

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der  
Universität München

Direktor: Professor Dr. R. Hickel

# **Kariesdiagnostik mit Difoti**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Schäfer

aus München

2007

**Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. K-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. St. Ihrler  
Prof. Dr. Dr.h.c. W. Gernet

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: ---

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 07.03.2007

*Meinem lieben Papa gewidmet*

---

1.	Einleitung	1
2.	Zielsetzung .....	5
3.	Theorie und Literaturübersicht.....	9
3.1.	Karies.....	10
	Begriffklärung.....	10
	Ätiologie der Karies.....	10
	Kariesentstehung.....	14
	Histologie der Schmelzkaries .....	15
	Optische Bedeutung der Demineralisation .....	18
3.2.	Moderne Kariesdiagnoseverfahren .....	19
	Allgemeine Unterscheidungen .....	19
	Optische Diagnosemöglichkeiten .....	22
	Fluoreszenzbasierte Verfahren .....	22
	Intensitätsbasierte Diagnoseverfahren.....	24
4.	Material und Methoden .....	30
4.1.	Block 1: Materialien und Datengewinn .....	31
	Zahnlagerung .....	31
	Auswertung der Bilder.....	33
	Tiefenbeurteilung durch Polarisationsmikroskopie.....	37
	Schliffherstellung.....	37
	Grundlagen der Polarisationsmikroskopie .....	38
	Schnittbeurteilung mit dem Mikroskop.....	39
4.2.	Block 2: Versuchsaufbau sowie Ergebnisse zu den Vorversuchen und Bedingungsanalysen.....	42

---

Bedingung 1: Vorversuche zur Bildbearbeitung mit view3D .....	42
Versuchsaufbau.....	43
Vorversuchsergebnisse .....	43
Bedingungen 2 und 3: Intrarater und Interrater Reliabilität .....	44
Versuchsaufbau.....	44
Vorversuchsergebnisse .....	45
4.3. Block 3: Versuche zur Überprüfung der aufgestellten Hypothesen ...	46
Hypothese 1: Reproduzierbarkeitsversuche zur Angulation .....	47
Hypothese 2: Beurteilung von Approximalraumkaries .....	50
Approximalraumbeurteilung mit Difoti® .....	51
Difoti® klassisch .....	53
Difoti modifiziert .....	54
Hypothese 3 und 4: Vergleich von Difoti® mit anderen Diagnosemethoden .....	55
Approximalraumbeurteilung visuell.....	55
Approximalraumbeurteilung mit Sidexis® .....	56
Hypothese 5: Kariestiefenbeurteilung mit Difoti® .....	57
5. Ergebnisse .....	58
5.1. Hypothese 1: Abhängigkeit der Bildaquisition von der Kamera- Angulation.....	59
5.2. Hypothese 2: Beurteilung der approximalen Karies mit Difoti® und Difoti modifiziert.....	67

---

5.3.	Hypothese 3 und 4: Vergleich von Difoti® mit anderen Diagnosemethoden .....	68
	Approximalraumbeurteilung visuell.....	68
	Approximalraumbeurteilung mit Sidexis® .....	69
5.4.	Hypothese 5: Kariestiefenbeurteilung mit Difoti®.....	72
6.	Diskussion .....	78
6.1.	Einleitung .....	79
6.2.	Methodische Überprüfung von Difoti®.....	81
	Vorversuche zur Bildgewinnung und -auswertung .....	81
	Intra- und Interrater Reliabilität (Bedingungsanalyse).....	81
	Angulationsversuche .....	82
6.3.	Beurteilung approximaler Läsionen mit Difoti®.....	84
	Erkennung initialer Läsionen im Approximalbereich .....	84
	Vergleich von „Difoti modifiziert“ mit „Difoti® klassisch“ bei der Betrachtung von bukkal und palatinal.....	84
	Vergleich von „Difoti modifiziert“ mit „Difoti® klassisch“ bei der Betrachtung von okklusal .....	85
	Vergleich von Difoti® mit weiteren Methoden zur Kariesdiagnose.....	86
	Vergleich zwischen Difoti® und der visuellen Inspektion nach fünf Sekunden trocknen .....	86
	Vergleich zwischen Difoti® und digitalem Röntgen (Sidexis®).....	87

---

Exkurs: Vergleich zwischen digitalem Röntgen und der visuellen Inspektion nach fünf Sekunden trocken auf Basis der Literatur .....	88
Beurteilung initialer Läsionen im Approximalbereich mit Difoti® .....	89
6.4.    Ausblick.....	90
7.    Kurzzusammenfassung .....	93
8.    Literaturverzeichnis.....	96
9.    Anhang .....	103
9.1.    Anhang A: Codierungen .....	104
9.2.    Anhang B Aufnahmen der verschiedenen Diagnosemethoden bei der Approximalraumbeurteilung.....	108
10.    Lebenslauf .....	110

# **1. Einleitung**

Karies ist keine Erkrankung der Neuzeit. Schon in prähistorischer Zeit litten Menschen an Karies: Während bei Schädelfunden aus Griechenland, die auf das Jahr 2300 v. Chr. datiert sind, noch keine kariösen Zerstörungen feststellbar waren, sind bei Schädelfunden aus dem Jahre 1700 v. Chr. bereits 10% der Zähne kariös. Dieser Wert blieb über viele Jahrhunderte relativ konstant. Erst um 330 n. Chr. begann ein Kariesanstieg, der sich ab dem Mittelalter verstärkte, und bis in die Neuzeit stetig anstieg. [Hellwig & Klimek, 1999; Hellwig, Klimek, et al., 1999]

Noch vor wenigen Jahren war zu lesen, dass 99% der deutschen Bevölkerung unter Karies leiden [Hellwig & Klimek, 1999]. Diese Aussage trifft heute gerade für Jugendliche kaum mehr zu, da bei diesen die Kariesprävalenz deutlich abgenommen hat. Dagegen ist der Kariesbefall der Erwachsenen nach wie vor als sehr hoch einzustufen. Wie zahlreiche epidemiologische Studien zur Kariesprävalenz belegen [Hellwig & Klimek, 1999; Pieper, 1997a; Pieper, 1997b], ist auf lange Sicht mit einem immer geringeren Auftreten von Karies an den Glattflächen und im Approximalbereich zu rechnen, bei der Fissurenkaries ist dagegen nur ein begrenzter Rückgang zu verzeichnen.

Der Kariesrückgang wird neben veränderten Ernährungsgewohnheiten vor allem der verstärkten Kariesprophylaxe zugeschrieben. Bei dieser nehmen Fluoride eine zentrale Rolle ein. Eine Aufnahme von Fluoriden erfolgt aus verschiedenen Quellen: Entweder systemisch, wie zum Beispiel durch die Einnahme von Fluoridtabletten oder die Aufnahme mit dem Trinkwasser oder aber als lokal angewendete Kariostatika, die auf den Zahnschmelz aufgebracht werden [Dünninger & Pieper, 1991; Feyerskov, Ekstrand, et al., 1996]. Die Fluoridaufnahme bewirkt neben der Kariesprävalenzreduktion auch eine deutliche Reduzierung des Fortschreitens einer Entkalkung [Angmar-Mansson, Al Khateeb, et al., 1998; Klimm, 1997].

Bevor intensive Fluoridierungsmaßnahmen in der Zahnheilkunde angewandt wurden, waren schnell fortschreitende Krankheitsbilder mit rapide

fortschreitender Demineralisation und den daraus folgenden Zahnhartsubstanzenverlusten keine Seltenheit. Dadurch war die Diagnose der daraus resultierenden großen kariösen Läsionen einfach. Die Aufgabe des klinischen Behandlers bestand mehr in der restaurativen Therapie als in der Beobachtung von verdächtigen oder fragwürdigen Arealen [Chan, 1993].

Die gute Allgemeinversorgung mit Fluoriden veränderte die Kariesproblematik grundlegend. Durch den steten De- und Remineralisierungsprozess wird Karies heute als ein dynamischer Prozess angesehen, der Fortschritt, Stillstand oder sogar den Rückgang einer Läsion beinhalten kann [Chan, 1993]. Das Verständnis dieses Prozesses ist dabei entscheidend für die Wahl der richtigen Therapie [Angmar-Mansson, Al Khateeb, et al., 1998; Dodds, 1993].

Als Entscheidungshilfe benötigt der Zahnarzt diagnostische Hilfsmittel, die die Erkennung der Karies in den frühesten Anfangsstadien ermöglichen. Zudem kann er die weiteren Stadien der Krankheit als eine dichotome Variable behandeln („ist die Krankheit da oder nicht“) [Angmar-Mansson, Al Khateeb, et al., 1998]. Er kann einerseits subjektive klinische Kriterien wie Farbe, Zahnhärte oder auch die Entfernbarekeit von Belägen betrachten, andererseits können Diagnosemethoden wie Röntgenaufnahmen und zahnärztliche Sonden Entscheidungshilfe bieten [Pieper & Schurade, 1987; Angmar-Mansson, Al Khateeb, et al., 1998]. Vor allem der Einsatz von Sonden sollte aber vermieden werden, um einen Einbruch der Zahnhartsubstanz zu vermeiden und eine Infektion von noch nicht betroffenen Arealen mit Erregern zu verhindern (vgl. [Angmar-Mansson, Al Khateeb, et al., 1998]).

Die Entwicklung einer Diagnosemöglichkeit, die Initialläsionen darstellt und einen Verlauf der Kariesaktivität aufzeigt, wird somit als äußerst bedeutsam angesehen. Momentan gibt es mehrere Entwicklungsversuche von Diagnosemethoden, die diesem Anspruch zu genügen versuchen. Difoti® das ursprünglich für die Diagnose von Dentinkaries entwickelt worden war, zeigt viel versprechende Ansätze in dieser Richtung [Kunzelmann 2003].

---

In dieser Arbeit sollen die Möglichkeiten, mit Difoti® Karies zu beurteilen und zu erkennen, kritisch beleuchtet werden. Dafür wird zuerst die Bildgewinnung mit Difoti® bewertet, als Nächstes werden Rahmenbedingungen abgesteckt, bei denen reproduzierbare Daten gewonnen werden können. In weiteren Versuchen wird geprüft, ob man mit Hilfe von Difoti® Karies erkennen und beurteilen kann. Ein vierter Aspekt, der beleuchtet wird, ist der Vergleich von Difoti® mit zwei weiteren Diagnosemöglichkeiten (visuelle Inspektion und digitales Röntgen) hinsichtlich einer Erkennung und Beurteilung von Karies im Approximalraum.

## **2. Zielsetzung**

In Zeiten, in denen eine minimal- und noninvasive Kariestherapie angestrebt wird, ist es für den behandelnden Zahnarzt wichtig, den richtigen Zeitpunkt für den invasiven Eingriff zu finden [Ibarra, Aw, et al. 2004]. Dabei stellt sich die Frage nach der Kariesaktivität: Handelt es sich um eine aktive Karies oder um einen seit langer Zeit statischen Prozess, der durch Fluoridierung im Status Quo gehalten werden kann? Um das beurteilen zu können, benötigt der Behandler eine Methode, mit der er bei Läsionen ohne Kavitätenbildung einen Verlauf der Kariesprogression messen kann und somit auch die Behandlungsindikation stellen kann. Diese Langzeitkontrolle einer Läsion und ihre Zustandsbeschreibung wird Kariesmonitoring genannt. Das Kariesmonitoring soll behandlerunabhängig gleiche Ergebnisse liefern.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, nachzuweisen, ob mit Difoti® Kariesmonitoring betrieben werden kann. Um dies entscheiden zu können, müssen zuerst folgende drei Bedingungen erfüllt werden.

Bedingung 1: Die Auswertungsmethode liefert reproduzierbare Ergebnisse bei identischen Rahmenbedingungen.

Bedingung 2: Die Ergebnisse lassen sich zu einem zweiten Zeitpunkt reproduzieren.

Bedingung 3: Die Ergebnisse lassen sich von einer anderen Person unabhängig reproduzieren.

Diese drei Bedingungen werden im Methodenteil überprüft, die gewonnenen Ergebnisse werden ebenfalls in diesem Teil der Arbeit erläutert.

Nach Erfüllung dieser Bedingungen soll die diagnostische Leistung von Difoti® überprüft werden. Da in der Praxis eine exakte Repositionierung des Kameraarmes nur durch für Patienten und Behandler nicht akzeptierbaren

Aufwand sichergestellt werden kann, ist es von Interesse, wie genau die Rahmenbedingungen eingehalten werden müssen, um zu gleichen Ergebnissen zu kommen. Somit gilt es, folgende Hypothese zu prüfen:

Hypothese 1: *Difoti® liefert in einem geometrisch bedingten Rahmen reproduzierbare Ergebnisse unabhängig von der Kameraposition relativ zur kariösen Läsion.*

Des Weiteren wird in dieser Arbeit Difoti® mit anderen Diagnosemethoden (digitales Röntgen, visuelle Inspektion) verglichen und deren jeweilige Leistung bei der Darstellung von initialer Approximalraumkaries beurteilt. Difoti wurde ursprünglich für die Erkennung von Dentinkaries und nicht für kleine Schmelzläsionen entwickelt, doch in Zeiten der angestrebten noninvasiven Therapie soll hier die Früherkennung der Karies beurteilt werden. Dazu werden folgende Hypothesen formuliert:

Hypothese 2: *Mit Difoti® oder einer Modifikation von Difoti lässt sich approximal versteckte Karies darstellen.*

Hypothese 3: *Mit Difoti® kann man approximal versteckte Karies erkennen und darstellen, die durch visuelle Inspektion und Trockenblasen nicht erkennbar ist.*

Hypothese 4: *Mit Difoti® kann approximal versteckte Karies besser als mit einem digitalen Röntgenverfahren (Sidexis®) dargestellt werden.*

Um eine Veränderung bei Läsionen beurteilen zu können, sollte nicht nur die Oberflächengröße der Läsion betrachtet werden, sondern eher das Fortschreiten

---

der Läsion in Richtung des Nerven, da dies ein Entscheidungskriterium für eine invasive Therapie darstellt. Daraus resultiert die fünfte Hypothese:

*Hypothese 5: Mit Difoti® kann die Tiefe einer kariösen Läsion und dadurch der Kariesverlauf beurteilt werden.*

Mit dieser fünften Hypothese wird zugleich überprüft ob mit Difoti Kariesmonitoring betrieben werden kann. Dies wäre möglich, wenn man zu verschiedenen Messzeitpunkten eine Veränderung der Läsionstiefe messen kann.

### **3. Theorie und Literaturübersicht**

## 3.1. Karies

### ***Begriffklärung***

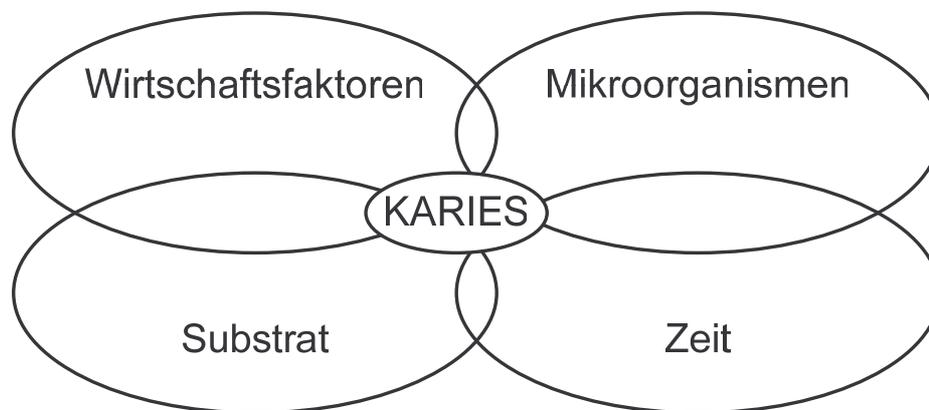
Im Lexikon wird Karies als Zahnfäule [Lexikon Medizin, 2003] oder einfach "Loch im Zahn" umschrieben. Sie verursacht die Zerstörung der Zahnhartsubstanz und im Spätstadium einen Angriff auf den Zahnnerv. Karies ist bakteriell bedingt und eine der häufigsten Infektionskrankheiten des menschlichen Körpers [Pschyrembel, 1993], von der weit über 95% der Europäer betroffen sind. In Deutschland liegt der Anteil der Bevölkerung mit naturgesunden Zähnen bei lediglich 0,8%. Vier von fünf Menschen weltweit hatten oder haben Karies. Dazu zählen 60 bis 90 Prozent aller Schulkinder sowie die meisten Erwachsenen, wie die Weltgesundheitsorganisation 2003 in einem Bericht über Mundkrankheiten festhielt [WHO, 2003]. Deutschland gehört dagegen nach Angaben des Bundesgesundheitsministeriums mit durchschnittlich 1,2 geschädigten Zähnen bei den Zwölfjährigen (Stand: 2000) im positiven Sinn zur Weltspitze. 1980 hatten die Zwölfjährigen im Schnitt noch mehr als sechs angegriffene oder zerstörte Zähne [Bundesministerium für Gesundheit, 2005]. Karies stellt dennoch auch in Deutschland immer noch ein virulentes Problem dar. Sie wird als Zustand erachtet, der rechtzeitig erkannt werden muss, um entsprechend reagieren zu können.

### ***Ätiologie der Karies***

Die von Miller 1890 [Miller, 1973] erstmals vorgestellte chemoparasitäre Theorie der Kariesentstehung ist die heute allgemein anerkannt. Die später von vielen Wissenschaftlern (vgl. [Wolinsky 1994; Emilson & Krasse 1985; Loesche

1987]) bestätigt und erweiterte Theorie geht von der Vorstellung aus, dass kariogene Mikroorganismen ((1) Plaque) in der Mundhöhle bei einem Überangebot an kariogenen Nahrungsmitteln ((2) Substrat) organische Säuren als Abfall ihrer Stoffwechselkette produzieren. Wirken diese lang genug auf die Zahnoberfläche ((4) Zeit) wird die Hartschmelzsubstanz demineralisiert ((3) Wirt).

In Abbildung 1 sind diese vier Grundvoraussetzungen für die Kariesentstehung dargestellt. Neben diesen Hauptfaktoren existieren zahlreiche Nebenfaktoren, die an der Kariesentstehung beteiligt sind. Zu nennen wären hier u.a.: Der Speichel (die Zusammensetzung, die Fließrate, pH-Wert, Pufferkapazität [König & Goepel 1992], die Immunabwehr, sozioökonomische Faktoren, Zahnfehlstellungen und -bildungen, genetische Faktoren (Zahnschmelzstruktur) und nicht zuletzt die Einstellung und Motivation zur Mundhygiene.



**Abbildung 1: Die vier Grundvoraussetzungen für die Entstehung kariöser Läsionen (aus König, 1971).**

#### (1) Plaque

Die Beteiligung von Mikroorganismen bei der Kariesentstehung ist heute unbestritten. Schon Black postulierte 1889 [Black, 1981], dass nicht die frei in der Mundhöhle vorhandenen Bakterien für die Kariesentstehung verantwortlich sind, sondern erkannte die Anheftung an der Zahnoberfläche über klebrige

Beläge (Plaque) als Voraussetzung für die Kariesentstehung. Grundlage der Bildung von Plaque ist das Pellicle, das aus azellulären Speichelkomponenten, vor allem geladenen Proteinen und Glykoproteinen, besteht [Zimmer, 2000]. Diese adsorbieren nach einer Reinigung der Zähne sehr rasch an deren Oberfläche, an der sie aufgrund der Eigenladung des Zahnschmelzes haften bleiben. Innerhalb weniger Stunden siedeln sich positive Kokken und Aktinomyzeten an, denen weitere Streptokokken (u.a. Streptococcus mutans) folgen. Bei längerem Bestehen wird der Zahnbelag immer weiter umstrukturiert [Hellwig and Klimek, 1999]. Die Zusammensetzung von Plaque ist variabel, was die Struktur betrifft. Diese ist abhängig von der Speichelzusammensetzung, der Ernährung und der Syntheseleistung der unterschiedlichen Plaquebakterien. Auch die Zusammensetzung der Bakterien in ihr ist variabel und unterscheidet sich signifikant von ihrem Anteil in Speichel.

## (2) Substrat

Die Qualität der zugeführten niedermolekularen Kohlenhydrate ist ein wichtiger Faktor der Kariesentstehung. Dabei ist entscheidend, ob die Zucker von den Bakterien in der Plaque verstoffwechselt werden können, und somit organische Säuren (wie Laktat, Propionat, Butyrat) als Abfallprodukte entstehen. Dies wurde erstmals eindrucksvoll in der Turkustudie nachgewiesen. Durch das Absinken des pH-Wertes in der Plaque kommt es dann zu einem Mineralverlust der Zahnoberfläche. Der kritische pH-Wert beträgt für den Zahnschmelz 5,2-5,7 [König, 1987].

Neben Qualität und Quantität der menschlichen Ernährung ist vor allem auch die Häufigkeit der Nahrungsaufnahme entscheidend. Es konnte beispielsweise schon in den 40iger Jahren in der Vipeholm Studie nachgewiesen werden, dass nicht die zugeführte Zuckermenge entscheidend für den Kariesrisikoanstieg ist, sondern die Verteilung der Zuckergaben über den Tag.

## (3) Wirt

Große individuelle Unterschiede in Bezug auf die Kariesentstehung und den Kariesfortschritt sind auffindbar. Mikrodefekte der Zahnoberfläche spielen dabei ebenso eine Rolle wie alle lokalen Faktoren, die eine Plaqueakkumulation begünstigen, wie z.B. Zahnfehlstellungen, kieferorthopädische Apparaturen und bestimmte Zahnhartsubstanzanomalien [Hellwig et al., 1999].

Insbesondere dem Speichel kommt, wie schon oben erwähnt, eine wichtige Bedeutung als Kofaktor bei der Kariesentstehung und -prävention zu [König and Goepel, 1992]. Durch seine Konsistenz und Zusammensetzung werden ihm viele Aufgaben zu teil. Diese sind im Einzelnen in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Funktion des Speichels und einzelner Speichelkomponenten nach [Hellwig et al., 1999].

<b>Funktion</b>	<b>Beteiligte Speichelkomponenten</b>
Spülfunktion	Gesamtflüssigkeit (abhängig von der Aktivität der drei großen Speicheldrüsen; serös oder mukös); Stimulation der Speicheldrüsen
Pufferung von Säuren	Bikarbonat, Phosphat, Proteine
(Re-) Mineralisation	Fluoride, Phosphat, Kalzium
Beschichtung	Glykoproteine, Muzine
Antibakterielle Aktivität	Imunglobuline, Lysozym, Laktoferrin, Laktoperoxidase
Andauung von Nahrung	Amylase, Proteasen

#### (4) Zeit

Die Zeitdauer der jeweiligen De- und Remineralisationsphasen ist entscheidend für die Entwicklung der Initiailläsionen. Überwiegt im Verhältnis die Remineralisation, kommt es zu keinem Abbau der Zahnhartsubstanz, überwiegt hingegen die Entmineralisierung der Schmelzschicht, hat dies die Ausbildung so genannter *White Spots* zur Folge. Entscheidend ist hierbei die Zeit, in der die Plaque besteht, und die in ihr entstehenden sauren Bakterienausscheidungsprodukte auf den Zahnschmelz einwirken können.

### **Kariesentstehung**

Wirken die im vorherigen Kapitel besprochenen kariogenen Faktoren eine Weile auf einen Zahn ein, kommt es häufig zu einem Absinken des pH-Wertes unter den kritischen Grenzwert. Es bilden sich dann so genannte Initiailläsionen (White Spot, Kreidefleck, Entkalkung), die bei Trocknung des Zahnes als weiße Flecken im Zahnschmelz sichtbar werden. Sie stellen das Ergebnis der aus dem Gleichgewicht geratenen De- und Remineralisation dar [Hellwig and Klimek, 1999; König, 1987].

Der Zahnschmelz, der nicht aus reinem Hydroxylapatit ( $(\text{Ca}_{10}\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), sondern auch aus Misch- und Defektapatit besteht, steht mit den im Speichel gelösten Ionen in einem Fließgleichgewicht, welches pH-Wert abhängig ist. Bei niedrigem pH-Wert werden mehr Phosphationen im Speichel protoniert und so dem Fließgleichgewicht entzogen. Somit müssen Apatitkristalle aus dem Zahnschmelz in Lösung gehen, um das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten. Es kommt zur Demineralisierung des Zahnes. Wenn aber die Anzahl der  $\text{H}^+$ -Ionen im Speichel absinkt (= Anstieg des pH-Wertes), werden umgekehrt Apatitkristalle in den Zahnschmelz aufgenommen, der Zahn wird remineralisiert, wenn ein Phosphatdefizit besteht.

Ist Zahnschmelz regelmäßig plaquebedeckt und wird kariogenes Substrat zugeführt, sind Speichel und Plaque aufgrund ständiger Säureproduktion der kariogenen Bakterien gegenüber dem Zahnschmelz fast durchgängig an Phosphat untersättigt. Es existieren dann nur noch kurze Phasen, in denen eine Übersättigung des Speichels mit Phosphationen vorliegt und eine Remineralisation stattfinden kann. Die Folge davon ist eine Initiaalläsion, deren Aufbau im nächsten Kapitel erläutert wird. Wenn dieser Kreidefleck länger besteht, lagern sich exogene Farbstoffe aus der Nahrung ein, es bildet sich ein so genannter Brown Spot. Bei Weiterwirken der kariogenen Faktoren wandern schließlich Mikroorganismen in den geschädigten Schmelz ein, und Zahnhartsubstanz geht verloren. Dies führt zu einer Kavitätenbildung und letztendlich zum Fortschritt der Läsion ins Dentin [König, 1987 ; Zimmer, 2000; Hellwig, Klimek, et al., 1999].

### ***Histologie der Schmelzkaries***

Werden Beläge, die längere Zeit bestimmte Zahnareale verdeckt haben entfernt, können oft weiße opake Veränderungen des Zahnschmelzes gefunden werden. Mit einer Sonde kann man oftmals nur eine Aufrauung der Oberfläche feststellen, wobei die Oberflächenkontinuität nicht unterbrochen ist. Werden Dünnschnitte dieser Läsionen unter dem Licht- oder Polarisationsmikroskop untersucht, kann man je nach Inhibitionsmedium vier Schichten unterscheiden, die unter anderem Silverstone [Silverstone, 1973], Mjör und Feyerkov [Mjör & Feyerkov 1979] genauer beschrieben und interpretiert haben. Diese vier Schichten sind von Innen nach Außen:

### (1) Transluzente Schicht

Direkt über dem gesunden Zahnschmelz befindet sich die transluzente Schicht, die aber nur bei ca. 50% aller Fälle darstellbar ist. Bei Milchmolaren liegt der Wert noch etwas tiefer [Hellwig, Klimek, et al., 1999]. Während der gesunde Schmelz im Polarisationsmikroskop ca. 0.1% an Poren enthält, betragen diese etwa 1% in der transluzenten Zone [Zimmer, 2000; Hellwig & Klimek, 1999]. Da sich die Poren insbesondere an solchen Stellen bilden, an denen im gesunden Schmelz strukturelle Unregelmäßigkeiten erkennbar sind, erscheint die Läsion, wenn ihre Poren mit einem Medium aufgefüllt werden, das einen ähnlichen Lichtbrechungsindex wie Schmelz hat (z.B. Wasser/Speichel), amorph und transluzent [Silverstone, 1973; Zimmer, 2000].

### (2) Dunkle Zone

Oberhalb der transluzenten Zone liegt in Richtung Zahnoberfläche die so genannte dunkle Zone. Sie findet sich in den Schmelzläsionen bleibender Zähne zu ca. 95%, bei Milchzähnen zu ca. 85%. Bei Tränkung mit Chinolin zeigt sie im polarisationsmikroskopischen Bild eine positive Doppelbrechung, was ihr dunkles Aussehen verursacht [Hellwig & Klimek 1999]]. Die dunkle Zone enthält zusätzlich zu den recht großen Poren der transluzenten Zone noch ein Netz von Mikroporen, was vor allem auf Remineralisierungsprozesse in diesem Bereich hindeutet. Ihr Porenvolumen liegt insgesamt bei ca. 2-4% [Zimmer 2000; Silverstone 1973].

### (3) Läsionszentrum

Der Läsionskörper ist die Zone mit dem größten Mineralverlust in der Läsion. Das Porenvolumen beträgt in diesem Bereich zwischen 5 und 25%. Es lagern sich Speichelbestandteile wie Wasser und Proteine ein [Hellwig & Klimek 1999]. Im Polarisationsmikroskop lassen sich hier vor allem die Retziusstreifen

und die Querstreifen der Prismen deutlicher als im gesunden Zahnschmelz erkennen [Zimmer, 2000].

#### (4) Oberflächenschicht

Die scheinbar intakte Außenfläche der Initiaalläsion hat eine Dicke von ca. 30 µm und erscheint makroskopisch intakt, obwohl sie einen Mineralverlust von bis zu 10% aufweist [Hellwig, Klimek, et al. 1999]. Das Porenvolumen beträgt in der Regel weniger als 5%. Im Rasterelektronenmikroskop lassen sich aber zahlreiche Porositäten nachweisen, durch die auch Mikroorganismen eindringen können. So konnte Brännström [Brännström et al., 1980] nachweisen, dass sich unter einer Initiaalläsion mit „pseudointakter“ Oberfläche bereits Bakterien befanden, die bis in die Tubuli des Dentins eingedrungen waren. Die Porositäten sind aber zu klein, um mit der Sonde oder mit dem bloßen Auge wahrgenommen zu werden. Warum sich die eine kaum demineralisierte Schicht über einer stärker demineralisierten befindet, ist noch nicht ganz geklärt. Es wird momentan davon ausgegangen, dass die gelösten Mineralien (Kalzium und Phosphate) aus den tieferen Schichten lokal zu einem Überschuss führen und so eine Remineralisation an der Oberfläche in Gang gesetzt wird [Zimmer 2000]. Die höhere Fluoridkonzentration, die durch die Fluoride im Speichel besteht, dürfte dies noch unterstützen [Rawls, Robert, et al. 1978].

Thylstrup und Fejerskov [Fejerskov and Thylstrup, 1986] beschrieben die Porenverteilung in einer Initiaalläsion in Abhängigkeit vom Abstand von der Oberfläche (siehe Abbildung 2).

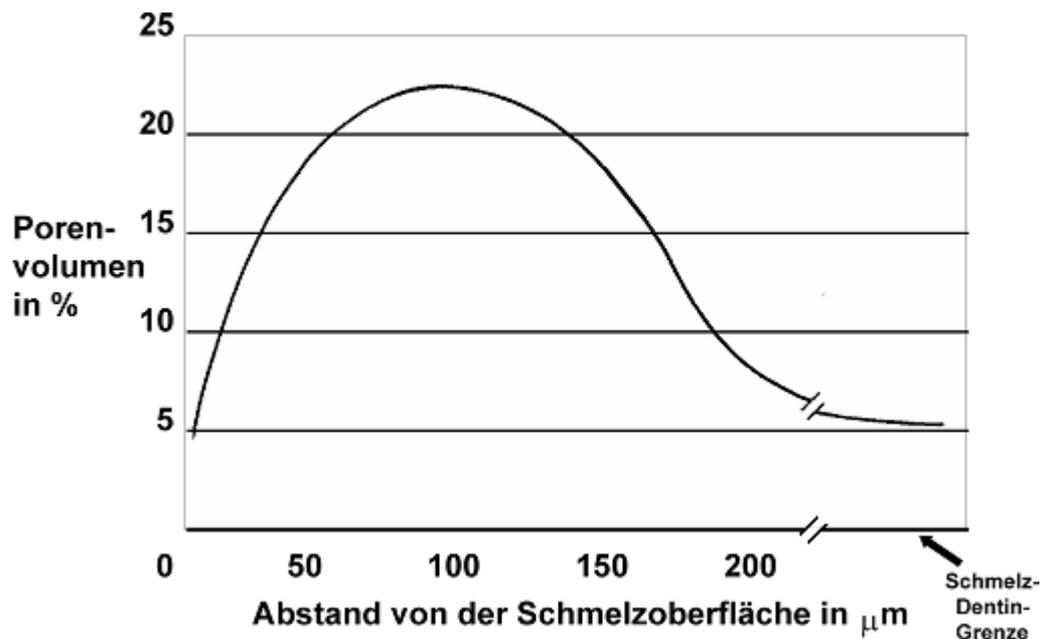


Abbildung 2: Porenvolumen einer Initiailläsion in Relation zum Abstand von der Schmelzoberfläche (nach Fejerskov und Thylstrup, 1986).

Solange es noch zu keiner Kavitätenbildung gekommen ist, kann durch Fluoridierung und dadurch ausgelöste Remineralisation das Auffüllen des Porenvolumens im Schmelz erfolgen. Somit kann eine Rückbildung der Entkalkung ausgelöst, und im Idealfall kann eine Restitutio ad Integrum erreicht werden. Deshalb sollte bei der Diagnose von Initiailläsionen die iatrogene Kavitätenbildung vermieden werden [ten Cate, 1979; Ekstrand, Qvist, et al., 1987; Penning, Van Amerongen, et al., 1992].

Nachdem bisher beschrieben wurde, wie Karies entsteht und wie die einzelnen Schichten mikroskopisch aufgebaut sind, soll im folgenden Kapitel erläutert werden, wie man diese initiale Karies erkennen kann.

### ***Optische Bedeutung der Demineralisation***

Sobald ein Zahn luftgetrocknet ist, lässt sich Initialkaries als weiße Oberflächenveränderung erkennen. Diese bei demineralisiertem Schmelz verstärkte Rück-

streuung des Lichtes lässt sich auf eine Veränderung des Brechungsindex zurückführen. Die interprismatische Substanz, die im gesunden Schmelz den Bereich zwischen den Kristalliten auffüllt, besitzt weitgehend denselben Brechungsindex wie die dicht gepackten Schmelzprismen. Der gesunde Schmelz erscheint deswegen optisch transparent. Durch die oben besprochene säurebedingte Demineralisation entstehen an den Kristallitgrenzen Bereiche mit geringerer optischer Dichte, die Poren. Der Brechungsindex des gesunden Schmelzes beträgt 1,62, der von Wasser 1,33 und der von Luft 1,0. Das hat zur Folge, dass die Poren, solange sie nicht zu groß sind, mit Wasser gefüllt optisch fast den Brechungsindex von gesundem Schmelz haben. Dadurch fällt die Läsion nicht auf. Werden die Poren aber größer oder werden die interprismatischen Bereiche durch Trocknen mit Luft gefüllt, erscheint die Oberfläche des Zahnes weißopak [Thylstrup & Feyerkov 1999].

Dieses Prinzip macht man sich bei der visuellen Inspektion mit dem Luftbläser zunutze. Da durch reines Erkennen einer Veränderung der Schmelzoberfläche noch kein Behandlungsbedarf abgeleitet werden kann, wurden weitere Karieserkennungsmethoden entwickelt, von denen einige im nächsten Kapitel vorgestellt werden.

## **3.2. Moderne Kariesdiagnoseverfahren**

### ***Allgemeine Unterscheidungen***

Jedes moderne Kariesdiagnoseverfahren muss in Bezug auf die Objektivität, Validität und Reliabilität (sowohl Intra- als auch Interrater) kritisch geprüft werden. Für eine objektive Kariesverlaufsdiagnostik sind Eichroutinen von Nöten, die auch weltweit identische und reproduzierbare Ergebnisse liefern. Die

in der Diagnostik gewonnenen Daten sollten in einem Routineverfahren am besten gleich durch eine Software oder Normtabellen ausgewertet werden, um über diese Standardauswertungen auch für andere Untersucher nachvollziehbar zu sein [Kunzelmann, 2005]. Des Weiteren sind für die tägliche Anwendung in der Praxis einfache, reproduzierbare Arbeitsschritte unabdingbar, die Ergebnisse müssen klar und einfach interpretierbar sein.

Für diese modernen Diagnosewege gibt es viele verschiedene Ansatzmöglichkeiten, von denen einige hier vorgestellt werden sollen. Grundsätzlich kommen drei verschiedene Grundprinzipien in Frage: (1) chemische (z.B. Kariesdetektoren, vgl.[van de Rijke, 1991; Rawls et al., 1978; Shern et al., 1990]), (2) biochemische Methoden, die aber nicht direkt die Karies, sondern ein Kariesrisiko beurteilen (z.B. Clinpro Cario Diagnosis, ESPE und Dentocult vgl.[Haeberlein et al., 2004; Kunzelmann, Stößer, et al. 2003; Kiernicka et al., 2002]) und (3) physikalische Verfahren, wobei in dieser Arbeit das Augenmerk auf die physikalischen gelenkt wird. Einen Überblick über die nichtphysikalischen Methoden bietet Tabelle 2.

Tabelle 2 : Moderne Kariesdiagnosemöglichkeiten A: Nicht physikalische Verfahren

<b>Nicht physikalische Verfahren</b>		
<b>Klassisch</b>	<b>Biochemisch (Kariesrisikoanalyse)</b>	<b>Chemisch</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Spiegel Luftbläser</li> <li>- Röntgendiagnostik</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Clinpro Cario L-Pop</li> <li>- Dentocult</li> </ul>	Kariesdetektoren

Bei den physikalischen Methoden werden wiederum nichtoptische und optische Diagnosemethoden unterschieden. Bei den nichtoptischen Methoden werden in der Literatur unter anderem die elektrische Widerstandsmessung ECM (vgl. [Ashley et al., 1998, Verdonschot et al., 1995]), die Ultraschalluntersuchung UI [Ng et al., 1988] und das schon als Diagnosestandard geltende digitale Röntgen

beschrieben (u.a. [Wenzel, 2000; Dove, 2001; Hintze & Wenzel, 2003; McComb & Tam, 2001; Stookey, Jackson, et al., 1999]). Dabei haben sich sowohl das digitale Röntgen als auch die ECM in der praktischen Anwendung bewährt.

Die optischen Verfahren produzieren entweder eine sichtbare Darstellung im Mund oder leiten über CCD-Kameras das Bild zur Weiterverarbeitung in einen Computer. Sie basieren alle auf dem veränderten Lichtleitvermögen von demineralisiertem Schmelz, durch die oben beschriebenen Poren, die im demineralisierten Schmelz bestehen. Einen Überblick über die physikalischen Diagnosemöglichkeiten bietet Tabelle 3.

Allgemein lassen sich bei den optischen Verfahren intensitätsbasierte Methoden (es wird eine Signalabschwächung unabhängig von der Wellenlänge gemessen) von Methoden unterscheiden, bei denen die Wellenlänge zwischen einem Anregungssignal und dem eigentlich interessanten diagnostischem Signal differiert. Auf die genaueren Unterschiede und den Stand der Wissenschaft in Bezug auf optische Kariesdiagnostik soll in den nächsten Kapiteln näher eingegangen werden.

Tabelle 3: Moderne Kariesdiagnosemöglichkeiten B: Physikalische Verfahren.

<b>Physikalische Verfahren</b>		
Optisch		Nicht optisch
Intensitätsbasiert	Fluoreszenzverfahren	
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Foti</li> <li>- Difoti® ®</li> <li>- Qlsm</li> <li>- Quoti</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Diagnodent</li> <li>- QLF</li> <li>- UV- Licht</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Digitales Röntgen</li> <li>- ECM</li> <li>- Ultraschall (UI)</li> </ul>

## **Optische Diagnosemöglichkeiten**

Die optischen Verfahren kann man zum einen hinsichtlich der Richtung zwischen Signaleintritt und Antwortaustritt und zum anderen hinsichtlich des ausgewerteten Frequenzspektrums unterscheiden. Die Unterscheidung hinsichtlich des Frequenzspektrums differenziert die Verfahren in Fluoreszenzverfahren, d. h. Verfahren, bei denen das anregende Frequenzspektrum im Zahn modifiziert wird und in einem anderen Wellenlängenbereich ausgewertet wird [Kunzelmann, 2005]. Im Gegensatz dazu stehen die intensitätsbasierten Verfahren wie Difoti® und Foti, bei denen eine Abschwächung des ursprünglich ausgesendeten Signals bewertet wird. Auf diese beiden Hauptgruppen soll in den folgenden Kapiteln näher eingegangen werden.

### **Fluoreszenzbasierte Verfahren**

Hinsichtlich der Fluoreszenzverfahren gibt es derzeit zwei kommerzielle Lösungen, (1) QLF (Quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz, Inspektor, NL) sowie (2) das Diagnodent (KaVo, Ger). Die nur in der Literatur beschriebene Anregung mit ultraviolettem Licht [Foreman, 1980] hat sich nicht durchgesetzt, da sowohl Behandler als auch Patient vor der UV-Strahlung geschützt werden müssen. Sie ist hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

(1) QLF verwendet einen Frequenzbereich zwischen 400 und 500 nm, ausgewertet wird die Lichtintensität der Autofluoreszenz des Zahnes und zwar die reflektierte Lichtintensität des Fluoreszenzsignals [de Josselin, Sundstrom, et al., 1995; Kunzelmann, 2005]. Da Bereiche mit Karies einen erhöhten Anteil an Poren haben (s.o.), wird hier entweder weniger Fluoreszenzlichtintensität generiert oder das Licht vom Sensor reflektiert. Kariöse Areale erscheinen somit auf dem Bildschirm dunkel. QLF hat seine Stärke im Bereich der Diagnostik initialer Schmelzläsionen [Emami, Al Khateeb, et al., 1996]. Momentan ist

dieses Verfahren wissenschaftlichen Untersuchungen vorbehalten, da der Aufwand in der täglichen Praxis sehr hoch ist. Der Raum, in dem die Diagnose stattfindet, muss hierfür komplett abgedunkelt werden. Könnte das Verfahren bei geeignetem Entwicklungsaufwand kostengünstiger und auch wesentlich einfacher anwendbar werden, stellt es eine gute Alternative zu den klassischen Kariesdiagnosemethoden dar [Kunzelmann, 2005].

(2) Diagnostik verwendet eine andere Wellenlänge zur Anregung der Fluoreszenz. Die Anregung findet im Bereich des roten Farbspektrums bei einer Wellenlänge von 655 nm statt. Nach Aussage des Herstellers sollen mit dieser Wellenlänge Stoffwechselprodukte von Mikroorganismen angeregt werden, die dann ein Fluoreszenzsignal emittieren. Dieses Signal wird vom Gerät gemessen und als Messwert dargestellt (vgl. [Shi et al., 2001b; Shi et al., 2001a]).

Da die Ergebnisse leicht interpretierbar sind und auch für Laien anschaulich dargestellt werden, ist das Diagnostik auch zur Motivation der Patienten geeignet. Den Anspruch, den Therapieentscheid zu unterstützen, kann es aber bisher nicht erfüllen: Eine reliabile Kariesquantifizierung ist bis jetzt nicht möglich. Betrachtet man das Funktionsprinzip genauer, kann man Diagnostik als eine „farbstoffverstärkte“ QLF betrachten [Kunzelmann, 2005; Shi et al., 2001a].

Bisher fehlt aber noch der Nachweis, dass nur der Farbstoff, der von den Mikroorganismen gebildet wird, dargestellt wird, und keine durch Nahrungs- und Genussmittel aufgenommenen Farbstoffe das Ergebnis beeinflussen. Selbst wenn man davon ausgeht, dass keinerlei Artefakte das Ergebnis überlagern und tatsächlich nur Stoffwechselprodukte von kariogenen Mikroorganismen gemessen werden, kann lediglich die Aussage getroffen werden, dass irgendwann derartige Mikroorganismen vorhanden waren. Es kann aber durchaus sein, dass die Läsion inzwischen inaktiv ist. Somit sollte der Therapieentscheid nicht auf der Basis eines aktuellen Messwertes, sondern auf der

Grundlage einer deutlichen Zunahme des Messwertes zu verschiedenen Zeiten gefällt werden, was dem klassischen Verständnis von „Kariesmonitoring“ entspricht [Kunzelmann, Stößer, et al. 2003]. Dieser Umweg ist erforderlich, da sich die Kariesaktivität in den verschiedenen Lebensabschnitten ändern kann [Dodds, 1993].

Diagnodent ist damit eine erste, viel versprechende, kommerziell verfügbare Möglichkeit, Kariesmonitoring zu betreiben, ohne jedoch die Kariesaktivität zu berücksichtigen. Optimiert werden sollte auch die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, die bisher nur als Punktmessungen vorliegen.

Die zweite große Gruppe der optischen Kariesdiagnoseverfahren arbeitet nicht mit der Anregung von Strahlung, sondern mit der Abschwächung von Signalen durch Veränderungen in der Zahnhartsubstanz. Sie wird in den folgenden Kapiteln näher betrachtet.

### **Intensitätsbasierte Diagnoseverfahren**

Im Gegensatz zu den Fluoreszenzverfahren verwenden die intensitätsbasierten Verfahren wie Difoti® die gleichen Wellenlängen für die Auswertung, wie sie auch für die Anregung verwendet werden. Deshalb muss verhindert werden, dass Licht direkt aus der Lichtquelle in den Analysator gelangt, da dieses zu intensiv ist und die gewünschte Information überlagert. Eine weitere Unterscheidung betrifft die Richtung zwischen Anregung und Auswertung. Drei Kategorien können unterteilt werden: die direkte Durchstrahlung, die Reflexion sowie eine Anregung im 90°-Winkel zur Auswerterichtung [Kunzelmann 2005].

*Foti*®

Die klassische Diaphanoskopie<sup>1</sup> oder *Foti* (= Fiber optic transillumination) wertet den Intensitätsverlust bei Durchstrahlung des Zahnes aus. Bereiche mit Karies weisen die bereits erwähnten Poren in der Zahnhartsubstanz auf. Die porösen Bereiche haben einen anderen Brechungsindex als die gesunde Zahnhartsubstanz, sodass an den Grenzflächen vermehrt Licht gestreut wird, wodurch es zu einem Intensitätsverlust kommt, den wir als dunklen Fleck sehen können. Dies wird zusammenfassend bei Peltola und Wolf [Peltola and Wolf, 1981] dargestellt.

Das gleiche optische Phänomen liegt der Beobachtung einer Initialläsion zugrunde, die optisch heller oder sogar fast weiß erscheint, wenn sie trocken ist. Hier wird das Licht von der Läsion zum Betrachter zurück reflektiert, sodass die Lichtintensität im Vergleich zur Umgebung höher ist.

Bisher wurde dieses optische Phänomen rein visuell bewertet. Es gab keine Möglichkeit, die Veränderung einfach und reproduzierbar zu dokumentieren. Dieses Verfahren war somit nicht zur Verlaufskontrolle geeignet.

*Difoti*®

Difoti® wurde 1997 von Elbaum, Keem und Schneiderman [Keem and Elbaum, 1997];[Schneiderman et al., 1997] entwickelt, und baut auf dem Prinzip von Foti auf. Es nutzt die optische Leitfähigkeit des Zahnschmelzes aus, indem von der einen Seite eine weiße Lichtquelle an den Zahn angelegt wird, und auf der anderen Seite des Zahnes eine CCD Kamera positioniert wird, die mit einem Computer verbunden ist. Dies geschieht über ein Aufsatzstück mit integriertem Lichtleiter, der an den Zahn angelegt wird (vgl. Abbildung 3 und Abbildung 4).

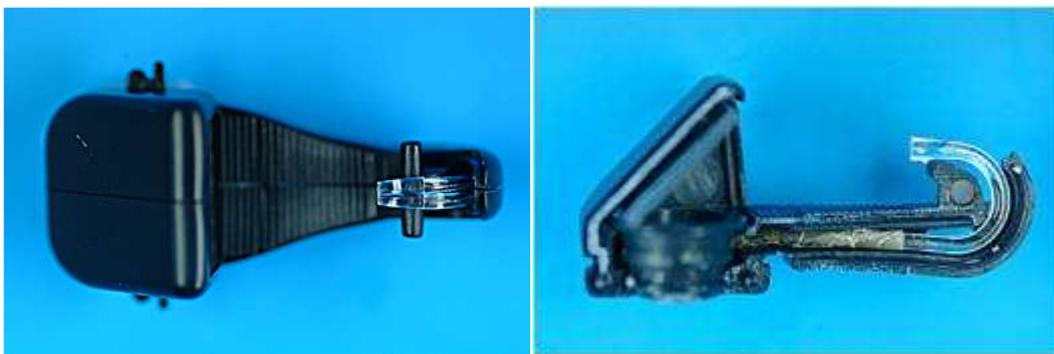
---

<sup>1</sup> Diaphanoskopie= Durchleuchtung eines Körperteils mit einer Lichtquelle [Pschyrembel 1993].

Die CCD-Kamera empfängt das Lichtsignal und wandelt es in ein elektronisches um, das über die Illumination-Controll-Box und den USB oder PCI Port in den PC übertragen wird. Dort werden die Signale durch die mitgelieferte Difoti®-Software ausgewertet und als Bild sichtbar gemacht. Die Kamera übernimmt die Aufgabe einer Realtime Übertragung, sodass entschieden werden kann, welcher Ausschnitt aufgenommen werden soll.



**Abbildung 3: Difoti IlluminationBox mit Lichtleiter, aufgesteckter Diagnosekopf Difoti Proximal adult large und Fusspedal, aus Difoti 2006.**



**Abbildung 4: Difotikopf Proximal adult Large**

In den folgenden Abschnitten soll einerseits erläutert werden, wie Difoti® im täglichen Einsatz in der Praxis Verwendung findet, und andererseits die Vorteile, die Difoti® gegenüber anderen Diagnosemethoden bietet, aufgezeigt

werden.

### (1) Anwendung von Difoti® in der Praxis

Der Einsatz von Difoti® findet in der normalen zahnärztlichen Einheit statt. Durch die Difoti® Software, die auf einem handelsüblichen PC mit Windowsoberfläche läuft, werden die Patientendaten aufgerufen. Diese beinhalten neben dem Geburtsdatum auch ein Feld für Versicherungsdaten. Leider müssen sie für jeden Patienten neu eingegeben werden und können nicht aus anderen Praxisprogrammen (z.B. Abrechnungsprogramme) überführt werden. Die gewonnenen Bilddaten werden in einem Ordner der das Behandlungsdatum und den Patientennamen bezeichnet im Bitmap-Format (\*.bmp) abgespeichert, und können somit auch mit gängigen Bildbearbeitungsprogrammen (z.B. Adobe Photoshop) betrachtet und nachbearbeitet werden. Dabei enthält jedes Bild über den Dateinamen die Information, um welchen Zahn es sich handelt und in welcher Einstellung er aufgenommen wurde. In der Difoti Benutzeroberfläche können auch frühere Sitzungen aufgerufen und betrachtet werden. Die Navigation im Programm erfolgt entweder mit der Maus oder, für den Behandler einfacher, durch ein Fußpedal, mit dem auch die Kamera ausgelöst werden kann.

Soll mit Difoti® der zahnärztliche Befund erhoben werden, werden zuerst mit dem Aufsatz „Difoti® occlusal“ die Zähne der Reihe nach von 18 bis 48 abgebildet. Der Behandler überprüft dabei das Bild auf dem Monitor und löst die Kamera bei Bedarf aus. Dabei geht die Software nach jedem Bild einen Zahn weiter. Ist ein Zahn nicht vorhanden oder die Darstellung nicht erwünscht, kann man den entsprechenden Zahn überspringen.

Nach dem vollständigen okklusalen Durchlauf werden mit dem proximalen Aufsatz die Zähne erst von bukkal und nach Drehung des Aufsatzes um 180° analog auch von palatinal analysiert. Die so gewonnenen Bilder können sofort im Anschluss mit dem Patienten besprochen werden, eine nötige Therapie

kann eingeleitet werden. Dafür ist ein Monitor an der Behandlungseinheit aber unablässig.



**Abbildung 5: Difoti® Ansatz „proximal Adult Large“ bei der Betrachtung der Zähne von bukkal (links) und palatinal (rechts) (aus Difoti 2006).**

- (2) Vorteile und Nachteile von Difoti® in der praktischen Anwendung gegenüber der konventionellen Kariesdiagnostik

Der technische Aufwand, der für Difoti® betrieben werden muss, ist relativ hoch. So ist ein Monitor am Behandlungsstuhl sowie ein Computer im Behandlungsraum Grundvoraussetzung. Da aber immer mehr Praxen mit digitalen Röntgensystemen arbeiten und die computergestützte Praxisverwaltung sich sicher noch stärker als bisher verbreiten wird<sup>2</sup>, sollte das kein Problem darstellen.

Als weiteren Nachteil muss man die Datenmenge sehen, die entsteht, wenn bei jedem Patienten Dokumentationsbilder angefertigt werden. Da aber die

---

<sup>2</sup> ...sogar muss, wenn die elektronische Gesundheitskarte deutschlandweit eingeführt wird,...

Kosten für Speichermedien noch weiter sinken werden, handelt es sich um einen finanziell überschaubaren Rahmen.

Ein großer Vorteil der Diagnose mit Difoti® ist die Zeitersparnis für den geübten Anwender gegenüber der Röntgendiagnostik. Durch die Realtime-Übertragung gibt es kein Warten auf eine Entwicklung, die Diagnose kann direkt im Behandlungsstuhl gestellt werden. Auch muss das Behandlungspersonal den Raum nicht verlassen, da es zu keiner schädlichen Strahlenemission kommt. Das ist natürlich auch für den Patienten von immensem Vorteil.

Gegenüber der visuellen Inspektion hat Difoti® den Vorteil, dass zur genauen Beurteilung die Zähne nicht getrocknet werden müssen. Das hält den Zeitaufwand für Difoti® in einem vergleichbaren Rahmen zur üblichen Befundaufnahme mit Spiegel und Luftbläser. Die Betrachtung auf dem Monitor erfolgt unter Vergrößerung, was einerseits die Diagnose vereinfacht und auf der anderen Seite die Befunde anschaulich für den Patienten darstellt.

Einen weiteren Vorteil stellt die Dokumentation der Befunde dar. So können einerseits getroffene Interventionen begründet werden, andererseits können Läsionen zu unterschiedlichen Zeitpunkten miteinander verglichen werden.

Difoti® bietet dem Behandler also eine Reihe von Vorteilen. Ob und wie es aber zur wirklichen Bewertung von Karies geeignet ist wird in dieser Arbeit geklärt.

## **4. Material und Methoden**

In diesem Teil der Arbeit werden die verwendeten Materialien und Methoden vorgestellt. Er lässt sich in drei Teile gliedern:

Im ersten werden die Bildgewinnung mit Difoti®, die Aufbereitung der Bilder und die Auswertungsmethoden beschrieben. Des Weiteren wird erläutert, wie die Schnitte für die histologische Validierung erstellt wurden.

Im zweiten Teil wird erläutert, mit welchen Methoden die im Zielsetzungsteil aufgestellten Bedingungen überprüft wurden.

Im dritten Teil werden die Versuchsanordnungen für die Hypothesenüberprüfung vorgestellt. Dazu soll einerseits die Validität von Difoti® untersucht, andererseits Difoti® mit anderen Diagnosemöglichkeiten verglichen werden.

## **4.1. Block 1: Materialien und Datengewinn**

### ***Zahnlagerung***

Die experimentellen Untersuchungen erfolgten an extrahierten menschlichen Zähnen, die Schmelzveränderungen aufwiesen (Untersuchungszeitraum April 2002 bis Juni 2003). Die Zähne stammten aus kieferchirurgischen Praxen im Zentrum Münchens und aus der Poliklinik für Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie der Ludwig Maximilians Universität München. Sie wurden im Rahmen kieferorthopädischer Behandlungen, seltener aus parodontologischen Gründen, extrahiert. Es wurde nicht dokumentiert, ob die Zähne vor der Extraktion regelmäßig fluoridiert wurden. Um ein Austrocknen der Zähne zu vermeiden, wurden sie schon in der jeweiligen Praxis vom Personal direkt nach der Extraktion in ein verschraubbares Probenfläschchen gegeben, in dem sich

isotonische Kochsalzlösung<sup>3</sup> befand. Eine gleichzeitige Desinfektion wurde durch die Zugabe von Natriumacid ( $\text{NaN}_3$ )<sup>4</sup>, das mikrobielles Wachstum verhindert, gewährleistet. Dadurch wurde sichergestellt, dass vorhandene Mikroorganismen abgetötet wurden und eine Progression der kariösen Läsionen während der Versuchsreihen und damit eingehende Veränderungen der zu messenden Areale unterbunden.

An der Zahnklinik wurden die Zähne im Labor unter fließendem Wasser abgespült und mit Scaler, Skalpell und Graceyküretten von Weichgeweberesten, Knochenanteilen und Konkrementen befreit. Bei der anschließenden Reinigung der Zahnhartsubstanzen mit einem Prophylaxebürstchen und fluoridfreier Polierpaste<sup>5</sup> wurden weiche Beläge und oberflächliche Verfärbungen entfernt. Um einem Austrocknen vorzubeugen, wurden die Zähne während dieser Vorgänge immer wieder in isotonischer Kochsalzlösung gelagert.

Die so gereinigten Zähne wurden 10 Sekunden lang mit einem Luftbläser getrocknet und visuell auf Schmelzveränderungen untersucht. Sie wurden nach Ekstrand [Ekstrand, Ricketts, et al. 1997] in fünf Gruppen unterteilt (vgl. Tabelle 4). Diese einzelnen Gruppen wurden dann getrennt in großen Probenfläschchen mit 0,9%iger isotonischer Kochsalzlösung gelagert.

---

<sup>3</sup> Isotonische Kochsalzlösung 0,9%, Fresenius Kabi, Deutschland, Chargennummer: LE1002.

<sup>4</sup> Natriumacid, Merck, Darmstadt, Deutschland.

<sup>5</sup> Zirkate, Dentsply De Trey.

Tabelle 4 : Klinische Kriterien zur visuellen Zahnoberflächenbeurteilung. Nach Ekstrand 1997.

Wert	Beschreibung
0	Keine oder leichte Veränderung des Zahnschmelzes nach Trocknung (>5s)
1	Weißer oder dunkler Verfärbung, erst nach der Lufttrocknung erkennbar
2	Weißer oder brauner Verfärbung, auch ohne Lufttrocknung erkennbar
3	Lokale Kavität
4	Kavität mit freiliegendem Dentin

### ***Auswertung der Bilder***

Die mit der Difotieinheit gewonnenen Bilder wurden mit dem Bildbearbeitungsprogramm ACDsee 5.0 (ACD Systems Ltd., Miami, USA) in ein TIF-Format überführt<sup>6</sup>. Sie wurden mit einem 8-stelligen Zahlencode benannt, durch den die Versuchsreihe, die Rahmenbedingungen und die laufende Nummer des Zahnes festgehalten ist. Auf die genauere Benennung wird im Anhang A näher eingegangen.

Mit dem Programm view3D (Gloger, Weilheim, Deutschland) wurden die TIF-Bilder geöffnet und ausgewertet. Zunächst wurde dabei die Region of Interest (ROI) festgelegt. Der Bereich wurde vorselektiert und eine Triangulation erfolgte eine Helligkeitsinterpolation [de Josselin, Sundstrom, et al., 1995]

<sup>6</sup> Dies war notwendig, da das Auswertungsprogramm View3D keine Bitmap-Dateien analysieren kann.

Da es sich bei den mit Difoti® gewonnenen Bildern um Schwarz-Weiß Bilder handelt und kariöse Veränderungen, wie vorher beschrieben, sich dunkler darstellen, kann das veränderte Areal durch die relative Helligkeit erkannt werden. Durch die Befehlsfolge „edit select all“, „Z-Range set global Z-Range“, „edit clip to Z- Range“ wurden alle Z-Werte größer als -15, dem vorher eingestellten Maximalwert also dem maximalen Rauschen, der nach eigener Definition für gesunden Zahnschmelz steht, eliminiert. Vorversuche hatten ergeben, dass gesunder Schmelz sich auf den Bildern mit Werten im positiven Z-Wertbereich darstellt. Je nach Durchleuchtungsgrad und Kameraposition wurden aber auch gesunde Bereiche im negativen Z-Wertbereich dargestellt. Um diese auszuschließen, also um ein strengeres Karieskriterium zu erhalten, wurde der cut-off point nicht auf Null, sondern auf -15 gesetzt.

Dadurch wurde die Bildinformation auf den Bereich beschränkt, in dem die Information „kariöse Veränderung“ liegt, der durch eine weitere genaue Umschreibung durch Curserauswahl und Markierung und den Befehl „edit unselect complement“ genauer definiert werden konnte (vgl. Abbildung 6).

Von diesem dunklen Bereich mit der Kariesinformation wurden nun durch den Befehl „process statistics“ die Helligkeitswerte analysiert und in einer Textdatei (\*.txt) ausgegeben (vgl. Abbildung 7).

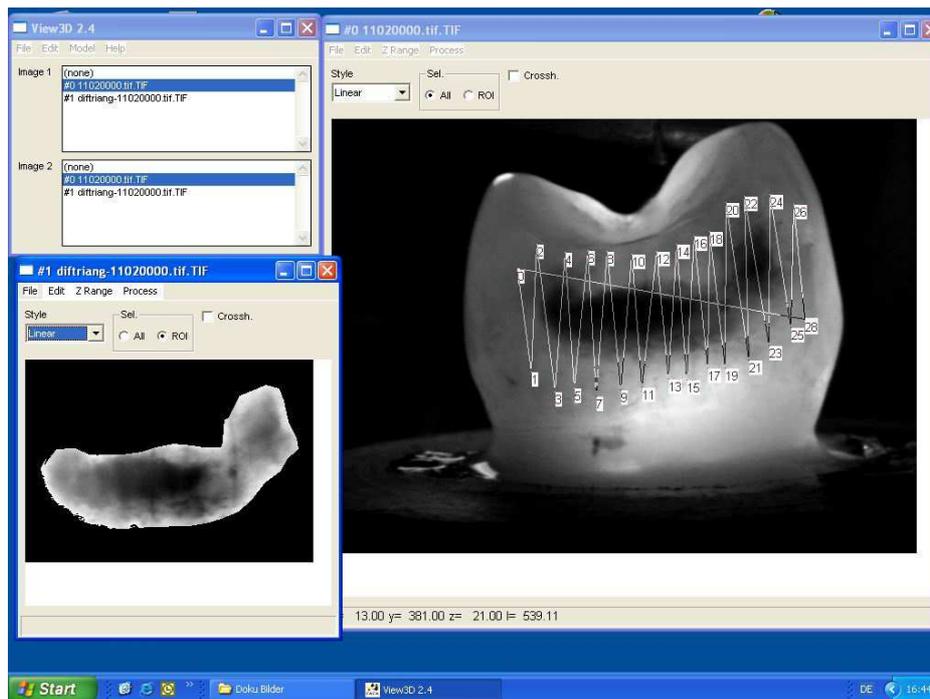


Abbildung 6: Screenshot einer Triangulation (rechts) und Ausschnitt der Region of Interest (links unten) in view3D.

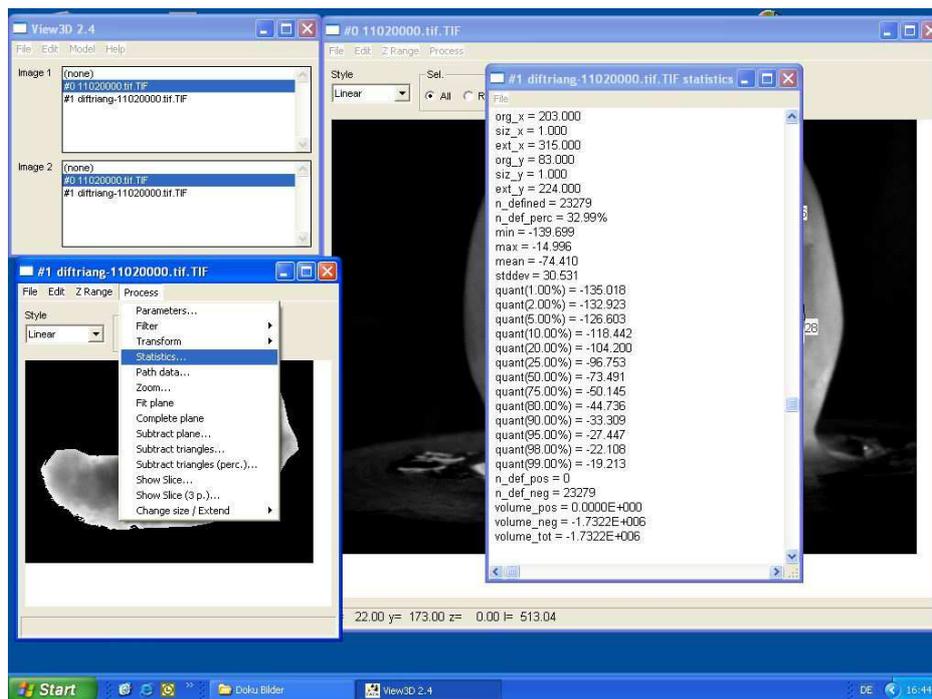


Abbildung 7 : Screenshot über die Ausgabe von statistischen Werten in view3D.

Neben der Anzahl der Bildpunkte ( $n\_defined$ ) und der Bildpunkte mit negativen Z-Wert ( $n\_def\_neg$ )<sup>7</sup>, dem Minimal- und Maximalwert für Z ( $min$ ,  $max$ ), dem Durchschnittlichen Z-Wert ( $mean$ ), wurde die Verteilung der Bildpunkte in die einzelnen Helligkeitsbereiche über die Quantillen erfasst<sup>8</sup>.

Zur weiteren Auswertung wurden die erhaltenen Daten zur statistischen Weiterverarbeitung in SPSS eingelesen. Als Maß für die Größe der kariösen Läsion wurde der Wert „ $n\_def\_neg$ “ gewählt, der die Anzahl der negativen Z-Werte, also dunklen Pixel, beschreibt. Um bei der Untersuchung auf Reliabilität die einzelnen Zähne mit unterschiedlich großen kariösen Läsionen und deshalb auch unterschiedlichen  $n\_def\_neg$  miteinander vergleichen zu können, wurde eine Dummyvariable „ $ndefnorm$ “ eingeführt, die einen Wert zwischen 1 und 100 einnehmen kann. Sie berechnet sich durch die Division des aktuellen Wertes  $n\_def\_neg$  durch den maximalen „ $n\_def\_neg$ “ der jeweiligen Läsion. Dieser Wert wird mit 100 multipliziert, sodass der Prozentrang der aktuellen Kariesinformation im Verhältnis zum Bild mit der maximalen Kariesgröße desselben Zahnes zum Ausdruck kommt (vgl. Formel 1).

**Formel 1: Berechnung von  $ndefnorm$ :**

$$ndefnorm(a) = \frac{ndef(a)}{ndef(a)max} \times 100$$

**Legende:**  $ndef(a)$  = der aktuelle „ $n\_def\_neg$ “ Wert des Bildes a von Zahn X

$ndef(a)max$  = der maximale „ $n\_def\_neg$ “ Wert aller Bilder des Zahn X.

<sup>7</sup>  $n\_defined \equiv n\_def\_neg$ . Die Anzahl aller Punkte in der Region of Interest entspricht durch den festgelegten Maximalwert  $-15$  der Anzahl aller negativen Z-Werte. Es gibt keine positiven Werte in der Region of Interest.

<sup>8</sup> Erfasste Quantillen: 1%, 2%, 5%, 10%, 20%, 25%, 50%, 75%, 80%, 90%, 95%, 98%, 99%.

Des Weiteren wurden die Quantillen der Helligkeitsverteilung betrachtet, um beurteilen zu können, in welche Helligkeitsbereiche sich die Pixel der Bilder verteilen. Als Wert für die Kariestiefe dienten die dunkelsten Bereiche<sup>9</sup>.

### ***Tiefenbeurteilung durch Polarisationsmikroskopie***

Zur Überprüfung der Hypothese 5 (Kariestiefenbeurteilung mit Difoti®) wurden als Goldstandart für die Kariesbeurteilung Schnitte durch die Läsionen erstellt, die mikroskopisch ausgewertet wurden.

### **Schliffherstellung**

Für die mikroskopische Untersuchung der Läsionen wurden Dünnschliffe hergestellt. Dafür wurden die Zähne in einer Hohlform in einen Polymethylmethakrylat-Kunststoff (Technovit®) eingebettet. Mithilfe einer Innenlochsäge mit Sägeblattbreite von 300 µm wurden mehrere 150µm dünne Schnitte über die gesamte Breite der Läsion angefertigt<sup>10</sup>. Der Kunststoffblock wurde dann seitlich in das schnell rotierende Sägeblatt hineingefahren und dabei durchtrennt, die abgetrennte Scheibe wurde entnommen. Durch die geringe Schnittschichtstärke und die Erstellung mehrerer Schnitte wurde sichergestellt, dass der tiefste Punkt der Läsion sicher erfasst wurde.

Um die polarisationsmikroskopische Untersuchung mit Farberkennung der Schichtstärke genau durchführen zu können, wurde ein Durchmesser der Schnitte von 100µm angestrebt. Bei Schnitten, die dünner als 150µm waren, riss

---

<sup>9</sup> Die Dunkelsten Bereiche wurden einerseits als der absolut niedrigste Z-Wert angenommen, andererseits als der niedrigste Quantilenbereich.

<sup>10</sup> Der Vorteil der Innenlochsäge gegenüber einer Umfangssäge ist, dass die Schnitte sehr präzise und gerade werden, da das Sägeblatt am gesamten Außenumfang fest eingespannt ist und daher sehr ruhig läuft.

aber jeweils der Schmelz aus der Kunststoffeinfbettung aus, was in Vorversuchen auch durch Anätzen mit 30%iger Phosphorsäure und Bondingauftrag auf die Zahnoberfläche nicht verhindert werden konnte. Daher wurden die gewonnenen Schnitte manuell mit siliciumcarbidbelegtem wasserfestem Schmirgelpapier absteigender Körnungsgröße unter Wasserkühlung (Minderung der Reibung und Kühlung) auf eine Dicke von 90-110  $\mu\text{m}$  geschliffen, was intermittierend mit einem Nanoskop kontrolliert wurde. Die so gewonnenen Schnitte wurden unter dem Mikroskop aufgenommen und ausgewertet. Das genauere Vorgehen ist im nächsten Abschnitt beschrieben.

### **Grundlagen der Polarisationsmikroskopie**

Die Anwendung polarisierten Lichts ermöglicht es, Struktureigentümlichkeiten an ungefärbten Präparaten darzustellen. Lichtwellen schwingen senkrecht zur Ausbreitungsrichtung in allen Richtungen des Raumes, also in alle Transversalebene. Durch geeignete Polarisationsfilter kann eine bestimmte Schwingungsebene herausgefiltert werden, so dass linear polarisiertes Licht entsteht. Es kann durch ein zweites Polarisationsfilter total gelöscht werden, wenn man dieses so dreht, dass seine Sperrwirkung senkrecht zu der des ersten steht. Solche, um ihre eigene Achse drehbaren Polarisationsfilter können zentriert in den Strahlengang eines Mikroskops eingebaut werden, eines unterhalb des Kondensors (Polarisator), ein zweiter (Analysator) wird zwischen Objektivlinse und Okular gesetzt, der gekreuzt zur Polarisationsrichtung des einfallenden Lichtes steht. Ist die Untersuchungsprobe in ihrer Zusammensetzung optisch inaktiv und homogen, zeigt sich das Gesichtsfeld schwarz. Enthält sie Inhomogenitäten, führen diese zu differierenden Aufhellungen (vgl. [Angmar-Mansson, 1971;Haferkorn and Böswetter, 1990;Hecht and Zajac, 1987]). Dabei wird das Prinzip der Doppelbrechung genutzt: Trifft das einfallende Licht senkrecht auf anisotrope Kristalle, wird es in einen ordentlichen und einen außerordentlichen Lichtstrahl zerlegt. Letzterer

wird bei seinem Eintritt und Austritt aus dem Kristall aufgrund der durch die Kristallstruktur ausgebildeten „optischen Achse“ gebrochen. Im anisotropen Körper wird der außerordentliche Strahl gebremst und erreicht dadurch eine vom ordentlichen Strahl abweichende Wellenlänge. Beim Wiedereintritt in die Luft existiert dadurch ein Gangunterschied. Die daraus resultierenden Wellenlängen bestimmen unterschiedliche Farben [Dobrinski, Vogel, et al. 1980].

Mit einem Kompensator Rot I wird die schwarze Grundeinstellung (Totalauslöschung) zu einem roten Farbton mit 560 nm Wellenlänge verändert. Alle schwarz-weiß-grauen Anteile der Probe erscheinen dadurch ebenfalls verschiedenfarbig. Der Gangunterschied erzeugt abhängig von der Wellenlänge farbige Anteile. (vgl. hierzu: [Silverstone ,1973; Dobrinski, Vogel, et al., 1980; Haferkorn & Böswetter, 1990; Hecht & Zajac, 1987]).

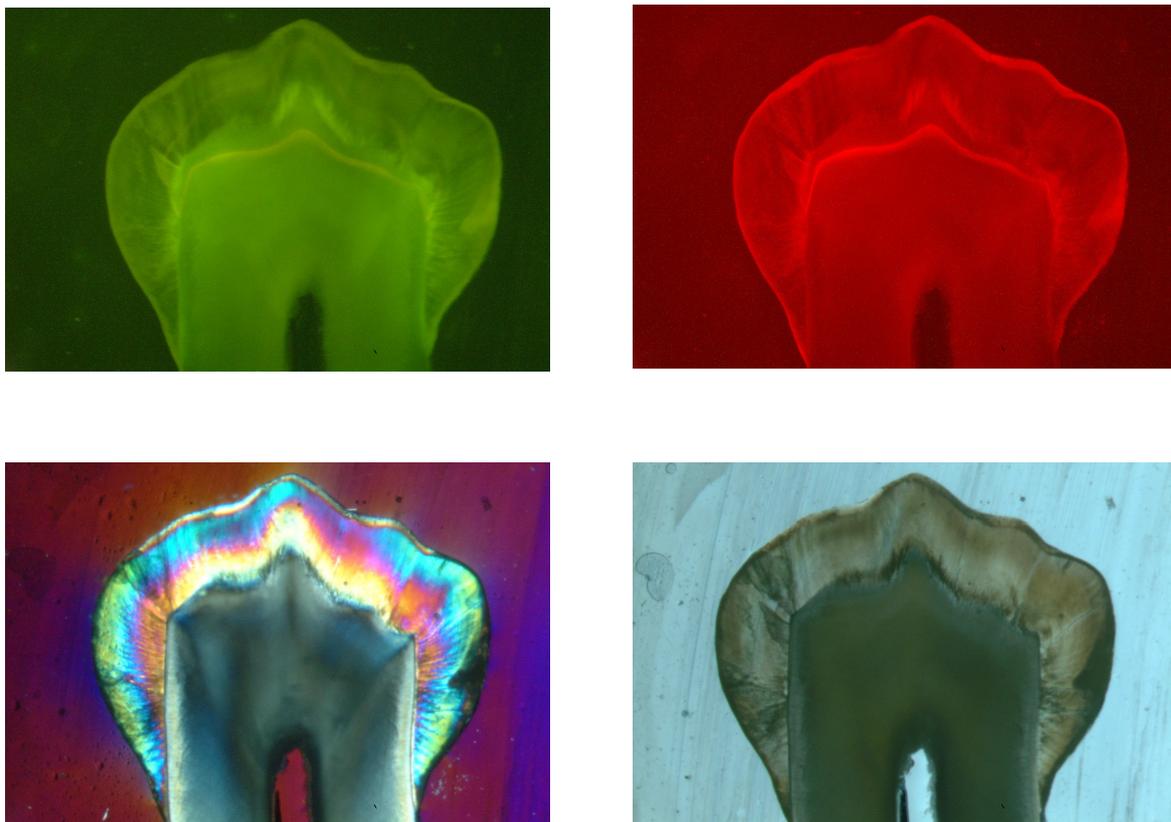
Der Einsatz eines solcherart entstandenen Polarisationsmikroskops ist nur dann sinnvoll, wenn Präparate mit Polarisationsseigenschaften untersucht werden sollen. Das ist nur dann gegeben, wenn sie aus orientiert zusammengelagerten Einheiten (Molekülen, Atomen) aufgebaut sind (doppelbrechende Kristalle); die Hauptanwendung findet diese Methode daher in der Mineralogie, denn Kristalle sind per definitionem regelmäßig gebaut, und durch Verwendung polarisierten Lichts können die Kristallachsen und die Raumgitter exakt ermittelt werden. Aber auch der Schmelz und Dentin sind ausreichend mineralisiert für eine Darstellung im Polarisationsmikroskop. (vgl. u.a.[ Thylstrup, Fejerskov, et al., 1976; Baumgartner, Dichtl, et al., 2000; Schröder, 1990]).

### **Schnittbeurteilung mit dem Mikroskop**

Demineralisationen von Dentin und Zement sind mit der Polarisationsmikroskopie gut darstellbar: Je stärker beide Schichten demineralisiert sind, umso größer ist ihre positive relative Doppelbrechung durch das Kollagen im Dentin.

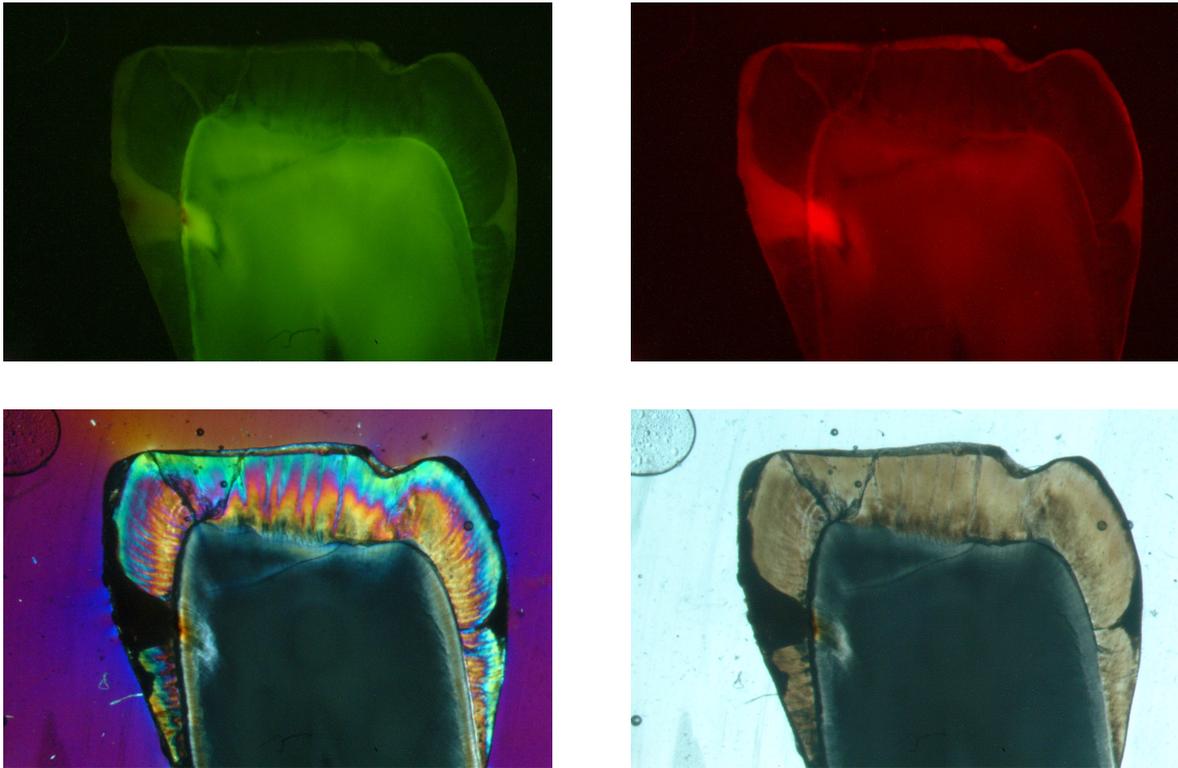
Auch für den Schmelz sind die Veränderungen durch die vergrößerten Poren klar abgrenzbar.

Um die maximale Läsionstiefe sicher zu erfassen, wurde jeweils derselbe Schnitt insgesamt viermal aufgenommen. Neben der oben beschriebenen Polarisationsaufnahme wurde der Zahnschnitt ohne Filter unter dem Mikroskop sowie mit zwei Fluoreszenzfiltern (Texas red 555 nm, und eine blauen Filter) aufgenommen. Von allen vier Aufnahmen wurde jeweils diejenige ausgewählt, auf der die Karies optisch die tiefste Ausdehnung zeigte. Exemplarisch dargestellt wird das durch die Zähne Nummer 602 (Schmelzkaries) und Nummer 703 (Dentinkaries) in den Abbildungen 8 und 9.



**Abbildung 8: Mikroskopische Aufnahmen von Schmelzkaries Zahn Nummer 602**

**Legende:** Aufnahmen von links oben nach rechts unten bei jeweils 16-facher Vergrößerung: Polfilter Texas red, Polfilter blau, Polarisationsmikroskopie, Lichtmikroskopie.



**Abbildung 9: Mikroskopische Aufnahmen von Dentinkaries Zahn Nummer 702.**

**Legende:** Aufnahmen von links oben nach rechts unten bei jeweils 16-facher Vergrößerung: Polfilter Texas red, Polfilter blau, Polarisationsmikroskopie, Lichtmikroskopie; links Dentinkaries in der äußeren Dentinhälfte, rechts Schmelzkaries am Übergang in die innere Schmelzhälfte.

Das ausgewählte Bild wurde dann in Image-J<sup>11</sup> mit den Aufnahmen des Mikrometers für die unterschiedlichen Vergrößerungsstufen verglichen. Durch die relative Position des Cursors an der Defektoberfläche und an der tiefsten Stelle wurde so die absolute Kariestiefe in Pixelabständen bestimmt. Mittels eines Dreisatzes wurden nun die Pixel bei der jeweiligen Vergrößerung in Zusammenhang zur Tiefe in Mikrometern [ $\mu\text{m}$ ] gesetzt. Die Bilder wurden im Adobe Photoshop so rotiert, dass die Oberfläche der Läsion parallel zum rechten Bildrand lag. Dann wurde der absolute Abstand, also die Veränderung des Wertes

---

<sup>11</sup> ImageJ Open Source Version 1.2

der X-Achse, gemessen, Veränderungen der Y-Achse blieben unberücksichtigt. Dadurch konnte eine starke Schwankung der Werte je nach Grenzen der Messpunkte auf der Y-Achse für dieselbe Läsion verhindert werden. Die so gewonnenen Werte wurden in eine Tabelle eingegeben und in SPSS eingelesen.

## **4.2. Block 2: Versuchsaufbau sowie Ergebnisse zu den Vorversuchen und Bedingungsanalysen**

### ***Bedingung 1: Vorversuche zur Bildbearbeitung mit view3D***

Um eine statistische Auswertung der Daten zu ermöglichen, müssen die verwendeten Methoden reproduzierbare Ergebnisse unter gleichen Bedingungen liefern. Um dies sicherzustellen, wurde in einer ersten Versuchsreihe die Reproduzierbarkeit für die angewandten Methoden der Bildgewinnung und Transformation der Informationen in statistisch auswertbare Datensätze überprüft. In einer zweiten Testreihe wurde die Reliabilität des Systems ermittelt, indem zwei Versuchsleiter zu verschiedenen Testzeitpunkten Versuche an denselben Zähnen vornahmen. Die so gewonnenen Ergebnisse wurden miteinander verglichen und statistisch überprüft.

### **Versuchsaufbau**

Um eine Vergleichbarkeit der Daten zu sichern und eine Auswertung mit View3d zu verifizieren sowie zu relativieren, wurden drei Vorversuchsreihen durchgeführt, bei denen systemimmanente Ungenauigkeiten überprüft wurden:

1. Zuerst wurde mit dem Difotikameraaufsatz „proximal Adult Large“ eine Aufnahme einer kariösen Läsion der Kategorie 2 gemacht. Dieses eine Bild

wurde dann 20-fach mit View3D ausgewertet, wobei durch die Funktion „Transfer Polygon“ jeweils dieselbe Triangulation kopiert wurde.

2. In einer zweiten Versuchsreihe wurde ebenfalls ein Bild 20-mal ausgewertet, aber diesmal manuell jeweils eine andere, aber möglichst ähnliche Triangulation um die Läsion eingesetzt. Auch die so gewonnenen Daten wurden dann mit SPSS ausgewertet.
3. Als dritte Versuchsreihe wurde der Kamerakopf „proximal Adult Large“ mit einem Dreibein fest fixiert und ein Zahn mit einer Läsion im Kamerakopf positioniert. Ohne eine Veränderung im Versuchsaufbau vorzunehmen, wurden zwanzig Aufnahmen mit der Kamera aufgenommen. Die in den Vorversuchen erhaltenen Werte wurden jeweils in SPSS zur statistischen Auswertung eingelesen.

### **Vorversuchsergebnisse**

Um zu untersuchen, ob sich bei den Aufnahmen Unterschiede ergeben, wurden Mittelwertsvergleiche der drei Versuchsgruppen durchgeführt (Oneway ANOVA mit Posthoc Testung (Bonferoni bzw. Turkey Test)). Auf dem 5-%-Signifikanzniveau lassen sich keine Unterschiede der einzelnen Gruppen feststellen ( $F(2,58)=0.13$  ns), was zeigt, dass die Ergebnisse unabhängig von der Methode, also vom Versuchsaufbau, sind (vgl. Tabelle 5).

Bedingung 1 gilt somit als erfüllt: Das Bild liefert dieselben Informationen unabhängig von der Auswertung bei identischen Rahmenbedingungen (also statischer Kameraposition). Bei den folgenden Versuchen wurde die Kameraposition deswegen systematisch variiert.

Tabelle 5: Vorversuche zur Reproduzierbarkeit Bilddaten bei verschiedenen Aufnahmebedingungen.

<b>Testbedingung</b>	<b>Test 1</b>	<b>Test 2</b>	<b>Test 3</b>
N (Anzahl Bilder)	20	20	20
Kameraeinstellung	fix	fix	fix
Bildaquisition	fix	fix	variabel
Auswertungsmodus	fix	variabel	variabel
Mittelwert	93	92.4	93
Standardabweichung	5.1	5.0	3.9
Variationskoeffizient	0.05	0.05	0.04

### ***Bedingungen 2 und 3: Intrarater und Interrater Reliabilität***

#### **Versuchsaufbau**

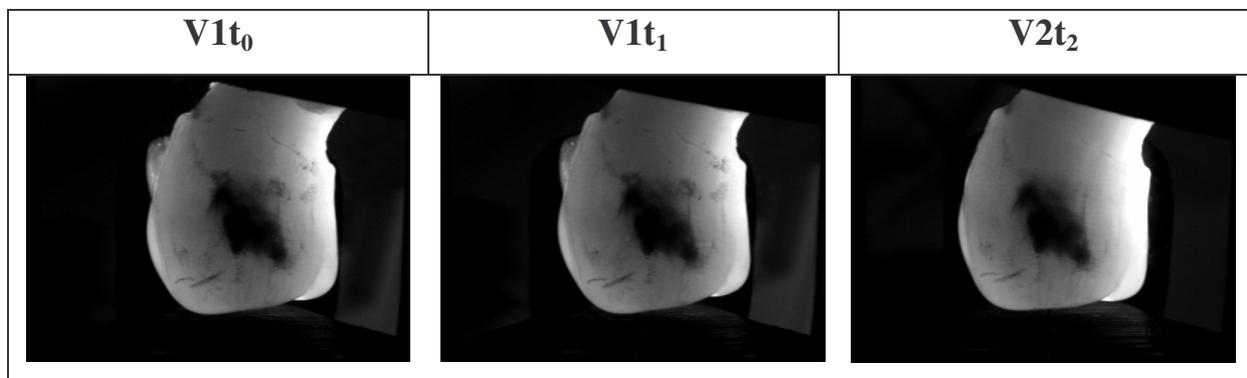
Um die Reproduzierbarkeit der gewonnenen Bildinformationen beurteilen zu können, wurden elf Zähne mit Läsionen der Klassen eins und zwei nach Ekstrand [Ekstrand, Ricketts, et al. 1997] ausgesucht (siehe Tabelle 4, S.33). Zur besseren Handhabung wurden sie mit einem Standfuß aus einem Polymethylmethakrylat (Technovit ®) versehen, sodass sie auf einer ebenen Fläche stehen konnten. Von diesen Zähnen wurde zum Startzeitpunkt  $t_0$  der Untersuchungen jeweils ein Bild mit dem Difotiaufsatz „proximal Adult Large“ aufgenommen, um eine normale Befundsitzung zu simulieren.

Dieselben Zähne wurden nach sechs Wochen zum Zeitpunkt  $t_1$  vom selben Untersucher erneut aufgenommen. Davor wurden die alten Aufnahmen kurz betrachtet. Dies ermöglichte es dem Versuchsleiter, eine ähnliche Kameraposition zu finden, um später vergleichbare Werte zu erhalten, da die Bilder ohne vorherige Kontrolle unterschiedliche Informationen geliefert hatten.

Ein zweiter Tester erstellte mit eben genanntem Vorgehen zu einem Zeitpunkt  $t_2$  nach 8 Wochen ebenfalls jeweils ein Bild derselben Zähne.

Tabelle 6 zeigt die zu den jeweiligen Messzeitpunkten gewonnenen Bilder eines der Zähne im direkten Vergleich. Die so gewonnen Bilder wurden vom ersten Untersucher, wie oben beschrieben, mit View3d bearbeitet und in SPSS statistisch ausgewertet.

Tabelle 6: Zahn 04 Bilder zwei Versuchsleiter zu den unterschiedlichen Messzeitpunkten  $t_0$ ,  $t_1$ ,  $t_2$ .



**Legende:** V1= Versuchsleiter 1; V2= Versuchsleiter 2; t0= Zeitpunkt der Aufnahme: Beginn der Versuchsreihe; t1= Zeitpunkt der Aufnahme: nach 6 Wochen; t2= Zeitpunkt der Aufnahme: nach 8 Wochen.

### Vorversuchsergebnisse

Es wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Messzeitpunkten des Intraratertests festgestellt. Die Korrelation zwischen Messzeitpunkt 1 ( $t_0$ ) und Messzeitpunkt 2 ( $t_1$ ) betrug 0.996, was eine hohe Genauigkeit bedeutet.

Es wurde zwischen den einzelnen Messzeitpunkten des Interratertests ebenfalls kein signifikanter Unterschied festgestellt. Auch in diesem Fall erwies sich die Korrelation als äußerst zufrieden stellend ( $r=0.993$ ). Zusammenfassend sind diese Ergebnisse in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7: Überblick über den Messzeitpunktvergleich.

Messzeitpunkte im Vergleich	<i>Chi</i> <sup>2</sup> -Test	Korrelation
V1 <sub>t0</sub> vs V1 <sub>t1</sub>	<i>Chi</i> <sup>2</sup> (18)=15.89 n.s.	0.996
V1 <sub>t0</sub> vs V2 <sub>t2</sub>	<i>Chi</i> <sup>2</sup> (20)=22.00 n.s.	0.996
V1 <sub>t1</sub> vs V2 <sub>t2</sub>	<i>Chi</i> <sup>2</sup> (90)=99.00 n.s.	0.993

**Legende:** V1= Versuchsleiter 1; V2= Versuchsleiter 2;

t0= Zeitpunkt der Aufnahme: Beginn der Versuchsreihe; t1= Zeitpunkt der Aufnahme: nach 6 Wochen; t2= Zeitpunkt der Aufnahme: nach 8 Wochen.

Somit gelten auch die Bedingungen 2 und 3 als erfüllt: Es ist nachgewiesen, dass mit Difoti® als Bildgewinnungsprogramm und view3D als Bildauswertungsprogramm, reproduzierbare Ergebnisse gewonnen werden. Diese Ergebnisse sind unabhängig vom Versuchsleiter und dem Zeitpunkt der Aufnahme.

Im dritten Block des Material und Methodenteils möchte ich nun die Versuchsaufbauten beschreiben, die zur Überprüfung der Hypothesen gewählt wurden.

### 4.3. Block 3: Versuche zur Überprüfung der aufgestellten Hypothesen

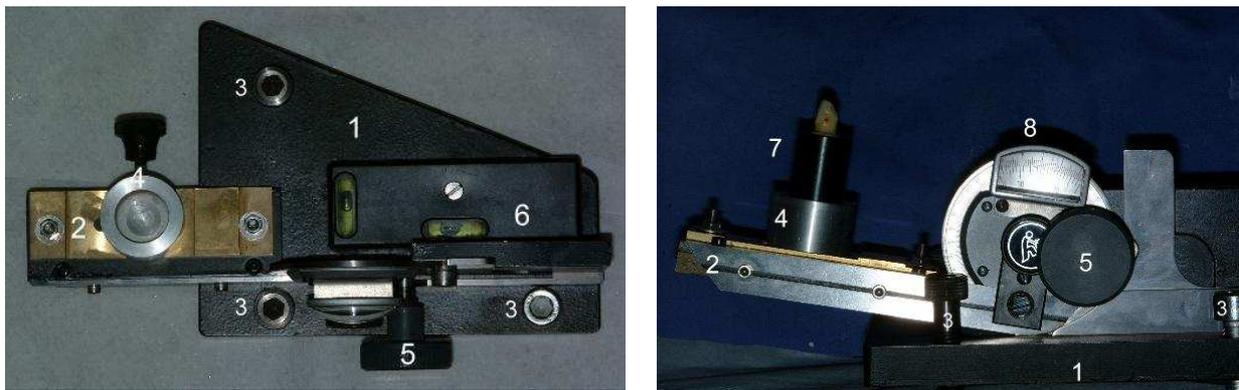
Nachdem die Vorversuche dem Nachweis dienten, dass die verwendeten Auswertungsmethoden bei gleichen Bedingungen identische Ergebnisse liefern, sollen die folgenden Versuche die in der Fragestellung aufgestellten Hypothesen belegen. Der erste Teil dient der Informationsgewinnung mit Difoti® bei sich ändernden Rahmenbedingungen, im zweiten Teil wird die gewonnene Information mit anderen Kariesdiagnoseverfahren verglichen. Zuletzt werden die mit

Difoti® gewonnenen Daten mit in einem Polarisationsmikroskop untersuchten Feinschnitten derselben Läsionen verglichen.

### ***Hypothese 1: Reproduzierbarkeitsversuche zur Angulation***

Ziel der Versuche war es, festzustellen, wie sich die Information der Bilder in Abhängigkeit von der relativen Kameraposition im Raum ändert. Die 11 Versuchszähne wurden dazu aus den Klassen 1 und 2 (vgl. Tabelle 4; S. 37) gewählt und in einer runden schwarzen Kunststoffform mit Technovit® fixiert. An der Außenseite der Röhre waren zwei Bohrungen im 90°-Winkel zueinander angebracht, um diese in einer Fassung mittels einer Schraube eindeutig repositionieren zu können. Diese Fassung war auf einer Schwenkbank angebracht, die in 1° Schritten bewegt werden konnte (vgl. Abbildung 10). Sie wurde mit Hilfe einer Wasserwaage auf der Arbeitsfläche eben justiert. Der Kamerakopf „proximal Adult Large“ war in einem Stativ fixiert und wurde durch eine daran fixierte Wasserwaage in identischer Raumposition gehalten.

Somit waren durch diesen Versuchsaufbau Bewegungen des Zahnes relativ zur statischen Kamera um die Z- und die X- Achse möglich. Diese Rotation wurde in 10° Schritten durchgeführt, wobei je eine Aufnahme mit der Kamera getätigt wurde. Für Rotationen um die x-Achse wurden zwei Aufnahmeserien durchgeführt: Einmal drehte sich die Zahnkrone zur Kamera hin, bei der zweiten Serie von ihr weg.



**Abbildung 10: Winkelbank mit Versuchszahn von vorne (rechts) und oben (links).**

**Neigung von  $30^\circ$  um die Z-Achse im rechten Bild eingestellt.**

**Legende:** 1= Basis; 2= Schwenkarm; 3= Stellschrauben um die Basis unabhängig von der Unterlage ins Lot zu bringen; 4= Fassung mit Fixierschraube; 5= Stellschraube Neigung der Winkelbank; 6= Wasserwaage zur Justierung im Raum; 7= Versuchszahn eingespannt für Neigung von  $30^\circ$  um die Z- Achse; 8= Anzeige der Gradeinteilung.

Bei der Rotation um die Z-Achse wurde der Zahn jeweils nur in eine Richtung, und zwar nach links in  $10^\circ$ - Schritten, bewegt. Bei dieser Rotation verändert sich der Karies-Kameraabstand nicht, und die Kariesgeometrie spielt somit keine Rolle.

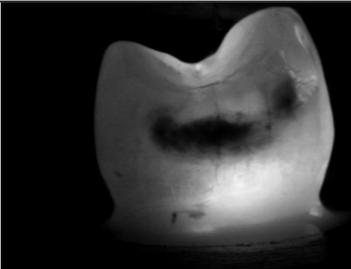
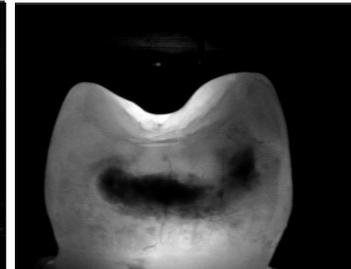
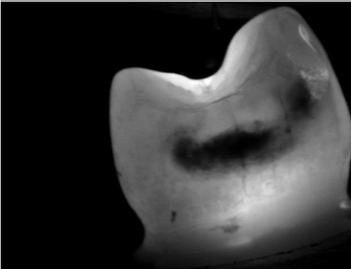
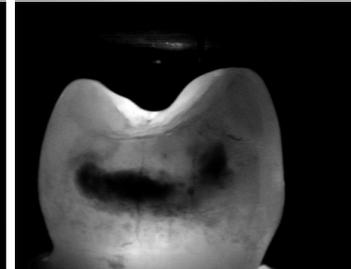
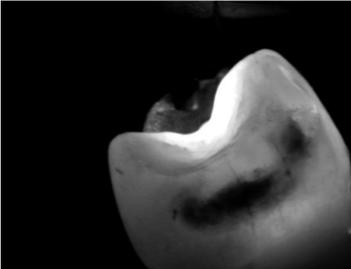
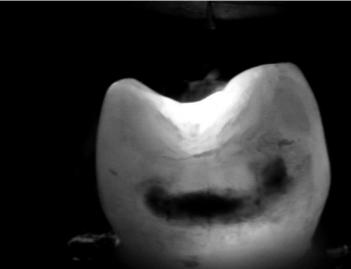
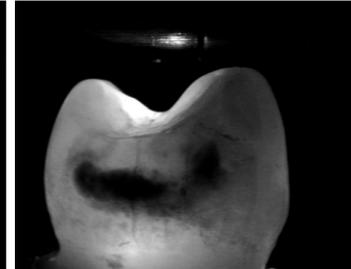
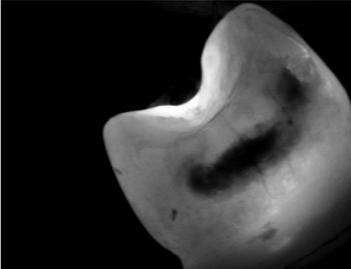
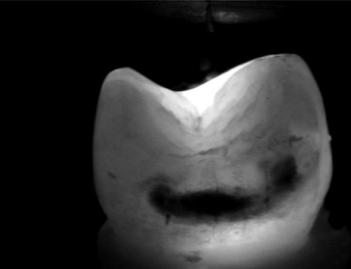
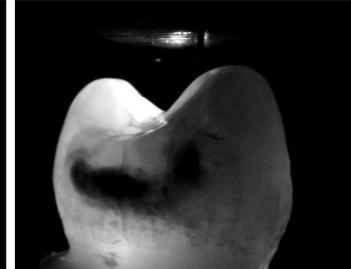
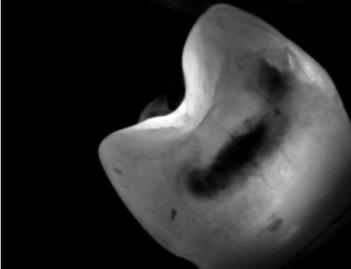
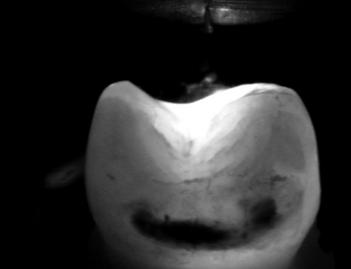
Für die Drehung um die Y- Achse wurden seitlich an der Zahnhalteform zwei senkrechte Linien angebracht. Die Form wurde auf einem Blatt Papier, auf dem Gradeinteilungen in  $5^\circ$  Schritten aufgezeichnet waren, mit Hilfe der Markierungen gedreht.

Je ein Bild wurde dabei mit der statisch fixierten Kamera (Aufsatz „proximal Adult large“) gemacht. In Tabelle 8 sind alle aufgenommenen Bilder für den Zahn 110 exemplarisch dargestellt.

Die Bilder wurden, wie im zweiten Block des Methodenteils erwähnt, jeweils mit view3D aufbereitet und die entsprechende „ndefnorm“ bestimmt (vgl. Formel 1; S. 41). Diese wurden dann statistisch mit SPSS ausgewertet.

Schwerpunkt bisheriger Betrachtungen waren Untersuchungen, die Difoti® unter variierenden Bedingungen fokussierten. In den folgenden Versuchen wurde Difoti® mit anderen Diagnosemöglichkeiten verglichen.

**Tabelle 8: Angulationsversuche am Beispiel von Zahn-Nummer 110.**

	Rotation um Z-Achse	Rotation um Y-Achse	Rotation um X-Achse
0°			
10°			
20°			
30°			
40°			

## **Hypothese 2: Beurteilung von Approximalraumkaries**

In den folgenden Versuchsreihen wird das Abschneiden von Difoti® bei der Beurteilung von Approximalraumkaries bewertet. Dafür wurde folgende Ausgangssituation geschaffen:

Es wurden 21 Zähne mit jeweils mindestens einer approximalen Läsion der Klasse 1 oder 2 (s.o.) ausgewählt. Diese wurden durch eine Silikonbettung mit einem passenden Nachbarzahn versehen, so dass die proximale Karies teilweise oder auch ganz verdeckt wurde (vgl. Abbildung 11). Es ergeben sich bei diesem Aufbau drei Beurteilungsrichtungen für den Approximalraum: Von bukkal, von palatinal und von okklusal.

Dieser so geschaffene Approximalraum wurde nun mit unterschiedlichen Diagnosemethoden beurteilt. Als erstes wurde Difoti® selbst in zweierlei Versionen betrachtet.

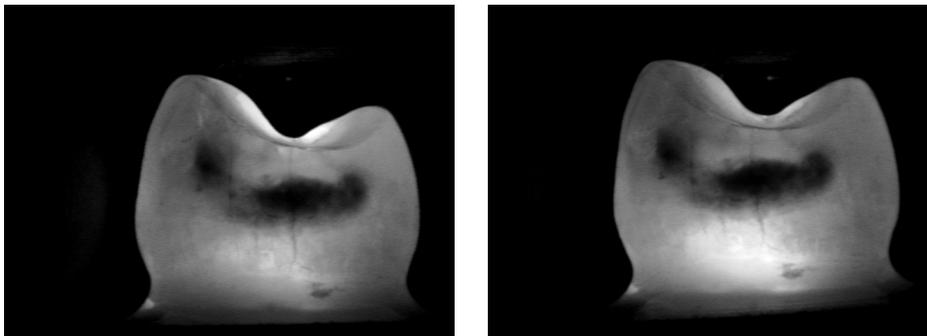
Als kariesfreie Kontrollgruppe dienten die läsionsfreien dem Approximalraum abgewandten Zahnseiten von 10 dieser Zähne. Die anderen 11 Zähne waren aufgrund vorhandener Läsionen (9 ) oder Füllung (2 ) nicht als Kontrollzähne geeignet.



**Abbildung 11: Aufnahme einer approximalen Läsion von okklusal (links); rechts die Entkalkung der Klasse 1 in Draufsicht und mit Difoti® „proximal Adult Large“ in Draufsicht.**

### Approximalraumbeurteilung mit Difoti®

Bei Vorversuchen war aufgefallen, dass die Lichtintensität bei der klassischen Difotiaufnahme stark variiert und damit auch die auswertbare Information, die eben auf diesem Unterschied von Helligkeitswerten basiert. Ursache hierfür ist zum einen, dass die Linse der Difotieinheit nicht konstant geöffnet ist, sondern jeweils nach der hellsten Lichtinformation unterschiedlich zuregelt, und die Lichtquelle auch nicht konstant bleibt. (vgl. Abbildung 12). Zum anderen muss das Licht vor allem bei der Approximalraumbeurteilung bei Molaren eine weite Strecke diagonal durch den Zahn zurücklegen. Bei leichten Kamerabewegungen kommt es somit zu starken Helligkeitsunterschieden auf den Bildern.



**Abbildung 12: Durchleuchtungsunterschiede Zahn 105 zweimal aufgenommen mit geringfügiger Kamerabewegung. Rechts ist der basale Teil heller, links der koronale.**

Um die Vergleichbarkeit von Bildern ein und desselben Befundes zu verschiedenen Zeitpunkten sicherzustellen, erscheint es sinnvoll, dass die Hintergrundhelligkeit des gesunden Zahnschmelzes im Verhältnis zur dunkleren Läsion möglichst konstant bleibt.

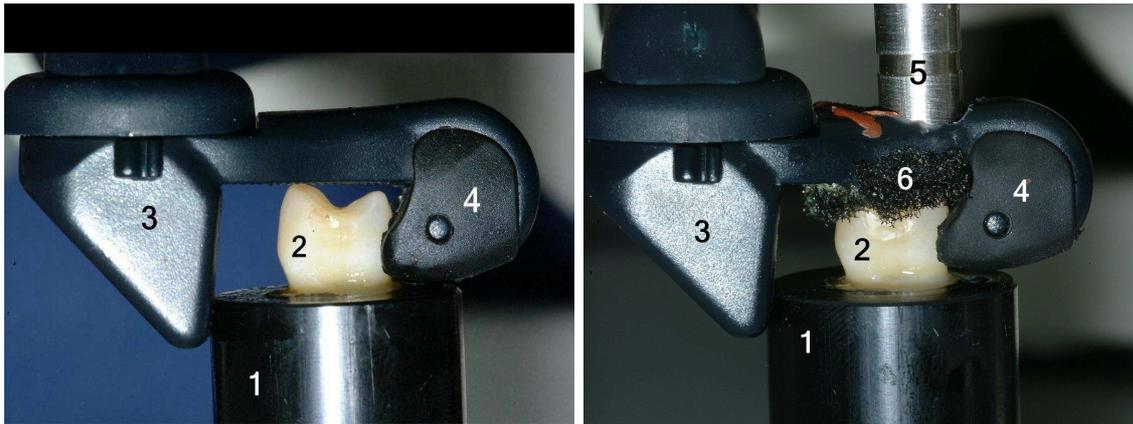
Um die lange Wegstrecke zu umgehen, liegt eine mögliche Lösung darin, die Lichtquelle nicht gegenüber der Kamera zu positionieren, sondern in einem 90°-Winkel zur Kameraebene. Dazu wurde eine Modifikation des klassischen Difoti® „proximal Adult Large“ Kopfes entwickelt, bei der die Lichtleiter im Lichtleiterarm unterbrochen wurde und dieser Arm nur noch als Abstandhalter für die Kamera von der aufgenommenen Zahnoberfläche diente. Durch diese

Veränderung können vergleichbare Bilder zum klassischen Difotisystem erstellt werden, da der Abstand der Karies zur Kameralinse gleich bleibt und somit die Läsion gleichgroß dargestellt wird.

Für die Lichtquelle wurde ein Loch in den Lichtleiterarm gebohrt. Durch dieses konnten wahlweise eine LED Lampe oder ein Glasfaserlichtleiter, der die Klassische Difotilichtquelle abgriff, gesteckt werden. Um einen direkten Lichteinfall in die Kamera mit der Folge des Abregelns der Linse und somit einen Informationsverlust zu verhindern, wurden Vorversuche zur Bestimmung einer optimalen Abdämmung durchgeführt. Als ideale Abdeckung erwies sich eine Abformung der Okklusalfäche mit Kerr (Kerr red Impression Compound, Kerr, Orange CA, USA), durch die eine Lichtquelle gesteckt wurde. Da diese Methode aber für die tägliche Praxisanwendung nicht in Frage kommt (für jeden Zahn und jede Einstellung bräuchte man eine eigene Abformung), wurde als beste Alternative das Abdunkeln mit einem schwarz gefärbten Schwammring an der Unterseite des Lichtleiters gefunden, durch den die Lichtquelle auf den Zahn trifft. Der Schwamm lagert sich auf Druck an die Zahnoberfläche an und verhindert einen direkten Lichteinfall von der Lichtquelle kommend in die Kameralinse. Diese Modifikation der Lage der Lichtquelle wird im Folgenden „Difoti modifiziert“ genannt (vgl. Abbildung 13).

Auch für den klassischen Kopf „okklusal“ wurde eine Modifikation entwickelt. Dafür wurden die Lichtleiter unterbrochen und über Dreibein mit einer Klemme eine LED- oder die Difotilichtquelle von bukkal oder palatinal an den Zahn angelegt.

Zur Beurteilung des oben beschriebenen Approximalraumes wurde bei 21 Zähnen neben den klassischen Kameraköpfen „proximal Adult Large“ (=Difoti® klassisch) und „Okklusal“ (=Okklusal klassisch) die modifizierten Köpfe „Difoti modifiziert“ und „Difoti modifiziert okklusal“ herangezogen. Exemplarisch sind alle aufgenommenen Bilder der Zähne mit den Nummern 602 und 703 in Anhang B aufgeführt.



**Abbildung 13: Darstellung von Difoti® klassisch (links) und Difoti® modifiziert (rechts) im Vergleich.**

**Legende:** 1: Standfuß; 2: Zahn Nummer 602; 3: Kameraspiegel von Difoti®, „proximal Adult Large“; 4: Lichtleiterarm, im rechten Bild, bei Difoti® modifiziert, unterbrochen und nur noch als Abstandhalter; 5: Lichtleiter bei Difoti® modifiziert; 6: Schwarzer Schwamm, um direkten Lichteinfall in die Kameralinse zu vermeiden.

### **Difoti® klassisch**

Die oben beschriebene proximale „hidden caries“ wurde mit Difoti® von bukkal und palatinal mit dem Aufsatz Difoti® „proximal Adult Large“ aufgenommen, um Hypothese 2 (*Mit Difoti® oder einer Modifikation von Difoti® lässt sich proximal versteckte Karies darstellen*) zu überprüfen. Zur Gewinnung der maximalen Information aus den Bildern wurde jeweils eine zweite Aufnahme mit Einschwenken des Kamerakopfes in den Approximalraum angefertigt, um die dargestellte Läsion relativ zu vergrößern (vgl. Abbildung 14 im nächsten Kapitel). Eine fünfte Aufnahme wurde mit dem Difoti® Kopf „Okklusal“ angefertigt (vgl. Abbildung 16).

Der Kontrollbereich der Zähne wurde jeweils mit den Kameraköpfen von bukkal, palatinal und okklusal aufgenommen, ohne in den Approximalraum einzuschwenken.

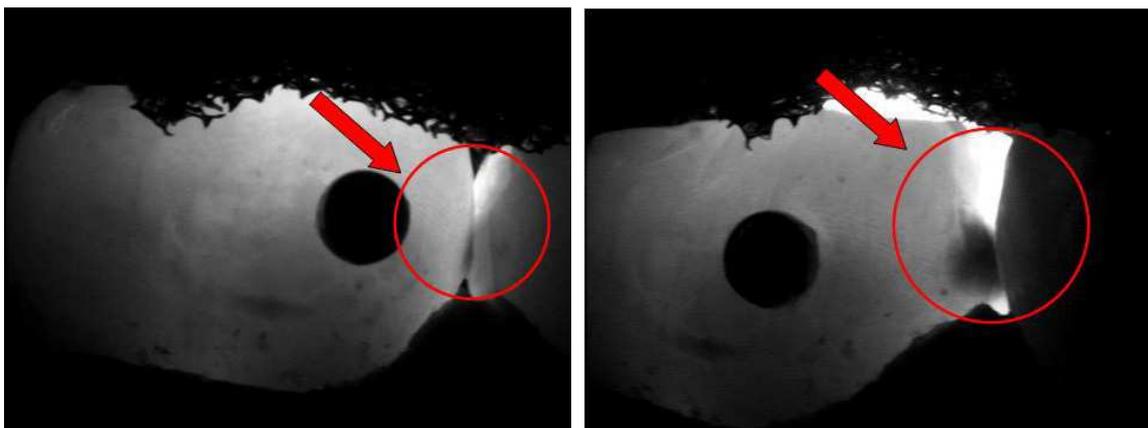
### Difoti modifiziert

Dieselben fünf Kamerapositionen, die mit den klassischen Aufsteckköpfen eingenommen wurden, wurden auch mit „Difoti modifiziert“ eingenommen und somit mit einer anders positionierten Lichtquelle aufgenommen. Dabei kamen, wie vorher beschrieben, zwei unterschiedliche Lichtquellen zum Einsatz (vgl. Abbildung 15).



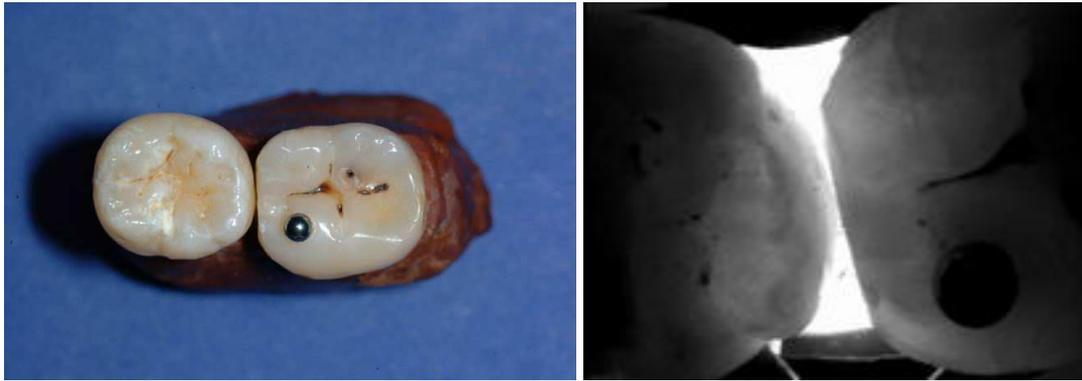
**Abbildung 14:** Darstellung der Ansicht der approximalen Läsion von bukkal (links) und der Ansicht von bukkal mit Einschwenken der Kamera in den Approximalraum zur Optimierung der Datengewinnung (rechts).

**Legende:** Kreis = Region of Interest, der Approximalraum.



**Abbildung 15:** Darstellung der Ansicht der approximalen Läsion mit „Difoti modifiziert“, von bukkal (links) und der Ansicht von bukkal mit Einschwenken der Kamera in den Approximalraum zur Optimierung der Datengewinnung (rechts).

**Legende:** Kreis= Region of Interest, der Approximalbereich.



**Abbildung 16: Ansicht der approximalen Läsion von Okklusal, links visuell, rechts mit Difoti klassisch**

### ***Hypothese 3 und 4: Vergleich von Difoti® mit anderen Diagnosemethoden***

Bei den vorangegangenen Versuchen wurde die Standardversion von Difoti® mit einer Modifikation verglichen. In den folgenden Versuchen wurden zur Beurteilung der Approximalräume bei gleichem Versuchsaufbau andere Diagnosemöglichkeiten genutzt.

#### **Approximalraumbeurteilung visuell**

Als die am häufigsten verwendete Kariesdiagnosemethode wurde die visuelle Inspektion mit Spiegel und Luftbläser als Vergleich zu Difoti® eingesetzt. Der beschriebene Versuchsaufbau und die 21 beurteilten Zähne mit der approximal „hidden caries“ waren identisch. Die Zähne wurden fünf Sekunden lang mit einem Luftbläser getrocknet und dann vom Untersucher jeweils von palatinal, bukkal und okklusal auf das Vorhandensein von Karies im Approximalraum beurteilt. Die Ansicht von bukkal ist in Abbildung 14 auf Seite 54 dargestellt. Dabei wurde eine „ja- nein“ Entscheidung getroffen, nämlich ob Karies im

Zahnzwischenraum erkennbar ist oder nicht. Dies wurde in eine Tabelle eingetragen. Aufgrund der scheinbar nur oberflächlichen Läsionen wurde auf eine Bewertung der Kariestiefe verzichtet.

Auch der distale Kontrollbereich der Zähne wurde jeweils visuell beurteilt, und so die 10 Zähne der Kontrollgruppe ausgewählt.

### **Approximalraumbeurteilung mit Sidexis®**

Als weiteres Standard-Diagnosegerät wurde für die Zähne mit den 21 approximalen Situationen und die 10 kariesfreien Kontrollzonen jeweils ein digitales Röntgenbild mit der Software von Sidexis® erstellt und von einem Untersucher ausgewertet. Dabei wurde wieder eine „ja- nein“ Unterscheidung hinsichtlich des Vorhandenseins von Karies getroffen. Außerdem wurde anhand der digitalen Röntgenbilder die Kariestiefe beurteilt und in fünf Klassen eingeteilt. Als Tiefekriterien wurden jeweils die Hälfte von Schmelz und Dentin herangezogen (vgl. Tabelle 9).

Die so erhaltenen Werte wurden in eine Tabelle eingetragen und zur statistischen Auswertung in SPSS eingelesen.

Tabelle 9: Beurteilungskriterien für die Röntgenbildauswertung mit Sidexis®.

<b>Wert</b>	<b>Beschreibung</b>
0	Keine Veränderung des Zahnschmelzes
1	Veränderung in der inneren Schmelzhälfte
2	Veränderung in der äußeren Schmelzhälfte
3	Veränderung in der inneren Dentinhälfte
4	Veränderung in der äußeren Dentinhälfte

---

***Hypothese 5: Kariestiefenbeurteilung mit Difoti®***

Für den Goldstandard bei der Validitätsbeurteilung der Kariestiefe wurden mikroskopische Schnitte erstellt und unter dem Polarisationsmikroskop digital fotografiert. Dafür wurden Feinschliffe der Zähne angefertigt. Die Erstellung der Schliffbilder wird auf Seite 37 genauer erläutert. Die Bilder wurden dann in ImageJ beurteilt, und wie, beschrieben ausgewertet.

Auch das Nichtvorhandensein von Karies in der Kontrollgruppe wurde histologisch nachgewiesen.

## **5. Ergebnisse**

Die Ergebnisse zu den Vorversuchen und Bedingungen sind in den jeweiligen Kapiteln abgehandelt (vgl. Material- und Methodenteil dieser Arbeit). Dabei konnte gezeigt werden, dass Difoti® reproduzierbare Ergebnisse unabhängig vom Aufnahmezeitpunkt und dem Versuchsleiter liefert, wenn die Rahmenbedingungen gleich bleiben.

Wie Difoti® bei den aufgestellten Hypothesen abschneidet, wird in den folgenden Kapiteln abgehandelt. Dabei wird zuerst die Abhängigkeit der Bildgewinnung von der Kameraangulation besprochen.

In den folgenden Kapiteln wird die Initialkarieserkennung im Approximalraum mit Difoti® beurteilt und verglichen mit der visuellen Inspektion und dem digitalen Röntgensystem Sidexis®.

## **5.1. Hypothese 1: Abhängigkeit der Bildaquisition von der Kamera-Angulation**

In den Angulationsversuchen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bei der Bildrotation in der Ebene (Rotation um die Z- Achse), was mittels ANOVAs nachgewiesen wurde. Die erhaltene Information der Bilder bleibt also gleich, auch wenn das Bild um bis zu 40° gedreht wird, wenn dabei der Abstand der Karies zur Kamera konstant bleibt. Bestätigung findet dieser Befund in den im Material und Methodenteil beschriebenen Vorversuchen (vgl. Bedingungen 1 bis 3).

---

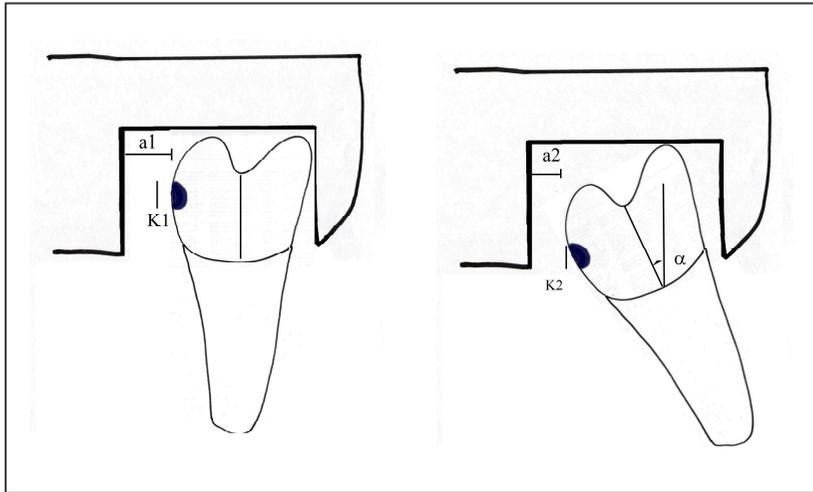
Werden hingegen die Versuchsreihen, bei denen sich der Abstand der Karies zur Kamera ändert, vergleichend analysiert, ergeben sich bei der Rotation um die X-Achse zur Kamera schon bei einer Rotation um  $20^\circ$  von der Normalposition hochsignifikante Unterschiede (s. Tabelle 10). Bei den anderen beiden Rotationsachsen werden die Unterschiede erst bei einer Drehung um  $40^\circ$  signifikant. Betrachtet man die Unterschiede unabhängig von der Drehachse, was einer freihändigen Positionierung im Mund am nächsten kommt, sind sie zur Ausgangssituation ab  $20^\circ$  hochsignifikant und ab einer Rotation um  $30^\circ$  höchstsignifikant.

Die Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen lassen sich aufgrund geometrischer Veränderungen erklären: Die vorhandene Karies K1 bildet die Hypotenuse eines rechtwinkligen Dreiecks, die gesehene Karies K2 die Gegenkathete desselben (vgl. dazu Abbildung 15 und 16).

Tabelle 10: Ergebnisse der Gruppen- und Mehrfachvergleiche (Post-Hoc Turkey Test)

Rotationsart	Gruppenvergleiche ANOVA	Mehrfachvergleiche		
		(I) WINKEL	(J) WINKEL	Signifikanz
Z- Achse	$F(4,50)= 0.44$ ns	0°	10° 20° 30° 40°	n.s. n.s. n.s. n.s.
X- Achse zur Kamera	$F(4,50)= 14.83$ ***	0°	10° 20° 30° 40°	n.s. *** *** ***
X- Achse von der Kamera weg	$F(4,50)= 5.34$ ***	0°	10° 20° 30° 40°	n.s. n.s. n.s. **
Y- Achse	$F(4,50)= 5.82$ ***	0°	10° 20° 30° 40°	n.s. n.s. n.s. **
Achsenunab- hängige Betrachtung	$F(4,215)= 18.57$ ***	0°	10° 20° 30° 40°	n.s. ** *** ***
		10°	20° 30° 40°	n.s. ** **
		20°	30° 40°	n.s. ***
		30°	40°	n.s.

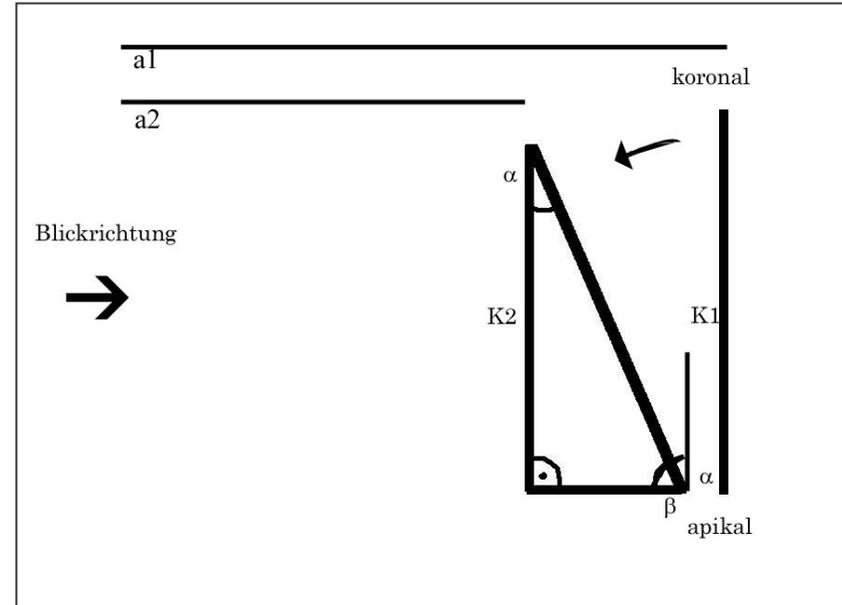
**Legende:** Mit \*  $p < .05$ ; \*\*  $p < .01$ ; \*\*\*  $p < .001$ ; n.s. nicht signifikant. **I**= der Ausgangswinkel mit dem verglichen wird. **J**= der Vergleichswinkel



**Abbildung 17: Darstellung der Geometrie der Angulation (2D) bei Rotation des Zahnes um die X-Achse zur Kamera hin (I).**

**Legende:**

Darstellung der Veränderung der wahrgenommenen Karies K1 bei  $0^\circ$  Rotation und Kameraabstand a1 (rechts); links die wahrgenommene Karies K2 bei einer Rotation der Krone zur Kamera um den Winkel  $\alpha=30^\circ$ , bei Kameraabstand a2.



**Abbildung 18: Darstellung der Geometrie der Angulation (2D) bei Rotation des Zahnes um die X-Achse zur Kamera hin (II).**

**Legende:** a1: Kameraabstand zu Karies K1 ohne Rotation; a2 Kameraabstand zur Karies K2 mit Neigung des Zahnes zur Kamera um  $\alpha$ ; K1: Wahrgenommene Karies ohne Rotation; K2: wahrgenommene Karies bei Rotation um  $\alpha$ ;  $\alpha$ : Neigungswinkel der Zahnachse zur Kamera;  $\beta$ : Gegenwinkel zu  $\alpha$ .

Abhängig vom Neigungswinkel  $\beta$  ändert sich die Größe der Gegenkathete und somit auch die in der Aufnahme dargestellte Karies. Über den Sinussatz von Pythagoras (vgl. Gleichung 1) lässt sich die Veränderung der Gegenkathete voraussagen:

**Gleichung 1: Sinussatz von Pythagoras**

$$\frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Hypotenuse}} = \text{Sinus}\alpha \text{ und } \alpha = 90^\circ - \beta$$

Dabei kommt es bei der Veränderung von  $\alpha$ , also einer Rotation des Zahnes um den Winkel  $\alpha$ , zu den in Tabelle 11 dargestellten Veränderungen der Kariesgröße.

Aus dieser Tabelle ist ebenfalls ersichtlich, dass die erwarteten Werte nicht erreicht werden. Dies liegt einerseits daran, dass die Karies um ihre jeweilige Rotationsachse nicht symmetrisch ist, und sie auch nicht symmetrisch zum Zahnäquator liegt. Es ändert sich somit der Abstand des einen Teiles der Karies von der Kameralinse, er wird größer, während der des anderen kleiner wird.

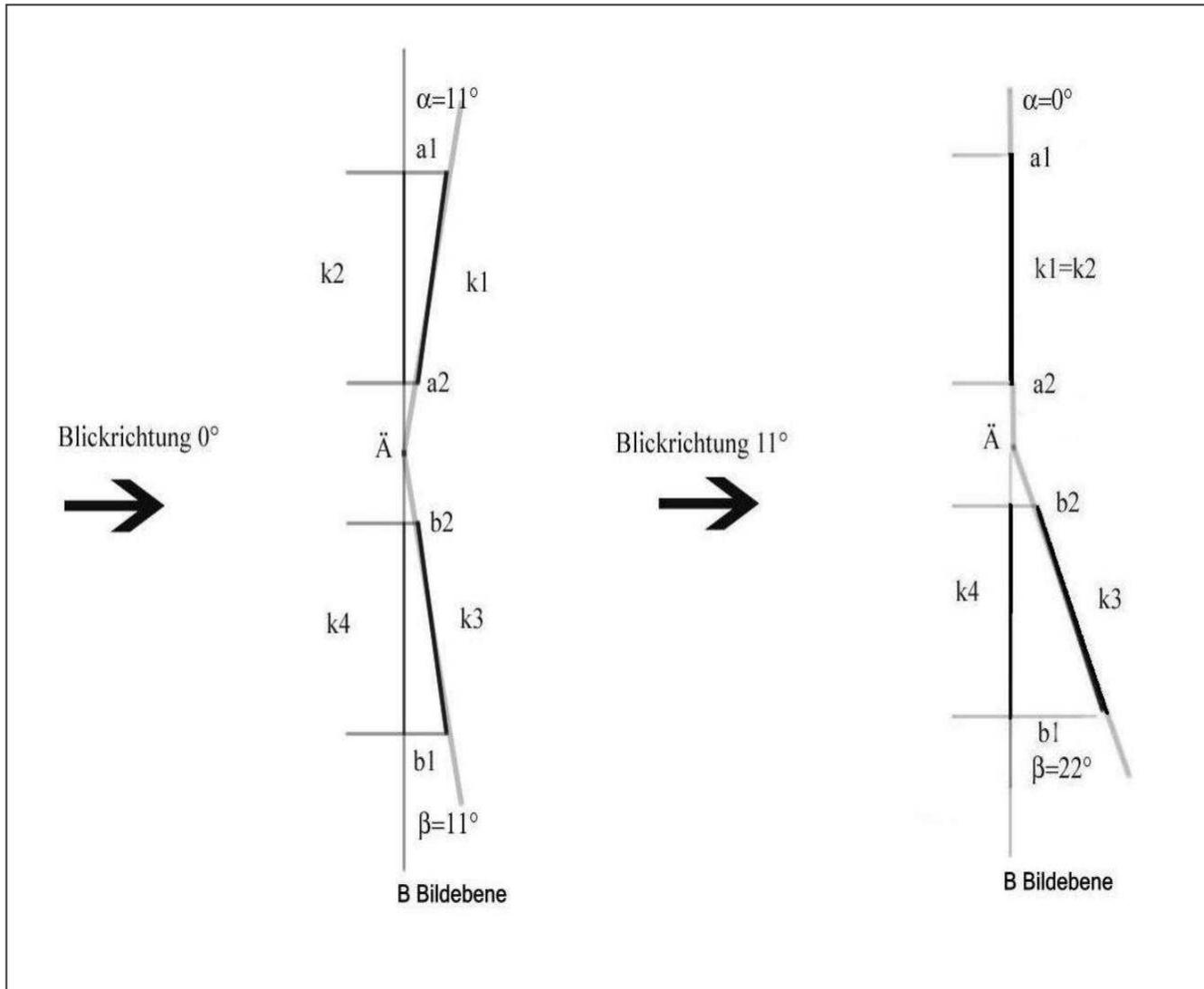
Tabelle 11: Kariesveränderung in Abhängigkeit von der Sinusfunktion.

<b>Winkel <math>\alpha</math></b>	<b>geometrisch berechnet:</b> $\sin \alpha = \frac{Karies\_d}{Karies\_v}$	<b>gemessene Werte für n=11:</b> $\frac{\varnothing_{defnorm\beta}}{\varnothing_{defnorm0^\circ}}$
10°	0.985	0.910
20°	0.940	0.823
30°	0.864	0.762
40°	0.643	0.648

**Legende:**

**$\alpha$ :** Rotationswinkel des Zahnes zur Kamera; **Karies\_d:** Entspricht K2, der Karies die auf dem Bild abgebildet wird bei Rotation um  $\beta$ ; **Karies\_v:** Entspricht K1, der Karies die auf dem Bild dargestellt wird ohne Rotation;  **$\varnothing_{defnorm\beta}$ :** Der Durchschnittswert der normiert dargestellten Bildpunkte der Karies bei der Neigung um den Winkel  $\alpha$ ;  **$\varnothing_{defnorm0^\circ}$ :** Der Durchschnittswert der normiert dargestellten Bildpunkte bei Rotation um 0°.

Andererseits ist der Abstand der dargestellten Fläche von der Kamera indirekt proportional zur Größe der Darstellung. Eine Änderung des Abstandes  $a_1$  durch die Zahnbewegung zu  $a_2$  bedingt eine Änderung in der Darstellung der Linse. Deshalb ist es jeweils von der betrachteten Fläche und Gestalt der kariösen Läsion und ihrer genauen Lage auf dem Zahn (zum Äquator) abhängig, ob und wie die Werte sich ändern (siehe Tabelle 12 und Abbildung 17).



**Abbildung 19: Veränderung der Kariesabbildung in der Bildebene abhängig von der Lage zum Zahnäquator und Betrachtungswinkel.**

**Legende:** Ä=Zahnäquator; B=Bildebene, in der Karies abgebildet wird;  $\alpha$ =Winkel der Zahnfläche über Äquator zur Bildebene;  $\beta$ =Winkel der Zahnfläche unter Äquator zur Bildebene; **k1**=Größe der Karies oberhalb des Äquators; **k2**=Größe der dargestellten Karies k1 auf Bildebene; **k3**=Größe der Karies unterhalb des Äquators; **k4**= Größe der dargestellten Karies k3 auf Bildebene; **a1**=Abstand der Karies k1 von der Bildebene; **a2**=Abstand der Karies k1 von Bildebene; **b1**= Abstand der Karies k3 von Bildebene; **b2**=Abstand der Karies k3 von Bildebene.

Tabelle 12: Veränderung der Kariesabbildung in der Bildebene abhängig von der Lage zum Zahnäquator und dem Betrachtungswinkel.

<b>Blickrichtung</b>	<b><math>\alpha</math></b>	<b><math>\beta</math></b>	<b>K1</b>	<b>K2</b>	<b>K3</b>	<b>K4</b>
0°	11°	11°	1,0	0,96	1,0	0,96
11°	0°	22°	1,0	1,0	1,0	0,89

**Legende:**

$\alpha$ = Winkel der Zahnfläche über dem Äquator zur Bildebene;  $\beta$ = Winkel der Zahnfläche unter dem Äquator zur Bildebene; **k1**= Größe der Karies oberhalb des Äquators; **k2**= Größe der dargestellten Karies k1 auf der Bildebene; **k3**= Größe der Karies unterhalb des Äquators; **k4**= Größe der dargestellten Karies k3 auf der Bildebene.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die mit Difoti® gewonnenen Bilder von Läsionen abhängig von der Kameraposition zum Zahn sind. Dabei ist sowohl der Abstand des Kamerakopfes als auch die Rotation der Kamera entscheidend.

Bei der freihändigen Positionierung des Difotikamerakopfes kann eine Bewegung bis zu 20° toleriert werden, ohne dass es zu signifikanten Veränderungen der Bildinformationen kommt. Bei größeren Ausschwenkbewegungen wird das Ergebnis ungenau und lässt sich auch durch Ausgleichsformeln nicht berechnen, da die Kariesgeometrie und die Abweichung von den Rotationsachsen nicht vorhersehbar sind.

Damit ist Hypothese 1 „Difoti® liefert in einem geometrisch bedingten Rahmen reproduzierbare Ergebnisse unabhängig von der Kameraposition zur

*kariösen Läsion*“ bestätigt. Der geometrisch bedingte Rahmen beträgt 20° Abweichung von der Kameraposition im Vergleich zum ursprünglichen Bild.

## **5.2. Hypothese 2: Beurteilung der approximalen Karies mit Difoti® und Difoti modifiziert**

Bei der Betrachtung der approximalen Karies wurde keine einzige Läsion durch den klassischen Difotiaufsatz von okklusal erkannt. Auch in der modifizierten Variante mit Durchleuchtung durch eine breitflächig anliegende Lichtquelle jeweils von bukkal und palatinal konnte nicht eine Läsion beurteilt oder identifiziert werden.

Die klassische Difotibetrachtung von bukkal zeigte bessere Ergebnisse: Immerhin 12 von 21 (57%) kariösen Läsionen wurden erkannt. Auch durch die veränderte Difoti-Variante („Difoti modifiziert“) konnten dieselben 12 Läsionen erfasst werden. Bei der Kameraposition von palatinal wurden acht Läsionen, unabhängig von der Modifikation, identifiziert. Dies entspricht 38%. Fünf der Defekte wurden dabei jeweils von beiden Seiten erkannt, 13 entweder nur von palatinal oder nur von bukkal. Insgesamt wurde durch die vorgenommene Modifikation keine Läsion identifiziert, die nicht auch durch die klassische Variante erfasst werden konnte.

Wenn man die Karieserkennung, unabhängig von der Betrachtungsseite, sieht, erreicht Difoti ein Sensivität von 0.71. Die Modifikation brachte für die

bloße Karieserkennung keine Vorteile, eine okklusale Betrachtung des Interdentalraumes erwies sich für die Initialläsionen jeweils als ungeeignet.

Die Spezifität war für beide Methoden 1, es wurde also keine Läsion mit Difoti erkannt, die sich nicht auch histologisch nachweisen ließ.

Beide Methoden erwiesen sich auch als gleich gut, die gesunde Seite zu beurteilen. Von den 10 gesunden Kontrollbereichen wurden jeweils alle 10 als nicht kariös diagnostiziert. Dies gelang sowohl bei der Betrachtung von Okklusal als auch jeweils von Bukkal und Palatinal.

Somit ist auch der positiv prädiktive Wert, der den Anteil der positiv Getesteten, die auch wirklich krank sind beschreibt bei 1.

Der negativ prädiktive Wert, der beschreibt ob ein Zahn kariesfrei ist, wenn Difoti Kariefreiheit festgestellt hat, liegt bei jeweils 0.63 (vgl. Tabelle 13, S. 72).

### **5.3. Hypothese 3 und 4: Vergleich von Difoti® mit anderen Diagnosemethoden**

#### ***Approximalraumbeurteilung visuell***

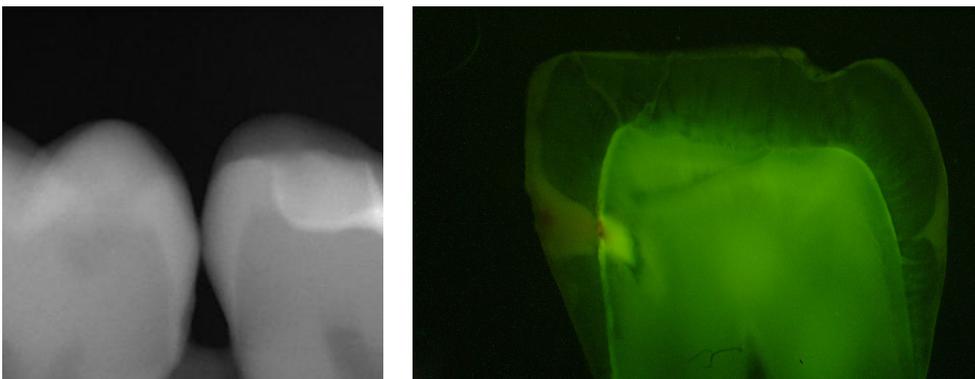
Nach 5s Trocknen der Zahnoberfläche konnten durch genaue visuelle Inspektion alle kariösen Läsionen erkannt werden, die auch mit den beiden Difotimodifikationen visualisierbar waren. Die Sensivität für die visuelle

Inspektion ist 0.73, die Spezifität ist 1, der positiv prädiktive Wert beträgt 1 und der negativ prädiktive Wert liegt bei 0,63. Auch mit dieser Diagnosemethode konnte keine der Läsionen von Okklusal erkannt werden, und alle 10 Kontrollbereiche wurden als kariesfrei nominiert.

Somit ergibt sich in diesem Versuchsaufbau hinsichtlich des bloßen Erkennens von Karies kein Unterschied zwischen Difoti® und der visuellen Inspektion mit oder ohne Spiegel.

### ***Approximalraumbeurteilung mit Sidexis®***

Im Vergleich zu den anderen Diagnosemethoden erkannte das digitale Röntgensystem von Sidexis® nur insgesamt vier der 21 Läsionen, was einer Sensivität von 0.19 entspricht (vgl. Abbildung 20). Dabei spielte die histologisch nachgewiesene Tiefe der Läsion für die Karieserkennung keine Rolle (vgl. Abbildung 20).



**Abbildung 20: Vergleich Zahn Nummer 703: Sidexis Zahn703 (im Bild rechts) mit Histologie.**

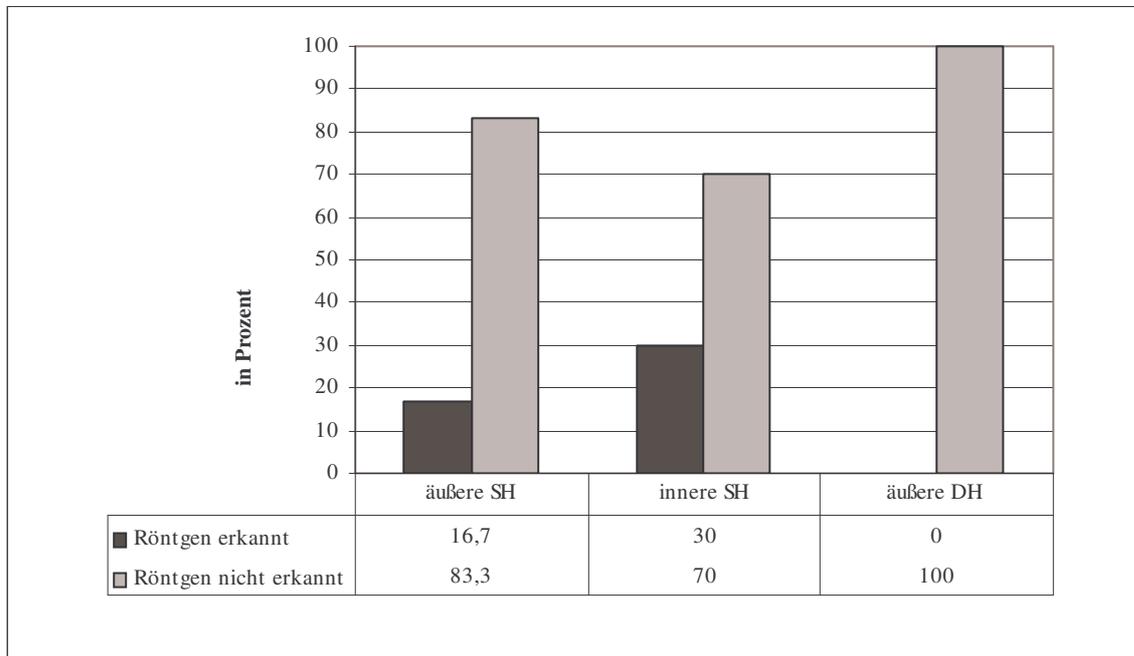
---

Es konnte nicht eine Läsion, die bis ins Dentin reichte mit Sidexis erkannt werden, alle erkannten Läsionen waren schmelzbegrenzt. (vgl. Abbildung 21).

Eine mögliche Erklärung hierfür ist der geringe Durchmesser der Läsionen, da teilweise Läsionen im äußeren Schmelzbereich erkannt wurden, bei denen offensichtlich größere Areale betroffen waren, die aber nicht so tief gingen.

Die Spezifität und der positiv prädiktive Wert betragen jeweils 1, der negativ prädiktive Wert betrug 0,37.

Da die Voraussetzung von einer minimalen Zellbelegung  $\geq 5$  für den in diesem Falle angebrachten *Chi*<sup>2</sup>- Test nicht erfüllt sind, war eine statistische Auswertung eines Vergleichs zwischen Difoti® und dem digitalen Röntgensystem Sidexis® leider nicht möglich. Wenn man die beiden Betrachtungsseiten dieses Versuchsaufbaus zusammenfasst, war aber eine Tendenz erkennbar, in der Difoti® insgesamt 70% der Läsionen fand, und das unabhängig von der Modifikation (vgl. Tabelle 13). Damit übertrifft es bei weitem bei diesem Versuchsaufbau die Trefferquote von Sidexis®. Es wurde allerdings keine Läsion erkannt, die nicht mit dem Spiegel und fünf Sekunden Trockenblasen sichtbar gemacht werden konnte.



**Abbildung 21: Histologische Validierung der mit Sidexis erkannten Läsionen in Abhängigkeit von der Tiefe der Läsionen.**

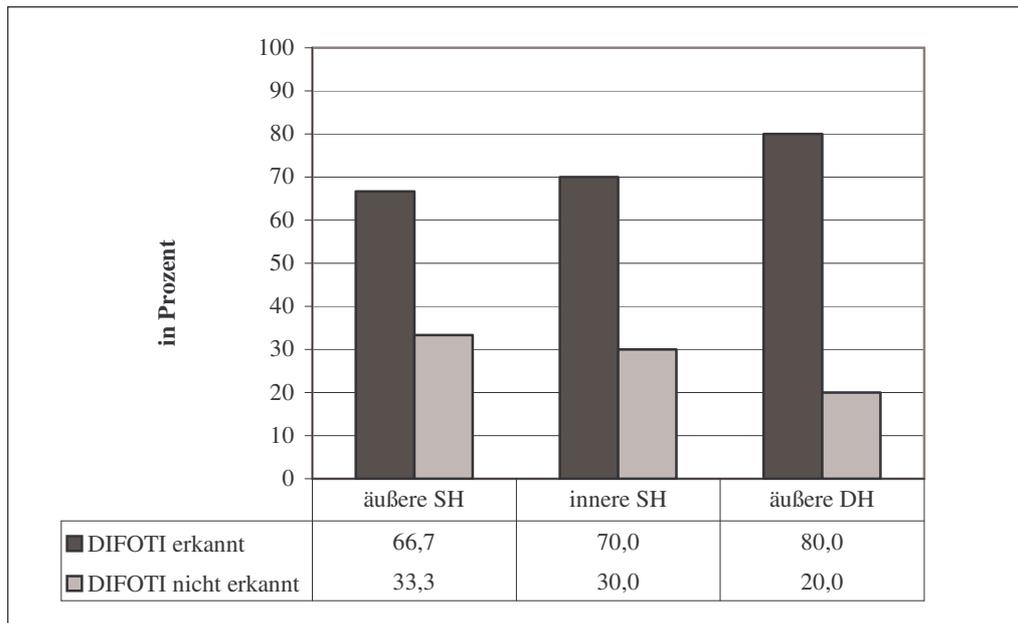
Legende: **äußere SH:** Die Läsion war histologisch auf die äußere Schmelzhälfte begrenzt; **innere SH:** Die Läsion hatte histologisch die Schmelz-Dentingrenze nicht erreicht; **äußere DH:** Die Läsion hatte histologisch die Schmelz-Dentingrenze überschritten, war aber noch nicht in die innere Dentinhälfte vorgedrungen.

Tabelle 13: Häufigkeit eines Erkennens von Karies mittels DIFOTI® sowie Sidexis®.

<b>Diagnosemethode</b>	<b>Sensivität</b>	<b>Spezifität</b>	<b>Positiv prädiktiver Wert</b>	<b>Negativ prädiktiver Wert</b>
Difoti	0.71	1	1	0.63
visuell	0.71	1	1	0.63
Sidexis	0.19	1	1	0.37

#### **5.4. Hypothese 5: Kariestiefenbeurteilung mit Difoti®**

Um Auskunft über die Kariestiefe zu bekommen, wurden die Bilder auf ihre Helligkeitswerte untersucht. Es wurde zuerst beurteilt, ob die Tiefe der kariösen Läsion in einen Zusammenhang mit dem Erkennen durch Difoti® gebracht werden kann, was statistisch nicht belegt werden konnte. Zwar lässt sich eine Tendenz erkennen, dass Läsionen, die bis in das Dentin reichen, eher erkannt werden, aber durch die geringe Stichprobengröße mit Dentinkaries (n=5) lässt sich dies statistisch nicht erhärten. Eine mögliche Erklärung für das häufigere Erkennen kann sein, dass Läsionen, die bis ins Dentin reichen, bereits länger bestehen und sich deshalb auch im Schmelz weiter ausbreiten konnten (vgl. Abbildung 22).

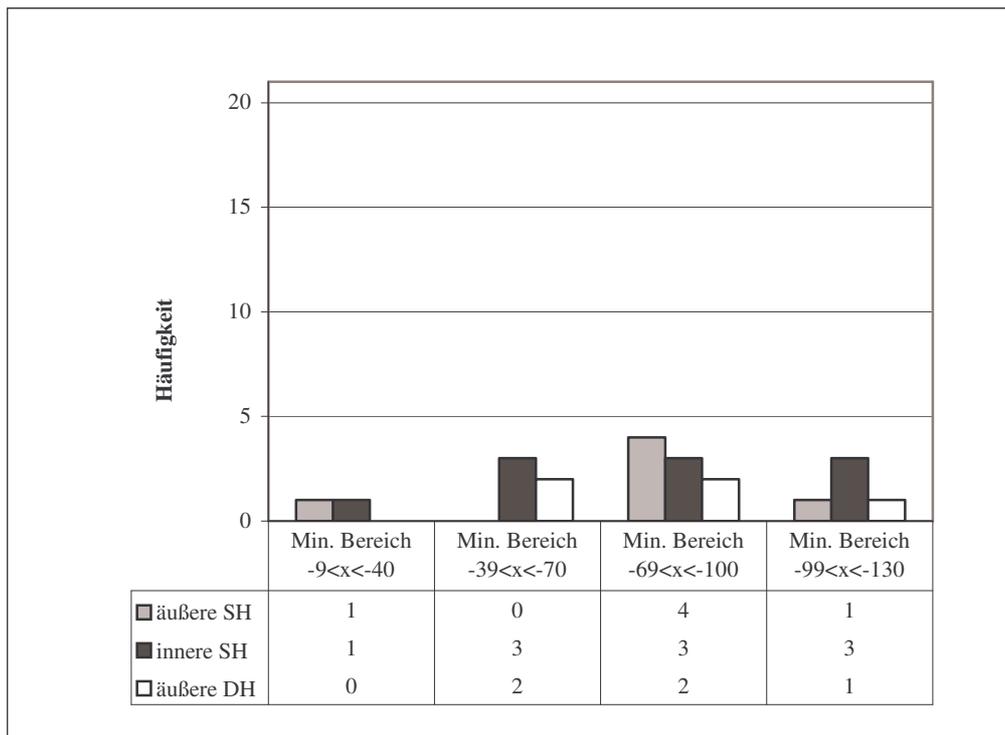


**Abbildung 22: Läsionserkennung von Difoti® in Abhängigkeit von der Läsionstiefe**

Legende: **äußere SH:** Die Läsion war histologisch auf die äußere Schmelzhälfte begrenzt; **innere SH:** Die Läsion hatte histologisch die Schmelz-Dentingrenze nicht erreicht; **äußere DH:** Die Läsion hatte histologisch die Schmelz-Dentingrenze überschritten, war aber noch nicht in die innere Dentinhälfte vorgedrungen.

Für die absolute Kariestiefenbeurteilung wurden die Quantillen bzw. die dunkelsten Punkte (=Minima der Z-Werte der Bilder) mit der in den mikroskopischen Schnitten gemessenen Tiefe verglichen. Es zeigte sich, dass die mit den Bildern gewonnenen Werte nicht mit der jeweiligen Tiefe der Karies korrelieren ( $r=-.21$ ;  $p>.10$ ). Dabei lassen sich weder Hinweise auf die absolute Tiefe der Karies in  $\mu\text{m}$  noch auf die relative Tiefe (Schmelz oder Dentinbegrenzung) ziehen (vgl. Abbildung 23). Dies bedeutet, dass mit Difoti® keine Aussage getroffen werden kann, ob es sich noch um einen schmelzbegrenzten

Defekt handelt, oder ob das Dentin bereits betroffen ist. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass die Bildgewinnungssoftware schon bei relativ oberflächlichen Läsionen das Helligkeitsspektrum voll ausschöpft. So können von der Software bei tieferen Läsionen keine dunkleren Bereiche mehr dargestellt werden.



**Abbildung 23: Vergleich der gemessenen Minimawerte in Abhängigkeit von der histologisch bestimmten relativen Tiefe**

Legende: **äußere SH:** Die Läsion war histologisch auf die äußere Schmelzhälfte begrenzt; **innere SH:** Die Läsion hatte histologisch die Schmelz-Dentingrenze nicht erreicht; **äußere DH:** Die Läsion hatte histologisch die Schmelz-Dentingrenze überschritten, war aber noch nicht in die innere Dentinhälfte vorgedrungen; **Min. Bereich:** Bereich, in dem die gemessenen Minima der Z-Werte lagen.

---

Zum Schluss dieses Kapitels alle verwendeten Diagnosemethoden hinsichtlich ihrer Karieserkennung aufgelistet, wobei einerseits die Blickrichtung mit Difoti® (von Okklusal, Bukkal und Palatinal) als Kriterium gilt (Tabelle 14), und andererseits das Abschneiden der einzelnen Methoden in Abhängigkeit von der jeweiligen Kariesqualität dargestellt wird (Tabelle 15).

Tabelle 14: Kariesdiagnosemethoden im Vergleich abhängig von der Betrachtungsseite von Difoti®.

Zahn	601	602	603	604	605	606	607	608	609	610	611	612	613	614	615	616	701	702	703	704	705
Kariesqualität	1	1	1	1	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2
Diagnosemethode																					
Difoti klassisch																					
buccal	X	X	X	X	X	X		X	X		X	X					X		X		
palatinal						X	X	X	X		X						X	X			X
Difoti modifiziert																					
buccal	X	X	X	X	X	X		X	X		X	X					X		X		
palatinal						X	X	X	X		X						X	X			X
Visuell																					
buccal	X	X	X	X	X	X		X	X		X	X					X		X		
palatinal						X	X	X	X		X						X	X			X
Digitales Röntgen																					
								X						X	X		X				

**Legende:** Zahn= Kennnummer des Zahns; Kariesqualität=visuelle Beurteilung der Läsion mit 1=white spot, 2=braune Verfärbung; Difoti® klassisch=Betrachtung mit dem Difoti kopf *proximal Adult Large* von bukkal & palatinal mit 0=keine Läsion erkennbar, X=Läsion erkennbar; Difoti modifiziert=Betrachtung mit dem Difotikopf *proximal Adult Large* von bukkal & palatinal mit modifizierter Lichtquelle von okklusal mit 0=keine Läsion erkennbar, X=Läsion erkennbar; Visuell=Betrachtung des Approximalraums mit Spiegel nach Trockenblasen von bukkal & palatinal; Digitales Röntgen=Beurteilung des Approximalraumes mit dem digitalen Röntgenbild 0=keine Läsion erkennbar, X=Läsion erkennbar.

Tabelle 15: Kariesdiagnosemethoden im Vergleich abhängig von der histologischen Läsionstiefe.

Zahn	601	602	603	604	605	606	607	608	609	610	611	612	613	614	615	616	701	702	703	704	705	
Kariesqualität	1	1	1	1	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	
Kariestiefe [µm]	543	840	775	640	1078	202	1111	702	1427	797	531	497	797	243	700	736	1266	1648	1653	745	714	
Kariestiefe relativ	1	1	2	2	3	1	2	2	3	2	2	2	2	1	2	1	2	3	3	3	1	
Diagnosemethode																						
Difoti		klassisch																				
		X	X	X	X	X	X	X	X	X		X	X					X	X	X		X
Difoti		modifiziert																				
		X	X	X	X	X	X	X	X	X		X	X					X	X	X		X
Visuell																						
		X	X	X	X	X	X	X	X	X		X	X					X	X	X		X
Digitales Röntgen																						
								X						X	X			X				

**Legende:** Zahn= Kennnummer des Zahnes; **Kariesqualität** = visuelle Beurteilung der Läsion mit 1= white spot, 2= braune Verfärbung; **Kariestiefe relativ** =relative Kariestiefe mit 1= Karies liegt histologisch in der äusseren Schmelzhälfte, 2= Karies liegt histologisch in der inneren Schmelzhälfte, 3= Karies hat histologisch die Schmelz- Dentingrenze überschritten, liegt in der äusseren Dentinhälfte;**Difoti klassisch** = Betrachtung mit dem Difotikopf *Adult Large* von bukkal und palatinal mit 0= keine Läsion erkennbar, X= Läsion erkennbar; **Difoti modifiziert** = Betrachtung mit dem Difotikopf *Adult Large* von bukkal und palatinal mit modifizierter Lichtquelle von okklusal mit 0= keine Läsion erkennbar, X= Läsion erkennbar; **Visuell** = Betrachtung des Approximalraumes mit dem Spiegel nach Trockenblasen von bukkal und palatinal; **Digitales Röntgen** = Beurteilung des Approximalraumes mit dem digitalen Röntgenbild 0= keine Läsion erkennbar, X= Läsion erkennbar.

## **6. Diskussion**

## 6.1. Einleitung

In der modernen konservierenden Zahnmedizin wird die Entkalkung des Zahnes als ein reversibler Prozess angesehen. Daher geht die Tendenz weg von einer invasiven Intervention hin zu möglichst frühzeitiger Erkennung von Initialläsionen in Kombination mit Mundhygieneinstruktion für den Patienten und Fluoridierungsmaßnahmen. Diese früh erkannten Läsionen werden in regelmäßigen Abständen kontrolliert. Wenn kein Fortschritt der Karies erkennbar ist, werden sie belassen, und der Patient erneut instruiert und motiviert. Um den Verlauf beurteilen zu können, ist eine Dokumentation des Kariesfortschrittes nötig.

An dieser Stelle setzt Difoti® an. Difoti® ist ein modernes Kariesdiagnosehilfsmittel, das mit dem Prinzip der Durchleuchtung von Zähnen in Kombination mit einer CCD-Intraoralkamera arbeitet. Die so erstellten Bilder werden in einer difotieigenen Software bearbeitet und auf dem Monitor als Bitmap-Format (\*.bmp) dargestellt. Sie können zu einem späteren Zeitpunkt zum Vergleich wieder aufgerufen werden. Die funktionierende Darstellung und Dokumentation von Läsionen mit Difoti wurde in anderen Studien nachgewiesen, und in den Bedingungsanalysen in dieser Arbeit bestätigt.

Das zentrale Anliegen der hier vorgestellten Arbeit war es, neben der Karieserkennung vor allem die Läsionstiefenbeurteilung mit Difoti® kritisch zu überprüfen. Letztgenannte ist deswegen von großer Bedeutung, da nur durch eine Tiefenbeurteilung auch eine Veränderung der Tiefe festgestellt werden kann. Dies wird als Voraussetzung gesehen, Kariesmonitoring, also die Kariesverlaufskontrolle, betreiben zu können. Diese Bedingung muss also erfüllt werden, wenn Difoti® ähnlich wie QLF, das quantifizierbar ist, zur Entscheidung herangezogen werden soll, ob eine invasive Therapie indiziert ist oder nicht. Diese Quantifizierbarkeit war vom Hersteller nicht geplant und konnte in dieser Studie auch nicht nachgewiesen werden.

In der Literatur findet sich bisher nur sehr wenig zu Difoti®. Deshalb werden bei Literaturvergleichen in dieser Arbeit die Vergleichsdaten mit Studien in denen Foti angewendet wurde, auf dem Difoti® ja basiert, betrachtet. In den beiden bisher erschienenen Artikeln [Keem and Elbaum, 1997;Schneiderman et al., 1997] lag das Augenmerk auf der reinen Erkennung von Karies und Entkalkungen an Glattflächen. Über die Auswertung dieser erkannten Läsionen und die Interpretation wird berichtet, dass Veränderungen als Karies erkannt werden. Eine genauere Interpretation in Bezug auf die Ausdehnung wurde dabei nicht vorgenommen. Deshalb wurden in dieser Arbeit Vorversuche unternommen, in denen die Reproduzierbarkeit der Bilddaten mit den eingesetzten Untersuchungsmethoden beurteilt wurde, um eine Vergleichbarkeit der Daten sicherzustellen. Dazu wurden zuerst die Versuchsbedingungen identisch gehalten. In weiteren Versuchsreihen wurden zur Überprüfung der ersten Hypothese die Kameraangulation genormt verändert, um den Bereich zu bestimmen, in dem die gewonnenen Informationen statistisch konstant bleiben.

Nach Abklärung dieses Bereiches wurden drei weitere Hypothesen aufgestellt, um aufzuklären, ob Difoti® für die Erkennung von approximalen Initialläsionen geeignet ist, und wie Difoti® dabei im Vergleich zur visuellen Inspektion und dem Digitalen Röntgen abscheidet. In einer fünften und letzten Hypothese wurde dann überprüft, ob und wie Difoti® zur Kariestiefenbeurteilung im Approximalbereich verwendet werden kann.

## 6.2. Methodische Überprüfung von Difoti®

### *Vorversuche zur Bildgewinnung und -auswertung*

Als Erstes wurde untersucht, inwieweit das Bildbearbeitungsprogramm View3D in Verbindung mit dem Bildauswertungsprogramm von Difoti® kombiniert reproduzierbare Ergebnisse liefert (Bedingung 1). Auf dem 5 % Signifikanzniveau wurde abgesichert, dass eine zwanzigfache Auswertung ein und desselben Bildes mit View3D zu gleichen Ergebnisse führt. Unter identischen Rahmenbedingungen erstellte Bilder derselben Läsion (n=20) konnten zudem mit View3D nicht voneinander unterschieden werden. Auch bei minimalen Veränderungen durch Versuchsauf- und -abbau blieb die Information bestehen.

Die Auswertung und die Bildgewinnung liefern somit bei konstanten Rahmenbedingungen und zeitnahen Aufnahmen reproduzierbare Ergebnisse.

### *Intra- und Interrater Reliabilität (Bedingungsanalyse)*

Bei dieser Versuchsreihe wurden Bilddaten im Abstand von 6 bzw. 8 Wochen von zwei unabhängigen Versuchsleitern erhoben. Die Ähnlichkeit des Versuchsaufbaus wurde dadurch gewährleistet, dass die Versuchsleiter jeweils das „Urbild“ des betreffenden Zahnes, das Versuchsleiter 1 zum Zeitpunkt t<sub>0</sub> aufgenommen hatte, ansahen, bevor sie eine neue Aufnahme machten.

Mittels t-Tests wurde kein signifikanter Unterschied auf dem 5% Niveau gefunden. Die Korrelation beim Intrarater test betrug 0.996, was bedeutet, dass derselbe Versuchsleiter zu unterschiedlichen Messzeitpunkten auch dieselben Informationen generieren kann. Das führt zu der Schlussfolgerung, dass gleiche Läsionen auch zu Unterschiedlichen Zeitpunkten gleiche Informationen liefern

(Bedingung 2). Ein Fortschreiten der Läsionen wurde durch das Abtöten der kariogenen Keime und die Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung unterbunden.

Auch beim Interratervergleich ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den gewonnenen Daten erkennen. Die Korrelation von 0.993 zwischen den einzelnen Messzeitpunkten bei beiden Versuchsleitern erwies sich als höchst zufrieden stellend. Das zeigt, dass die Informationen - auch unabhängig von der Person - zu unterschiedlichen Zeitpunkten gleich bleiben (Bedingung 3).

Difoti® ist somit geeignet auch nach längerer Zeit bei ähnlichem Versuchsaufbau nahezu identische Informationen zu liefern.

### ***Angulationsversuche***

Als nächstes stellte sich die Frage, ab welcher Abweichung beim Versuchsaufbau die Informationen nicht mehr eindeutig reproduzierbar sind (Hypothese 1). Dies ist deshalb von Bedeutung, da sich durch Rotation eines Körpers die Sicht eines statischen Betrachters auf diesen ändert. Für die Praxis bedeutet dies folgendes: Wird der Difotikopf im Mund angesetzt, ist es nahezu unmöglich, eine einmal eingenommene Position zu einem anderen Zeitpunkt wieder einzunehmen. Um dennoch zu nahezu identischen Informationen zu gelangen, kann es hierzu hilfreich sein, eine früher erstellte Aufnahme parallel in einem eigenen Fenster zu öffnen und mit der aktuellen Kameraposition zu vergleichen. Eine solche Methode erwies sich als geeignet, wie die höchst zufrieden stellende Intra-Interraterreliabilität der Vorversuche belegte. Allerdings ist dieses Vorgehen sehr zeitaufwändig, da die Bilder in einem Bildbearbeitungsprogramm (z.B. ACDSec®) neben Difoti® geöffnet werden müssen. Diese müssen zudem vor der Patientensitzung sortiert und bewertet werden.

Die Frage ist nun, ob ein solch zeitaufwändiges Verfahren überhaupt nötig ist. Dazu wurde Angulationsversuche durchgeführt, bei denen die Kameralage genormt in ihrer Position im Raum modifiziert wurde.

Die Angulationsversuche ergaben keine signifikanten Unterschiede bei einer Rotation um die Z-Achse. Dies bestätigt die Ergebnisse der Vorversuche, da bei einer derartigen Rotation das Bild in der Betrachterebene gedreht wird.

Werden die Resultate der anderen Achsenrotationen separat betrachtet, zeigten sich bei unterschiedlichen Winkeln signifikante Abweichungen (X-Achse zur Kamera  $20^\circ$ ; X-Achse von der Kamera weg  $40^\circ$ ; Y-Achse  $40^\circ$ ). Am sinnvollsten ist es jedoch, die Gruppen achsenunabhängig zu betrachten, da im Mund bei einer freihändigen Adaption des Difotikopfes Abweichungen in allen Achsenrichtungen entstehen. Unter dieser Bedingung ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied ab  $20^\circ$  Veränderung der Kameraposition.

Alle gestellten Forderungen für die Reproduzierbarkeit der Informationen, die mit Difoti® gewonnen werden können, gelten somit als erfüllt, wenn die  $20^\circ$ -Bedingung eingehalten wird.

Ähnliche Versuche wurden 2002 von Buchalla [Buchalla et al., 2002] und von Ando und Eckert [Ando et al., 2004] für QLF durchgeführt. Auch sie kamen zu dem Ergebnis, dass der Betrachtungswinkel einen wichtigen Faktor darstellt. Kleinere Abweichungen bis  $20^\circ$  von der Urposition sind ihrer Studien nach tolerabel. Die  $20^\circ$  Grenze scheint somit systemunabhängig für optische Diagnosemethoden zu gelten.

Aufbauend auf diesen Bedingungen wurde in der vorliegenden Arbeit untersucht,

1. ob mit Difoti® überhaupt Karies im Approximalbereich erkannt werden kann,

2. wie Difoti® bezüglich der Beurteilung von Karies in approximalen Bereichen im Vergleich zu zwei anderen Diagnosemethoden abschneidet, sowie
3. ob durch die Auswertung der durch Difoti® gewonnenen Bilder eine Aussage über die Tiefe einer kariösen Läsion getroffen werden kann.

### **6.3. Beurteilung approximaler Läsionen mit Difoti®**

#### ***Erkennung initialer Läsionen im Approximalbereich***

Ziel dieser Versuche war es, festzustellen, ob mit Difoti® vorhandene Approximalkaries erkannt werden kann (Hypothese 2). Dazu wurden 21 Zähne mit einer approximalen Schmelzentkalkung bzw. Verfärbung ohne Kavitätenbildung mit einem Nachbarzahn versehen, der die Läsion verdeckte. Diese Zähne wurden daraufhin aus verschiedenen Richtungen (bukkal, palatinal, okklusal) dahingehend beurteilt, ob eine Schmelzveränderung mit der angewandten Methode erkannt werden konnte oder nicht. Als Diagnoseverfahren wurden zum einem Difoti® in unveränderter Form, zum anderen Difoti® in modifizierter Form eingesetzt. Als Kontrollgruppe dienten 10 vom Approximalraum abgewandte kariesfreie Zahnbereiche.

#### **Vergleich von „Difoti modifiziert“ mit „Difoti® klassisch“ bei der Betrachtung von bukkal und palatinal**

Bei dem gewählten Versuchsaufbau wurde der Ansatzpunkt der Lichtquelle im Difotikopf modifiziert und mit der klassischen Variante („proximal Adult Large“) verglichen. Die neue Lage der Lichtquelle sollte eine homogene Durchleuchtung des Zahnes gewährleisten. Es kamen dabei zwei verschiedene

Lichtquellen zum Einsatz, die aber keine unterschiedlichen Ergebnisse lieferten und deswegen zusammenfassend berichtet werden. Die Stärke der Lichtquelle und ihr Durchmesser brachten im 90°-Ansatz keine Veränderung mit sich.

Jede Läsion, die das klassische Difoti® erkannte, wurde auch bei derselben Kameraposition mit der modifizierten Methode identifiziert. Insgesamt wurden von den 21 Läsionen jeweils 15 Läsionen erkannt, was einer Sensivität von 0.71 entspricht. Die Spezifität betrug 1.

Es bleiben somit durch Difoti® immerhin noch knapp 30% der Läsionen unerkant.

Es bringt also zusammenfassend für die Karieserkennung keinen Vorteil, eine Lichtquelle im 90° zur Kamera zu positionieren. Die von Difoti® mitgelieferten Kameraköpfe brachten dieselben Ergebnisse und sind somit genauso gut für die Diagnose geeignet, wie die von uns modifizierten.

### **Vergleich von „Difoti modifiziert“ mit „Difoti® klassisch“ bei der Betrachtung von okklusal**

Der Versuchsaufbau entsprach dem klassischen für Foti von Perdell-Lewis und Pot [Purdell-Lewis and Pot, 1974]. Bei der Betrachtung der kariösen Läsionen von okklusal konnte keine einzige Läsion erkannt werden, weder mit der modifizierten Variante noch mit den klassischen Difotiköpfen. Dies kann daran liegen, dass die Läsionen oberflächlich und auch in der Tiefe sehr gering waren. Das veränderte Dentin und der verfärbte Zahnschmelz waren somit jeweils von ihrer Schichtstärke nicht groß genug, um eine Information an der Oberfläche zu produzieren.

Ähnliche Ergebnisse werden in der Literatur für die Schmelzläsionserkennung mit Foti im Seitenzahnbereich berichtet (vgl. [Pieper and Schurade, 1987];[Sidi and Naylor, 1988];[Choski et al., 1994]), wobei die visuelle Inspektion bei der Beurteilung von approximalen Läsionen jeweils besser abschnitt als Röntgen und Foti.

Da sowohl von okklusal als auch von bukkal bzw. von palatinal keine Unterschiede zwischen der Difoti-Modifikation und der klassischen Methode auftraten, werden in den folgenden Abschnitten die Ergebnisse von Difoti® im Allgemeinen mit zwei weiteren Methoden verglichen, die in der Praxis ebenfalls zur Kariesdiagnose dienen: Die visuelle Inspektion und das digitale Röntgen.

### ***Vergleich von Difoti® mit weiteren Methoden zur Kariesdiagnose***

#### **Vergleich zwischen Difoti® und der visuellen Inspektion nach fünf Sekunden trocknen**

Bei der genauen visuellen Inspektion konnte jede der Läsionen, die mit Difoti® dargestellt wurden, auch mit dem bloßen Auge mit und ohne Spiegel erkannt werden (Hypothese 3). Bei der Bewertung dieses Ergebnisses muss aber bedacht werden, dass es sich um in-vitro Versuche handelte. Die Sicht war durch keine anatomischen Strukturen wie Zunge oder Wange behindert, wie es gerade bei hinteren Molaren im Mund oftmals vorkommt. Auch die Trocknung der Zähne über fünf Sekunden wurde nicht durch nachfließenden Speichel rückgängig gemacht. Insgesamt schnitt somit die visuelle Inspektion und Difoti® bei diesen Versuchen sicher besser ab, als dies bei Versuchen direkt im Mund des Patienten der Fall sein dürfte. Grund hierfür ist sicher auch der Unterschied der Brechungsindizes, der bei Wasser 1,33 und bei Luft 1,0 beträgt. Da der gesunde Zahnschmelz einen Brechungsindex von 1,62 besitzt ist die Differenz bei in-vitro Versuchen größer und somit auch die Streuung am Übergang zwischen Zahn und dem jeweils weiterleitendem Medium.

Des Weiteren ist in einem in-vitro Versuchsaufbau der proximale Kontaktpunkt sicher kleiner und somit auch die Sicht in den Zahnzwischenraum leichter möglich als beim Patienten.

Es bleibt zu überprüfen, ob in vivo bei guter Trockenblasung der Zähne und genauer Inspektion mit dem Spiegel genauso viele Läsionen erkannt werden können wie mit Difoti®. Ob die Vergrößerung durch Difoti® einen Vorteil bei der Erkennung der approximalen Läsionen mit sich bringt, ist fraglich, da Haak und Kollegen 2002 nachgewiesen haben, dass die Verwendung von Vergrößerungshilfen (Lupenbrille, Operationsmikroskop) keinen Einfluss auf die Erkennung approximaler Läsionen hat [Haak et al., 2002].

### **Vergleich zwischen Difoti® und digitalem Röntgen (Sidexis®)**

Das digitale Röntgen als klassische Methode für die Beurteilung von approximaler Karies schnitt bei den Versuchsaufbauten schlechter als erwartet ab. Es erkannte lediglich vier von 21 Läsionen, was einer Sensivität von 0,19 entspricht. Difoti® schnitt im Gegensatz dazu mit einer Sensivität von 0,71 bei der Erkennung der initialen Läsionen ab (Hypothese 4).

Dieses Ergebnis steht im Gegensatz zu denen von Vaarkamp [Vaarkamp et al., 2000]. Dieser kam bei einem Vergleich von Foti und Bissflügelröntgenaufnahmen zu einem gleich guten Abschneiden beider Methoden. Das dort im Vergleich bessere Abschneiden des Röntgenverfahrens liegt sicherlich mit daran, dass Vaarkamp erst bei Fortschritt ins Dentin Karies als solche bezeichnete. In der vorliegenden Arbeit wurde hingegen Karies schon als solche nominiert, wenn Veränderungen im äußeren oder inneren Schmelzbereich histologisch nachgewiesen werden konnten.

Wie erwähnt, konnte mittels Röntgenverfahren in den durchgeführten Versuchen die Karies im Dentinbereich nicht identifiziert werden: keine der fünf Läsionen, die histologisch bis ins Dentin reichten, wurde röntgenologisch nachgewiesen. Ein Grund für das schlechte Abschneiden wird darin gesehen, dass die untersuchten Läsionen von sehr geringem Durchmesser waren. Wie aus der Literatur bekannt, sind Veränderungen, die bis in die 1. Dentinhälfte mit dem Mikroskop nachweisbar sind, teilweise nicht röntgenologisch darstellbar.

Christensen [Christensen 1996] wies beispielsweise darauf hin, dass die von ihm untersuchten approximalen Läsionen bei Zahnschnitten in der Regel doppelt so tief waren, wie sie auf dem Röntgenbild erschienen. Er schlussfolgerte, dass weder konventionelle noch digitale Röntgenbilder sehr verlässliche Hinweise auf das Vorhandensein von Karies oder auf die Tiefe von Karies zulassen. Zu ähnlichen Ergebnissen gelangten Jakobsen, Hansen und Hintze [Jacobsen et al., 2004] bei einer Untersuchung von vier verschiedenen digitalen Röntgensystemen. Sie stellten durch histologische Validierung die Gefahr der Über- und Unterschätzung der tatsächlichen Läsionsgröße bei allen vier Röntgensystemen dar.

### **Exkurs: Vergleich zwischen digitalem Röntgen und der visuellen Inspektion nach fünf Sekunden trocken auf Basis der Literatur**

In den hier vorgestellten Versuchsreihen schnitt die visuelle Inspektion mit dem Erkennen von 70% der Läsionen deutlich besser ab als das digitale Röntgensystem von Sidexis® (20%). In der Literatur finden sich sehr unterschiedliche Vergleichsdaten dazu:

Die Gruppe um Hintze [Hintze et al., 1998] verglich die visuelle Inspektion in vivo mit der Bissflügelaufnahme. In ihren Versuchen, die von vier Zahnärzten durchgeführt wurden, erreichte die visuelle Inspektion eine Sensivität von .342 und eine Spezifität von .985. Die Röntgenaufnahmen schnitten im Vergleich dazu mit einer Sensivität von .631 und einer Spezifität von .925 deutlich besser ab. Da es sich um einen in vivo Versuch handelte, konnte keine histologische Validierung der Läsionen vorgenommen werden. 2003 veröffentlichte Hintze eine weitere Studie, bei der die visuelle Inspektion deutlich besser als das digitale Röntgen abschnitt, wenn nur die Erkennung approximaler Läsionen betrachtet wird [Hintze and Wenzel, 2003].

Lussi und Hotz [Lussi et al., 1995] berichten, dass nur etwa jede dritte manifeste approximale Karies (mit Kavität) auch klinisch durch Inspektion erkannt wird.

Dagegen sind Bissflügelaufnahmen für die Diagnose der Approximalkaries das Mittel der Wahl, wobei je nach Untersuchung zwischen 55% und 85% der Karies der äußeren Dentinhälfte erkannt werden [Mileman and van der Weele, 2005];[Noar and Smith, 1990]. In den angegebenen Quellen waren die dentalen Läsionen jeweils schon ins Dentin fortgeschritten, was das vergleichsweise bessere Abschneiden der Röntgendiagnostik, bzw. das schlechte Abschneiden in den von uns durchgeführten Versuchen erklären kann.

### ***Beurteilung initialer Läsionen im Approximalbereich mit Difoti®***

In der letzten Versuchsreihe wurde die Kariestiefenbeurteilung mit Difoti® überprüft (Hypothese 5). Vorversuche hatten viel versprechende Korrelationen zwischen Glattflächenkaries und den mit Difoti gewonnenen Bildinformationen ergeben [Kunzelmann, 2003].

Dazu wurde die Information, die mit Difoti® gewonnen wurden, mit der Tiefe der Läsion korreliert. Um Letzteres zu erfassen, wurden die Quantillen der absoluten Dunkelheitswerte und auch der minimale Helligkeitswert (Z-Wert) der Bilder als Maße für die Tiefe verwendet. Hierbei ergaben sich keinerlei Zusammenhänge. Dies könnte dadurch verursacht sein, dass die Kamerasoftware aus Gründen der Kontrastpreizung schon bei relativ oberflächlichen Schmelzveränderungen das volle Spektrum der Helligkeitswerte verwendet, so dass tiefer gehende Läsionen nicht mehr dunkler dargestellt werden können. Um dies genauer zu ergründen müsste man die Kennlinie des CCD-Chips bestimmen, also die Empfindlichkeit gegenüber der Helligkeit. Die Daten des

CCD und auch die Art der Verstärkungsregel (AGC) waren für uns nicht fassbar und auch im Internet nicht ermittelbar.

Aber auch wenn eine andere Kamerasoftware verwendet werden würde, die eine bessere Graustufung erlaubt, bleibt zusätzlich das Problem bestehen, dass bei approximaler Betrachtung nur ein Ausschnitt der Karies erfasst wird. Selten wird eine direkte Sicht auf den tiefsten Punkt der Läsion möglich sein. Es wäre somit noch nachzuweisen, ob auf diesem Wege eine genaue Tiefenbeurteilung möglich ist, dass also tiefere Defekte auch wirklich dunklere Areale an der Oberfläche hervorrufen.

Da jeweils nur ein kleiner Ausschnitt der veränderten Schmelzoberfläche sichtbar wurde, überrascht der Befund nicht, dass auch die Größe der dargestellten Fläche der Läsion in keinem Zusammenhang mit der Tiefe der Läsion stand.

## 6.4. Ausblick

Zusammenfassend wird konstatiert, dass die untersuchte Modifikation mit der Lichtquelle im 90°-Winkel keine Vorteile in Bezug auf die Erkennung der Läsionen oder auch auf die Beurteilung derselben brachte. Deshalb erscheint momentan eine Modifikation der mitgelieferten Difotiköpfe nicht sinnvoll.

Aufgrund der hier vorgestellten Studien gilt es festzuhalten, dass Röntgenbilder für die Diagnostik von approximalen Läsionen nur bedingt brauchbar sind. Für die Beurteilung beginnender Läsionen zeigen sie sich in unserer Studie, wie zu erwarten war, als ungeeignet. Die beiden anderen von uns verwendeten Methoden („Difoti®“ und „visuelle Inspektion“) schnitten deutlich besser ab, was die Erkennung kleiner Entkalkungen anging. Bei approximalen Initialläsionen ist Difoti® zwar nicht besser zu Kariesdiagnose geeignet als die visuelle Inspektion unter idealen Bedingungen. Ob diese idealen Bedingungen

aber in vivo hergestellt werden können, muss in eigenen Versuchsreihen geklärt werden. Die von uns geforderte größtmögliche Trockenheit bei der Kariesdiagnose, ist nur durch einen materiellen (Watterollen, ein Spiegel zum Abhalten, einer zur Diagnostik) und zeitlichen Mehraufwand, erreichbar. Auch die individuellen anatomischen Strukturen können zu Problemen bei der Beurteilung der Molarenregionen führen, weil es einfach zu eng im Mund wird. Trotzdem stellt die Trockenheit eine *conditio sine qua non* für die Entdeckung kleiner initialer Entkalkungen dar. Die Untersuchung mit Difoti® ist deshalb sowohl für den Patienten als auch für den Behandler angenehmer, da die Nässe der Zähne keinen Einfluss auf das Ergebnis hat. Dadurch wird bei gleich guten Ergebnissen Zeit gespart.

Ein weiterer Vorteil von Difoti® ist die optische Darstellung am Computer. So können die erstellten Befunde direkt mit dem Patienten betrachtet und besprochen werden. Durch die Darstellung in Schwarz-weiß, wird ein deutlich höherer Kontrast, im Vergleich mit Bildern durch eine Intraoralkamera, erreicht. Die Läsion ist somit für Laien, also die Patienten, klarer erkennbar. Der Patient wird so besser für Problemstellen sensibilisiert und motiviert für weitere notwendige Prophylaxemassnahmen.

Ein klares Manko von Difoti® ist, dass mit der verwendeten Bildgewinnungssoftware keine Tiefenbeurteilung der Karies im Approximalbereich möglich ist. Auch bei einer möglichen Modifikation der Software bleibt es fraglich, ob überhaupt Informationen über die Tiefe der Läsion auch aus einem anderen Blickwinkel als dem uneingeschränkten Blick auf den tiefsten Punkt der Veränderung gewonnen werden können. Auch der Nachweis der Tiefenbeurteilung von Difoti® für Glattflächenkaries muss in weiteren Versuchsreihen erst noch gesichert werden. Difoti® ist somit in der derzeit vorliegenden Version nicht in der Lage, Aussagen über die Qualität einer Läsion zu treffen. Als alleiniges Entscheidungskriterium für den Behandlungsbedarf einer Läsion ist es somit momentan noch ungeeignet.

Es stellt aber eine weiterhin interessante Methode dar, um Karies intraoral darzustellen und vor allem auch zu dokumentieren. Als nicht Strahlen belastende Methode sollte in Zeiten immer größer werdender alltäglicher Strahlenaussetzung eine Weiterentwicklung von Difoti® angestrebt und perfektioniert werden. Das Ziel, mit Difoti® eine Kariesverlaufsdiaagnose zu erstellen, mit der Möglichkeit Prophylaxemaßnahmen zu überwachen und koordinieren, scheint derzeit aber noch fern.

## **7. Kurzzusammenfassung**

Das Ziel von Kariesmonitoring ist die Früherkennung von kariösen Initiailläsionen und die Beurteilung der Kariesqualität als Indikation zur Intervention. Es gibt momentan nur wenige Methoden (z.B. QLF oder Diagnodent), die in der Lage sind, mit hoher Validität und Reliabilität Kariesprogression oder Regression zu beurteilen.

Eine viel versprechende Methode ist Difoti®, die 1997 von Elbaum, Keem und Schneiderman für die Erkennung von Dentinkaries entwickelt wurde und auf dem Prinzip von Foti® aufbaut. Sie nutzt die optische Leitfähigkeit des Zahnschmelzes: Über ein Aufsatzstück mit integriertem Lichtleiter wird von der einen Seite eine weiße Lichtquelle an den Zahn angelegt, auf der anderen Seite des Zahnes wird eine CCD-Kamera positioniert, die mit einem Computer verbunden ist. Die so gewonnenen Bilder werden im Bildformat (.bmp) durch eine difotieigene Software gespeichert.

Ziel der vorliegenden Studie war es zu überprüfen, ob Difoti® als Kariesmonitoring-instrument verwendet werden kann. Vorversuche ergaben, dass die Bildgewinnung auf dem 5 % - Signifikanzniveau bei konstanten Bedingungen zeitnah reproduzierbare Ergebnisse liefert. Die Intraraterreliabilität (.996) und die Interraterreliabilität (.993) zeigten, dass bei gleichen Läsionen auch zu unterschiedlichen Zeitpunkten gleiche Informationen erhalten werden können. Bei Angulationsversuchen wurde die Kameraposition in 5°-Schritten um die X-, Y- und Z- Achse bewegt. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass ab 20° Veränderung der Kameraposition im Verhältnis zur Ausgangslage eine höchst signifikant unterschiedliche Bildinformation gewonnen wird, also bis zu einer Veränderung von 20° die Informationen auf den gewonnenen Bildern statistisch nicht unterscheidbar sind.

Um die Performanz von Difoti® zu beurteilen, wurden in-vitro 21 künstlich geschaffene Approximalräume beurteilt, die jeweils eine initiale Läsion aufwiesen, 10 dem Approximalraum abgewandte Glattflächen die Kariesfrei waren dienten als Kontrollgruppe. Die Situation wurde mit Difoti®

(Sensitivität: 0.71, Spezifität 1,0), einer von uns entwickelten Modifikation von Difoti (Sensitivität: 0.71, Spezifität 1,0), visuell nach fünf sekündigem Trocknen der Zähne (Sensitivität: 0.71, Spezifität 1,0) und mit dem digitalen Röntgensystem Sidexis® (Sensitivität: 0.19, Spezifität 1,0) beurteilt.

Zur Validierung und zur Kariestiefenbeurteilung wurden Feinschliffe der Läsionen erstellt, die fluoreszenz- und polarisationsmikroskopisch ausgewertet wurden. Es zeigte sich, dass die mit den Bildern gewonnenen Helligkeitswerte nicht mit der jeweiligen Tiefe der Karies korrelierten ( $r=-2.1$ ;  $p>.10$ ). Mit Difoti kann also die wirkliche Kariestiefe nicht beurteilt werden.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass mit Difoti® reproduzierbare Informationen gewonnen werden können, wenn gewisse Rahmenbedingungen eingehalten werden. Zum Kariesmonitoring ist es aktuell nicht einsetzbar, zur Kariesdiagnostik an Glattflächen und im Approximalbereich hat es sich in-vitro dagegen als gut geeignet erwiesen. Klinische Studien über die in-vivo Tauglichkeit müssen aber diese Ergebnisse für den Praxisgebrauch noch bestätigen.

## **8. Literaturverzeichnis**

1. Al Khateeb S, Exterkate R, Angmar-Mansson B, ten Cate JM, ten Cate B: Effect of acid-etching on remineralization of enamel white spot lesions.  
Acta Odontol Scand 2000;58:31-36.
2. Al Khateeb S, Exterkate RA, de Josselin de Jong, Angmar-Mansson B, ten Cate JM: Light-induced fluorescence studies on dehydration of incipient enamel lesions.  
Caries Res 2002;36:25-30.
3. Al Khateeb S, ten Cate JM, Angmar-Mansson B, de Josselin de Jong, Sundstrom G, Exterkate RA, Oliveby A: Quantification of formation and remineralization of artificial enamel lesions with a new portable fluorescence device. Adv Dent Res 1997;11:502-506.
4. Ando M, Eckert G, Stookey G, and Zero DT: Effect of imaging geometry on evaluating natural white-spot lesions using quantitative light-induced fluorescence.  
Caries Res. 38[1], 39-44. 2004.
5. Angmar-Mansson B: A polarization microscopic and micro x-ray diffraction study on the organic matrix of developing human enamel.  
Arch Oral Biol 1971;16:147-156.
6. Angmar-Mansson B, Al Khateeb S, Tranaeus S: Monitoring the caries process. Optical methods for clinical diagnosis and quantification of enamel caries.  
Eur J Oral Sci 1996;104:480-485.
7. Angmar-Mansson BE, Al Khateeb S, Tranaeus S: Caries diagnosis  
J Dent Educ 1998;62:771-780.
8. Ashley PF, Blinkhorn AS, Davies RM: Occlusal caries diagnosis: an in vitro histological validation of the Electronic Caries Monitor (ECM) and other methods.  
J Dent 1998;26:83-88.
9. Black, GV: Extracts from the last century. *Susceptibility and immunity by dental caries by G.V. Black.* Br Dent J 151[1], 10. 1981.
10. Brännström, M, Gola, G, and Nordenvall, KJ: Invasion of microorganisms and some structural changes in incipient enamel caries. A scanning electron microscopic investigation.  
Caries Res. 14, 276-284. 1980.
11. Buchalla W, Lennon AM, Van Der Veen MH, Stookey GK: Optimal camera and illumination angulations for detection of interproximal caries using quantitative light-induced fluorescence.  
Caries Res 2002;36:320-326.

12. Bundesministerium für Gesundheit und soziale Sicherung.: Prophylaxe von Zahn- Mund- und Kieferkrankheiten. [http://www.bmgs.bund.de/download/broschueren/f303\\_2.pdf](http://www.bmgs.bund.de/download/broschueren/f303_2.pdf) . 2005.  
Bundesministerium für Gesundheit und soziale Sicherung.  
Ref Type: Electronic Citation
13. Choksi SK, Brady JM, Dang DH, Rao MS: Detecting approximal dental caries with transillumination: a clinical evaluation.  
J Am Dent Assoc 1994;125:1098-1102.
14. Crossner CG, Hagberg C: A clinical and microbiological evaluation of the Dentocult dip-slide test.  
Swed Dent J 1977;1:85-94.
15. de Josselin de Jong, Sundstrom F, Westerling H, Tranaeus S, ten Bosch JJ, Angmar-Mansson B: A new method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence.  
Caries Res 1995;29:2-7.
16. Difoti: [http://www.difoti.com/about\\_difoti.htm](http://www.difoti.com/about_difoti.htm) Ref Type: Electronic Citation
16. Dobrinski P, Vogel A, Krakau G: Physik für Ingenieure. Stuttgart, Teubner, 1980.
17. Dodds, M: Dilemmas in caries diagnosis- applications to current practise and need for research.  
J.Dent.Educ. 57, 433-438. 1993.
18. Dünninger, P and Pieper, K: Ergebnisse zur Prävalenz von Karies und Dentalfluorose.  
Mundgesundheitszustand und Verhalten in Deutschland. Ergebnisse des Nationalen IDZ Survey 1989.  
1991. Köln, Deutscher Ärzteverlag.
19. Edenholm H, Franzen A, Koch G, Krakau G: Dentocult an aid for evaluation of caries activity? A clinical pilot study. Tandlakartidningen 1976;68:774-776.
20. Emami Z, Al Khateeb S, de Josselin dJ, Sundstrom F, Trollsas K, Angmar-Mansson B: Mineral loss in incipient caries lesions quantified with laser fluorescence and longitudinal microradiography. A methodologic study.  
Acta Odontol Scand 1996;54:8-13.
21. Emilson, CG and Krasse, B: Support for and implications of the specific plaque hypothesis.  
Scand J Dent Res 93, 96-104. 1985.
22. Feyerskov O, Thylstrup A: Pathology of dental caries; in Thylstrup A FO (ed): *Textbook of cariology*.  
Copenhagen, Munksgaard, 1986 pp 204-234.
23. Feyerskov O, Ekstrand K, Burt BA: Fluoride in Dentistry. Copenhagen, Muunksgaaden, 1996.

24. Foreman, PC: The excitation and emission spectra of fluorescent components of human dentine. Arch Oral Biol 25[10], 641-647. 1980.
25. Haak R, Wicht MJ, Hellmich M, Gossmann A, Noack MJ: The validity of proximal caries detection using magnifying visual aids. Caries Res 2002;36:249-255.
26. Haeberlein O, Kappler B, Schmid P, and Guggenberger R: Evaluation of Individual's Caries-Potential with Clinpro™ Cario-L-Pop™ : Reproducibility of the Test-Read-Outs. 13-3-2004.
27. Haferkorn H, Böswetter G: *Lexikon der Optik*. Hanau, W. Dausien, 1990.
28. Hecht E, Zajac A: *Optics*. Reading, Mass, Addison-Wesley Pub. Co, 1987.
29. Hellwig E, Klimek J: Epidemiologie der Karies; in Heidemann D (ed): *Praxis der Zahnheilkunde Band 2*. München, Urban und Schwarzenberg, 1999.
30. Hellwig E, Klimek J, Attin T: *Einführung in die Zahnerhaltung*. München, Urban und Fischer, 1999.
31. Hintze H, Wenzel A: Diagnostic Outcome of Methods Frequently Used for Caries Validation. A Comparison of Clinical Examination, Radiography and Histology following Hemisectioning and Serial Tooth Sectioning. Caries Res 2003;37:115-124.
32. Hintze H, Wenzel A, Danielsen B, and Nyvad B: Reliability of visual examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiography, and reproducibility of direct visual examination following tooth separation for the identification of cavitated carious lesions in contacting approximal surfaces. Caries Res. 32[3], 204-209. 1998.
33. Jacobsen JH, Hansen B, Wenzel A, and Hintze H: Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems. Caries Res. 38[1], 34-38. 2004.
34. Keem S, Elbaum M: Wavelet representations for monitoring changes in teeth imaged with digital imaging fiber-optic transillumination IEEE Trans Med Imaging 1997;16:653-663.
35. Kiernicka M, Bachanek T, and Klichowska-Palonka M: The activity of dental caries in students of the Faculty of Dentistry, the study with the use of microbiological and biochemical tests (Dentocult SM). Ann Univ Mariae Curie Sklodowska 57(1), 400-406. 2002.
36. Klimm W: *Kariologie*. München, Hanser, 1997.
37. König KG: *Karies und Kariesprophylaxe*. Stuttgart, Thieme, 1987.

- 
38. König, KG and Goepel C: Die Bedeutung des Speichels für die Mund- und Zahngesundheit. Zahnärztl Mitt 82, 42-53. 1992.
  39. Kunzelmann K-H: Vorversuche zur Kariestiefenbestimmung mit Difoti(r). 2003. Mün, Ludwig Maximilian Universität München. Unveröffentlicht.
  40. Kunzelmann K-H: Kariesdiagnose Interview. [www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzelm/infokollegen/interview-kariesdiagnose.html](http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzelm/infokollegen/interview-kariesdiagnose.html) . 2005.  
Ref Type: Electronic Citation
  41. Kunzelmann K-H, Stöber L, and Kultermann G: Kariesdiagnostik und Risikotests- Marketinggag oder essentiell?  
Schlauer als das Auge. Dental Magazin [1], 24-34. 2003. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.
  42. Lennon AM, Buchalla W, Switalski L, Stookey GK: Residual caries detection using visible fluorescence. 2002.
  43. Loesche WJ: The bacterial etiology of dental decay: the specific plaque hypothesis; in Clark JW (ed): *Clinical dentistry*. Philadelphia, Harper&Row, 1987 pp 1-13.
  44. Lussi A, Hotz P, and Stich H: Die Approximal und Glattflächenkaries- Diagnostik und therapeutische Grundsätze. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105[9], 1164-1173. 1995.
  45. Mileman PA and van der Weele LT: Accuracy in radiographic diagnosis: Dutch practitioners and dental caries. J Dent 18[3], 130-136. 2005.
  46. Miller WD: *Die Mikroorganismen der Mundhöhle* . Nachdruck der englischen Ausgabe von 1890 . Basel, karger, 1973.
  47. Ng, SY, Ferguson, MWJ, Payne, PA, and Slater, P: Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralized enamel in extracted human teeth: a new method for detecting early caries J.Dent. 16, 201-209. 1988.
  48. Noar SJ and Smith BG: Diagnosis of caries and treatment decisions in approximal surfaces of posterior teeth in vitro. J Oral Rehabil 17[3], 209-218. 1990.
  49. Peltola J and Wolf J: Fibre optic transillumination in caries diagnosis. ...  
Proc fin dent soc 77, 240-244. 1981.
  50. Pieper K: *Epidemiologie der Gebisserkrankungen*. 1997a. München, Urban und Schwarzenberg.
  51. Pieper K: *Epidemiologische Begleituntersuchungen zur Gruppenprophylaxe*. 1997b. Bonn, Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege e.V.

- 
52. Pieper K and Schurade B: Die Untersuchung mit der Kaltlicht-Diagnosesonde. Eine Alternative zur Bissflügelaufnahme? *Dtsch Zahnärztl.Z* 42, 900-903. 1987.
  53. Pschyrembel W: *Klinisches Wörterbuch*. 257th edition. Berlin, Walter de Gruyter, 1993.
  54. Purdell-Lewis D J and Pot T: A comparison of radiographic and fibre-optic diagnoses of approximal caries lesions. *J Dent* 2[4], 143-148. 1974.
  55. Rawls HR, Robert KQ, Zimmerman EL, Owen WD: Fluorescent dye uptake as an aid to early diagnosis of incipient caries lesions; in Bibby BJ, Shern RJ (eds): *Methods of Caries Prediction*. Washington, Information Retr. Inc, 1978 pp 261-265.
  56. Schneiderman A, Elbaum M, Shultz T, Keem S, Greenebaum M, Driller J: Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber-Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study. *Caries Res* 1997;31:103-110.
  57. Schröder G: *Technische Optik : Grundlagen und Anwendungen*. Würzburg : Vogel, 1990.
  58. Shern RJ, Kennedy JB, and Roberts MW: An in vitro evaluation of fluorescein for testing the permeability of white spots on tooth enamel. *Pediatric Dent* 12, 308-311. 1990.
  59. Shi XQ, Tranaeus S, Angmar-Mansson B: Comparison of QLF and DIAGNOdent for quantification of smooth surface caries. *Caries Res* 2001a;35:21-26.
  60. Shi XQ, Tranaeus S, Angmar-Mansson B: Validation of DIAGNOdent for quantification of smooth-surface caries: an in vitro study. *Acta Odontol Scand* 2001b;59:74-78.
  61. Sidi, A D and Naylor, M N: A comparison of bitewing radiography and interdental transillumination as adjuncts to the clinical identification of approximal caries in posterior teeth. *Br Dent J* 164, 15-18. 1988.
  62. Silverstone LM: Structure of carious enamel, including the early lesion. *Oral Sci Rev* 1973;3:100-160.
  64. Thylstrup A, Fejerskov O, Larsen MJ: Polarized light microscopy of enamel structure in incisors from newborn infants. *Scand J Dent Res* 1976;84:243-254.
  65. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH: Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Res* 1995;29:8-13.

- 
66. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH, Bronkhorst EM: The real performance of bitewing radiography and fiber-optic transillumination in approximal caries diagnosis  
J Dent Res 2000;79:1747-1751.
  67. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH, Tranaeus S: Quantitative diagnosis of small approximal caries lesions utilizing wavelength-dependent fiber-optic transillumination.  
J Dent Res 1997;76:875-882.
  68. van de Rijke, JW: Use of dyes in cariology. Int.Dent.J. 41, 111-116. 1991.
  69. Verdonschot EH, Rondel P, and Huysmans MC: Validity of electrical conductance measurements in evaluating the marginal integrity of sealant restorations.  
Caries Res. 29[2], 100-106. 1995.
  70. Wenzel A: Digital imaging for dental caries. Dent Clin North Am 2000;44:319-38, vi.
  71. Wenzel A, Hintze H: The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis.  
Dentomaxillofac Radiol 1999;28:132-136.
  72. WHO. WHO Oral Health Report. [http://www.who.int/oral\\_health/media/en/orh\\_report03\\_en.pdf](http://www.who.int/oral_health/media/en/orh_report03_en.pdf) . 2003.  
Ref Type: Electronic Citation
  73. Wolinsky LE: Caries and Cariology; in Nisengard RJ, Newman MG (eds): *Oral Microbiology and Immunology*. 2nd edition. Philadelphia, W.B. Saunders, 1994 pp 341-359.
  74. Zahnwissen Lexikon. Zahnwissen Lexikon. [http://www.zahnwissen.de/Menue/lexikon\\_start.htm](http://www.zahnwissen.de/Menue/lexikon_start.htm) . 2005.  
Ref Type: Electronic Citation
  75. Zimmer, S Kariesprophylaxe als multifaktorielle Präventionsstrategie. <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/zimmer-stefan-2000-09-19/HTML/> . 2000. Humboldt Universität Berlin.  
Ref Type: Thesis/Dissertation/ Electronic Citation

## **9. Anhang**

## 9.1. Anhang A: Codierungen

### 9.2.

Tabelle 16: Erklärung des 8-stelligen Zahlencodes bei der Zahnbenennung.

Stelle 1	Stelle 2+3	Stelle 4	Stelle 5+6
1: Reproduzierbar-			
keitsversuche <b>Angulationsreihe</b>	01-11: Laufende Nummer des Zahnes	Rotationsachse: 1: Rotation um Z-Achse 2: Rotation um X-Achse, Zahnkrone zur Kamera rotiert 3: Rotation um X- Achse, Zahnkrone von der Kamera wegrotiert 4: Rotation um die Y-Achse	0-45 Winkel [°] um die der Zahn geneigt ist
2: Reproduzierbar-			
keitsversuche <b>Intrarater V1 T0</b>	01-11: Laufende Nummer des Zahnes	---	---
3: Reproduzierbar-			
keits versuche <b>Intrarater V1 T1</b>	01-11: Laufende Nummer des Zahnes	---	---
(Tabelle wird fortgesetzt)			

Stelle 1	Stelle 2+3	Stelle 4	Stelle 5+6
4: Reproduzierbarkeitsversuche			
<b>Intrarater V2 T2</b>	01-11: Laufende Nummer des Zahnes	---	---
5: Vorversuche			
<b>Systemgenauigkeit</b>	01: Laufende Nummer des Zahnes	1: Zahn fix, Kamera nach jeder Aufnahme neu positioniert, jeweils andere Triangulation 2: Zahn fixiert, Kamera fixiert, jeweils andere Triangulation 3: Zahn fixiert, Kamera fixiert, jeweils dieselbe Triangulation durch den Befehl transfer polygon 4: dasselbe Bild jeweils andere Triangulation	01-20: Laufende Nummer des Bildes
6: Reproduzierbarkeitsversuche			
<b>Angulationsreihe</b> (wird fortgesetzt)	01-17: Laufende Nummer des Zahnes	010: digitales Dokumentationsbild 020: digitales Röntgenbild 030: Dokumentationsbild des Approximalraumes mit Difoti Aufsatz Adult large (wird fortgesetzt)	

Stelle 1	Stelle 2+3	Stelle 4	Stelle 5+6
<p>6: Reproduzierbar- keitsversuche</p> <p><b>Angulationsreihe</b> (wird fortgesetzt)</p>	<p>01-17: Laufende Nummer des Zahnes</p>	<p>(Fortsetzung)</p> <p>041: klassisches Difotobild von bukkal Aufsatz Adult large mit Einschwenken in den Approximalraum</p> <p>042: klassische Difotobild von bukkal Aufsatz Adult large mit Betrachtung des Approximalraumes</p> <p>050: klassische Difotobild von palatinal Aufsatz Adult large</p> <p>051: klassische Difotobild von palatinal Aufsatz Adult large mit Einschwenken in den Approximalraum</p> <p>052: klassische Difotobild von palatinal Aufsatz Adult large mit Betrachtung des Approximalraumes</p> <p>060: klassische Difotobild Aufsatz okklusal</p> <p>061: klassische Difotobild Aufsatz okklusal mit Betrachtung des Approximalraumes</p> <p>070: Durchleuchtung des Zahnes mit Lichtleiter von okklusal, Kamera bukkal</p> <p>071: Durchleuchtung des Zahnes mit Lichtleiter von okklusal, Kamera bukkal mit Einschwenken in den Approximalraum</p> <p>(wird fortgesetzt)</p>	

Stelle 1	Stelle 2+3	Stelle 4	Stelle 5+6
<p>6: Reproduzierbar- keitsversuche</p> <p><b>Angulationsreihe</b> (Fortsetzung)</p>	<p>01-17: Laufende Nummer des Zahnes</p>	<p>(Fortsetzung)</p> <p>072: Durchleuchtung des Zahnes mit Lichtleiter von okklusal, Kamera bukkal mit Betrachtung des Approximalraumes</p> <p>080: Durchleuchtung des Zahnes mit Lichtleiter von okklusal, Kamera palatinal</p> <p>081: Durchleuchtung des Zahnes mit Lichtleiter von okklusal, Kamera palatinal mit Einschwenken in den Approximalraum</p> <p>082: Durchleuchtung des Zahnes mit Lichtleiter von okklusal, Kamera palatinal mit Betrachtung des Approximalraumes</p> <p>090: Durchleuchten des Zahnes mit Lichtleiter von bukkal, Kamera 90° von okklusal</p> <p>091: Durchleuchten des Zahnes mit Lichtleiter von palatinal, Kamera 90° von okklusal</p>	

Anmerkung:

Zu Beginn wurden 8 Stellen für die Codierung gewählt. Belegt wurden aber letztendlich nur 6 von 8 Stellen.

### 9.3. Anhang B: Aufnahmen der verschiedenen Diagnosemethoden bei der Approximalraumbeurteilung

Tabelle 17: Zahn 602 Vergleich der angewendeten Diagnosemethoden

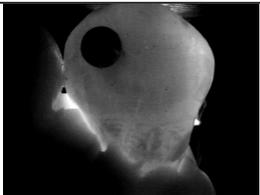
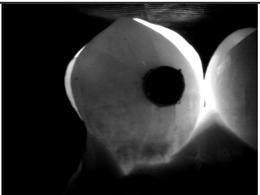
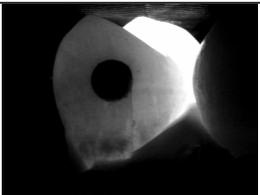
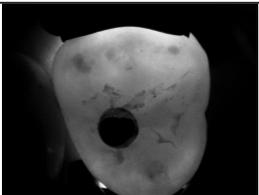
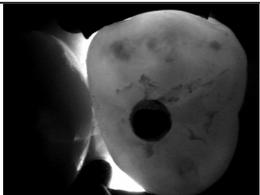
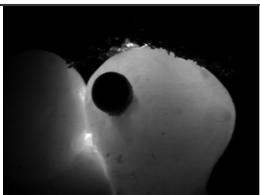
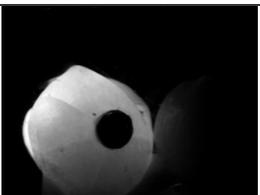
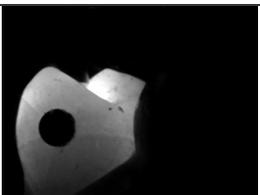
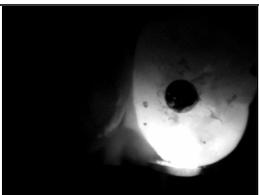
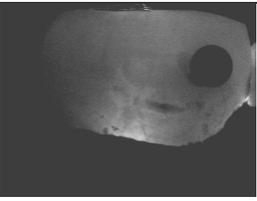
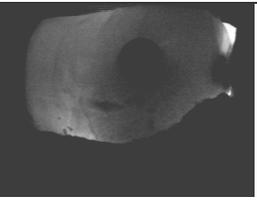
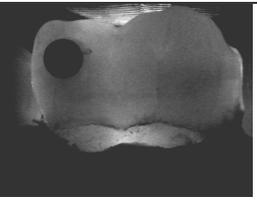
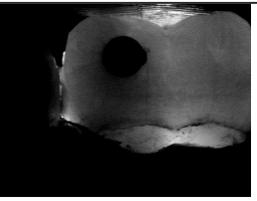
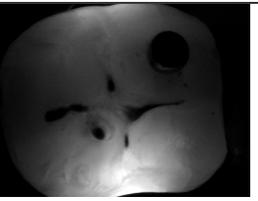
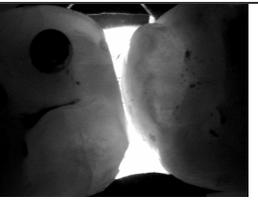
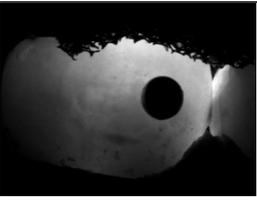
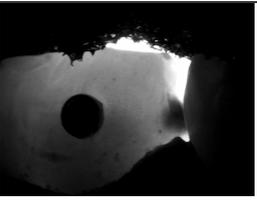
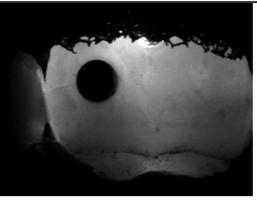
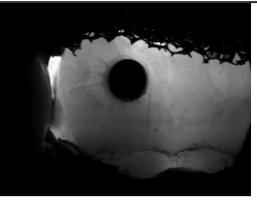
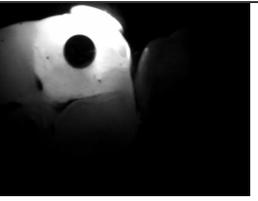
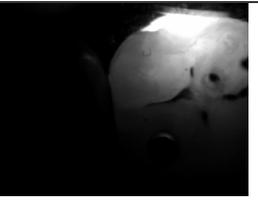
Ansicht Methode	bukkal	Bukkal mit Einschwenken	palatinal	Palatinal mit Einschwenken	okklusal	Okklusal mit Einstellung des Approximalraums
Visuell						
Difoti						
„Difoti modifi- ziert“						

Tabelle 18: Zahn 701 Vergleich der angewendeten Diagnosemethoden

Ansicht Methode	bukkal	Bukkal mit Einschwenken	palatinal	Palatinal mit Einschwenken	okklusal	Okklusal mit Einstellung des Approximalraums
Visuell						
Difoti						
„Difoti modifi- ziert“						

## **10. Lebenslauf**

VITA PETER SCHÄFER

---

28.04.1975	Geburt in München Eltern: Hans-Werner Schäfer, Diplomkaufmann Dr. med. dent. Ingrid Schäfer-Vaitl, Zahnärztin
1981 – 1985	Besuch der Grundschule an der Feldbergstrasse, München
1985 - 1994	Besuch des Michaeligymnasiums, München
Okt. 1994 - Sep. 1995	Grundwehrdienst als Luftwaffensanitätssoldat:
WS 95/96 - SS 96	Studium der Biologie und Chemie für Lehramt an der Ludwig-Maximilians-Universität, München
WS 96/97 - WS 03/04	Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität, München
27.01.2003	Staatsexamen, Note 2 Erhalt der Approbation
01.12.03 - 30.11.05	Ausbildungsassistent in der Zahnarztpraxis Dr. Ott und Partner in München
01.12.05 - 30.05.06	Angestellter Zahnarzt in der Zahnarztpraxis Dr. Ott und Partner in München
Ab 01.06.06	Assistent an der Bernhard Gottlieb Universitätszahnklinik Wien