015). Wahrscheinlicher ist deshalb die Annahme, dass die Dentintubuli als Reaktion auf den kariösen Säureangriff mit Tertiärdentin (Reizdentin) aufgefüllt wurden, was in einem geringeren Unterschied des Brechungsindex zu dem des umliegenden Dentins resultierte. Dies wiederum führte zu einer geringeren Lichtstreuung und einer höheren Transmission. Verglichen mit gesundem Schmelz wurden für Dentinkaries deutlich höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizienten und deutlich niedrigere Werte für die Transmission gemessen. Verglichen mit Schmelzkaries wurden für Dentinkaries

6 Diskussion

im gesamten Wellenlängenbereich niedrigere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizienten und höhere Werte für die Transmission gemessen. Schmelzkaries ist folglich weniger transluzent als Dentinkaries. Die Geringfügigkeit der Messwertschwankungen deutet jedoch auf ähnliche optische Eigenschaften von Schmelz- und Dentinkaries hin.

6.4.7 Beurteilung der optischen Eigenschaften von Dentinkaries in Abhängigkeit von der Läsionstiefe

Die Dentinkaries wurde nach lichtmikroskopischer Betrachtung in drei Zonen in Abhängigkeit von deren Lage zur Zone der Transluzenz unterteilt (ESTZ: enamel side of translucent zone, TZ: translucent zone, PSTZ: pulpa side of translucent zone). Der Bereich PSTZ, welcher nicht in der eigentlichen Kariesläsion liegt, wurde in die Untersuchung miteinbezogen, da die Karies einen Reiz ausübt, auf den die Pulpa reagiert. In den Odontoblastenkanälchen findet eine Reaktion auf die bakteriellen Stoffwechselprodukte statt. Absorption und Attenuation in der Zone der Transluzenz fielen niedriger aus als im schmelzseitigen und pulpaseitigen Anteil der Kariesläsion. Die Transmission nahm in der Zone der Transluzenz die höchsten Werte an. Die Zone der Transluzenz stellt histologisch einen hellen Bereich sklerotischen Dentins dar. Es kommt zur Obliteration der Dentinkanälchen zum Schutz vor vordringenden bakteriellen Noxen. Die höhere Transmission ist vermutlich durch die Veränderung der Tubulstruktur zu begründen, da diese maßgeblich über die Lichtstreuung bestimmen und bei deren Zerstörung zwei Grenzschichten für die Lichtbrechung und -streuung wegfallen (Zijp & Ten Bosch, 1987). In Richtung Pulpa schließt sich der TZ eine Schicht Dentin an. Schmelzwärts schließen sich eine Zone ohne Odontoblastenfortsätze „dead tract“, die lichtmikroskopisch unverändert erscheinende Zone der Demineralisation, die Zone der Penetration mit starker bakterieller Invasion und die Zone der Nekrose mit verflüssigtem Dentin an. Es kommt zu einem Zusammenfall der Tubulstruktur (Schröder, 1983). Abbildung 51 veranschaulicht die Strukturen in Schmelz und Dentin anhand eines kariösen Präparates. Da sich in dieser Studie zeigte, dass sich Dentinkaries transluzenter darstellt als gesundes Dentin, war anzunehmen, dass für die ESTZ eine geringere Attenuation zu beobachten sein müsste als für die PSTZ, zumal die zunehmende Dichte an Dentinkanälchen in Pulpanähe eine stärkere Streuung verursachen müsste. Für die Werte der ESTZ und PSTZ war jedoch für keine der untersuchten Wellenlängen ein eindeutiger Trend abzulesen. Die Varianzanalyse zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Zonen ESTZ und PSTZ auf. Das bedeutet, dass man bei der

6 Diskussion

Verwendung von optischen Feedback-Systemen die Ergebnisse bei pulpanahen Defekten besonders vorsichtig beurteilen sollte, da die Unterscheidung von Dentinkaries gegenüber dem pulpanahen Dentin schwer fällt. Lediglich die eindeutige Abgrenzung gegenüber der Zone der Transluzenz ist möglich, da diese durchweg die geringste Attenuation bzw. die höchste Transmission aufwies. Eine Gegenüberstellung der Zonen ESTZ mit TZ und PSTZ mit TZ ergab signifikante Unterschiede.

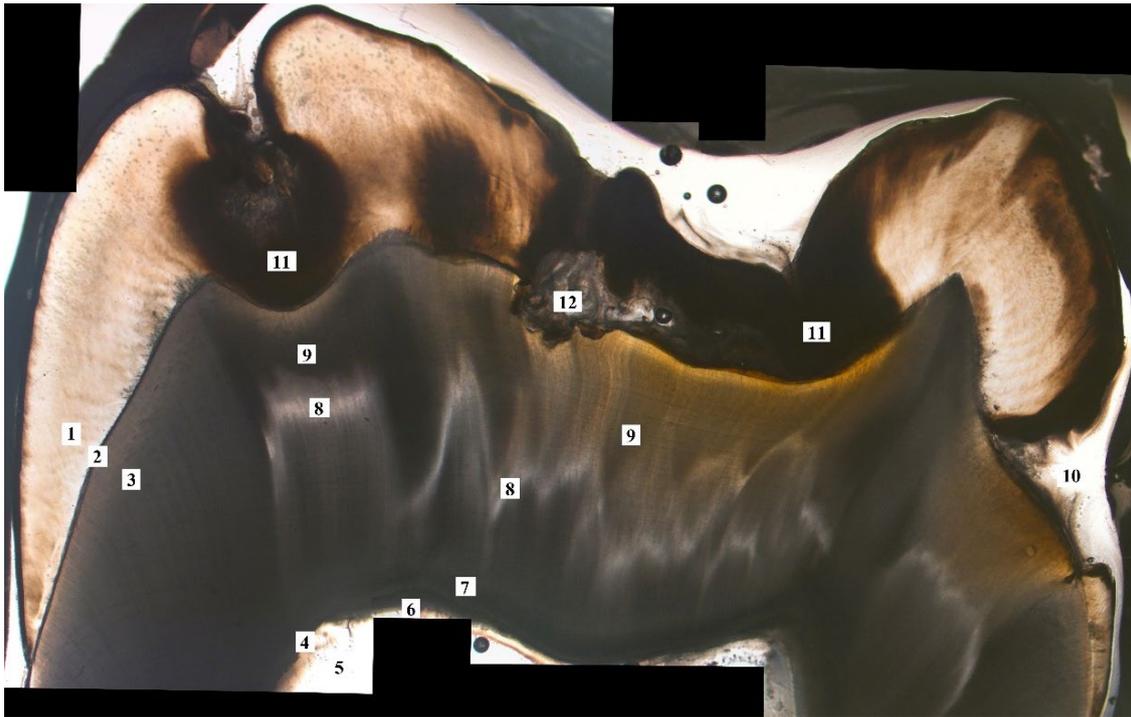


Abbildung 51: Mikroskopische Aufnahme eines kariösen Präparates mit Beschreibung der sichtbaren Strukturen: 1 Schmelz, 2 Schmelz-Dentin-Grenze, 3 Dentin, 4 Pulpa-Dentin-Grenze, 5 Pulpenkavum, 6 Tertiärdentin, 7 Schicht gesunden Dentins, 8 Sklerotisches Dentin (Transparente Zone), 9 Zone der Demineralisation, 10 Kavitiertes Schmelz, 11 Schmelzkaries, 12 Artefakt: Kleber im Bereich partiell kavitierten Schmelzes

Während die Transmission von Dentinkaries durch die Reduktion der Probenschichtstärke verhältnismäßig stärker zunahm als für gesundes Dentin, zeigten die Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries eine etwas geringere relative Zunahme der Messwerte. Dies lässt einen, verglichen mit gesundem Zahnmaterial, strukturell weniger homogenen Aufbau der Dentinkaries vermuten. Eine andere Erklärung könnte der unterschiedliche Fortschritt der untersuchten Kariesläsionen sein, welcher zu einer unterschiedlichen Ausprägung der

Karieszonen und insgesamt zu einer Zunahme der Variation der Messwerte führte. Denn mit Voranschreiten der Karies kommt es zu einem zunehmenden Mineralverlust und einer erhöhten Porosität, welche sich auf die optischen Eigenschaften auswirkt (Meyer-Lückel, Paris, & Ekstrand, 2012).

6.4.8 Veränderung der optischen Parameter von Schmelz- und Dentinkaries in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Lichtes

Schmelz- und Dentinkaries zeigten eine Wellenlängenabhängigkeit ihrer optischen Parameter. Mit steigender Wellenlänge waren eine Zunahme der Transmission und eine Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient zu beobachten. Hierbei gab es eine Ausnahme für beide Kariesarten. Für die Halogenleuchte (640 nm) und LED 660 nm wurden bei 1000 µm Schichtstärke identische Transmissionswerte gemessen. Diese lassen sich durch den geringen Wellenlängenunterschied der Intensitätsmaxima der Lichtquellen von nur 20 nm erklären. Um eine Kariesläsion mit Hilfe lichtoptischer Diagnostiksysteme deutlich darstellen zu können sollte ein hoher Kontrast zwischen gesundem und kariösem Zahnmaterial bestehen. Bei der Darstellung von Schmelzkaries sollte also eine Wellenlänge gewählt werden, bei der gesunder Schmelz eine möglichst hohe Transluzenz und die Läsion eine möglichst geringe Transluzenz aufweist. Hierzu wurde die relative Transmission berechnet. Ein hoher Wert spricht für einen hohen Kontrast. Die Ergebnisse sind in Tabelle 35 aufgeführt. Die relative Transmission für Zahnschmelz zeigte für hohe Wellenlängen größere Werte. Die höchsten Werte waren für eine Wellenlänge von 780 nm zu beobachten. Die Differenz der relativen Transmission zwischen 640 nm, 660 nm und 780 nm war allerdings nur gering. Dagegen fielen die Werte für 405 nm stärker ab. Aus den Werten lässt sich schlussfolgern, dass sich der NIR-Bereich besser zur Diagnostik von Schmelzkaries eignet als der sichtbare Wellenlängenbereich, während sich der Nah-UV-Bereich am schlechtesten hierfür eignet. Um beurteilen zu können welche Lichtquelle sich am besten zur Diagnostik einer Dentinkaries eignet, gilt es die Lichtschwächung durch Zahnschmelz zu bedenken. Ein Wellenlängenbereich bei dem die Attenuation durch den Schmelz gering ist, ermöglicht ein besseres Vordringen von Licht in das Dentin, wodurch die Diagnostik einer Dentinkaries erleichtert wird. Folglich eignet sich der NIR-Bereich auch zur Diagnostik einer Kariesläsion im Dentin am besten. Dies bestätigen auch aktuelle Studien, wobei die Diagnostik einer Schmelzkaries zuverlässigere Ergebnisse liefert als die einer Dentinkaries (Feraric, 2019; Simon et al., 2015; Simon et al., 2016).

7 Schlussfolgerungen

Aus den Untersuchungen dieser In-vitro-Studie zur Beurteilung der optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und Karies lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

Experimentelle Vorversuche:

1. Die Laufzeit bestimmter Gerätschaften hat einen Einfluss auf die Messungen. Bei experimentellen Aufbauten ist es daher unerlässlich Validierungsmessungen der verwendeten Gerätschaften durchzuführen, um unter konstanten Arbeitsbedingungen unverfälschte Messergebnisse zu erhalten. Kalibrierungen sind durchzuführen und gegebenenfalls nötige Aufwärmphasen sind einzuhalten.
2. Störfaktoren, die die Messergebnisse verfälschen könnten, sind zu eliminieren. Bei lichtoptischen Untersuchungen hat einfallendes Umgebungslicht einen erheblichen Einfluss auf die Messergebnisse. Der Versuchsaufbau sollte daher vor störendem Umgebungslicht abgeschirmt werden.
3. Bei der Untersuchung von Schnittpräparaten sollten alle sich bei optischen Messungen im Strahlengang befindlichen Materialien auf ihre optischen Eigenschaften hin untersucht werden. Es sollten Objektträger und Klebstoffe zur Befestigung der Präparate gewählt werden, die einen minimalen Einfluss auf die Messergebnisse haben. Da der Objektträger eine messbare Lichtschwächung bewirkt, sollte dieser Einfluss durch Leerwertmessungen in die Versuchsauswertung integriert werden. So spiegeln die Ergebnisse rein die Eigenschaften der untersuchten Präparate wider.
4. Die Oberflächenbearbeitung des Probenmaterials beeinflusst die Transmissionsmessungen geringfügig. Durch Verwendung von Immersionsflüssigkeiten ist dieser Effekt zu vernachlässigen.
5. Ein Austrocknen der Präparate hat eine deutlich messbare Zunahme der Lichtschwächung zur Folge. Für Transmissionsmessungen sollten die Präparate durch Verwendung einer geeigneten Immersionsflüssigkeit feucht gehalten werden. Dies garantiert ein besseres Eindringen des Lichtes und eine Reduktion oberflächlicher Reflexionen.

7 Schlussfolgerungen

Untersuchung der optischen Eigenschaften von gesunder Zahnhartsubstanz und Karies (vgl. Arbeitshypothesen 1. – 9. unter „3 Fragestellungen“):

1. Mit abnehmender Schichtstärke der Präparate waren eine Zunahme der Transmission und eine Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient zu erwarten. Die Ursprungshypothese muss teilweise verworfen werden. Transmission und Absorption verhielten sich für kariöses und kariesfreies Material wie vorhergesehen, wohingegen eine Zunahme des Attenuationskoeffizienten mit abnehmender Schichtstärke zu beobachten war. Der Attenuationskoeffizient variierte stark in Abhängigkeit von der Schichtstärke. Eine Normierung des Attenuationskoeffizienten mit Angabe eines einzigen für alle Schichtstärken gültigen Wertes (Berechnung analog Lambert-Beer-Gesetz) ist für Zahnmaterial somit nicht möglich.
2. Bei lichtmikroskopischer Betrachtung stellte sich gesunde Zahnhartsubstanz als homogenes Material dar, während Karies strukturell inhomogen erschien. Für gesunden Schmelz überschritten 12,5% der Variationskoeffizienten von Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient den Richtwert von 50%, der eine für biologisches Material große Streuung angibt. Für gesundes Dentin waren es 2%, für Schmelzkaries ~ 42% und für Dentinkaries 31%. Insgesamt zeigten Schmelz- und Dentinkaries somit eine höhere Messwertstreuung als gesunde Zahnhartsubstanz, was die Ursprungshypothese bestätigt. Betrachtet man die maximalen Variationskoeffizienten der untersuchten optischen Größen einzeln, so galt für die Transmission: Schmelz < Dentin < Dentinkaries < Schmelzkaries. Für Absorption und Attenuationskoeffizient war die Messwertstreuung bei Dentin am niedrigsten, wohingegen sie für Schmelz, Schmelzkaries und Dentinkaries ähnliche Werte annahm (vgl. Tabelle 22).
3. Die ursprüngliche Hypothese, dass die optischen Größen für Schmelz, Dentin, Schmelzkaries und Dentinkaries eine regelhafte Abhängigkeit von der Wellenlänge zeigen, muss teilweise verworfen werden, da dies für gesundes Dentin nicht zutrifft. Gesunder Schmelz, Schmelz- und Dentinkaries zeigten mit steigender Wellenlänge eine Zunahme der Transmission und eine Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizient (Ausnahme: identische Transmissionswerte für Dentinkaries bei 640 nm und 660 nm bei Schichtstärke 1000 µm). Für gesundes Dentin war keine eindeutige Abhängigkeit besagter Parameter von der Wellenlänge des einfallenden Lichtes feststellbar.

7 Schlussfolgerungen

4. Zahnschmelz zeigte im Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm eine geringere Absorption und niedrigere Attenuationskoeffizienten sowie eine höhere Transmission als Dentin. Die Attenuationskoeffizienten von Zahnschmelz fielen bis zu zehnmal niedriger aus als diejenigen von Dentin.
5. Schmelzkaries nahm im gesamten untersuchten Wellenlängenbereich höhere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und niedrigere Werte für die Transmission an als gesunder Zahnschmelz. Schmelzkaries besitzt somit eine höhere Attenuation als gesunder Schmelz. Dentinkaries nahm in einem Wellenlängenbereich von 640 – 780 nm niedrigere Werte für Absorption und Attenuationskoeffizient und höhere Werte für die Transmission an als kariesfreies Dentin. Bei 405 nm nahmen die Messwerte für kariöses und gesundes Dentin eine vergleichbare Größenordnung an. Die Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries fielen insgesamt bis zu zweimal niedriger aus als für gesundes Dentin. Dentinkaries besitzt demnach eine geringere Attenuation als kariesfreies Dentin. Die Hypothese, dass die Attenuation einer Kariesläsion höher ausfällt als die des entsprechenden gesunden Zahnmaterials, ist somit teilweise widerlegt worden.
6. Die Attenuationskoeffizienten von Schmelzkaries fielen bis zu sechsmal höher aus als jene von gesundem Zahnschmelz. Die Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries fielen bis zu zweimal niedriger aus als für gesundes Dentin. Die Ursprungshypothese ist somit zutreffend. Das bedeutet zudem, dass sich Schmelzkaries deutlicher von gesundem Schmelz unterscheiden lässt, als Dentinkaries von gesundem Dentin.
7. Bei Schmelzkaries war die Attenuation durch D1-Läsionen nur für Präparate der Schichtstärken $\leq 250 \mu\text{m}$ höher als die Attenuation durch D2-Läsionen. Die Messwertdifferenzen waren jedoch gering. Für höhere Schichtstärken (500 μm , 1000 μm) war kein Trend zu erkennen. Laut Varianzanalyse hatte die Gewebeart (D1-Karies, D2-Karies) keinen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse. Läsionen in der äußeren Schmelzhälfte (D1) weisen folglich die gleichen optischen Eigenschaften auf wie Läsionen, die bereits in die innere Schmelzhälfte vorgedrungen sind (D2) und sind messtechnisch nicht voneinander zu unterscheiden. Für Dentinkaries wies die Zone der Transluzenz (TZ) verglichen mit den anderen Karieszonen im gesamten Wellenlängenbereich die niedrigste Attenuation auf. Die Messwerte für ESTZ und PSTZ zeigten keinen eindeutigen Trend. Die Varianzanalyse ergab, dass die Gewebeart (ESTZ, TZ, PSTZ) einen höchst signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse hatte, wobei zwischen ESTZ und PSTZ kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Bei Dentinkaries ist lediglich die Abgrenzung

7 Schlussfolgerungen

gegenüber der Zone der Transluzenz sicher möglich, während die Bereiche ESTZ und PSTZ messtechnisch nicht voneinander zu unterscheiden sind.

8. Bei visueller mikroskopischer Inspektion zeigte gesund erscheinende Zahnhartsubstanz in unmittelbarer Nähe zu einer Kariesläsion gleiche optische Eigenschaften wie die Zahnhartsubstanz eines kariesfreien Präparates. Die Mittelwerte von Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate und gesundem Schmelz und Dentin kariöser Präparate zeigten eine gute Korrelation. Die Messwertdifferenzen waren bei niedrigen Schichtstärken am größten; insgesamt jedoch gering. Für Schmelz hatte die untersuchte Gewebeart keinen signifikanten Einfluss auf die Transmission. Die Veränderung der optischen Eigenschaften von Schmelz durch Karies ist also ein lokales Phänomen, wobei sich die Kariesläsion auf den visuell erkennbar veränderten Bereich beschränkt. Im Dentin hatte die Gewebeart (kariesfreies Dentin, gesundes Dentin kariöser Präparate) bei einer Wellenlänge von 405 nm keinen signifikanten Einfluss auf die Transmission. Bei 660 nm und 780 nm hingegen, war ein signifikanter Effekt zu beobachten. Gesundes Dentin nahe einer Kariesläsion zeigte, vermutlich durch Reizdentinbildung, eine Veränderung seiner optischen Eigenschaften. Verglichen mit kariesfreiem Dentin war die Differenz der Werte jedoch gering.
9. Sowohl für gesunde Zahnhartsubstanz als auch für Schmelz- und Dentinkaries waren bei einer Wellenlänge von 780 nm die höchsten Werte für die Transmission und die niedrigsten Werte für Absorption und Attenuationskoeffizienten zu finden. Die relative Transmission für Zahnschmelz und Dentin nahm bei einer Wellenlänge von 780 nm die höchsten Werte an (vgl. Tabellen 35, 36). Für die Diagnostik von Schmelzkaries ist die Lichtquelle, die den höchsten Kontrast bzw. die höchste relative Transmission liefert am besten geeignet. Ein Wellenlängenbereich bei dem die Attenuation durch den Schmelz gering ist, ermöglicht auch ein besseres Vordringen von Licht in das Dentin, wodurch die Diagnostik einer Dentinkaries erleichtert wird. Der Nahinfrarotlicht-Bereich eignet sich somit besser zur Kariesdiagnostik als der Nah-UV-Bereich und der sichtbare Wellenlängenbereich.

8 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es im Rahmen einer In-vitro-Studie anhand von Transmissionsmessungen die optischen Eigenschaften von Zahnschmelz, Dentin, Schmelzkaries und Dentinkaries in einem Wellenlängenbereich von 405 – 780 nm zu untersuchen. Die Ergebnisse sollen einen Beitrag zur Optimierung von lichtoptischen Diagnostikapparaturen leisten, um dem Behandler im Praxisalltag die Kariesdiagnostik und die Entscheidung zwischen non-invasiver und invasiver Therapie zu erleichtern. Als Lichtquellen dienten eine Halogenleuchte und drei LED-Leuchten mit Intensitätsmaxima bei Wellenlängen 640 nm, 405 nm, 660 nm und 780 nm. Es wurden je 20 gesunde und kariöse Schnittpräparate aus extrahierten humanen Zähnen der zweiten Dentition hergestellt. Für die Herstellung der kariösen Präparate wurden hauptsächlich Zähne mit Okklusalkaries gewählt. Die Zahnpräparate wurden bei vier Schichtstärken (1000 μm , 500 μm , 250 μm , 125 μm) untersucht. Aus den Messdaten wurden Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient berechnet.

Die Ergebnisse zeigten, dass es mit abnehmender Schichtstärke gesunder und kariöser Präparate zu einer Abnahme der Absorption und zu einer Zunahme von Transmission und Attenuationskoeffizient kam. Der Attenuationskoeffizient variierte stark in Abhängigkeit von der Schichtstärke. Eine Normierung des Attenuationskoeffizienten für Zahnmaterial mit Angabe eines einzigen für alle Schichtstärken gültigen Wertes (Berechnung analog Lambert-Beer-Gesetz), wie sie in vielen Studien Anwendung findet, ist somit nicht möglich. Bei lichtmikroskopischer Betrachtung stellte sich gesunde Zahnhartsubstanz als homogenes Material dar, während Karies strukturell inhomogen erschien. Für Zahnschmelz und Dentin überschritten deutlich weniger Variationskoeffizienten den Richtwert von 50%, der eine für biologisches Material große Streuung angibt, als bei Schmelz- und Dentinkaries. Die Messwertstreuung war demnach für gesunde Zahnhartsubstanz niedriger, was für eine höhere Homogenität spricht. Für gesunden Zahnschmelz, Schmelzkaries und Dentinkaries trat eine wellenlängenabhängige Veränderung der untersuchten optischen Parameter auf. Mit steigender Wellenlänge kam es zu einer Zunahme der Transmission und zu einer Abnahme von Absorption und Attenuationskoeffizienten (Ausnahme: identische Transmissionswerte von Schmelz- und Dentinkaries für 640 nm und 660 nm bei 1000 μm Schichtstärke). Für gesundes Dentin war keine regelhafte Abhängigkeit genannter Parameter von der Wellenlänge des einfallenden Lichtes feststellbar. Es konnte eindeutig belegt werden, dass die Attenuation durch

Zahnschmelz niedriger ausfiel als die Attenuation durch Dentin. Die Attenuationskoeffizienten von Zahnschmelz nahmen bis zu zehnmal niedrigere Werte an als diejenigen von Dentin. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass bei mikroskopischer Inspektion gesund erscheinender Zahnschmelz kariöser Präparate in unmittelbarer Nähe zu einer Schmelzkaries-Läsion auch messbar gesund war. Die Veränderung der optischen Eigenschaften von Schmelz durch Karies ist also ein lokales Phänomen, wobei sich die Kariesläsion auf den visuell erkennbar veränderten Bereich beschränkt. Bei mikroskopischer Betrachtung gesund erscheinendes Dentin in unmittelbarer Nähe zu einer Dentinkaries-Läsion zeigte eine, vermutlich durch Reizdentinbildung verursachte, geringfügige Veränderung seiner optischen Eigenschaften. Für hohe Wellenlängen (660 nm, 780 nm) war ein signifikanter Unterschied gegenüber Dentin kariesfreier Präparate festzustellen. Entgegen der ursprünglichen Erwartungen konnte gezeigt werden, dass Karies einfallendes Licht nicht durchweg stärker abschwächt als gesunde Zahnhartsubstanz. Während Schmelzkaries eine wesentlich höhere Attenuation aufwies als gesunder Schmelz, wies Dentinkaries eine geringere Attenuation auf als gesundes Dentin. Die Attenuationskoeffizienten von Schmelzkaries fielen bis zu sechsmal höher aus als die von gesundem Zahnschmelz und glichen denjenigen von gesundem Dentin. Die Attenuationskoeffizienten von Dentinkaries fielen bis zu zweimal niedriger aus als für gesundes Dentin, waren bis zu fünfmal höher als die von gesundem Zahnschmelz und glichen den Werten von Schmelzkaries. Eine Abgrenzung von gesundem Zahnschmelz zu Dentin und Karies war durch den hohen Kontrast leicht möglich, während die Abgrenzung von gesundem Dentin zu Schmelz- und Dentinkaries sowie die Abgrenzung von Schmelzkaries zu Dentinkaries aufgrund der ähnlichen optischen Eigenschaften als kritisch einzustufen sind. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass die Attenuation innerhalb ein- und derselben Kariesläsion variierte. Für Dentinkaries nahm die Transmission in der Zone der Transluzenz (TZ) die höchsten Werte an. Absorption und Attenuationskoeffizienten fielen dort geringer aus als im schmelzseitigen (ESTZ: enamel side of translucent zone) und pulpaseitigen (PSTZ: pulpa side of translucent zone) Anteil der Läsion. Die Bereiche ESTZ und PSTZ unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Mit Fortschritt der Kariesläsion und Ausbildung der Zone der Transluzenz kam es also zu einer Veränderung der optischen Parameter. Für Schmelzkaries war keine Unterscheidung von D1-Läsionen (in der äußeren Schmelzhälfte) und D2-Läsionen (in der inneren Schmelzhälfte) möglich. Die Transmissionsmessungen zeigten, dass sich der Nahinfrarotlichtbereich (NIR-Bereich) besser zur Diagnostik von Schmelz- und Dentinkaries eignet, als der Nah-UV-Bereich (405 nm) und der sichtbare Wellenlängenbereich (640 nm, 660

8 Zusammenfassung

nm). Eine Wellenlänge von 780 nm lieferte sowohl für gesunde Zahnhartsubstanz als auch für Karies die höchsten Werte für die Transmission und die niedrigsten Werte für Absorption und Attenuationskoeffizienten. Die relative Transmission für Zahnschmelz nahm bei einer Wellenlänge von 780 nm die höchsten Werte an, was für einen hohen Kontrast zu Schmelzkaries spricht. Auch für Dentin war die relative Transmission bei 780 nm am höchsten. Eine geringe Attenuation durch Zahnschmelz ermöglicht zudem ein besseres Vordringen von Licht in das Dentin, wodurch die Diagnostik von Dentinkaries erleichtert wird. Folglich eignet sich der NIR-Bereich auch zur Diagnostik einer Kariesläsion im Dentin am besten.

Ein Vergleich mit der Literatur zeigt, dass diese Ergebnisse weitestgehend mit den Erkenntnissen anderer Autoren übereinstimmen, welche die Unterscheidung von gesundem Schmelz und Karies aufgrund der stark abweichenden Lichtschwächung als gut einstufen, während sich die Abgrenzung von Dentinkaries zu gesundem Dentin schwieriger gestaltet. Da die Penetration einer Kariesläsion über die Schmelz-Dentin-Grenze hinaus einen kritischen Punkt markiert, der im Behandlungsalltag über ein invasives Eingreifen entscheidet, ist es notwendig weitere Studien zur Diagnostik von Dentinkaries durchzuführen. Der NIR-Bereich scheint hierbei besonders erfolgsversprechend zu sein. Lichtoptische Untersuchungsmethoden eignen sich gut zur Diagnostik von Schmelzkaries und sind daher als nützliche Verfahren für den klinischen Alltag einzustufen.

9 Literaturverzeichnis

- Abrams, S. H., Sivagurunathan, K. S., Silvertown, J. D., Wong, B., Hellen, A., Mandelis, A., . . . Amaechi, B. T. (2017). Correlation with Caries Lesion Depth of The Canary System, DIAGNOdent and ICDAS II. *Open Dent J*, 11, 679-689. doi:10.2174/1874210601711010679
- Amaechi, B. T., Podoleanu, A., Higham, S. M., & Jackson, D. A. (2003). Correlation of quantitative light-induced fluorescence and optical coherence tomography applied for detection and quantification of early dental caries. *J Biomed Opt*, 8(4), 642-647. doi:10.1117/1.1606685
- Ando, M., Ferreira-Zandona, A. G., Eckert, G. J., Zero, D. T., & Stookey, G. K. (2017). Pilot clinical study to assess caries lesion activity using quantitative light-induced fluorescence during dehydration. *J Biomed Opt*, 22(3), 35005. doi:10.1117/1.Jbo.22.3.035005
- Angmar-Mansson, B., de Josselin de Jong, E., Sundstrom, F., & ten Bosch, J. J. (1994). Strategies for improving the assessment of dental fluorosis: focus on optical techniques. *Advances in Dental Research*, 8(1), 75-79. doi:10.1177/08959374940080011301
- Astvaldsdottir, A., Ahlund, K., Holbrook, W. P., de Verdier, B., & Tranaeus, S. (2012). Approximal Caries Detection by DIFOTI: In Vitro Comparison of Diagnostic Accuracy/Efficacy with Film and Digital Radiography. *Int J Dent*, 2012, 326401. doi:10.1155/2012/326401
- Barth, F., Mühlbauer, P., Nikol, F., & Wörle, K. (2004). *Mathematische Formeln und Definitionen* (Vol. 8). München: Bayrischer Schulbuch-Verlag, J. Lindauer Verlag.
- Berber, J., Kacher, H., & Langer, R. (2015). *Physik in Formeln und Tabellen* (Vol. 12). Wiesbaden: Springer Spektrum.
- Bevans, R. (2020, 17.12.2020). ANOVA in R: A step-by-step guide. Retrieved from <https://www.scribbr.de/statistik/anova-varianzanalyse/>
- BIPM. (2019). *The International System of Units* (Vol. 9): Bureau International des Poids et Mesures.
- Born, M., & Wolf, E. (1999). *Principles of Optics* (Vol. 7). Cambridge: Cambridge University Press.
- Brodbelt, R. H., O'Brien, W. J., Fan, P. L., Frazer-Dib, J. G., & Yu, R. (1981). Translucency of human dental enamel. *Journal of Dental Research*, 60(10), 1749-1753. doi:10.1177/00220345810600100401

- Bussaneli, D. G., Restrepo, M., Boldieri, T., Albertoni, T. H., Santos-Pinto, L., & Cordeiro, R. C. (2015). Proximal caries lesion detection in primary teeth: does this justify the association of diagnostic methods? *Lasers in Medical Science*, 30(9), 2239-2244. doi:10.1007/s10103-015-1798-2
- Chan, A. C., Darling, C. L., Chan, K. H., & Fried, D. (2014). Attenuation of near-IR light through dentin at wavelengths from 1300-1650-nm. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 8929, 89290m. doi:10.1117/12.2045629
- Chung, S., Fried, D., Staninec, M., & Darling, C. L. (2011). Multispectral near-IR reflectance and transillumination imaging of teeth. *Biomed Opt Express*, 2(10), 2804-2814. doi:10.1364/boe.2.002804
- CIE. (2018). CIE Commission Internationale de l'Eclairage. Retrieved from <http://www.cie.co.at/>
- Cortes, D. F., Ellwood, R. P., & Ekstrand, K. R. (2003). An in vitro comparison of a combined FOTI/visual examination of occlusal caries with other caries diagnostic methods and the effect of stain on their diagnostic performance. *Caries Research*, 37(1), 8-16. doi:10.1159/000068230
- Darling, C. L., & Fried, D. (2005). *Optical properties of natural caries lesions in dental enamel at 1310 nm* (Vol. 5687): SPIE.
- Darling, C. L., Huynh, G. D., & Fried, D. (2006). Light scattering properties of natural and artificially demineralized dental enamel at 1310 nm. *J Biomed Opt*, 11(3), 34023. doi:10.1117/1.2204603
- Darling, C. L., Jiao, J. J., Lee, C., Kang, H., & Fried, D. (2010). Near-IR Polarization Imaging of Sound and Carious Dental Enamel. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 7549, 754901. doi:10.1117/12.849341
- DIN. (2018). DIN Deutsches Institut für Normung e.V. Retrieved from <https://www.din.de/de>
- Dudenredaktion. (2007). *Duden: Deutsches Universalwörterbuch* (Vol. 6). Mannheim: Dudenverlag.
- Ebermann, E. (2010, 18.06.2010). Irrtumswahrscheinlichkeit und Signifikanzniveau. Retrieved from <https://www.univie.ac.at/ksa/elearning/cp/quantitative/quantitative-8.html>
- Eckstein, P. (2006). *Repetitorium Statistik* (Vol. 6): Gabler Verlag.
- Everett, M., Colston, B., & Sathyam, U. (1999). Non-invasive diagnosis of early caries with polarization sensitive optical coherence tomography (PS-OCT). *Lasers in Dentistry V*, 3593, 177-183.

9 Literaturverzeichnis

- Falbe, J., & Regitz, M. (1995). *Römpp Chemie Lexikon* (Vol. 9). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Feraric, M. J. (2019). *Bestimmung der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin zur kariesdiagnostischen Früherkennung*. (ediss:24631), München. Retrieved from <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bvb:19-246316>
- Flandorfer, P. (2019, 20.08.2020). ANOVA – Varianzanalyse durchführen und interpretieren. Retrieved from <https://www.scribbr.de/statistik/anova-varianzanalyse/>
- Fried, D., Featherstone, J. D., Darling, C. L., Jones, R. S., Ngaotheppitak, P., & Buhler, C. M. (2005). Early caries imaging and monitoring with near-infrared light. *Dental Clinics of North America*, 49(4), 771-793, vi. doi:10.1016/j.cden.2005.05.008
- Fried, D., Glena, R. E., Featherstone, J. D., & Seka, W. (1995). Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Appl Opt*, 34(7), 1278-1285. doi:10.1364/ao.34.001278
- Gerhard, C. (2016). *Tutorium Optik: Ein verständlicher Überblick für Physiker, Ingenieure und Techniker* Berlin, Heidelberg: Springer Verlag
- Gomez, J., Zakian, C., Salsone, S., Pinto, S. C., Taylor, A., Pretty, I. A., & Ellwood, R. (2013). In vitro performance of different methods in detecting occlusal caries lesions. *Journal of Dentistry*, 41(2), 180-186. doi:10.1016/j.jdent.2012.11.003
- Gressner, A. (2013). *Lexikon der klinischen Laboratoriumsdiagnostik* (Vol. 2): Springer.
- Hafstrom-Bjorkman, U., Sundstrom, F., de Josselin de Jong, E., Oliveby, A., & Angmar-Mansson, B. (1992). Comparison of laser fluorescence and longitudinal microradiography for quantitative assessment of in vitro enamel caries. *Caries Research*, 26(4), 241-247. doi:10.1159/000261446
- Hain, J. (2013, 15.06.2013). Varianzanalyse – ANOVA. Retrieved from https://www.uni-wuerzburg.de/fileadmin/10040800/user_upload/hain/SPSS/ANOVA.pdf
- Hamilton, J. C., Gregory, W. A., & Valentine, J. B. (2006). DIAGNOdent measurements and correlation with the depth and volume of minimally invasive cavity preparations. *Operative Dentistry*, 31(3), 291-296. doi:10.2341/05-47
- Hammer, H., & Hammer, K. (2002). *Physikalische Formeln und Tabellen* (Vol. 8). München: J. Lindauer Verlag
- Hariri, I., Sadr, A., Nakashima, S., Shimada, Y., Tagami, J., & Sumi, Y. (2013). Estimation of the enamel and dentin mineral content from the refractive index. *Caries Research*, 47(1), 18-26. doi:10.1159/000342416

9 Literaturverzeichnis

- Harms, V. (2016). *Physik für Mediziner und Pharmazeuten* (Vol. 19). Lindhöft: Harms Verlag.
- Harten, U. (2014). *Physik für Mediziner* (M. Pohlmann Ed. Vol. 14). Berlin: Springer.
- Hellenthal, W. (2007). *Physik für Mediziner und Biologen* (Vol. 8). Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH.
- Hellwig, E., Klimek, J., & Attin, T. (2009). *Einführung in die Zahnerhaltung* (Vol. 5). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
- Hoffmann, L., Feraric, M., Hoster, E., Litzenburger, F., & Kunzelmann, K. H. (2020). Investigations of the optical properties of enamel and dentin for early caries detection. *Clinical Oral Investigations*. doi:10.1007/s00784-020-03434-x
- Hulpke, H., Koch, H., & Nießner, R. (2000). *Römpp Lexikon - Umwelt* (Vol. 2). Stuttgart: Thieme.
- IUPAC. (2019). IUPAC International Union Of Pure And Applied Chemistry. Retrieved from <https://iupac.org/>
- Jordan, A. R., & Micheelis, W. (Eds.). (2016). *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV.
- Kang, H., Darling, C. L., & Fried, D. (2016). Use of an optical clearing agent to enhance the visibility of subsurface structures and lesions from tooth occlusal surfaces. *J Biomed Opt*, 21(8), 081206. doi:10.1117/1.JBO.21.8.081206
- KaVo Dental GmbH. (2020). DIAGNOcam Diagnostikgeräte.
- Kienle, A., Forster, F. K., Diebolder, R., & Hibst, R. (2003). Light propagation in dentin: influence of microstructure on anisotropy. *Physics in Medicine and Biology*, 48(2), N7-14.
- Kienle, A., Michels, R., & Hibst, R. (2006). Magnification--a new look at a long-known optical property of dentin. *Journal of Dental Research*, 85(10), 955-959. doi:10.1177/154405910608501017
- König, K., Flemming, G., & Hibst, R. (1998). Laser-induced autofluorescence spectroscopy of dental caries. *Cellular and Molecular Biology (Noisy-Le-Grand, France)*, 44(8), 1293-1300.
- König, K., Schneckenburger, H., & Hibst, R. (1999). Time-gated in vivo autofluorescence imaging of dental caries. *Cellular and Molecular Biology (Noisy-Le-Grand, France)*, 45(2), 233-239.

- Kühnisch, J., Söchtig, F., Pitchika, V., Laubender, R., Neuhaus, K. W., Lussi, A., & Hickel, R. (2016). In vivo validation of near-infrared light transillumination for interproximal dentin caries detection. *Clinical Oral Investigations*, 20(4), 821-829. doi:10.1007/s00784-015-1559-4
- Kurzweil, P., Frenzel, B., & Gebhard, F. (2014). *Physik Formelsammlung* (Vol. 3). Wiesbaden: Springer Vieweg.
- Lederer, A., Kunzelmann, K. H., Heck, K., Hickel, R., & Litzenburger, F. (2019). In vitro validation of near-infrared transillumination at 780 nm for the detection of caries on proximal surfaces. *Clinical Oral Investigations*. doi:10.1007/s00784-019-02824-0
- Lee, R. C., Darling, C. L., & Fried, D. (2015). Assessment of remineralization via measurement of dehydration rates with thermal and near-IR reflectance imaging. *Journal of Dentistry*, 43(8), 1032-1042. doi:10.1016/j.jdent.2015.03.005
- Lee, R. C., Darling, C. L., & Fried, D. (2016). Assessment of remineralized dentin lesions with thermal and near-infrared reflectance imaging. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 9692. doi:10.1117/12.2218661
- Manesh, S. K., Darling, C. L., & Fried, D. (2009). Nondestructive assessment of dentin demineralization using polarization-sensitive optical coherence tomography after exposure to fluoride and laser irradiation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 90(2), 802-812. doi:10.1002/jbm.b.31349
- Marriott, G., & Parker, I. (2003). *Methods in Enzymology - Biophotonics, Part A* (Vol. 360). San Diego, USA: Elsevier Science.
- Maung, L. H., Lee, C., & Fried, D. (2010). Near-IR Imaging of Thermal Changes in Enamel during Laser Ablation. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 7546(1). doi:10.1117/12.861259
- Meschede, D. (2008). *Optik, Licht und Laser* (Vol. 3). Wiesbaden Vieweg + Teubner.
- Meyer-Lückel, H., Paris, S., & Ekstrand, K. R. (2012). *Karies: Wissenschaft und Klinische Praxis* (Vol. 1). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Mujat, C., van der Veen, M. H., Ruben, J. L., ten Bosch, J. J., & Dogariu, A. (2003). Optical path-length spectroscopy of incipient caries lesions in relation to quantitative light-induced fluorescence and lesion characteristics. *Appl Opt*, 42(16), 2979-2986.
- Naumann, H., Schröder, G., & Löffler-Mang, M. (2014). *Handbuch Bauelemente der Optik: Grundlagen, Werkstoffe, Geräte, Messtechnik* (Vol. 7). München: Carl Hanser Verlag.
- Nic, M., Jirat, J., & Kosata, B. (2017). IUPAC Gold Book. Retrieved from <https://goldbook.iupac.org/>

- Oguro, R., Nakajima, M., Seki, N., Sadr, A., Tagami, J., & Sumi, Y. (2016). The role of enamel thickness and refractive index on human tooth colour. *Journal of Dentistry*, *51*, 36-44. doi:10.1016/j.jdent.2016.05.010
- Pop-Ciutrla, I. S., Ghinea, R., Perez Gomez Mdel, M., Colosi, H. A., Dudea, D., & Badea, M. (2015). Dentine scattering, absorption, transmittance and light reflectivity in human incisors, canines and molars. *Journal of Dentistry*, *43*(9), 1116-1124. doi:10.1016/j.jdent.2015.06.011
- Power, J. (2015). Photon beam attenuation and filtration in RT. Retrieved from <https://www.youtube.com/watch?v=hzb7hpyxNM>
- Pretty, I. A. (2006). Caries detection and diagnosis: novel technologies. *Journal of Dentistry*, *34*(10), 727-739. doi:10.1016/j.jdent.2006.06.001
- R Core Team. (2019). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. R Version 3.3.3 Retrieved from <https://www.R-project.org/>
- Schneiderman, A., Elbaum, M., Shultz, T., Keem, S., Greenebaum, M., & Driller, J. (1997). Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber-Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study. *Caries Research*, *31*(2), 103-110. doi:10.1159/000262384
- Schröder, H. E. (1983). *Pathobiologie oraler Strukturen*. Basel: Karger.
- Shi, X. Q., Tranaeus, S., & Angmar-Mansson, B. (2001). Validation of DIAGNOdent for quantification of smooth-surface caries: an in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica*, *59*(2), 74-78.
- Shi, X. Q., Welander, U., & Angmar-Mansson, B. (2000). Occlusal caries detection with KaVo DIAGNOdent and radiography: an in vitro comparison. *Caries Research*, *34*(2), 151-158. doi:10.1159/000016583
- Simon, J. C., Chan, K. H., Darling, C. L., & Fried, D. (2014). Multispectral near-IR reflectance imaging of simulated early occlusal lesions: variation of lesion contrast with lesion depth and severity. *Lasers in Surgery and Medicine*, *46*(3), 203-215. doi:10.1002/lsm.22216
- Simon, J. C., Lucas, S., Lee, R., Darling, C. L., Staninec, M., Vanderhobli, R., . . . Fried, D. (2015). In vitro near-infrared imaging of natural secondary caries. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, *9306*. doi:10.1117/12.2083649
- Simon, J. C., Lucas, S. A., Staninec, M., Tom, H., Chan, K. H., Darling, C. L., . . . Fried, D. (2016). Near-IR transillumination and reflectance imaging at 1,300 nm and 1,500-1,700 nm for in vivo caries detection. *Lasers in Surgery and Medicine*, *48*(9), 828-836. doi:10.1002/lsm.22549

9 Literaturverzeichnis

- Spectral Products. (2020). Sony ILX511 2048-pixel CCD Linear Image Sensor (B/W). Retrieved from <https://www.spectralproducts.com/pdf/SonyILX511.pdf>
- Spitzer, D., & Bosch, J. T. (1975). The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. *Calcified Tissue Research*, 17(2), 129-137.
- Staninec, M., Douglas, S. M., Darling, C. L., Chan, K., Kang, H., Lee, R. C., & Fried, D. (2011). Non-destructive clinical assessment of occlusal caries lesions using near-IR imaging methods. *Lasers in Surgery and Medicine*, 43(10), 951-959. doi:10.1002/lsm.21139
- Tao, Y. C., & Fried, D. (2009). Near-infrared image-guided laser ablation of dental decay. *J Biomed Opt*, 14(5), 054045. doi:10.1117/1.3253390
- Tassery, H., Levallois, B., Terrer, E., Manton, D. J., Otsuki, M., Koubi, S., . . . Rechmann, P. (2013). Use of new minimum intervention dentistry technologies in caries management. *Australian Dental Journal*, 58 Suppl 1, 40-59. doi:10.1111/adj.12049
- Tassery, H., & Manton, D. J. (2016). *Evidence-Based Caries Prevention* (E. Eden Ed. 1 ed.): Springer International Publishing Switzerland.
- Thorlabs. (2019). Thorlabs Inc. Retrieved from https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=2990&gclid=EA1aIQobChMIkJTyhvD95AIVIM13Ch1a0gCUEAAYASAAEgKz3PD_BwE
- Tom, H., Simon, J. C., Chan, K. H., Darling, C. L., & Fried, D. (2014). Near-infrared imaging of demineralization under sealants. *J Biomed Opt*, 19(7), 77003. doi:10.1117/1.jbo.19.7.077003
- Trautwein, A., Kreibig, U., & Hüttermann, J. (2014). *Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten* (Vol. 8). Berlin: Walter de Gruyter GmbH.
- Tritthart, H., & DeVaney, T. (2011). *Physik und Biophysik für Mediziner* (H. Tritthart & T. DeVaney Eds. Vol. 2). Stuttgart: Schattauer.
- Universität zu Lübeck Institut für Biomedizinische Optik. (2020). Medizinisches Laserzentrum Lübeck Praktikumsversuch Gewebeoptik Retrieved from https://www.bmo.uni-luebeck.de/fileadmin/files/Verschiedenes/Lehre/Anleitung_Gewebeoptik.pdf
- Uusitalo, E., Varrelä, J., Lassila, L., & Vallittu, P. K. (2016). Transmission of Curing Light through Moist, Air-Dried, and EDTA Treated Dentine and Enamel. *Biomed Res Int*, 2016, 5713962. doi:10.1155/2016/5713962
- Vaarkamp, J., ten Bosch, J. J., & Verdonschot, E. H. (1995). Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Research*, 29(1), 8-13. doi:10.1159/000262033

9 Literaturverzeichnis

- Yong-Keun, L. (2015). Fluorescence properties of human teeth and dental calculus for clinical applications. *Journal of Biomedical Optics*, 20(4).
- Zakian, C., Pretty, I., & Ellwood, R. (2009). Near-infrared hyperspectral imaging of teeth for dental caries detection. *J Biomed Opt*, 14(6), 064047. doi:10.1117/1.3275480
- Zijp, J. R., & Bosch, J. J. (1993). Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. *Appl Opt*, 32(4), 411-415. doi:10.1364/ao.32.000411
- Zijp, J. R., & Ten Bosch, J. J. (1987). Optical properties of dentin. *Dentine and Dentine Reactions in the Oral Cavity*, 59-65.
- Zijp, J. R., ten Bosch, J. J., & Groenhuis, R. A. (1995). HeNe-laser light scattering by human dental enamel. *Journal of Dental Research*, 74(12), 1891-1898. doi:10.1177/00220345950740121301

10 Anhang

10.1 Gerätschaften und Materialien

Alle für diese Studie verwendeten Gerätschaften und Materialien sind in Tabelle 49 aufgelistet.

Gerät/Material	Hersteller	Produktinformation
Alcohol Torch	Buffalo Dental Manufacturing Co. Inc., 159 Lafayette Drive, P.O. Box 678, Syosset NY 11791, USA	Item No.: 82440
Isomet Low Speed Saw	Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, 41 Waukegan Road, Lake Bluff, Illinois 60044-1699, USA	Model No. 11-1280-250, Serial No. 551-ISF-01902
Diamond Blade	Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, 41 Waukegan Road, Lake Bluff, Illinois 60044-1699, USA	size 5" X.015" X 1/2", Part No. 801-136
LECO grinding & polishing SS-200 (Poliermaschine)	LECO Corporation, 3000 Lakeview Ave, Saint Joseph, MI 49085, USA	Model SS-200, Model No.: 825- 400-600, Serial No.: SS20103
Vakuum Klebepresse EXAKT	EXAKT Apparatebau, 22851 Norderstedt, Deutschland	Typ/No. 42/385
Digitale Messuhr MarCator 1086 WRi	Mahr GmbH – Esslingen, Reutlinger Str. 48, 73728 Esslingen am Neckar, Deutschland	Type: MarCator 1086W 12,5mm (.5") 0,01mm (.0005"), Order-No. 4337040
Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS	EXAKT Apparatebau, 22851 Norderstedt, Deutschland	Typ/No. 40/528
Axioskop 2 MAT (Auflichtmikroskop)	Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, 37081 Göttingen, Deutschland	Serien-No. 3312000434
Zeiss EC Epiplan-NEOFLUAR, 20x/0,5 HD DIC (Vergrößerungsobjektiv)	Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, 37081 Göttingen, Deutschland	Artikelnummer: 1156-524
Lampengehäuse Halogenleuchte mit Kollektor, Lampenfassung und Wärmeschutzfilter	Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, 37081 Göttingen, Deutschland	Typ.: 447219-0000-000
Halogen display/optic lamp	OSRAM GmbH, Steinerne Furt 62, 86167 Augsburg, Deutschland	HLX 64623, 100W, 12V
Lampengehäuse Mercury short arc lamp HBO 100	Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, 37081 Göttingen, Deutschland	

10 Anhang

HBO 103 W/2 Osram Mercury short arc photo optic lamp	OSRAM GmbH, Steinerne Furt 62, 86167 Augsburg, Deutschland	CB1915239
FluoArc Power Supply 001.26D	LEJ Leistungselektronik Jena GmbH, Göschwitzer Straße 32d, 07745 Jena, Deutschland	Ser.-No.: 042277503008
„fiber optic spectrometer SD2000“	Ocean Optics, Inc. World Headquarters, 830 Douglas Ave., Dunedin, Florida 34698, USA	
External USB A/D Converter: ADC 1000-USB	Ocean Optics, Inc. World Headquarters, 830 Douglas Ave., Dunedin, Florida 34698, USA	Serial-No.: ADUD0930
Mounted high-power LED M780L2	Thorlabs Inc., 56 Sparta Avenue, Newton, New Jersey 07860, USA	S/N: M00287898, Part No.: M0096-30-0165
Mounted high-power LED M405L2	Thorlabs Inc., 56 Sparta Avenue, Newton, New Jersey 07860, USA	S/N: M00247268, Part No.: M0096-30-0264
Mounted high-power LED M660L3	Thorlabs Inc., 56 Sparta Avenue, Newton, New Jersey 07860, USA	S/N: M00267246, Part No.: M0096-30-0405
Collimation Adapter for Zeiss Axioskop and Examiner: COP4-B	Thorlabs Inc., 56 Sparta Avenue, Newton, New Jersey 07860, USA	
High Power LED driver DC2100	Thorlabs Inc., 56 Sparta Avenue, Newton, New Jersey 07860, USA	S/N: M00289189, Part No.: M0096-10-0149
SpectraSuite: Spectrometer Operating Software	Ocean Optics, Inc. World Headquarters, 830 Douglas Ave., Dunedin, Florida 34698, USA	Product Version: SpectraSuite, Operation System: Linux version 3.2.0-4-amd64 running on amd64, Java: 1.6.0_01, VM: Java HotSpot(TM) 64-Bit Server VM 1.6.0_01-b06, Vendor: Sun Microsystems Inc.
AxioCam MRc5 (0450-354)	Carl Zeiss Lichtmikroskopie, Carl Zeiss Werk Göttingen, 37081 Göttingen, Deutschland	Ser.Nr.: 248032281
AxioVision	Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena, Deutschland	AxioVs40 V 4.8.2.0; Version: 5.1.2600 Build 2600
Image Composite Editor	Microsoft Corporation, One Microsoft Way Redmond, Washington 98052-7329, USA	Version 2.0.3.0
Digitalkamera Nikon d5300s mit Objektiv Nikon 851:2,8	Nikon GmbH, Tiefenbroicher Weg 25, 40472 Düsseldorf, Deutschland	

10 Anhang

Natriumazid extra pure	Merck KGaA, 64271 Darmstadt, Deutschland	Index-No.: 011-004-00-7, Charge/Lot: K40831788 023
Ringer-Infusionslösung B. Braun	B. Braun Melsungen AG, Carl-Braun-Straße 1, 34212 Melsungen, Hessen, Deutschland	Ch.-B.: 140638151
Weithalsflasche, 250ml	Kautex Textron GmbH & Co.KG, Alter Heerweg 2a, 53123 Bonn-Duisdorf, Deutschland	Artikelnummer: 303250, Id.-Nr.: 2000070531
Verschluss 40mm für Weithalsflaschen 250ml	Kautex Textron GmbH & Co.KG, Alter Heerweg 2a, 53123 Bonn-Duisdorf, Deutschland	Id.-Nr.: 2000070608
Impression Compound	SpofaDental a.s. (A Kerr Company), Markova 238, 506 46 Jicin, Tschechei	LOT: 5808545
Ampuwa Spüllösung (Destilliertes Wasser)	Fresenius Kabi AG, Else-Kröner-Straße 1, 61352 Bad Homburg, Deutschland	LOT: 14KI6063
Barbed broaches (Nervnadeln)	VDW GmbH, Bayerwaldstr. 15, 81737 München, Deutschland	21mm, ISO XXF, REF: V040333021430, LOT: 165745
Abrasive Discs, P600, 200mm	LECO Corporation, 3000 Lakeview Ave, Saint Joseph, MI 49085, USA	Part.-No.: 875-000-232; Order No.: 1421229
Abrasive Discs, P800, 200mm	LECO Corporation, 3000 Lakeview Ave, Saint Joseph, MI 49085, USA	Part.-No.: 810-267
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P1200, 203mm	Hermes Schleifmittel GmbH, Luruper Hauptstraße 106, 22547 Hamburg, Deutschland	Ident-No.: 4015238146549
Abrasive Discs, P2400, 203mm	LECO Corporation, 3000 Lakeview Ave, Saint Joseph, MI 49085, USA	Part.-No.: 810-033-100
Whitefelt Tonerde-Poliertuch selbstklebend, 203mm	Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, 41 Waukegan Road, Lake Bluff, Illinois 60044-1699, USA	Product No.: 162002
DP-Spray P, 9µm	Struers A/S, Pederstrupvej 84, 2750 Ballerup, Dänemark	Code: SPRAC; Batch: 7105-3086
DP-Spray P, 6µm	Struers A/S, Pederstrupvej 84, 2750 Ballerup, Dänemark	Code: SPRIX; Batch: 7373-7904
DP-Spray P, 3µm	Struers A/S, Pederstrupvej 84, 2750 Ballerup, Dänemark	Code: SPRET; Batch: 7373-7903

10 Anhang

DP-Spray P, 1µm	Struers A/S, Pederstrupvej 84, 2750 Ballerup, Dänemark	Code: SPRON; Batch: 8273-1816
Objektträger	EXAKT Apparatebau, 22851 Norderstedt, Deutschland	25x75x1,5mm, Artikel-Nr.: 41500
Technovit 7210 VLC Präzisionskleber	Heraeus Kulzer GmbH, Grüner Weg 11, 63450 Hanau, Deutschland	LOT: 010068
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P600, 300mm	Hermes Schleifmittel GmbH, Luruper Hauptstraße 106, 22547 Hamburg, Deutschland	Order no.: 4500946125
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P800, 300mm	Hermes Schleifmittel GmbH, Luruper Hauptstraße 106, 22547 Hamburg, Deutschland	Order no.: 1222774
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P1200, 270mm	Hermes Schleifmittel GmbH, Luruper Hauptstraße 106, 22547 Hamburg, Deutschland	Artikel-Nr.: 41750, Order no.: 1725008
Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C, P2500, 270mm	Hermes Schleifmittel GmbH, Luruper Hauptstraße 106, 22547 Hamburg, Deutschland	Artikel-Nr.: 41601, Order no.: 1526710
Whitefelt Tonerde-Poliertuch selbstklebend, 305mm	Buehler, ITW Test & Measurement GmbH, 41 Waukegan Road, Lake Bluff, Illinois 60044-1699, USA	Product No.: 163002
Facial tissues supersoft (Kosmetiktücher)	WEPA Professional GmbH, Rönkhauser Straße 26, 59757 Arnsberg, Deutschland	Art.-No.: 206030

Tabelle 49: Gerätschaften und Materialien

10 Anhang

10.2 Workflow-Dokumentation

Im Folgenden sind die einzelnen Arbeitsschritte von der Herstellung bis zur Auswertung der verwandten Proben fotografisch dokumentiert (vgl. Abbildungen 52 – 76).

10.2.1 Herstellung der Präparate



Abbildung 52: Ausgangsmaterial zur Herstellung der Präparate: Natürliche, unbearbeitete Zähne



Abbildung 53: Aufbringen von Impression Compound auf Halter für Isomet Low Speed Saw



Abbildung 54: Zahn fixiert auf Halter für Isomet Low Speed Saw



Abbildung 55: Zahn fixiert in Isomet Low Speed Saw; Schaffen einer „Sägespur“ und Durchtrennen der Probe



Abbildung 56: Parallel gesägte Probe; Entfernen der Zahnpulpa mit Hilfe von „Barbed broaches“-Nervnadeln



Abbildung 57: Manuelle Bearbeitung der Klebeseite der Probe mit Hilfe der LECO grinding & polishing SS-200-Poliermaschine und Abrasive Discs (LECO Corporation) sowie Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C (Hermes Schleifmittel GmbH)



Abbildung 58: Politur der Klebeseite der Probe mit Hilfe der LECO grinding & polishing SS-200-Poliermaschine und DP-Spray P (Diamantpolierspray; Struers) sowie Whitefelt Tonerde-Poliertuch (Buehler)



Abbildung 59: Kleben der Probe mit zuvor bearbeiteter Seite auf Objektträger mit Hilfe von Technovit 7210 VLC Präzisionskleber

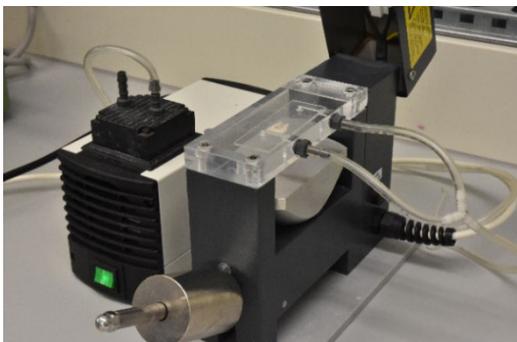


Abbildung 60: Ansaugen des Objektträgers in Vakuum Klebepresse EXAKT

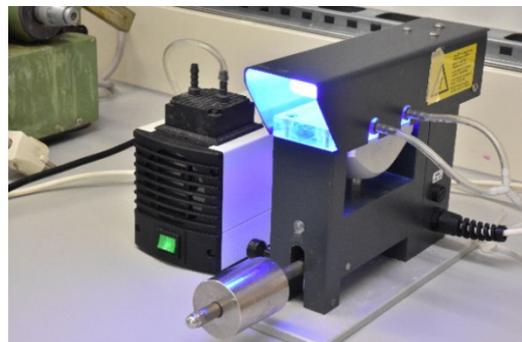


Abbildung 61: Aushärten des Klebers unter Druck in Vakuum Klebepresse EXAKT; Lichthärtung für 10 Minuten

10 Anhang

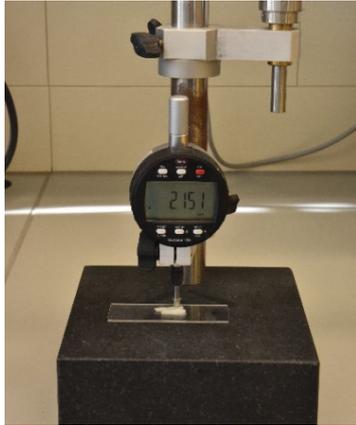


Abbildung 62: Messen der Schichtstärke der Probe in Digitaler Messuhr MarCator 1086 WRi



Abbildung 63: Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS ermöglicht Materialabtrag mikrometergenau auf gewünschte Schichtstärke



Abbildung 64: Objektträger mit Probe und passendem Verbindungsstück zum Fixieren in Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS mittels Vakuum

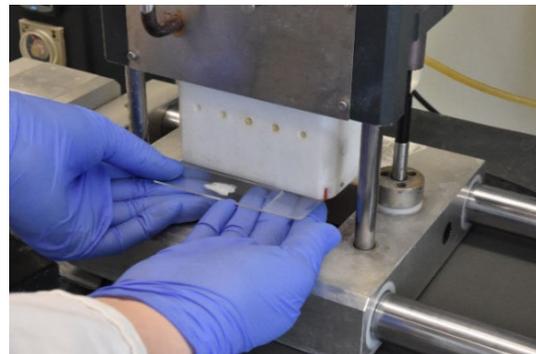


Abbildung 65: Fixieren des Objektträgers mit Probe in Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS mittels Vakuum

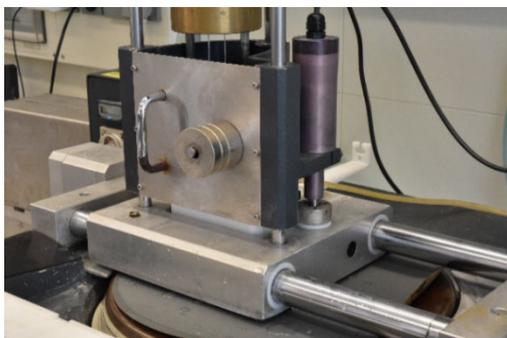


Abbildung 66: Materialabtrag; hier: mittels Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C (Hermes Schleifmittel GmbH)

10 Anhang

10.2.2 Auswertung der Präparate



Abbildung 67: Axioskop 2 MAT (Auflichtmikroskop) mit „fiber optic spectrometer SD 2000“; Untersuchung der optischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz mit Objektiv: Zeiss EC Epiplan-NEOFLUAR, 20x/0,5 HD DIC



Abbildung 68: Messtisch des Mikroskops: exakte Positionierung der Proben (1/10mm)



Abbildung 69: Halogenleuchte „Hal 100“



Abbildung 70: LED-Lampe; hier: „Mounted high-power LED M780L2“



Abbildung 71: Collimation Adapter for Zeiss Axioskop and Examiner: COP4-B, High Power LED driver DC2100

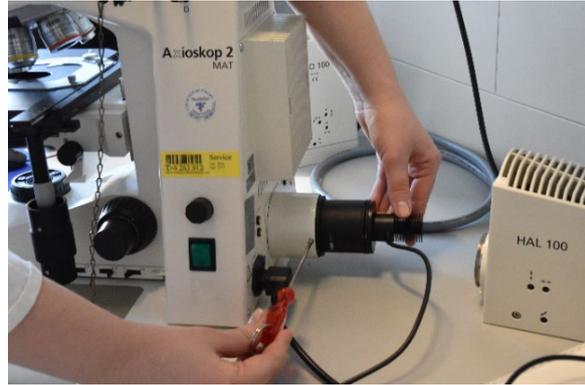


Abbildung 72: Anschließen des LED.Adapters (COP4-B) an Axioskop 2 MAT-Auflichtmikroskop

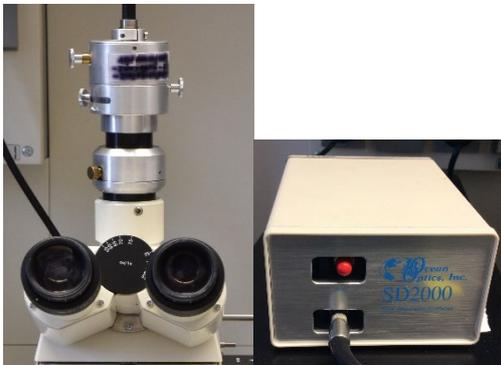


Abbildung 73: „fiber optic spectrometer SD2000“

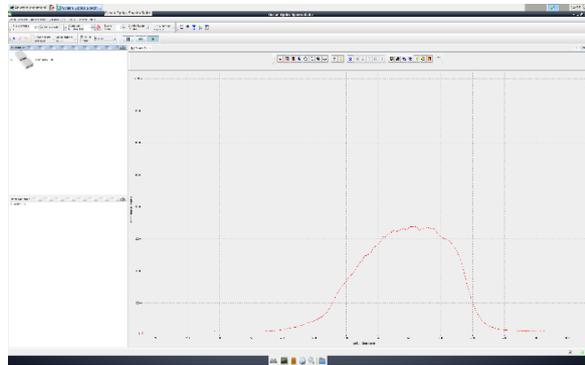


Abbildung 74: SpectraSuite: Spectrometer Operating Software

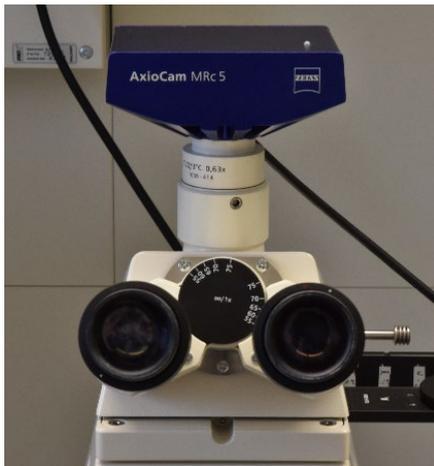


Abbildung 75: AxioCam MRc5 (research microscope camera)

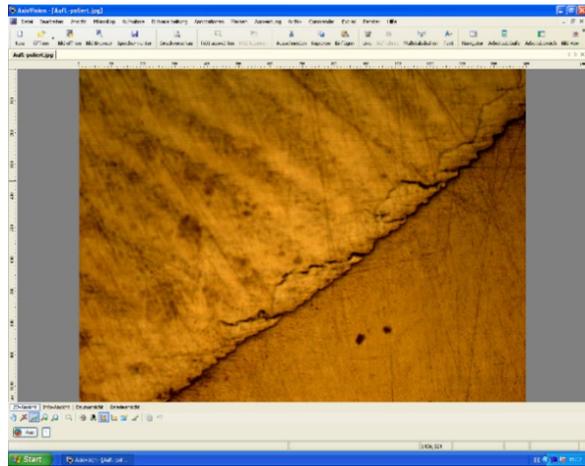


Abbildung 76: AxioVision: Software zur Bildaufnahme der Präparate via AxioCam MRc5 und Axioskop 2 MAT-Auflichtmikroskop

10 Anhang

10.3 Mathematische Grundrechenregeln

Umformung der Einheit des Attenuationskoeffizienten μ

Es gilt: $\mu = \frac{\ln I_0 - \ln I}{t}$ und $1 \mu\text{m} = 0,001 \text{ mm} = 0,0001 \text{ cm}$

Z.B.: $t = 1000 \mu\text{m}$: $\mu = \frac{\ln I_0 - \ln I}{1000} \mu\text{m}^{-1} \rightarrow \mu = \frac{\ln I_0 - \ln I}{1} \text{ mm}^{-1} \rightarrow \mu = \frac{\ln I_0 - \ln I}{0,1} \text{ cm}^{-1}$

Dekadischer Logarithmus

Der dekadische Logarithmus (lg) bezieht sich auf die Basis 10. Es gilt $\lg(x) = \log_{10} x$ und $\log_a b = x \rightarrow a^x = b$.

Natürlicher Logarithmus

Der natürliche Logarithmus (ln) bezieht sich auf die Basis e , wobei $e = \text{Euler'sche Zahl} = 2,71$.

Es gilt:

$$\ln(x) = \log_e x$$

$$e^a = b \rightarrow a = \ln b$$

$$\ln(e^a) = a$$

$$\ln(a \cdot b) = \ln(a) + \ln(b)$$

$$\ln(a/b) = \ln(a) - \ln(b)$$

$$\ln(a^r) = r \cdot \ln(a)$$

(Barth, Mühlbauer, Nikol, & Wörle, 2004).

10 Anhang

10.4 Abkürzungsverzeichnis

Alle im Text verwendeten Abkürzungen sind in Tabelle 50 aufgelistet.

Abkürzung	Bezeichnung	Einheit
\vec{E}	elektrischer Feldvektor	-
\vec{H}	magnetischer Feldvektor	-
\vec{S}, S	Lichtintensität, Energiestromdichte, Ausbreitungsvektor der Energiestromdichte (Poynting-Vektor)	W/m ²
°	Grad	°
μ	Attenuationskoeffizient, Engl.: extinction coefficient, directional attenuation coefficient	1/m
μ_a	Absorptionskoeffizient	1/m
μm	Mikrometer	μm
μ_s	Streukoeffizient	1/m
A	Absorption, engl.: absorption	-
A	Absorptionsgrad	-
A	Attenuation	-
A	Opazität, Optische Dichte	-
a	Absorptionskoeffizient, Extinktionskoeffizient, engl.: absorption coefficient	1/m
A_0	Senkrecht zur Strahlungsrichtung stehende Querschnittsfläche	m ²
A_c	Attenuationskoeffizient, Engl.: extinction coefficient, directional attenuation coefficient	1/m
c	Konzentration	mol/l
c	Ausbreitungs- bzw. Phasengeschwindigkeit elektromagnetischer Wellen	m/s
c_0	Lichtgeschwindigkeit	$\approx 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$
cd	Dentinkaries (engl.: carious dentin)	-
ce	Schmelzkaries (engl.: carious enamel)	-
cm	Zentimeter	cm
CO ₂	Kohlenstoffdioxid	-
cos	Kosinus	-
c_{ph}	Ausbreitungs- bzw. Phasengeschwindigkeit elektromagnetischer Wellen	m/s
d	Dentin (engl.: dentin)	-
d	Dicke	m
D	Durchlässigkeit, Transmission	-
D_i	Extinktion	-
DIFOTI	Digitale Fiberoptische Transillumination	-
e	Eulersche Zahl	2,71828..
e	Zahnschmelz (engl.: enamel)	-
E	Energie	-
E	Extinktion	-
E	Elektrisches Feld	-

10 Anhang

ESTZ	Schmelzseitig der Zone der Transluzenz, engl.: enamel side of translucent zone	-
f	Schwingungsfrequenz	1/s = Hz
FAD	Flavin-Adenin-Dinukleotid	-
FITC-Filter	Fluorescein-Isothiocyanate-Filter	-
FOTI	Fiberoptische Transillumination	-
h	Planck'sches Wirkungsquantum	$6,63 \cdot 10^{-34}$ Js
H	magnetische Feldstärke	A/m
H	Magnetisches Feld	-
I	Lichtstärke, Lichtintensität, Intensität	<i>lumen/sr</i> = Candela oder Counts
I_0	Lichtintensität bei leerem Objektträger im Strahlengang	<i>lumen/sr</i> = Candela oder Counts
IR	Infrarot	-
ISO	International Organization for Standardization	-
k	Attenuationskoeffizient, Engl.: extinction coefficient, directional attenuation coefficient	1/m
k	Wellenlängenabhängige Konstante	-
K	Absorptionskoeffizient, Extinktionskoeffizient, engl.: absorption coefficient	1/m
L	Optische Weglänge	m
L, l	Länge	m
LED	light-emitting diode, Leuchtdiode	-
\ln, \log_e	Natürlicher Logarithmus (Basis e)	-
\log, \log_{10}, \lg	Dekadischer Logarithmus (Basis 10)	-
m	Meter	m
mm	Millimeter	mm
N	Anzahl der Photonen	-
n	Brechungsindex, Brechzahl	-
NADH	Nicotinamidadenindinukleotid	-
Nah-UV	Nah-UV-Licht-Bereich	-
NIR-Bereich	Nahinfrarotlicht-Bereich	-
nm	Nanometer	nm
OCT	Optische Kohärenztomografie (engl.: optical coherence tomography)	-
OPL	Optische Weglänge (engl.: optical path length)	m
P	Strahlungsleistung	<i>lumen/sr</i> = Candela
p	Irrtumswahrscheinlichkeit (statistische Größe)	-
PS-OCT	Engl.: Polarization sensitive OCT	-
PSTZ	Pulpawärts der Zone der Transluzenz, engl.: pulpa side of translucent zone	-
QLF	Quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz	-
r	Abstand	m

10 Anhang

R	Reflexionsgrad	-
s	Sekunde	S
s	Geometrische Weglänge	m
SD	Standardabweichung, engl.: standard deviation	-
sin	Sinus	-
t	Zeit, Zeiteinheit	S
t	Schichtdicke (engl.: thickness)	m
T	Transmission	-
T_{Rel}	Relative Transmission	-
TZ	Zone der Transluzenz, engl.: translucent zone	-
UV	Ultraviolett	-
ν	Frequenz	1/s = Hz
ν_{ph}	Ausbreitungs- bzw. Phasengeschwindigkeit elektromagnetischer Wellen	m/s
W	Watt	Watt
z	Präparat (Zahn)	-
α	Absorptionsgrad	-
ϵ	Molarer Extinktionskoeffizient	m ² /mol
ϵ	Absorptionskoeffizient, Extinktionskoeffizient, engl.: absorption coefficient	1/m
κ	Absorptionskoeffizient, Extinktionskoeffizient, engl.: absorption coefficient	1/m
λ	Wellenlänge	m
Λ	Optische Weglänge	m
ρ	Reflexionsgrad	-
τ	Transmissionsgrad	-
τ	Transmission, Transparenz, (Licht-)Durchlässigkeit, engl.: transmittance, transmission	-
τ_i	Transmission, Transparenz, (Licht-)Durchlässigkeit, engl.: transmittance, transmission	-
Φ	Lichtstrom, Lichtleistung, Lichtenergie	Lumen
Φ	Strahlungsfluss, Strahlungsflussleistung	Watt

Tabelle 50: Abkürzungsverzeichnis

10 Anhang

10.5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ausbreitung elektromagnetischer Wellen im Raum, H: magnetisches Feld, E: elektrisches Feld (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harten, 2014).....	7
Abbildung 2: Spektrum elektromagnetischer Strahlung; farbig markiert ist der sichtbare Wellenlängenbereich (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harten, 2014)	8
Abbildung 3: Sichtbarer Wellenlängenbereich mit Farbwahrnehmung in den einzelnen Abschnitten (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harten, 2014).....	8
Abbildung 4: Schematische Darstellung des Abstandsquadratgesetzes: die auf Fläche A2 auftreffende Licht-intensität ist niedriger als die auf Fläche A1 auftreffende Lichtintensität; $A_2 > A_1$, $r_2 > r_1$ (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harms, 2016).....	10
Abbildung 5: Fluoreszenzverhalten von Zahnhartsubstanz und Karies; Auflicht-Aufnahme; FITC-Filter; starke Fluoreszenzantwort im Bereich der Dentinkaries, keine Fluoreszenzantwort in der Zone der Transluzenz und im Bereich des kavitierten Zahnschmelzes.....	14
Abbildung 6: Verhalten eines Lichtstrahles an einer Oberfläche; Lichtbrechung nach Übertritt in ein optisch dichteres Medium: $\gamma < \alpha$, Lichtbrechung nach Übertritt in ein Medium geringerer optischer Dichte: $\beta > \alpha$, Reflexion: $\alpha = \alpha'$ (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harms, 2016)	15
Abbildung 7: Räumliche Farbtrennung weißen Lichtes aufgrund von wellenlängenabhängiger Brechung an einem Prisma (Quelle: Eigene Darstellung modifiziert nach Harms, 2016)	16
Abbildung 8: Spektrum Halogenleuchte	33
Abbildung 9: Spektrum LED 405 nm	33
Abbildung 10: Spektrum LED 660 nm	33
Abbildung 11: Spektrum LED 780 nm	33
Abbildung 12: Lichtmikroskop mit lichtundurchlässiger Abschirmung.....	35

Abbildung 13: Gegenüberstellung der Bildausschnitte zweier Durchlicht-Aufnahmen kariöser Präparate bei Schichtstärke 250 µm zur Veranschaulichung der Zonen-Einteilung von Schmelz- und Dentinkaries; D1: Läsion in der äußeren Schmelzhälfte, D2: Läsion in der inneren Schmelzhälfte, ESTZ: enamel side of translucent zone, TZ: translucent zone, PSTZ: pulpa side of translucent zone	38
Abbildung 14: Beispielhafte Darstellung der Messpunkte e1, e2, d1 und d2 in Schmelz und Dentin kariesfreier Präparate	39
Abbildung 15: Beispielhafte Darstellung der Messpunkte ce in Schmelzkaries, cd in Dentinkaries sowie e1 und d1 in gesundem Schmelz und Dentin kariöser Präparate	39
Abbildung 16: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 µm im hellen Raum; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine wesentlichen Intensitäts-peaks der Raumbelichtung	45
Abbildung 17: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 µm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine Störeffekte durch die Raumbelichtung	45
Abbildung 18: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 µm im hellen Raum; Lichtquelle: LED 405 nm; ausgeprägte Intensitätspeaks durch die Raumbelichtung zwischen 500 – 600 nm	45
Abbildung 19: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 µm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: LED 405 nm; keine Störeffekte durch die Raumbelichtung	45
Abbildung 20: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 µm im hellen Raum; Lichtquelle: LED 660 nm; ausgeprägte Intensitätspeaks durch die Raumbelichtung zwischen 500 – 600 nm	46

10 Anhang

- Abbildung 21: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: LED 660 nm; keine Störeffekte durch die Raumbeleuchtung 46
- Abbildung 22: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm im hellen Raum; Lichtquelle: LED 780 nm; ausgeprägte Intensitätspeaks durch die Raumbeleuchtung zwischen 500 – 600 nm 46
- Abbildung 23: Prozentuale Transmission (%T) eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz bei Schichtstärke 500 μm in abgedunkeltem Zustand; Lichtquelle: LED 780 nm; keine Störeffekte durch die Raumbeleuchtung 46
- Abbildung 24: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; be-feuchtetes Präparat; maximale Transluzenz..... 50
- Abbildung 25: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; initialer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 10 Sekun-den Trockenzeit 50
- Abbildung 26: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; weiterer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 20 Sekun-den Trockenzeit 50
- Abbildung 27: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; weiterer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 40 Sekun-den Trockenzeit 50
- Abbildung 28: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; weiterer Feuchtigkeitsverlust; Abnahme der Transluzenz; ca. 50 Sekun-den Trockenzeit 50
- Abbildung 29: Präparat der Schichtstärke 125 μm ; ausge-trocknetes Präparat; minimale Transluzenz; ab ca. 60 Sekun-den Trockenzeit 50
- Abbildung 30: Aufnahme eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze bei einer Schichtstärke von 1000 μm ; grobe Oberflächenbearbeitung; keine Politur; vermehrte Lichtschwächung im Bereich der Bearbeitungsspuren..... 51
- Abbildung 31: Aufnahme eines Präparates gesunder Zahnhartsubstanz im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze bei einer Schichtstärke von 1000 μm ; feine Oberflächenbearbeitung mit Politur; keine Bearbeitungsspuren vorhanden; keine zusätzliche Lichtschwächung..... 51

10 Anhang

- Abbildung 32: Auflicht-Aufnahme eines glatten Präparates (poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde für die Aufnahme getrocknet; kaum noch Bearbeitungsspuren nach Beschleifen und Oberflächenpolitur erkennbar 52
- Abbildung 33: Durchlicht-Aufnahme eines glatten Präparates (poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde für die Aufnahme mit Wasser benetzt; keine Bearbeitungsspuren nach Beschleifen und Oberflächenpolitur erkennbar 52
- Abbildung 34: Auflicht-Aufnahme eines rauhen Präparates (nicht poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde für die Aufnahme getrocknet; deutlich erkennbare Bearbeitungsspuren durch das Beschleifen 52
- Abbildung 35: Durchlicht-Aufnahme eines rauhen Präparates (nicht poliert) bei einer Schichtstärke von 500 µm; das Präparat wurde mit Wasser benetzt; keine Bearbeitungsspuren durch das Beschleifen erkennbar 52
- Abbildung 36: Transmission kariesfreier Präparate; Schichtstärke 500 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine wesentlichen Abweichungen verglichen mit gesunder Zahnhartsubstanz kariöser Präparate (vgl. Abb. 37); rot: Schmelz, blau: Dentin..... 62
- Abbildung 37: Transmission gesunder Zahnhartsubstanz kariöser Präparate; Schichtstärke 500 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; keine wesentlichen Abweichungen verglichen mit gesunder Zahnhartsubstanz kariesfreier Präparate (vgl. Abb. 36); rot: Schmelz, blau: Dentin..... 62
- Abbildung 38: Attenuationskoeffizient kariöser Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; Schmelzkaries-Werte übersteigen jene von gesundem Zahnschmelz, Dentinkaries-Werte fallen niedriger aus als jene von gesundem Dentin (vgl. Abb. 39); rot: Schmelzkaries, blau: Dentinkaries 68
- Abbildung 39: Attenuationskoeffizient kariesfreier Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; rot: Schmelz, blau: Dentin..... 68

- Abbildung 40: Transmission kariöser Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogen-leuchte; Schmelzkaries-Werte fallen niedriger aus als jene von gesundem Zahnschmelz, Dentinkaries-Werte übersteigen jene von gesundem Dentin (vgl. Abb. 41); rot: Schmelz-karies, blau: Dentinkaries..... 68
- Abbildung 41: Transmission kariesfreier Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogenleuchte; rot: Schmelz, blau: Dentin..... 68
- Abbildung 42: Absorption kariöser Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogen-leuchte; Schmelzkaries-Werte übersteigen jene von gesundem Zahnschmelz; Dentinkaries-Werte fallen niedriger aus als jene von gesundem Dentin (vgl. Abb. 43); rot: Schmelzkaries, blau: Dentin-karies..... 69
- Abbildung 43: Absorption kariesfreier Präparate; Schichtstärke 125 µm; Lichtquelle: Halogen-leuchte; rot: Schmelz, blau: Dentin 69
- Abbildung 44: Digitale Fotografie eines kariösen Präparates bei Schichtstärke 1000 µm; schematische Darstellung eines Messpunktes in Schmelzkaries: roter Kreis; Schnittführung oro-vestibulär 79
- Abbildung 45: Digitale Fotografie eines kariösen Präparates bei Schichtstärke 125 µm; schematische Darstellung eines Messpunktes in Schmelzkaries: roter Kreis; der Messpunkt liegt nach Dickenreduktion bei oro-vestibulärer Schnittführung weiterhin in der Schmelzkaries-Läsion 79
- Abbildung 46: Digitale Fotografie eines kariösen Präparates bei Schichtstärke 1000 µm; schematische Darstellung eines Messpunktes in Schmelzkaries: roter Kreis; der Messpunkt läge nach mehrfacher Dickenreduktion bei mesio-distaler Schnittführung nicht mehr in der Schmelzkaries-Läsion (simuliert durch die roten Linien) 79
- Abbildung 47: Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion mit Reduktion der Schichtstärke; Schichtstärke 1000 µm..... 81
- Abbildung 48: Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion nach

	Dickenreduktion; Schichtstärke 500 µm; Breitenzunahme der Zone der Transluzenz; Abnahme der Größe der Schmelzkaries-Läsion	81
Abbildung 49:	Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion nach Dickenreduktion; Schichtstärke 250 µm; Breitenzunahme der Zone der Transluzenz; Abnahme der Größe der Schmelzkaries-Läsion	81
Abbildung 50:	Mikroskopische Aufnahme eines Präparates mit Schmelz- und Dentinläsion zur Beurteilung der Veränderung einer Läsion nach Dickenreduktion; Schichtstärke 125 µm; Breitenzunahme der Zone der Transluzenz; Schmelzkaries-Läsion kaum noch vorhanden.....	81
Abbildung 51:	Mikroskopische Aufnahme eines kariösen Präparates mit Beschreibung der sichtbaren Strukturen: 1 Schmelz, 2 Schmelz-Dentin-Grenze, 3 Dentin, 4 Pulpa-Dentin-Grenze, 5 Pulpenkavum, 6 Tertiärdentin, 7 Schicht gesunden Dentins, 8 Sklerotisches Dentin (Transparente Zone), 9 Zone der Demineralisation, 10 Kavitiertes Schmelz, 11 Schmelzkaries, 12 Artefakt: Kleber im Bereich partiell kavitierten Schmelzes	99
Abbildung 52:	Ausgangsmaterial zur Herstellung der Präparate: Natürliche, unbearbeitete Zähne	120
Abbildung 53:	Aufbringen von Impression Compound auf Halter für Isomet Low Speed Saw	120
Abbildung 54:	Zahn fixiert auf Halter für Isomet Low Speed Saw	120
Abbildung 55:	Zahn fixiert in Isomet Low Speed Saw; Schaffen einer „Sägespur“ und Durchtrennen der Probe.....	120
Abbildung 56:	Parallel gesägte Probe; Entfernen der Zahnpulpa mit Hilfe von „Barbed broaches“-Nervnadeln	121
Abbildung 57:	Manuelle Bearbeitung der Klebeseite der Probe mit Hilfe der LECO grinding & polishing SS-200-Poliermaschine und Abrasive Discs (LECO Corporation) sowie Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C (Hermes Schleifmittel GmbH)	121

10 Anhang

Abbildung 58: Politur der Klebeseite der Probe mit Hilfe der LECO grinding & polishing SS-200-Poliermaschine und DP-Spray P (Diamant-polierspray; Struers) sowie Whitefelt Tonerde-Poliertuch (Buehler)	121
Abbildung 59: Kleben der Probe mit zuvor bearbeiteter Seite auf Objektträger mit Hilfe von Technovit 7210 VLC Präzisionskleber.....	121
Abbildung 60: Ansaugen des Objektträgers in Vakuum Klebepresse EXAKT.....	121
Abbildung 61: Aushärten des Klebers unter Druck in Vakuum Klebepresse EXAKT; Lichthärtung für 10 Minuten	121
Abbildung 62: Messen der Schichtstärke der Probe in Digitaler Messuhr MarCator 1086 WRi.....	122
Abbildung 63: Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS ermöglicht Materialabtrag mikrometergenau auf gewünschte Schichtstärke.....	122
Abbildung 64: Objektträger mit Probe und passendem Verbindungsstück zum Fixieren in Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS mittels Vakuum	122
Abbildung 65: Fixieren des Objektträgers mit Probe in Mikro-Schleifsystem EXAKT 400 CS mittels Vakuum.....	122
Abbildung 66: Materialabtrag; hier: mittels Siliciumcarbid-Schleifpapier WS flex 18 C (Hermes Schleifmittel GmbH).....	122
Abbildung 67: Axioskop 2 MAT (Auflicht-mikroskop) mit „fiber optic spectrometer SD 2000“; Untersuchung der optischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz mit Objektiv: Zeiss EC Epiplan-NEOFLUAR, 20x/0,5 HD DIC	123
Abbildung 68: Messtisch des Mikroskops: exakte Positionierung der Proben (1/10mm).....	123
Abbildung 69: Halogenleuchte „Hal 100“	123
Abbildung 70: LED-Lampe; hier: „Mounted high-power LED M780L2“	123
Abbildung 71: Collimation Adapter for Zeiss Axioskop and Examiner: COP4-B, High Power LED driver DC2100	124
Abbildung 72: Anschließen des LED.Adapters (COP4-B) an Axioskop 2 MAT-Auflichtmikroskop.....	124

10 Anhang

Abbildung 73: „fiber optic spectrometer SD2000“	124
Abbildung 74: SpectraSuite: Spectrometer Operating Software.....	124
Abbildung 75: AxioCam MRc5 (research microscope camera)	124
Abbildung 76: AxioVision: Software zur Bildaufnahme der Präparate via AxioCam MRc 5 und Axioskop 2 MAT-Auflichtmikroskop	124

10 Anhang

10.6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Für den Versuchsaufbau verwendete Lichtquellen mit dominanter Wellenlänge und Farbe	31
Tabelle 2: „X“ markiert das benutzte Hilfsmittel zur Oberflächenbearbeitung der Testgruppen „Rau“ nach grobem Beschleifen (Präparate z65 – z67) und „Poliert“ nach Feinschliff und Politur (Präparate z62 – z64)	37
Tabelle 3: Formeln physikalischer Größen	41
Tabelle 4: Lichtintensität in Abhängigkeit von der Spektrometer-Laufzeit, Lichtquelle: Halogenleuchte	43
Tabelle 5: Einfluss von Objektträger und Klebstoff auf die Transmissionsmessungen; Lichtquellen: Halogenleuchte, LED 405 nm, LED 660 nm und LED 780 nm	47
Tabelle 6: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: Halogenleuchte	49
Tabelle 7: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 405 nm.....	49
Tabelle 8: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 660 nm.....	49
Tabelle 9: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) von sechs Präparaten gesunder Zahnhartsubstanz in nassem und in trockenem Zustand. „*“ markiert die Werte nach fünfminütiger Trockenzeit. „e1“, „e2“ und „d1“,	

„d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 780 nm..... 49

Tabelle 10: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: Halogenleuchte 53

Tabelle 11: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 405 nm..... 53

Tabelle 12: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 660 nm..... 53

Tabelle 13: Mittelwerte der prozentualen Transmission (%T) der Präparate mit glatter Oberfläche (poliert) und mit rauer Oberfläche (grobe Bearbeitung, ohne Politur); „*“ steht für raue Oberflächen; „e1“, „e2“ und „d1“, „d2“ bezeichnen zwei Messpunkte in gesundem Zahnschmelz „e“ bzw. Dentin „d“. Lichtquelle: LED 780 nm..... 54

Tabelle 14: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte 57

Tabelle 15: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm 57

Tabelle 16: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm 57

10 Anhang

- Tabelle 17: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten e1 und e2 in gesundem Zahnschmelz kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm 57
- Tabelle 18: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte 59
- Tabelle 19: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm 59
- Tabelle 20: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm 59
- Tabelle 21: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten d1 und d2 in gesundem Dentin kariesfreier Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm 59
- Tabelle 22: Maximale Variationskoeffizienten [%] von Absorption, Transmission und Attenuationskoeffizient für Schmelz, Dentin, Schmelzkaries und Dentinkaries für Schichtstärken 125 μm – 1000 μm ; in Klammern dargestellt sind die ausreißenden Werte der Variationskoeffizienten der Transmission bei einer Schichtstärke von 1000 μm ; Lichtquellen: Halogenleuchte (640 nm), LED 405 nm, LED 660 nm, LED 780 nm..... 60
- Tabelle 23: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte 63
- Tabelle 24: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm 63
- Tabelle 25: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm 63
- Tabelle 26: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt e1 in gesundem Zahnschmelz kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm 63
- Tabelle 27: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: Halogenleuchte..... 65
- Tabelle 28: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 405 nm..... 65

10 Anhang

Tabelle 29: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 660 nm.....	65
Tabelle 30: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus dem Messpunkt d1 in gesundem Dentin kariöser Präparate; Lichtquelle: LED 780 nm.....	65
Tabelle 31: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: Halogenleuchte.....	67
Tabelle 32: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: LED 405 nm.....	67
Tabelle 33: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: LED 660 nm.....	67
Tabelle 34: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in kariösem Zahnschmelz; Lichtquelle: LED 780 nm.....	67
Tabelle 35: Relative Transmission von Zahnschmelz zur Beurteilung des Kontrastes zwischen gesundem und kariösem Zahnschmelz. Je höher der Wert der relativen Transmission ist, desto höher ist der Kontrast.....	70
Tabelle 36: Relative Transmission von Dentin zur Beurteilung des Kontrastes zwischen gesundem und kariösem Dentin. Je höher der Wert der relativen Transmission ist, desto höher ist der Kontrast.....	70
Tabelle 37: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: Halogenleuchte	71
Tabelle 38: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: LED 405 nm.....	71
Tabelle 39: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: LED 660 nm.....	71
Tabelle 40: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten ce1 – cen in äußerer Schmelzhälfte „D1“ und innerer Schmelzhälfte „D2“ einer Schmelzkaries; Lichtquelle: LED 780 nm.....	71

10 Anhang

- Tabelle 41: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Lichtquelle: Halogenleuchte 75
- Tabelle 42: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Lichtquelle: LED 405 nm 75
- Tabelle 43: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Lichtquelle: LED 660 nm 75
- Tabelle 44: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Lichtquelle: LED 780 nm 75
- Tabelle 45: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: Halogenleuchte 76
- Tabelle 46: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: LED 405 nm 76
- Tabelle 47: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“; A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle: LED 660 nm 77
- Tabelle 48: Mittelwert (Standardabweichung) berechnet aus den Messpunkten cd1 – cdn in kariösem Dentin; Unterteilung der Ergebnisse nach Lagebeziehung der Messpunkte zur Zone der Transluzenz: enamel side of translucent zone „ESTZ“, translucent zone „TZ“, pulpa side of translucent zone „PSTZ“;

10 Anhang

A: Absorption, T: Transmission, μ : Attenuationskoeffizient; Lichtquelle:

LED 780 nm 77

Tabelle 49: Gerätschaften und Materialien 119

Tabelle 50: Abkürzungsverzeichnis 128

11 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt und begleitet haben.

Mein besonderer Dank gebührt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann für die Überlassung des interessanten Themas meiner Dissertation, welches ich mit Freude bearbeitet habe, sowie für die stets freundliche und kompetente Unterstützung.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel für die Ermöglichung der Durchführung aller Untersuchungen an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie und die Bereitstellung benötigter Materialien und Geräte bedanken.

Frau Dr. Friederike Litzenburger und Herrn Alexander Lederer danke ich dafür, mir sowohl bei technischen, als auch wissenschaftlichen Fragestellungen beigestanden zu haben.

Bei Frau Eva Köbele und Frau Gisela Dachs bedanke ich mich für ihre Unterstützung im Forschungslabor.

Herrn Obermaier und Herrn Hiebl möchte ich für ihre Unterstützung in technischen Belangen danken.

Schließlich möchte ich mich bei meiner Familie, allen voran meinen Eltern bedanken, die mich auf meinem Weg stets unterstützt haben und ohne die dieses Studium nicht ohne weiteres möglich gewesen wäre.

12 Eidesstattliche Versicherung

Berghammer, Katrin Helena Iris Beatrice

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel „Optische Eigenschaften von gesunder und kariös veränderter Zahnhartsubstanz“ selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Starnberg, 19.08.2021

Katrin Berghammer

(Ort, Datum)

(Unterschrift)

