

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Bestimmung der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin zur
kariesdiagnostischen Früherkennung

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Matthias Johannes Feraric

aus München

2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Carl-Peter Cornelius

Prof. Dr. Dr. Johannes Randzio

Dekan: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 25.07.2019

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Theoretische Grundlagen und Literaturübersicht.....	3
2.1	Grundlagen der Optik und Photonik	3
2.1.1	Licht und Laser	3
2.1.2	Wechselwirkung von Licht und Materie	6
2.1.3	Abschwächung des Lichts beim Durchgang durch Materie	10
2.2	Bisherige Kenntnisse und Untersuchungen	13
2.2.1	Struktur von Schmelz und Dentin sowie Änderung durch kariöse Prozesse	13
2.2.2	Untersuchungen zu den optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin ...	16
3	Hypothesen aus bisherigen Kenntnissen und Ziel der Arbeit	22
4	Material und Methode	23
4.1	Herstellung der Proben aus humanem Zahnmaterial.....	23
4.1.1	Herstellung der ersten Proben und Erkenntnisse	23
4.1.2	Endgültiges Verfahren zur Herstellung der Zahnproben	27
4.2	Der Versuchsaufbau und optische Charakterisierung der Schmelz- und Dentinproben .	31
4.2.1	Ziele der Versuchsreihe und zentrale Überlegungen.....	31
4.2.2	Erster Versuchsaufbau und Erkenntnisse.....	34
4.2.3	Endgültiger Versuchsaufbau	37
4.2.4	Justierung und Kalibrierung des Aufbaus und Wahl der Indexmatchingflüssigkeit.	39
4.2.5	Messungen zur Validierung des Versuchsaufbaus	41
4.2.6	Messung der Proben und statistische Auswertung	42
5	Messergebnisse und Resultate	45
5.1	Resultate der Validierungsmessungen.....	45
5.1.1	Ergebnisse der Diodentests.....	45
5.1.2	Ergebnisse der Repositionierungsmessungen.....	47
5.1.3	Ergebnisse der Messung der Streuung im System	49
5.1.4	Ergebnisse der Messungen zum externen Lichteinfluss	50
5.2	Resultate der Transmissionsmessungen	51
5.2.1	Ergebnisse der Leerwertbestimmungen	51
5.2.2	Attenuationskoeffizienten der kariösen und nonkariösen Zahnproben.....	53
5.2.3	Attenuationskoeffizienten bei verschiedenen Probendicken	57
5.2.4	Attenuationskoeffizienten bei Dentinproben mit unterschiedlicher räumlicher Anordnung.....	61
5.3	Resultate der Streulichtmessungen	62
5.3.1	Graphen zur Streulichtverteilung nonkariöser Zahnproben	64
5.3.2	Graphen zur Streulichtverteilung kariöser Zahnproben	66

5.3.3	Vergleich der Streulichtverteilungsgraphen kariöser und nonkariöser Proben	67
5.3.4	Gesamtschau der Streulichtverteilung.....	70
5.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	74
6	Diskussion.....	77
6.1	Validierung der Messergebnisse	77
6.2	Anwendbarkeit des Lambert-Beer-Gesetzes	79
6.3	Diskussion der Ergebnisse der nonkariösen Zahnproben	84
6.4	Diskussion der Ergebnisse der kariösen Zahnproben	89
6.5	Schlussfolgerungen und Ausblick.....	93
7	Zusammenfassung.....	96
8	Literaturverzeichnis.....	98
9	Anhang	101
9.1	Gleichungs- und Formelverzeichnis	101
9.2	Tabellenverzeichnis.....	102
9.3	Abbildungsverzeichnis.....	103
10	Dokumentation und Anleitungen.....	105
10.1	Herstellung der Proben, erstes Verfahren	105
10.1.1	Herstellen des Sägeblocks	105
10.1.2	Sägen des Zahnes	108
10.1.3	Einbetten der Probe	110
10.2	Herstellung der Proben, endgültiges Verfahren, nonkariöse Proben.....	113
10.2.1	Vorbereitung und Einbetten	113
10.2.2	Sägen und Zahnschnitte	116
10.2.3	Schleifen und Polieren.....	118
10.2.4	Sockeln der Probe	122
10.3	Herstellung der Proben, endgültiges Verfahren, kariöse Zahnproben	123
10.3.1	Herstellung des Sägeblocks	123
10.3.2	Anschnitt, Einbetten und Zahnschnitt.....	125
10.4	Herstellung der Proben, endgültiges Verfahren, Dentin mit räumlich unterschiedlich ausgerichtetem Dentin.....	127
10.4.1	Herstellung des Sägeblocks	127
10.4.2	Schneiden der Dentinblöcke	129
10.4.3	Einbetten der Dentinblöcke und Schneiden der Proben	131
10.5	Justieren und Kalibrieren des Versuchsaufbaus	133
10.5.1	Kalibrierung des Zweikreisgoniometers.....	133
10.5.2	Justieren des Goniometerkopfs und der Kamera	135
10.5.3	Justieren des Küvettenträgers.....	138

10.5.4	Justierung der Dioden	140
10.5.5	Kalibrierung und Einstellen des Detektors	144
11	Danksagung	146
12	Eidesstattliche Versicherung	147

1 Einleitung

In den letzten Jahrzehnten kam es zur Einführung einer Reihe neuartiger Kariesdiagnosesysteme mit dem Ziel, die klassische Kariesdiagnostik bestehend aus visuell-taktile Diagnostik und Röntgendiagnostik zu ergänzen. Die Röntgendiagnostik als klassisches bildgebendes Diagnoseverfahren der Zahnmedizin stand außerdem immer wieder aufgrund ihres Einsatzes von ionisierender Strahlung im Zentrum der Diskussion und es wurde versucht, alternative Verfahren zu entwickeln, die den Einsatz des Röntgen minimieren können [Emde, 2013]. Das klinische Bild der Karies hat sich in den hochindustrialisierten Gesellschaften mit der Zeit geändert. So ist heutzutage unter anderem eine langsamere Progression zu verzeichnen, was den zeitlichen Spielraum für präventive und minimalinvasive Maßnahmen vergrößert. Neu entstandene kariöse Läsionen befinden sich heute vor allem an den okklusalen sowie den approximalen Zahnflächen. Der kariöse Prozess, der zur Demineralisation der Zahnhartsubstanzen führt, kann in der Frühphase gezielt durch noninvasive Maßnahmen wie Ernährungsumstellung, antibakterielle Maßnahmen sowie gezielte Fluoridierung arretiert und die kariöse Läsion remineralisiert werden. Die Prüfung des Behandlungserfolgs dieser Maßnahmen verlangt jedoch adäquate Diagnostik, die in der Lage ist, den klinischen Verlauf zu überwachen, um bei eventuellem Misserfolg und Fortschreiten der Karies möglichst frühzeitig weitere Behandlungsschritte bis hin zur minimalinvasiven Füllungstherapie einzuleiten. Somit stellt hochsensitive Kariesdiagnostik einen elementaren Baustein im Konzept der non- und minimalinvasiven Kariestherapie dar [Bühler et al., 2005, Fried et al., 2010, Karlsson, 2010]. Die klassische Kariesdiagnostik kann dies jedoch nicht ausreichend erfüllen, da kariöse Läsionen mit ihrer Hilfe oft zu spät für die Anwendung von noninvasiven Therapiemethoden erkannt werden [Stookey et al., 2001, Young et al., 1999].

Eine wichtige Gruppe neuartiger Diagnosesysteme, die diese Lücke schließen sollen, sind die lichtoptischen Kariesdiagnosesysteme. Diese nutzen gezielt die optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und deren Veränderung durch kariöse Prozesse aus, um Aussagen über das Vorhandensein von Karies zu treffen. So wurde zum Beispiel das QLF-System (Inspektor Research Systems, Amsterdam, Niederlande), das auf der Veränderung der Autofluoreszenz der Zahnhartsubstanzen durch kariöse Prozesse beruht, entwickelt. DIAGNOdent (KaVo, Biberach, Deutschland) als weiteres Beispiel macht sich wiederum ein erhöhtes Vorkommen von Fluoreszenz im Nahen Infrarotbereich nach Beleuchtung des Zahnes mit Licht im Wellenlängenbereich 655nm bei Befall der Zahnhartsubstanz mit Mikroorganismen zunutze. Außerdem wurden Systeme entwickelt, die auf dem Prinzip der Transillumination, also Durchleuchtung, des Zahnes beruhen. Hier wären die Techniken FOTI und ihre Weiterentwicklung, DIFOTI, zu nennen [Karlsson, 2010]. Die Transilluminationsverfahren gehören im Gegensatz zu den beiden erstgenannten fluoreszenzbasierten Verfahren zu den intensitätsbasierten lichtoptischen Techniken [Schäfer, 2007].

Sie beruhen auf dem Prinzip der Verringerung der Intensität des Lichts bei Durchleuchtung des Zahnes, wobei Unterschiede in den optischen Eigenschaften zwischen kariöser und gesunder Zahnhartsubstanz ausgenutzt werden, um Karies zu detektieren. Insbesondere die Durchleuchtung des Zahnes mit Wellenlängen im Nahen Infrarotbereich erwies sich hier als vorteilhaft, da sie eine höhere Eindringtiefe des Lichts in die Zahnhartsubstanz verspricht als lichtoptische Systeme, die auf Licht geringerer Wellenlänge setzen [Fried et al., 2005, Karlsson, 2010]. Im Herbst 2012 hat das System DIAGNOcam (KaVo, Biberach, Deutschland) den europäischen Markt erreicht und wird seither zur Kariesdiagnostik eingesetzt. Es beruht auf dem Prinzip der Transillumination von Zahnhartsubstanz mit Licht der Wellenlänge 780nm. Dabei wird das Licht mithilfe von optischen Fasern über zwei elastische Arme über die Gingiva und den Alveolarknochen in die Zahnwurzel eingeleitet. Von dort aus gelangt es über die Zahnkrone zu einem CCD-Sensor, mithilfe dessen die lichtoptischen Informationen ausgewertet werden können. Das Licht wird bei seinem Weg durch den Zahn von gesunder und kariöser Zahnhartsubstanz unterschiedlich stark abgeschwächt. Dieser Unterschied in der Abschwächung der Lichtintensität kann mithilfe des CCD-Sensors und der systemeigenen Software visuell dargestellt werden [Emde, 2013, Söchtig et al., 2014].

Das System DIAGNOcam wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München bereits seit Jahren erfolgreich eingesetzt und klinisch getestet. So konnten Kühnisch et al. [2016] in ihrer klinischen Studie den Nachweis erbringen, dass DIAGNOcam in der Lage ist, approximale Läsionen zuverlässig zu erkennen. Dabei war das System in seiner Sensitivität für kariöse Dentinläsionen dem etablierten Bissflügelröntgen ebenbürtig. Jedoch zeigte sich als Einschränkung, dass das Ausmaß der kariösen Dentinläsionen, die in ihrer Ausdehnung bis zu 50% des Dentins betrafen, in vielen Fällen nicht mit dem DIAGNOcam-System optisch dargestellt werden konnte. Die sehr hohe Sensitivität des Systems für Dentinkaries ergab sich vor allem daraus, dass das System sehr gut die Ausbreitung von Karies im Schmelz bis hin zur Schmelzdentingrenze visualisieren konnte und man bei breitflächigem Befall der Schmelzdentingrenze auf das Vorkommen von Dentinkaries schloss [Kühnisch et al., 2016]. Auch neuere Studien zeigen das Problem, dass es mit dem System DIAGNOcam schwierig zu sein scheint, die Ausbreitung einer kariösen Dentinläsion sicher zu erkennen [Lederer et al., 2017a, Lederer et al., 2017b]. Dieser Umstand war der Anlass, die optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin in einer experimentellen Studie allgemein zu untersuchen. Ziel dieser Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln, die es ermöglicht, die optischen Eigenschaften von gesundem sowie kariösem Schmelz und Dentin zu bestimmen und gezielt die Unterschiede zwischen den beiden Zahnhartsubstanzen aufzuzeigen. Angestrebt wurde, diese Untersuchungen für Licht verschiedener Wellenlängen durchzuführen. Die vorliegende Arbeit sollte einen experimentell-wissenschaftlichen Beitrag dazu leisten, die lichtoptische Kariesdiagnostik weiter zu erforschen und weiterzuentwickeln.

2 Theoretische Grundlagen und Literaturübersicht

Auf den folgenden Seiten soll zunächst ein Überblick sowohl über die physikalischen und biologischen Grundlagen als auch über bereits gewonnene Erkenntnisse auf dem Gebiet der lichtoptischen Kariesdiagnostik gegeben werden.

2.1 Grundlagen der Optik und Photonik

Im Folgenden soll dabei zuerst auf die physikalischen Grundlagen der Optik und Photonik eingegangen werden.

2.1.1 Licht und Laser

Der Begriff Licht bezeichnet im engeren Sinne den vom Menschen sichtbaren Anteil des Spektrums elektromagnetischer Strahlung im Bereich von 400 bis 750nm [Harms, 2010], der sich in seinen Grundeigenschaften nicht von den anderen Bereichen unterscheidet [Wenisch, 2009]. Mit dem Begriff Licht werden daher im weiteren Sinne auch andere Bereiche des elektromagnetischen Spektrums bezeichnet, wie beispielsweise die Strahlung des Nahen Infrarotbereichs, weshalb der Begriff Licht im Rahmen der vorliegenden Arbeit auch auf diesen Wellenlängenbereich angewendet wird.

Für die Beschreibung von Licht und der von ihm hervorgerufenen Phänomene existieren heute verschiedene Modelle. Lange Zeit existierte jedoch lediglich das klassische Modell der Strahlenoptik, das später durch die Wellentheorie des Lichts abgelöst und durch die Quantentheorie des Lichts erweitert wurde [Franzen, 2012], wodurch der sogenannte Welle-Teilchen-Dualismus entwickelt wurde. Dieser besagt, dass sich Licht sowohl wie eine elektromagnetische Welle als auch wie ein Teilchen verhält, dabei aber weder als klassische Welle noch als Strom klassischer Teilchen verstanden werden kann. Je nach Fall muss eines der beiden Modelle herangezogen werden, um bestimmte Phänomene des Lichts korrekt zu beschreiben [Zinth et al., 2009]. Die moderne Physik interpretiert daher Licht heute als Quantenfeld, welches dem Beobachter je nach Experiment erlaubt, Licht als Teilchen oder als Welle zu sehen [Meister et al., 2004a]. So kann beispielsweise die Ausbreitung des Lichts mithilfe der Wellentheorie beschrieben werden, jedoch muss Licht für die Beschreibung der Wechselwirkungen von Licht mit Materiepartikeln als Teilchen beziehungsweise Energiepaket, auch Photon genannt, interpretiert werden [Franzen, 2012]. Letzteres wird in Gleichung (1) verdeutlicht:

$$E_{\text{photon}} = h * f = h * \frac{c_0}{\lambda} \quad (1)$$

Dabei gilt, dass E_{photon} = Energie des Photons, h = Planck'sches Wirkungsquantum, f = Frequenz, c_0 = Lichtgeschwindigkeit im Vakuum und λ = Wellenlänge des Lichts [Franzen, 2012].

Licht als elektromagnetische Welle besteht aus oszillierenden elektrischen und magnetischen Feldern und breitet sich mit einer räumlichen und zeitlichen Periodizität in einer bestimmten Richtung aus. Als räumliche Periodizität ist dabei die Wellenlänge definiert, die den kleinsten Abstand zweier Punkte gleicher Phase angibt. Die zeitliche Periodizität stellt die Frequenz dar, die die Anzahl der Schwingungen pro Sekunde wiedergibt. Das Produkt aus Wellenlänge und Frequenz ergibt die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Lichts, die im Vakuum eine Konstante bildet und gerundet 300000 km/s beträgt [Franzen, 2012]. Das sogenannte elektromagnetische Spektrum beinhaltet dabei einen großen Bereich an elektromagnetischer Strahlung, die sich bezüglich ihrer Wellenlänge unterscheidet. Anhand der Wellenlänge kann man elektromagnetische Strahlung somit in verschiedene Teilbereiche einteilen. So ist vom Menschen sichtbares Licht als elektromagnetische Strahlung mit den Wellenlängen 400 bis 750nm definiert [Harms, 2010], wobei die unterschiedlichen Wellenlängen vom Menschen als unterschiedliche Farben wahrgenommen werden. Der Nahe Infrarotbereich dagegen reicht von 750nm bis 2500nm Wellenlänge. Da nach der Quantentheorie des Lichts gilt, dass sich die Energie eines Photons direkt proportional zur Frequenz und damit indirekt proportional zur Wellenlänge verhält, ist, vereinfacht gesagt, Licht geringerer Wellenlängen beziehungsweise höherer Frequenz energiereicher als Licht höherer Wellenlänge beziehungsweise niedrigerer Frequenz [Meister et al., 2004a].

Das Modell der Photonen kann verwendet werden, um die Erzeugung von Laserlicht zu beschreiben. Ein Lasersystem besteht aus einem aktiven Medium, in dem sich Atome mit angeregten Elektronen befinden. Angeregt bedeutet dabei, dass sich die entsprechenden Elektronen auf einem höheren Energieniveau befinden. Im Laser wird dieser angeregte Zustand durch eine sogenannte Pumpquelle erzeugt. Klassischerweise können als aktives Medium ein Kristall und als Pumpquelle eine Blitzlampe verwendet werden. Die Blitzlampe sendet Licht und damit Photonen in den Kristall aus, die Elektronen in Atomen, die am Aufbau des Kristalls beteiligt sind, anregen. Dabei wird durch externe Energiezufuhr ein künstlicher Zustand erzeugt, bei dem Atome mit angeregten Elektronen gegenüber Atomen mit nicht angeregten Elektronen überwiegen, was Besetzungsinversion genannt wird. Die angeregten Elektronen können wieder spontan auf ihr ursprüngliches Energieniveau zurückfallen, wobei Energie in Form eines Photons emittiert wird. Dieses emittierte Photon kann als störendes Photon wirken und ein angeregtes Elektron auf ein niedrigeres Energieniveau zurückführen, wodurch wiederum Energie in Form eines Photons entsteht, welches dieselbe Richtung, Frequenz und Phase hat wie das störende Photon. Dieser Vorgang wird stimulierte Emission genannt und kann sich beliebig oft wiederholen. Durch ein zusätzliches Resonatorsystem als letzten Bestandteil eines Lasers kann dann ein Laserstrahl erzeugt werden. Das Resonatorsystem

besteht in der einfachsten Form aus zwei Spiegeln, wobei einer davon teilreflektierend ist. Dadurch wird ein Teil der emittierten Photonen im System gehalten, wodurch sich der Prozess der stimulierten Emission immer wieder wiederholt. Schließlich können einige Photonen das System über den teilreflektierenden Spiegel in einer bestimmten Richtung verlassen, wodurch ein Lichtstrahl entsteht. Dieses Grundprinzip findet sich beispielsweise auch in Dioden- beziehungsweise Halbleiterlasern, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurden, wobei bei diesem Typ Laser durch Anlegen einer Spannung zwischen zwei verschiedenen Halbleitermaterialien Grenzschichteffekte zwischen den Halbleitermaterialien erzeugt und ausgenutzt werden, um Laserlicht zu generieren [Franzen, 2012, Franzen et al., 2004]. Das Licht, das ein Lasersystem verlässt, ist quasimonochromatisch und hochgradig kohärent [Hecht, 2014].

2.1.2 Wechselwirkung von Licht und Materie

Wenn Licht auf Materie trifft, kommt es zu verschiedenen Formen der Wechselwirkung zwischen Licht und Materie, wobei hier vor allem auf diejenigen Prozesse eingegangen werden soll, die bei der Licht-Gewebe-Wechselwirkung eine wichtige Rolle spielen.

Die Grundlage der Wechselwirkung von Licht und Materie beruht auf der Wechselwirkung von Licht mit den Atomen und Molekülen des durchdrungenen Materials. Photonen, die laut der Quantentheorie Energiepakete darstellen (vgl. Gleichung (1)), können dabei Energie auf Atome beziehungsweise auf die Elektronen in den Atomhüllen des Materials übertragen. Licht als elektromagnetische Welle kann außerdem Atome und Moleküle, die in vereinfachter Form als Dipole anzusehen sind, zu Schwingungen anregen. Durch diese Prozesse können Photonen abgelenkt oder aufgenommene Energie in andere Formen wie Wärme umgewandelt werden. Die wichtigste Rolle bei der Abschwächung von Licht bei Durchdringung von biologischem Material spielen dabei die Absorption, Streuung und Reflexion. Der Anteil des Lichts, welches ein Medium ungehindert durchdringt, wird dagegen als (kollimierte) Transmission bezeichnet [Franzen, 2012, Hecht, 2014, Popp et al., 2011]. Eine Übersicht dazu zeigt Abbildung 1.

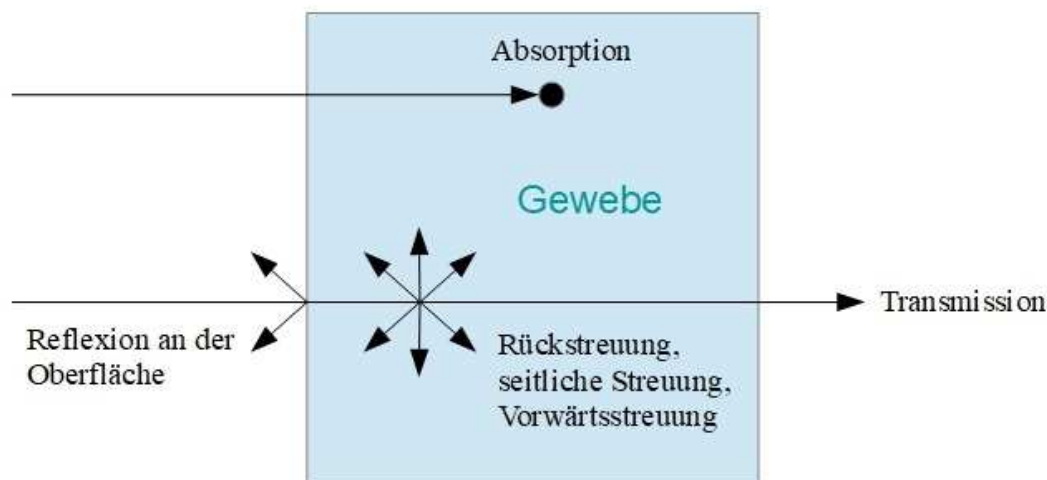


Abbildung 1: Übersicht über die Licht-Materie-Wechselwirkung in biologischem Material.

2.1.2.1 Absorption

Bei der Absorption wird die Energie der Photonen beim Durchgang durch Materie vor allem in Wärme umgewandelt. Jedes Atom des durchdrungenen Materials besitzt Elektronen, die bestimmte Energieniveaus besitzen oder annehmen können. Ein Photon ist ein Energiepaket, wobei die Größe der Energie von der Wellenlänge beziehungsweise der Frequenz des Lichts festgelegt ist (vgl. Gleichung (1)). Diese Energie kann auf Elektronen eines Atoms übertragen werden, wenn die Größe der Energie des Photons einem Betrag entspricht, den das Elektron benötigt, um ein höheres Energieniveau zu erreichen. Dieser Betrag ist atom- beziehungsweise materialspezifisch und somit auch spezifisch für die Frequenz des einfallenden Lichts, weshalb auch von Resonanzfrequenz gesprochen wird. Wenn ein Elektron durch Wechselwirkung mit einem Photon Energie aufnimmt und den Sprung auf ein höheres Energieniveau vollzieht, hört das Photon auf zu existieren. Die Energie des Photons ist somit auf das Elektron übergegangen. Diese Energie kann durch Stoßprozesse an Nachbaratome weitergegeben werden, bevor durch Zurückfallen des Elektrons auf ein niedrigeres Energieniveau wiederum ein Photon entstünde, sodass die Energie letztlich dem Licht entzogen und das Licht beim Durchgang durch die Materie abgeschwächt wird [Franzen, 2012, Hecht, 2014, Popp et al., 2011]. Der Vorgang der Absorption ist neben der Abschwächung von Licht beispielsweise auch verantwortlich für das Phänomen der Fluoreszenz oder die Entstehung von Laserlicht [Franzen et al., 2004, Popp et al., 2011].

2.1.2.2 Streuung und Reflexion

Wenn ein Photon mit einem Atom interagiert, dessen Resonanzfrequenz größer ist als die Frequenz des die Materie durchdringenden Photons, dann kommt es zu Streuung, die zur Ablenkung des Photons bezüglich seiner Ausbreitungsrichtung führen kann. Das Photon kann dabei zur Seite, nach vorne oder rückwärts gestreut werden. Bei der Wechselwirkung von Licht mit biologischem Material spielt vor allem die elastische Streuung, bei der es zu keinem Energieverlust oder -gewinn des Photons kommt, eine Rolle, weshalb im Folgenden nur auf diese Art der Streuung eingegangen wird [Hecht, 2014, Meister et al., 2004b, Popp et al., 2011].

Grundlage des Phänomens Streuung ist, dass Licht als elektromagnetische Welle ein elektrisches Feld besitzt [Harms, 2010]. Dieses kann beim Durchgang durch Materie Atome oder Moleküle des durchdrungenen Materials, die als Dipole anzusehen sind, zum Schwingen anregen. Bei Anregung eines Atoms oder Moleküls entsteht somit ein oszillierender Dipol, der in derselben Frequenz schwingt wie das einfallende Licht und dadurch wiederum selbst elektromagnetische Strahlung aussendet. Die ausgesendete Strahlung besitzt dabei dieselbe Frequenz wie das auf das Atom einfallende Licht und Photonen werden zufällig in alle Richtungen ausgesendet. Das Licht wird somit elastisch, also ohne Energieverlust, gestreut. [Hecht, 2014, Popp et al., 2011].

Dabei gilt, dass je gleichförmiger die Moleküle eines Mediums aufgebaut sind und je gleichmäßiger sie verteilt sind, desto weniger Licht gestreut wird. In inhomogenen Medien wie auch in Medien, deren Streuzentren unregelmäßig und weit verteilt sind, nimmt die Streuung zu. Letztlich können auch alle Inhomogenitäten in einem Material, wie beispielsweise Tropfen, Schwebstoffe, Fremdpartikel oder Blasen, als Streuzentren betrachtet werden. Die Größe des einzelnen Streuzentrums gegenüber der Wellenlänge des einfallenden Lichts bestimmt die Art der Streuung. Bei der Untersuchung der Wechselwirkung zwischen Licht und biologischem Material werden immer wieder die Rayleigh- und die Mie-Theorie herangezogen. Wenn Licht auf Materie trifft, deren Streuzentren deutlich kleiner sind als die Wellenlänge des eintreffenden Lichts (bis zu Faktor 15), dann kann der Streuvorgang mit der Rayleigh-Theorie beschrieben werden, bei der das Phänomen der Interferenz zu vernachlässigen ist. Die Rayleigh-Theorie beschreibt, dass Licht in alle Richtungen, jedoch vor allem vorwärts- und zurückgestreut wird, was in gleichen Anteilen geschieht. Die Intensität der Streustrahlung hängt dabei stark von der Lichtwellenlänge ab, wobei sie sich umgekehrt proportional zur vierten Potenz der Wellenlänge verhält, was bedeutet, dass kurzwelliges Licht deutlich stärker gestreut wird als langwelliges. Bei größeren Streuzentren, deren Größe sich einer Lichtwellenlänge nähert, nehmen Interferenzeffekte zu, sodass sich die Verteilung des Streulichts ändert. Diese Streuvorgänge können mit der Mie-Theorie beschrieben werden. In diesem Größenbereich dominieren mehr und mehr Interferenzeffekte, die zu einer verstärkten Auslöschung von Licht in seitlicher und rückwärtsgerichteter Richtung führen, weshalb die Streuung in Vorwärtsrichtung zunimmt. Auch wird zunehmend Licht höherer Wellenlängen gestreut, sodass die Abhängigkeit von der Wellenlänge abnimmt und letztlich aufgehoben ist, wenn das Streuzentrum

die Größe der Lichtwellenlänge überschreitet [Fuhrmann-Lieker et al., 2008, Hecht, 2014, Mie, 1908].

Die Grundlage des Phänomens Streuung erklärt auch die Vorgänge der Reflexion und Brechung, die makroskopische Erscheinungsformen der Streuung darstellen. Grundlegend ist bei der Reflexion zwischen der Oberflächenreflexion als Effekt der Grenzfläche zwischen zwei Medien und der Reflexion im Sinne der Rückstreuung von Licht im Inneren eines Mediums zu unterscheiden. Zur Oberflächenreflexion kommt es, wenn sich Licht in einem Medium ausbreitet und auf ein anderes Medium mit unterschiedlichem Brechungsindex trifft. An der Grenzfläche zwischen diesen beiden Medien kommt es dann zu einer Rückstreuung von Licht, die vom Verhältnis der Brechungsindizes der beiden Medien abhängt, wobei es bei größerem Unterschied zu größerer Reflexion kommt. Bei senkrechtem Lichteinfall auf eine Grenzfläche berechnet sich der Anteil des reflektierten Lichts nach Gleichung (2):

$$R = \left(\frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2 \quad (2)$$

Dabei gilt, dass R = Reflexionsgrad als Anteil der rückreflektierten Lichtintensität im Verhältnis zur einfallenden Lichtintensität, n_1 = Brechungsindex des ersten Mediums und n_2 = Brechungsindex des zweiten Mediums.

Bei Einfall des Lichts von weniger als 90° auf eine Grenzfläche kommt es neben der Reflexion zusätzlich zu Brechung, die eine makroskopische Ablenkung des Lichtstrahls aufgrund des Übergangs des Lichts von einem Medium in ein zweites Medium mit unterschiedlichem Brechungsindex darstellt [Hecht, 2014, Meister et al., 2004b, Zinth et al., 2009]. Der Versuchsaufbau zur Bestimmung der optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin (s. 4.2) musste deshalb so ausgelegt sein, dass Brechung bei der Durchleuchtung von Zahnproben und den damit verbundenen Übergängen des Lichts zwischen verschiedenen Medien minimiert wird, was vor allem bedeutet, dass das Licht möglichst senkrecht auf alle Grenzflächen auftreffen sollte. Außerdem existiert die Möglichkeit des Indexmatchings zur Minimierung der Oberflächenreflexion (vgl. Abbildung 8). Für die Untersuchung von Zahnproben wurden von verschiedenen Autoren verschiedene Flüssigkeiten benutzt, die an die Brechungsindizes von Schmelz und Dentin unterschiedlich stark angeglichen waren, um den Einfluss der Oberflächenreflexion zu minimieren [Chan et al., 2014, Darling et al., 2006, Fried et al., 1995, Jones et al., 2002, Zijp et al., 1991, Zijp et al., 1995].

2.1.3 Abschwächung des Lichts beim Durchgang durch Materie

Wenn Licht Materie durchdringt, wechselwirkt es mit den Atomen und Molekülen des durchdrungenen Materials. Ein Teil des Lichts wird dabei absorbiert und ein anderer Teil wird gestreut, sodass der Anteil des Lichts, der unbeeinflusst das Material durchdringt, sinkt. Der Abfall der transmittierten Lichtintensität verhält sich dabei exponentiell zur Schichtdicke des durchdrungenen Materials, was im Lambert-Beer'schen Gesetz ausgedrückt wird, das in Gleichung (3) gezeigt ist:

$$I(d) = I_0 * e^{-\mu d} \quad (3)$$

Mit $I(d)$ = Intensität am Ort d , wobei d = Eindringtiefe beziehungsweise Dicke der durchleuchteten Schicht, I_0 = Intensität des einfallenden Lichtstrahls und μ = Extinktionskoeffizient als Maß für die Lichtschwächungsfähigkeit des Materials, auch Attenuationskoeffizient genannt.

Anstelle der Lichtintensität, die als Strahlungsleistung pro Raumwinkel oder Fläche definiert ist, kann die Strahlungsleistung P eingesetzt werden, sodass das Lambert-Beer'sche Gesetz nach Gleichung (4) lautet:

$$P(d) = P_0 * e^{-\mu d} \quad (4)$$

Der Transmissionsgrad T ist als das Verhältnis der Leistung des abgeschwächten Lichts zur ursprünglichen Leistung definiert, was in Gleichung (5) gezeigt wird:

$$T = P(d) / P_0 \quad (5)$$

Die Extinktion beziehungsweise Attenuation ist das Lichtschwächungsvermögen des durchleuchteten Materials und ergibt sich durch Logarithmieren und Umformen aus dem Lambert-Beer'schen Gesetz (vgl. Gleichung 3 und 4), wodurch Gleichung (6) lautet:

$$\begin{aligned} E &= -\ln\left(\frac{P(d)}{P_0}\right) = -\ln(T) \\ &= \mu * d \end{aligned} \quad (6)$$

Aus dieser Gleichung geht somit hervor, dass die Extinktion dem negativen natürlichen Logarithmus des Transmissionsgrads entspricht und zur Schichtdicke d über den Faktor μ proportional ist. μ ist dabei ein Maß für die Wahrscheinlichkeit, dass ein Photon aus dem einfallenden Lichtstrahl entfernt wird, sodass die Strahlungsleistung über die durchdrungene Schichtdicke d abnimmt. Der Faktor μ wird daher Exktinktions- oder Attenuationskoeffizient genannt. In Medien, die bevorzugt Licht absorbieren, kann Streuung vernachlässigt werden und der Attenuationskoeffizient entspricht dem Absorptionskoeffizienten μ_a . In Medien, die sowohl Licht absorbieren als auch streuen setzt sich der Attenuationskoeffizient aus der Summe des Absorptions- und des Streukoeffizienten μ_s zusammen, der ein Maß für die Wahrscheinlichkeit, Licht zu streuen, ist.

Dies ist in Gleichung (7) dargestellt:

$$\mu = \mu_a + \mu_s \quad (7)$$

[Bohren et al., 2004, Jones et al., 2002, Kunze et al., 2009, Popp et al., 2011, Skoog et al., 2013]

Biologische Materialien stellen dabei in der Regel Medien dar, in denen Absorption und Streuung eine Rolle spielen, wobei vor allem die Streuung im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichts sowie des Nahen Infrarotbereichs dominiert [Meister et al., 2004b]. Der Attenuationskoeffizient μ ist eine von der Wellenlänge des einfallenden Lichts abhängige Materialkonstante. Er gibt die Fähigkeit eines Materials an, Licht beim Durchgang durch das Material durch Streuung und Absorption abzuschwächen. Seine Bestimmung wurde und wird daher für die Beschreibung der optischen Eigenschaften von Materialien angewandt. Auch für die Bestimmung der Eigenschaften von Schmelz und Dentin wurde dies getan [Chan et al., 2014, Fried et al., 1995, Jones et al., 2002]. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Gültigkeit des Lambert-Beer'schen Gesetzes definitionsgemäß beschränkt ist. Das Gesetz wird in der analytischen Chemie für die Untersuchung von Substratlösungen angewandt. Das in einem Medium gelöste Substrat beziehungsweise der zu untersuchende Analyt darf dabei eine Konzentration von 0,01 mol/L nicht überschreiten, da es ansonsten verstärkt zu Wechselwirkungen zwischen dem Lösungsmittel und dem Analyten wie auch dem gelösten Stoff mit sich selbst kommt, welche die Messungen beeinflussen. So kann beispielsweise die Absorptionsfähigkeit eines Stoffs verändert werden. Auch die Erhöhung der Konzentration eines lichtstreuenden Stoffs über eine bestimmte Grenze hinaus kann durch vermehrtes Auftreten von Mehrfachstreuung Einfluss auf Messergebnisse nehmen. Eine lineare Beziehung zwischen Extinktion und der Schichtdicke d ist dann nicht mehr gegeben [Bastian, 2010, Michels, 2010, Otto, 2011, Skoog et al., 2013].

Einen klassischen Aufbau, mit dem das Lambert-Beer'sche Gesetz zur Charakterisierung der Lichtschwächung durch ein zu untersuchendes Material ermöglicht wird, stellt das Photometer dar. Dieses besteht aus einer Lichtquelle, deren Licht durch einen Monochromator auf einen möglichst engen Spektralbereich gefiltert wird. Die Lichtmenge wird über eine Blende geregelt. Das Licht trifft auf eine Küvette, die das zu untersuchende Substrat in gelöster Form enthält. Das abgeschwächte Licht fällt anschließend auf einen Photodetektor und wird registriert. Mithilfe der Dicke der Küvette, die der Dicke der durchstrahlten Schichtdicke des zu untersuchenden Stoffs entspricht, kann über das Lambert-Beer'sche Gesetz der Attenuationskoeffizient errechnet werden. Vor der Messung werden dabei zunächst eine Dunkelstromkalibrierung des Photodetektors sowie eine 100%-T-Kalibrierung durchgeführt. Bei letzterer wird ein Leerwert P_0 bestimmt, der mittels Durchleuchtung der Küvette, die nur mit dem reinen Lösungsmittel gefüllt ist, ermittelt wird. Dieser Leerwert P_0 entspricht somit der einfallenden Lichtleistung abzüglich derjenigen Einflüsse, die durch die Küvette selbst oder das Lösungsmittel verursacht werden, wie zum Beispiel Streuung durch das Lösungsmittel oder Reflexion an den Grenzflächen zwischen Luft und Küvette sowie Küvette und Lösungsmittel. Der

Leerwert P_0 wird zur Bestimmung des Transmissionsgrads verwendet, mithilfe dessen über das Lambert-Beer'sche Gesetz der Attenuationskoeffizient bestimmt werden kann [Kunze et al., 2009, Otto, 2011, Skoog et al., 2013].

In analoger Weise haben Autoren wie Jones et al. [2002] oder Fried et al. [1995] einen Aufbau zur optischen Charakterisierung von Zahnhartsubstanz verwendet und Attenuationskoeffizienten bestimmt. Sie platzierten dabei Zahnhartsubstanzproben in einer Küvette, die mit Flüssigkeit gefüllt werden konnte. Hauptunterschied zur Photometrie aus der analytischen Chemie ist, dass es sich bei dem zu untersuchenden Substrat nicht um einen gelösten Stoff, sondern um einen Feststoff handelt. Das Problem dabei ist, dass hier eine zusätzliche Grenzfläche zwischen Flüssigkeit und der Zahnprobe besteht, an der Reflexion auftritt. Dieses Problem haben die genannten Autoren über die Anwendung von Indexmatching gelöst, wobei eine Flüssigkeit in die Küvette gefüllt wurde, die einen dem zu untersuchenden Material entsprechenden Brechungsindex besaß und somit die Reflexion an der Grenzfläche zwischen Flüssigkeit und Probe minimiert wurde (vgl. Gleichung (2) und Abbildung 8). Trotz der genannten Einschränkungen wurde daher das Lambert-Beer-Gesetz zur Bestimmung der optischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz auch im Rahmen der vorliegenden Arbeit angewendet, um die Eigenschaften von Schmelz und Dentin zu charakterisieren.

2.2 Bisherige Kenntnisse und Untersuchungen

Die Untersuchung der Eigenschaften von Zahnhartsubstanz war immer wieder Gegenstand der Forschung. Daher sollen in folgendem Abschnitt die wichtigsten Untersuchungen und Kenntnisse bezüglich Zahnschmelz und Dentin sowie deren optische Eigenschaften vorgestellt werden.

2.2.1 Struktur von Schmelz und Dentin sowie Änderung durch kariöse Prozesse

Die Untersuchung der optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin setzt Kenntnisse über die Struktur und den Aufbau der beiden Zahnhartsubstanzen voraus [Zijp et al., 1995].

Zahnschmelz ist eine natürliche Hartsubstanz, dessen weitaus größter Anteil von anorganischen Verbindungen aus Kalzium und Phosphat gebildet wird. Diese liegen in Form von nicht-stöchiometrischen kristallinen Hydroxylapatitverbindungen vor, in denen neben Kalzium, Phosphat- und Hydroxylionen beispielsweise Carbonat oder Fluorid enthalten sein können. Der anorganische Anteil am Gesamtgewicht des menschlichen Schmelzes beträgt dabei circa 95%. Den Rest bilden Wasser mit circa 4% und ein organischer Anteil, der vor allem aus Proteinen und Lipiden besteht, mit circa 1%. Dies entspricht jeweils Volumenanteilen von circa 87%, 11,5% und 1,5%. Die Hydroxylapatitkristalle haben eine hexagonale Grundstruktur und sind durchschnittlich circa 25nm dick, 40nm breit und 160nm lang. Den Hauptanteil des menschlichen Schmelzes bildet prismatischer Schmelz, in dem die Kristalle Bündel, die sogenannten Schmelzprismen, bilden, die von der Schmelzdentingrenze in einem horizontal und vertikal wellenförmigen Verlauf zur Schmelz-beziehungsweise Zahnoberfläche verlaufen und einen Durchmesser von 4-5µm besitzen. Die Kristalle im Zentrum eines Prismas sind dabei parallel zur Prismenachse angeordnet, während weiter peripher gelegene Kristalle ausfiedern. Die Kristalle selbst sind jeweils von einer Hydratationsschale und einer Schicht aus Proteinen und Lipiden umgeben und die Prismen sind von der sogenannten Prismenscheide, in der sich Wasser und Proteine befinden, umhüllt. Zwischen den Prismen befindet sich der interprismatische Schmelz, in dem sich Kristalle ungeordnet in einem Winkel von circa 90° zur Längsachse der Prismen befinden [Arends et al., 1981, Darling et al., 2006, Hellwig et al., 2013, Maas et al., 1999, Zijp et al., 1995].

Dentin als Hauptbestandteil des Zahnes besitzt einen Gewichtsanteil an anorganischer Substanz von 70% und ist somit weit weniger stark mineralisiert als Schmelz. Der anorganische Anteil wird hauptsächlich von kristallinen Kalzium- und Phosphatverbindungen gebildet. 20% des Gewichts von Dentin sind dagegen organischer Herkunft, dessen Hauptbestandteil Kollagen darstellt. Den Rest bildet Wasser. Dentin wird von spezialisierten Zellen, den Odontoblasten, gebildet. Die Odontoblasten befinden sich in der Pulpa an der Grenze zum Dentin und besitzen Zellfortsätze, die weit in das Dentin reichen und dort in Kanälchen liegen, den sogenannten Dentintubuli, die im koronaren Bereich in einem S-förmigen Verlauf von der Dentinpulpagrenze zur Schmelzdentingrenze verlaufen und neben den Fortsätzen der Odontoblasten auch mit

Gewebsflüssigkeit gefüllt sind. Dabei ist der Volumenanteil der Tubuli nahe der Dentinpulpagrenze am größten und nimmt nach peripher ab. Dasselbe gilt für den durchschnittlichen Durchmesser der Tubuli, der sich bei Erwachsenen auf circa 2,5 bis 0,9µm und bei Jugendlichen auf 4,5 bis 1,7µm beläuft. Es gilt zwischen dem peritubulären Dentin, das die Kanälchen umgibt, hoch mineralisiert ist und keine Kollagenfasern besitzt, und dem intertubulären Dentin als weniger stark mineralisierte Zwischensubstanz mit Vorkommen von Kollagen-I-Fasern zu unterscheiden. Von zentral nach peripher können verschiedene Schichten von intertubulärem Dentin unterschieden werden, die sich in Aufbau und Zusammensetzung unterscheiden. Dabei handelt es sich um das unreife hypomineralisierte Prädentin, das Zwischendentin als Mineralisationszone und das reife mineralisierte intertubuläre Dentin, das sich bis zum Manteldentin, welches eine Sonderform darstellt und im Bereich der Krone am Übergang von Schmelz zu Dentin zu finden ist, erstreckt. Zudem existieren weitere Formen wie intratubuläres Dentin, das sich in den Tubuli befindet, sowie verschiedene Arten von Reizdentin, die auf externe Reize hin gebildet werden und sich wiederum in Art und Zusammensetzung unterscheiden. Es kann daher festgehalten werden, dass Dentin im natürlichen Zahn ein hoch heterogenes, mineralisiertes biologisches Gewebe darstellt, wobei nicht nur verschiedene Formen existieren, sondern auch der intrinsische Aufbau aus verschiedenen Materialien und Strukturen besteht [Gängler et al., 2010, Goldberg et al., 2011, Grayson et al., 1997, Hellwig et al., 2013, Pashley, 1991].

Karies ist ein Prozess, der zur Demineralisation und Zerstörung der Zahnhartsubstanzen führt. Säuren als Produkte bakterieller Stoffwechselprozesse spielen dabei die Hauptrolle, wobei die Hartsubstanzen in der Mundhöhle einem Gleichgewicht aus De- und Remineralisation unterliegen. Bei Überwiegen der Demineralisation schreitet die Auflösung der Zahnhartsubstanzen voran. Strukturell kommt es dabei zur Auflösung der mineralisierten Anteile, wodurch es zur Bildung von Poren und zur Invasion von Bakterien in die durch die säurebedingte Auflösung der Hartsubstanzen entstandenen Freiräume und Poren kommt. In Dentinarealen, die in Diffusionskontakt mit einer kariösen Schmelzläsion und somit auch mit bakteriellen Toxinen et cetera stehen, führt der pathologische Reiz außerdem zu Reaktionen und Abwehrmechanismen der Odontoblasten. Es kommt zu verstärkter Bildung von peri- und intratubulärem Dentin, was auch als Dentinsklerose bezeichnet wird. Außerdem resultiert ein partieller Verlust an vitalen Odontoblastenfortsätzen mit Verödung von Dentintubuli und vermehrter Bildung von Reizdentin. Nach Einbruch des Zahnschmelzes im weiteren Verlauf der Karies folgt eine Invasion von Bakterien in das Dentin, wodurch es zur Demineralisation von Dentin entlang der Dentintubuli kommt, auf die wiederum die proteolytische Auflösung der organischen Dentinmatrix durch bakterielle Enzyme folgt. Gerade die Auflösung der Zahnhartsubstanz und die daraus resultierende Porenbildung wird in der Literatur als Grund für eine Veränderung der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz im Sinne einer verstärkten Lichtstreuung und damit einer Zunahme der Abschwächung von Licht genannt [Darling

et al., 2006, Jones et al., 2003]. Klinisch ist eine frühe Kariesläsion im Schmelz visuell als sogenannter white spot zu sehen [Featherstone, 2008, Frank, 1990, Gängler et al., 2010].

2.2.2 Untersuchungen zu den optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin

In den vergangenen Jahrzehnten waren die optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin immer wieder Gegenstand der Forschung.

So haben beispielsweise Spitzer und Ten Bosch [1975] die Lichtstreuung und Absorption an Proben aus menschlichem Zahnschmelz und Rinderzahnschmelz mit Licht des Wellenlängenbereichs von 220 bis 700nm untersucht. Sie verwendeten dabei menschliche Schmelzschnitte von circa 300µm Dicke und bestimmten zum einen den Brechungsindex und führten zum anderen Reflexions- und Transmissionsmessungen durch. Mithilfe des Kubelka-Munk-Modells, das ein mathematisches Modell des Strahlungsflusses innerhalb eines gleichzeitig absorbierenden und streuenden Mediums darstellt [Bastian, 2010], berechneten sie Streuungs- und Absorptionskoeffizienten für menschlichen und bovinen Zahnschmelz. Zudem trennten sie die organischen Anteile des Schmelzes von den anorganischen Anteilen mithilfe von Säure und eines Dialyseverfahrens und bestimmten das Absorptionsspektrum der Schmelzproben und der separierten organischen Schmelzbestandteile. Aus diesen Untersuchungen stach hervor, dass im Bereich des Zahnschmelzes die Streuung deutlich stärker war als die Absorption. Mit steigender Wellenlänge nahm die Streuung ab. Das Absorptionsmaximum von menschlichem Zahnschmelz lag bei $270 \pm 5\text{nm}$ Wellenlänge, was Spitzer und Ten Bosch auf den organischen Anteil des Schmelzes, insbesondere auf aromatische Aminosäuren, zurückführten [Spitzer et al., 1975].

Ten Bosch und Zijp [1987] verwendeten einen ähnlichen Ansatz für die Untersuchung von Dentin wie zuvor Spitzer und Ten Bosch [1975] für Schmelz. Sie untersuchten mithilfe eines Spektrophotometers und einer Ulbrichtkugel die Absorption und Streuung für verschiedene Wellenlängen im Bereich des für den Menschen sichtbaren Spektrums mithilfe von 170µm dicken Dentinproben und nutzten ebenfalls die Kubelka-Munk-Theorie zur Berechnung der Absorptions- und Streukoeffizienten und setzten die Ergebnisse mit Ergebnissen aus Mikroradiographiemessungen zur Bestimmung des Mineralgehalts der Proben in Zusammenhang. Die Resultate der Untersuchungen waren, dass bei Vergleich ihrer Werte für Dentin mit den Werten von Spitzer und Ten Bosch [1975] für Schmelz sowohl Absorption als auch Streuung im Dentin stärker waren als im Schmelz, wobei auch im Dentin die Streuung gegenüber der Absorption überwog. Als Hauptstreuzentren machten Ten Bosch und Zijp [1987] die Dentintubuli aus, da das Ausmaß der Streuung und der Absorption keine Korrelation mit dem Mineralgehalt der Proben zeigte. Auch konnten die Autoren eine nur sehr geringe Wellenlängenabhängigkeit der Streuung nachweisen, was auf einen Streumechanismus hinwies, der von Streuzentren in Größe der Dentintubuli verursacht werden musste. Zudem zeigte sich bei ihren Experimenten, dass bei Dentinproben aus pulpanahem Dentin die Streuung stärker war als in Proben, die aus pulpaferem Dentin gewonnen worden waren, was die Autoren auf die höhere Dichte von Dentintubuli im pulpanahen Dentin zurückführten. Bei der Absorption stellten sie ebenfalls nur eine geringe

Abhängigkeit von der Wellenlänge fest, wobei im Ultravioletten ein Anstieg zu verzeichnen war [Ten Bosch et al., 1987].

Zijp und Ten Bosch [1991] untersuchten außerdem die Streulichtverteilung von HeNe-Laserlicht der Wellenlänge 632,8nm in 10-20µm dicken humanen und bovinen Dentinschnitten, wobei sie ein Indexmatching mit Wasser durchführten. Sie maßen sowohl die Transmission als auch die Verteilung der Lichtintensität um die Proben herum und bestimmten den Streukoeffizienten mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes sowie den Asymmetriefaktor g der Phasenfunktion zur Beschreibung der Streulichtverteilung. Ein g -Wert von 0 bedeutet, dass die Streulichtverteilung isotrop ist, was heißt, dass die Verteilung des Lichts sowohl in Vorwärts- als auch in Rückwärtsrichtung gleich wahrscheinlich ist, wogegen Werte über 0 eine zunehmend vorwärtsgerichtete Streuung anzeigen. Außerdem untersuchten sie den Einfluss der Lichtpolarisation auf die Streulichtverteilung sowie den Einfluss der Anordnung der Dentintubuli zur Streuebene. Als Ergebnis stellten sie fest, dass die Polarisation keinen nennenswerten Einfluss hatte, jedoch die Orientierung der Tubuli. So waren die Kurven der Streulichtverteilungsgraphen für Dentin, dessen Tubuli senkrecht zur Streuebene ausgerichtet waren, im Bereich 3° bis 90° höher und zeigten bei menschlichem Schmelz eine Spitze bei 5°, die die Autoren unter anderem als Beugungsmaximum erster Ordnung interpretierten, wobei sie erläuterten, dass der Aufbau von Dentin mit seinen Tubuli und seinem intertubulären Dentin als Beugungsgitter anzusehen sei. Daraus schlossen sie, dass die Dentintubuli hauptverantwortlich für die Streuung im Dentin sein müssen. Die von ihnen bestimmten g -Werte zeigten außerdem eine vorwärtsgerichtete Streuung an und der Streukoeffizient lag im Bereich 1200cm^{-1} [Zijp et al., 1991]. Ein Vergleich mit theoretischen Streumodellen untermauerte die Ergebnisse. Die gemessene Streulichtverteilung im Dentin ähnelte dabei am meisten Streumodellen für Einzel- und Doppelzylinder, woraus die Autoren schlussfolgerten, dass die Dentintubuli als zylinderähnliche Strukturen hauptverantwortlich für die Streuung im Dentin sein müssen. Den Beitrag der kristallinen Dentinstrukturen sowie von Kollagen schätzten sie als gering ein [Zijp et al., 1993].

Fried et al. [1995] untersuchten die Streulichtverteilung von humanem Schmelz und Dentin bei Durchleuchtung mit Laserlicht von 543nm, 632nm und 1053nm Wellenlänge. Dabei maßen sie mithilfe eines automatisierten Goniometers die Verteilung von Streulicht von 0° bis 180° um die Probe herum, die in eine Indexmatchingflüssigkeit getaucht war, die dem jeweils zu untersuchenden Material entsprach. Die Proben hatten eine Dicke von 30 bis 2000µm. Die aufgezeichneten Streulichtverteilungsdaten wurden mit Daten aus Monte-Carlo-Simulationen zur Streulichtverteilung verglichen, um den Absorptions- und Streukoeffizienten sowie die Phasenfunktion zur Verteilung des Streulichts zu bestimmen, die die Autoren als Kombination aus einer stark vorwärtsgerichteten Henyey-Greenstein-Funktion und einer isotropen Phasenfunktion identifizierten. Die entsprechenden Parameter zeigten eine sowohl im Schmelz als auch im Dentin vorwärtsgerichtete Streulichtverteilung. Im Schmelz jedoch herrschte ein höherer Anteil an isotroper Streuung vor. Im Zahnschmelz war auch ein klarer Trend zwischen Abnahme der Wellenlänge und

Zunahme der Streuung zu erkennen, was im Dentin so nicht der Fall war. Die Stärke der Streuung zeigte sich dabei im Schmelz indirekt proportional zur dritten Potenz der Lichtwellenlänge und damit deutlich schwächer als bei reiner Rayleigh-Streuung, weshalb die Autoren einen komplexeren Streumechanismus vermuteten. Die Streuungs- und Absorptionskoeffizienten zeigten sich bei Dentin um fast eine Größenordnung größer als die Koeffizienten für Schmelz. In ihrer Veröffentlichung betonten die Autoren außerdem immer wieder die Wichtigkeit eines korrekten Indexmatchings, um Grenzflächeneffekte wie Reflexion auszuschließen und somit die korrekten Werte zur Beschreibung der optischen Materialeigenschaften zu erhalten. Zudem erwähnten sie, dass dünne Schmelzschnitte ein Beugungsmuster zeigen, wenn die Prismen senkrecht zur Streuebene standen, wobei sie den Effekt als gering betrachteten und in ihren Berechnungen vernachlässigten. Auch bei Dentinproben unter 300µm beobachteten sie ein Beugungsmuster, wenn die Dentintubuli senkrecht zur Streuebene ausgerichtet waren. Dagegen konnten sie diesen Effekt bei Dentinproben von über 300µm Dicke nicht mehr beobachten [Fried et al., 1995].

Vaarkamp et al. [1995] führten ebenfalls Messungen durch, bei denen sie Schmelz- und Dentinproben mit HeNe-Laserlicht der Wellenlänge 633nm durchleuchteten, wobei die Durchleuchtungsrichtung zum einen parallel, zum anderen im rechten Winkel zur approximalen Zahnfläche gewählt wurde. Ihre Proben bestanden dabei aus approximalen Schmelz- und Dentinblöcken, die sie durchleuchteten und deren Streulichtverteilung sie maßen. Aus den Daten zogen sie Rückschlüsse bezüglich des Lichtflusses in humaner Zahnhartsubstanz. Ein Ergebnis war, dass sowohl Schmelz als auch Dentin anisotropes Verhalten zeigen, sprich, dass sich der Lichtfluss von Licht, wenn dieses aus verschiedenen Richtungen auf Zahnhartsubstanz fällt, unterschiedlich verhält. Dieser Effekt war bei Vaarkamp et al. besonders stark bei Dentin ausgeprägt, woraus die Autoren folgerten, dass die Dentintubuli maßgeblich verantwortlich für Lichtstreuung im Dentin sind. Den Prismen im Schmelz maßen sie im Gegensatz zu den Kristallen eine weniger große Bedeutung zu, wenngleich sie feststellten, dass im Schmelz eine vorwärtsgerichtete Streuung zu beobachten war [Vaarkamp et al., 1995].

Zijp et al. [1995] haben die Streuung von HeNe-Laserlicht in menschlichem Zahnschmelz untersucht. Hierbei bestimmten sie unter anderem die Streuverteilung ähnlich wie zuvor für die Dentinmessungen [Zijp et al., 1991] an 80 bis 100µm dicken Schmelzschnitten, wobei sie hier für das Indexmatching eine exakt auf den Brechungsindex von Schmelz angegliche Flüssigkeit verwendeten. Sie errechneten wiederum den Faktor g und bestimmten den Streukoeffizienten mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes mit $66 \pm 27 \text{ cm}^{-1}$ bei einer Wellenlänge von 632,8nm. Die Streukoeffizienten aus den Transmissionsmessungen verglichen sie mit theoretischen Werten für die Streukoeffizienten der Kristalle und der Prismen, die sie mithilfe von Literaturwerten berechneten. Das Resultat war, dass der anhand der Proben gemessene durchschnittliche Streukoeffizient fast exakt der Summe aus den theoretischen Streukoeffizienten für Kristalle und Prismen entsprach. Außerdem interpretierten sie ihre errechneten g -Werte als Mix aus einer isotropen Streuung,

hervorgerufen von den Kristallen, und aus vorwärtsgerichteter Streuung, hervorgerufen von den Prismen. Auch einen Vergleich zwischen theoretischen Modellen zur Streulichtverteilung und den gemessenen Verteilungen stellten sie an. Letztlich schlussfolgerten sie, dass die Streuung im Schmelz zum größten Teil von den Prismen charakterisiert wird, jedoch die Kristalle für Rückwärtsstreuung sorgen, und erklärten damit auch das von ihnen beobachtete Phänomen, dass rückgestreutes Licht an dünnen Schmelzschnitten bläulich, transmittiertes Licht dagegen gelblich wirkt [Zijp et al., 1995].

Jones und Fried veröffentlichten 2002 eine Untersuchung zur Abschwächung von Licht des Nahen Infrarotbereichs in gesundem menschlichem Zahnschmelz. Sie stellten Zahnproben der Dicken 100 bis 2500µm her und führten Transmissionsmessungen mit Laserlicht der Wellenlängen 1310 und 1550nm durch. Aus den Transmissionsdaten errechneten sie über das Lambert-Beer-Gesetz die Attenuationskoeffizienten und stellten sie Daten aus früheren Untersuchungen gegenüber. Dabei zeigte sich, dass Licht der Wellenlängen 1310 und 1550nm ein bis zwei Größenordnungen weniger stark abgeschwächt wurde als Licht aus dem sichtbaren Wellenlängenbereich, wobei sich bei 1550nm ein höherer Attenuationskoeffizient zeigte als bei 1310nm, was die Autoren unter anderem auf die steigende Absorption des Lichts durch Wasser im Zahnmaterial zurückführten. Aus den Ergebnissen zogen sie den Schluss, dass der Nahe Infrarotbereich aufgrund der niedrigen Attenuation durch Streuung im Vergleich zum sichtbaren Wellenlängenbereich und aufgrund der geringeren Wasserabsorption im Vergleich zu höheren Wellenlängen ideal zur Durchleuchtung von Zähnen zur Kariesdiagnostik geeignet sei. Auch hier wurde die Wichtigkeit eines korrekten Indexmatchings betont, welches die Autoren jedoch für ihre Untersuchungen als schwieriger und noch wichtiger einstufen als für Untersuchungen im sichtbaren Wellenlängenbereich, da die Attenuation im Bereich des Nahen Infrarotbereichs sehr gering ist und somit Grenzflächeneffekte, wie Reflexion, einen stärkeren Einfluss auf Messergebnisse haben [Jones et al., 2002].

Daraufhin konnten Jones et al. [2003] das Potential zeigen, welches die Transillumination von Zähnen mit Licht der Wellenlänge 1310nm mit sich bringt, indem sie Zahnschnitte mit künstlichen Läsionen im Approximalbereich präparierten und durchleuchteten. Dabei verglichen sie die Transillumination mit Nahinfrarotlicht mit der Transillumination mit Licht aus dem sichtbaren Spektrum und zogen zudem die Röntgentechnik in den Vergleich mit ein. Dabei zeigte sich, dass bei Durchleuchtung mit Nahem Infrarotlicht die künstlichen Läsionen einen deutlich höheren Kontrast zum umliegenden Schmelz aufzeigten als es mit der Durchleuchtung mit Licht aus dem sichtbaren Spektrum oder auch mit der Röntgentechnik der Fall war. Auch die Darstellung von natürlichen Läsionen in kompletten Zähnen gelang. Diese Untersuchungen konnten somit nachweisen, dass die Darstellung von approximalen Läsionen im Schmelz bei Durchleuchtung mit Licht des Nahen Infrarotbereichs möglich ist und sogar Vorteile gegenüber herkömmlichen Techniken wie dem Röntgen mit sich bringt [Jones et al., 2003].

Bühler et al. [2005] zeigten außerdem, dass die Transillumination von Zähnen auch für die Detektion von okklusalen Kariesläsionen geeignet ist. Sie untersuchten extrahierte Molaren und Prämolaren, indem sie Licht der Wellenlänge 1310nm circa auf Höhe der ursprünglichen Gingivalinie auf den zu untersuchenden Zahn fokussierten. Das Licht verteilte sich daraufhin aufgrund der starken Streuung durch das Dentin im Zahn und es wurden Bilder aufgezeichnet, die anschließend ausgewertet werden konnten. Dabei stellten die Autoren beim Vergleich der beschriebenen Technik mit Röntgenbildern fest, dass die Nahinfrarottechnik großes Potenzial zur Erkennung von kariösen Läsionen im Bereich der Kauflächen besitzt, da auch Läsionen erkannt werden können, die mit den konventionellen Techniken nicht zu identifizieren sind [Bühler et al., 2005].

Darling et al. [2006] untersuchten daraufhin die optischen Eigenschaften natürlicher und mittels eines pH-Cycling-Verfahrens künstlich erzeugter Schmelzkariesläsionen. Sie kombinierten Transmissionsmessungen mit Licht der Wellenlänge 1310nm mit Streulichtverteilungsmessungen sowie mit digitalen Mikroradiographiemessungen zur Bestimmung des Mineralgehalts der Proben. Außerdem führten sie Monte-Carlo-Simulationen zur Bestimmung der optischen Konstanten und der Streuungsphasenfunktion durch. Das Ergebnis der Untersuchung der natürlichen Kariesläsionen war, dass im kariösen Schmelz die Attenuation um ein bis zwei Größenordnungen gegenüber gesundem Schmelz anstieg, was die Autoren auf verstärkte Lichtstreuung durch die durch Karies hervorgerufene Porenbildung zurückführten. Die Verteilung des Streulichts zeigte eine starke Abnahme des Anteils des transmittierten Lichts sowie eine stark vorwärtsgerichtete Lichtstreuung, was die Autoren nicht erwartet hatten. Daher stellten sie die Vermutung an, dass die Größe der Streuzentren im Schmelz im Mikrometerbereich liegen müsse. Deshalb überwiege nicht, wie erwartet, ein verstärkter isotroper Streumechanismus ähnlich der Rayleigh-Streuung, sondern ein Mechanismus, der der Mie-Streuung ähnelt. Die Messungen des Mineralgehalts mittels digitaler Mikroradiographie machten zudem deutlich, dass bereits bei einem geringen Absinken des Mineralgehalts eine signifikante Änderung der optischen Eigenschaften folgt. Die Ergebnisse der Untersuchungen der Proben mit künstlich erzeugten kariösen Schmelzläsionen zeigte insgesamt ein ähnliches Bild, wobei hier festgestellt wurde, dass die größte Veränderung der optischen Eigenschaften nach dem ersten von fünf Tagen des pH-Cyclings zu beobachten war. Daraus schlussfolgerten die Autoren wiederum, dass die Transillumination eine sehr hohe Sensitivität für beginnende schmelzkariöse Läsionen haben müsse, was ihr gegenüber anderen konventionellen Techniken einen Vorteil verschaffe [Darling et al., 2006].

Chan et al. veröffentlichten 2014 Ergebnisse aus ihren Untersuchungen bezüglich Attenuationsmessungen im Dentin im Wellenlängenbereich 1300-1650nm. Dabei führten sie Transmissionsmessungen anhand von Dentinschnitten der Dicken 50 bis 600µm durch und berechneten mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes die Attenuationskoeffizienten für die entsprechenden Wellenlängen. Sie kamen zu dem Schluss, dass die Werte für die Attenuationskoeffizienten um circa eine Größenordnung größer waren als vergleichbare Messungen

für Schmelz, jedoch auch um bis zu einer Größenordnung niedriger als die Werte für 1053nm für Dentin von Fried et al. [1995]. Aus dem Vergleich der verschiedenen Wellenlängen zueinander schlossen sie, dass für die Transillumination der Wellenlängenbereich 1300 bis 1400nm besser geeignet ist als höhere Wellenlängen, da mit steigender Wellenlänge der Einfluss der Wasserabsorption steigt [Chan et al., 2014].

3 Hypothesen aus bisherigen Kenntnissen und Ziel der Arbeit

Zusammenfassend können daher aus den Ergebnissen der Untersuchungen verschiedener Autoren (vgl. 2.2.2) Hypothesen für die Untersuchung von Schmelz und Dentin aufgestellt werden:

1. Schmelz schwächt durchtretendes Licht deutlich weniger stark ab als Dentin. Der Hauptteil der Abschwächung wird im sichtbaren Wellenlängenbereich bis zu weiten Teilen des Nahen Infrarotbereichs durch Streuung verursacht.
2. Die Streuung nimmt im Schmelz mit steigender Wellenlänge ab. Im Dentin ist dieser Trend dagegen nicht so stark ausgeprägt. Licht höherer Wellenlänge sollte daher vor allem Schmelz besser durchdringen als Licht geringerer Wellenlänge.
3. Karies führt neben Strukturveränderungen in Zahnhartsubstanz auch zu einer Veränderung der optischen Eigenschaften, wobei kariöse Zahnhartsubstanz Licht aufgrund von vermehrter Streuung stärker abschwächt als gesunde Zahnhartsubstanz.
4. Licht des Nahen Infrarotbereichs eignet sich für die Kariesdiagnostik besser als Licht des sichtbaren Spektrums.
5. Schmelz und Dentin zeigen anisotropes Verhalten. Dabei haben die räumliche Ausrichtung von Dentin zur Durchleuchtungsrichtung sowie die Nähe der untersuchten Dentinschicht zur Pulpa Einfluss auf das Transmissionsverhalten.
6. Dicke Proben schwächen Licht stärker ab als dünne Proben. Bei Gültigkeit des Lambert-Beer-Gesetzes zeigt sich ein exponentieller Abfall der Lichtleistung zur Dicke der Probe.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, ein System zur optischen Charakterisierung von Schmelz und Dentin zu entwickeln und entsprechende Versuche anhand von gesunden sowie kariösen Schmelz- und Dentinschnitten durchzuführen. Auch Untersuchungen des Dentins bezüglich Anisotropie sowie die Untersuchung des Phänomens, dass pulpanahes, tubulireiches Dentin Licht stärker abschwächt als Dentin pulpaferner Areale, sollten durchgeführt werden. Ziel war es, sowohl Transmissionsmessungen zur Bestimmung der Attenuationskoeffizienten mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes durchzuführen als auch die Verteilung des Streulichts bei Durchleuchtung der Zahnhartsubstanzproben zu registrieren. Die dafür benötigten Schmelz- und Dentinproben sollten aus extrahierten humanen Eckzähnen hergestellt werden. Anschließend sollten anhand der Ergebnisse Rückschlüsse bezüglich der lichtoptischen Unterschiede von Schmelz und Dentin gezogen werden, um die Transilluminationstechnik mit Nahinfrarotlicht als neues kariesdiagnostisches Verfahren sowie das Potenzial lichtoptischer Kariesdiagnoseverfahren, die mithilfe von Nahem Infrarotlicht arbeiten, zu bewerten.

4 Material und Methode

Zur Charakterisierung der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin sollte ein Versuchsaufbau gewählt werden, mit dem einerseits das Transmissionsverhalten der verschiedenen Zahnmaterialien bei Durchleuchtung mit Licht verschiedener Wellenlängen bestimmt werden kann. Andererseits sollten auch Streulichtmessungen durchgeführt werden können, bei denen die Lichtleistung des nach Durchtritt durch die Zahnhartsubstanzen gestreuten Lichts gemessen werden kann. Miteinander verglichen werden sollten bezüglich ihres Transmissions- und Lichtstreuverhaltens zum einen gesunde, sprich in ihrer chemischen Zusammensetzung unveränderte Schmelz- und Dentinproben. Zum anderen sollte auch ein Vergleich mit kariös veränderten Proben möglich sein. Eine zusätzliche Versuchsreihe sollte außerdem die Anisotropie von Dentin und die Änderung der optischen Eigenschaften mit zunehmender Nähe zur Pulpa untersuchen. Aus diesen Zielsetzungen ergaben sich daher hohe Anforderungen an die Herstellung der Proben sowie an den Versuchsaufbau. Auf den folgenden Seiten soll demnach sowohl auf die jeweiligen Zielsetzungen eingegangen werden als auch die konkrete methodische Entwicklung aufgezeigt und erläutert werden.

4.1 Herstellung der Proben aus humanem Zahnmaterial

Für die Bestimmung der optischen Eigenschaften der humanen Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin ist es nötig, Proben aus den entsprechenden Materialien herzustellen, die in einem zweiten Schritt untersucht werden können. Die Proben müssen das entsprechende Zahnmaterial ohne Verunreinigungen durch das jeweils andere Zahnmaterial sowie durch Fremdmaterialien wie zum Beispiel Füllungsmaterial enthalten. Außerdem muss gewährleistet sein, dass die Proben möglichst planparallel sind, um das Zahnmaterial in einem rechten Winkel gegenüber einem einfallenden Lichtstrahl positionieren zu können, ohne dass eine schräge Grenzfläche entsteht, an welcher der Lichtstrahl gebrochen wird. Als weitere Anforderungen wären eine möglichst genau definierte Dicke sowie die Positionierbarkeit in einem Probenhalter (s. 4.2.2) zu nennen.

4.1.1 Herstellung der ersten Proben und Erkenntnisse

All dies berücksichtigend wurden erste Zahnproben hergestellt, wobei zunächst angestrebt war, Proben herzustellen, die ausschließlich Schmelz oder Dentin enthielten. Es wurden insgesamt sechs Seitenzähne verwendet, die in einer Formaldehydlösung (Firma: Hedinger, Konzentration: 35%) gelagert worden waren. Ziel war es, einen Quader aus dem Zahn zu schneiden und diesen dann in Technovit einzubetten, um anschließend durch erneutes Sägen Schmelz- und Dentinschnitte zu gewinnen, die in einem Mantel aus Technovit eingelassen sind, welcher als Positionierungshilfe im

Probenhalter dienen sollte. Das exakte Prozedere sowie die verwendeten Materialien finden sich im Anhang (vgl. 10.1).

Im ersten Schritt wurde die Wurzel des extrahierten Zahnes in einen Block aus Technovit eingebettet, wodurch ein Quader entstand, in dem der Zahn fixiert wurde und der exakt in einen Halter für eine Präzisionssäge (Buehler Isomet 11-1280-250) eingespannt werden konnte. Wahlweise wurde hierbei entweder die bukkale oder die linguale Fläche der Zahnkrone möglichst parallel zur Längsaußenfläche des Blocks ausgerichtet, da von dieser Zahnfläche im letzten Schritt der Herstellung die Zahnschnitte für Schmelz gewonnen werden sollten. Aufgrund der natürlichen Krümmung der Kronenaußenfläche und der Verjüngung des Schmelzmantels von koronal nach zervikal musste die Kronenaußenfläche so positioniert werden, dass ein möglichst großer Schmelzanteil parallel zur Längsaußenfläche des Technovitquaders liegt. Im zweiten Schritt wurde der Zahn dann so gesägt, dass der Kauflächenanteil und die Wurzel entfernt wurden und ein Rechtskant entstand, dessen circa 3x3mm große Vorderfläche der bukkalen oder lingualen Zahnfläche entsprach. Dieser Quader wurde wiederum in einen Technovitblock eingebettet und im letzten Schritt wurden Zahnschnitte mit einer Präzisionssäge hergestellt, wobei der erste Schnitt möglichst dünn gewählt und als Anschnitt verworfen wurde. An der von außen durch den durchsichtigen Technovitblock visuell gut erkennbaren Schmelzdentingrenze wurde ein weiterer Schnitt gesetzt, um Schmelz und Dentin zu trennen.

Es konnten so insgesamt zehn Dentin- und acht Schmelzschnitte unterschiedlicher Dicken (s. 4.2.6 und Tabelle 5) gewonnen werden, die später trotz Einschränkungen für erste Versuche mit dem ersten Messaufbau (s. 4.2.2) verwendet wurden. Die Proben wurden in Leitungswasser bei Zimmertemperatur gelagert.

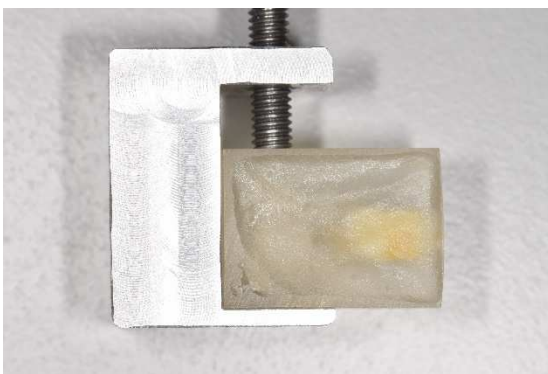


Abbildung 2: Eingebetteter Zahnblock in Probenhalter der Säge.

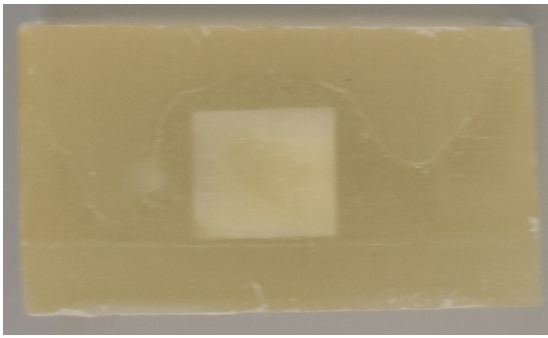


Abbildung 3: Fertige Probe, erstes Herstellungsverfahren.

Die hier dargestellte Methode der Probenherstellung barg insgesamt jedoch einige Nachteile. Während die Forderung nach Planparallelität erfüllt werden konnte, zeigten sich bei dieser Methode Schwächen bezüglich der Forderung nach der exakten Positionierbarkeit der Proben im Probenhalter sowie der Herstellung von Proben einer genau definierten Dicke. Die Präzisionssäge alleine war diesbezüglich nicht genau genug und es kam zum Teil zu deutlichen Abweichungen von der angestrebten Probendicke sowie zu Ungleichmäßigkeiten innerhalb der Probe.

Zudem zeigte sich eine weitere Schwierigkeit vor allem beim Schmelz, da dieser im Vergleich zum Dentin deutlich spröder ist. Durch diese Eigenschaft des Schmelzes kommt es beim Schneiden ab 200 bis 300µm Probendicke im Verlauf des Sägeprozesses vermehrt zu Schmelzsprüngen und Ausbrüchen des Schmelzes aus der Zahnprobe. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit gemachten Beobachtungen deuten darauf hin, dass es bei entsprechenden Schmelzdicken daher gehäuft zu Probenverlusten kommt, was den Aufwand bei der Herstellung der Proben deutlich erhöht. Dies deckt sich mit den Beobachtungen von Darling et al. [2006], die in ihrer Arbeit aus denselben Gründen empfehlen, die Dicke der Schmelzproben nicht unter 200µm zu wählen. Dieser Umstand stellte sich als deutliche Einschränkung heraus, da die Dicke der Proben entsprechend limitiert war und die Ausbeute an unbeschädigten dünnen Proben damit gering war.

Eine weitere Komplikation war, dass die ursprünglichen Proben im Probenhalter (s. 4.2.2) nicht exakt zu positionieren waren. Die Hauptkomplikation war, dass die Proben durch die Befestigung mithilfe des Gewindestifts des ersten Probenhalters aufgrund ihrer geringen Schichtstärke teilweise verbogen werden konnten, da gegenüber der entsprechenden Gewindebohrung im Probenhalter eine Aussparung für eine Justiernadel eingelassen war. Hierdurch konnte es neben der Verbiegung der Probe schlimmstenfalls zum Bruch des Kunststoffmantels und damit zum Verlust der Probe kommen.

Zudem bestand ein Problem hinsichtlich der Sicherstellung der Reinheit der Proben, sprich des sicheren Ausschließens einer möglichen Verunreinigung der Schmelzproben mit Dentinresten und umgekehrt. Das ursprüngliche System bestand, angelehnt an das Vorgehen von Spitzer und Ten Bosch [Spitzer et al., 1975], darin, getrennte Schmelz- und Dentinproben herzustellen. Dafür wurde letztlich ein Sägeschnitt entlang der Schmelzdentingrenze ausgeführt, die von außen durch das

Technovit sichtbar war. Durch den natürlichen gebogenen Verlauf der Kronenaußenflächen der Seitenzähne beschreibt auch die Schmelzdentingrenze keinen exakt geraden, sondern einen leicht gebogenen Verlauf. Durch das Anlegen eines geraden Sägeschnitts im rechten Winkel zur vermeintlichen, von außen sichtbaren Schmelzdentingrenze kann es daher zu einem Restbestand von Dentin an den Schmelzproben kommen. Da jedoch in dieser Arbeit die Charakterisierung der optischen Eigenschaften der beiden Zahnmaterialien und die möglichst exakte Herauskristallisierung ihrer jeweiligen Unterschiede angestrebt wurde, war die Forderung nach Reinheit der Proben essentiell. Deshalb sollte zunächst ein weiterer Bearbeitungsschritt eingeführt werden. Es sollte ein Fluoreszenzmikroskop verwendet werden, mithilfe dessen die höhere natürliche Fluoreszenz des Dentins gegenüber Schmelz ausgenutzt werden sollte [Lutskaya et al., 2012], um mögliche Verunreinigungen der Schmelzproben mit Dentinresten zu erkennen. Anschließend wurde mit einer Exakt 400 CS Mikroschleif- und Poliermaschine versucht, die Dentinreste gezielt zu entfernen. Dieses Vorgehen scheiterte jedoch zum einen an der schweren Erkennbarkeit und Identifizierbarkeit der zum Teil minimalen Dentinreste und an dem hohen Aufwand, da die Bearbeitung mit der Poliermaschine mehrmals erfolgen musste, da nur abgeschätzt werden konnte, wie viel von der Zahnhartsubstanz entfernt werden musste. Daher musste ein anderes Konzept entwickelt werden, mit dem die Probenverunreinigung von Anfang an ausgeschlossen werden konnte.

4.1.2 Endgültiges Verfahren zur Herstellung der Zahnproben

All diese Erfahrungen haben letztlich zu einem neuen Verfahren geführt, das an das Vorgehen von Autoren wie Jones et al. [2002] angelehnt war und gemischte Zahnproben als Ergebnis hatte. Die Probleme des ursprünglichen Verfahrens konnten so gelöst werden. Dabei wurden die ersten Proben mit dem neuen Verfahren wiederum aus kariesfreiem Zahnmaterial hergestellt. Für die kariesbelasteten Proben sowie für die Proben für die Messung von Dentin mit unterschiedlicher räumlicher Anordnung und pulpanahem Dentin wurden jeweils Modifikationen am Verfahren vorgenommen.

4.1.2.1 Herstellung der kariesfreien Schmelz- und Dentinproben

Das neu entwickelte Verfahren wurde analog den Forderungen für das erste Verfahren entwickelt und fußt auf den Grundprinzipien und Grundüberlegungen des Ursprungsverfahrens. Das exakte Herstellungsverfahren findet sich in Kapitel 10.2. Das erste Probenherstellungsverfahren wurde zwar im Prinzip beibehalten, jedoch an drei entscheidenden Stellen verändert oder ergänzt.

Es wurde nicht mehr versucht, den bukkalen beziehungsweise lingualen Schmelz für die Gewinnung von Schmelzproben heranzuziehen und separate Schmelz- und Dentinproben zu fertigen, sondern es wurden gemischte Proben, die sowohl okklusalen Schmelz als auch Dentin enthielten, angefertigt. Dies gelang nach Abtrennung der Zahnwurzel durch Einbetten der gesamten Zahnkrone in einen Block aus Technovitkunststoff, durch den Sägeschnitte in axialer Richtung geführt wurden. Die Zähne waren dabei so eingebettet, dass entweder die bukkale oder die linguale Fläche parallel zur Grundfläche des Kunststoffquaders ausgerichtet waren. Der Block wurde anschließend in den Probenhalter einer langsam rotierenden Präzisionskreissäge (Buehler Isomet 11-1280-250) eingespannt und mit dem Anschnitt, sprich dem ersten Schnitt durch den Block, wurde die bukkale beziehungsweise linguale Fläche des Zahnes entfernt. Die Zahnschnitte enthielten somit okklusalen Schmelz und Dentin, die beim späteren Durchleuchten immer in bukkolingualer Richtung angeordnet waren. Der Anschnitt wurde verworfen. Die Probe war bei allen Schnitten immer im Probenhalter fixiert und wurde zwischendurch nicht von diesem entfernt. Dieses Vorgehen hatte den entscheidenden Vorteil, dass die Reinheit der Proben garantiert werden konnte, da durch Entfernen des bukkalen beziehungsweise lingualen Schmelzes und die Erzeugung von Sagittalschnitten durch den Zahn eine Vermengung der Zahnhartsubstanzen ausgeschlossen war. Somit war dieses Prozedere deutlich besser geeignet als das erste Verfahren, um die Zahnhartsubstanzen in ihrer Reinform optisch zu untersuchen. Ein weiterer Vorzug gegenüber dem primären Verfahren war außerdem die Zeitersparnis, die das neue Vorgehen mit sich brachte, denn hier enthielt eine Probe beide Zahnartsubstanzen und konnte deshalb für die Charakterisierung beider Zahnmaterialien genutzt werden. Beim ursprünglichen Vorgehen waren sowohl für die Schmelz- als auch für die Dentinmessungen eigene Proben nötig gewesen, was zusätzlichen Herstellungs- und Bearbeitungsaufwand bedeutet hatte.

Außerdem wurde ein zusätzlicher Bearbeitungsschritt eingeführt. Nach dem Sägen der Zahnschnitte wurden diese einem Schleif- und Politurverfahren unterzogen, was eine exakte Probendicke ermöglichte. Der Schliff und die Politur der Zahnproben wurde dabei in einem für alle Proben gleichen Verfahren mithilfe eines Exakt 400 CS Mikroschleif- und Poliersystems durchgeführt. Es wurden alle Proben auf einem Probenhalter fixiert, anschließend mit Nassschleifpapier des Feinheitgrads 600 Grit auf eine bestimmte Dicke geschliffen und mit Sandpapier der Feinheitgrade 800, 1000 und 1200 Grit bearbeitet. Nach Ablösen der Probe vom Probenträger und Messung einer Zwischendicke wurde das Prozedere für die noch unbearbeitete Gegenseite ausgeführt. Dadurch wurden die Proben einerseits auf eine exakte Dicke geschliffen, andererseits konnten durch das rein maschinell durchgeführte Vorgehen Planparallelität und gleichmäßige Politur gewährleistet werden. Die fertig geschliffenen und polierten Proben wurden dann außerdem auf einen Sockel, der aus einem Probenhalter geschnitten worden war, aufgeklebt. Dieser Sockel verhinderte ein Verbiegen der Probe bei Einspannen in den Probenhalter (s. 4.2.2). Durch Aktivieren des Gewindestifts im Probenhalter, durch den die Probe im Probenhalter fixiert wurde, konnte die Probe dadurch nicht mehr verbiegen, da der Sockel durch seine Dicke für Stabilität sorgte und die Kraft des Gewindestifts auf eine größere Fläche verteilte. Ein Verbiegen oder gar Brechen der Zahnproben konnte daraufhin nicht mehr beobachtet werden und eine sichere Positionierbarkeit der Proben im Probenhalter war gegeben.

All diese Veränderungen brachten die entscheidenden Verbesserungen, um die finalen Messungen zu ermöglichen. Es konnten die nötigen Zahnproben gewonnen und erfolgreich untersucht werden. Die Zähne, die zur Herstellung herangezogen wurden, wurden in einem Kühlschrank gekühlt in einer Natriumazidlösung gelagert. Alle fertigen Proben wurden gekühlt in Wasser gelagert und aufbewahrt. Dieses Verfahren diente als Grundverfahren für alle später hergestellten Proben.



Abbildung 4: Fertige nichtkariöse Zahnprobe, endgültiges Verfahren.

4.1.2.2 Modifikationen zur Herstellung von kariösen Zahnproben

Zur Generierung kariöser Zahnproben musste das oben beschriebene Herstellungsverfahren (vgl. 4.1.2.1) abgeändert werden. So wurde aus dem ersten Herstellungsverfahren für nonkariöse Proben die Technik zur Herstellung eines Sägeblocs übernommen (vgl. 4.1.1 und 10.1.1). Mithilfe des Sägeblocs wurde der Zahn dann an der Stelle der Läsion mit der Präzisionskreissäge aufgeschnitten und die Karies begutachtet. Anschließend wurde die Wurzel abgetrennt und die Zahnkrone mitsamt der kariösen Läsion in einen Technovitblock eingebettet, aus dem analog zum endgültigen Verfahren zur Herstellung kariesfreier Zahnproben Zahnschnitte erzeugt wurden. Bei den kariösen Zähnen erfolgte die Anordnung der Zähne im Technovitblock nicht streng in bukkooraler Richtung, sondern die Zähne wurden je nach Lokalisation und Ausdehnung der Karies unterschiedlich angeschnitten und im Technovitblock eingebettet. Zudem wurde der kariöse Zahn nicht wie die nichtkariösen Zähne geätzt und konditioniert. Darauf wurde deshalb verzichtet, weil die Kariesläsionen in einem möglichst natürlichen Zustand untersucht werden sollten. Eine Behandlung der zum Teil bereits eingebrochenen kariösen Schmelz- und Dentinschichten mit Phosphorsäuregel und einem Kompositadhäsivsystem hätte womöglich zur Veränderung der Mikrostruktur der kariösen Zahnhartsubstanzen und zur Penetration und Infiltration der kariösen Läsion mit Primer-, Adhäsiv- und Bondingbestandteilen geführt. Durch den Verzicht darauf war jedoch vor allem bei dünnen kariösen Proben eine erhöhte Gefahr der Ablösung des Technovitmantels von der eigentlichen Zahnprobe zu beobachten. Insgesamt konnten jedoch 13 kariöse Zahnproben gefertigt werden aus Zähnen, die von April bis einschließlich September des Jahres 2017 gesammelt worden waren. Es wurden insgesamt jeweils 10 Messungen für kariösen Schmelz und kariöses Dentin durchgeführt. Die kariösen Proben wurden gekühlt in Wasser gelagert. Das genaue Vorgehen ist in Kapitel 10.3 gezeigt.



Abbildung 5: Eingebettete kariöse Zahnkrone.

4.1.2.3 Modifikation zur Herstellung von Dentinproben mit räumlich unterschiedlich angeordnetem Dentin

Für die Herstellung der Dentinproben mit räumlich unterschiedlich angeordnetem Dentin sowie der Proben mit pulpanahem Dentin mussten ebenfalls Modifikationen am Herstellungsverfahren vorgenommen werden. So wurde auch hier die Technik zur Herstellung eines Sägeblocs aus dem ursprünglichen Herstellungsverfahren für nonkariöse Proben übernommen (vgl. 4.1.1 und 10.1.1). Mithilfe des Sägeblocs wurde anschließend, nachdem die mesiale und distale Facette des Zahns entfernt worden war, der Zahn in zwei Teile geschnitten und begutachtet. Anschließend wurde der Verlauf der Sägeschnitte festgelegt, durch die zum einen die Kaufläche entfernt, zum anderen zwei Dentinblöcke gewonnen werden sollten. Der erste dieser Dentinblöcke sollte einen möglichst großen Anteil an kauflächennahem Dentin enthalten, der zweite Dentin, das kurz vor der Pulpakammer lokalisiert war. Der erste Block wurde wiederum zweigeteilt. Alle so erzeugten Dentinblöcke wurden anschließend in Technovit eingebettet, wobei die Teile aus dem ersten Dentinblock so angeordnet wurden, dass später das Dentin in den Proben einmal in axialer Richtung und einmal in mesiodistaler Richtung durchleuchtet wurde. Aus den eingebetteten Blöcken wurden Proben gesägt, die dann wiederum geschliffen und poliert wurden. Insgesamt wurden so jeweils drei Proben mit Dentin in axialer und mesiodistaler Anordnung und zwei mit pulpanahem Dentin hergestellt. Diese Proben wurden wie alle anderen Proben gekühlt in Wasser gelagert. Die exakte Vorgehensweise ist in Kapitel 10.4 gezeigt.

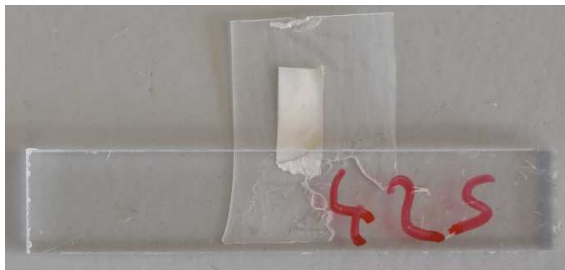


Abbildung 6. Dentinprobe mit mesiodistal ausgerichtetem Dentin.

4.2 Der Versuchsaufbau und optische Charakterisierung der Schmelz- und Dentinproben

Im Einklang mit den Versuchszielen sollte ein Versuchsaufbau gewählt werden, mit dem sich sowohl das Transmissionsverhalten der verschiedenen Zahnhartsubstanzen bei Durchleuchtung mit Licht verschiedener Wellenlängen als auch die Lichtstreuung untersuchen ließen. Im Folgenden soll daher auf die Zielvorstellungen und deren Umsetzung eingegangen werden.

4.2.1 Ziele der Versuchsreihe und zentrale Überlegungen

Eines der Hauptanliegen war es, das Transmissionsverhalten von Licht bei Durchleuchtung von Schmelz und Dentin zu untersuchen, da dieses von materialspezifischen Eigenschaften abhängig ist und die verschiedenen Zahnmaterialien Unterschiede bezüglich des Transmissionsverhaltens zeigen sollten. Zum Beispiel haben bereits Fried et al. [1995], Jones et al. [2002] sowie Chan et al. [2014] mithilfe des Transmissionsgrads und des Lambert-Beer-Gesetzes Schmelz und Dentin optisch charakterisiert. In der vorliegenden Arbeit sollten ebenfalls Transmissionsmessungen durchgeführt werden. Zudem war es das Ziel, nicht nur das transmittierte Licht, sondern auch das Streulicht im Raum zu detektieren, um anhand des Verteilungsmusters Rückschlüsse auf die optische Charakteristik von Schmelz und Dentin ziehen zu können. Dies alles sollte mit unterschiedlichen Lichtquellen, die Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm emittierten, durchführbar sein, um die Abhängigkeit der optischen Eigenschaften von der Lichtwellenlänge zu untersuchen. Diese Wellenlängen wurden gewählt, da für 532nm und 650nm bereits Vergleichswerte in der Literatur vorhanden waren und 780nm die Wellenlänge ist, mit der das bereits in der Praxis eingesetzte System DIAGNOcam operiert.

Transmissions- und Streulichtmessungen sollten somit in einem hybriden Messaufbau vereint werden. Der Plan bestand darin, verschiedene Laserdioden, die Licht unterschiedlicher Wellenlänge emittierten, auf eine Zahnprobe zu richten und das durch die Probe abgeschwächte Licht mit einem Detektor zu erfassen (s. Abbildung 7, Abbildung 8 und Abbildung 11). Die Probe sollte sich dabei in einer Glasküvette befinden, die mit einer Flüssigkeit zur Anpassung des Brechungsindex gefüllt werden konnte, und der Detektor sollte beweglich sein, um das Streulicht zu erfassen. Bei den Messungen müssen die Lichtquelle sowie die Probe auf einer Achse liegen, wobei das Licht senkrecht auf die Küvette und die Probe treffen muss. Dies ist von großer Wichtigkeit, da es ansonsten vermehrt zur Brechung des Lichts an den Grenzflächen zwischen den optisch unterschiedlich dichten Medien Luft, Glas, Flüssigkeit und Probe kommt. Dies würde zu einer Beeinträchtigung der Messergebnisse führen, da durch Brechungsphänomene die Verteilung des Lichts im Raum verändert werden würde. Bei Verwendung einer zylindrischen Glasküvette heißt das, dass der Lichtstrahl auf die Mittelpunktachse des Zylinders gerichtet sein muss. Dies ist ein Nachteil einer zylindrischen Glasküvette, jedoch wäre die Verwendung einer rechteckigen Küvette für die Streulichtmessungen schlechter geeignet, da das in der Probe gestreute und dadurch in der

Richtung veränderte Licht dann bei Verlassen der Küvette nicht in einem rechten Winkel auf die Glasoberfläche träfe, was dann wiederum zu Brechung und Ablenkung des Lichtstrahls führen würde. Dies müsste rechnerisch kompensiert werden, um eine Verfälschung der Ergebnisse bezüglich der Streulichtverteilung zu vermeiden. Deshalb wurde eine zylindrische Glasküvette gewählt, da hier Transmissionsmessungen wie auch Streulichtmessungen ohne weitere Korrekturmessungen möglich sind [Fried et al., 1995, Zijp et al., 1991].

Der Lichtfluss des Versuchsaufbaus sowie die optischen Phänomene sind in Abbildung 7 und Abbildung 8 schematisch dargestellt. Abbildung 11 zeigt den grundsätzlichen Versuchsaufbau. Das Licht trifft von der Lichtquelle kommend auf die Glasküvette, die Indexmatchingflüssigkeit, die Probe und schließlich auf den Detektor. Das Licht wird durch den Komplex aus Küvette, Flüssigkeit und Probe abgeschwächt. Diese Abschwächung, auch Attenuation genannt, entspricht der Summe der Phänomene Absorption, Streuung und Reflexion, wobei Effekte, die von der Küvette und der Flüssigkeit hervorgerufen werden, durch eine Leerwertmessung mit Küvette und Flüssigkeit berücksichtigt werden [Skoog et al., 2013]. Durch Anwendung einer Indexmatchingflüssigkeit wird zudem der Brechungsindex der Flüssigkeit an die Probe angeglichen, sodass auch die Reflexion an der Grenzfläche zwischen Flüssigkeit und Probe verringert oder bestenfalls eliminiert wird [Chan et al., 2014, Darling et al., 2006, Fried et al., 1995, Jones et al., 2002, Zijp et al., 1991, Zijp et al., 1995]. Die Abschwächung des Lichts entspricht dann der Summe der Phänomene Absorption und Streuung [Bohren et al., 2004] und wird von der Probe selbst hervorgerufen. Die Errechnung des Attenuationskoeffizienten erfolgt dann nach dem Lambert-Beer-Gesetz. Somit können Proben unterschiedlicher Dicke bezüglich ihrer Fähigkeit, Licht abzuschwächen, verglichen werden [Jones et al., 2002]. Die zusätzlich durchgeführten Streulichtmessungen können ergänzend das bei Durchleuchtung des Zahnmaterials gestreute Licht detektieren und somit Unterschiede in der Lokalisation des gestreuten Lichts nach Durchleuchtung der verschiedenen Materialien aufzeigen.

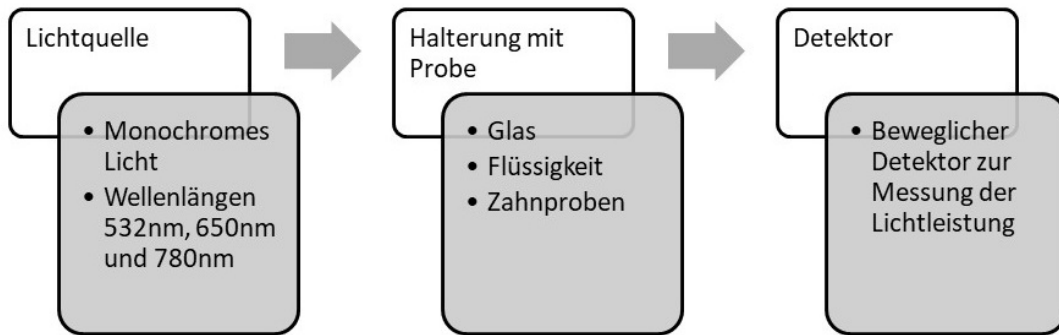


Abbildung 7: Schema des Lichtflusses.

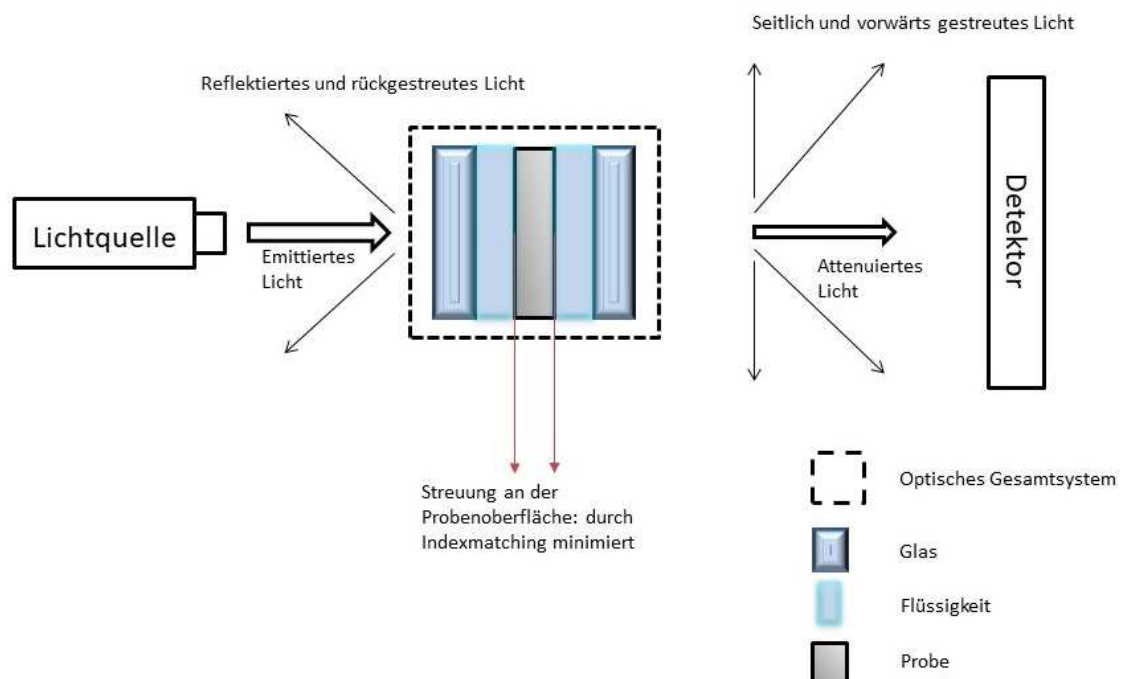


Abbildung 8: Schema optische Phänomene im Versuchsaufbau. Die optischen Phänomene an den Grenzflächen Luft/Glas und Glas/Flüssigkeit werden durch eine Leerwertmessung berücksichtigt. Die Effekte an den Grenzflächen zwischen Flüssigkeit und Probe werden durch Indexmatching minimiert. Der emittierte Lichtstrahl wird somit durch die Probe abgeschwächt. Das abgeschwächte Licht sowie das Streulicht können erfasst werden.

4.2.2 Erster Versuchsaufbau und Erkenntnisse

Aus diesen Grundüberlegungen heraus wurde ein Versuchsaufbau mit einem Zweikreisgoniometer (Huber 415) gewählt. Dieses wurde mithilfe von zwei Schrittmotoren (VEXTA PK266-02B) betrieben und mit zwei Nullpunktkontrollen (Huber 9100) ausgestattet. Gesteuert wurde das Goniometer über einen Motorcontroller. Im Zentrum des Aufbaus war ein euzentrischer Goniometerkopf (Huber 1005) über eine Goniometerkopfaufnahme (Huber 1413) montiert. Auf dem Goniometerkopf wiederum befand sich ein zylindrischer Träger, auf dem über zwei eingelassene Magneten eine Glasküvette (Hellma 692.104-BF) samt Probenhalter befestigt werden konnte. Für die Küvette wurden ein passender Deckel aus Kunststoff sowie ein Probenhalter angefertigt. Der Probenhalter besaß zwei Magnete als Gegenstücke zu den Magneten des zylindrischen Trägers, auf dem die Küvette platziert wurde. Die Magneten sollten für die Fixierung sowie die korrekte Ausrichtung des Probenhalters und somit der Probe sorgen. Die beiden Goniometerarme verfügten über ein Schlittensystem, über das Aufbauten und Aufsätze befestigt werden konnten. So wurde auf dem ersten Arm (s. Abbildung 12) eine dreh- und neigbare Halterung zur Befestigung einer CMOS-Kamera (IDS Imaging UI-1241LE-C-HQ) installiert, welche über ein Linsensystem auf das Zentrum des Aufbaus fokussiert werden konnte. Über zwei parallel zur Achse der Kamera ausgerichtete Parallelstege konnte zusätzlich ein Siliziumdetektor (Thorlabs S120C) mithilfe eines Adapters mit SM1-Gewinde (Thorlabs CP02/M) angebracht werden. Der zweite Goniometerarm wurde zur Montage der Lichtquelle herangezogen. Hier wurde ein System bestehend aus einem in 0,5mm-Schritten beweglichen Linearschlitten und einem selbst gefertigten Adaptersystem zur Halterung der verschiedenen Dioden angebracht. Letztgenanntes Adaptersystem bestand im ersten Versuchsaufbau aus zwei Adapterplatten und einem durch Schrauben geklemmten und somit austauschbaren Diodenhalter, der für jede Diode entsprechend ihrem Durchmesser individuell hergestellt worden war und durch eine gefräste Aussparung an der oberen Adapterplatte befestigt werden konnte. Die Laserdioden wurden im Diodenhalter über Gewindestifte fixiert und positioniert. Sie erzeugten Laserlicht der Wellenlängen 532nm (Roithner CW532-005F), 650nm (Roithner APCD-650-02-C2) und 780nm (Roithner RLDC780-2-3). In diesem ersten Versuchsaufbau wurden die Dioden über zwei 1,5V-Batterien (Varta Industrial AAA 1,5V) mit Strom versorgt. Die CMOS-Kamera wurde über eine USB-Schnittstelle mit einem Laptop (Fujitsu S26391-K365-V100) verbunden und mit der Software uEye Cockpit (Version 4.40.0000) betrieben. Der Siliziumdetektor war mit einem kompatiblen digitalen Leistungsmessgerät (Thorlabs PM100D) verbunden, das wiederum über USB mit dem Laptop verbunden war. Über eine Thorlabs-eigene Software (Thorlabs Optical Power Meter Utility) konnten die Messdaten des Detektors ausgelesen und gespeichert werden. Auch der Motorcontroller war über USB mit dem PC verknüpft. Über eine Steuerungssoftware (BRDF 1.0) konnten die Kamera und das Goniometer gesteuert werden. Zur Eliminierung des Einflusses von externen Lichtquellen wurde eine selbstgefertigte Abdunklungsvorrichtung bestehend aus einem Metallgerüst und schwarzem Stoff genutzt. Zusätzlich wurden die Fenster des Versuchsraumes durch Jalousien abgedunkelt und das elektrische Raumlicht abgeschaltet. Mit diesem ersten

Versuchsaufbau wurden die Proben, die im ersten Herstellungsverfahren (s. 4.1.1) produziert worden waren, untersucht. Diese ersten Untersuchungen dienten der Prüfung, ob das System grundsätzlich funktioniert, und es konnten erste Messdaten für die Wellenlänge 650nm gewonnen werden. Als Hauptproblem des eben beschriebenen Aufbaus stellte sich jedoch das Adaptersystem zur Halterung der Dioden heraus. So waren zwar die Diodenhalter repositionierbar, aber sie waren trotz Präzisionsfrästechnik nicht exakt genug, sodass die Laserstrahlen der unterschiedlichen Dioden zueinander in vertikaler und horizontaler Richtung leicht abwichen und so nicht gewährleistet war, dass alle Lichtstrahlen der unterschiedlichen Dioden auf dieselbe Position in der Probe trafen. Eine fehlende Höhenverstellbarkeit, um diese Unterschiede auszugleichen, machte es unmöglich, Messungen mit verschiedenen Dioden durchzuführen, sodass mit diesem Aufbau nur erste Daten für die Wellenlänge 650nm erzeugt wurden und ein neues System zur Halterung der Dioden installiert werden musste. Außerdem wurde versucht, anstelle des Detektors für die Messungen die CMOS-Kamera heranzuziehen. Dies hätte den Vorteil gehabt, mit einem noch einfacheren Aufbau operieren zu können. Jedoch stellte sich als Problem bei der Kamera heraus, dass sich die Messwerte, die die Kamera ausgab, bei hoher einfallender Lichtintensität einem Sättigungswert anzunähern schienen. Dies hätte zur Folge gehabt, dass die auf die Kamera einfallende Lichtintensität über Filter gesteuert hätte werden müssen, was bei Verwendung des Detektors nicht nötig war. Daher war der Detektor die einfachere und genauere Variante, weshalb ausschließlich dieser für die Messungen herangezogen wurde und die Kamera lediglich zur Justierung des Versuchsaufbaus genutzt wurde (s. 4.2.4 und 10.5).



Abbildung 9: Probenhalter Unterseite.

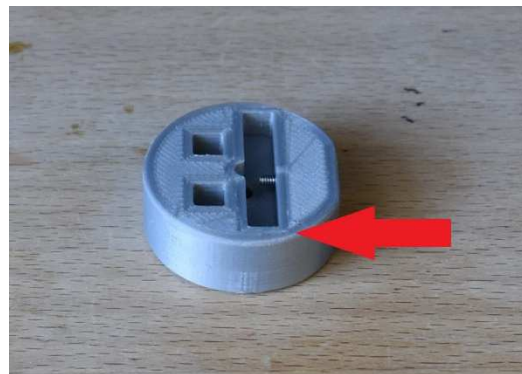


Abbildung 10: Probenhalter Oberseite, Probeneinlass seitlich geschlossen (Pfeil).

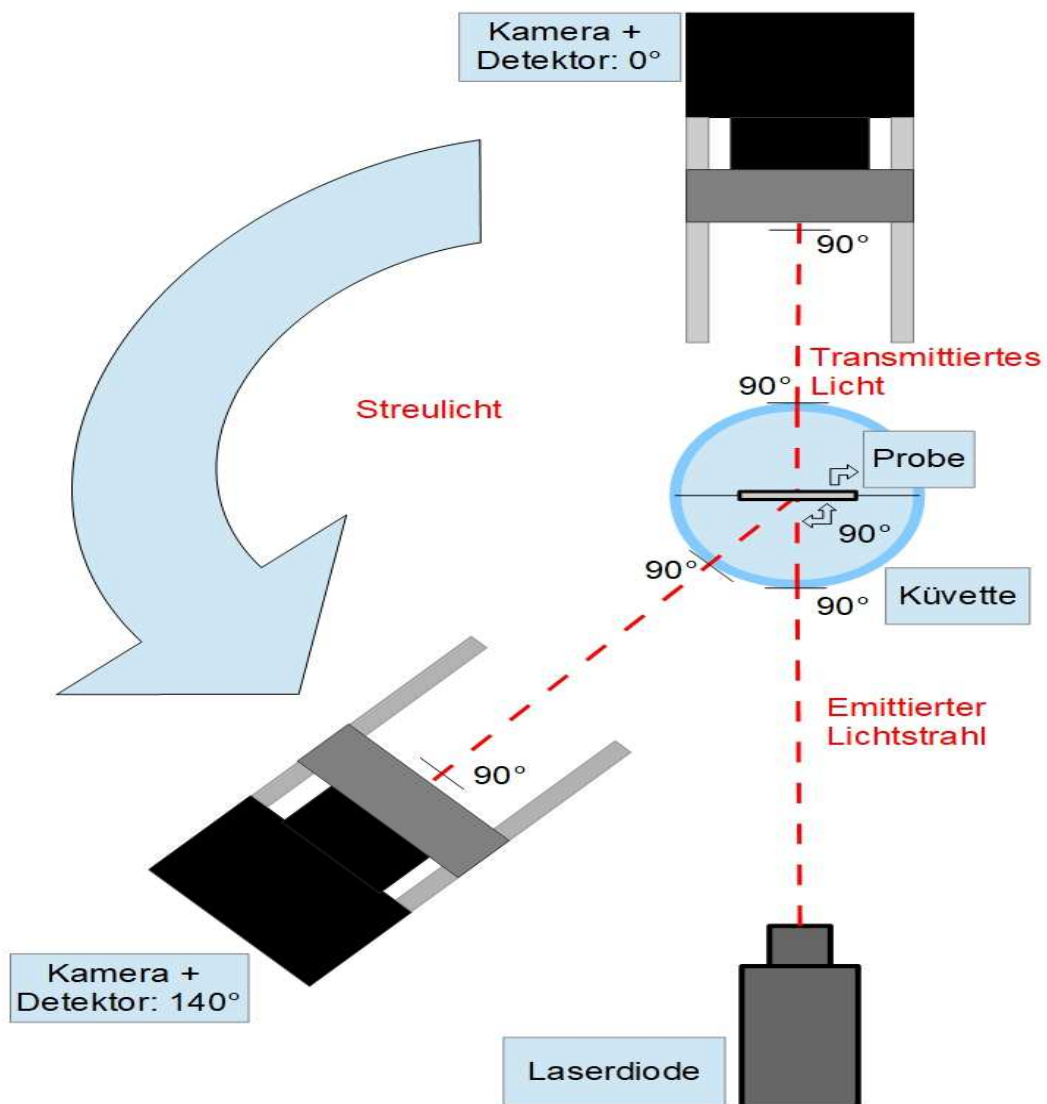


Abbildung 11: Schema Versuchsaufbau. Der von der Laserdiode emittierte Lichtstrahl trifft idealerweise im 90°-Winkel auf die Küvette und die Probenoberfläche und verlässt den Komplex aus Küvette samt Indexmatchingflüssigkeit und Probe, wobei beim Austritt durch die Zylinderform der Küvette gewährleistet ist, dass ein rechter Winkel zwischen dem austretenden Lichtstrahl und der an der Grenzfläche beteiligten Küvettenoberfläche vorherrscht. Das transmittierte Licht sowie das Streulicht können durch Verschieben des Goniometerarmes, auf dem der Detektor befestigt ist, erfasst werden.

4.2.3 Endgültiger Versuchsaufbau

Aufgrund der Schwierigkeiten bei der Positionierung der Dioden im ersten Versuchsaufbau wurde der originale Messaufbau verändert. Es wurde ein neues System zur Befestigung und Ausrichtung der Dioden gesucht, das kleinere Inkongruenzen der unterschiedlichen Dioden ausgleichen kann. Eine zusätzliche vertikale Verstellbarkeit der Dioden war auch deshalb gewünscht, um in gemischten Zahnproben, die Schmelz und Dentin enthielten, gezielt die jeweilige zu untersuchende Zahnhartsubstanz anzusteuern. Daher wurde das ursprüngliche Diodenadaptersystem durch einen XY-Translator (Thorlabs ST1XY-S/M) ersetzt, der mit Mikrometerschrauben versehen war und so reproduzierbare horizontale und vertikale Bewegungen zuließ. Die horizontale Verschiebbarkeit wurde genutzt, um alle Dioden mittig auf die Glasküvette auszurichten. Die vertikale Verschiebbarkeit konnte zur Ansteuerung von Schmelz und Dentin genutzt werden. Die Dioden wurden durch Zweikomponentenkleber (UHU plus endfest 300) an passende Verschlussstücke (Thorlabs SM1CP2M) festgeklebt. Die Verschlussstücke besaßen ab Werk eine zentrierte Vorbohrung, die jeweils für die Aufnahme der verschiedenen Dioden erweitert wurde. Jedes Verschlussstück mit seinem externen SM1-Gewinde konnte in das SM1-Gewinde des XY-Translators geschraubt werden und ermöglichte, dass die Dioden reproduzierbar vom XY-Translator zu entfernen und wieder anzubringen waren. Somit war das System geeignet, alle geplanten Messungen durchzuführen. Zudem wurde mittels 3D-Druck ein zweiter Probenhalter nach Vorbild und Maßen des ersten Probenhalters gefertigt, der einen Probeneinlass besaß, der entsprechend der Breite der Probensockel seitlich begrenzt war (s. Abbildung 9). Dies sollte Repositionierbarkeit auch nach Entfernen der Probe aus dem Probenhalter garantieren. Beide Probenhalter funktionierten und beide wurden verwendet, wobei der zweite nur für die Messungen der nichtkariösen Proben, die im neuen Herstellungsverfahren angefertigt worden waren, verwendet wurde und der erste Probenhalter für alle anderen Messungen. Der erste Probenhalter mit seitlich nicht begrenztem Probeneinlass war besser für die Messung der kariösen Proben geeignet, da er kleine Verschiebungen der Probe im Einlass erlaubte und somit gezielteres Ansteuern des Bereichs der kariösen Läsion. Zusätzlich wurde ein Netzteil (Amrel LPS 301) in den Versuchsaufbau integriert, welches eine dauerhaft zuverlässige und präzise einstellbare Stromversorgung der Dioden ermöglichte.

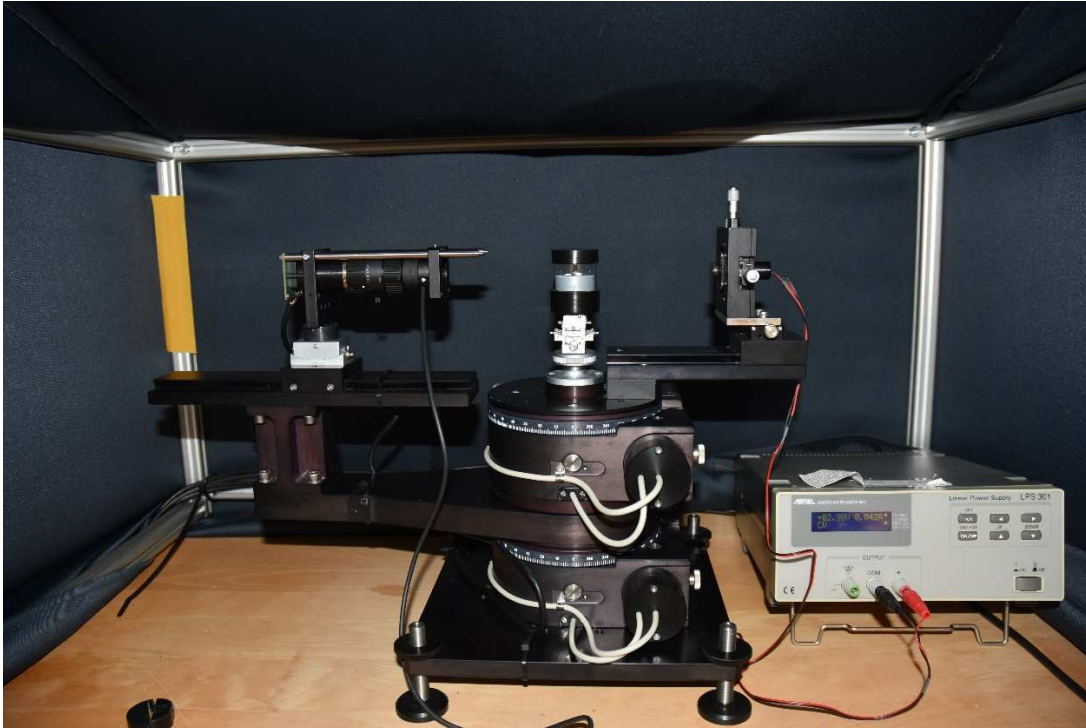


Abbildung 12: Versuchsaufbau. Links: erster Goniometerarm mit Kamera und Detektor. Rechts: zweiter Arm mit Lichtquelle am Netzteil angeschlossen. Zentral: Goniometerkopf mit Küvette und Probenhalter. Gerüst und Vorhang zur Abdunklung.

4.2.4 Justierung und Kalibrierung des Aufbaus und Wahl der Indexmatchingflüssigkeit

Bei der Justierung des Aufbaus muss darauf geachtet werden, dass sich die Dioden und die Proben auf einer Achse befinden. Dabei muss die zylindrische Glasküvette möglichst mittig vom Lichtstrahl getroffen werden, um Brechungseffekte an der gebogenen Glasoberfläche zu vermeiden. All dies wurde dadurch erreicht, dass zunächst die Kamera und der Goniometerkopf mithilfe einer Justiernadel so ausgerichtet wurden, dass die Nadel in zwei zueinander im rechten Winkel stehenden Ebenen in der Bildmitte der Kamera stand und bei Bewegung des Kameraarmes die Justiernadel die Bildmitte nicht verließ. Mithilfe der entsprechend ausgerichteten Kamera wurden dann der Küvettenträger und mit ihm die Glasküvette und der Probenhalter justiert. Dies geschah mithilfe einer Zielscheibe und einer Justiernadel. Am Ende wurden dann die Dioden zur Kamera ausgerichtet, nachdem sie auf die spätere Position der Proben fokussiert worden waren. Die Parallelstege der Kamera wurden mittels einer Zielscheibe und der justierten Dioden parallel zur Kameraachse ausgerichtet. Der Detektor wurde für die Messungen an den Parallelstegen montiert und alle externen Lichteinflüsse mittels der Abdunklungsvorrichtung so gut wie möglich eliminiert. Zusätzlich wurde das elektrische Raumlicht abgeschaltet und die Fenster des Versuchsraumes abgedunkelt. Der Detektor wurde daraufhin mittels seiner eigenen Eichungsfunktion geeicht. Das exakte Prozedere zur Justierung und Kalibrierung befindet sich in Kapitel 10.5.

Für die Messungen wurde zunächst als Indexmatchingflüssigkeit für die Dentinmessungen ($n=1,45$, [Ten Bosch et al., 1987]) eine Glycerinlösung (Firma: Merck, $n=1,45$, Konzentration: 87%) und für die Schmelzmessungen ($n=1,62$, [Spitzer et al., 1975]) künstliches Anisöl (Firma: Carl Roth, $n=1,49-1,50$, CAS-Nummer: 84650-59-9) verwendet. Jedoch war bei den Dentinmessungen mit Glycerin das Phänomen zu beobachten, dass hier die Lichtleistungsmesswerte von Messung zu Messung stark schwankten. Bei Verwendung von Wasser (Brechungsindex 1,33) als Indexmatchingflüssigkeit war dieses Phänomen nicht zu beobachten. Bei Verwendung des Glycerins fiel auf, dass sich nach Positionierung der in Wasser gelagerten Zahnproben in der Küvette und nach Auffüllen der Küvette mit Glycerin eine Art Emulsion bildete. Der Ausprägungsgrad war dabei unterschiedlich. Deshalb wurde vermutet, dass Glycerin nicht als Indexmatchingflüssigkeit geeignet war, da es hydrophob ist und deshalb die Gefahr besteht, aufgrund der Restfeuchtigkeit der Zahnproben eben beschriebenes Phänomen hervorzurufen. Darum wurde die Entscheidung gefällt, bei den Versuchen ein Indexmatching mit Wasser durchzuführen. Einen weiteren Grund für die Nutzung von Wasser haben bereits Darling et al. [2006] genannt. Sie gaben an, dass es gerade bei Messungen mit kariösen Proben aufgrund ihrer Porosität zur Aufnahme der Indexmatchingflüssigkeit in die Probe kommt. Somit käme es bei diesen Proben zu einer optischen Angleichung der Probe an die Flüssigkeit, die nicht der natürlichen Situation entspricht, wodurch entsprechende Proben in den Messungen deutlich lichtdurchlässiger wären als sie es eigentlich sind. Bei Verwendung von Wasser als Indexmatchingflüssigkeit wird dieses zwar ebenfalls von den Proben aufgenommen. Dies kommt

jedoch der natürlichen Situation am nächsten, da auch Speichel und Gewebsflüssigkeiten zum größten Teil aus Wasser bestehen. Somit entspricht der Ansatz mit Wasser als Indexmatchingflüssigkeit der natürlichen Situation im Mund am meisten, weshalb auch in der vorliegenden Arbeit Wasser für das Indexmatching verwendet wurde. Jedoch verbleibt bei Verwendung von Wasser als Indexmatchingflüssigkeit Oberflächenreflexion an der Grenzfläche zwischen Probe und Wasser, die die Messergebnisse beeinflusst. Dies muss berücksichtigt werden [Darling et al., 2006]. Dennoch überwiegen aus den genannten Gründen die Vorteile von Wasser.

4.2.5 Messungen zur Validierung des Versuchsaufbaus

Als erstes wurden Messungen zur Prüfung des Versuchsaufbaus durchgeführt. Dabei wurde zunächst die zeitliche Konstanz der einzelnen Dioden getestet, indem die Versuchsanordnung ohne Küvette genutzt und der Detektor mit jeder Diode beleuchtet wurde, um die Leistung der Dioden über einen Zeitraum von 30 Minuten einmal pro Minute aufzuzeichnen. Da bei den späteren Probenmessungen jede Diode pro Messung circa zehn Minuten lang kontinuierlich aktiv war, bevor sie ausgeschaltet und durch eine andere ersetzt wurde, wurde die Länge der Konstanzmessung mit 30 Minuten je Diode als ausreichend erachtet.

Als zweite Validierungsmessung wurden für eine Probe fünf Transmissionsmessungen für Dentin (zur Durchführung der Transmissionsmessungen s. 4.2.6) mit der 650nm-Diode durchgeführt, wobei nach jeder Messung die Küvette entfernt, die Probe aus dem Probenhalter entnommen sowie der XY-Translator verstellt wurde. Die Probe wurde danach zurück in den Probenhalter und in die Küvette gegeben, neues Wasser wurde aufgefüllt und die Probe wurde auf dem Goniometerkopf erneut positioniert. Daraufhin wurde die zuvor durchleuchtete Stelle durch Verschiebung des XY-Translators erneut angesteuert. Für diese Messungen wurde der Probenhalter mit seitlich begrenztem Probeneinlass (s. Abbildung 9 und 10) verwendet. Sie sollten prüfen, ob eine Probe mit dem System reproduzierbar positioniert und angesteuert werden konnte. Abweichungen hätten dabei darauf hingedeutet, dass entweder der Probenhalter nicht zuverlässig reproduzierbar die Probe auf dem Küvettenträger positionieren kann oder der XY-Translator nicht reproduzierbar entsprechende Messpunkte ansteuern kann.

Außerdem wurden Testmessungen zur Überprüfung des Vorkommens von Lichtstreuung durch das System durchgeführt. Dabei wurde die Küvette samt Probenhalter mit Wasser gefüllt, im Zentrum des Versuchsaufbaus positioniert und eine Streulichtmessung mit jeder Diode durchgeführt (zur Durchführung der Streulichtmessungen s. 4.2.6). Diese Messungen sollten zeigen, ob durch den Komplex aus Glasküvette und Indexmatchingflüssigkeit bereits Licht gestreut oder gebrochen wird, was die späteren Messungen hätte beeinträchtigen können.

Abschließend wurden zwei Streulichtmessungen (zur Durchführung der Streulichtmessungen s. 4.2.6) an einer Probe mit der 650nm-Diode durchgeführt, bei der einmal der Raum und der Versuchsaufbau komplett abdunkelt worden war. Bei einer zweiten Messung war die Messvorrichtung mithilfe der Abdunklungsvorrichtung zwar abgedunkelt worden, jedoch blieb das elektrische Raumlicht angeschaltet. Diese Messungen sollten so den Einfluss von externen Lichtquellen auf den Versuchsaufbau simulieren und die Funktionsfähigkeit der Abdunklungsvorrichtung überprüfen.

4.2.6 Messung der Proben und statistische Auswertung

Nach Entwicklung des endgültigen Messaufbaus, Justierung und Kalibrierung, Wahl der Indexmatchingflüssigkeit und Validierung des Aufbaus wurden die verschiedenen Transmissions- und Streulichtmessungen für die Zahnproben durchgeführt. Dabei wurden im Hauptversuch insgesamt 15 nichtkariöse Zahnproben aus 15 Zähnen untersucht, wobei die Dicke der nichtkariösen Proben zwischen 152 und 257 μm lag. Zudem wurden 13 kariöse Zahnproben für die Messungen herangezogen. Die kariösen Proben wurden aus 12 Zähnen gewonnen, wobei insgesamt zehn Dentin- und zehn Schmelzmessungen durchgeführt werden konnten. Die jeweiligen Probendicken lagen hier zwischen 159 und 282 μm . In einer zusätzlichen Versuchsreihe zur Untersuchung des Attenuationskoeffizienten bei verschiedenen Dicken wurden zusätzlich neun dickere Proben hergestellt, von denen fünf aus bereits vorhandenen Zähnen und vier aus zusätzlichen Zähnen gewonnen wurden. Außerdem wurden für diese Untersuchung zusätzlich die Ergebnisse der zehn Dentinproben und acht Schmelzproben, die im ersten Probenherstellungsverfahren aus sechs Molaren und Prämolaren hergestellt und mit dem ersten Versuchsaufbau vermessen worden waren, herangezogen. Somit konnte ein Vergleich des Attenuationskoeffizienten über einen Dickenbereich von 92 bis 890 μm für Dentin und 152 bis 895 μm für Schmelz gezogen werden. Für die Messungen, bei denen Dentin räumlich unterschiedlich angeordnet wurde, wurden drei Zähne herangezogen, wobei aus einem Zahn jeweils ein Messwert mit Dentin in mesiodistaler und axialer Anordnung gewonnen wurde. Zwei Proben mit pulpanahem Dentin wurden ebenfalls aus diesen Zähnen hergestellt und vermessen. Die Probendicken lagen hier zwischen 177 und 244 μm . Für die nonkariösen Proben wurde der Probenhalter mit seitlich geschlossenem Probeneinlass (s. Abbildung 9 und 10) verwendet. Alle anderen Messungen wurden mit einem Probenhalter mit seitlich offenem Probeneinlass durchgeführt. Die 650nm-Diode wurde mit 2,5V Spannung und 35mA, die 532nm-Diode mit 3,0V und 299mA und die 780nm-Diode mit 3,0V und 50 mA am Netzteil (Amrel LPS 301) betrieben. Zur Errechnung der Transmission wurden zunächst für jede Wellenlänge die Leerwerte bestimmt. Dabei wurden die Dioden im XY-Translator befestigt, zentriert und im Anschluss in 0,5mm-Schritten vertikal verschoben. Der XY-Translator ließ eine Gesamtverschiebung von 5mm zu, sodass insgesamt an elf Punkten gemessen wurde (s. Abbildung 14). Aus den zehn Messwerten pro Messpunkt wurde dann wiederum jeweils ein Mittelwert errechnet, der dann als jeweiliger Leerwert für diesen Messpunkt für die entsprechende Diode galt. Für die Messung der Zahnproben wurden diese zunächst im Probenhalter befestigt. Der Probenhalter wurde dann in die Glasküvette eingeführt und die Küvette wurde anschließend mit Wasser befüllt, mit dem Deckel verschlossen und auf dem Küvettenträger auf dem Goniometerkopf im Zentrum des Versuchsaufbaus positioniert. Daraufhin wurden die Dioden eingeschraubt und mit dem XY-Translator zentriert. Von dieser Zentralposition ausgehend wurden zunächst Dentin und im Anschluss Schmelz durch vertikale Verschiebung des XY-Translators angesteuert. Dabei wurde für die jeweilige Diode immer zuerst eine Transmissionsmessung durchgeführt, die aus zehn Einzelmessungen bestand. Aus dem Mittelwert der zehn Transmissionsmesswerte und dem

jeweiligen Leerwert konnte der Transmissionsgrad bestimmt werden, der zur Berechnung des Attenuationskoeffizienten nach dem Lambert-Beer-Gesetz herangezogen wurde. Die nichtkariösen Zahnproben und die Dentinproben mit Dentin unterschiedlicher räumlicher Anordnung sowie pulpanahem Dentin wurden bei den Messungen so angesteuert, dass alle Messungen immer exakt an den jeweiligen Messpunkten, an denen auch die Leerwerte bestimmt worden waren, durchgeführt wurden. Das war bei den kariösen Zahnproben nicht möglich, da hier auch Zwischenpositionen angesteuert werden mussten. Somit wurden für erstgenannte Messungen zur Berechnung des Transmissionsgrads und des Attenuationskoeffizienten die Leerwerte für den jeweiligen Messpunkt herangezogen. Für die kariösen Zahnproben, die an Zwischenpositionen gemessen wurden, wurde der Leerwert der Messposition verwendet, die dem eigentlichen Messpunkt am nächsten lag. Die Dicke der Proben zur Berechnung der Attenuationskoeffizienten wurde dabei jeweils für Schmelz und Dentin mithilfe einer digitalen Messuhr (Mahr MarCator 1086W) bestimmt. Nach Durchführung einer Transmissionsmessung wurde an derselben Position eine Streulichtmessung mit derselben Diode durchgeführt. Dabei wurde der Kameraarm des Goniometers, an dem sowohl die Kamera als auch der Detektor montiert waren, immer in 5°-Schritten verschoben. Der Kameraarm wurde so verschoben, dass er an jeder Position 10 Sekunden lang hielt und so zehn Messwerte an jeder Position mit dem Detektor aufgenommen wurden. Von diesen positionsbezogenen Messwerten wurde später mithilfe des Programms Excel (Version 2016) und des Programms R (Version 3.4.1) einer der Messwerte für jede Position ausgewählt. Für jede Position konnte somit ein Lichtleistungsmesswert gewonnen werden. Diese Messwerte wurden mit dem Durchschnittsleerwert für die jeweilige Wellenlänge ins Verhältnis gesetzt und in einem Graphen aufgetragen, welcher somit die räumliche Lichtleistungsverteilung skaliert auf den jeweiligen Durchschnittsleerwert der Dioden aufzeigt. Dieser Durchschnittsleerwert wird in den Streuungsgraphen als Referenzwert bezeichnet. Der Kameraarm konnte bei den Messungen um bis zu 140° ausgehend von der Grundposition, in der Detektor und Lichtquelle auf einer 180°-Achse liegen, verschoben werden (vgl. Abbildung 21). Eine weitere Bewegung des Arms war nicht möglich, da die Aufbauten der beiden Goniometerarme ansonsten kollidiert wären. Nach jeder Transmissions- und Streulichtmessung für eine Wellenlänge wurde die Kamera in Grundposition zurückgefahren und die Diode ausgetauscht, wonach dasselbe Messprozedere für die neue Wellenlänge durchgeführt wurde. Nach Abschluss der Dentinmessungen wurden die Messungen für den Zahnschmelz entsprechend durchgeführt.

Aus den nach dem Lambert-Beer-Gesetz für jede Probe errechneten Attenuationskoeffizienten wurden Durchschnittskoeffizienten errechnet. Dabei wurden der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet. Diese durchschnittlichen Attenuationskoeffizienten konnten anschließend miteinander verglichen werden. Außerdem wurden die Streulichtverteilungsgraphen für die einzelnen Proben erstellt. Diese beinhalten die Streulichtverteilung für Schmelz und Dentin einer Probe für alle getesteten Wellenlängen. Anhand des gezeigten Kurvenverlaufs können optische Unterschiede skizziert werden

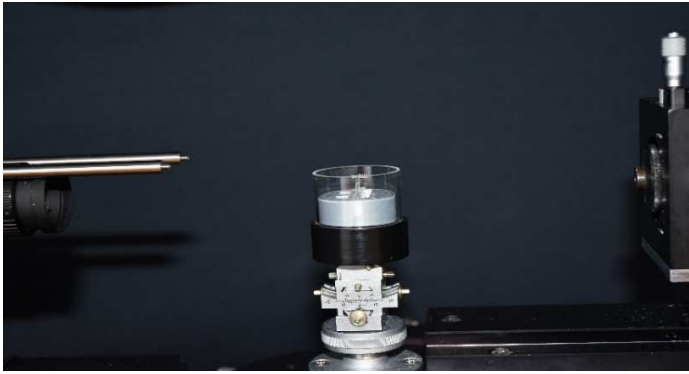


Abbildung 13. Messaufbau Nahaufnahme. Links: Kamera mit Parallelstegen. Mitte: Glasküvette mit Probenhalter und Probe. Rechts: XY-Translator mit montierter Diode.

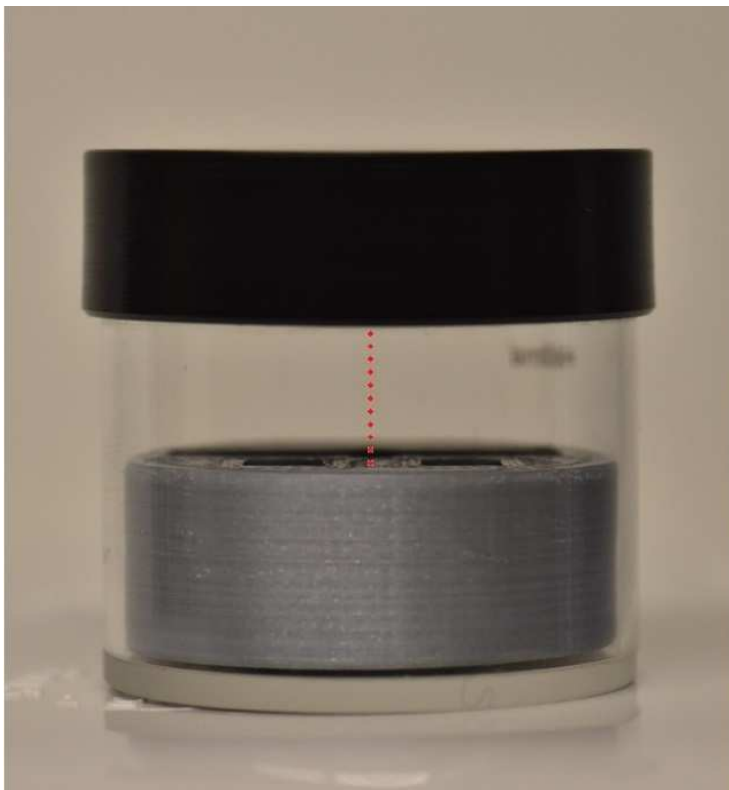


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Messpunkte für die Leerwertmessungen. Insgesamt wurden elf Messpunkte herangezogen, die durch die vertikale Verschiebung der Lichtquelle zustandekamen. Die einzelnen Punkte haben einen Abstand von 0,5mm.

5 Messergebnisse und Resultate

Im Rahmen der Untersuchungen wurden Messdaten aus den Validierungsmessungen sowie den Messungen zur Leerwertbestimmung für die Transmissionsmessungen erzeugt und ausgewertet. Außerdem wurden Attenuationskoeffizienten errechnet und Graphen zur Streulichtverteilung erzeugt. Auf den folgenden Seiten werden diese Ergebnisse zusammenfassend aufgezeigt.

5.1 Resultate der Validierungsmessungen

Die Validierungsmessungen sollten die Funktionsfähigkeit des Messaufbaus testen und aufzeigen. Durch sie sollte möglichst frühzeitig der Einfluss von messtechnisch bedingten Fehlern ausgeschlossen werden.

5.1.1 Ergebnisse der Diodentests

Bei den Diodentests wurde die Lichtleistung der Dioden jeweils über einen Zeitraum von 30 Minuten mithilfe des Detektors gemessen und die Ergebnisse grafisch dargestellt. Wie im zugehörigen Graphen (s. Abbildung 15) zu sehen ist, geben alle drei Dioden eine gleichbleibende Lichtleistung über einen Zeitraum von 30 Minuten aus. Der Mittelwert der Lichtleistung sowie die Standardabweichung sind in Tabelle 1 aufgeführt. Ein messtechnischer Fehler aufgrund von schwankender Diodenleistung kann durch den Versuch über einen Zeitraum von 30 Minuten somit vernachlässigt werden, da sich jede Diode sehr konstant über den getesteten Zeitraum zeigt, sodass kein wesentlicher Einfluss auf die Messergebnisse durch schwankende Diodenleistung zu erwarten ist.

Dioden:	532nm	650nm	780nm
Mittelwert in mW	0,8030	0,6217	2,2141
Standardabweichung	0,0048	0,0002	0,0034

Tabelle 1: Ausgangsleistung der Dioden über 30 Minuten.

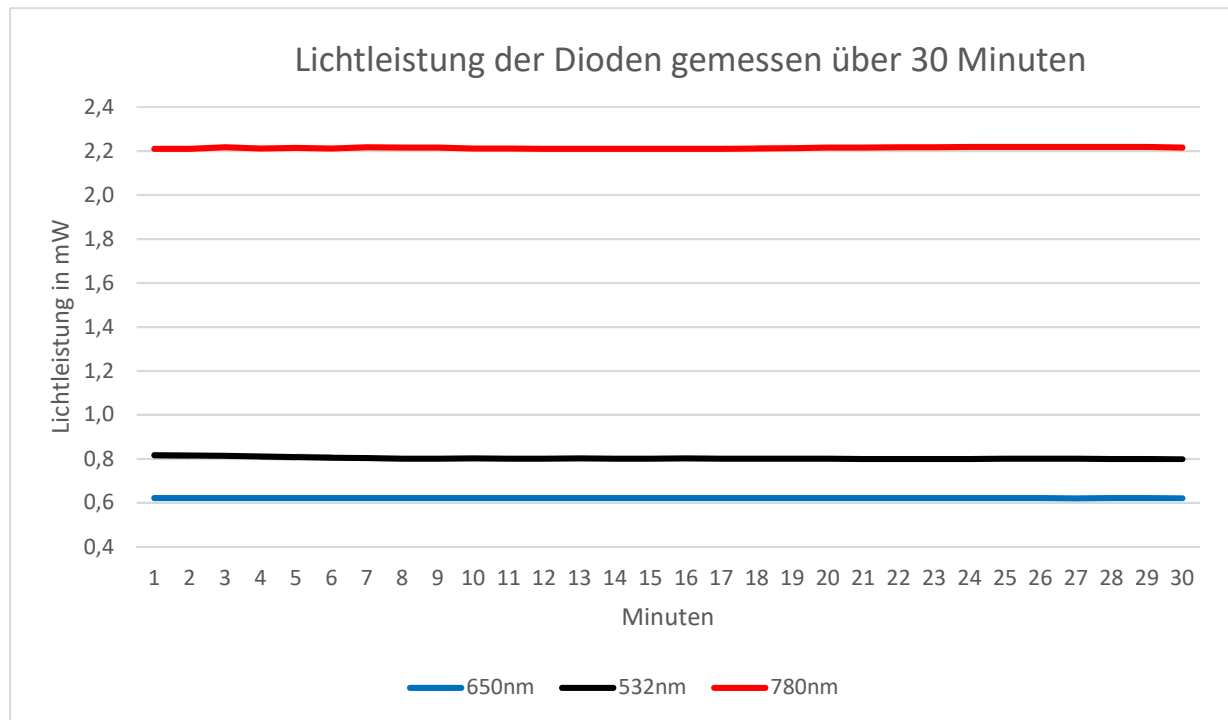


Abbildung 15: Lichtleistung der Dioden über 30 Minuten.

5.1.2 Ergebnisse der Repositionierungsmessungen

Für die Repositionierungsmessungen wurden für eine Probe insgesamt fünf Transmissionsmessungen durchgeführt, wobei eine Messung aus zehn Einzelmessungen bestand (zur Durchführung der Transmissionsmessungen s.4.2.6). Zwischen den fünf Einzelmessungen wurden Probenhalter und Glasküvette komplett entfernt sowie der XY-Translator verschoben und die Dioden herausgeschraubt. Danach wurden alle Teile repositioniert und eine erneute Messung durchgeführt. Der Mittelwert und die Standardabweichung der Einzelmessungen wurden danach errechnet. Die Standardabweichung innerhalb der Einzelmessungen befindet sich dabei zwischen 1,27 bis 5,60‰. Außerdem wurde der Gesamtmittelwert der Einzelmessungen berechnet wie auch dessen Standardabweichung, die 8,22% beträgt.

Innerhalb der Einzelmessungen ist zu beobachten, dass die Ergebnisse sehr konstant sind. Daher sollten auch die Messungen aller Proben mit einer Diode sehr genau sein. Der Gesamtmittelwert der Einzelmessungen und dessen geringe Standardabweichung zeigen außerdem, dass das Gesamtsystem aus Probenhalterungssystem und XY-Translator in der Lage ist, die Proben und Dioden zuverlässig in eine reproduzierbare Position zu bringen. Auch das Wechseln zwischen den verschiedenen Dioden bei den späteren Probenmessungen, wo im Gegensatz zu den hier simulierten Messungen lediglich die Diode ausgetauscht und der XY-Translator nur leicht verschoben wurde, sollten somit eine geringere als die hier gezeigte Abweichung produzieren.

Messung:	1	2	3	4	5	
Leistung in Watt	2,01E-06	2,00E-06	2,17E-06	1,98E-06	2,09E-06	
	2,00E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,09E-06	
	2,01E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,10E-06	
	2,01E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,08E-06	
	2,01E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,09E-06	
	2,01E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	1,94E-06	
	2,01E-06	2,00E-06	2,19E-06	1,98E-06	2,09E-06	
	2,02E-06	2,00E-06	2,19E-06	1,98E-06	2,09E-06	
	2,01E-06	2,01E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,09E-06	
	2,01E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,07E-06	Gesamt
Mittelwert	2,01E-06	2,00E-06	2,18E-06	1,98E-06	2,07E-06	2,05E-06
Standardabweichung	5,60E-09	1,94E-09	4,04E-09	1,27E-09	4,80E-08	8,22E-08

Tabelle 2: Messergebnisse der Repositionierungsmessungen.

5.1.3 Ergebnisse der Messung der Streuung im System

Die Resultate der Streulichtmessungen, die mit Küvette, Probenhalter und Indexmatchingflüssigkeit, jedoch ohne Probe, durchgeführt wurden, sind in Abbildung 16 zu sehen. Hier erkennt man anhand der grafischen Darstellung, dass durch das System kaum Streuung verursacht wird, denn der Großteil der Lichtleistung wurde in der Grundposition 0° des Detektors gemessen. An allen anderen Positionen war dabei kaum Lichtleistung messbar. Dies gilt für alle Wellenlängen. Somit zeigt dieser Test, dass durch das Messsystem so gut wie keine Streuung des Lichts stattfand. Daher ist eine Beeinflussung späterer Messergebnisse aufgrund von unkontrollierter Streuung im Messsystem de facto ausgeschlossen, was insbesondere auch für die Streulichtverteilungsmessungen von Bedeutung ist.

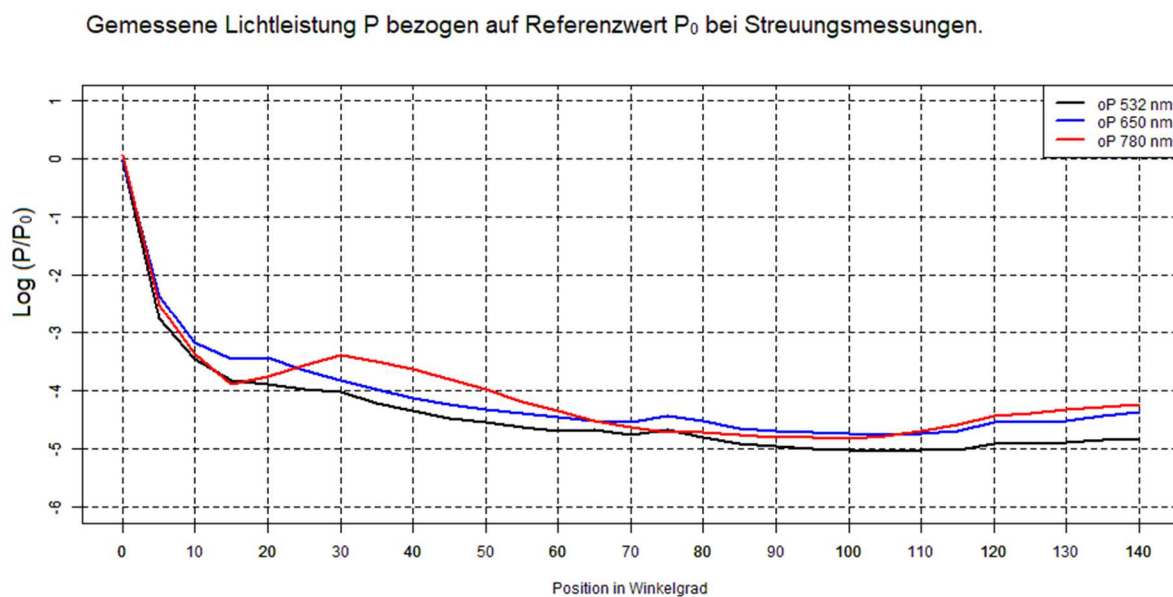


Abbildung 16: Streuungsmessungen ohne Probe. Ordinatenachse: gemessene Lichtleistung P im Verhältnis zum Referenzwert P_0 (= Durchschnittsleerwert), logarithmische Darstellung. Abszissenachse: Messpunkte durch Verschieben des Sensors ausgehend von Ausgangsposition bei 0° (diese Position entspricht der Position, bei der auch die Transmissionsmessungen durchgeführt wurden).

5.1.4 Ergebnisse der Messungen zum externen Lichteinfluss

Die Streuungsmessung zum externen Lichteinfluss zeigen, dass selbst mit angeschaltetem Raumlicht so gut wie keine Beeinflussung des Messergebnisses vorliegt. Es wurde eine Probe verwendet und eine Streulichtmessung im Dentin mit der 650nm-Diode ausgeführt und ausgewertet, wobei eine Messung mit komplett abgedunkeltem System und ausgeschaltetem Raumlicht und die andere mit abgedunkeltem System, jedoch angeschaltetem Raumlicht durchgeführt wurde. Die beiden in Abbildung 17 gezeigten Kurven zeigen so gut wie keine Unterschiede. Beide maximalen Messwerte an der 0°-Position des Detektors sind praktisch identisch. Auch die Messwerte, die an der 90°-Position des Detektors gemessen wurden, sind gleich. Lediglich im Bereich zwischen 90° und 140° liegt die Kurve der Messungen mit angeschaltetem Raumlicht leicht über derjenigen ohne Raumlicht. Insgesamt sollte das System daher durch die Abdunklungsvorrichtung ausreichend vor externen Lichtquellen geschützt sein, da diese Messungen gezeigt haben, dass selbst bei aktiviertem Raumlicht kaum eine Beeinflussung der Messungen stattgefunden hat. Alle späteren Messungen wurden im abgedunkeltem Versuchsraum mit abgedunkeltem Messsystem und ausgeschaltetem Raumlicht durchgeführt, sodass die Messungen mit angeschaltetem Raumlicht eine Art Extremfall von externem Lichteinfluss simulierten.

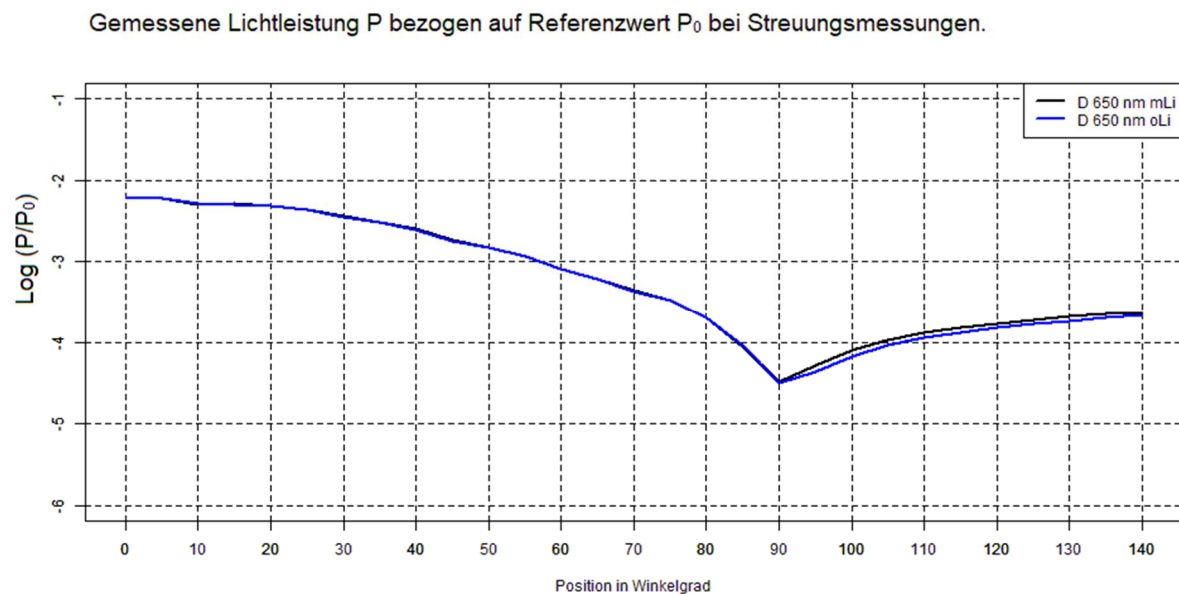


Abbildung 17: Streulichtverteilungsgraph der Probe 62 bei Durchleuchtung mit der 650nm-Diode im Dentin zur Untersuchung des Einflusses externer Lichtstörquellen. mLi= mit angeschaltetem Raumlicht. oLi= mit ausgeschaltetem Raumlicht.

5.2 Resultate der Transmissionsmessungen

Zur Gewinnung der Ergebnisse der Transmissionsmessungen mussten zunächst die Leerwerte bestimmt werden. Daraufhin wurden mithilfe der Leerwerte die Attenuationskoeffizienten im Sinne des Lambert-Beer-Gesetzes, in deren Berechnung der Transmissionsgrad sowie die Dicke der Proben einfließt, errechnet (vgl. Gleichung (4), nach μ aufgelöst). All dies wurde für die nonkariösen, die kariösen und die Dentinproben mit räumlich unterschiedlich angeordnetem sowie pulpanahem Dentin durchgeführt.

5.2.1 Ergebnisse der Leerwertbestimmungen

Die Leerwerte wurden jeweils an elf Messpunkten gewonnen, wobei der XY-Translator in 0,5mm-Schritten vertikal verschoben wurde (s. Abbildung 14). Die Leerwerte geben die Lichtleistung für jede Diode an jedem der Messpunkte an, die durch das System aus Glasküvette und Indexmatchingflüssigkeit hindurchgelassen wird und ist somit kleiner als die Ausgangslichtleistung der Dioden, die in 5.1.1. bestimmt worden war. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Position 1 in der Tabelle entspricht der unteren Extremstellung des XY-Translators beziehungsweise der Diode. Position 11 entspricht der höchsten Extremstellung und Position 6 der Mittelstellung. Der erste Teil der Tabelle zeigt die gemessenen Leistungswerte in Watt. Die Lichtleistung der Dioden wurde im zweiten Teil mit der Ausgangslichtleistung ins Verhältnis gebracht. Hier ist zu sehen, dass circa 15% bis 30% der Ausgangslichtleistung je nach Diode vom Messaufbau abgeschwächt wird. Am unteren Extrempunkt ist zu sehen, dass eine ungewöhnlich große Abschwächung des Lichts stattfand, weshalb dieser Punkt bei den späteren Probenmessungen ausgeschlossen wurde und somit Messungen erst ab dem zweiten Messpunkt durchgeführt wurden. Der Leerwert für den ersten Messpunkt wurde nicht in die Berechnung des Durchschnittsleerwertes beziehungsweise Referenzwertes (vgl. 4.2.6) für die Streulichtverteilungsgraphen einbezogen. Die Vermutung liegt nahe, dass am unteren Extrempunkt ein Teil des Lichts vom Probenhalter abgeschwächt wurde, sprich, dass der Lichtstrahl der Dioden zum Teil den Probenhalter traf und ein großer Anteil der Lichtleistung nicht am Detektor ankommen konnte. Dieses Phänomen war somit dem Versuchsaufbau geschuldet. Die Tatsache, dass dieses Phänomen bei allen drei Dioden zu sehen war, spricht dafür, dass diese Vermutung korrekt ist.

Gemessene Leerwerte in Watt			
Position	D_S_532	D_S_650	D_S_780
1	3,5082E-04	3,3672E-04	1,1254E-03
2	6,5749E-04	5,2865E-04	1,5588E-03
3	6,6472E-04	5,3461E-04	1,5783E-03
4	6,6605E-04	5,3634E-04	1,5912E-03
5	6,5774E-04	5,3611E-04	1,6075E-03
6	6,5264E-04	5,3499E-04	1,5839E-03
7	6,5649E-04	5,3472E-04	1,6188E-03
8	6,5606E-04	5,3550E-04	1,6169E-03
9	6,5295E-04	5,3520E-04	1,6243E-03
10	6,5445E-04	5,3174E-04	1,6211E-03
11	6,5558E-04	5,2775E-04	1,6413E-03
Gemessene Leerwerte in % der Ausgangsleistung der Diode			
Position	D_S_532	D_S_650	D_S_780
1	43,85%	54,31%	50,92%
2	82,19%	85,27%	70,54%
3	83,09%	86,23%	71,41%
4	83,26%	86,51%	72,00%
5	82,22%	86,47%	72,74%
6	81,58%	86,29%	71,67%
7	82,06%	86,24%	73,25%
8	82,01%	86,37%	73,16%
9	81,62%	86,32%	73,50%
10	81,81%	85,76%	73,35%
11	81,95%	85,12%	74,27%
Durchschnittswert Leerwert in Watt (Position 2 - 11, ohne Extrempunkt in Position 1)			
Durchschn. in%:	82,18%	86,06%	72,59%
in Watt	6,5742E-04	5,3356E-04	1,6042E-03
Standardabweichung Leerwert in Watt (Position 2 - 11, ohne Extrempunkte in Position 1)			
in Watt	4,5434E-06	3,0985E-06	2,5303E-05

Tabelle 3: Übersicht der Leerwerte. Extrempunkt 1 blau markiert.

5.2.2 Attenuationskoeffizienten der kariösen und nonkariösen Zahnproben

Bei den kariösen und nonkariösen Zahnproben wurden Transmissionsmessungen durchgeführt, wobei die nach Durchleuchtung der Proben durch den Zahn hindurchgedrungene Lichtleistung pro Diode gemessen wurde. Die gemessene Lichtleistung wurde im Sinne des Lambert-Beer-Gesetzes mit dem entsprechenden Leerwert und mit der Dicke des durchleuchteten Zahnmaterials ins Verhältnis gesetzt (vgl. Gleichung (4) und (6)). Dadurch konnten Attenuationskoeffizienten für jede Probe berechnet werden, die verglichen miteinander Aufschluss über die Abschwächung der unterschiedlichen Lichtquellen durch das entsprechende Zahnmaterial jeder Probe geben. Den Hauptteil der Untersuchung bildeten 15 Proben aus 15 dritten Molaren bei den nonkariösen Proben sowie 13 Proben aus 12 Molaren bei den kariösen Proben. Alle Proben lagen bezüglich ihrer Dicke in einem Bereich von 139 bis 282 μm und bildeten den Hauptteil der Untersuchungen. Für die nonkariösen Proben wurde für alle drei Lichtwellenlängen je eine Messung im Schmelz und Dentin durchgeführt. Bei den kariösen Proben konnten aus allen Proben insgesamt je zehn Messwerte für Schmelz und Dentin gewonnen werden. Alle Ergebnisse sind zusammenfassend in Tabelle 4 aufgeführt.

Es ist zu beobachten, dass bei den nonkariösen Proben die Attenuationskoeffizienten für Dentin um ein Vielfaches höher sind als diejenigen von Schmelz. Das bedeutet, dass Dentin das durchdringende Licht deutlich stärker abschwächt als Zahnschmelz. So bewegen sich im nonkariösen Dentin die Attenuationskoeffizienten je nach Wellenlänge gerundet zwischen 221,93 und 250,18 pro cm, im nonkariösen Schmelz dagegen zwischen 28,67 und 59,89 pro cm. Die Attenuationskoeffizienten fallen mit zunehmender Lichtwellenlänge über alle Messungen ab, wodurch erkennbar ist, dass Licht größerer Wellenlängen Zahnhartsubstanz leichter durchdringt. Dies gilt insbesondere für Schmelz. Der Attenuationskoeffizient für Licht der Wellenlänge 780nm ist hierbei nur halb so groß wie derjenige für Licht der Wellenlänge 532nm. Im Dentin ist diese Tendenz zwar auch zu erkennen, jedoch sind die Unterschiede zwischen den Wellenlängen im Verhältnis nicht so groß wie im Schmelz. Dentin scheint somit insgesamt einen größeren Lichtwellenlängenbereich stärker abzuschwächen als Zahnschmelz. Im Schmelz kann somit bestätigt werden, dass Licht des Nahen Infrarotbereichs Schmelz besser durchdringt als Licht des sichtbaren Wellenlängenbereichs. Ein Vergleich der Attenuationskoeffizienten zwischen nonkariösem und kariösem Schmelz zeigt, dass kariöser Schmelz Licht deutlich stärker abschwächt als nonkariöser. Dies ist insbesondere für die Wellenlänge 780nm zu erwähnen, da hier der Attenuationskoeffizient von nonkariösem Schmelz zu kariösem Schmelz um mehr als das Achtfache ansteigt. Bei 532nm ist dagegen nur ein Faktor von circa 4,8 zu verzeichnen. Interessant ist auch, dass kariöser Schmelz, laut den Daten, Licht jeder Wellenlänge leicht stärker abschwächt als nonkariöses Dentin. Beim kariösen Dentin scheint es dagegen zu einer leichten Zunahme der Lichtdurchlässigkeit gekommen zu sein im Vergleich zu nonkariösem Dentin. Hier sind die Attenuationskoeffizienten für alle Wellenlängen leicht kleiner.

Probe	Dicke in mm		Lichtintensität bei		Lichtintensität bei		Lichtintensität bei		532 nm		650 nm		780 nm	
ohne Karies			532 nm [Watt]		650 nm [Watt]		780 nm [Watt]		Attenuation [1/ cm]		Attenuation [1/ cm]		Attenuation [1/ cm]	
	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S
P23	0,182	0,167	4,52E-06	2,69E-04	4,88E-06	3,21E-04	1,79E-05	1,18E-03	274,3	53,4	257,9	30,6	246,6	18,9
P33	0,162	0,158	6,33E-06	2,95E-04	6,86E-06	2,95E-04	2,60E-05	1,11E-03	287,3	50,5	268,8	37,9	253,4	23,8
P42	0,139	0,177	7,20E-06	2,76E-04	7,29E-06	3,26E-04	2,71E-05	9,47E-04	325,5	48,8	309	28	292,4	30,2
P53	0,254	0,222	1,89E-06	1,33E-04	1,77E-06	1,63E-04	7,53E-06	7,59E-04	230,8	72	224,9	53,5	210,4	34,1
P85	0,172	0,152	5,52E-06	2,69E-04	5,41E-06	2,81E-04	2,10E-05	1,06E-03	278,7	58,5	267,2	41,9	251,6	28,2
P97	0,192	0,194	3,72E-06	1,86E-04	3,83E-06	1,95E-04	1,40E-05	9,29E-04	270,2	65	257,5	51,4	246,4	29,3
P107	0,255	0,245	3,20E-06	1,35E-04	3,58E-06	1,72E-04	1,49E-05	7,26E-04	209,2	64,5	196,4	46,4	182,9	32,7
P125	0,218	0,223	6,35E-06	1,36E-04	8,16E-06	2,53E-04	2,83E-05	9,40E-04	212,9	70,4	191,4	33,7	183,8	23,4
P134	0,221	0,235	3,26E-06	2,03E-04	3,78E-06	2,25E-04	1,38E-05	8,95E-04	240,8	49,9	224,2	36,9	214,9	25,2
P141	0,265	0,257	4,07E-06	1,35E-04	4,32E-06	1,65E-04	1,85E-05	6,61E-04	192,3	61,5	181,9	45,4	168,1	34,9
P153	0,199	0,202	3,55E-06	1,81E-04	4,03E-06	1,95E-04	1,45E-05	7,80E-04	263,1	63,6	245,8	49,5	236,2	36,2
P162	0,243	0,23	1,05E-05	1,54E-04	9,56E-06	1,50E-04	6,13E-05	8,49E-04	171	62,9	165,7	55,3	134	28,2
P172	0,205	0,209	3,90E-06	2,04E-04	4,86E-06	2,47E-04	1,67E-05	9,08E-04	250,6	55,9	229,3	36,9	222	27,6
P183	0,164	0,163	3,87E-06	2,42E-04	7,27E-06	2,35E-04	1,72E-05	9,46E-04	313,1	61,1	262,3	50	276,5	33
P191	0,223	0,205	3,70E-06	1,90E-04	4,40E-06	2,70E-04	1,47E-05	9,80E-04	232,7	60,4	215,3	33,4	209,8	24,4
Durchschnitt	0,206	0,203	4,77E-06	2,00E-04	5,33E-06	2,33E-04	2,09E-05	9,11E-04	250,2	59,9	233,2	42,1	221,9	28,7
Standardabw.	0,038	0,033	2,11E-06	5,75E-05	2,07E-06	5,82E-05	1,25E-05	1,42E-04	43,5	7,1	38,9	8,8	42,4	4,9
mit Karies			532 nm [Watt]		650 nm [Watt]		780 nm [Watt]		Attenuation [1/ cm]		Attenuation [1/ cm]		Attenuation [1/ cm]	
	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S	D	S
P252	0,159	0,159	1,57E-05	7,40E-07	1,48E-05	2,35E-06	9,83E-05	1,48E-05	234,8	426,9	225,6	341,4	175,8	295,2
P262	0,164	0,161	7,42E-06	8,16E-06	1,22E-05	3,76E-06	4,96E-05	1,49E-04	273,5	272,5	230,8	307,9	212,1	148,1
P281	0,28	0,265	4,63E-06	4,30E-07	6,02E-06	1,83E-06	4,68E-05	5,37E-06	177	276,6	160,3	214,2	126,3	215,4
P291	0,247	0,259	2,07E-05	4,65E-07	2,55E-05	2,54E-06	1,62E-04	7,61E-06	140	280	123,3	206,6	92,9	207
P321	0,26	0,278	6,60E-06	8,06E-06	9,96E-06	2,98E-06	5,00E-05	2,09E-05	176,8	158,3	153,1	186,3	133,5	156,4
P351	0,279	0,236	5,40E-06	5,96E-07	8,14E-06	2,18E-06	2,64E-05	7,82E-06	172,1	296,8	150,1	233,1	147,3	226
P381	0,178	0,199	6,23E-06	5,05E-07	9,66E-06	2,03E-06	2,86E-05	5,59E-06	261,7	360,3	225,7	280	226,3	284,8
P201		0,161		1,51E-05		9,26E-06		4,52E-05		234,3		251,9		222,3
P241		0,179		3,16E-06		2,90E-06		9,52E-06		297,3		291,5		287
P271		0,175		5,41E-06		2,85E-06		1,16E-05		274,2		299,1		282,4
P231	0,282		2,55E-06		2,60E-06		1,23E-05		197		188,9		172,7	
P272	0,204		1,77E-05		1,70E-05		7,33E-05		177,3		169,3		151,4	
P371	0,214		2,57E-06		6,43E-06		3,99E-05		259		206,7		172,7	
Durchschnitt	0,227	0,207	8,95E-06	4,26E-06	1,12E-05	3,27E-06	5,87E-05	2,78E-05	206,9	287,7	183,4	261,2	161,1	232,5
Standardabw.	0,049	0,048	6,57E-06	4,93E-06	6,58E-06	2,18E-06	4,37E-05	4,43E-05	46,4	70,7	37,7	50,5	39,8	53,9

Tabelle 4: Hauptuntersuchung der Transmissionsmessungen: Messwerte sowie errechnete Attenuationskoeffizienten für kariöse und nonkariöse Zahnproben. D= Dentin. S= Schmelz. Rot: Attenuation Dentin. Blau: Attenuation Schmelz. P= Probe. Nummerierung= Nummer des Zahns + Nummer des Schnitts.

Bei der Gegenüberstellung der Attenuationskoeffizienten von nonkariösem und kariösem Schmelz und kariösem und nonkariösem Dentin in Form von Boxplots ist zu sehen, dass bei der Wellenlänge 780nm, die im DIAGNOcam-System verwendet wird, die Abgrenzung von kariöser zu nonkariöser Zahnhartsubstanz bei Schmelz deutlich leichter ist als bei Dentin. Bei Schmelz ist der Unterschied in den Attenuationskoeffizienten zwischen kariösem und nonkariösem Zustand deutlich größer als bei Dentin. Ein Vergleich von Boxplots verdeutlicht dies (vgl. Abbildung 18). Hier ist klar zu erkennen, dass bei 780nm eine klare Unterscheidung zwischen den Attenuationskoeffizienten zwischen kariösem und nonkariösem Schmelz getroffen werden kann, da die Boxen sehr weit auseinander liegen und die Boxplots hier keinerlei Überschneidungen aufweisen. Beim Dentin ist zu erkennen, dass sich zwar die Boxen selbst nicht überschneiden, jedoch deutlich näher zueinander liegen und sich einzelne Messungen überschneiden. Eine so scharfe Trennung wie im Schmelz liegt hier somit nicht vor.

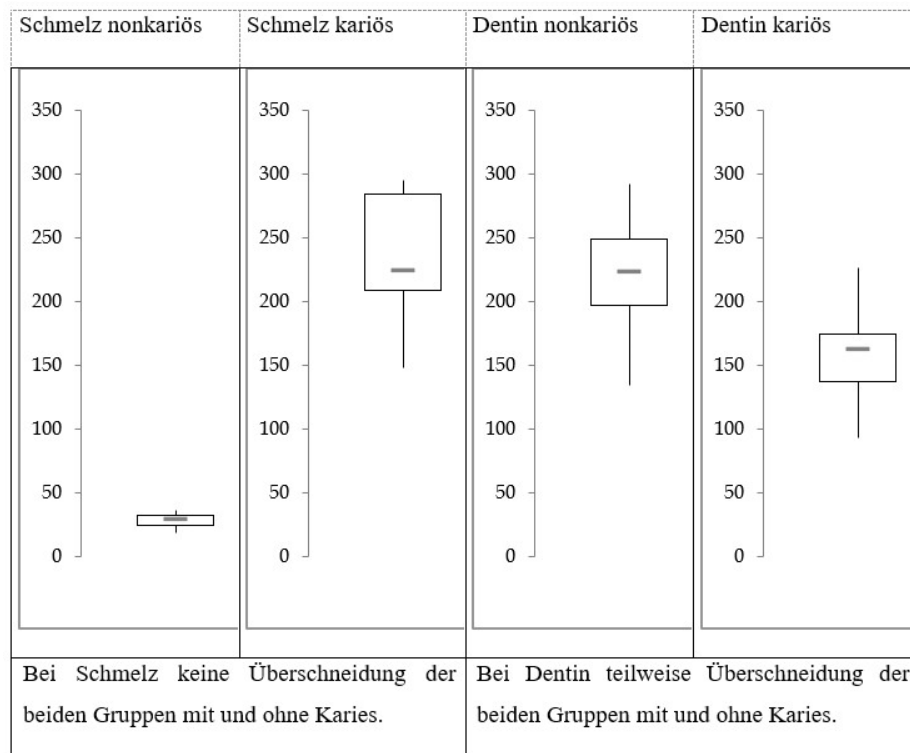


Abbildung 18: Vergleich der Attenuationskoeffizienten von kariösem und nonkariösem Schmelz und Dentin bei 780nm in Form von Boxplots. Die Box gibt dabei den Bereich an, in dem die mittleren 50% der Daten liegen, und wird vom oberen 75%- und unteren 25%- Quantil begrenzt. Die Linie innerhalb der Box entspricht dem Median, oberhalb und unterhalb dessen jeweils 50% der Daten liegen. An die Box angrenzend liegen die Whisker, die bis zum Maximal- und Minimalwert der Datenreihe reichen.

5.2.3 Attenuationskoeffizienten bei verschiedenen Probendicken

Weitere Messungen mit Zahnproben größerer Dicke wurden durchgeführt. Dabei waren zusätzliche Proben hergestellt worden, von denen fünf aus bereits vorhandenen Zähnen und vier aus zusätzlichen Zähnen hergestellt wurden. Diese Proben waren dicker als die oben genannte Gruppe, die den Hauptteil der Untersuchungen gebildet hatten (vgl. Tabelle 4). Die Daten der 15 nonkariösen Hauptproben sowie die Daten der neun zusätzlichen Proben wurden in verschiedenen Graphen aufgetragen. Außerdem wurden die Ergebnisse der Proben, die mit dem ursprünglichen Herstellungsverfahren angefertigt und im ersten Versuchsaufbau für die Wellenlänge 650nm vermessen worden waren, mit eingepflegt. Insgesamt waren es somit für Dentin 34 und für Schmelz 32 Messungen. Die Messergebnisse finden sich aufgelistet in Tabelle 5.

Proben zusätzlich, neues System	Dicke in mm		Lichtintensität bei 650nm [Watt]		Attenuation [1/ cm]	
	D	S	D	S	D	S
P34	0,307	0,301	3,89E-06	1,65E-04	160,4	38,9
P62	0,293	0,296	1,93E-06	9,79E-05	192	57,4
P73	0,307	0,297	2,12E-06	1,79E-04	180,2	36,9
P95	0,311	0,300	2,98E-06	2,36E-04	167	27,1
P112	0,322	0,340	2,09E-06	2,61E-04	172,3	20,9
P123	0,336	0,336	2,71E-06	2,09E-04	156,9	28
P151	0,691	0,695	1,32E-06	8,16E-05	86,7	27,1
P161	0,855	0,867	1,16E-06	3,69E-05	71,8	30,9
P181	0,890	0,895	8,65E-07	1,33E-04	72,2	15,6

Proben altes System		Dicke in mm		Lichtintensität bei 650nm [nWatt]		Attenuation [1/ cm]	
D	S	D	S	D	S	D	S
P11	P1	0,092	0,446	3,29E+00	4,24E+01	425,52	30,44
P12	P2	0,125	0,394	1,77E+00	1,31E+01	362,84	64,19
P13	P3	0,127	0,556	1,24E+00	2,52E+01	385,10	33,76
P14	P4	0,216	0,603	1,79E+00	8,97E-01	209,39	86,47
P15	P5	0,298	0,744	1,29E+00	1,27E+01	162,86	34,41
P16	P6	0,341	0,276	9,28E-01	4,18E+01	151,90	49,74
P17	P7	0,364	0,461	9,75E-01	2,07E+01	140,96	44,97
P18	P8	0,482	0,310	7,53E-01	5,98E+00	111,79	106,98
P19		0,510		9,55E-01		100,99	
P20		0,522		7,61E-01		103,03	
Leerwert altes System [nWatt]		1,65E+02					

Tabelle 5: Zusatzmessungen zur Überprüfung des Lambert-Beer'schen Gesetzes. D= Dentin. S= Schmelz. Oben: zusätzliche Proben größerer Dicke mit neuem System. Unten: Messwerte mit altem System. P= Probe. Nummerierung Proben neues System: Nummer des Zahns + Nummer des Schnitts. Nummerierung Proben altes System: durchlaufend von 1 beginnend, Schmelz einstellige Zahlenwerte, Dentin zweistellige Zahlenwerte.

Das Hauptaugenmerk dieser Messungen und Auswertungen galt der Überprüfung der mit dem Lambert-Beer-Gesetz ermittelten Attenuationskoeffizienten über einen größeren Bereich an unterschiedlichen Probendicken. Es sollte geprüft werden, ob diese konstant sind und somit das Lambert-Beer-Gesetz für Zahnproben jeglicher Dicke grundsätzlich anwendbar ist. Wie in der Tabelle 5 zu sehen ist, nehmen die absolut gemessenen Lichtintensitäten mit der Probendicke ab, was zu erwarten ist. Jedoch konnte ebenso beobachtet werden, dass die mit dem Lambert-Beer-Gesetz errechneten Attenuationskoeffizienten bei dickeren Proben, vor allem im Dentin, tendenziell niedriger ausfielen als bei Proben mit geringeren Dicken. Besonders verdeutlicht wird dies zum Beispiel bei den Proben 161 und 181 (s. Tabelle 5). Um dies weiter zu verdeutlichen, wurden die Attenuationskoeffizienten in zwei Graphen gegen die Probendicke aufgetragen. Die entsprechenden Graphen finden sich in Abbildung 19 und Abbildung 20. Anhand dieser grafischen Darstellungen wird deutlich, dass kein über alle Probendicken konstanter Attenuationskoeffizient ermittelt werden konnte, da dieser bei größeren Dicken abfällt. Diese Aussage gilt insbesondere für die Dentinproben. Hier fallen die Attenuationskoeffizienten exponentiell ab. Die entsprechende Regressionskurve hat ein Bestimmtheitsmaß von $R^2=0,8718$. Bei Schmelz scheint dieses Phänomen bei weitem nicht so stark ausgeprägt zu sein, wobei die gezeigte Ausgleichsgerade lediglich ein sehr geringes Bestimmtheitsmaß aufgrund großer Streuung der Messergebnisse besitzt. Aufgrund der Sprödigkeit von Zahnschmelz könnte es im Verlauf des Herstellungsprozesses der Schmelzproben trotz des Schneidens dicker Schmelzschnitte und des sukzessiven Schleif- und Polierprozesses auf die gewünschte Dicke zu makroskopisch nicht sichtbaren Mikrosprüngen und damit Veränderung der Transluzenz gekommen sein, wodurch sich die Streuung der Messwerte erklären ließe. Dennoch kann aus der Verteilung der Attenuationskoeffizienten im Zahnschmelz im Vergleich zum Dentin angenommen werden, dass diese deutlich weniger über die Dicke abfallen als es im Dentin der Fall ist. Entsprechende Beobachtungen wurden auch bei den Messungen mit den Wellenlängen 532nm und 780nm gemacht. Hier standen jedoch weniger Messwerte zur Verfügung. Doch die Tendenz war dieselbe.

Zum Vergleich von Zahnhartsubstanzen anhand des Attenuationskoeffizienten wurden deshalb nur die Attenuationskoeffizienten aus der Hauptuntersuchung (vgl. Tabelle 4) herangezogen. Hier wurden nur Proben der Dicken 139 bis 282µm verwendet, die somit in einem engen Dickenbereich liegen, in dem oben genanntes Phänomen nicht so stark ins Gewicht fallen sollte.

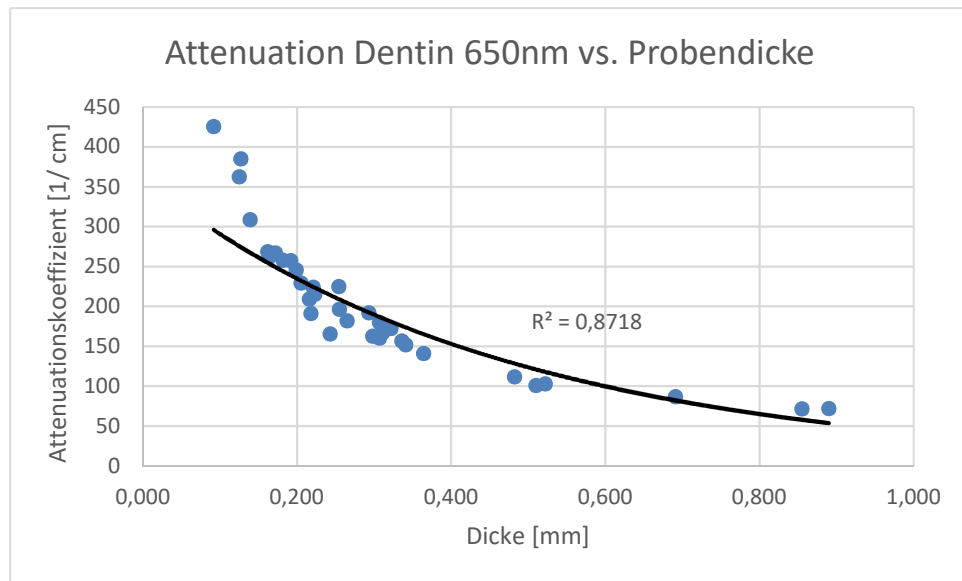


Abbildung 19: Attenuationskoeffizienten berechnet nach dem Lambert-Beer-Gesetz aufgetragen gegen die Probendicke.

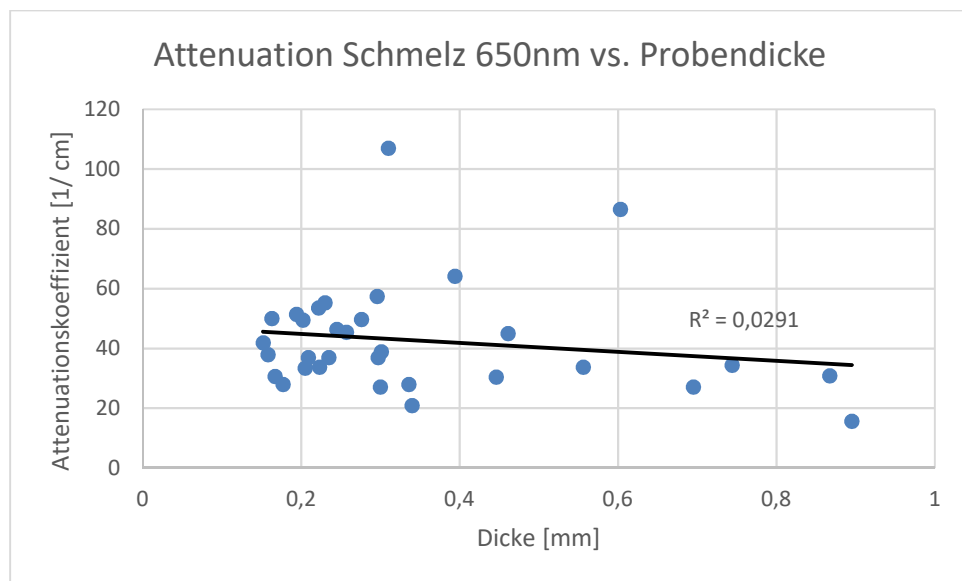


Abbildung 20: Attenuationskoeffizienten berechnet nach dem Lambert-Beer-Gesetz aufgetragen gegen die Probendicke.

5.2.4 Attenuationskoeffizienten bei Dentinproben mit unterschiedlicher räumlicher Anordnung

Die Dentinproben, in denen Dentin so positioniert worden war, dass es zum einen axial, zum anderen mesiodistal durchleuchtet wurde, sowie die Proben mit pulpanahem Dentin wurden vermessen und ausgewertet. Es wurden analog zu den nichtkariösen Proben der Hauptgruppe (vgl. Tabelle 4) Attenuationskoeffizienten errechnet (s. Tabelle 6). Es stellte sich dabei heraus, dass die räumliche Anordnung von Dentin in den Messungen keine Auswirkung auf die Größe der Attenuationskoeffizienten hat. Zumindest konnte anhand der Daten kein Hinweis auf eine starke Veränderung gefunden werden. Auch die Proben mit pulpanahem Dentin, die wie alle anderen nichtkariösen Dentinproben in bukkoraler Anordnung vermessen wurden und bei denen der Anteil an Dentinkanälchen aufgrund der Pulpanähe größer sein sollte als bei den restlichen Dentinproben, zeigten keine deutliche Veränderung der Lichtdurchlässigkeit. Somit scheint die Durchleuchtungsrichtung bei Dentin bezüglich der optischen Eigenschaften maximal eine untergeordnete Rolle zu spielen. Dasselbe gilt für pulpanahes Dentin.

Probe	Dicke [mm]	532nm	650nm	780nm
		Attenuation [1/ cm]	Attenuation [1/ cm]	Attenuation [1/ cm]
		D	D	D
P42A	0,177	297,9	274,2	219,7
P42S	0,177	322,6	275,6	268,6
P43A	0,142	280,2	260,3	219,0
P43S	0,222	249,2	217,9	216,4
P44A	0,177	314,3	278,8	283,5
P44S	0,206	234,5	208,5	207,8
MW. A		297,5	271,1	240,7
Stabw. A		17,1	9,6	37,0
MW. S		268,8	234,0	230,9
Stabw. S		47,2	36,3	32,9
Probe	Dicke [mm]	532nm	650nm	780nm
		Attenuation [1/ cm]	Attenuation [1/ cm]	Attenuation [1/ cm]
		D	D	D
P421P	0,18	327,2	281,5	292,8
P431P	0,244	243,9	205,2	216,2
MW. P		285,6	243,4	254,5
Stabw. P		58,9	54,0	54,2

Tabelle 6. Ergebnisse der Dentinproben unterschiedlicher räumlicher Anordnung sowie pulpanahes Dentin. A= Axiale Durchleuchtung. S= mesiodistale Durchleuchtung. P = pulpanah. MW= Mittelwert. Stabw.= Standardabweichung.

5.3 Resultate der Streulichtmessungen

Neben den Transmissionsmessungen wurden auch Streulichtmessungen durchgeführt und ausgewertet. Bei den Messungen wurde der Detektor in 5°-Schritten bis insgesamt 140° um die Probe herumbewegt, wobei die Probe durchgehend durchleuchtet und der Goniometerarm mit dem Detektor an jeder 5°-Position für zehn Sekunden anhielt. Während des gesamten Umlaufs wurden pro Sekunde Lichtleistungsmessdaten erhoben, die mit dem Programm R (Version 3.4.1) anschließend gefiltert wurden, sodass für jede Messposition ein Messwert bestimmt wurde. Diese Daten wurden dann in einem Graphen aufgetragen, der die Verteilung des Streulichts aufzeigt. Diese Untersuchungen wurden dabei für die kariösen und nonkariösen Zahnproben immer direkt im Anschluss an eine Transmissionsmessung mit der jeweiligen Diode durchgeführt. Dadurch wurden die Streulichtmessdaten an denselben Messpunkten wie bei den Transmissionsmessungen erhoben und sind somit eine Ergänzung zu den Transmissionsmessungen.

Die 0°-Position im Graphen entspricht hierbei der Grundposition des Detektors beziehungsweise des Goniometerarms, der den Detektor trägt. Hier befinden sich Detektor und Lichtquelle auf einer Achse. Im Zuge der Messung wurde der Detektor um die Probe herumbewegt. Bei der 90°-Position liegt somit ein rechter Winkel zwischen Detektor und Lichtquelle vor. Darüber hinaus wird der Winkel zwischen Detektor und Lichtquelle kleiner als 90°. Die 0°-Position entspricht somit der Position, bei der auch die Transmissionsmessungen durchgeführt wurden. Daher markiert sie den Bereich, an dem die meiste Lichtleistung zu finden ist, den Transmissionsbereich. Der Bereich zwischen der 0°-Position und der 90°-Position markiert den Bereich, in dem nach vorne gestreutes Licht zu finden ist, weshalb hier vom Vorwärtstreubereich gesprochen wird. Der Bereich von 90° bis 180° ist die Zone, in der zurückgestreutes und zurückreflektiertes Licht zu finden ist. Deshalb wird dieser Bereich hier Rückstreu- und Reflexionsbereich genannt. Zur Verhinderung von Kollisionen zwischen den Aufbauten der beiden Goniometerarme wurde die maximale Verschiebung von 140° festgelegt (vgl. Abbildung 21).

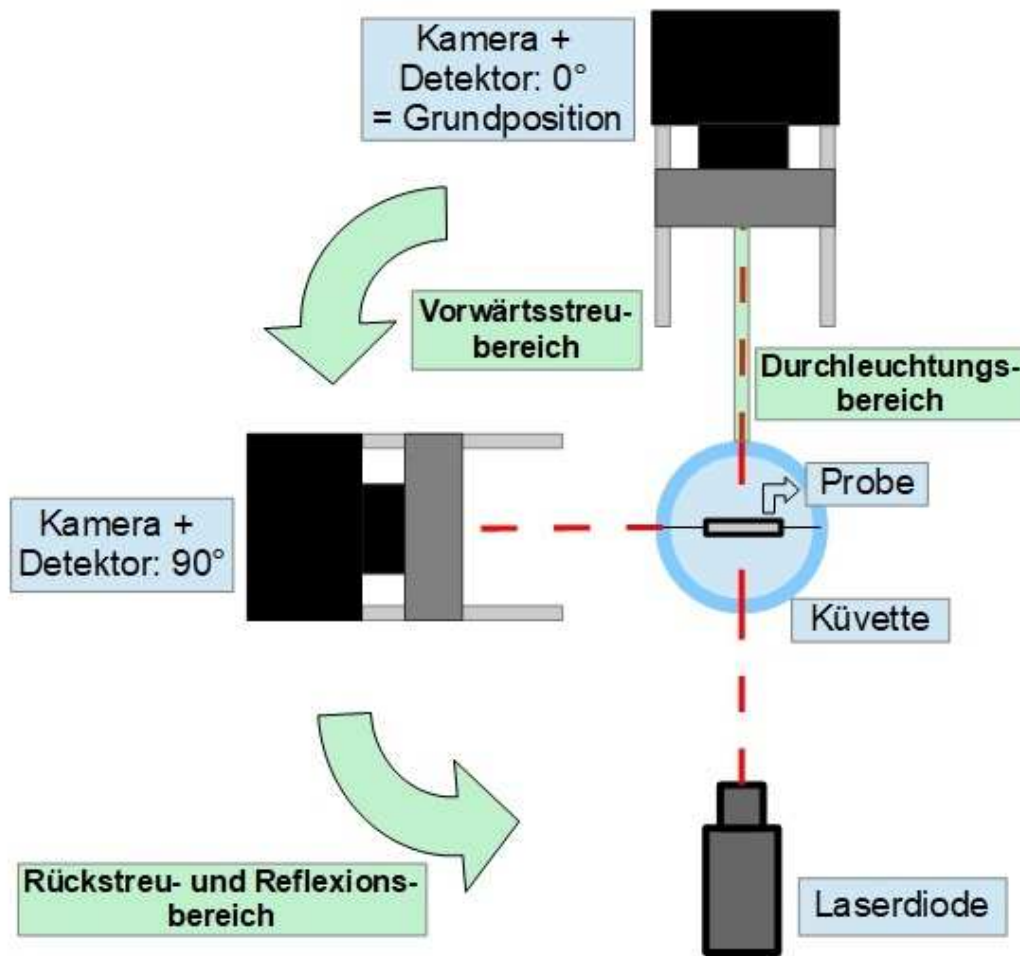


Abbildung 21: Versuchsschema und Bereiche. Die Grundposition des Kameraarmes und damit des Detektors ist 0° . Der Detektor und die Lichtquelle sind hier auf einer Achse. In dieser Position wurden die Transmissionsmessungen durchgeführt und sie entspricht derjenigen Position, an der die größte Lichtleistung zu messen ist. Der zugehörige Bereich ist der Transmissionsbereich. Von dieser Grundposition ausgehend wurde der Detektor in 5° -Schritten über den Vorwärtstreibereich, der zwischen der Grundposition und der 90° -Position des Detektors liegt, bis 140° und somit bis in den Rückstreu- und Reflexionsbereich verschoben, welcher sich von 90° bis 180° erstreckt.

5.3.1 Graphen zur Streulichtverteilung nonkariöser Zahnproben

Die Streulichtmessungen wurden für die Proben der Hauptgruppe (vgl. Tabelle 4) durchgeführt und ausgewertet. Dabei wurden zunächst die gemessenen Lichtleistungsdaten der verschiedenen Dioden für Schmelz und Dentin logarithmiert gegen die Messposition in je einem Graphen pro Probe aufgetragen. Die Werte wurden dabei auf einen Referenzwert, der dem Durchschnittsleerwert aus den Leerwertbestimmungen entspricht (vgl. Tabelle 3), skaliert, um die Unterschiede in der Ausgangsleistung der Dioden auszugleichen. Somit konnten zum einen Vergleiche gezogen werden bezüglich des Streuverhaltens der verschiedenen Lichtwellenlängen und zum anderen zwischen Schmelz und Dentin.

Abbildung 22 zeigt ein typisches Beispiel einer gemessenen Probe.

Auffällig an den Graphen ist, dass bei Schmelz im Transmissionsbereich deutlich mehr Licht gemessen wurde als bei Dentin. Somit bestätigen sich bereits hier die Ergebnisse der Transmissionsmessungen, die besagen, dass Schmelz deutlich lichtdurchlässiger ist als Dentin (vgl. 5.2.2). Dies gilt grundsätzlich für alle untersuchten Lichtwellenlängen. Der Unterschied zwischen Schmelz und Dentin beträgt dabei bis zu zwei Größenordnungen. Außerdem verlaufen die Dentinkurven deutlich flacher als die Schmelzkurven. Im Vorwärtsstreubereich der Dentinkurven ist deutlich mehr Lichtleistung gemessen worden als bei Schmelz. Dies deutet darauf hin, dass ein Großteil der Lichtleistung, die bei den Dentinkurven im Transmissionsbereich gegenüber Schmelz geringer ausfällt, im Vorwärtsstreubereich wiederzufinden ist. Im Rückstreu- und Reflexionsbereich sind dagegen kaum Unterschiede zwischen Schmelz und Dentin auszumachen. Bezüglich der verschiedenen Wellenlängen ist zu erkennen, dass auch hier die Unterschiede eher gering sind. Jedoch kann man sehen, dass Licht der Wellenlänge 780nm im Transmissionsbereich der Schmelzkurven leicht höher liegt als die beiden anderen Wellenlängen. 780nm hat somit im Schmelz die größte Durchdringung, 532nm dagegen die geringste. Licht der Wellenlänge 532nm fällt gegenüber den anderen beiden Wellenlängen ab.

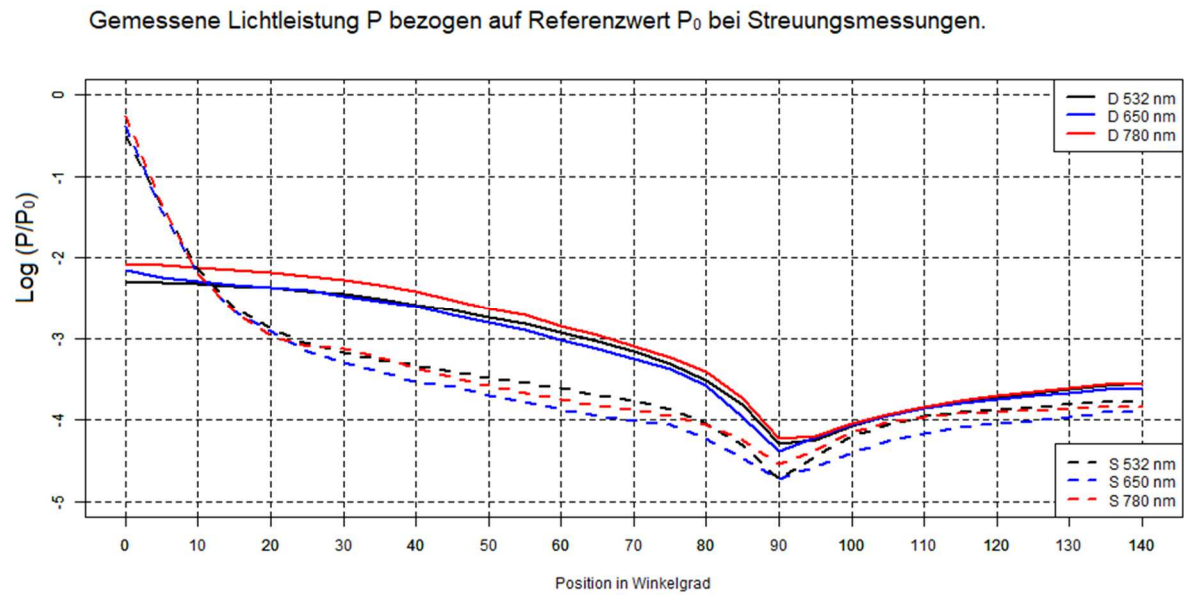


Abbildung 22: Streulichtmessung einer nonkariösen Probe (134) als Beispiel für die typische Streulichtverteilung für Schmelz und Dentin durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm. D= Dentin. S= Schmelz.

5.3.2 Graphen zur Streulichtverteilung kariöser Zahnproben

Auch bei den kariösen Proben wurden entsprechende Streulichtmessungen durchgeführt und ausgewertet. Auch hier wurden Graphen erstellt. Ein typisches Beispiel dafür zeigt Abbildung 23.

In dieser Abbildung ist deutlich zu erkennen, dass die kariösen Dentinkurven über den kariösen Schmelzkurven liegen und steiler verlaufen. Im Transmissionsbereich bei 0° liegen die Dentinkurven mehr als eine Größenordnung über denjenigen von kariösem Schmelz. Die Durchdringung von Licht aller gemessenen Wellenlängen scheint somit im kariösen Dentin besser zu sein als im kariösen Zahnschmelz. Im Vorwärtsstrebereich liegen die Schmelzkurven unterhalb der kariösen Dentinkurven, jedoch im Rückstreu- und Reflexionsbereich darüber. Somit scheint durch den kariösen Prozess im Zahnschmelz die rückwärtsgerichtete Streuung von Licht eine größere Rolle zu spielen als im kariösen Dentin. Bei den verschiedenen Wellenlängen ist zu bemerken, dass Licht der Wellenlänge 780nm kariösen Schmelz besser durchdringt als 650nm und 532nm, wobei 532nm die geringste Durchdringung hat.

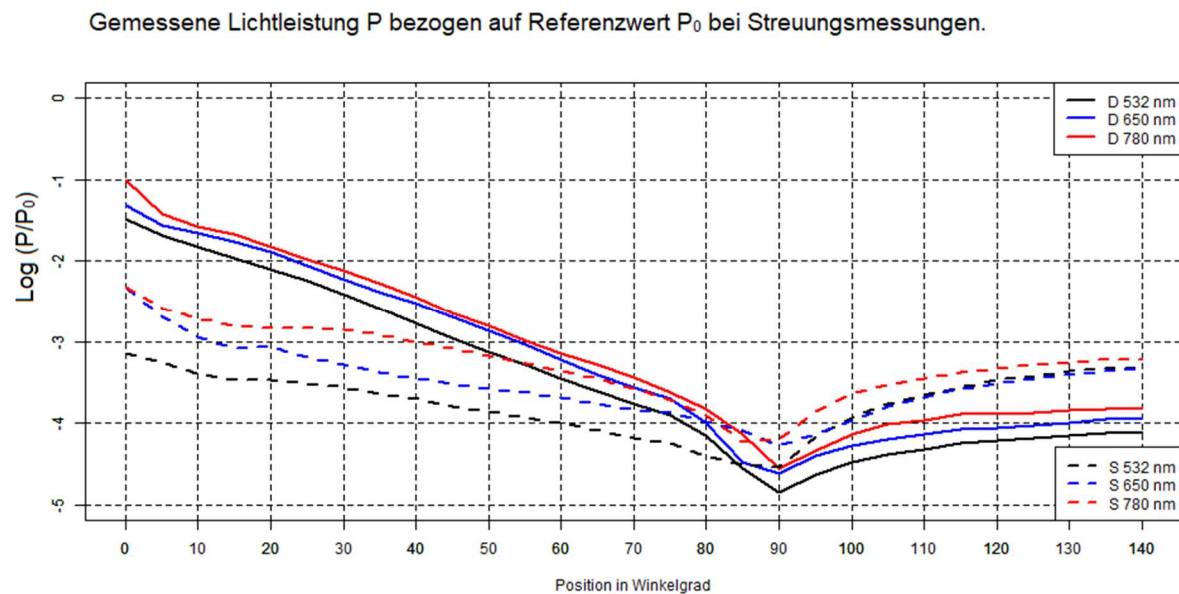


Abbildung 23: Streulichtmessung einer kariösen Probe (291) als Beispiel für die typische Streulichtverteilung für Schmelz und Dentin durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm. D= Dentin. S= Schmelz.

5.3.3 Vergleich der Streulichtverteilungsgraphen kariöser und nonkariöser Proben

Zum Vergleich der Änderung der Streulichtverteilung durch den kariösen Prozess in Schmelz und Dentin, wurden Graphen erstellt, bei denen die Streulichtverteilungskurven von zwei Proben ähnlicher Dicke verglichen werden. Eine Probe stammte dabei aus der Gruppe der nonkariösen Proben. Die zweite Probe aus der Gruppe der kariösen Proben. Beide Graphen finden sich in Abbildung 24 und Abbildung 25.

Beim kariösen Zahnschmelz ist in Abbildung 24 eindeutig zu sehen, dass die gemessene Lichtleistung im Transmissionsbereich gegenüber gesundem Zahnschmelz um bis zu circa zwei Größenordnungen abnimmt. Es kommt somit zu einer massiven Abschwächung des Lichts, das den kariösen Zahnschmelz durchdringt. Gleichzeitig steigt die detektierte Leistung im Rückstreu- und Reflexionsbereich an, sodass davon ausgegangen werden kann, dass durch den kariösen Prozess im Schmelz die Rückstreuung von Licht zunimmt. Im Vorwärtsstreubereich ähneln sich die Kurven. Die Kurven des kariösen Zahnschmelzes sind insgesamt deutlich flacher als diejenigen des gesunden Zahnschmelzes. Bezüglich der verschiedenen Wellenlängen ist anzumerken, dass Licht der Wellenlänge 780nm den gesunden und kariösen Schmelz am besten durchdringt. 532nm hat die geringste Durchdringung. Insgesamt scheint durch den kariösen Prozess im Schmelz eine starke Änderung der optischen Eigenschaften stattzufinden, da sich der Verlauf und die Charakteristik der gezeigten Kurven stark unterscheiden. Besonders im Bereich der Positionen 0° bis 20° und im Rückstreu- und Reflexionsbereich sind deutliche Unterschiede zu erkennen. Die Kurven deuten einen starken Verlust der Transmissionsfähigkeit und erhöhte Streuung von Licht an.

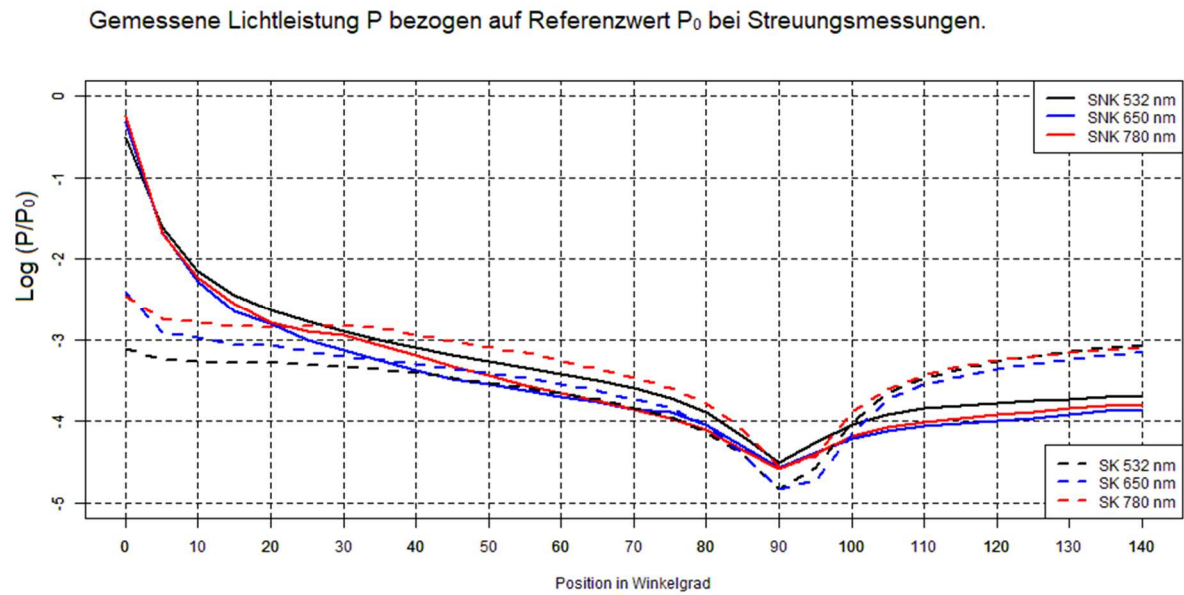


Abbildung 24: Streulichtverteilung zweier ähnlich dicker Proben (172 und 381) als Beispiel für kariösen und nonkariösen Zahnschmelz durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm. SNK= Schmelz nonkariös. SK= Schmelz kariös.

Beim Dentin in Abbildung 25 ist dagegen zu erkennen, dass kariöses Dentin leicht lichtdurchlässiger zu sein scheint als gesundes Dentin, da im Transmissionsbereich mehr Lichtleistung gemessen wurde. Im gesamten Kurvenverlauf sind aber insgesamt die Unterschiede gering. Im Grunde ändert sich der Verlauf der Kurven nicht. Hier scheint der kariöse Prozess keine so starken Änderungen der optischen Eigenschaften hervorzurufen wie im Zahnschmelz.

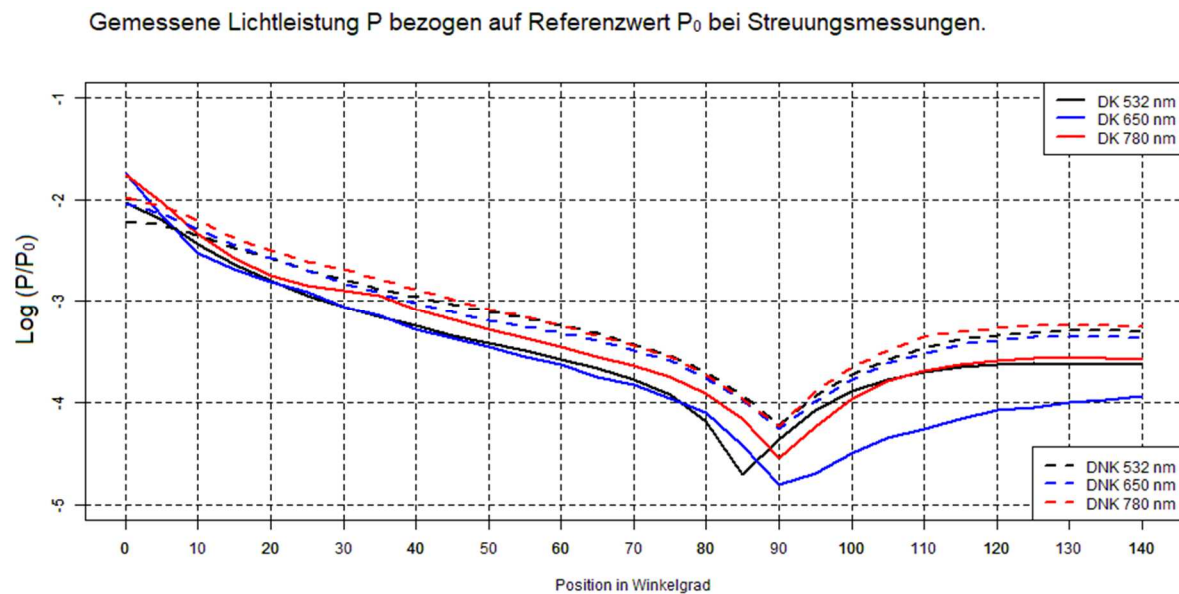


Abbildung 25: Streulichtverteilung zweier ähnlich dicker Proben (172 und 381) als Beispiel für kariöses und nonkariöses Dentin durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm. DNK= Dentin nonkariös. DK= Dentin kariös.

5.3.4 Gesamtschau der Streulichtverteilung

Nach Erstellung der Streulichtverteilungsgraphen wurden mithilfe der Messdaten, die für diese Graphen gewonnen worden waren, weitere Auswertungen durchgeführt. So wurde die an allen Messpositionen des Detektors gemessene Lichtleistung zur gemessenen Gesamtlichtleistung aufaddiert. Danach wurden die gemessenen Lichtleistungen in den drei Bereichen, Transmissionsbereich, Vorwärtsstreubereich und Rückstreu- und Reflexionsbereich, summiert und mit der gemessenen Gesamtlichtleistung ins Verhältnis gesetzt, um die Verteilung der gemessenen Lichtleistung in den drei Bereichen aufzuzeigen. Dies wurde sowohl für die kariösen, als auch für die nonkariösen Proben durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 und Tabelle 8 aufgeführt.

Es ist zu erkennen, dass bei den nichtkariösen Proben im Transmissionsbereich im Dentin weniger als die Hälfte der gemessenen Gesamtlichtleistung zu finden ist. Dies deutet klar auf die Eigenschaft von Dentin hin, Licht abzuschwächen, wogegen im Schmelz je nach Wellenlänge 96% und mehr zu finden sind. Im nonkariösen Dentin kann im Vorwärtsstreubereich ein Großteil der Lichtleistung detektiert werden, im Rückstreu- und Reflexionsbereich dagegen nur ein kleinerer Anteil. Dies bedeutet, dass im Dentin Licht stark nach vorne und weniger zurückgestreut wird. Schmelz dagegen lässt einen Großteil des Lichts hindurch. Diese Aussagen gelten für alle Lichtwellenlängen, wobei die Wellenlänge 780nm den Schmelz am besten durchdringt, 532nm dagegen am schlechtesten. Dentin wird ebenfalls von der Wellenlänge 532nm am schlechtesten durchdrungen, der Unterschied zwischen 650nm und 780nm ist geringer, wobei 650nm Dentin laut dieser Auswertung sogar leicht besser durchdringt als 780nm.

Bei den kariösen Proben kann man sehen, dass der Anteil der gemessenen Lichtleistung im Transmissionsbereich beim kariösen Dentin gegenüber dem nonkariösen Dentin leicht steigt. Kariöses Dentin scheint somit leicht lichtdurchlässiger zu sein als nonkariöses. Beim kariösen Schmelz ist genau das Gegenteil der Fall. Hier sinkt der Anteil der gemessenen Lichtleistung im Transmissionsbereich stark ab. Kariöser Schmelz ist für die Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm ähnlich lichtdurchlässig wie nonkariöses Dentin. Die Wellenlänge 780nm durchdringt dabei kariösen Schmelz am besten. Im Vorwärtsstreubereich von kariösem Schmelz findet sich ein Großteil der Gesamtlichtleistung. Das heißt, dass ein Teil des Lichts nach vorne gestreut wird. Jedoch ist ebenfalls zu bemerken, dass der Anteil im Rückstreu- und Reflexionsbereich ebenfalls sehr hoch ist. Sind es hier beim nonkariösen Schmelz je nach Lichtwellenlänge noch ungefähr 0,2 bis 0,5%, ist der Anteil der Gesamtlichtleistung im kariösen Schmelz bei 13,2 bis 26,1%. Kariöser Schmelz streut also auch einen großen Anteil an Licht zurück.

Probe	Transmissionsbereich (% von Licht ges.)						Vorwärtsstrebereich (% von Licht ges.)						Reflexions- und Rückstrebereich (% von Licht ges.)					
ohne Karies	Dentin			Schmelz			Dentin			Schmelz			Dentin			Schmelz		
	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm
P23	44,97%	50,76%	52,45%	96,74%	99,02%	99,05%	46,87%	41,86%	39,87%	3,01%	0,86%	0,83%	8,15%	7,38%	7,68%	0,25%	0,11%	0,11%
P33	66,41%	73,26%	75,26%	98,34%	98,96%	99,00%	24,70%	20,97%	19,99%	1,43%	0,91%	0,88%	8,89%	5,76%	4,75%	0,22%	0,13%	0,12%
P42	49,84%	56,75%	56,60%	97,54%	98,95%	98,55%	46,27%	39,82%	40,24%	2,20%	0,94%	1,33%	3,88%	3,43%	3,17%	0,25%	0,11%	0,13%
P53	26,48%	29,37%	27,17%	94,75%	97,40%	97,94%	57,62%	54,49%	60,14%	4,28%	2,16%	1,72%	15,90%	16,15%	12,69%	0,97%	0,44%	0,34%
P85	41,20%	47,96%	40,79%	98,18%	98,88%	98,93%	54,47%	48,33%	55,62%	1,58%	1,00%	0,92%	4,33%	3,71%	3,58%	0,24%	0,13%	0,15%
P97	28,04%	32,29%	28,89%	96,65%	97,97%	98,56%	68,15%	65,20%	68,19%	2,86%	1,74%	1,22%	3,81%	2,52%	2,93%	0,49%	0,29%	0,22%
P107	33,08%	35,74%	37,47%	94,21%	96,64%	97,87%	61,45%	60,09%	58,94%	5,03%	2,95%	1,87%	5,47%	4,17%	3,59%	0,77%	0,41%	0,27%
P125	42,93%	65,06%	46,90%	93,60%	98,52%	97,96%	55,29%	33,48%	52,01%	5,79%	1,31%	1,83%	1,78%	1,46%	1,09%	0,62%	0,17%	0,21%
P134	30,78%	36,70%	34,06%	97,47%	98,46%	98,64%	65,55%	59,99%	63,40%	2,21%	1,36%	1,18%	3,67%	3,31%	2,54%	0,32%	0,17%	0,18%
P141	38,77%	43,48%	44,50%	96,01%	97,65%	98,02%	53,06%	48,74%	48,81%	3,40%	2,05%	1,73%	8,17%	7,78%	6,69%	0,59%	0,30%	0,25%
P153	32,96%	39,22%	36,15%	96,43%	98,12%	98,04%	59,68%	54,03%	57,45%	3,03%	1,60%	1,66%	7,36%	6,75%	6,41%	0,54%	0,28%	0,29%
P162	38,86%	40,66%	48,19%	94,96%	96,67%	98,25%	59,41%	57,82%	50,59%	4,31%	2,85%	1,54%	1,73%	1,51%	1,21%	0,73%	0,48%	0,21%
P172	44,27%	53,08%	51,38%	95,81%	98,22%	98,14%	45,41%	38,66%	39,63%	3,78%	1,60%	1,68%	10,32%	8,26%	8,99%	0,42%	0,18%	0,18%
P183	40,58%	65,60%	52,00%	98,10%	98,74%	98,91%	52,79%	32,33%	43,79%	1,60%	1,08%	0,97%	6,64%	2,07%	4,21%	0,30%	0,18%	0,13%
P191	41,28%	36,56%	43,90%	95,38%	98,33%	98,42%	54,91%	60,82%	53,46%	4,21%	1,51%	1,37%	3,80%	2,62%	2,64%	0,41%	0,16%	0,22%
Durchschnitt	40,03%	47,10%	45,05%	96,28%	98,17%	98,42%	53,71%	47,78%	50,14%	3,25%	1,60%	1,38%	6,26%	5,12%	4,81%	0,48%	0,24%	0,20%
Standardabw.	9,86%	13,34%	12,13%	1,49%	0,78%	0,42%	10,39%	12,83%	12,08%	1,32%	0,66%	0,37%	3,72%	3,82%	3,16%	0,22%	0,12%	0,07%

Tabelle 7: Gesamtübersicht der gemessenen Lichtleistungsdaten pro Bereich im Verhältnis zur gemessenen Gesamtleistung. Teil 1: nonkariöse Zahnproben.

Probe	Transmissionsbereich (% von Licht ges.)						Vorwärtsstrebereich (% von Licht ges.)						Reflexions- und Rückstrebereich (% von Licht ges.)					
mit Karies	Dentin			Schmelz			Dentin			Schmelz			Dentin			Schmelz		
	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm
P252	48,01%	45,88%	56,31%	23,25%	41,35%	49,51%	50,91%	53,11%	42,89%	44,85%	42,38%	39,84%	1,08%	1,01%	0,80%	31,90%	16,28%	10,65%
P262	44,29%	52,96%	54,54%	60,53%	50,58%	86,12%	54,30%	45,60%	44,05%	26,95%	37,74%	11,66%	1,41%	1,44%	1,41%	12,53%	11,67%	2,22%
P281	56,56%	59,40%	69,85%	18,53%	15,15%	28,17%	41,57%	38,96%	28,58%	39,37%	58,06%	48,41%	1,87%	1,64%	1,58%	42,11%	26,79%	23,42%
P291	65,30%	62,83%	69,98%	23,56%	49,70%	37,13%	34,17%	36,65%	29,53%	35,11%	33,16%	46,34%	0,53%	0,53%	0,49%	41,33%	17,14%	16,54%
P321	55,29%	65,66%	72,95%	60,26%	44,46%	52,99%	40,07%	31,48%	24,57%	23,19%	37,95%	37,73%	4,64%	2,86%	2,48%	16,55%	17,59%	9,28%
P351	43,64%	46,27%	45,15%	20,49%	40,85%	39,14%	54,88%	52,95%	53,57%	41,97%	40,09%	45,32%	1,48%	0,78%	1,28%	37,54%	19,06%	15,54%
P381	63,47%	74,40%	69,28%	17,10%	37,82%	28,52%	30,08%	23,68%	26,12%	40,77%	38,84%	52,47%	6,46%	1,92%	4,60%	42,13%	23,34%	19,01%
P201				78,34%	71,44%	69,15%				18,38%	24,91%	26,38%				3,28%	3,66%	4,46%
P241				57,06%	54,55%	40,87%				29,14%	34,94%	45,33%				13,80%	10,50%	13,81%
P271				55,27%	43,66%	39,83%				25,04%	39,16%	42,90%				19,70%	17,18%	17,28%
P231	49,25%	56,69%	53,12%				47,35%	39,22%	43,72%				3,40%	4,09%	3,16%			
P272	79,58%	85,49%	82,41%				19,01%	13,23%	15,99%				1,41%	1,28%	1,60%			
P371	59,92%	61,95%	70,73%				37,66%	36,95%	27,37%				2,43%	1,10%	1,90%			
Durchschnitt	56,53%	61,15%	64,43%	41,44%	44,96%	47,14%	41,00%	37,18%	33,64%	32,48%	38,72%	39,64%	2,47%	1,66%	1,93%	26,09%	16,32%	13,22%
Standardabw.	11,11%	12,19%	11,46%	22,91%	14,21%	18,28%	11,40%	12,34%	11,67%	9,12%	8,35%	12,13%	1,85%	1,07%	1,21%	14,52%	6,54%	6,59%

Tabelle 8: Gesamtübersicht der gemessenen Lichtleistungsdaten pro Bereich im Verhältnis zur gemessenen Gesamtleistung. Teil 2: kariöse Zahnproben.

Probe	Licht gesamt in % des Referenzwerts					
ohne Karies	Dentin			Schmelz		
	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm
P23	4,06%	4,36%	5,06%	47,64%	64,17%	79,52%
P33	2,82%	3,05%	3,59%	50,36%	58,58%	72,89%
P42	5,11%	5,15%	6,32%	48,10%	65,56%	64,54%
P53	3,23%	3,10%	4,89%	24,83%	35,63%	51,74%
P85	5,78%	5,63%	8,97%	47,26%	54,91%	69,63%
P97	6,05%	6,64%	8,86%	33,32%	40,49%	64,36%
P107	4,52%	5,08%	7,08%	26,23%	37,00%	51,27%
P125	6,63%	5,81%	10,39%	24,40%	49,86%	61,39%
P134	4,76%	4,88%	7,10%	37,00%	47,00%	61,98%
P141	4,57%	4,96%	7,20%	27,03%	36,81%	48,05%
P153	4,78%	5,10%	6,72%	31,56%	39,03%	52,02%
P162	11,67%	12,53%	18,49%	27,03%	31,35%	56,05%
P172	3,66%	4,05%	4,94%	35,96%	51,71%	60,64%
P183	4,05%	4,88%	5,23%	42,06%	47,89%	64,68%
P191	3,88%	5,58%	5,89%	33,68%	55,31%	66,07%
Durchschnitt	5,04%	5,39%	7,38%	35,76%	47,69%	61,66%
Standardabw.	2,10%	2,19%	3,56%	9,26%	10,73%	8,74%

Probe	Licht gesamt in % des Referenzwerts					
mit Karies	Dentin			Schmelz		
	532nm	650nm	780nm	532nm	650nm	780nm
P252	14,43%	16,61%	23,94%	1,24%	2,05%	3,56%
P262	7,13%	10,82%	13,64%	2,95%	2,62%	13,60%
P281	3,21%	4,80%	7,52%	0,88%	1,14%	2,25%
P291	10,41%	15,65%	23,62%	0,71%	1,60%	2,51%
P321	4,81%	7,50%	10,31%	2,55%	2,21%	3,99%
P351	6,02%	10,78%	10,55%	1,20%	1,85%	2,42%
P381	3,06%	3,73%	4,59%	1,10%	1,61%	2,43%
P201				4,43%	3,95%	6,05%
P241				1,27%	2,08%	2,90%
P271				2,11%	2,10%	2,92%
P231	2,17%	2,30%	3,99%			
P272	5,89%	6,10%	8,86%			
P371	1,39%	4,04%	6,03%			
Durchschnitt	5,85%	8,23%	11,31%	1,84%	2,12%	4,26%
Standardabw.	4,02%	5,04%	7,19%	1,17%	0,76%	3,47%

Tabelle 9: Gesamtübersicht der gemessenen Lichtleistungsdaten in Bezug auf den Durchschnittsleerwert (s. Tabelle 3) als Referenzwert.

5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Insgesamt können anhand der ermittelten Messdaten und Auswertungen klare Aussagen über die optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin getroffen werden:

1. Nonkariöses Dentin weist eine klare Streuungscharakteristik auf. Im Dentin wird dabei der allergrößte Anteil des Streulichts nach vorne gestreut. Gesunder Schmelz dagegen schwächt Licht viel weniger stark ab als Dentin.
2. Nonkariöser Schmelz wird von Licht der Wellenlänge 780nm besser durchdrungen als von Licht geringerer Wellenlänge. Im Dentin ist diese Tendenz bei den Attenuationskoeffizienten auch vorhanden, jedoch relativ gesehen schwächer ausgeprägt als im Schmelz. Dentin schwächt somit Licht jeglicher Wellenlänge sehr stark ab. Im Schmelz ist ein klarer Zusammenhang zwischen schwächerer Streuung und höherer Lichtwellenlänge zu erkennen.
3. Kariöser Zahnschmelz schwächt Licht deutlich stärker ab als nonkariöser. Kariöser Schmelz ist sogar leicht weniger lichtdurchlässig als gesundes Dentin. Beim kariösen Schmelz wird neben einem Anteil an vorwärtsgerichteter Streuung auch ein großer Anteil an Licht zurückgestreut.
4. Kariöses Dentin zeigte sich dagegen leicht lichtdurchlässiger als gesundes Dentin. Der Unterschied in den optischen Eigenschaften zwischen gesundem und kariös verändertem Dentin ist dabei aber deutlich geringer als zwischen kariösem Schmelz und gesundem Schmelz.
5. Die Wellenlänge 780nm bietet den größten Unterschied zwischen kariösem und nonkariösem Schmelz im Vergleich mit den anderen beiden getesteten Wellenlängen.
6. Sowohl pulpanahes als auch axial oder mesiodistal durchleuchtetes Dentin zeigen ähnliche optische Grundeigenschaften wie bukkoooral durchleuchtetes Dentin.
7. Ein allgemeiner Attenuationskoeffizient über verschiedene Probendicken konnte mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes nicht errechnet werden. Vor allem im Dentin nimmt der Attenuationskoeffizient mit steigender Probendicke relativ ab. Bei Zahnschmelz ist dies weniger ausgeprägt, sodass hier das Lambert-Beer-Gesetz besser zutrifft als im Dentin.

Die Grundhypothesen (vgl. 3) haben sich somit in weiten Teilen erfüllt (vgl. Tabelle 10). Es konnte gezeigt werden, dass Dentin Licht deutlich stärker abschwächt als Zahnschmelz, wobei vor allem die Lichtstreuung der Grund für die Abschwächung des Lichts zu sein scheint. Auch konnte gezeigt werden, dass Licht höherer Wellenlänge Zahnhartsubstanz besser durchdringt als Licht geringerer Wellenlänge. Dies bestätigt sich insbesondere für den Schmelz. Dentin schwächt Licht jeder Wellenlänge stark ab. Auch die deutliche Transluzenzminderung von kariösem Schmelz im Gegensatz zu gesundem Schmelz konnte nachgewiesen werden. Überraschend war jedoch, dass kariöses Dentin aufgrund der vorliegenden Daten leicht lichtdurchlässiger ist als gesundes Dentin. Hier war analog zum Zahnschmelz eine weitere Transluzenzminderung erwartet worden. Aufgrund dessen, dass kein über alle Dicken konstanter Attenuationskoeffizient ermittelt werden konnte, wurden alle Aussagen auf einen kleinen Bereich an Probendicken (vgl. Tabelle 4) gestützt.

Resultat	Erwartung aus Literatur erfüllt (vgl. 2.2.2 und 3)?
1. Gesundes Dentin streut Licht stärker als gesunder Schmelz. Die Streuung ist vorwärtsgerichtet.	Ja.
2. Licht höherer Wellenlänge durchdringt gesunden Schmelz besser als Licht geringerer Wellenlänge. Dentin streut auch Licht höherer Wellenlänge stark.	Ja.
3. Kariöser Schmelz streut Licht deutlich stärker als gesunder Schmelz.	Ja. Bemerkenswert: Hoher Anteil an Rückstreuung im kariösen Schmelz.
4. Kariöses Dentin zeigte sich leicht lichtdurchlässiger als gesundes Dentin.	Nein. Schwierige Unterscheidbarkeit zwischen kariösem zu nonkariösem Dentin: Ja [Kühnisch et al., 2016].
5. Licht des Nahen Infrarotbereichs zeigt einen höheren Kontrast zwischen gesundem und kariös verändertem Schmelz als Licht des sichtbaren Spektrums.	Ja.
6. Pulpanähe sowie die Durchleuchtung von Dentinproben aus verschiedenen Richtungen zeigten keinen Einfluss auf die optischen Eigenschaften von Dentin.	Nein.
7. Ein allgemeingültiger Attenuationskoeffizient konnte nicht mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes für Zahnproben verschiedener Dicken errechnet werden.	Nein.

Tabelle 10: Vergleich der Resultate mit der Literatur.

6 Diskussion

Aus den Messergebnissen (s. Abschnitt 5) können Rückschlüsse auf die optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin gezogen werden. Da die Ergebnisse mithilfe eines experimentellen Ansatzes gewonnen wurden, müssen sie entsprechend wissenschaftlich hinterfragt und eingeordnet werden.

6.1 Validierung der Messergebnisse

Zur Sicherstellung der Korrektheit der Messresultate waren vor den eigentlichen Probenmessungen Validierungsmessungen mit dem Ziel der Verifizierung der Korrektheit der Daten durchgeführt worden. Dazu wurden verschiedene Szenarien getestet, die Einfluss auf die Messdaten haben können. So wurde zunächst die Diodenleistung über einen dreißigminütigen Zeitraum getestet. Die Reproduzierbarkeit der Messungen wurde geprüft, das Vorkommen von Lichtstreuung, die durch das Messsystem hervorgerufen wird, sowie der Einfluss durch externe Lichtquellen. Insgesamt wurde festgestellt, dass von einer sehr geringen Beeinflussung der Messdaten ausgegangen werden kann. So konnte eine konstante Diodenleistung nachgewiesen werden sowie eine sehr geringe durch das Messsystem hervorgerufene Lichtstreuung. Auch ein zu vernachlässigender externer Lichteinfluss lässt auf valide Messdaten schließen. Die größte Beeinflussung der Messergebnisse wurde durch den Umstand hervorgerufen, dass die Dioden nach den jeweiligen Messungen ausgetauscht werden mussten, indem sie aus dem XY-Translator ausgeschraubt wurden und der XY-Translator verstellt wurde. Diese Verstellung fand einerseits beim Übergang von den Dentin- zu den Schmelzmessungen statt. Zum anderen wurden die Dioden jeweils horizontal verschoben, um die Kongruenz der Lichtquellen zueinander herzustellen. Der Grad der nötigen Verschiebung war mithilfe einer zuvor im Rahmen der Justierung und Kalibrierung festgelegten Zentralposition der jeweiligen Dioden bestimmt worden. Die Messwerte der Repositionierungsmessungen, bei denen das gesamte System bestehend aus XY-Translator, Probenhalter, Küvette und Probe jeweils zwischen den Messungen verändert wurde, zeigten eine Standardabweichung von unter 10%. Die Einzelmessungen per se hatten eine noch höhere Genauigkeit. Hier befanden sich die Abweichungen jeweils im Promillebereich. Somit kann insgesamt von einer vernachlässigbaren messtechnischen Beeinflussung der Messergebnisse und von einer entsprechend hohen Genauigkeit der Daten ausgegangen werden, wenngleich andere Lösungen für die Messung mit Licht unterschiedlicher Wellenlängen existiert hätten. So haben zum Beispiel Jones et al. [2002] beim Vergleich der Attenuation von Licht der Wellenlängen 1310nm und 1550nm durch gesunden Schmelz ein System benutzt, bei dem eine optische Faser in den Versuchsaufbau so integriert wurde, dass ein Ende fest fixiert wurde und das Licht über ein Linsensystem auf die Probe fokussiert werden konnte. Das andere Ende der Faser konnte zwischen den Dioden ausgetauscht werden. Dieses Vorgehen hätte den Vorteil gehabt, dass mit höherer Sicherheit dieselbe Stelle in der Probe getroffen wird und die

Fokussierung immer gleich ist. Die Dioden, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendet wurden, verfügten je über ein eigenes Fokussierungssystem und wurden jeweils auf die spätere Probenposition fokussiert. Dieses System ist somit theoretisch ungenauer als das von Jones et al. beschriebene System. Ein Vergleich der errechneten Attenuationskoeffizienten der Proben der Hauptuntersuchung (vgl. Tabelle 4) mit Literaturwerten verdeutlicht jedoch, dass das in der vorliegenden Arbeit verwendete Messsystem nichtsdestotrotz valide ist. So geben Fried et al. [1995] bei der Ermittlung ihrer Attenuationskoeffizienten für gesunden Schmelz und gesundes Dentin eine Standardabweichung von circa 30% an, was sie auf Unterschiede in den Proben zurückführen. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit ermittelten Attenuationskoeffizienten für gesunden Schmelz und Dentin haben eine Standardabweichung von durchschnittlich 17,19% und für kariösen Schmelz und Dentin von durchschnittlich 22,46%, wobei die Daten für gesunde Zahnhartsubstanz in derselben Größenordnung liegen wie die Daten von Fried et al. und sich von den genannten Literaturwerten nur gering unterscheiden (vgl. Tabelle 11).

Somit scheinen die ermittelten Daten sehr valide zu sein. Ein größerer messtechnischer Einfluss kann ausgeschlossen werden. Der Vergleich mit der Literatur zeigt, dass das hier verwendete System sogar genauere Daten liefert als in vergleichbaren Arbeiten verwendete Messvorrichtungen. Somit können die gewonnenen Messwerte und Daten als valide betrachtet werden und mithilfe dieser Daten Rückschlüsse auf die optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin gezogen werden.

6.2 Anwendbarkeit des Lambert-Beer-Gesetzes

Bei den Messungen wurde beobachtet, dass die mit dem Lambert-Beer-Gesetz errechneten Attenuationskoeffizienten mit zunehmender Probendicke abfielen, was insbesondere bei den Dentinproben auffällig war. Die gemessene absolute Lichtleistung nahm zwar mit steigender Dicke ab, jedoch ergab die Berechnung der Attenuationskoeffizienten, dass im Verhältnis zur Probendicke mehr Licht das Zahnmaterial durchdrang als vom Lambert-Beer-Gesetz vorhergesagt. Ein über alle Dicken konstanter Attenuationskoeffizient für Schmelz und Dentin wurde jedoch von verschiedenen Autoren postuliert und zum Vergleich der verschiedenen Zahnhartsubstanzen und Lichtwellenlängen herangezogen. So haben zum Beispiel Fried et. al. [1995] vor Durchführung ihrer Monte-Carlo-Simulationen zur Streulichtverteilung Transmissionsmessungen durchgeführt und Attenuationskoeffizienten mithilfe des Lambert-Beer-Gesetzes für die Wellenlängen 543nm, 632nm und 1050nm für Schmelzproben verschiedener Dicken errechnet. Jones et al. [2002] haben Attenuationskoeffizienten für Schmelzproben unterschiedlicher Dicke für die Wellenlängen 1310 und 1550nm errechnet und Chan et al. [2014] haben dies für Dentinproben unterschiedlicher Dicke für die Wellenlängen von 1300 bis 1650nm getan. Die Hauptargumentation von Chan et al. für die Existenz eines konstanten Attenuationskoeffizienten nach dem Lambert-Beer-Gesetz bestand dabei darin, dass sie die mit Licht der Wellenlänge 1300nm gemessenen Transmissionsgrade bei Durchleuchtung der verwendeten Proben logarithmiert gegen die Probendicken auftrugen und einen Lambert-Beer-Graphen aus den Daten für Proben der Dicken 0,05 bis 0,6mm erzeugten. Für den von Chan et al. gezeigten Graphen lässt sich Folgendes ableiten:

Durch Umformung des Lambert – Beer – Gesetzes:

$$I(d) = I_0 * e^{-\mu d}$$

folgt:

$$\mu = -\frac{\ln\left(\frac{I(d)}{I_0}\right)}{d} = \text{Attenuationskoeffizient}$$

Für den Lambert – Beer – Graphen gilt:

$$\ln\left(\frac{I(d)}{I_0}\right) = -\mu * d$$

Somit folgt:

$-\mu$ = Steigung der Geraden, wenn sich lineare Beziehung zwischen $\ln\left(\frac{I}{I_0}\right)$ und d erfüllt.

Anhand des gezeigten Graphen und mithilfe einer linearen Ausgleichsgeraden argumentierten Chan et al., dass ein über alle gemessenen Dicken konstanter Attenuationskoeffizient bestehe, da der Attenuationskoeffizient als Steigung der linearen Ausgleichsgeraden in diesem Graphen fungiere. Da bei linearen Beziehungen die Steigung der Ausgleichsgeraden konstant ist, müsse folglich auch ein Attenuationskoeffizient über alle gemessenen Dicken konstant sein. Chan et al. gaben dabei ein Bestimmtheitsmaß für die Ausgleichsgerade von 0,34 an. Da diese Argumentation mathematisch korrekt ist, wurden in der vorliegenden Arbeit ebenfalls entsprechende Lambert-Beer-Graphen für gesunden Schmelz und Dentin mit den Daten für 650nm erzeugt (vgl. Tabelle 4 und Tabelle 5). Diese sind in Abbildung 26 und Abbildung 27 zu sehen.

Da in den Graphen, die aus den Messwerten für 650nm aus der vorliegenden Arbeit erzeugt wurden, zu sehen ist, dass die Steigung auch hier konstant ist, müsste deshalb auch hier gefolgert werden, dass es einen über alle Probendicken konstanten Attenuationskoeffizienten gibt. Das Bestimmtheitsmaß für den Lambert-Beer-Graphen für Dentin ist hierbei mit 0,66 höher als dasjenige von Chan et al mit 0,34. Auch das Bestimmtheitsmaß für den Graphen für Zahnschmelz liegt mit 0,32 im Bereich des Bestimmtheitsmaßes von Chan et al. Jedoch widerspricht dies den weiteren Beobachtungen, dass die errechneten Attenuationskoeffizienten besonders im Dentin mit steigender Probendicke abnahmen, was Abbildung 19 und Abbildung 20 zeigen. In diesen Abbildungen wurden die errechneten Attenuationskoeffizienten gegen die Probendicken aufgetragen. Wäre der Attenuationskoeffizient konstant, müsste eine konstante Funktion zu sehen sein. Dies ist aber insbesondere beim Dentin nicht der Fall. Die Kurve fällt exponentiell ab. Mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,87 für die exponentielle Funktion liegt dieses dabei deutlich über dem Bestimmtheitsmaß, das Chan et al. für ihren Lambert-Beer-Graphen angeben. Beim Schmelz dagegen ist dieser Trend nicht eindeutig zu erkennen. Hier ist eine lineare Ausgleichsgerade gezeigt, die bei größeren Dicken nur leicht abfällt. Das Bestimmtheitsmaß beträgt hier jedoch nur 0,03.

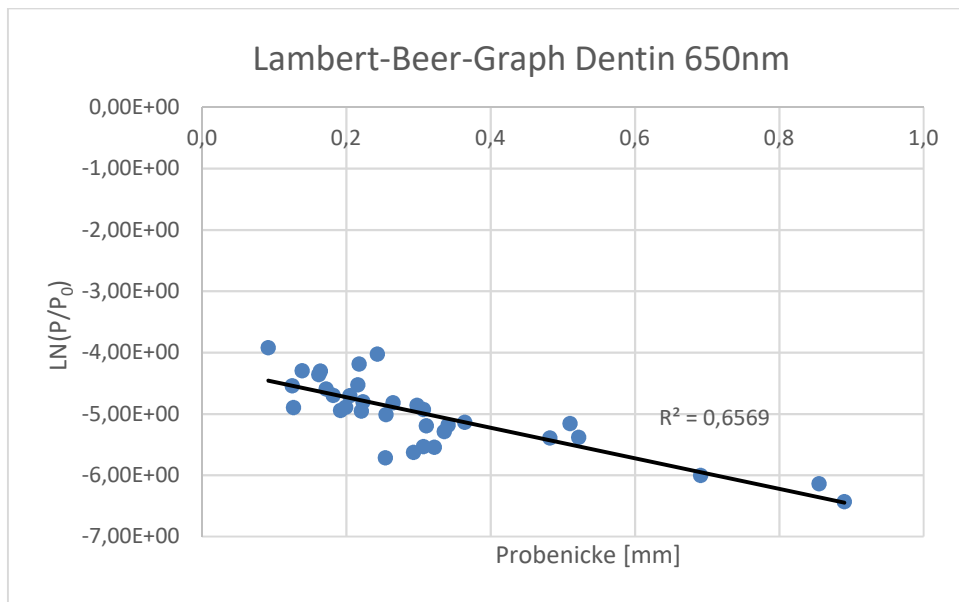


Abbildung 26: Lambert-Beer-Graph Dentin 650nm. Einbezogen wurden alle Messwerte, die für die Wellenlänge 650nm für gesundes Dentin gewonnen wurden.

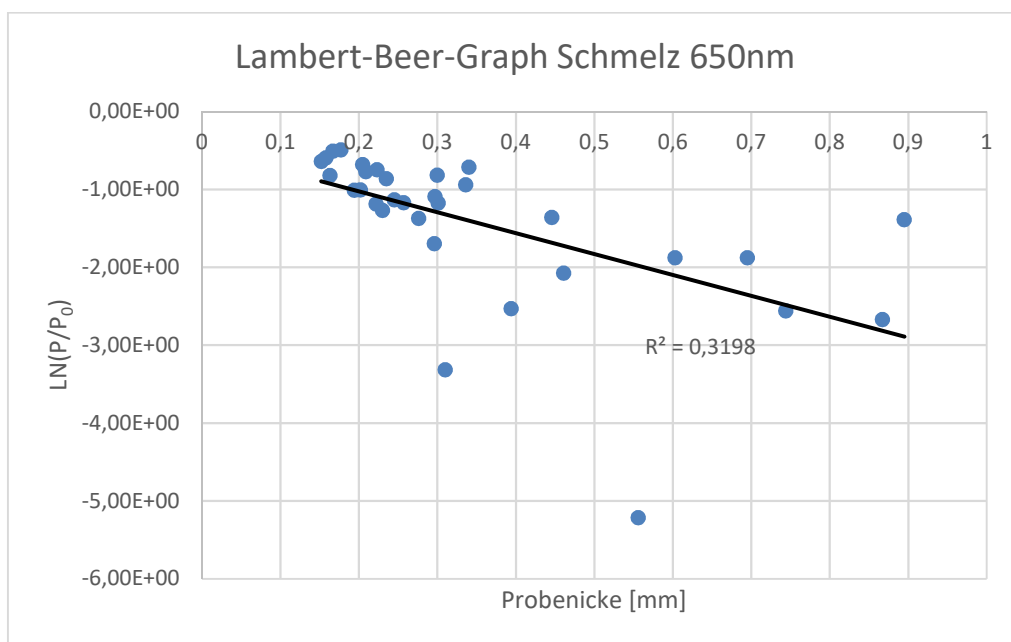


Abbildung 27: Lambert-Beer-Graph Schmelz 650nm. Einbezogen wurden alle Messwerte, die für die Wellenlänge 650nm für gesunden Schmelz gewonnen wurden.

Die Messdaten der vorliegenden Arbeit sind dabei grundsätzlich valide, was die Auswertung der Validierungsmessungen sowie ein Vergleich der errechneten Attenuationskoeffizienten der Hauptuntersuchung mit Attenuationskoeffizienten von Fried et al. [1995] gezeigt hat (vgl. 5.1, 6.1 und 6.3). Auch ein Einfluss von Oberflächenstreuung und -reflexion auf die Messdaten der vorliegenden Arbeit kann ausgeschlossen werden. Chan et al. führten in ihrer Argumentation an, dass mithilfe der Lambert-Beer-Graphen auch gezeigt werden könne, dass ein größerer Einfluss von Streuung durch die Probenoberfläche ausgeschlossen werden kann. Sie argumentierten, dass bei großem Einfluss von Oberflächenstreuung im Lambert-Beer-Graphen eine über die Dicke beinahe konstante Funktion der Extinktion zu sehen wäre, da Oberflächenstreuung unabhängig von der Probendicke sei. Dies ist korrekt, denn eine konstante Funktion im Lambert-Beer-Graphen würde bedeuten, dass über alle Dicken eine gleichbleibende Abschwächung des Lichts stattfinden würde und somit die Probe selbst kaum Einfluss auf die Abschwächung des Lichts hätte. Da dies weder bei Chan et al. noch hier der Fall ist, ist anzunehmen, dass Oberflächenstreuung bei beiden Arbeiten eine untergeordnete Rolle spielt und die Probe selbst den Hauptfaktor zur Abschwächung des Lichts darstellt. Ebenso ist in der hier vorliegenden Arbeit zu erkennen, dass klare Unterschiede zwischen den verschiedenen untersuchten Zahnmaterialien Schmelz und Dentin aufgezeigt werden konnten. Auch dies ist ein Anhaltspunkt dafür, dass bei den Messergebnissen der vorliegenden Arbeit Oberflächenstreuung eine untergeordnete Rolle spielt und die hier diskutierten Resultate durch die Eigenschaften der unterschiedlichen Zahnmaterialien hervorgerufen wurden. Messtechnische Unterschiede zwischen Chan et al. und der hier vorliegenden Arbeit könnten zwar grundsätzlich eine Rolle spielen, jedoch sind die Transmissionsmessungen der vorliegenden Arbeit mit denen von Chan et al. vergleichbar. Im Rahmen beider Arbeiten wurden die aus den Transmissionsmessungen gewonnenen Daten nach dem Lambert-Beer-Gesetz mit der Probendicke ins Verhältnis gebracht. Die Proben wurden dabei bei beiden Arbeiten in Wasser getaucht, um Indexmatching zu betreiben. Der Versuchsaufbau war somit grundsätzlich vergleichbar, wenngleich Chan et al. andere Lichtwellenlängen untersuchten. Weitere Aussagen von Chan et al. deuten ebenfalls darauf hin, dass die Vorgehensweise und die Ergebnisse grundsätzlich vergleichbar sind. So kommen sie in ihrer Arbeit zum Beispiel zum Schluss, dass Dentin Licht um den Faktor einer Größenordnung stärker abschwächt als Schmelz. Auch eine verminderte Abschwächung von Licht höherer Wellenlänge im Vergleich zu geringeren Wellenlängen konnten sie feststellen. Beides ist mit den Resultaten der vorliegenden Arbeit vereinbar.

Die Anwendbarkeit Lambert-Beer-Gesetzes für die Charakterisierung der optischen Eigenschaften von Zahnproben muss kritisch hinterfragt werden. Das Lambert-Beer-Gesetz wurde nicht für die Beschreibung optischer Phänomene biologischer Materialien entwickelt, sondern beschreibt ursprünglich per definitionem die Abschwächung der Lichtintensität bei Durchtritt von Licht durch ein Medium mit einer darin gelösten absorbierenden und/oder streuenden Substanz. Das Lösungsmedium selbst darf dabei keinen Einfluss auf die untersuchte Substanz nehmen. Der gelöste

Stoff, der im Medium homogen verteilt sein muss, darf nur in geringer Konzentration vorliegen, da Effekte wie Mehrfachstreuung durch das Gesetz nicht berücksichtigt werden, die vermehrt bei höheren Partikelkonzentrationen auftreten [Kunze et al., 2009, Otto, 2011, Skoog et al., 2013]. Zijp und Ten Bosch [1991] haben ihrer Arbeit zur Untersuchung der optischen Eigenschaften von Dentin beispielsweise nur sehr dünne Proben im Bereich von 10 bis 20 μm verwendet, da sie den Einfluss der Mehrfachstreuung auf ihre Messergebnisse minimieren wollten. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit sowie von anderen Autoren, wie beispielsweise Chan et al. [2014] und Fried et al. [1995], verwendeten Proben waren deutlich dicker. Ein Einfluss von Mehrfachstreuung kann deshalb nicht ausgeschlossen werden. Die Graphen in Abbildung 19 und Abbildung 20 zeigen, dass vor allem im Dentin die Anwendbarkeit des Lambert-Beer-Gesetzes hinterfragt werden muss, da hier die errechneten Attenuationskoeffizienten klar abfallen. Gesunder Schmelz ist, wie die Messresultate ebenfalls verdeutlichen (vgl. 5), grundsätzlich transluzent. Dentin dagegen streut Licht sehr stark. Dickere Dentinproben lassen, laut dem gezeigten Graphen in Abbildung 19, im Verhältnis zu ihrer Dicke mehr Licht hindurch. Bei Schmelz, der eine andere biologische Struktur besitzt und Licht weit weniger stark streut, ist der Effekt dagegen weniger deutlich zu sehen. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass im Dentin vermehrt Mehrfachstreueffekte die Messungen beeinflussen, wobei diese Effekte relativ zur Probendicke zuzunehmen scheinen. Der Einfluss von Mehrfachstreuung könnte also eine Erklärung für dieses Phänomen sein, jedoch kann eine abschließende Klärung nur durch weitergehende Untersuchungen erfolgen. Bei weiteren Untersuchungen von Dentin sollten dabei Methoden und Modelle herangezogen werden, die den Effekt der Mehrfachstreuung berücksichtigen. Das Lambert-Beer-Gesetz zur Beschreibung der Attenuation von Licht bei Durchleuchtung von Zahnhartsubstanz kann somit nur als Näherung betrachtet werden und es können mehr qualitative denn quantitative Aussagen getroffen werden. Trotz dessen wurde das Lambert-Beer-Gesetz auch in der vorliegenden Arbeit zur Beschreibung der optischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin herangezogen, um Vergleiche zu den Daten anderer Autoren zu ziehen und die verschiedenen Gruppen an Zahnhartsubstanz gegenüberstellen zu können. Dabei wurden alle Aussagen auf Proben, die bezüglich ihrer Dicke ausschließlich in einem Bereich von 139 bis 282 μm lagen, gestützt (vgl. Tabelle 4), um einen Einfluss von Mehrfachstreuung möglichst gering zu halten und so valide Aussagen treffen zu können. Auch bei den Streulichtgraphen muss dies berücksichtigt werden, da ein Einfluss von Mehrfachstreuung auch die Streulichtverteilung beeinflussen könnte. Dennoch sollten auch hier bei der Gegenüberstellung der Graphen Rückschlüsse auf das optische Verhalten der unterschiedlichen untersuchten Materialien gezogen werden können.

6.3 Diskussion der Ergebnisse der nonkariösen Zahnproben

Die erhobenen Daten haben gezeigt, dass gesunder Schmelz deutlich transluzenter ist als gesundes Dentin. Hierauf verweisen sowohl die in dieser Arbeit errechneten Attenuationskoeffizienten für gesunden Schmelz und Dentin als auch die dazugehörigen Graphen und Daten aus den Streulichtuntersuchungen. Die Attenuationskoeffizienten sind dabei Werten aus der Literatur sehr ähnlich, wie sie von Fried et al. [1995] beschrieben wurden. Die genannte Vergleichsarbeit unterscheidet dabei jeweils zwischen Streuungs- und Absorptionskoeffizient. Da die in der vorliegenden Arbeit bestimmten Attenuationskoeffizienten die Summe aller Ereignisse, die Licht beim Durchtritt durch das untersuchte Zahnmaterial abschwächen, darstellen [Bohren et al., 2004, Jones et al., 2002, Popp et al., 2011] und die Absorption nur eine sehr untergeordnete Rolle bei der Abschwächung des Lichts beim Durchtritt durch Zahnmaterial spielt [Fried et al., 1995, Jones et al., 2002, Spitzer et al., 1975, Ten Bosch et al., 1987], kann ein direkter Vergleich zwischen den im Rahmen der vorliegenden Arbeit ermittelten Attenuationskoeffizienten und den Streukoeffizienten aus der Arbeit von Fried et al. gezogen werden. Eine Übersicht dazu findet sich in Tabelle 11.

Streuungs- und Attenuationskoeffizienten [1/ cm]		
Zahnhartsubstanz	Fried et al. 1995	Vorliegende Arbeit
S	105 ± 30 (543nm)	60 ± 7 (532nm)
D	280 ± 84 (543nm)	250 ± 43 (532nm)
S	60 ± 18 (632nm)	42 ± 9 (650nm)
D	280 ± 84 (632nm)	233 ± 39 (650nm)
S	15 ± 5 (1053nm)	29 ± 5 (780nm)
D	260 ± 78 (1053nm)	222 ± 42 (780nm)

Tabelle 11: Vergleichsübersicht Streuungs- und Attenuationskoeffizienten. S= Schmelz. D= Dentin. In Klammern: untersuchte Lichtwellenlängen der jeweiligen Arbeiten.

Es ist zu sehen, dass die im Rahmen der vorliegenden Arbeit ermittelten Attenuationskoeffizienten im Größenbereich der Vergleichswerte aus der Literatur liegen. Die verwendeten Lichtwellenlängen der verschiedenen Arbeiten sind dabei trotz Unterschieden vergleichbar. In der Vergleichsarbeit wurden Wellenlängen von 543nm und 632nm verwendet, in der vorliegenden Arbeit 532nm und 650nm. Ein direkter Vergleich zwischen den gezeigten Koeffizienten für die Lichtwellenlängen aus dem Nahen Infrarotbereich, 1053nm von Fried et al. und 780nm der vorliegenden Arbeit, kann nicht erfolgen, da sie sich deutlich stärker unterscheiden als 543nm und 532nm sowie 632nm und 650nm. Jedoch kann hier ein Trendvergleich innerhalb der Messgruppen erfolgen. Fried et al. [1995] untersuchten in ihrer Arbeit die Streulichtverteilung von Schmelz und Dentin bei Durchleuchtung mit Laserlicht von 543nm, 632nm und 1053nm Wellenlänge. Sie detektieren mithilfe eines automatisierten Goniometers die Verteilung von Streulicht von 0° bis 180° um die Proben herum, die in eine Indexmatchingflüssigkeit getaucht waren, die dem jeweils zu untersuchenden Material entsprach. Die Proben hatten dabei eine Dicke von 30 bis 2000µm. Die Streulichtverteilungsdaten sowie Daten aus Transmissionsmessungen wurden mit Daten aus Monte-Carlo-Simulationen zur Streulichtverteilung verglichen, um den Absorptions- und Streukoeffizienten zu bestimmen. Trotz Unterschieden in der Vorgehensweise sind die im Rahmen der vorliegenden Arbeit gewonnenen Daten mit denen von Fried et al. [1995] vergleichbar, da auch bei Fried et al. [1995] Transmissions- und Streulichtmessungen durchgeführt wurden.

Auffällig ist, dass Fried et al. [1995] für Schmelz höhere Streukoeffizienten für Licht geringerer Wellenlänge angeben als für höhere Wellenlängen. Dies bedeutet, dass sich bei beiden Arbeiten bestätigt, dass langwelliges Licht Zahnschmelz am besten durchdringt, da die Streuungsbeziehungsweise Attenuationskoeffizienten mit zunehmender Wellenlänge abfallen. Die relativen Unterschiede zwischen den durchschnittlichen Koeffizienten für 543nm und 632nm bei Fried et al. und den Koeffizienten für 532nm und 650nm aus der vorliegenden Arbeit sind dabei sehr ähnlich. So hat der Koeffizient für 632nm bei Fried et al. einen Wert, der circa 57% des Werts für 543nm beträgt. Bei der vorliegenden Arbeit sind es 70%, wobei hier angemerkt werden muss, dass die untersuchten Wellenlängen 543nm und 632nm bei der Vergleichsarbeit näher zueinander liegen als die in der vorliegenden Arbeit untersuchten 532nm und 650nm. Dieser Trend setzt sich bei den Lichtwellenlängen des Nahen Infrarotbereichs fort, was die Werte von Fried et al. für 1053nm und die Werte der vorliegenden Arbeit für 780nm zeigen.

Auch bei den Werten für Dentin ist zwischen beiden Arbeiten eine ähnliche Tendenz zu erkennen. Bei Fried et al. zeigen sich kaum Unterschiede zwischen den Koeffizienten der verschiedenen Wellenlängen. Lediglich bei 1053nm ist mit einem durchschnittlichen Wert von 260 gegenüber 280 für 543nm und 632nm ein leichter Trend zu geringerer Attenuation zu erkennen, der jedoch deutlich weniger ausgeprägt ist als im Schmelz. Bei der vorliegenden Arbeit nehmen die Attenuationskoeffizienten von 543nm bis 780nm kontinuierlich von 250 auf 222 ab. Auch hier ist somit ein sehr geringer Verlauf hin zu kleineren Attenuationskoeffizienten zu erkennen. Insgesamt

zeichnet sich jedoch in beiden Arbeiten ab, dass die Werte für Dentin deutlich höher liegen als die zugehörigen Schmelzwerte und die Unterschiede zwischen den Wellenlängen deutlich niedriger ausfallen. Für Dentin bestätigt sich somit die Annahme, dass es Licht sehr viel stärker als Schmelz abschwächt, wobei die Streuung die Hauptrolle bei der Abnahme der Lichtintensität zu spielen scheint, was die zu den Attenuationskoeffizienten aus der vorliegenden Arbeit sehr ähnlichen Streuungskoeffizienten der Vergleichsarbeit andeuten.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit gewonnenen Daten und Graphen zur Streulichtverteilung untermauern die Befunde aus den Attenuationskoeffizienten. So konnte mithilfe der Graphen klar gezeigt werden, dass Dentin von Licht aller untersuchten Wellenlängen schlechter durchdrungen wird als Zahnschmelz. Der Hauptanteil des Verlustes an gemessener Lichtleistung scheint dabei von der deutlich höheren vorwärtsgerichteten Lichtstreuung gebildet zu werden. Die Verläufe der Dentinkurven sind somit deutlich flacher als die Schmelzkurven. Die zugehörigen Daten zeigen je nach Wellenlänge im gesunden Dentin im Transmissionsbereich nur einen durchschnittlichen Anteil von circa 40,0 bis 47,1% der gemessenen Gesamtlichtleistung, wogegen im Schmelz der Anteil circa 96,3 bis 98,4% beträgt. Im gesunden Schmelz findet sich nur ein Anteil von circa 1,4 bis 3,3% der gemessenen Gesamtlichtleistung im Vorwärtsstreubereich. Dagegen ist im Vorwärtsstreubereich im Dentin je nach Wellenlänge ein Anteil von circa 47,8 bis 53,7% zu finden. Hier muss zusätzlich angemerkt werden, dass sich laut den Daten im gesunden Dentin bei 650nm ein geringerer Anteil an Lichtintensität im Vorwärtsstreubereich findet als bei 780nm und im Transmissionsbereich ein höherer. Dies könnte zum einen auf Messungenauigkeiten zurückzuführen sein. Zum anderen muss jedoch in Betracht gezogen werden, dass die aufgeführten Zahlen nur den Anteil der Lichtleistung relativ zur gemessenen Gesamtlichtleistung der jeweiligen Diode wiedergeben. Diese relative Gesamtlichtleistung wurde aus der Summe der gemessenen Einzellichtleistungen an den verschiedenen Einzelmesspunkten gebildet, die in 5°-Schritten gewählt wurden. Gemessen werden konnte dabei nur das Licht, das sich in der Ebene zwischen Lichtquelle und Detektor befand. Licht, das durch Streuung dreidimensional im Raum verteilt wurde, wurde zum Teil nicht detektiert. Dies zeigen die Daten zum Anteil der gemessenen Gesamtlichtleistung im Verhältnis zum Durchschnittsleerwert (Tabelle 9). Der Durchschnittsleerwert ist dabei Maß für die Diodenleistung jeder Diode nach Durchdringung der mit Wasser gefüllten Küvette. Hier sieht man, dass bei der 780nm-Diode mit einem Anteil von über 7% im gesunden Dentin deutlich mehr Lichtleistung gemessen wurde als bei der 650nm- oder der 532nm-Diode. Somit geben diese Daten, einen besseren Eindruck, wie viel Lichtleistung tatsächlich durch die Probe abgeschwächt wurde. Beim Schmelz beträgt das Verhältnis der gemessenen Gesamtlichtleistung für 532nm circa 35,8%, bei 650nm 47,7% und bei 780nm 61,7%. Der Anteil der Lichtleistung im Vorwärtsstreubereich an der gemessenen Gesamtlichtleistung unterscheidet sich jedoch nur um circa 2,1%. Das heißt, dass bei 780nm im Schmelz von der ursprünglichen Diodenlichtleistung bei 780nm die meiste Lichtleistung nach Durchgang durch den Zahnschmelz gemessen werden konnte. Von dieser gemessenen Menge waren

98,4% im Transmissionsbereich zu finden und der Rest wurde gestreut. Die Daten, bei denen die Lichtleistung der einzelnen Bereiche ins Verhältnis zur gemessenen Gesamtlichtleistung gesetzt wurde, müssen demnach relativ zum Verhältnis der detektierten Gesamtlichtleistung zum durchschnittlichen Leerwert der jeweiligen Diode betrachtet werden.

Somit scheint klar zu sein, dass Dentin insgesamt Licht jeglicher Wellenlänge deutlich stärker abschwächt als Zahnschmelz. Den Hauptfaktor bei der Abschwächung spielt dabei vorwärtsgerichtete Streuung, was auch bereits Fried et al. [1995] gezeigt haben. Für Dentin muss somit letztlich aufgrund der hier gezeigten Daten bei den lichtoptischen Kariesdiagnosesystemen, die auf Transillumination der Zahnhartsubstanz setzen, davon ausgegangen werden, dass eine Anwendung von Licht höherer Wellenlänge weniger Vorteile verspricht als im Schmelz. Im Schmelz dagegen ist die klare Tendenz bestätigt, dass Licht höherer Wellenlänge für eine bessere Durchleuchtung und damit höhere Eindringtiefe sorgt, was bereits Fried et al. [1995] und Darling et al. [2006] nachweisen konnten. Bei den Untersuchungen von Darling et al. [2006] konnte für die Wellenlänge 1310nm eine noch geringere Attenuation nachgewiesen werden als für 780nm in der vorliegenden Arbeit oder für 1053nm in der Arbeit von Fried et al. [1995]. Bei den Untersuchungen von Chan et al. [2014] konnten dagegen zwar auch für Dentin für den Wellenlängenbereich von 1300 und 1650nm niedrigere Attenuationskoeffizienten als der hier gezeigte Koeffizient für 780nm nachgewiesen werden, doch auch dieser lag eine Größenordnung über demjenigen für Schmelz, sodass auch hier von deutlich stärkerer Streuung von Dentin gegenüber Zahnschmelz ausgegangen werden muss. Starke Lichtstreuung führt zu Hintergrundrauschen [Jones et al., 2002] und ist somit ein Störfaktor für die Kariesdetektion. Letztlich bleibt somit zumindest fraglich, ob eine Durchleuchtung mit langwelligerem Licht geeignet ist, eine deutliche Verbesserung der Transmission im Dentin zu erreichen. Diese wäre jedoch essentiell, da das Prinzip der Kariesdetektion mittels Transillumination auf dem Kontrast zwischen gesunder und kariöser Zahnhartsubstanz beruht. Eine bereits starke Abschwächung von Licht durch gesundes Dentin ist somit negativ zu bewerten.

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit erzeugten Daten zu den Messungen, bei denen Dentin unterschiedlich räumlich angeordnet war, zeigen keinen nennenswerten Einfluss der räumlichen Ausrichtung auf die Transmissionsfähigkeit von Dentin (vgl. Tabelle 4 und Tabelle 6). Die Daten der Proben für die Durchleuchtung aus axialer und mesiodistaler Richtung liegen dabei allesamt im Bereich der nonkariösen Proben der Hauptuntersuchung, die in bukkoraler Richtung durchleuchtet wurden. Das Ergebnis von Vaarkamp et al. [1995] bestätigt sich somit nicht, wobei anzumerken ist, dass Vaarkamp et al. deutlich dickere Proben benutzt haben und auch der Versuchsaufbau sowie die rechnerische Auswertung sich von der vorliegenden Arbeit unterscheiden. Selbiges gilt für die Beobachtung, die Ten Bosch und Zijp [1987] beschrieben. Sie gaben an, dass bei ihren Untersuchungen pulpanahes Dentin Licht um den Faktor 2,67 stärker abschwächt als Dentin, das weiter entfernt von der Pulpa ist. Dies hat sich in den Daten der vorliegenden Arbeit nicht gezeigt.

Hier liegen die Daten für pulpanahes Dentin im Bereich aller anderen Dentinproben. Es ist jedoch anzumerken, dass für diese Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit nur eine sehr geringe Stückzahl an Proben verwendet wurde, da es sich um eine Nebenuntersuchung handelte. Es galt lediglich abzuschätzen, ob die Trends, die in der Literatur beschrieben wurden, einen klar erkennbaren Einfluss auf die Messungen haben könnten, was sich jedoch nicht bestätigte. Die Relevanz der von Vaarkamp et al. und Ten Bosch und Zijp beschriebenen Phänomene für die Praxis ist zu hinterfragen, da es in der Praxis aufgrund verschiedener Zahnstellungen und unterschiedlicher manueller Führung von optischen Diagnosegeräten durch den Behandler schwierig wäre, den Zahn in exakt einer bestimmten Raumrichtung zu durchleuchten, und der Zahn und somit auch das Dentin als Ganzes durchleuchtet wird. Fried et al. [1995] haben außerdem gezeigt, dass bereits bei Dentinproben über 300µm Dicke kein Effekt durch Anisotropie mehr sichtbar ist, sodass in der Praxis den optischen Materialeigenschaften von Dentin ein deutlich höherer Anteil an der Ausbreitung und Abschwächung von Licht zukommen sollte als der Durchleuchtungsrichtung.

6.4 Diskussion der Ergebnisse der kariösen Zahnproben

Bei der Untersuchung der kariösen Zahnproben hat sich herausgestellt, dass kariöser Schmelz deutlich weniger lichtdurchlässig ist als gesunder Schmelz. Dies ergibt sich zum einen aus den errechneten Attenuationskoeffizienten. Die Streuungsgraphen und -daten bestätigen dies zum anderen. Bei den Graphen ist deutlich zu sehen, dass die Kurven der kariösen Schmelzproben gegenüber den Kurven der gesunden Schmelzproben abflachen. Im Transmissionsbereich wurde deutlich weniger Lichtleistung gemessen als beim gesunden Schmelz. Gleichzeitig ist ein relativer Anstieg der gemessenen Lichtleistung im Vorwärtsstrebereich von 1,4 bis 3,3% auf 32,5 bis 40,0% zu verzeichnen. Gerade aber auch im Rückstreu- und Reflexionsbereich steigt der Anteil der gemessenen Lichtleistung an der gemessenen Gesamtleistung von circa 0,2 bis 0,5% auf 13,2 bis 26,1%. Gleichzeitig sinkt das Verhältnis der gemessenen Gesamtleistung zum durchschnittlichen Leerwert von 35,8% bis 61,7% auf 1,80 bis 4,3%. Das alles deutet auf einen starken Transluzenzverlust von kariösem Schmelz gegenüber gesundem Schmelz hin. Diese Erkenntnisse bestätigen sich dabei auch in der Arbeit von Darling et al. [2006]. Sie haben anhand von natürlichen und künstlich erzeugten kariösen Schmelzproben die Verteilung der Lichtintensität gemessen. Die künstlichen Kariesproben wurden mittels eines fünftägigen pH-Cyclings erzeugt. Die Proben wurden mit Licht der Wellenlänge 1310nm gemessen. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass kariöser Schmelz Licht deutlich stärker streut als nonkariöser Schmelz und dass der Hauptteil der Veränderung der optischen Eigenschaften schon zu Beginn des Mineralverlustes entsteht. Die Streuungscharakteristik im kariösen Schmelz wies bei den Versuchen der vorliegenden Arbeit neben vorwärtsgerichteter Streuung einen signifikanten Anteil an rückwärtsgerichteter Streuung auf. Dies entspricht dem Postulat von Darling et al. [2006], die angenommen hatten, dass es bei kariösem Schmelz zu einem Anstieg des Anteils isotroper Streuung kommen müsse. In ihren Versuchen und Simulationen konnten sie dies zwar nicht nachweisen, dennoch bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit die ursprünglichen Annahmen von Darling et al. [2006] und lassen somit vermuten, dass es im kariösen Schmelz neben größeren auch einen signifikanten Anteil kleinerer Streuzentren geben muss.

Beim Vergleich der Streulichtdaten und Attenuationskoeffizienten ist zu sehen, dass Licht der Wellenlänge 780nm kariösen Schmelz besser durchdringt als Licht der Wellenlängen 532nm und 650nm. Jedoch deuten die errechneten Attenuationskoeffizienten bei 780nm darauf hin, dass hier der Unterschied zwischen nonkariösem Schmelz und kariösem Schmelz am größten ist. So beträgt der Faktor zwischen den Attenuationskoeffizienten bei kariösem Schmelz das circa 8,1-fache des Koeffizienten für gesunden Schmelz. Bei 650nm ist ein Faktor von 6,2 und bei 532nm ein Faktor von 4,8 zu verzeichnen. Das bedeutet, dass die Wellenlänge 780nm von den drei getesteten Wellenlängen am besten geeignet sein sollte, Schmelzkaries mittels Transillumination zu detektieren, denn 780nm verspricht durch die im Verhältnis stärkere Abschwächung des Lichts durch kariösen Schmelz somit auch den größten Kontrast zwischen kariösem und gesundem Schmelz. Da

das System der Kariesdetektion mittels Transillumination auf der Darstellung des Unterschieds zwischen gut durchleuchtetem und somit im Bild hell dargestelltem gesundem Schmelz und schlecht durchleuchtetem und somit dunkel dargestelltem kariösen Zahnschmelz beruht, ist diese Wellenlänge daher am besten geeignet, Unterschiede in der optischen Charakteristik zwischen kariösem und gesundem Zahnschmelz zu detektieren. Beim Dentin zeigt sich jedoch, dass die Attenuationskoeffizienten der verschiedenen Wellenlängen zwischen gesunder und kariöser Zahnhartsubstanz sich nicht so stark unterscheiden. So sind hier Faktoren von 1,37 bei 780nm, 1,27 bei 650nm und 1,21 bei 532nm zu sehen, wobei die gemessenen kariösen Dentinproben lichtdurchlässiger waren als die nonkariösen. Diese Analyse zeigt, dass es deutlich schwieriger sein sollte, Dentinkaries zu detektieren. Der Unterschied zwischen den Wellenlängen ist nicht so groß wie im Schmelz, sodass zwar der Unterschied bei 780nm von allen getesteten Wellenlängen am größten ist, jedoch sich kariöses und nonkariöses Dentin in den optischen Eigenschaften bei weitem nicht so stark unterscheiden wie es bei Schmelz der Fall ist. Dies verdeutlicht auch die Analyse der Boxplots in Abbildung 18. Hier ist klar zu sehen, dass sich die errechneten Attenuationskoeffizienten von kariösem und gesundem Dentin zum Teil überschneiden. Bei Schmelz ist dagegen eine klare Trennung vorhanden. Dies heißt, dass es letztlich mit einem System wie DIAGNOcam deutlich schwerer sein sollte, Unterschiede zwischen kariösem und gesundem Dentin zu erkennen und mittels Kontrast bildlich darzustellen als zwischen kariösem und gesundem Schmelz.

Der Fakt, dass kariöses Dentin bei den Messungen lichtdurchlässiger war als gesundes Dentin, war dabei überraschend. Zu Beginn der vorliegenden Arbeit war erwartet worden, dass sich kariöses Dentin zum gesunden Dentin genauso verhält wie kariöser Schmelz zu gesundem Schmelz, sprich, dass eine Abnahme der Lichtdurchlässigkeit zu verzeichnen ist. Dies war bei den getesteten Proben jedoch nicht der Fall. Möglich wäre grundsätzlich, dass durch den Bearbeitungsprozess der Proben, vor allem durch Schleifen und Politur, das in seiner Struktur durch die Karies geschwächte Dentin stärker verändert wurde als die gesunden Dentinproben. Darling et al. [2006] gaben in ihrer Arbeit zur Untersuchung von kariösem Zahnschmelz an, dass sie die Proben nicht mittels Schleifen und Politur bearbeitet haben, da dies zu einer Veränderung der Oberfläche der kariösen Läsion führe, die einen Großteil der optischen Eigenschaften ausmache. Für die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit wurden jedoch alle Proben geschliffen und poliert. Es zeigte sich dennoch eine sehr starke Veränderung der optischen Eigenschaften im kariösen Schmelz gegenüber gesundem Schmelz, wie es Darling et al. ebenfalls beschrieben haben. Dennoch kann dieser Einfluss für die Dentinproben nicht gänzlich ausgeschlossen werden, da kariöses Dentin möglicherweise stärker beeinflusst wird durch die Oberflächenbehandlung als kariöser Schmelz. Die kariösen Dentinproben wurden im Rahmen der vorliegenden Arbeit auch nicht strikt in bukkooraler Richtung ausgerichtet und durchleuchtet wie die nonkariösen, sondern je nach Ausdehnung der Karies angeschnitten, eingebettet und durchleuchtet. Dies führt dazu, dass einige Dentinproben in bukkooraler Richtung, andere in mesiodistaler Richtung durchleuchtet wurden. Vaarkamp et al. [1995] haben in ihren

Untersuchungen gezeigt, dass die räumliche Ausrichtung einen Einfluss auf die Transmissionsfähigkeit hat, was sich jedoch in den Untersuchungen mit Dentinproben unterschiedlicher räumlicher Anordnung in der vorliegenden Arbeit nicht angedeutet hat (vgl. 5.2.4). Auch hier kann es dennoch zu einer Beeinflussung der Ergebnisse im Sinne höherer Transmission der kariösen Dentinproben gekommen sein, der jedoch gering sein sollte, was zumindest die entsprechenden Untersuchungen, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführt wurden, andeuten. Einen anderen Erklärungsansatz für dieses Phänomen liefert die Vermutung verschiedener Autoren, die als Hauptstreuzentren im Dentin die Dentinkanälchen vermuten (vgl. 2.2.2). Es wäre denkbar, dass es bei Veränderung der Dentinkanälchen durch den kariösen Prozess und Abwehrmechanismen durch die Odontoblasten, wie zum Beispiel die intratubuläre Dentinbildung, zu der beobachteten Verminderung der Lichtstreuung im kariösen Dentin kommt. So wurde bereits im Dentin die Entstehung der sogenannten Zone der Transparenz durch die genannten Prozesse beschrieben [Gängler et al., 2010]. Eine vollständige Aufklärung des Phänomens kann im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht erfolgen. Weitere Untersuchungen der optischen Eigenschaften von kariösem Dentin sind deshalb anzuraten.

Festzuhalten bleibt jedoch, dass die Änderung der optischen Eigenschaften durch Karies im Dentin nicht so klar zu sein scheint wie es bei Schmelz der Fall ist. Auch die Untersuchungen von Kühnisch et al. [2016] haben dies gezeigt. Sie untersuchten im Rahmen einer klinischen Studie proximale Dentinläsionen mittels DIAGNOcam, um die Funktionsfähigkeit des Systems, das auf der Transillumination des Zahnes mittels Licht der Wellenlänge 780nm beruht, für die Erkennung von proximalen Kariesläsionen aufzuzeigen. Sie verglichen dabei unter anderem Bilder von kariösen Zähnen, die mit dem System DIAGNOcam erzeugt worden waren, mit zugehörigen Bissflügelröntgenaufnahmen. Die Tiefe der entsprechenden Läsionen wurde bei Therapie der Läsionen validiert. Kühnisch et al. [2016] unterteilten die Aufnahmen, die mit dem DIAGNOcam erzeugt worden waren, wiederum in zwei Gruppen. Die erste Gruppe enthielt Aufnahmen, die einen breiten kariösen Befall der Schmelzdentingrenze ohne gesunden Schmelz zwischen Befallszone und Schmelzdentingrenze zeigten und als „NILT-EDJ“ bezeichnet wurden. Die zweite Gruppe umfasste Aufnahmen kariöser Zähne, in denen eine Verdunklung im Dentin zu sehen war und die Kühnisch et al. [2016] als „NILT-Dentin“ bezeichneten. Kühnisch et al. [2016] bescheinigten dem DIAGNOcam eine sehr gute, dem Bissflügelröntgen ebenbürtige Sensitivität für kariöse Dentinläsionen, da die erste Gruppe von Aufnahmen, die einen breiten Befall der Schmelzdentingrenze zeigt, zu 99,2% mit dem Auftreten einer dentinkariösen Läsion korrelierte. Somit schlossen Kühnisch et al. [2016] aus dem im DIAGNOcam sehr gut sichtbaren breiten kariösen Befall der Schmelzdentingrenze auf ein Vorkommen von Dentinkaries, was legitim ist, da Kühnisch et al. [2016] ein Vorkommen von Dentinkaries bei Befall der Schmelzdentingrenze in den DIAGNOcam-Aufnahmen nachweisen konnten. Gleichzeitig jedoch korrelierte ein Vorkommen einer kariösen Läsion im Dentin nur zu 29,1% mit der zweiten Gruppe von Aufnahmen, die eine

Verdunklung im Dentin zeigten. Das bedeutet, dass lediglich in 29,1% der Fälle eine klinisch validierte kariöse Dentinläsion als Verschattung in DIAGNOcam-Aufnahmen zu sehen war. Dieses Phänomen galt insbesondere für Dentinläsionen, die nur bis zu 50% des Dentinmantels, gemessen von der Schmelzdentingrenze bis zur Pulpa, betrafen. Tiefere kariöse Läsionen, die näher an die Pulpa reichten, waren sehr viel häufiger als Verschattung in den DIAGNOcam-Aufnahmen zu erkennen. Somit kann geschlussfolgert werden, dass die hohe Sensitivität für Dentinläsionen in dieser Studie vor allem auf der exakten Erkennung von Schmelzkaries beruhte, die einschließlich bis zur Schmelzdentingrenze reichte. Im Dentin selber war die Erkennung einer Läsion mittels DIAGNOcam deutlich schwieriger, gerade bei geringeren kariösen Dentinläsionen. Söchtig et al. [2014] kamen daher zu dem Schluss, dass DIAGNOcam aufgrund der schlechten Erkennbarkeit von Dentinläsionen das klassische Röntgen nicht ersetzen kann. Außerdem stellten auch Lederer et al. [2017a], die einen experimentellen Versuchsansatz wählten, fest, dass mittels DIAGNOcam keine sichere Erkennung der Tiefe von kariösen Dentinläsionen möglich ist. Die Untersuchungen von Kühnisch et al. [2016] sowie von Lederer et al. [2017a] unterscheiden sich zwar grundsätzlich von den Versuchen der vorliegenden Arbeit, jedoch zeigten auch sie, dass die Erkennung von Dentinkaries mithilfe eines Kariesdiagnosesystems, das auf das Prinzip der Transillumination von Zahnhartsubstanz setzt, fraglich ist. Die sichere Erkennung von kariösen Läsionen im Dentin scheint deutlich schwieriger zu sein als im Schmelz. Für den Schmelz kann jedoch aus den erhobenen Messdaten eine sehr hohe Sensitivität für das Erkennen von Schmelzkaries abgeleitet werden, was auch Kühnisch et al. [2016] aufgrund ihrer klinischen Untersuchungen vermuteten.

6.5 Schlussfolgerungen und Ausblick

Es ist insgesamt festzuhalten, dass es im Rahmen der vorliegenden Arbeit gelungen ist, mit einem selbst entwickelten Messsystem Daten über die optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin zu erzeugen. Die erhobenen Daten und Ergebnisse stimmen dabei in hohem Maße mit Ergebnissen aus anderen experimentellen und klinischen Untersuchungen überein. Im Hinblick auf optische Kariesdiagnosesysteme, die die lichteoptischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und deren Veränderung durch kariöse Prozesse ausnutzen, kann daher Folgendes unter Berücksichtigung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sowie der Erkenntnisse anderer Autoren resümiert werden:

1. Zahnschmelz besitzt im Vergleich zu Dentin eine sehr hohe Transluzenz. Dentin weist eine sehr starke Streuungscharakteristik und Abschwächung von Licht auf.
2. Licht des Nahen Infrarotbereichs eignet sich insbesondere zur Durchleuchtung von Schmelz. Der Nahe Infrarotbereich bietet dabei einen sehr hohen Kontrast zwischen kariösem und gesundem Zahnschmelz. Daher kann hier von einer hohen Sensitivität bei der Erkennung schmelzkariöser Läsionen ausgegangen werden.
3. Im Dentin dagegen wird Licht verschiedener Wellenlängen grundsätzlich deutlich stärker gestreut. Der Trend, dass Licht größerer Wellenlänge weniger stark gestreut wird, ist deutlich schwächer ausgeprägt als im Schmelz.
4. Da kariöses Dentin sich in den optischen Eigenschaften deutlich weniger von gesundem Dentin zu unterscheiden scheint als kariöser Schmelz zu gesundem Schmelz, ist eine eindeutige Erkennung kariösen Dentins mittels Transillumination fraglich. Auch die starke Streuung von gesundem Dentin per se macht eine klare Erkennung von kariös bedingten Veränderungen im Dentin fraglich, da starke Streuung zu Hintergrundrauschen führt [Jones et al., 2002].

Die klinisch schlechte Erkennbarkeit von Dentinkaries selbst könnte somit eine Schwäche der optischen Kariesdiagnosesysteme sein. Sie betrifft damit auch mögliche Aussagen zur Ausdehnung der Dentinkaries. Die Sensitivität für kariöse Läsionen im approximalen Dentin kann man jedoch trotzdem als hoch bezeichnen, da die Erkennbarkeit schmelzkariöser Läsionen sehr gut zu sein scheint, wie aus den Daten dieser Arbeit zu vermuten ist und wie es Kühnisch et al. [2016] ebenfalls aus ihren klinischen Erfahrungen heraus berichten. Die klare Erkennbarkeit einer schmelzkariösen Läsion, die die Schmelzdentingrenze breit erfasst, war bei Kühnisch et al. [2016] ein sehr hohes Indiz für das Vorkommen einer Dentinkaries, was das System somit nichtsdestotrotz als probates Mittel zur Untersuchung von kariösen Läsionen im approximalen Bereich erscheinen lässt.

Die starke Unterscheidbarkeit von gesundem und kariösem Schmelz wiederum macht das System zu einem idealen Hilfsmittel zur Früherkennung von kariösen Prozessen, da die Änderung der optischen

Eigenschaften von Schmelz bereits am Beginn des kariösen Prozesses stattfindet [Darling et al., 2006]. Somit könnten DIAGNOcam und vergleichbare Systeme erfolgreich die Lücke zwischen traditioneller Kariesdiagnostik und dem Wunsch nach non- und minimalinvasiver Kariestherapie schließen, da hierfür ein möglichst frühzeitiges Erkennen von Schmelzkaries unerlässlich ist, um einerseits möglichst frühzeitig Therapien einzuleiten und andererseits den Erfolg noninvasiver Therapien zu überwachen, was auch aufgrund des Verzichts auf ionisierende Strahlung durch lichtoptische Diagnosesysteme im Gegensatz zum Röntgen ermöglicht wird.

Die Schwäche der unsicheren Erkennbarkeit kariöser Dentinläsionen könnte dabei dadurch kompensiert werden, dass bei Verdacht auf Dentinkaries durch ein lichtoptisches System zusätzlich entsprechende Röntgenbilder angefertigt werden. Das Röntgen selbst wird grundsätzlich auch in Zukunft eine wichtige Rolle in der Zahnmedizin spielen, da es beispielsweise auch knöcherne Strukturen zeigen kann [Söchtig et al., 2014]. Der Zahnarzt könnte jedoch durch lichtoptische Kariesdiagnosesysteme dazu befähigt werden, neben der visuell-taktilen Kariesdiagnostik ein zusätzliches Diagnosesystem anzuwenden und erst bei Verdacht auf Dentinkaries ein entsprechendes Röntgenbild zur Validierung und Einschätzung des Ausmaßes anzufertigen. Der Einsatz des Röntgen könnte somit im Bereich der Kariesdiagnostik minimiert werden.

Eine Möglichkeit der Weiterentwicklung und Ergänzung des Prinzips von DIAGNOcam zeigten dabei Jones et al. [2002, 2003], Bühler et al. [2005] und Darling et al. [2006]. Ihre Untersuchungen weisen darauf hin, dass Licht der Wellenlänge 1310nm Schmelz noch besser durchdringen kann und klinisch den besten Kontrast zwischen kariöser Läsion und gesundem Schmelz bietet. Auch die sogenannte Reflectance-Technik könnte vielversprechend sein. Simon et al. [2016a, 2016b, 2014] haben diese bereits untersucht. Bei der Reflectance-Technik wird noch niedrigfrequenteres Licht des Nahen Infrarotbereichs angewandt. Dabei wird die steigende Wasserabsorption von Licht bei steigender Lichtwellenlänge gezielt ausgenutzt, wobei Licht des Nahen Infrarotbereichs gesunden Schmelz durchdringt und vom darunterliegenden Dentin aufgrund der Wasserabsorption absorbiert wird. Ist jedoch eine kariöse Schmelzläsion vorhanden, wird dort das Licht abgeschwächt und vermehrt zurückgestreut. Somit erscheinen im Bild gesunde Areale dunkel, kariöse Schmelzläsionen hell. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit erhobenen Daten können auch zur Weiterentwicklung und Anwendung der Reflectance-Technik ermutigen, da gezeigt werden konnte, dass kariöser Schmelz auch einen signifikanten Anteil an Licht zurückstret. Die Reflectance-Technik könnte somit ebenfalls ein weiterer Schritt zur Weiterentwicklung und Verbesserung der lichtoptischen Kariesdiagnosesysteme sein.

Insgesamt ist aufgrund der im Rahmen der vorliegenden Arbeit erhobenen Daten und Ergebnisse sowie aufgrund von konkludenten Berichten anderer Autoren festzuhalten, dass lichtoptische Kariesdiagnosesysteme in Zukunft eine wichtige Rolle im Bereich der Kariesdiagnostik spielen können. Gerade für die Diagnostik im Zahnschmelz könnten sie ein wichtiger Baustein werden, um

durch Früherkennung und konsequentes Monitoring minimalinvasiven Therapieansätzen zum Erfolg zu verhelfen. Sie sind dabei als zusätzliches Hilfsmittel zur hochsensitiven Erkennung von Karies zu betrachten und könnten somit eine wichtige Lücke im Bereich der Kariesdiagnostik schließen.

7 Zusammenfassung

Ziel der Arbeit war es, ein Verfahren zur optischen Charakterisierung von Zahnschmelz und Dentin zu entwickeln und entsprechende Versuche anhand von gesunden sowie kariösen Zahnschmelz- und Dentinproben durchzuführen. Zur Erreichung dieses Ziels wurden Proben aus humanen Zähnen hergestellt und mithilfe eines Versuchsaufbaus, der im Kern aus einem Zweikreisgoniometer bestand, wurden Transmissionsmessungen sowie Messungen zur Streulichtverteilung durchgeführt. Als Lichtquellen wurden Laserdioden der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm benutzt und als Detektor wurde ein Siliziumdetektor verwendet. Aus den Messungen wurden Attenuationskoeffizienten berechnet sowie Streulichtverteilungsgraphen erstellt.

Die berechneten Attenuationskoeffizienten für Proben der Dicke 139 bis 282µm zeigten gute Übereinstimmung mit Werten aus der Literatur ebenso wie die Streulichtverteilungsgraphen. Als Ergebnis der durchgeführten Messungen ist eine deutlich geringere Streuung von Licht durch gesunden Schmelz gegenüber Dentin zu nennen. Dabei konnte im Schmelz eine klare Wellenlängenabhängigkeit der Streuung festgestellt werden, die mit größerer Lichtwellenlänge abnimmt. Im Dentin war dieser Trend deutlich geringer ausgeprägt und Dentin zeigte starke vorwärtsgerichtete Streuung. Kariöser Schmelz zeigte im Gegensatz zum gesunden Zahnschmelz eine deutliche Verringerung der Lichtdurchlässigkeit. Die Streuung fand dabei sowohl in Vorwärts- als auch in Rückwärtsrichtung statt, wobei insbesondere ein Anstieg der rückwärtsgerichteten Streuung ins Auge stach. Kariöses Dentin zeigte in den Versuchen nicht wie vermutet eine reduzierte, sondern eine leicht erhöhte Lichtdurchlässigkeit im Vergleich zu gesundem Dentin, wobei die Änderung der optischen Eigenschaften zwischen gesundem und kariösem Dentin verglichen zur Änderung zwischen gesundem Schmelz und kariösem Schmelz minimal ausfiel. Der Unterschied bezüglich der optischen Eigenschaften zwischen kariösem Schmelz und gesundem Schmelz war bei der Wellenlänge 780nm stärker ausgeprägt als bei den beiden anderen untersuchten Wellenlängen. Ein stark anisotropes Verhalten von Dentin oder ein signifikanter Anstieg der Lichtschwächung von pulpanahem Dentin, wie sie in der Literatur für Dentin beschrieben wurden, konnten nicht nachgewiesen werden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen insgesamt das hohe Potenzial der Transilluminationstechnik mit Nahem Infrarotlicht für die Kariesdiagnostik. Aufgrund der sehr ausgeprägten und stark wellenlängenunabhängigen Lichtstreuung von gesundem Dentin und der in den Versuchen gezeigten nicht deutlichen Abgrenzbarkeit der optischen Eigenschaften zwischen gesundem und kariösem Dentin ist die Anwendung der Transilluminationstechnik mit Licht der Wellenlänge 780nm zur Kariesdiagnostik im Dentin als fraglich einzustufen. Ein Vergleich der Attenuationskoeffizienten für Proben verschiedener Dicken deutet außerdem auf den Einfluss von

Mehrfachstreuung hin, weshalb gerade auch für zukünftige Untersuchungen im Dentin entsprechende Modelle und Versuchsansätze zu Rate gezogen werden sollten. Die Ergebnisse der Arbeit zeigen, dass auch andere Nahinfrarotlichttechniken für die Kariesdiagnostik im Schmelz Erfolg versprechen. Alles in allem konnte gezeigt werden, dass lichtoptische Kariesdiagnosesysteme auf Basis der Nahinfrarotlichttechnik aufgrund der eindeutigen Änderung der optischen Eigenschaften zwischen gesundem und kariös verändertem Zahnschmelz einen wichtigen Baustein für die Kariesfrüherkennung und damit auch für non- und minimalinvasive Therapiekonzepte darstellen können.

8 Literaturverzeichnis

- Arends, J., Ten Cate, J.M., Tooth enamel remineralization., *Journal of Crystal Growth*. 53 (1981) 135-147
- Bastian, M., "Einfärben von Kunststoffen: Produktanforderungen, Verfahrenstechnik, Prüfmethodik", Carl Hanser Verlag, München, 2010
- Bohren, C.F., Huffman, D.R., "Absorption and Scattering of Light by Small Particles", Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2004
- Bühler, C.M., Ngaotheppitak, P., Fried, D., Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm., *Optics Express*. 13 (2005) 573-582
- Chan, A.C., Darling, C.L., Chan, K.H., Fried, D., Attenuation of near-IR light through dentin at wavelengths from 1300-1650-nm., *Proceedings of SPIE*. 8929 (2014)
- Darling, C.L., Huynh, G.D., Fried, D., Light scattering properties of natural and artificially demineralized dental enamel at 1310 nm., *Journal of Biomedical Optics*. 11 (2006) 1-11
- Emde, F., Kariesdiagnostik mit der DIAGNOcam: Historie, Entwicklung, Praxis., *ZMK*. 29 (2013) 132-136
- Featherstone, J.D.B., Dental caries: a dynamic disease process., *Australian Dental Journal*. 53 (2008) 286-291
- Frank, R.M., Structural Events in the Caries Process in Enamel, Cementum, and Dentin., *Journal of Dental Research*. 69 (1990) 559-566
- Franzen, R., "Grundlagen der Laserzahnheilkunde: ein Wegweiser in die biophysikalischen Grundlagen der klinischen Anwendung, mit einem Vorwort von Robert Gutknecht", Lulu Press, Raleigh, N.C., 2012
- Franzen, R., Meister, J., Apel, C., Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil II: Das Prinzip des Lasers., *LaserZahnheilkunde*. 1 (2004) 115-118
- Fried, D., Featherstone, J.D.B., Darling, C.L., Jones, R.S., Ngaotheppitak, P., Bühler, C.M., Early Caries Imaging and Monitoring with Near-Infrared Light., *The Dental Clinics of North America*. 49 (2005) 771-793
- Fried, D., Glena, R.E., Featherstone, J.D.B., Seka, W., Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths., *Applied optics*. 34 (1995) 1278-1285
- Fried, D., Staninec, M., Darling, C.L., Near-infrared imaging of dental decay at 1310 nm., *Journal of Laser Dentistry*. 18 (2010) 8-16
- Fuhrmann-Lieker, T., Arlt, M. (2008), Versuch "Lichtstreuung an Kolloiden", (<http://www.chemie.uni-kassel.de/mmc/pub/ws0910/skripte/fskript-lichtstreuung.pdf>), Stand: 21.02.2018
- Gängler, P., Hoffmann, T., Willershausen, B., Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.), "Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie", Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2010

- Goldberg, M., Kulkarni, A.B., Young, M., Boskey, A., Dentin: Structure, Composition and Mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization., *Frontiers in Bioscience (Elite Edition)*. 3 (2011) 711-735
- Grayson, W.M.J., Marshall, S.J., Kinney, J.H., Balooch, M., The dentin substrate: structure and properties related to bonding., *Journal of dentistry*. 25 (1997) 441-458
- Harms, V., "Physik für Mediziner und Pharmazeuten", Harms Verlag, Lindhöft, 2010
- Hecht, E., "Optik", De Gruyter, Berlin, 2014
- Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T., "Einführung in die Zahnerhaltung : Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Paradontologie", Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2013
- Jones, R.S., Fried, D., Attenuation of 1310- and 1550-nm laser light through sound dental enamel., *Lasers in Dentistry VIII*, 2002. SPIE, 187-190.
- Jones, R.S., Huynh, G.D., Jones, G.C., Fried, D., Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay., *Optics Express*. 11 (2003) 2259-2265
- Karlsson, L., Caries detection methods based on changes in optical properties between healthy and carious tissue., *International journal of dentistry*. 2010 (2010)
- Kühnisch, J., Söchtig, F., Pitchika, V., Laubender, R., Neuhaus, K.W., Lussi, A., Hickel, R., In vivo validation of near-infrared light transillumination for interproximal dentin caries detection., *Clinical oral investigations*. 20 (2016) 821-829
- Kunze, U.R., Schwedt, G., "Grundlagen der quantitativen Analyse", Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2009
- Lederer, A., Kunzelman, K., Heck, K., Hickel, R., Litzenburger, F., Validation of near-infrared transillumination at 780 nm for the diagnosis of proximal caries., *Nicht veröffentlichter Artikel*. (2017a)
- Lederer, A., Kunzelman, K., Hickel, R., Litzenburger, F., Transillumination and HDR imaging for proximal caries detection., *Nicht veröffentlichter Artikel*. (2017b)
- Lutskey, I.K., Novak, N.V., Kavetsky, V.P., Fluorescence of dental hard tissue and restorative materials., *International Dentistry - African Edition*. 2 (2012) 1-6
- Maas, M.C., Dumont, E.R., Built to last: the structure, function, and evolution of primate dental enamel., *Evolutionary Anthropology*. 8 (1999) 133-152
- Meister, J., Franzen, R., Apel, C., Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil I: Das Licht., *LaserZahnheilkunde*. 1 (2004a) 57-61
- Meister, J., Franzen, R., Apel, C., Grundlagen der Laserzahnheilkunde Teil III: Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung., *LaserZahnheilkunde*. 1 (2004b) 199-205
- Michels, R. 2010. *Verständnis des mikroskopischen Ursprungs der Lichtstreuung in biologischem Gewebe*. Dissertation, Universität Ulm.
- Mie, G., Beiträge zur Optik trüber Medien, speziell kolloidaler Metallösungen., *Annalen der Physik*. 330 (1908) 377-445
- Otto, M., "Analytische Chemie", Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2011
- Pashley, D.H., Clinical correlations of dentin structure and function., *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 66 (1991) 777-781

- Popp, J., Tuchin, V.V., Chiou, A., Heinemann, S.H. (Hrsg.), "Handbook of Biophotonics Volume 1: Basics and Techniques", Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2011
- Schäfer, P. 2007. *Kariesdiagnostik mit Difoti*. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Simon, J.C., Darling, C.L., Fried, D., A system for simultaneous near-infrared reflectance and transillumination imaging of occlusal carious lesions., Proceedings of SPIE - the International Society of Optical Engineering. 9692 (2016a)
- Simon, J.C., Lucas, S.A., Staninec, M., Tom, H., Chan, K.H., Darling, C.L., Cozin, M.J., Lee, R.C., Fried, D., 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 (2016b) 828-836
- Simon, J.C., Lucas, S.A., Staninec, M., Tom, H., Chan, K.H., Darling, C.L., Fried, D., Transillumination and reflectance probes for in vivo near-IR imaging of dental caries., Proceedings of SPIE - the International Society of Optical Engineering. 8929 (2014)
- Skoog, D.A., Holler, F.J., Crouch, S.R., "Instrumentelle Analytik: Grundlagen, Geräte, Anwendungen", Springer Spektrum, Berlin, 2013
- Söchtig, F., Hickel, R., Kühnisch, J., Caries detection and diagnostics with near-infrared light transillumination: Clinical experiences., Quintessence International. 45 (2014) 531-538
- Spitzer, D., Ten Bosch, J.J., The Absorption and Scattering of Light in Bovine and Human Dental Enamel., Calcified Tissue Research. 17 (1975) 129-137
- Stookey, G., González-Cabezas, C., Emerging methods of caries diagnosis., Journal of Dental Education. 65 (2001) 1001-1006
- Ten Bosch, J.J., Zijp, J.R., Optical properties of dentin., In: "Dentine and Dentine Reactions in the Oral Cavity", Thylstrup, A., Leach, S.A., Qvist, V. (Hrsg.) IRL Press, Oxford, 1987, 59-65
- Vaarkamp, J., Ten Bosch, J.J., Verdonchot, E.H., Propagation of Light through Human Dental Enamel and Dentine., Caries Research. 29 (1995) 8-13
- Wenisch, T., "Kurzlehrbuch Physik Chemie Biologie", Urban & Fischer, München, 2009
- Young, D.A., Featherstone, J.D.B., Need for new caries detection methods., Proceedings of SPIE. 3593 (1999) 134-141
- Zijp, J.R., Ten Bosch, J.J., Angular dependence of HeNe-laser light scattering by bovine and human dentine., Archives of oral biology. 36 (1991) 283-289
- Zijp, J.R., Ten Bosch, J.J., Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements., Applied optics. 32 (1993) 411-415
- Zijp, J.R., Ten Bosch, J.J., Groenhuis, R.A.J., HeNe-Laser Light Scattering by Human Dental Enamel., Journal of Dental Research. 74 (1995) 1891-1898
- Zinth, W., Zinth, U., "Optik: Lichtstrahlen, Wellen, Photonen", Oldenbourg Verlag, München, 2009

9 Anhang

9.1 Gleichungs- und Formelverzeichnis

(1) Energie eines Photons	4
(2) Streuung an einer Grenzfläche bei senkrechtem Lichteinfall	9
(3) Lambert-Beer-Gesetz, Berechnung mithilfe der Lichtintensität.....	10
(4) Lambert-Beer-Gesetz, Berechnung mithilfe der Lichtleistung.....	10
(5) Transmissionsgrad	10
(6) Extinktion.....	10
(7) Attenuationskoeffizient als Summe von Absorptions- und Streukoeffizient.....	11

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ausgangsleistung der Dioden über 30 Minuten.	45
Tabelle 2: Messergebnisse der Repositionierungsmessungen.	48
Tabelle 3: Übersicht der Leerwerte.	52
Tabelle 4: Hauptuntersuchung der Transmissionsmessungen.	54
Tabelle 5: Zusatzmessungen zur Überprüfung des Lambert-Beer'schen Gesetzes.	58
Tabelle 6: Ergebnisse der Dentinproben unterschiedlicher räumlicher Anordnung sowie pulpanahes Dentin.	61
Tabelle 7: Gesamtübersicht der gemessenen Lichtleistungsdaten pro Bereich im Verhältnis zur gemessenen Gesamtlichtleistung. Teil 1: nonkariöse Zahnproben.	71
Tabelle 8: Gesamtübersicht der gemessenen Lichtleistungsdaten pro Bereich im Verhältnis zur gemessenen Gesamtlichtleistung. Teil 2: kariöse Zahnproben.	72
Tabelle 9: Gesamtübersicht der gemessenen Lichtleistungsdaten in Bezug auf den Durchschnittsleerwert als Referenzwert.	73
Tabelle 10: Vergleich der Resultate mit der Literatur.	76
Tabelle 11: Vergleichsübersicht Streuungs- und Attenuationskoeffizienten.	84

9.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht über die Licht-Materie-Wechselwirkung in biologischem Material.	6
Abbildung 2: Eingebetteter Zahnblock in Probenhalter der Säge	24
Abbildung 3: Fertige Probe, erstes Herstellungsverfahren.....	25
Abbildung 4: Fertige nichtkariöse Zahnprobe, endgültiges Verfahren	28
Abbildung 5: Eingebettete kariöse Zahnkrone	29
Abbildung 6: Dentinprobe mit mesiodistal ausgerichtetem Dentin	30
Abbildung 7: Schema des Lichtflusses.....	33
Abbildung 8: Schema optische Phänomene im Versuchsaufbau.	33
Abbildung 9: Probenhalter Unterseite.....	35
Abbildung 10: Probenhalter Oberseite, Probeneinlass seitlich geschlossen	35
Abbildung 11: Schema Versuchsaufbau.....	36
Abbildung 12: Versuchsaufbau.	38
Abbildung 13: Messaufbau Nahaufnahme.	44
Abbildung 14: Schematische Darstellung der Messpunkte für die Leerwertmessungen. ...	44
Abbildung 15: Lichtleistung der Dioden über 30 Minuten.	46
Abbildung 16: Streuungsmessungen ohne Probe.	49
Abbildung 17: Streulichtverteilungsgraph der Probe 62 bei Durchleuchtung mit der 650nm-Diode im Dentin zur Untersuchung des Einflusses externer Lichtstörquellen.....	50
Abbildung 18: Vergleich der Attenuationskoeffizienten von kariösem und nonkariösem Schmelz und Dentin bei 780nm in Form von Boxplots.	56
Abbildung 19: Attenuationskoeffizienten berechnet nach dem Lambert-Beer-Gesetz aufgetragen gegen die Probendicke.....	60
Abbildung 20: Attenuationskoeffizienten berechnet nach dem Lambert-Beer-Gesetz aufgetragen gegen die Probendicke.....	60
Abbildung 21: Versuchsschema und Bereiche.....	63
Abbildung 22: Streulichtmessung einer nonkariösen Probe (73) als Beispiel für die typische Streulichtverteilung für Schmelz und Dentin durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm.....	65
Abbildung 23: Streulichtmessung einer kariösen Probe (291) als Beispiel für die typische Streulichtverteilung für Schmelz und Dentin durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm.....	66

Abbildung 24: Streulichtverteilung zweier ähnlich dicker Proben (172 und 381) als Beispiel für kariösen und nonkariösen Zahnschmelz durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm.....	68
Abbildung 25: Streulichtverteilung zweier ähnlich dicker Proben (172 und 381) als Beispiel für kariöses und nonkariöses Dentin durchleuchtet mit Licht der Wellenlängen 532nm, 650nm und 780nm.	69
Abbildung 26: Lambert-Beer-Graph Dentin 650nm.	81
Abbildung 27: Lambert-Beer-Graph Schmelz 650nm.	81

10 Dokumentation und Anleitungen

10.1 Herstellung der Proben, erstes Verfahren

10.1.1 Herstellen des Sägeblocks

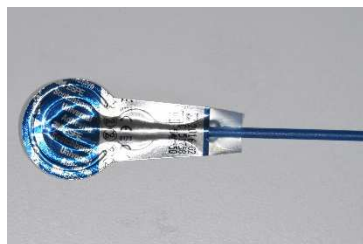


Zähne mit Ätzel



Ätzel

- Ätzen des Zahnes mit 37%iger Phosphorsäure für 60 Sekunden
- Ätzel unter laufendem Wasser abspülen



3M ESPE Scotchbond

- Zahn trocknen
- 3M ESPE Scotchbond 20 - 25 Sekunden auf Zahnwurzel bis circa zum Zahnhals auftragen
- 10 Sekunden lichthärten



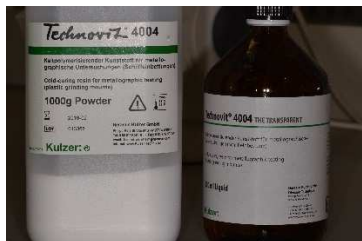
Zähne in Silikonformen

- Silikonformen wie in nebenstehender Abbildung bündig aufeinander platzieren, Glasplatte als Unterlage verwenden (sicherer Stand)
- 20x15x1 (mm) großes Plexiglasplättchen als Platzhalter in Längsrichtung einlegen
- Zahn mit normal viskösem Komposit an der Wurzel in der Form positionieren und ausrichten
- Bukkalfläche dabei möglichst parallel zum Plexiglasplättchen ausrichten
- Anschließend 20 Sekunden lichthärten



Zahn in Silikonform

- Plexiglasplättchen entfernen
- Technovit 4004 anmischen (Flüssigkeit:Pulver ca. 1:2)
- Form befüllen
- Überschüsse mit flachem Instrument entfernen
- Form samt Glasplatte im vorgeheizten Drucktopf (circa 50°C) platzieren und unter 2bar Luftdruck den Kunststoff 10 Minuten polymerisieren lassen

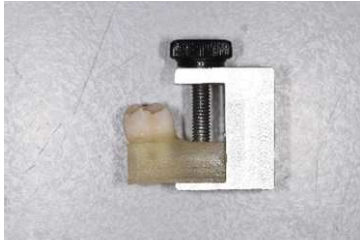


Technovit 4004



Technovitblock in Silikonform

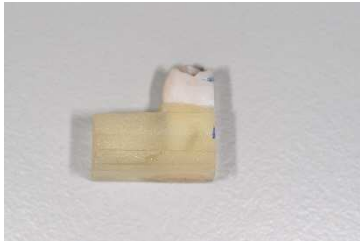
- Technovitblock aus der Form nehmen
- Überschüsse mit Schleifpapier entfernen
- Parallelität und Planarität der Flächen gegebenenfalls nacharbeiten mit Schleifpapier



Technovitblock in Halter

- Technovitblock in Halter einspannen

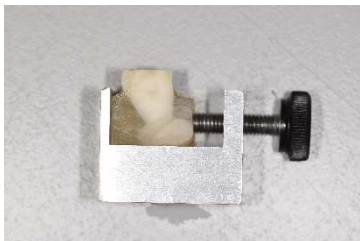
10.1.2 Sägen des Zahnes



Zahn angesägt



Sägeprozess

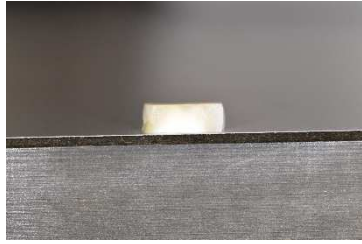


Block gedreht



Sägeprozess

- Sägen bei mittlerer Umdrehungsgeschwindigkeit (5-7) und mittlerem Gewicht mit Präzisionskreissäge (Buehler Isomet 11-1280-250)
- Mesial- und Distalflächen des Zahnes entfernen im Abstand von 5mm (Achtung: Sägeblatt hat circa 0,3mm Eigendicke)
- Block um 2x 90° drehen
- Kaufläche entfernen
- Wurzel entfernen, Resthöhe der Probe von 3mm beibehalten



Zahnblock







Zahnblock

- Bukkalfläche gegebenenfalls mit Schleifpapier leicht nachbearbeiten/planieren

- Zwischenergebnis: einzubettende Probe

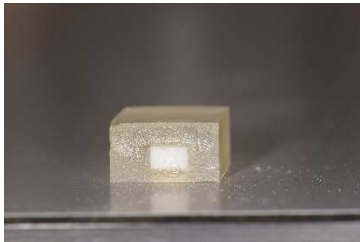
10.1.3 Einbetten der Probe

 <p>Zahnblock mit Ätzgel</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Ätzen mit 37%iger Phosphorsäure für 15 Sekunden • Abspülen des Ätzgels mit Wasser
 <p>Zahnblock + 3M ESPE Scotchbond</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Trocknung der Probe • 3M ESPE Scotchbond 20 - 25 Sekunden auftragen • 10 Sekunden lichthärten
 <p>Silikonform, Komposit, Plexiglasplättchen, Isolierblatt</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Silikonform vorbereiten, auf Glasplatte platzieren • 20x15x1 (mm) Plexiglasplättchen als Platzhalter am Boden der Silikonform einlegen • 20x15 (mm) großes Stück aus 3M ESPE Anmischblock ausschneiden und als Isolierschicht auf das Plexiglasplättchen legen

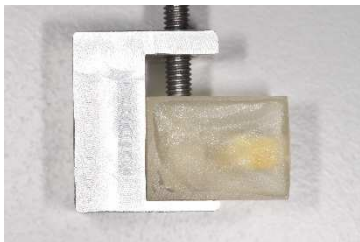
 <p>Probe positioniert</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Probe positionieren, Bukkalfläche möglichst parallel und bündig an der Form anliegen lassen • Flowable Komposit applizieren und 20 Sekunden lichthärten, um Probe sicher zu fixieren • Mit Technovit 4004 auffüllen, Überschüsse mit flachem Instrument entfernen • Im Drucktopf polymerisieren lassen
 <p>Ausgebetteter Block</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Block ausbetten • Plexiglasplättchen entfernen
 <p>Isolierschicht</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Isolierschicht unter laufendem Wasser abspülen
 <p>Block repositioniert</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Block an der Unterseite anrauen (Schleifpapier 320 Grit) • Oberseite gegebenenfalls mit Schleifpapier nachbearbeiten/planieren, Überschüsse entfernen • Block mit Oberseite am Boden der Silikonform platzieren • Form mit Technovit 4004 auffüllen, Überschüsse mit flachem Instrument entfernen • Im Drucktopf polymerisieren lassen



Ausgebetteter Block



Fertiger Block



Block eingespannt

- Block ausbetten
- Gegebenenfalls Flächen mit Schleifpapier nachbearbeiten (Planieren, Überschüsse entfernen)
- In den Halter der Säge (Buehler Isomet 11-1280-250) einspannen
- Proben mit mittlerem Sägegewicht bei mittlerer Geschwindigkeit (5-7) vom Block herunterschneiden

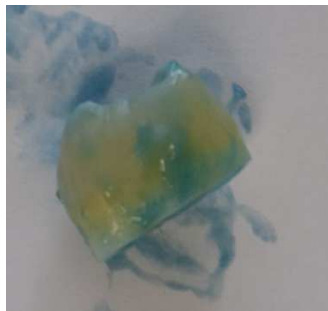
10.2 Herstellung der Proben, endgültiges Verfahren, nonkariöse Proben

10.2.1 Vorbereitung und Einbetten



Entfernen der Wurzel

- Säubern des Zahns und Entfernung etwaiger Gingivareste
- Entfernen der Wurzel mithilfe einer Präzisionskreissäge (hier: Leco Vari/Cut VC-50)



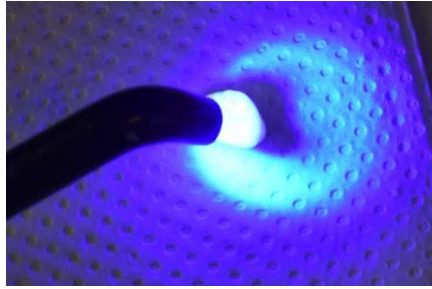
Ätzen der Zahnkrone

- Zahn trocknen
- Ätzen der gesamten Zahnkrone mithilfe von Phosphorsäuregel (37%) für 60 Sekunden
- Abspülen des Ätzgels unter laufendem Wasser



Adhäsivsystem Syntac classic

- Zahn trocknen
- Applikation eines Adhäsivsystems für Komposite und Kunststoffe (hier: Syntac classic: Applikation und Verarbeitung der jeweiligen Einzelkomponenten nach Herstellerangaben)



Lichthärtung

- Lichthärtung des Adhäsivsystems für 120 Sekunden (20 Sekunden pro Fläche)



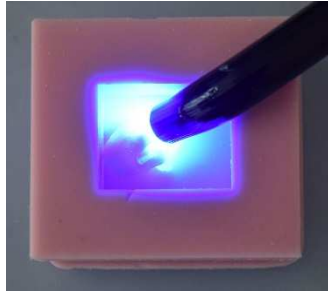
Komposit appliziert

- Boden der Silikonform auf einer Glasplatte platzieren (sicherer Stand)
- Applikation einer geringen Menge Komposit (normal viskös bis stopfbar) zur Fixierung des Zahnes in der Einbettform



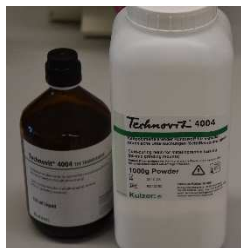
Zahn am Boden der Einbettform fixiert

- Ausrichtung der bukkalen beziehungsweise der lingualen Zahnfläche möglichst plan anliegend am Boden der Form



Lichthärtung

- Bündiges Platzieren des Oberteils der Silikonform auf der Bodenplatte
- Lichthärtung für 40 Sekunden



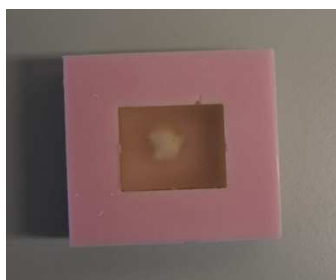
Technovit 4004

- Anmischen von Technovit 4004 in einem Kunststoffanrührbecher, dabei Pulver zu Monomer im Verhältnis 2:1 verwenden



Form befüllt

- Form langsam befüllen
- Überschüsse mit flachem Instrument entfernen



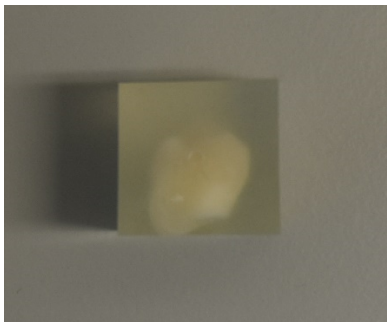
Kunststoff auspolymerisiert

- Form samt Glasplatte im vorgeheizten Drucktopf (ca. 45°C) platzieren und unter 2bar Luftdruck den Kunststoff 10 Minuten polymerisieren lassen
- Technovitblock aus der Form nehmen
- Überschüsse gegebenenfalls abschleifen

10.2.2 Sägen und Zahnschnitte



Sägen des Technovitblocks



Technovitblock mit eingebetteter Zahnkrone (Ansicht auf die bukkale Fläche)



Eingespannter Block in Isomet Kreissäge

- Sägen der Seitenflächen des Technovitblocks in einer Präzisionskreissäge (Leco Vari/Cut VC-50) zur Erzeugung möglichst planparalleler Außenflächen

- Einspannen des Sägeblocs in den Probenhalter einer niedrigdrehenden Präzisionskreissäge (Buehler Isomet 11-1280-250)
- Auf Verwendung eines geeigneten Kühlschmiermittels achten (hier: Buehler IsoCut Fluid), um durch die so erzielte Verminderung von Reibung und der lokalen Hitzeentwicklung mögliche Rissbildungen vor allem im Schmelz zu verhindern
- Anschneiden des Blocks, Anschnitt variabel je nach Zahnform, Ziel: Entfernen des bukkalen Schmelzes



Zahnschnitt

- Verwerfen des Anschnitts
- Sägen der Zahnproben durch gezieltes Einstellen der Dicke mittels Mikrometerschraube, Dicke der Schnitte circa $700\mu\text{m}$, je nach gewünschter Dicke variabel (nicht weniger als $300\mu\text{m}$ empfohlen)

10.2.3 Schleifen und Polieren



Kanten am Technovit nach
Zahnschnitt

- Überstehende Ecken und Kanten am Technovitmantel mit Skalpell entfernen



Mahr MarCator 1086W

- Dicke messen (Mahr MarCator 1086W)
- Ausrechnen des Schleifbedarfs mithilfe der gemessenen und der angestrebten Probendicke



Präzisionskleber

- Säubern und Trocknen der Probe
- Auftragen jeweils eines punktförmigen Tropfens Präzisionskleber (Technovit 7210 VLC) an drei Stellen des Kunststoffmantels der Probe und Aufbringen auf einen Exakt Probenträger (Wichtig: der Tropfen muss jeweils so klein gewählt werden, dass er während der Lichthärtung in der Präzisionsklebepresse im nachfolgenden Schritt nicht über den Probenrand hinaus gepresst wird oder er die Zahnhartsubstanzen mit dem Probenträger verklebt. Die Probe sollte an drei Stellen fixiert werden, damit später die Möglichkeit besteht, durch Einführen eines dünnen Instruments in den Raum zwischen Probe und Probenträger diese vom Probenträger zu entfernen.)



Fixierte Proben auf Probenträger
(entfernbar)

- Es können bis zu vier Proben gleichzeitig auf einem Probenträger fixiert werden



Präzisionsklebepresse

- Lichthärten des Präzisionsklebers mithilfe einer Präzisionsklebepresse (Exakt 402) für 10 bis 15 Minuten



Exakt 400 CS Mikroschleif- und
Poliermaschine

- Fixierung des Probenhalters mit Probe in einer Mikroschleif- und Poliermaschine (Exakt 400 CS)



Justieren der Probendicke



Einstellen des Abtrags



Schleifen der Probe



Probe fertig geschliffen/poliert

- Justierung der Probendicke

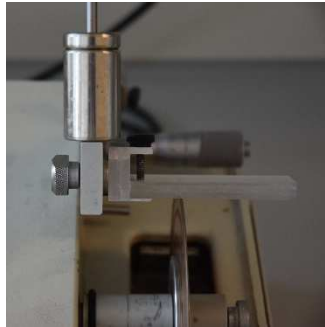
- Einstellen des gewünschten Abtrags

- Schleifen und Polieren der Probe mit Nassschleifpapier verschiedener Rauigkeiten:
 - 600 Grit: Abtrag nach Bedarf
 - 800 Grit: 30µm
 - 1000 Grit: 20µm
 - 1200 Grit: 10µm
- Einstellung Rotation: Stufe 5
- Einstellung Oszillation: Stufe 5

- Wiederholen der Schritte „Justierung der Probendicke“, „Einstellen des gewünschten Abtrags“ und „Schleifen der Probe“ für die jeweiligen Schleif- und Polierstufen
- Entnehmen des Probenhalters nach Beendigung des letzten Schleifvorgangs

<div data-bbox="239 228 604 530" data-label="Image"> </div> <p>Lösen der Probe vom Probenhalter</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Lösen der Probe vom Probenhalter mit dünnem Instrument (hier: Skalpell) • Vermessen der Dicke (Zwischenmessung) • Wiederbefestigen der Probe am Probenhalter mit der noch unpolierten Kehrseite nach außen zeigend • Wiederholen des Schleif- und Polierprozesses für die Kehrseite • Erneutes Ablösen der Probe vom Probenhalter nach Beendigung des Schleif- und Polierprozesses • Messen der endgültigen Dicke (Schmelz und Dentin)
---	---

10.2.4 Sockeln der Probe



Exakt Probenhalter in Isomet
Präzisionssäge

- Schneiden von Sockeln aus Exakt Probenhaltern in einer Präzisionssäge



Fertig geschnittener Sockel

- Höhe: 2,5mm



Fertige Probe

- Verkleben der Probe mit dem Sockel mithilfe von Präzisionskleber und einer Präzisionsklebepresse

10.3 Herstellung der Proben, endgültiges Verfahren, kariöse Zahnproben

10.3.1 Herstellung des Sägeblocks



Ätzen der Wurzel

- Ätzung der Wurzel mit Phosphorsäureätzgel (37%) für 60 Sekunden
- Entfernung des Ätzgels unter laufendem Wasser
- Trocknung des Zahns



Adhäsivsystem Syntac classic

- Konditionieren der angeätzten Fläche mit einem Adhäsivsystem für Kompositmaterialien (hier: Syntac classic)
- Lichthärten des Zahns für 40 Sekunden



Kariöser Zahn auf Bodenplatte fixiert

- Platzieren der Bodenplatte der Silikoneinbettform auf einer Glasplatte (sicherer Stand)
- Applikation von Komposit (Viskosität: normal, stopfbar) an der konditionierten Fläche
- Ausrichtung des Zahns auf dem Boden der Silikoneinbettform
- Lichthärtung für 40 Sekunden zur Fixierung der Position



Silikonform mit kariösem Zahn

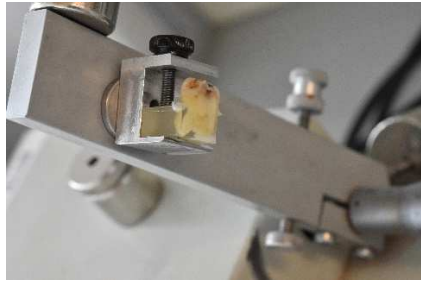
- Bündiges Platzieren des Oberteils der Form auf der Bodenplatte (Zahn sollte möglichst exzentrisch im Sägeblock liegen)



Kariöser Zahn im Sägeblock

- Anmischen von Technovit 4004 in einem Kunststoffanrührbecher (Pulver:Flüssigkeit = 2:1)
- Auffüllen der Form mit Technovit 4004, Entfernen von Überschüssen mit flachem Instrument
- Auspolymerisation in einem vorgeheizten Drucktopf bei 45°C und 2bar Druck
- Anschließende Entnahme aus der Form und, falls nötig, leichtes Nachbearbeiten der Flächen mittels Schleifpapier

10.3.2 Anschnitt, Einbetten und Zahnschnitt



Block eingespannt und gesägt durch die vermutete kariöse Läsion

- Einspannen in Halter für langsam drehende Präzisionskreissäge (Buehler Isomet 11-1280-250)
- Sägeschnitt entlang der vermuteten kariösen Läsion
- Kontrolle der kariösen Läsion



Schnitt entlang der Schmelzzementgrenze

- Trennen des Zahns vom Sägeblock durch Sägeschnitt entlang der Schmelzzementgrenze



Vom Sägeblock getrennte Krone mit kariöser Läsion

<div data-bbox="239 228 667 584" data-label="Image"> </div> <p data-bbox="239 622 675 768">Kariöse Zahnkrone in Technovitblock eingebettet, Aufsicht auf die kariöse Läsion</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Ätzung der abgetrennten Zahnkrone am apikalen Ende für 15 Sekunden mit Phosphorsäuregel (37%) • Konditionierung der geätzten Fläche mit Adhäsivsystem (Syntac classic) und Lichthärtung für 20 Sekunden • Anbringen einer kleinen Menge Komposit an der konditionierten Stelle und Positionierung der Zahnkrone mit kariöser Läsion flach am Boden der Silikoneinbettform sowie anschließende Lichthärtung zur Fixierung • Auffüllen der Silikoneinbettform mit Technovit 4004 • Auspolymerisation für 10-15 Minuten im vorgewärmten Drucktopf bei 45°C und 2bar Druck • Herausnahme des Blocks aus der Form • Zurechtschneiden des Blocks zur Erhaltung möglichst planparalleler Flächen
	<ul style="list-style-type: none"> • Weitere Schritte: Analoges Weiterverfahren zur Herstellung der nonkariösen Proben: <ul style="list-style-type: none"> ○ Sägen und Zahnschnitte (s. 10.2.2) ○ Schleifen und Polieren (s. 10.2.3) ○ Sockeln der Probe (s. 10.2.4)

10.4 Herstellung der Proben, endgültiges Verfahren, Dentin mit räumlich unterschiedlich ausgerichtetem Dentin

10.4.1 Herstellung des Sägeblocks



Ätzung der Wurzel

- Ätzung der Wurzel mit Phosphorsäureätzgel (37%) für 60 Sekunden
- Entfernung des Ätzgels unter laufendem Wasser
- Trocknung des Zahns



Adhäsivsystem Syntac classic

- Konditionieren der angeätzten Fläche mit einem Adhäsivsystem für Kompositmaterialien (hier: Syntac classic)
- Lichthärten des Zahns für 40 Sekunden



Zahn positioniert in Einbettform

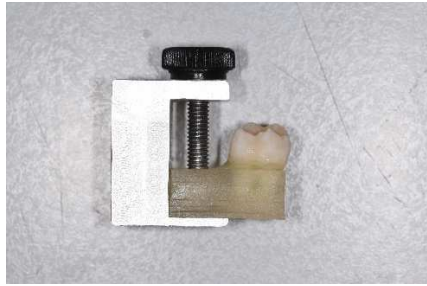
- Platzieren der Bodenplatte der Silikoneinbettform auf einer Glasplatte (sicherer Stand)
- Applikation von Komposit (Viskosität: normal, stopfbar) an der konditionierten Fläche
- Ausrichtung des Zahns auf dem Boden der Silikoneinbettform (der Zahn sollte möglichst exzentrisch im Sägeblock liegen)
- Lichthärtung für 40 Sekunden zur Fixierung der Position
- Bündiges Platzieren des Oberteils der Form auf der Bodenplatte



Fixierter Zahn im Sägeblock

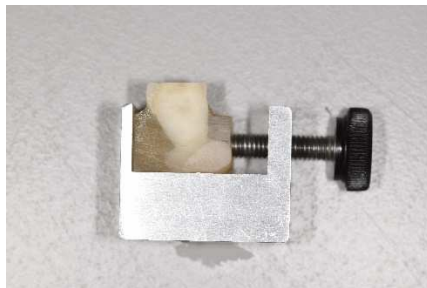
- Anmischen von Technovit 4004 in einem Kunststoffanrührbecher (Pulver:Flüssigkeit = 2:1)
- Auffüllen der Form mit Technovit 4004, Entfernen von Überschüssen mit flachem Instrument
- Auspolymerisation in einem vorgeheizten Drucktopf bei 45°C und 2bar Druck
- Anschließende Entnahme aus der Form und, falls nötig, leichtes Nachbearbeiten der Flächen mittels Schleifpapier

10.4.2 Schneiden der Dentinblöcke



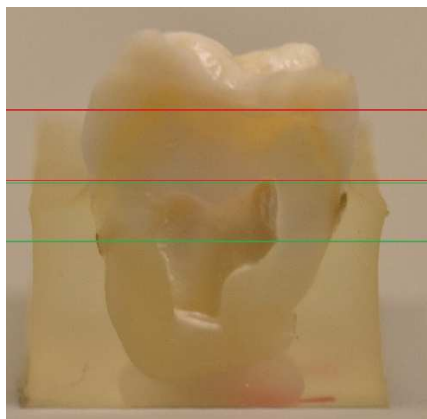
Eingespannter Sägeblock

- Einspannen des Sägeblocks samt Zahn in einen Probenhalter einer langsam rotierenden Präzisionskreissäge (Buehler Isomet 11-1280-250)
- Entfernen der mesialen und distalen Facetten, Sägeschnitte im Abstand von 3-5mm (entspricht der Stärke des entstehenden Dentinquaders)



Entfernung der Kaufläche

- Rotieren des Blocks und Entfernung der Kaufläche



Schnittführung zur Gewinnung der Dentinquader

- Zwei weitere Sägeschnitte parallel dazu zur Gewinnung von zwei Dentinquadern:
 - 1. Quader: koronales Dentin, wird später zweigeteilt zur Gewinnung von Proben zur Durchleuchtung in axialer und mesiodistaler Richtung
 - 2. Quader: pulpanahes Dentin, hier wird später eine Dentinprobe gewonnen, die kurz vor der Pulpakammer entnommen wird

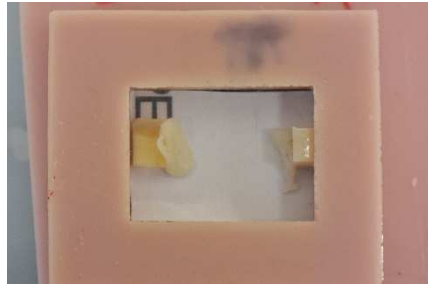


Dentinquader (enthält Schmelzreste)



Geteilter Dentinquader für spätere Messungen aus axialer und mesiodistaler Richtung

10.4.3 Einbetten der Dentinblöcke und Schneiden der Proben



Fixierte Dentinquader

- Ausblocken eines Teils der Silikoneinbettform mithilfe zweier 20x15x1mm großen Plexiglasplättchen als Platzhalter am Boden der Silikonform
- Isolation des Platzhalters durch ein 20x15mm großes Stück aus einem 3M ESPE Anmischblock als Isolierschicht
- Ätzung der Quader mit Phosphorsäuregel (37%) an einer der Flächen (je nach Ausrichtung) für 15 Sekunden und Applikation eines Dentinadhäsivsystems (hier: Syntac classic)
- Platzieren der Dentinquader je nach gewünschter Ausrichtung in der Einbettform
- Applikation einer geringen Menge Komposit (normal viskös, stopfbar) zur Fixierung
- Lichthärtung für 20 Sekunden



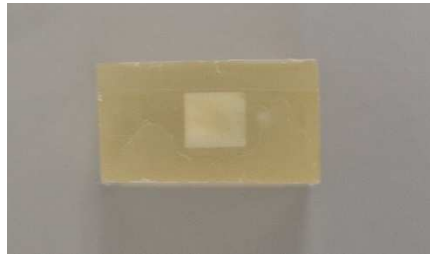
Entfernen der Isolierschicht

- Anmischen von Technovit 4004 in einem Kunststoffanrührbecher (Pulver:Flüssigkeit = 2:1)
- Befüllen der Form mit Technovit 4004, Entfernen von Überschüssen mit flachem Instrument
- Auspolymerisation in einem vorgeheizten Drucktopf bei 45°C und 2bar Druck
- Anschließende Entnahme aus der Form
- Entfernen der Isolierschicht unter laufendem Wasser

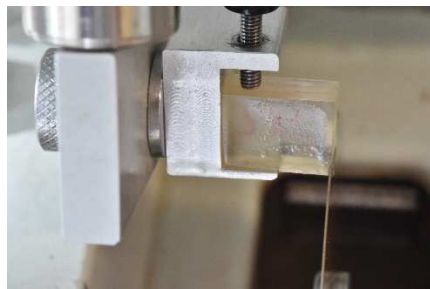


Block reponiert und vorbereitet zur Befüllung der Rückseite

- Reponieren des Blocks in die Form und Auffüllen der Rückseite mit Technovit 4004



Aufsicht auf Probenblock



Schneiden der Probe



Fertige Probe

- Einspannen des Probenblocks in einen Probenhalter einer langsam rotierenden Präzisionskreissäge (Buehler Isomet 11-1280-250)
- Anschneiden des Blocks zur Entfernung von Schmelzresten in der Probe und zur Schaffung planparalleler Flächen, Verwerfen des Anschnitts

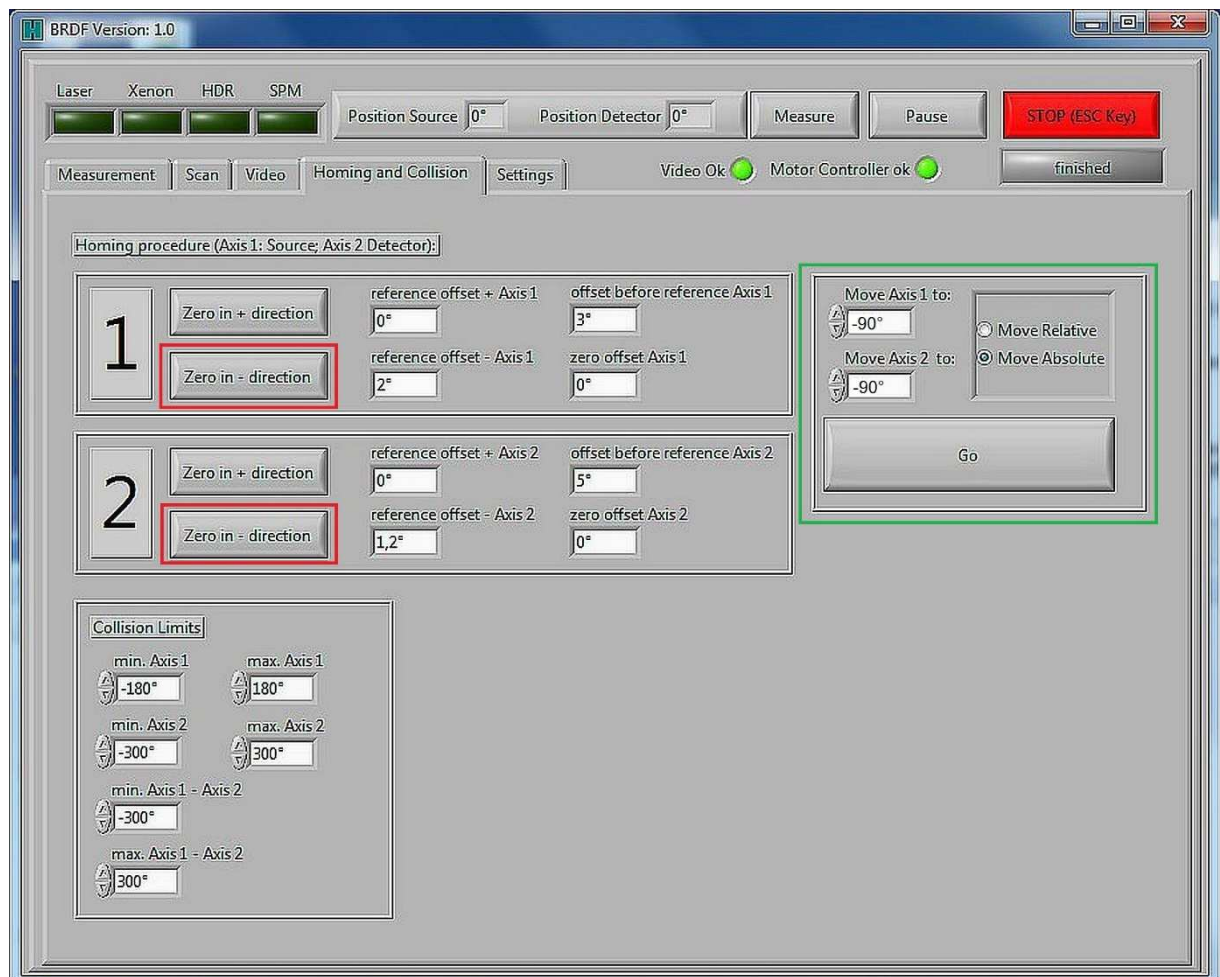
- Schneiden der Proben je nach gewünschter Dicke

- Weitere Schritte: analog zur Herstellung nonkariöser Proben:
 - Schleifen und Polieren (s. 10.2.3)
 - Sockeln der Probe (s. 10.2.4)

10.5 Justieren und Kalibrieren des Versuchsaufbaus

10.5.1 Kalibrierung des Zweikreisgoniometers

- Manuelles Stellen beider Goniometerarme auf 5°
 - Aktivierung der Fixierungsschrauben und somit Sichern der Position
-
- Öffnen des Programms BRDF (Version 1.0)
 - Öffnen des Reiters „Homing and Collision“
 - Im Abschnitt „Homing procedure“ Aktivieren der Schaltflächen „Zero in – direction“ für beide Achsen
 - Visuelle Kontrolle der Position beider Goniometerarme (beide müssen auf 0° stehen)
 - Maschinelles Bewegen der Goniometerarme in eine Position, welche 180° zwischen beiden Achsen beschreibt, durch Eingabe der Werte -90° jeweils in den Feldern „Move Axis 1 to:“ und „Move Axis 2 to:“ und Aktivieren der Schaltfläche „Go“



Übersicht des Reiters „Homing and Collision“ im Programm BRDF (Version 1.0)

Zwischenergebnis:

- Beide Goniometerarme sind auf 0° kalibriert worden und stehen nun exakt auf einer 180° -Achse. Diese Stellung entspricht der Grundposition der beiden Goniometerarme für die Versuche.

10.5.2 Justieren des Goniometerkopfs und der Kamera

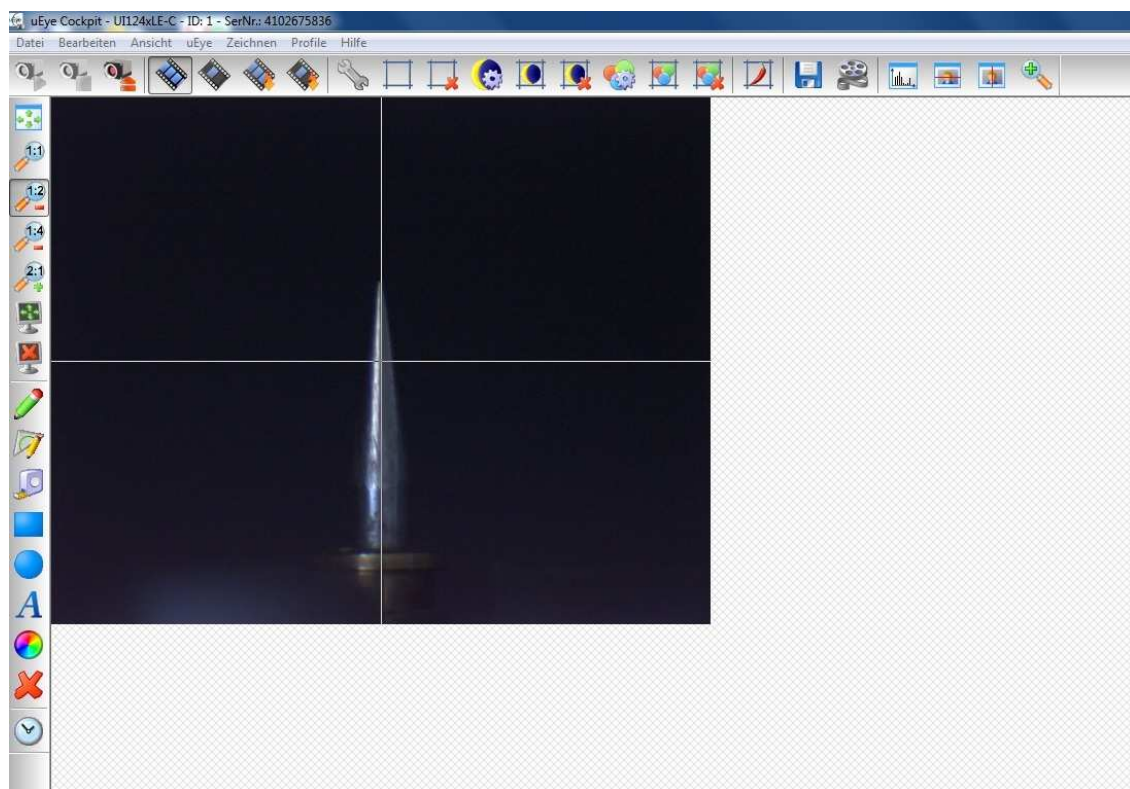
- Einstellen aller Justierschrauben des Goniometerkopfs (Huber 1005) auf Nullposition
- Aufsetzen der Justiernadel mittels des entsprechenden Adapters und Fixierung mittels Gewindeschrauben



Justiernadel mit Adapter auf Goniometerkopf

- Öffnen des Programms uEye Cockpit (Version 4.40.0000)
- Öffnen des Reiters „Zeichnen“ und Einblenden des Fadenkreuzes
- Einstellen der Neigung der Kamera auf Nullposition
- Einstellen der Rotation der Kamera mithilfe der Justiernadel und des Fadenkreuzes (darauf achten, dass die vertikale Achse des Fadenkreuzes durch die Spitze der Justiernadel läuft), dabei Stellung der Goniometerarme zueinander 180°
- Schließen des Programms uEye Cockpit und Öffnen von BRDF
- Fahren des Kameraarmes in 90° -Stellung zum zweiten Goniometerarm
- Schließen von BRDF und Öffnen von uEye Cockpit sowie Einblenden des Fadenkreuzes

- Prüfung, ob auch in dieser Position das Fadenkreuz durch die Spitze der Justiernadel läuft
- Falls nicht: Anpassen der Rotation der Kamera sowie leichte Justierung des Goniometerkopfes und gegebenenfalls Wiederholen aller Schritte, bis in beiden Ebenen das Fadenkreuz der Kamera und die Spitze der Justiernadel sich überlagern
- Manuelles Schwenken des Kameraarmes am Ende zur Prüfung der Zwischenpositionen, die Justiernadel soll dabei möglichst nicht aus dem Zentrum des Bildes wandern
- Bei korrekter Einstellung Fixieren der Rotationsachse der Kamera und erneutes Kalibrieren der Position des Kameraarmes (vgl. 5.1) und Zurückfahren in Grundposition (vgl. 10.5.1)



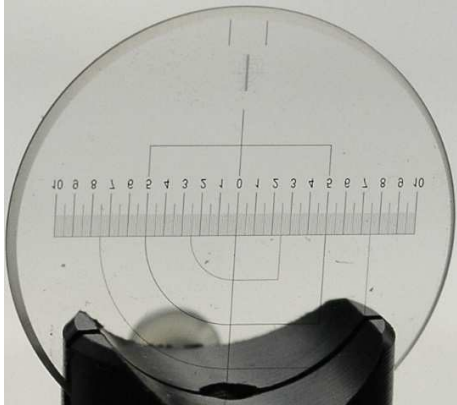
Justierung der Kamera mittels Justiernadel. Die vertikale Achse des Fadenkreuzes läuft durch die Spitze der Justiernadel. Dies muss auch nach Schwenk des Kameraarmes um 90° gegeben sein.

Zwischenergebnis:

- Goniometerkopf und Kamera sind auf einer Achse
- Der Goniometerkopf ist im Rotationszentrum des Kameraarmes

10.5.3 Justieren des Küvettenträgers

- Maschinelles Fahren des Kameraarmes in Grundposition (vgl. 10.5.1)
- Einspannen der Zielscheibe (s.u.) in den Adapter (s.u.)
- Adapter samt Zielscheibe in die Glasküvette einführen und auf dem Küvettenträger platzieren

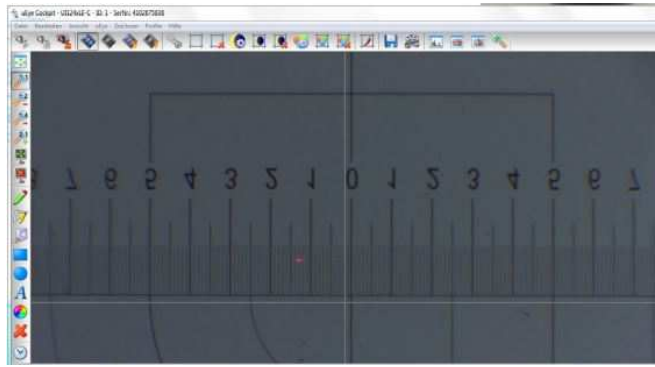


Zielscheibe



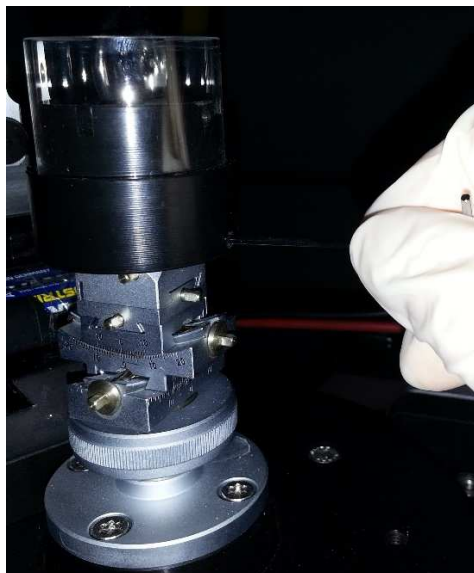
Adapter für Zielscheibe in der Glasküvette

- Aufsetzen des Küvettenträgers auf den Goniometerkopf
- 90°-Schwenk (maschinell) der Kamera und Überprüfen der Achse der Zielscheibe (diese muss parallel zur vertikalen Achse des Fadenkreuzes sein)
- Zurückfahren des Kameraarmes auf Grundposition
- Überprüfen der Ausrichtung der Zielscheibe mittels Fadenkreuz der Kamera: horizontale Linien sollen parallel sein, vertikale Linie des Fadenkreuzes und vertikale Nulllinie der Zielscheibe müssen parallel aufeinander liegen. Zunächst sollte die Zielscheibe gezielt rotiert werden, um dies möglichst genau zu erfüllen.
- Rotieren des Küvettenhalters, damit vertikale Linie des Fadenkreuzes und vertikale Nulllinie der Zielscheibe aufeinander liegen



Linien Parallel, jedoch seitlich verschoben. Rotieren des Küvettenträgers nötig.

- Fixieren des Küvettenträgers



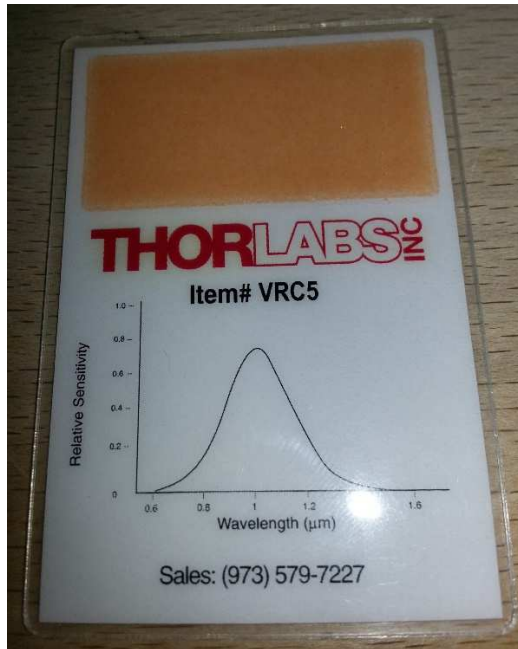
Kuvettenträger wird fixiert

Zwischenergebnis:

- Der Kuvettenträger ist so angeordnet, dass Proben im Probenhalter senkrecht zur Kameraachse stehen.

10.5.4 Justierung der Dioden

- Einschrauben der Dioden in den XY-Translator (beziehungsweise im alten System: Einführen und Festklemmen in den Diodenhalter)
- Fokussierung auf das Zentrum des Aufbaus auf Höhe des Probenhalters mithilfe einer Detektorkarte (Thorlabs VRC5)

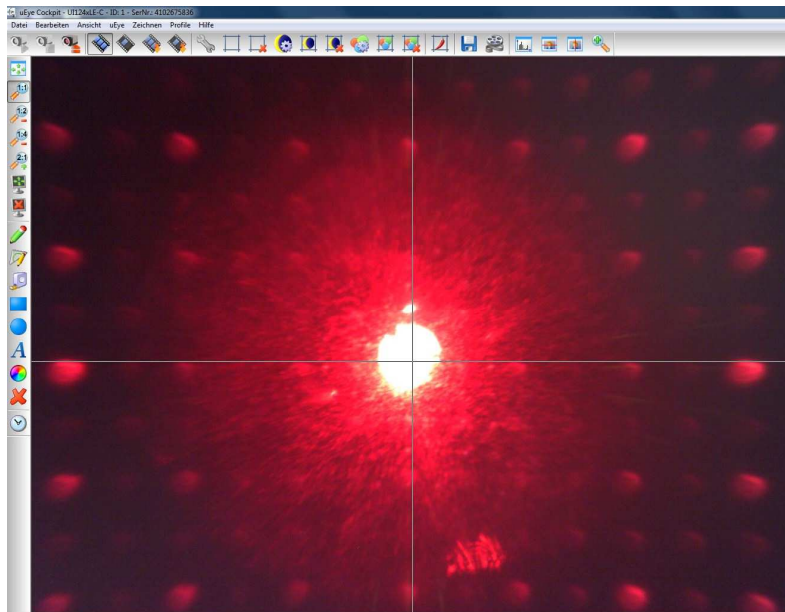


Detektorkarte



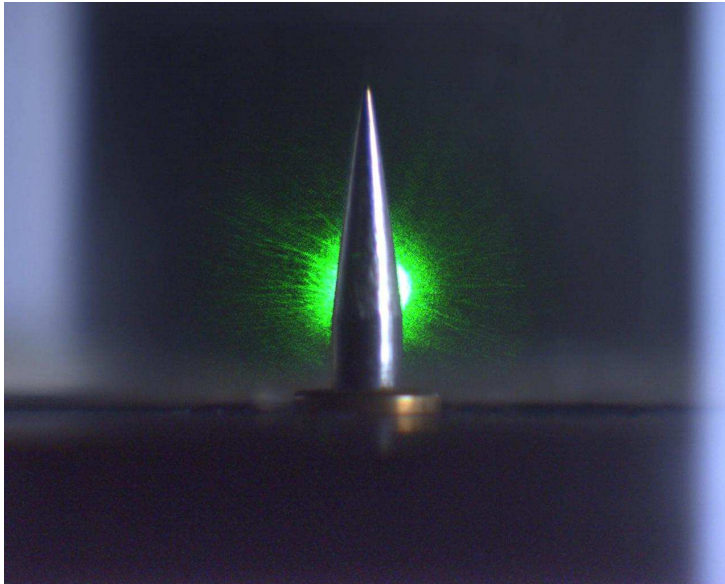
Detektorkarte: Einstellung der Fokussierung

- Ausrichten der jeweiligen Dioden mithilfe des XY-Translators und des Linearschlittens
- Ziel: Ausrichtung der Dioden mittig zur Achse der Kamera, übereinstimmende horizontale und vertikale Ausrichtung der Dioden zueinander
- Kontrolle per Kamera über das Programm „uEye Cockpit“ mit eingeblendetem Fadenkreuz (unter dem Reiter „Zeichnen“ zu finden)



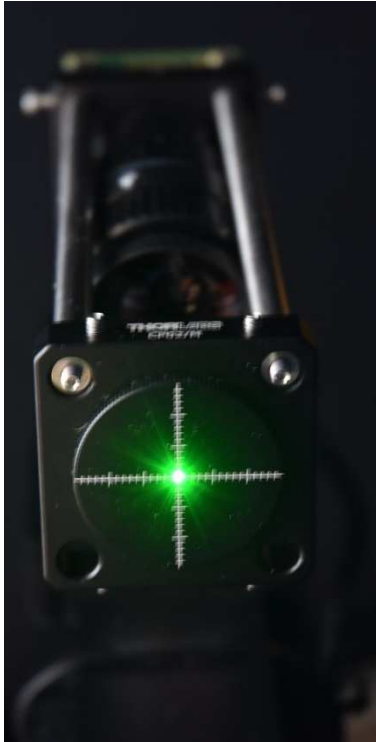
650nm-Diode zur Achse der Kamera justiert (Programm: uEye Cockpit)

- Zwischenkontrolle: Einführen des Probenhalters mit fixierter Justiernadel in die Glasküvette und Kontrolle der Ausrichtung der Dioden relativ zur Glasküvette



532nm-Diode mittig zur Nadel und damit zur Glasküvette ausgerichtet

- Einschrauben einer Zielscheibe (s.u.) in den entsprechenden Adapter (Thorlabs CP02/M) zur Montierung auf den Parallelstegen der Kamerahalterung (später wird dort der Detektor mittels Adapter montiert)
- Kontrolle der Ausrichtung der Dioden, im Idealfall: Übereinstimmung mit Kamerabild, falls Abweichung vorhanden: Justierung der Parallelstege



532nm-Diode zentriert auf Zielscheibe

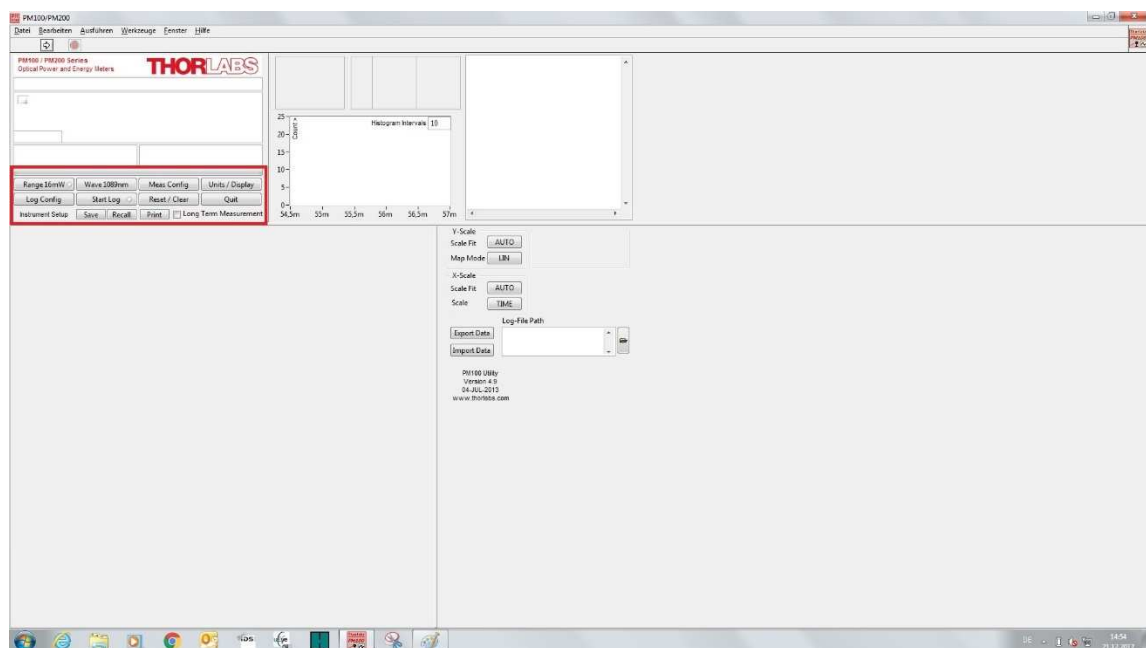
Ergebnis:

- Die Kamera und die Dioden bilden eine Achse
- Der Küvettenträger ist so angeordnet, dass Proben im Probenhalter senkrecht zur Achse zwischen Dioden und Kamera stehen
- Der Goniometerkopf und somit Probenhalter und Proben sind im Rotationszentrum
- Die Glasküvette wird von den Laserstrahlen ausgehend von den Dioden in ihrer Mittelpunktachse getroffen
- Die Parallelstege der Kamera sind parallel zur Kameraachse ausgerichtet

10.5.5 Kalibrierung und Einstellen des Detektors

- An der Konsole des Thorlabs PM100D unter „Meas Config“ unter „Zero“ die 0%-Kalibrierung durchführen.
- Der Detektor muss dafür mit dem Deckel abgedeckt sein.

- Einstellung und Kalibrierung über Thorlabs-eigene Software (Thorlabs Optical Power Meter Utility)
- Im oberen Drittel links befinden sich verschiedene Schaltflächen zum Einstellen des Detektors (rot)



Einstellungen:

- „Range“: Auto
- „Wave“: die zu messende Wellenlänge eintragen
- „Units/Display“: „Units“: Watt

Einstellungen für die Transmissionsmessungen unter „Log Config“:

- „No of Samples“: 10
- „Interval Time [s]“: 6
- „Averaging“: 10

Einstellungen für die Streulichtmessungen unter „Log Config“:

- „No of Samples“: 400
- „Interval Time [s]“: 1
- „Averaging“: 100

Zusätzliche Einstellungen für die Streulichtmessungen in BRDF 1.0:

- Shutter set: 2000ms
- Lichtquelle: auf -90° fixiert
- Kameraarm: Positionswechsel von -90° in 5° -Schritten bis 140°

11 Danksagung

Herrn Professor Dr. Hickel, Direktor der Klinik und Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, möchte ich für die Möglichkeit, meine Dissertation in seiner Abteilung zu erstellen, und für die Bereitstellung der Arbeitsmittel, Geräte und Räumlichkeiten danken.

Mein größter Dank gilt außerdem Herrn Prof. Dr. Kunzelmann, der mich bei der Durchführung meiner Arbeit betreut hat. Ich möchte mich für die Bereitstellung des interessanten Themas und seine fachliche Betreuung bedanken. Er stand mir jederzeit zur Seite und hat viel dazu beigetragen, das Interesse an dieser wissenschaftlichen Arbeit zu fördern und anzuregen.

Außerdem möchte ich mich bei allen Kollegen und Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie für eine sehr angenehme Atmosphäre und die kollegiale Unterstützung bedanken. Insbesondere Frau Dachs, Frau Köbele und Frau Nyama haben mich bei allen Laborarbeiten eingewiesen und unterstützt.

Einen besonderen Dank möchte ich zudem Herrn Dr. Dr. Hägler und den Mitarbeitern seiner Praxis für die Bereitstellung extrahierter Zähne als Grundlage für die durchgeführten Versuche aussprechen.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei meiner Familie, insbesondere bei meinem Vater, für die Mühe, Geduld, Ratschläge und Motivation, die Arbeit voranzutreiben, bedanken.

12 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Matthias Johannes Feraric, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema „Bestimmung der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin zur kariesdiagnostischen Früherkennung“ 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.

München, 05.08.2019
(Ort, Datum)

Matthias Johannes Feraric
(Unterschrift)