

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Kommissarischer Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Thomas Beikler

**In vitro und in vivo Untersuchungen mit einer neuen fluoreszenzoptischen Sonde
zur parodontalen Diagnostik**

Dissertation
**zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine Universität
Düsseldorf**

vorgelegt von
Robert Berdik

2010

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf
Dekan

Referent: Prof. Dr. Zimmer

Korreferent: Prof. Dr. Dr. Beikler

In ewiger Erinnerung
an meinen Vater Ivan und für meine
Mutter Danica Berdik

Inhaltsverzeichnis

1.	Ziel der Studie	6
2.	Einleitung / Parodontale Diagnostik	6
2.1	Bekannte diagnostische Verfahren	7
2.2	Fluoreszenz	8
2.3	Grundlagen der Fluoreszenzdetektion im Mundraum	9
2.4	Was ist ein Trockenfeld/Nassfeld?	10
3.	Material und Methode	10
3.1	Optische Sonde	10
3.2	Eichbox	12
3.3	Versuchsablauf	12
3.4	In vitro Untersuchungen	16
3.4.1	Winkelabhängigkeit im Trockenfeld	16
3.4.2	Winkelabhängigkeit im Nassfeld	25
3.5	In vivo Untersuchungen	25
4.	Ergebnisse	29
4.1	Reproduzierbarkeit	29
4.1.1	Beleuchtung (optische Leistung)	29
4.1.1.1	Messung in vitro	29
4.1.1.2	Messung in vivo	30
4.1.2	Sensor (spektrale Empfindlichkeit)	31
4.1.2.1	Eichboxwerte korrigiert	31
4.1.2.2	Standartabweichungen	32
4.2	In vitro Untersuchungen	34
4.2.1	Fluoreszenzintensitäten unterschiedlicher Proben / Gesamtfluoreszenz	35
4.2.1.1	Rotfluoreszenz	38
4.2.1.2	IF – Werte aller untersuchten Proben bei 0°	40

4.2.2	Vergleich zwischen Trockenfeld und Nassfeld	43
4.2.3	Vergleich zwischen gebleichtem und nicht gebleichtem Schmelz	44
4.3	Winkelmessungen	45
4.3.1	Gebleichter Molar	46
4.3.2	Keramik	47
4.3.2.1	IF – Werte Keramik	48
4.3.3	Gold	49
4.3.4	IF – Werte aller untersuchten Proben bei 45°	50
4.3.5	Vergleich Trockenfeld / Nassfeld	52
4.3.5.1	Keramik trocken, feucht und Speichel bei 0°- 45°	53
4.3.5.2	Abweichungen zwischen Trockenfeld und Nassfeld am Beispiel Keramik (Zirkon)	54
4.3.5.3	IF – Werte für Keramik trocken, feucht und Speichel bei 0°- 45°	56
4.3.5.4	Abweichungen zwischen Trockenfeld und Nassfeld am Beispiel Dentin	57
4.4	In vivo Untersuchungen vor und nach professioneller Zahnreinigung	58
4.4.1	Rotfluoreszenz	59
4.4.2	IF – Werte	63
5.	Diskussion	69
6.	Literaturverzeichnis	75
7.	Danksagung	86
8.	Lebenslauf	87
9.	Abstract	88

1. Ziel der Studie

Ziel der Studie ist es zu überprüfen, ob Karies, Plaque und subgingivaler Zahnstein durch spektral gewichtete Fluoreszenzdetektion mit der vorliegenden mikrooptischen Sonde sicher und einfach diagnostiziert werden kann. Die Studie soll klären, ob zahnärztliche Werkstoffe erkannt werden oder zu falschen Werten führen. Weiter soll die Frage geklärt werden, ob das Gerät als zusätzliches Diagnosehilfsmittel für den Zahnarzt eine Alternative zum Röntgen oder zur Transillumination darstellen kann.

2. Einleitung / Parodontale Diagnostik

Das Gebiet der Karies-, Plaque- und Zahnsteindiagnostik konnte vor allem in den letzten Jahren einen enormen Wissenszuwachs verzeichnen. Zahlreiche theoretische, experimentelle und praktische Erkenntnisse führten unter anderem auch zur Entwicklung neuer, für den Patienten schonenderen Art der Diagnostik.

Pathologisch veränderte Zahnareale wurden bisher weitgehend durch visuelle Untersuchungen oder durch Verwendung von Röntgenstrahlen entdeckt.

Leider lassen sich keine objektiv visuellen oder haptischen Ergebnisse bezüglich parodontal pathologischer Veränderungen, wie subgingivaler Zahnstein oder subgingivale Plaque, erzielen.

Obwohl sich Röntgenstrahlung zur Feststellung pathologisch veränderter Zahnareale als sehr wirksam herausgestellt hat, ist auch dieses Untersuchungsverfahren aufgrund der schädigenden Wirkung der Röntgenstrahlen für die menschliche Gesundheit nicht optimal. Weiter ist Zahnstein durch Röntgenstrahlen nur dann sichtbar, wenn er weit fortgeschritten und kompakt ist.

Daher wurde im Rahmen der vorgelegten Arbeit ein neues Verfahren, das pathologisch veränderte Zahnareale durch dessen charakteristische Fluoreszenzsignatur erkennen soll, in einer Untersuchung geprüft.

2.1 Bekannte diagnostische Verfahren

Optische Methoden haben im Rahmen der Detektion von Karies an nicht kavitierten Läsionen oder subgingivalem Zahnstein (Konkremente) immer mehr an Bedeutung dazu gewonnen.

Die Laserfluoreszenzdetektion wird bereits auf verschiedenen Gebieten der Zahnmedizin, beispielsweise der Kariesdetektion (Bader et al. 2004) und Parodontologie (Krause et al. 2003) in vivo eingesetzt.

Heutzutage gibt es verschiedene Systeme, um Karies mithilfe von Fluoreszenztechniken zu detektieren oder im Sinne des Monitorings zu beobachten.

- Laserfluoreszenzsonden (Diagnodent)

Mit diesem Gerät wird der Zahn punktuell über eine lichtoptische Sonde mit einer Wellenlänge von 655 nm (rotes Licht) beleuchtet und die Fluoreszenzemission, im Spektralbereich oberhalb von 670 nm, ausgewertet (Eberhart et al. 2007)).

Voraussetzung für dieses Detektionsverfahren sind gereinigte, trockene Zähne, die frei von bakteriellen Belägen sind.

Durch das punktförmige Sondieren variieren die Messwerte mit dem Auflageort und –winkel. Der gemessene Maximalwert kann zur Entscheidungshilfe, ob eine invasive Therapie indiziert ist oder nicht, genutzt werden.

- Intraorale Fluoreszenzkamerasysteme (Vista Proof)

Dieses Kamerasystem bestrahlt die zu beurteilenden Zahnoberflächen mit Leuchtdioden, die Licht der Wellenlänge von 405 nm emittieren. Erkrankte Bereiche sollen im roten Spektralbereich fluoreszieren, gesunde Zahnbereiche haben eine grüne Eigenfluoreszenz.

Durch entsprechende Algorithmen ist dieses Kamerasystem in der Lage virtuelle Bilder zu produzieren, die erkrankte Areale im Bildschirm markieren.

Der Behandler hat so die Zahnkontur vor Augen und die kariöse Läsion ist farbig markiert. Die Handhabung soll der einer konventionellen intraoralen Kamera entsprechen (Eberhart et al. 2007).

- QLF (Quantitative Light induced Fluorescence) - Systeme

QLF Systeme sind kamerabasierte Fluoreszenzmessgeräte.

Je nach Variante wird mit Licht der Anregungswellenlängen von 488 nm (blau-grün), 514 nm (grün) bzw. 290 – 450nm (ultraviolett – blau) beleuchtet und die Fluoreszenzbilder bei Wellenlängen > 560 nm bzw. 520 nm mit der Kamera erfasst und ausgewertet.

Die reduzierte Fluoreszenzintensität der Zahnhartsubstanz wird als Mineralverlust in kariösen Läsionen gewertet. Bei einer Abnahme der Fluoreszenzintensität um mehr als 5% wird angenommen, dass es sich um eine kariöse Läsion handelt (Haftström – Berkman et al. 1992). Diese Systeme sind vor allem zur Beurteilung von Glattflächenläsionen ausgelegt (Lagerweij et al. 1999).

2.2 Fluoreszenz

Fluoreszenz bedeutet, dass ein angeregtes Atom nach der Absorption nicht sogleich in seinen Anfangszustand zurückkehrt. „Da ein Atom auf einen Zwischenzustand herunterfällt, emittiert es ein Photon, dessen Energie niedriger ist als die des ursprünglich einfallenden Photons“ (E. Hecht; Optik, 1992). Findet dieser Prozess schnell statt, heißt er Fluoreszenz.

Fluoreszenz hat Vorteile gegenüber anderen auf Licht basierenden Untersuchungsmethoden (zum Beispiel die Transillumination): Fluoreszenz ist sensitiver und sicherer.

2.3 Grundlagen der Fluoreszenzdetektion im Mundraum

Fluoreszenzverfahren basieren darauf, dass bestimmte fluoreszierende Stoffe, z. B. Porphyrine, die sich in bakteriell besiedelten Bereichen anreichern, gezielt dargestellt werden können. Wird der fragliche Bereich mit einer bestimmten Lichtwellenlänge angeregt, dann wird die Lichtenergie von dem Zielmolekül aufgenommen und ein Teil der Lichtenergie mit einer anderen Wellenlänge (Farbe) wieder freigesetzt und abgestrahlt.

Im Fall der Porphyrine, die von einer Vielzahl von oralpathogenen Bakterien produziert werden, wird so z.B. bei Anregung mit blau-violetten Licht bei 405 nm rotes Licht als Indikator für mikrobielle Stoffwechselprodukte emittiert.

Bei nicht besiedelten Zahnflächen kommt es ebenfalls zu einer Emission von Licht durch die Anregung von zahneigenen fluoreszierenden Materialien. Jedoch unterscheidet sich dieses Licht in seiner Farbe; es ist z.B. bei Anregung mit blau – violettem Licht grün.

Durch die Bestrahlung mit ultravioletten / blauen Licht zeichnen sich kariöse Läsionen auch durch schwächere Grünfluoreszenz aus. Eine Möglichkeit, kariöse Bereiche zu einer stärkeren Fluoreszenz anzuregen als gesunde Zahnhartsubstanzen, besteht bei Verwendung von rotem Licht (655 nm) (Hibst et al. 1998). Solche Fluoreszenzverfahren bieten die Möglichkeit, bakteriell kontaminierte Bereiche von nicht besiedelten Arealen zu unterscheiden. Anhand der Intensität des Fluoreszenzlichtes der angeregten Markermoleküle kann unter Umständen auch der Grad der Gewebedestruktion von Zahnhartgeweben ermittelt werden (Frentzen et al. 2004).

2.4 Was ist ein Trockenfeld/Nassfeld?

Als ein Trockenfeld wird ein zu untersuchendes Gebiet oder Zahnareal bezeichnet, welches nicht mit Flüssigkeiten, wie Speichel, Wasser oder Blut in Berührung kommen darf. Diagnodent benötigt zum Beispiel ein trockenes Gebiet, um korrekte Messergebnisse liefern zu können.

Nassfelder sind zum Beispiel Zähne, Zahnstein oder Plaque, die mit Speichel, Wasser oder Blut in Kontakt stehen. Die in dieser Arbeit vorgestellte Sonde soll daraufhin überprüft werden, ob sie auch hier in der Lage ist, noch korrekte Messergebnisse zu liefern. Das hätte im Gegensatz zur Messsonde Diagnodent den Vorteil, dass zu untersuchende Areale nicht trocken gepustet werden müssen und somit einen verminderten Zeitbedarf in Anspruch nimmt.

3. Material und Methode

3.1 Optische Sonde

Die in dieser Arbeit untersuchte optische Sonde ist ein Gerät, das zur dentalen Diagnostik konzipiert ist. Das Gerät besteht aus einer Desktopeinheit, welche über ein Glasfaserkabel mit einem Handstück verbunden ist. Die Kopplung zwischen dem Glasfaserkabel und dem Handstück erfolgt über einen Bajonettanschluß. Das Handstück ähnelt einer WHO Sonde, die parodontal genutzt wird.

Die Sonde strahlt violettes Licht der Wellenlänge 405 nm aus. Die zu untersuchende Zahnfleischtasche sendet Fluoreszenzlicht zurück, welches über die Sondenspitze an die Basiseinheit gesendet und dort analysiert wird. Das Ergebnis der Untersuchung wird numerisch im Display angezeigt. Zusätzlich wird ein begleitetes Signalgeräusch erzeugt.

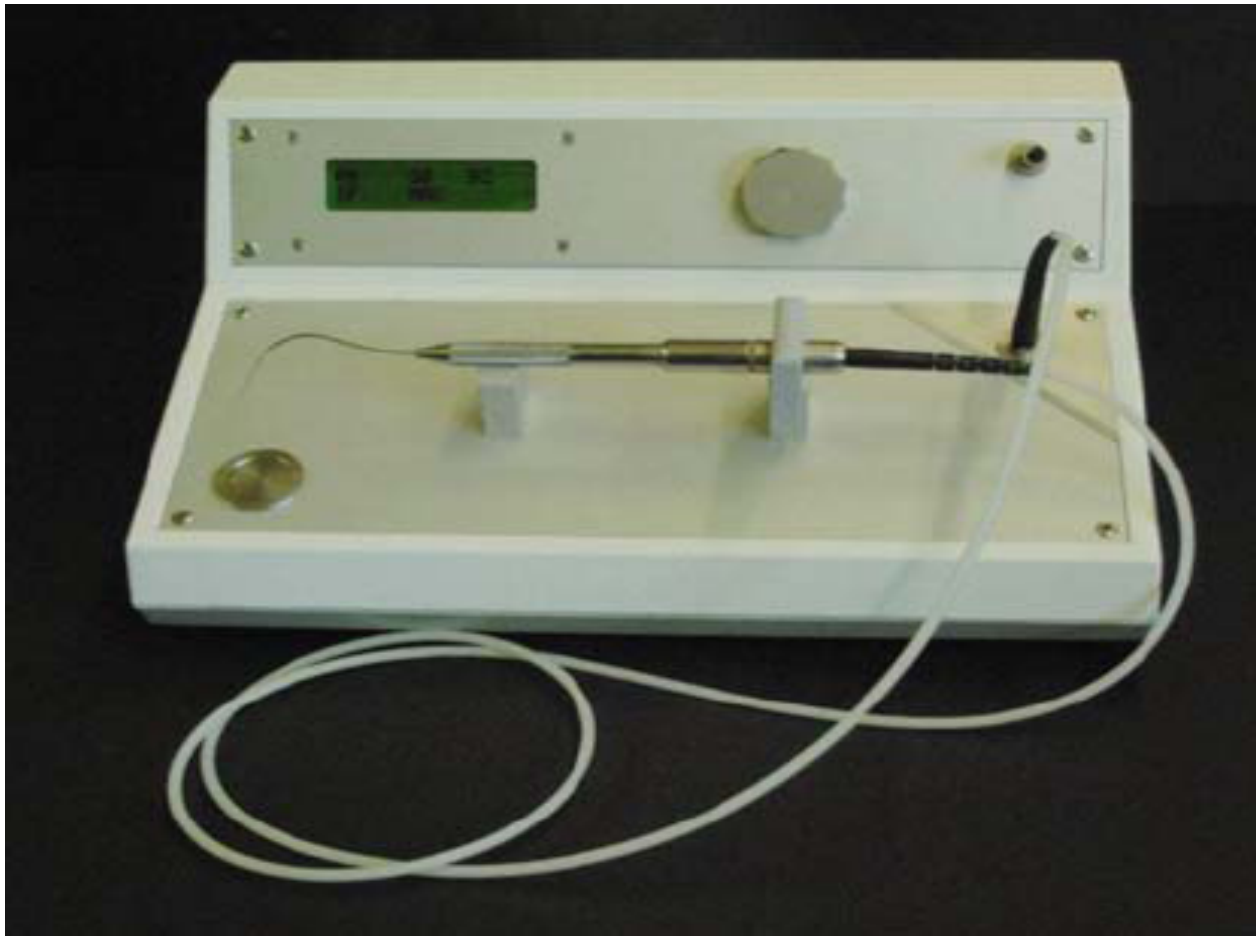


Abb.3.1: Foto der optischen Sonde

Die mikrooptische Sonde soll in der Lage sein Karies, Plaque und Zahnstein (Konkremente) an Zähnen zu erkennen.

Durch die Lichtstrahlung wird am Zahn eine Fluoreszenzstrahlung angeregt. Dabei wurde entdeckt, dass das Fluoreszenzspektrum deutliche Unterschiede zwischen gesundem und pathologisch verändertem Zahn aufweist.

Pathologisch veränderte Stellen erscheinen als verminderte Fluoreszenz im grünen Spektralbereich.

Das hier verwendete Gerät soll hauptsächlich dem Finden und Feststellen von optisch nicht direkt zugänglichem subgingivalen Zahnstein (Konkrement) und bakteriellen Auflagerungen dienen.

3.2 Eichbox

Zu dem vorliegenden Gerät wurde eine Eichbox bereitgestellt. Die Eichbox ist eine Vorrichtung, die drei LED's in den Farben Rot, Grün und Blau besitzt. Sie soll ein konstantes Verhältnis der R, G und B – Werte liefern. Aufgabe der Eichbox ist es Geräte, mit denen Messungen vorgenommen werden sollen, zu eichen. Dadurch hat man die Sicherheit, dass geeichte Geräte gleiche Ergebnisse bei gleichem Untersuchungsgut erzielen. So ist es möglich verschiedene Messungen mit verschiedenen Geräten von verschiedenen Tagen zu vergleichen und zu beurteilen. Die Eichbox wurde über einen Bajonettverschluss mit der Sonde verbunden.

3.3 Versuchsablauf

Das vorliegende Gerät strahlt sichtbares violettes Licht (Wellenlänge 405 nm, optische Leistung <1mW) aus und empfängt vom detektierten Objekt zurückgesendetes Licht in den Spektralbereichen Rot, Grün und Blau. Aus dem Verhältnis der Signalintensität innerhalb der verschiedenen Spektralbereiche soll zwischen gesunden und bakteriell kontaminierten Bereichen im Mund unterschieden werden.

In den hier durchgeführten Untersuchungen wurden keine Unterschiede zwischen in vivo und in vitro Messungen vorgenommen. Beide Messvorgänge wurden auf exakt die gleiche Weise bearbeitet.

Vor jeder Messung wurde täglich als erstes die optische Leistung der Sonde gemessen. Danach wurde der Offset der Elektronik bestimmt, indem das Glasfaserkabel in die Luft gehalten wurde und die R, G, B – Werte registriert wurden.

Dieser Vorgang wurde zweimal wiederholt.

Parallel zu den Messungen wurde auch die Standardabweichung für das rote -, grüne - und blaue Fluoreszenzsignal in Prozent ausgerechnet.

Hierauf erfolgten zwei Kalibrierungsmessungen.

Der korrigierte Eichboxwert wurde aus dem Mittelwert der beiden Eichbox – Messungen, minus dem Mittelwert der beiden gemessenen Dunkelwerte (siehe Begriffserläuterungen auf Seite 16) errechnet. Anhand dieser Werte kann die vom Gerät erfasste spektrale Signatur geeicht werden. Dieser Vorgang dient dazu, Schwankungen der spektralen Empfindlichkeit miteinander vergleichen und beurteilen zu können.

Nachdem die Eichboxwerte bestimmt und korrigiert wurden, wurde die Sonde zunächst, vor jeder Versuchsreihe, direkt vor der Messung erneut in die Luft gehalten und ein weiterer Luftwert ermittelt. Der Dunkelwert entspricht somit der Eigenfluoreszenz des Handstücks. Danach wurde die Sonde für ca. 2 Sekunden auf ein Untersuchungsobjekt gehalten. In diesen 2 Sekunden ermittelt das System 100 R-, G-, B- Werte. Danach wurde die Sonde mit Bacillol (Hersteller: Bode Chemie GmbH; Hamburg, Deutschland) desinfiziert. Darauf erfolgt eine erneute Messung der Probe für wieder 2 Sekunden, wo erneut 100 Einzelwerte gemessen werden. Aus diesen jeweils 2 x 100 gemessenen Einzelwerten wird ein Mittelwert und eine Standardabweichung für die R, G, B - Werte in Prozent ausgerechnet.

Messvorgang

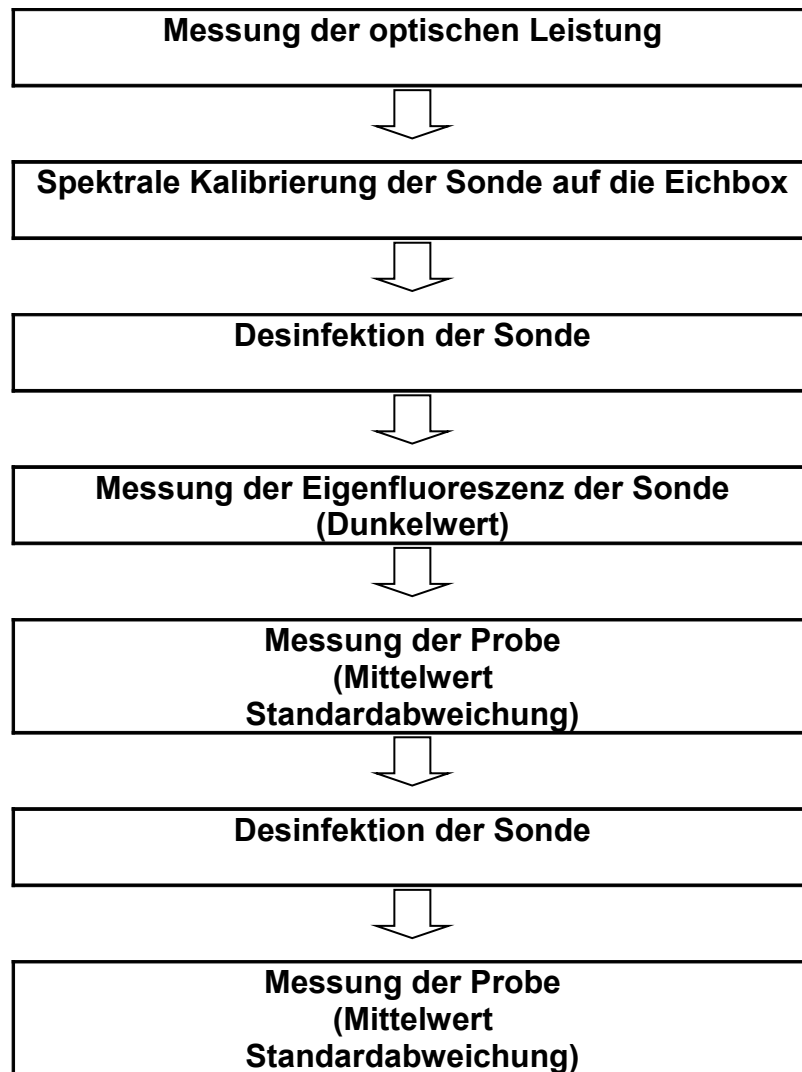


Abb. 3.2: Versuchsablauf

Danach wurde auch hier der korrigierte Wert berechnet, indem ein Mittelwert aus den beiden Messungen des Messobjektes berechnet wurde, und von diesem der Luftwert subtrahiert wurde. Für jede gemessene Probe wurde ein korrigierter Wert und dann ein normierter Wert berechnet. Der normierte Wert für eine Probe wurde einzeln für jedes Fluoreszenzsignal berechnet, indem der korrigierte Wert für die Diode (=korrigierter Wert) durch den korrigierten Eichboxwert dividiert wurde.

Aus den normierten Werten wurde dann der Infektionsfaktor (IF - Wert) berechnet. Der IF – Wert soll einen einfachen Wert – anstelle der drei Werte R, G, B – dem Zahnarzt zur Verfügung stellen, um eine Beurteilung der untersuchten Areals zu unterstützen. Der IF- Wert wurde durch die Rechnung $R/(G+(B/2))$ berechnet.

Das oben dargestellte Diagramm 3.2 verdeutlicht das Prinzip des Messverfahrens.

Abbildung 3.3 erklärt die verschieden erfassten Werte und verdeutlicht wie sie berechnet werden.

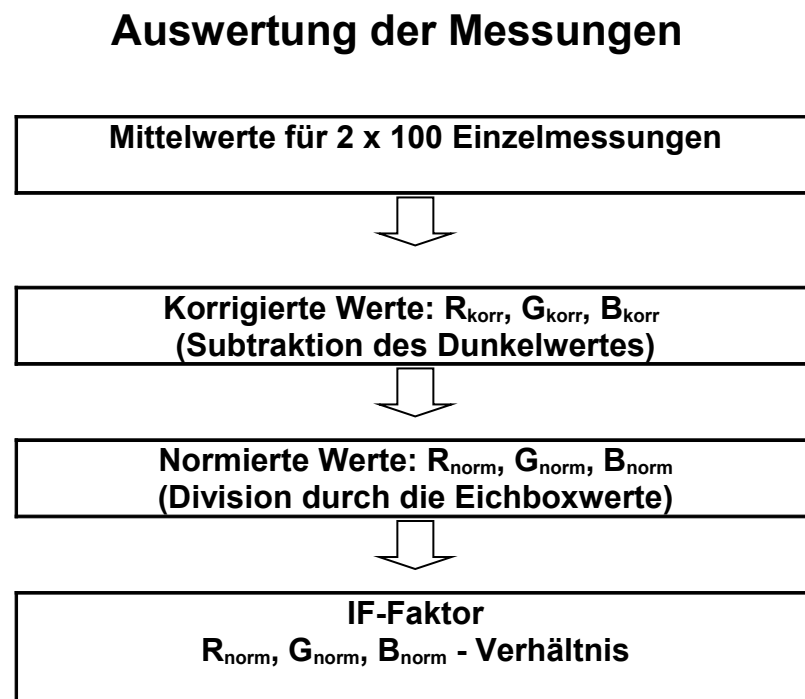


Abb. 3.3: Auswertung der Messergebnisse

Begriffserläuterungen:

- Einzelwert: Einzeln gemessene analog digitale Wandlung
- R, G, B Einzelwerte: Eine Messung der Sonde (ca. 2 Sec.) enthält jeweils 100 R, G, B Einzelwerte
- Mittelwert: Der Mittelwert fasst die Information aus einer Reihe von Daten (2x100 Einzelmessungen) zu einem Wert zusammen
- R, G, B Mittelwert: Die R, G, B Mittelwerte errechnen sich aus jeweils 2 x 100 R, G, B Einzelwerten einer Messung
- Dunkelwert: Der Dunkelwert ist die Eigenfluoreszenz der Sonde (Sonde wird frei in den Raum gehalten)
- Korrigierter Wert: Der korrigierte Wert errechnet sich aus dem Messwert minus dem Dunkelwert
- Normierter Wert: Der normierte Wert wird durch die Rechnung korrigierter Wert / Eichbox korrigiert berechnet
- Standardabweichung: Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung der Werte um ihren Mittelwert
- IF – Wert: Der IF – Wert ist der Infektionsfaktor. Er wird durch die Rechnung $R_{\text{norm}} / (G_{\text{norm}} + (B_{\text{norm}}/2))$ berechnet

3.4 In vitro Untersuchungen

Die ersten Untersuchungen wurden an extrahierten Zähnen und Werkstoffen in vitro durchgeführt.

3.4.1 Winkelabhängigkeit im Trockenfeld

Um zu klären, ob verschiedene Winkel zwischen Sonde und Zahn, Restauration oder pathologische Veränderung, Ergebnisse beeinflussen können, musste eine in vitro Studie zur Aufklärung helfen.

Um in verschiedenen Winkeln zu sondieren, mussten zunächst verschiedene Gradzahlen der Winkel bestimmt werden. Wir entschieden uns für 0°, 15°, 30° und 45° Grad.

Winkelmessung 0° bis 45°

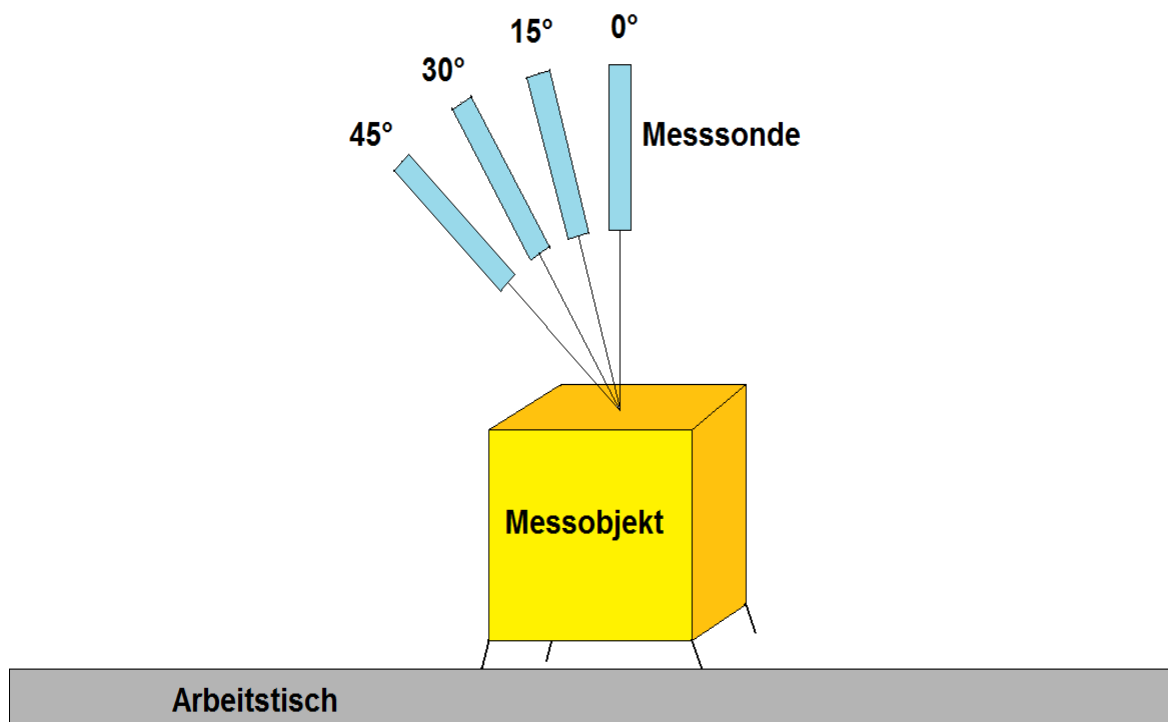


Abb. 3.4: Schematische Darstellung der Winkelhalterung mit Messobjekt

Danach musste eine Halterung hergestellt werden, welche in der Lage war die Sondenspitze exakt an einem Punkt zu fixieren und es schafft diese in den oben genannten Winkel zu drehen, ohne die Sondenspitze vom bestrahlten Punkt zu

verschieben. Es wurde immer der gleiche Punkt auf dem Messobjekt sondiert. Diese Winkelhalterung wurde im Institut für Lasermedizin der Heinrich - Heine Universität Düsseldorf für diese Studie hergestellt.

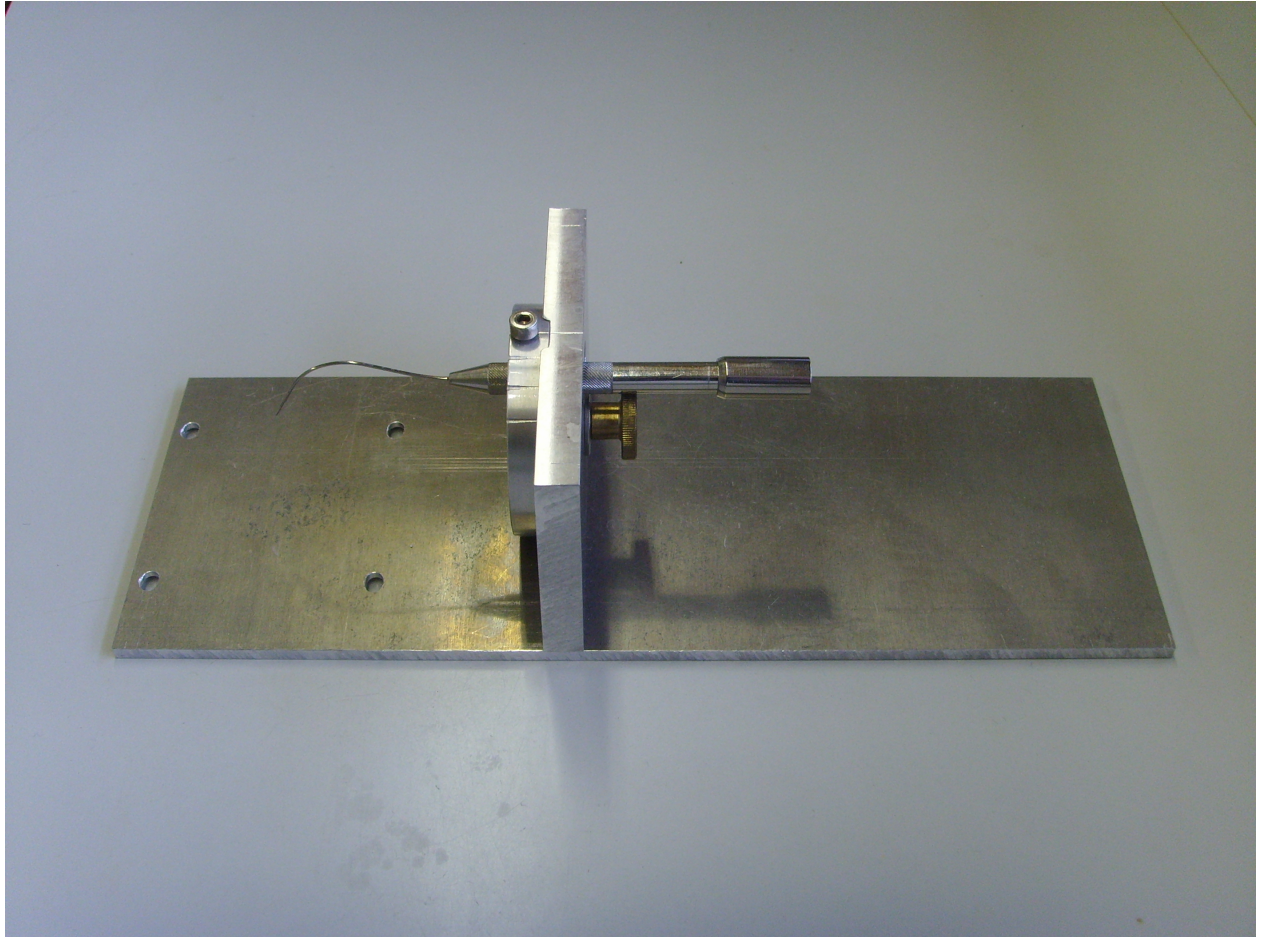


Abb. 3.5: Foto der Winkelhalterung mit Handstück

Weiteres Kriterium für diese Untersuchung war, dass die zu untersuchenden Zähne und Materialien fest und unverschieblich an einem Ort platziert waren. Dazu wurde eine Klemme benutzt, die das Untersuchungsmaterial fixierte.

Es wurde darauf geachtet, dass bei allen zu untersuchenden Materialien und Winkeln (0° , 15° , 30° , 45°) jeweils die gleichen Kriterien bezüglich des Abstandes der

Messobjekte zur Sonde (Sonde und Untersuchungsobjekt mussten im Kontaktpunkt stehen) und die Reinigung dieser gegeben waren.

Untersucht wurden:

Zahnhartsubstanzen:

- Zahnschmelz (nicht gebleicht und gebleicht; 6% H₂O₂; 24 Stunden gebleicht)

Der Schmelz enthält über 97% anorganische Substanzen (vorwiegend Hydroxylapatit), zu 2% organische Substanzen, zu 1% Wasser und ist die härteste Substanz des menschlichen Körpers.

Der kristalline Schmelzanteil setzt sich aus den sogenannten Hydroxylapatiten des Kalziumphosphats zusammen. Weiterhin können noch Karbonate festgestellt werden, Metall – Kohlenstoff – Verbindungen, z.B. Mangankarbonat, Natriumkarbonat, aber auch Fluorkarbonat.

Schmelz ist zellfrei und besteht aus Schmelzprismen, welche durch interprismatische Kittsubstanz zusammengefügt sind. Ihr Verlauf ist kompliziert und ruft vor allem polarisationsmikroskopisch nachweisbare Hunter-Schräger-Streifen hervor. Quer hierzu lassen sich zirkulär das Dentin umgreifend Linien, Retzius Streifen, erkennen, welche durch rhythmisches Verkalken des Schmelzes während seiner Entwicklung entstehen (Schiebler, Schmidt; Anatomie, 2002).

Um zu prüfen, ob gebleichte Zähne möglicherweise veränderte Ergebnisse liefern, wurde im direkten Vergleich ein nicht gebleichter Molar (Zahn 17) gemessen, danach für 24 Stunden in einer 6% H₂O₂ Lösung gebleicht und zum Vergleich erneut gemessen.

- Dentin

Dentin besteht zu 70% aus anorganischen (überwiegend Hydroxylapatit) Bestandteilen, 20% organischer Matrix und 10% Wasser. Es ist weicher als Schmelz, aber härter als Knochen. Im histologischen Schnitt sind Dentinkanälchen charakteristisch. Umgeben werden sie von peritubulärem Dentin, das sehr fest und dicht ist (Neumann–Scheide). Dazwischen liegt intertubuläres Dentin mit Kollagenfibrillen, das weniger dicht ist und vorwiegend in Längsrichtung des Zahnes verläuft. Die Oberfläche des Dentins, die dem

Schmelz zugewandt ist, besteht aus Manteldentin, das relativ wenig dicht mineralisiert ist (Schiebler, Schmidt; Anatomie, 2002).

Zur Herstellung der Dentinproben wurden extrahierte Zähne mittels einer Diamantsäge (Hersteller: Exakt, 22851 Norderstedt, Deutschland) in 2mm dicke Scheiben gesägt.

- Wurzelzement

„Zement gleicht Geflechtknochen. Wichtigste Bestandteile sind Zementozyten, die Osteozyten gleichen, Kollagenfibrillen und verkalkte Grundsubstanz“ (Schiebler, Schmidt; Anatomie, 2002).

Das Wurzelzement ist dem Dentin aufgelagert, es kann in den Wurzelkanal hineinreichen und auch Teile des Schmelzes bedecken. Es ist dem Knochengewebe ähnlich, wird aber nicht von Gefäßen durchzogen. In dem Wurzelzement sind die Fasern des Zahnhalteapparates verankert, wodurch die Befestigung des Zahnes in der knöchernen Alveole gesichert ist.

Organischer Bestandteil des Zements ist das Kollagen, welches rund 30 Volumenprozent der Gesamtmasse ausmacht. Das Zementmineral macht nur ein Drittel des Zementvolumens aus und besteht aus Hydroxylapatiten des Kalziumphosphats. Fluor tritt als Spurenelement regelmäßig auf. Der Wasseranteil überschreitet ein Drittel des Gesamtvolumens.

Das Wurzelzement gilt als Bestandteil des Zahnes, weil es dem Dentin direkt aufgelagert ist. Da es aber zeitlebens neue Faseranteile des Desmodontiums einlagern kann, besteht auch eine funktionelle und morphologische Zuordnung zum Zahnhalteapparat (A. Hohmann, W. Hielscher; Lehrbuch der Zahntechnik, 2005).

Pathologische Veränderungen:

- Karies

Zahnkaries (lat. caries = Fäulnis)

Karies ist die häufigste Zahnerkrankung, die wegen einer Störung des lokalen Gleichgewichts zwischen entkalkenden, sauren und neutralisierenden, (re-) mineralisierenden Komponenten im Speichel entsteht. Als reversibles Frühstadium ist Karies eine teilweise (poröse) Entkalkung des kristallinen Zahnschmelzes, welche durch Säuren, die aus Zuckern im bakteriellen Zahnbelag (Plaque) gebildet werden, entsteht. (Pschyrembel; Klinisches Wörterbuch, 1998).

Bei den untersuchten Proben handelt es sich ausschließlich um Karies profunda.

Ätiologie

Es gibt zahlreiche Theorien zur Ätiologie der Karies. Die von Miller (Miller et al. 1889) 1898 erstmals vorgestellte und später von anderen Wissenschaftlern verifizierte und erweiterte chemoparasitäre Theorie ist heute die allgemein akzeptierte Theorie der Kariesentstehung.

Millers Theorie geht von der Vorstellung aus, dass kariogene Mikroorganismen der Mundhöhle (Plaque) bei einem Überangebot an kariogenem Substrat (speziell niedermolekulare Kohlenhydrate) organische Säuren produzieren. Wirken diese lange genug auf die Zahnhartsubstanzen (Wirt) ein, so entmineralisieren sie diese.

Neben diesem Hauptfaktor der Kariesentstehung gibt es zahlreiche sekundäre Faktoren (Z.B. Speichelfluss und – zusammensetzung, pH – Wert und Pufferkapazität des Speichels, Dauer und Häufigkeit der Substratzufuhr, Immunabwehr, sozioökonomische und verhaltensbezogene Komponenten, Zahnfehlstellungen und – bildungen, Einstellung des behandelnden Zahnarztes), welche die Entstehung und Progression einer kariösen Läsion beeinflussen können (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die Zahnerhaltung, 2009).

Karies kann sich in verschiedenen Symptomen äußern. Sie reichen von submikroskopischer Veränderung im Kristallgitterbereich über mikroskopisch nachweisbare Oberflächendestruktionen bis hin zu klinisch diagnostizierbaren Veränderungen und offenen Kavitäten.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit kariesepidemiologischer Untersuchungen und zur Verständigung auf nationaler und internationaler Ebene, hat sich die Fédération Dentaire Internationale (FDI) 1961 bemüht, zu einer Standardisierung der kariesepidemiologischen Begriffe zu gelangen (W. Klimm; Kariologie, 1997).

Der Kariesgrad gibt die Tiefe (Schwere) einer kariösen Läsion (z.B. Initialkaries oder etablierte Karies) wieder.

Die wichtigsten Begriffe werden im Folgenden definiert:

- Initialkaries: „Beginnender Kariesprozess ohne offensichtlichen Oberflächendefekt, der in der Regel als weißlicher, kreidiger oder dunkelverfärbter Fleck klinisch nicht leicht feststellbar ist und röntgenographisch sichtbar sein kann“.

- Etablierte Karies: „Kariöser Prozess im Stadium einer offensichtlichen Höhlenbildung (Kavität), der in der Regel klinisch (visuell–taktil) oder röntgenographisch mit Bestimmtheit diagnostiziert werden kann“.
- Primärkaries: „Eindeutige kariöse Kavität, die in keinerlei Zusammenhang mit einer Füllung steht“.
- Sekundärkaries: „Sicher diagnostizierbare kariöse Läsion, die am Rand einer Restauration auftritt“.

Zahnstein, Plaque und entzündliche Parodontopathien sind ebenfalls pathologische Veränderungen, die im Kapitel 3.5 erläutert werden.

Werkstoffe:

- Amalgam

„Amalgame sind Legierungen des Quecksilbers mit anderen Metallen“ (R. Marxkors, H. Meiners; Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 2001). Wurden ursprünglich Amalgame mit einem Silbergehalt von mindestens 65%, einem Kupfergehalt von maximal 6%, einem Zinngehalt von maximal 29% und einem Zinkgehalt von maximal 2% hergestellt, so ist die Zusammensetzung der modernen Gamma-2-freien Legierungen mit einem Kupfergehalt zwischen 12 und 30 % und einem Silbergehalt zwischen 40 und 70% erheblich verändert worden.

Die Gamma-2-freien Amalgame sind weniger korrosionsanfällig, polierbeständiger, sie weisen eine geringere oder keine merkuroskopische Expansion auf und sind damit randdichter (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die Zahnerhaltung, 2009). In der hier vorgelegten Arbeit wurde nur korrosionsfreies, helles Amalgam untersucht.

- Komposit (Filtek Supreme A1B)

Komposite sind zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in die Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten.

Kompositmaterialien bestehen aus einer Vielzahl unterschiedlicher Komponenten, welche die Eigenschaften des Werkstoffes beeinflussen. Die drei Hauptbestandteile sind die organische Matrix (Monomer, Komonomer), die disperse Phase (Füller) und die Verbundphase (Silane, Kopolymere) (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die

Zahnerhaltung, 2009). In dieser Untersuchung wurden die Komposite A1 B und C2 B untersucht. Beide Komposite unterscheiden sich lediglich in ihrem Farbton.

- Kompomere (Dyract A2)

Kompomere (Kunstwort aus Komposit und Ionomer) sind lighthärtende Füllungswerkstoffe, die sich von Kompositen ableiten. Kompomere haben die Eigenschaften der Komposite (hohe Festigkeit, feuchteunempfindlich unmittelbar nach der Polymerisation) und die der Glas-Ionomer-Zemente (unmittelbare Haftung an Zahnhartsubstanz, kontinuierliche Fluoridfreisetzung) kombiniert in sich vereint (R. Marxkors, H. Meiners; Taschenbuch der Zahnärztlichen Werkstoffkunde, 2001).

- Fissurenversiegelungen (opak und transluzent)

Fissurenversiegeler sind in der Regel blaulichttärtende Kunststoffmaterialien. Hier handelt es sich um ungefüllte Grundsubstanzen entsprechender Komposite. Es werden auch niedrig visköse Komposite mit geringem Fülleranteil verwendet. Fissurenversiegeler können durchsichtig oder opak sein (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die Zahnerhaltung, 2009).

- Glasionomerezemente (Ketac Bond, Ketac Fil Plus, Ketac Cem)

Diese Zemente besitzen als Füller ein Silikatglas, das sich von dem der Silikatzemente jedoch durch einen erhöhten Aluminiumgehalt unterscheidet und damit eine größere Reaktivität gegenüber Säuren aufweist. Die Verbundphase sind Polysäuren in wässriger Lösung (ca. 50 m% (m=Masse)). Die Zugabe von ca. 5 m% Weinsäure optimiert das Abbindeverhalten. Viele Produkte enthalten die Säurekomponente gefriergetrocknet im Pulver und sind mit Aqua dest. anzumischen (R. Marxkors, H. Meiners; Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 2001).

Die Indikationen für Ketac Bond sind Stumpfaufbauten, Unterfüllungen und die Versorgung von Milchzahnkavitäten. Ketac Fil Plus wird für Fissurenversiegelungen und Milchzahnfüllungen verwendet. Mit Ketac Cem werden Kronen, Brücken und endodontische Stifte befestigt. Wegen dieser Indikation, muss gesagt werden, dass dieses Material kaum im Mund eines Patienten sondiert werden kann.

- Nichtedelmetalllegierung (NEM) (Kobalt – Chrom Legierung)

Nicht – Edelmetalllegierungen sind nicht aushärtbare Legierungssysteme, die ihre physikalischen Werte gleich nach dem Gießen besitzen. Sie haben eine geringe Wärmeleitfähigkeit und wirken daher wärmedämmend, wodurch Temperaturreize auf die Pulpa gemildert werden (A. Hohmann, W. Hielscher; Lehrbuch der Zahntechnik, 2005).

Es lassen sich folgende edelmetallfreie Legierungen unterscheiden:

- Nickel – Chrom - Legierungen,
- Kobalt – Chrom – Legierungen (die in dieser Arbeit untersuchte NEM - Legierung ist eine Kobalt – Chrom – Legierung)
- Titanbasis – Legierungen

- Goldlegierungen (B. Porta)

Hochgoldhaltig ist eine Goldbasis – Legierung mit einem Goldgehalt von mehr als 75 Gewichtsprozent, wobei nach den Anteilen von Platin, Palladium und Silber drei Legierungstypen unterschieden werden:

- Gold – Platin – Legierung (die in dieser Arbeit untersuchte Goldlegierung ist eine Gold – Platin Legierung)
- Gold – Platin – Palladium – Legierung
- Gold – Platin – Silber – (Kupfer) – Legierung

Hochgoldhaltige – Legierungen sind gegen elektrochemische Korrosion sehr widerstandsfähig, wobei ein extrem hoher Goldgehalt die Korrosionsbeständigkeit nicht weiter erhöht, sondern ausschlaggebend für das elektrochemische Verhalten ist der Gesamtanteil der Elemente Au, Pt, Pd.

- Keramik (Zerkon Smart und IPS - Empress)

Hauptbestandteile von dentalkeramischen Massen sind Feldspate (Ba , Ca , Na , K , NH_4) $(\text{Al}$, B , $\text{Si})_4 \text{O}_8$, (60-80m%; Kalifeldspat ($\text{K}(\text{AlSi}_3\text{O}_8)$) und Quarz (SiO_2) (15-25m%). Zur gezielten Beeinflussung bestimmter Eigenschaften wie Brenntemperatur, Formfestigkeit während des Brennens, werden weitere Zusätze in kleinen Mengen beigemischt. Zur Nachahmung der Farbnuancen der natürlichen Zähne erfolgen Einfärbungen mit brennfesten Oxiden verschiedener Metalle (Cobalt-blau, Chrom-grün, Titan-gelb, Eisen-rot) (R. Marxkors, H. Meiners; Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 2001).

Zirkon besteht aus Zirkonoxid, sowie Yttriumoxid, Hafniumoxid, Aluminium- und Siliziumoxid. Aus Zirkon bestehen meist Implantate oder Gerüste von Kronen und Brücken. Aus diesem Grund, wird dieser Werkstoff im Mund eines Patienten kaum sondiert.

3.4.2 Winkelabhängigkeit im Nassfeld

Um zu prüfen, ob Messergebnisse durch zum Beispiel Benetzung der Proben mit Wasser oder Speichel verfälscht werden können, musste ebenfalls eine in vitro Studie zur Aufklärung helfen.

Nachdem Messungen im trockenen Zustand in einem Winkel von 0 Grad durchgeführt worden sind, wurde das gleiche Messobjekt mit Wasser aus einer Pipette befeuchtet. In dieser Messreihe wurde ebenfalls darauf geachtet, dass die Messsonde beim Sondieren Kontakt zum Messgut hatte. Es wurde wieder zweimal gemessen und die R, G, B Werte notiert. Darauf wurde das Messobjekt und die Sonde mit einem Luftpuster trocken gepustet, um danach mit Speichel aus einer weiteren Pipette benetzt zu werden. Erneut folgten zwei Messungen und die R, G, B Werte und die Standardabweichungen wurden aufgeschrieben.

Um nun die Sonde um 15 Grad zu drehen, wurde zunächst das Messobjekt und die Sonde mit Wasser aus einer Pipette abgespült und getrocknet.

Auf diese Weise wurde das gesamte Messgut im feuchten und mit Speichel benetzten Zustand mit unterschiedlichen Winkeln (0°, 15°, 30°, 45°) untersucht.

3.5 In vivo Untersuchungen

Um die Aussagefähigkeit der Fluoreszenzdetektion zu überprüfen, wurden 12 Patienten, die entweder Zahnstein, entzündete Zahnfleischtaschen oder mit Plaque besiedelte Zahnareale aufwiesen, ausgewählt.

Ziel dieser Untersuchung war es eine verminderte bakterielle Besiedelung der Zahnareale nach einer professionellen Zahnreinigung durch die Fluoreszenzsonde aufzuzeigen.

Jeweils zwölf Stellen mit Zahnstein, zwölf entzündete Zahnfleischtaschen und zwölf deutlich sichtbare approximal mit Plaque besiedelte Areale wurden durch einen Zahnarzt der Zahnarztpraxis „Die Plus-Zahnärzte“ in Düsseldorf diagnostiziert.

Die unten angezeigte Tabelle gibt Definitionen der Veränderungen wieder.

Definitionen:

Zahnstein:

„Ablagerung mineralischer Substanzen, vor allem von Kalziumphosphat aus dem Speichel, vermischt mit organischen Geweberesten und Mikroorganismen an Zähnen“ (Pschyrembel; Klinisches Wörterbuch, 1998).

Zahnstein wurde in unterschiedlicher farblicher Ausbildung gemessen.

Ätiologie

Zahnstein entsteht durch Einlagerung anorganischer Substanzen (Mineralien) in die Plaque.

Prädilektionsstellen für supragingivalen Zahnstein befinden sich im Bereich der Ausführungsgänge der großen Speicheldrüsen. Diese sind an den lingualen Flächen der Unterkieferfrontzähne und an den bukkalen Flächen der ersten Molaren.

Die subgingivale Plaque kann verkalken und als Zahnstein die Wurzeloberfläche bedecken. Subgingival verkalkte Plaque wird als Konkrement oder subgingivaler Zahnstein bezeichnet. Der subgingivale Zahnstein ist wegen eingeschlossenen Blutbestandteilen dunkel gefärbt. Er ist härter und schwieriger zu entfernen als supragingivaler Zahnstein.

Die Mineralisation erfolgt über den Speichel, der eine kalziumübersättigte Lösung ist. Alter Zahnstein ist lamellenförmig strukturiert, was auf eine periodische Bildung schließen lässt. Zahnstein ist oft von einer Plaqueschicht überdeckt.

Entzündliche Parodontopathien:

Unter dem Begriff Parodontopathien werden entzündlich bedingte und nicht entzündlich bedingte Erkrankungen der Gingiva und des Zahnhalteapparates verstanden. Entzündliche Parodontopathien werden in einen primären- (durch Zahnplaque verursachte, entzündliche Reaktion des Parodonts) und einen sekundären Ursachenkomplex eingeteilt (lokale und systemische Faktoren, die den primären Ursachenkomplex beeinflussen können).

Ätiologie

- Primärer Ursachenkomplex: Die Entstehung und der Verlauf von entzündlichen Parodontalerkrankungen sind primär durch Mikroorganismen (*Actinomyces comitans*) in der Zahnplaque bedingt (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die Zahnerhaltung).

Wandert die Plaque von supragingival nach subgingival, bietet das sauerstoffarme Milieu des Subgingivalraums eine begünstigte Entwicklung für anaerobe Keime. Nach fünf bis sieben Tagen tritt eine chronische oder akute Entzündung der Gingiva (Gingivitis) auf.

Entzündete Zahnfleischtaschen (Gingivitis) wurden mithilfe des parodontalen Screening Index ((PSI); Grad 1 (das schwarze Band der Sonde bleibt an der höchsten Sondierungstiefe des Sextanten vollständig sichtbar, kein Zahnstein, keine defekten Restaurationsränder; Blutung nach vorsichtiger Sondierung) und 2 (das schwarze Band der Sonde bleibt an der höchsten Sondierungstiefe des Sextanten vollständig sichtbar, supra- und subgingivale Beläge oder defekte Restaurationsränder; Blutung nach Sondierung) wurde als Kriterium für eine Entzündung genutzt) diagnostiziert.

- Sekundärer Ursachenkomplex: Die Faktoren des sekundären Ursachenkomplexes (Okklusale Kräfte, Zahnanatomie, Mundatmung, Ernährung, Speichel usw.) können alleine keine entzündlichen Parodontopathien auslösen. Sie begünstigen aber das Anheften der Zahnplaque oder die von der Zahnplaque verursachten Mechanismen des primären Ursachenkomplexes.

Plaque:

Plaque ist ein strukturierter, zäher, verfilzter Zahnbelag (Biofilm) aus Speichelbestandteilen, bakteriellen Stoffwechselprodukten, Nahrungsresten und Bakterienzellen. Prädispositionsstellen sind die primär unsauberen Bereiche wie Approximallflächen, Zahnfissuren und -grübchen, das zervikale Drittel der sichtbaren

Zahnkronen und frei liegende Wurzeloberflächen (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die Zahnerhaltung, 2009).

Plaque befindet sich besonders häufig zwischen den Zähnen (approximal). In der klinischen Studie wurde ausschließlich proximale Plaque untersucht.

Ätiologie

Damit sich Zahnplaque auf einer Zahnoberfläche festsetzen kann, wird zunächst ein unstrukturierter, azellulärer Film (Acquired pellicle, sekundäres Oberhäutchen) benötigt, welcher zuerst dem Zahn aufliegt. Dieses Häutchen (0,1-1µm) besteht in erster Linie aus Proteinen des Speichels, die aufgrund ihrer Eigenladungen an die Kalzium- und Phosphatgruppen des Apatits der Zahnhartsubstanzen elektrostatisch binden können.

Innerhalb weniger Stunden heften sich an diese Membran selektiv Streptokokken. Später folgen Aktinomyzeten und Veillonellen.

Durch Teilungsvorgänge der Bakterien und spezifische Adhäsions- und Kohäsionsphänomene wächst die Plaque. Je älter die Plaque wird, desto mehr gewinnt sie einen anaeroben Charakter. Die Bakterienadhäsion und Plaquebildung kann durch verschiedene Faktoren gehemmt (z.B. Immunglobuline, Lactoferrin, Mundhygiene) oder gefördert (z.B. Saccharose, Kalzium, Spurenelemente) werden.

„Plaque ist ein notwendiger Faktor für die Kariesentstehung. Ihre Metaboliten sind für die Demineralisation der Zahnhartsubstanzen verantwortlich“ (Hellwig, Klimek, Attin; Einführung in die Zahnerhaltung, 2009).

Während der Studie wurde jede dieser drei Veränderungen Zahnbezogen dokumentiert. Nur so konnte sichergestellt werden, dass auch jeweils die gleiche Stelle nach der Zahnreinigung erneut sondiert werden konnte.

Nachdem die professionelle Zahnreinigung, die ca. 30-45 min. dauerte, durch eine zahnmedizinische Prophylaxeassistentin durchgeführt worden war, wurde das Ergebnis dieser Reinigung durch einen Zahnarzt überprüft und gegebenenfalls wurden nicht ausreichend behandelte Stellen durch weitere reinigende Maßnahmen behoben.

Die Stellen der Patienten, wo vorher Zahnstein, Plaque oder entzündete Zahnfleischtaschen diagnostiziert worden sind, wurden wieder mit der optischen Sonde zweimal punktuell gemessen. Auf diese Weise erhielt man Werte, die vor und nach der Zahnreinigung gemessen worden sind, welche nun miteinander verglichen werden konnten.

4. Ergebnisse

4.1 Reproduzierbarkeit

Gerätetechnische Parameter, die jeweils vor der Untersuchung überprüft wurden, sind die Beleuchtung (optische Leistung) und die Empfindlichkeit des Drei-Farben-Sensors.

4.1.1 Beleuchtung (optische Leistung)

Es wurde an unterschiedlichen Tagen in vitro und in vivo gemessen. Bevor eine Messreihe begonnen wurde, wurde die optische Leistung gemessen.

4.1.1.1 Messung in vitro

Die Leistungen der optischen Sonde (gemessen in μW) wurden täglich für die in vitro Messungen notiert. Hier zeigte sich, dass die Leistung geringfügig variierte.

Der Mittelwert der Leistung betrug hier $25,9\mu\text{W}$. Die Standardabweichung betrug $0,5\mu\text{W}$, was einem prozentualen Wert von 1,9 entspricht.

Das Diagramm 4.1.1.1 zeigt die Leistungsschwankungen, die während der In-vitro-Messung erfasst wurden.

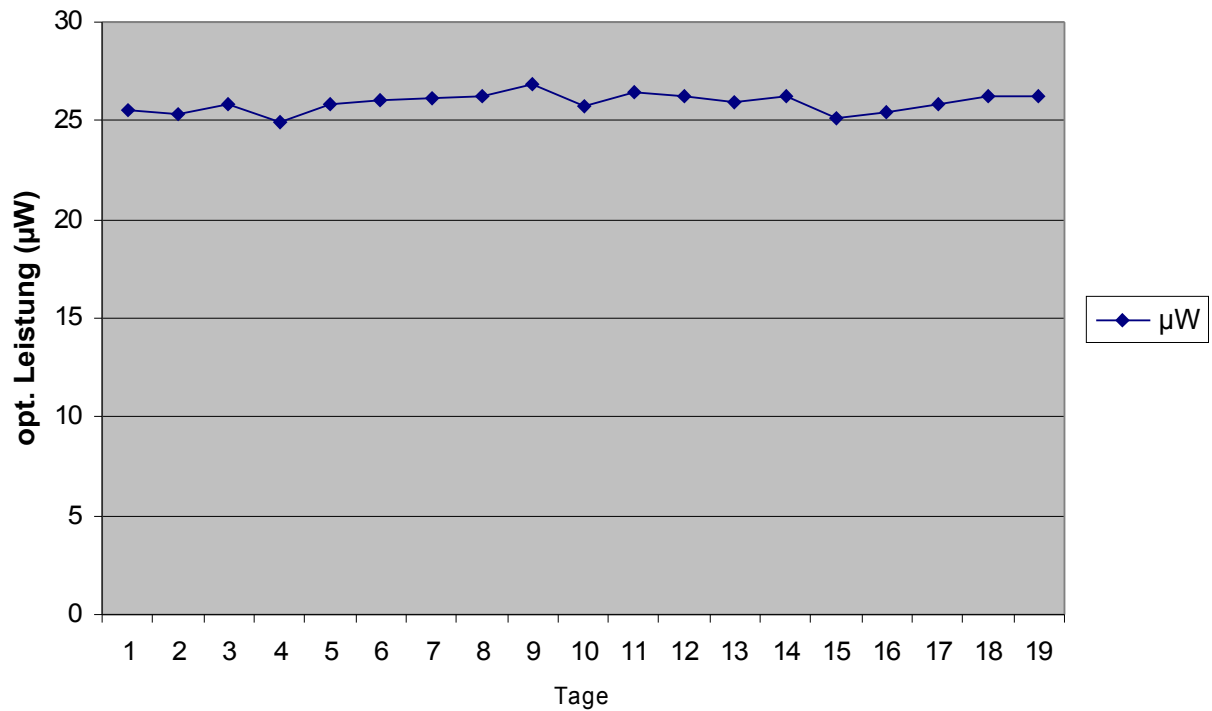


Abb. 4.1.1.1: Leistungsdaten der Sonde an verschiedenen Tagen der in vitro Messung

4.1.1.2 Messung in vivo

Die Leistung der optischen Sonde wurde auch für die In-vivo-Messungen notiert. Dabei wurde festgestellt, dass diese ebenfalls nur geringfügig variierte. Der Mittelwert der Leistung betrug 26,1µW. Die Standardabweichung betrug 0,4µW und entspricht einem prozentualen Wert von 1,5.

Das Abbildung 4.1.1.2 zeigt die Leistungsschwankung der Sonde.

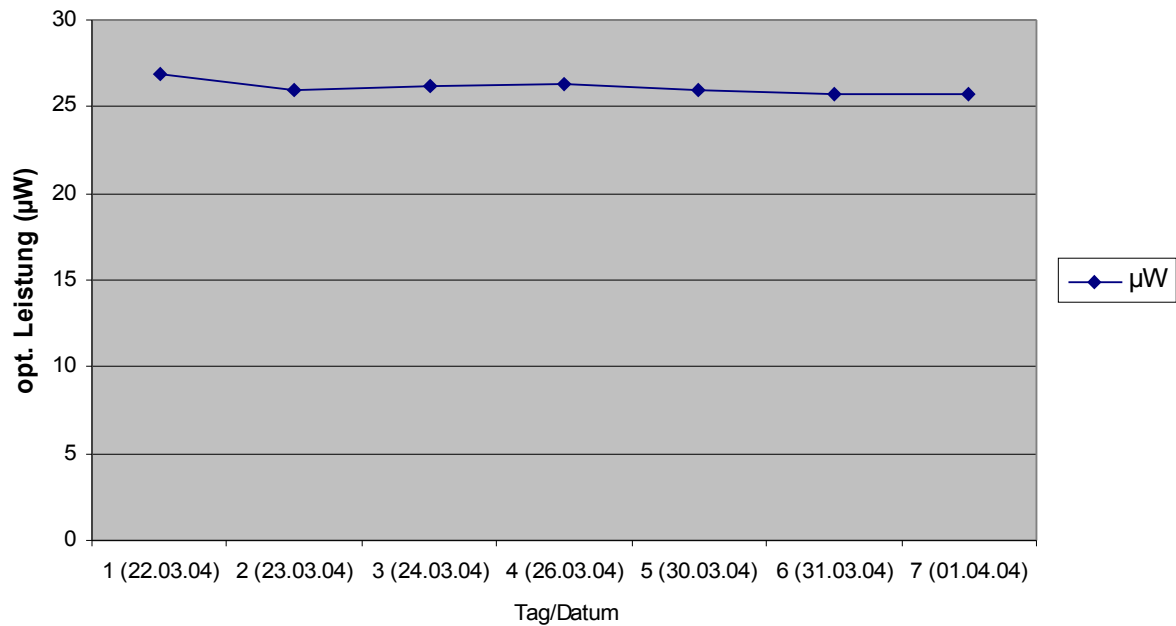


Abb. 4.1.1.2: Leistungsdaten der Sonde an verschiedenen Tagen der in vivo Messung

4.1.2 Sensor (spektrale Empfindlichkeit)

Zur Messung der Fluoreszenzstrahlung dient in der vorliegenden mikrooptischen Sonde ein Drei-Farben-Sensor (Rot, Grün, Blau), dessen Empfindlichkeit auch geprüft wurde.

4.1.2.1 Eichboxwerte korrigiert

Vor jeder Messung wurde das Handstück ohne die Sondenspitze über den Bajonettverschluss mit der Eichbox verbunden. Die ermittelten Werte (Eichboxwerte) wurde darauf gemessen.

Hierbei wurde festgestellt, dass sich die R, G, B - Werte minimal änderten. Der Mittelwert der R-Diode betrug 410,9 der Mittelwert der G-Diode 465,2 und der Mittelwert der B-Diode 467,4. Wie das Diagramm unten belegt, variierten die Werte geringfügig. Leichte Veränderungen zwischen den R, G, B – Werten zueinander gibt es. Die Abbildung 4.1.2.1 belegt dieses Ergebnis.

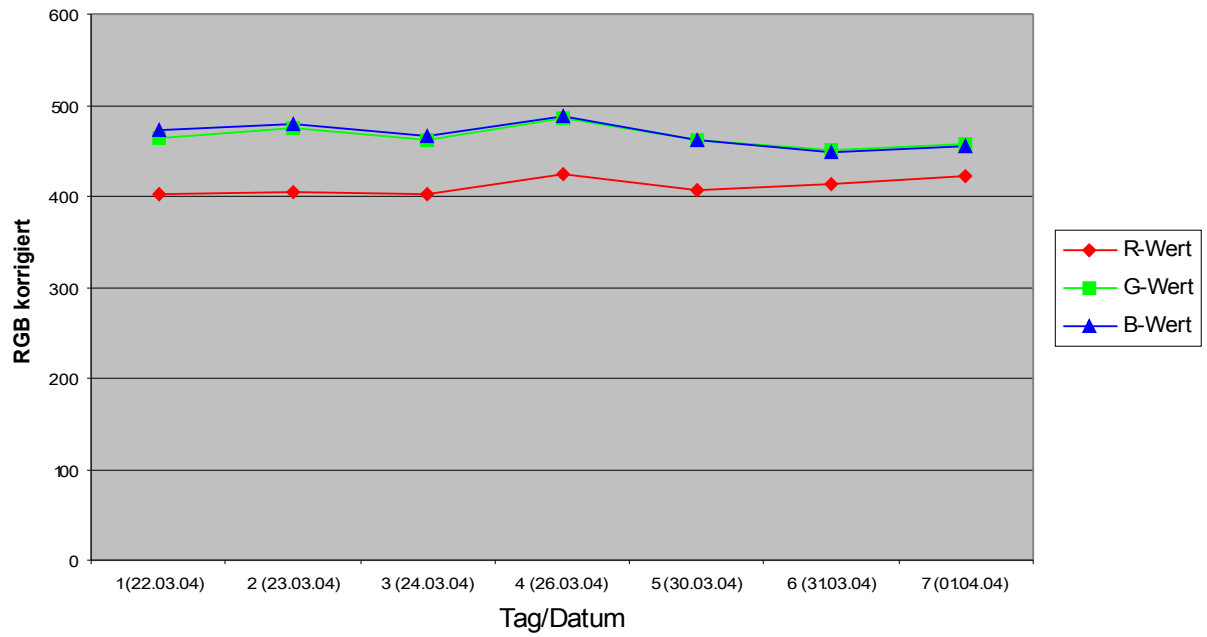
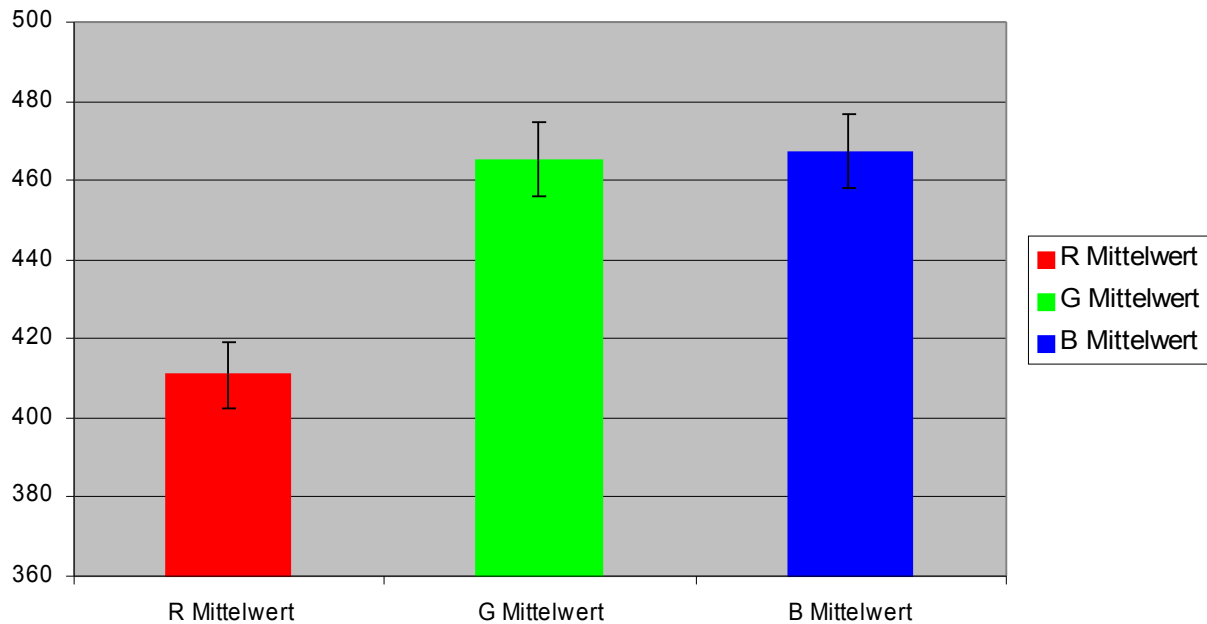


Abb. 4.1.2.1: Diagramm der korrigierten Eichboxwerte

4.1.2.2 Standardabweichungen

Die Standardabweichungen für die Dioden waren ebenfalls gering. Wie die Abbildung 4.1.2.2 belegt, liegen die Ergebnisse für die Standardabweichungen unter drei Prozent.



28

Abb. 4.1.2.2: Mittelwert und Standardabweichungen für korrigierte Eichboxwerte

Die Standardabweichung für die R-Diode liegt bei 8,5 und entspricht einer prozentualen Abweichung von 2,1. Die G-Diode hat eine Standardabweichung von 10,5, was einem prozentualen Wert von 2,3 entspricht. Die B-Diode hat eine Standardabweichung von 12,5, was umgerechnet einem Wert von 2,7 % entspricht. Dieser Wert ist somit die größte Abweichung vom Mittelwert. Die rote Diode hat die kleinste Abweichung. Die Abbildung 4.1.2.2 belegt, dass alle drei Standardabweichung mit einer maximalen prozentualen Differenz von 2,7 % ähnlich hoch sind.

Um den Einfluß dieser Schwankungen auf den zur Diagnose genutzten IF – Wert zu beurteilen, wurden auch IF – Werte für die Eichbox errechnet. Die Abbildung 4.1.2.3 zeigt die Schwankungen, die zwischen den Tagen notiert wurden.

Für die Eichbox wurde ein IF – Wert bestimmt. Dieser betrug im Durchschnitt 0,58. Die Standardabweichung betrug 0,02.

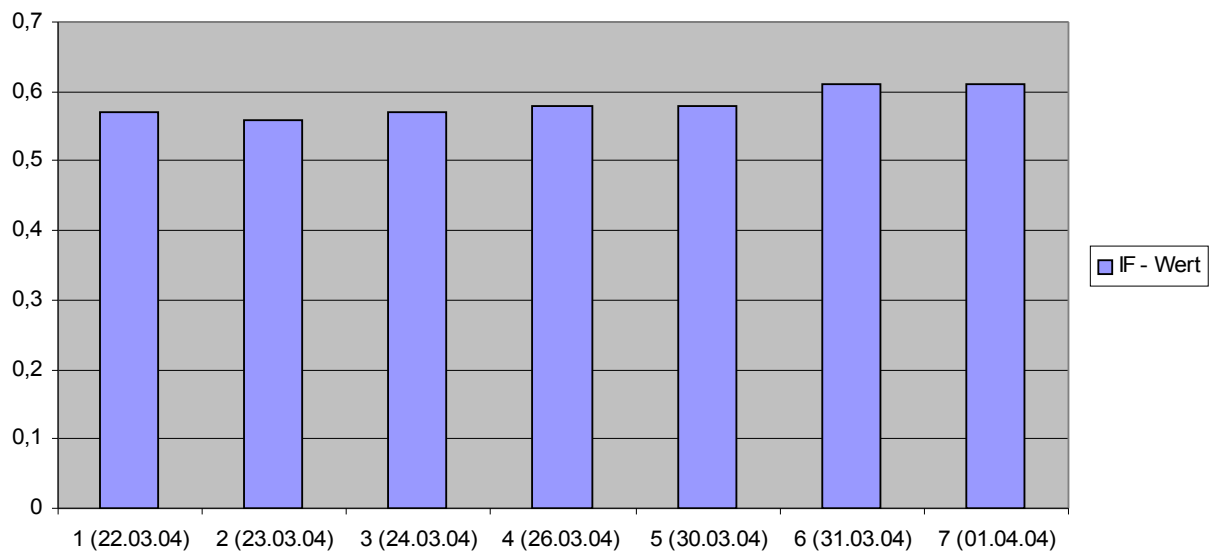


Abb. 4.1.2.3: Diagramm der IF – Werte für die Eichbox

4.2 In vitro Untersuchungen

Zu Beginn der Studie wurde mit In-vitro-Untersuchungen der unterschiedlichen Proben angefangen. Die Auswahl der Proben umfasste sämtliche Zahngewebe (Schmelz, Dentin, Wurzelzement), pathologische Veränderungen (Karies, Zahnstein, Plaque) und dentale Werkstoffe (keramisch, metallisch, polymere).

4.2.1 Fluoreszenzintensitäten unterschiedlicher Proben / Gesamtfluoreszenz

Die Gesamtfluoreszenz wird durch die Summe der korrigierten R, G, B – Werte dargestellt ($R_{\text{norm}} + G_{\text{norm}} + B_{\text{norm}}$).

Die Abbildung 4.2.1 zeigt die verschiedenen Proben und deren Fluoreszenzintensität. Die Skala reicht von 0,5 - 4,6; das heißt, dass der kleinste Wert eine 0,5 fache Eichboxintensität, der größte Wert eine 4,6 fache Eichboxintensität besitzt.

Unter senkrechtem Einfall (0°) konnte auf allen Proben eine auswertbare Signalintensität erzielt werden. Es wird deutlich, dass Amalgam unter den Werkstoffen die höchste Signalintensität (3,97) aller Proben aufweist. Die niedrigste Intensität unter den Werkstoffen hat gebrannte Keramik (0,51).

Metallische Werkstoffe haben eine hohe Signalintensität. Amalgam hat die höchste Signalintensität.

GIZ und Komposite haben mittlere Signalintensität. Weiter ist deutlich geworden, dass helleres Komposit (A1) im Vergleich mit dunklerem Komposit (C2) ein höheres Signal aufweist.

Opaker Fissuren Versiegler hat eine mehr als drei mal höhere Signalintensität als transparenter Fissuren Versiegler.

Unter den Zahngeweben, welche eine mittlere bis hohe Fluoreszenzintensität aufweisen, zeigt Wurzelzement die höchste Fluoreszenzintensität, gebleichter Schmelz die niedrigste.

Die untersuchte Karies hat unter den pathologischen Veränderungen eine mittlere Signalintensität. (Da Karies – profunda - Diagnostik nicht primäres Ziel dieser Studie ist, wird auf unterschiedliche Kariesformen nicht näher eingegangen.) Zahnstein hat eine hohe Signalintensität und ist ein primäres Ziel dieser Studie. Aus diesem Grund wurden 12 verschiedene Zahnsteinproben vermessen. Der Mittelwert lag bei 3,5.

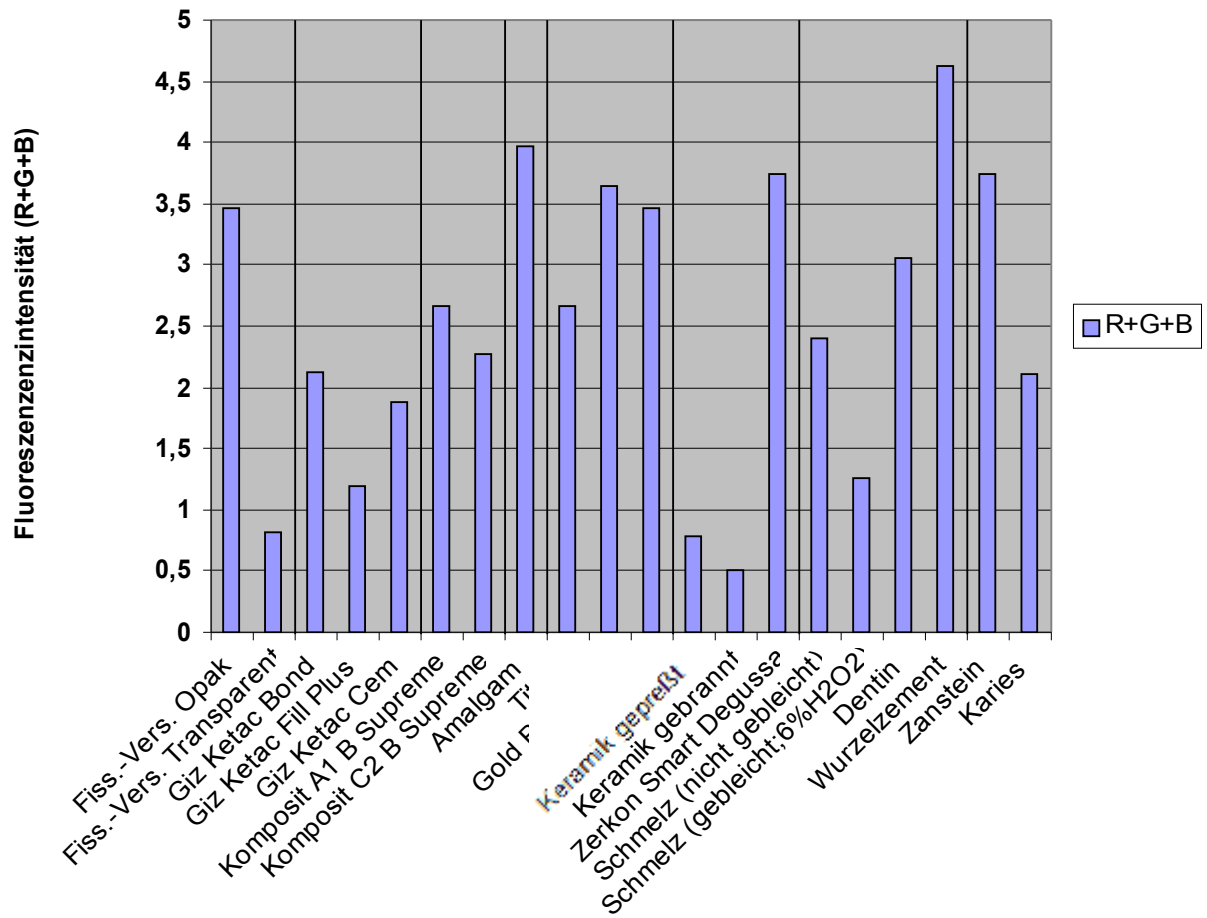


Abb. 4.2.1.: Gesamtfluoreszenz (Summe der Fluoreszenzsignale aller drei untersuchten Spektralbereiche). Die Sonde wurde während der Messung senkrecht (0°) zur trockenen Probe gehalten

Da Zahnstein unterschiedlich aussehen kann, wurden 12 extrahierte Zähne mit Zahnstein sondiert. Das Ergebnis zeigt die Abbildung 4.2.2.

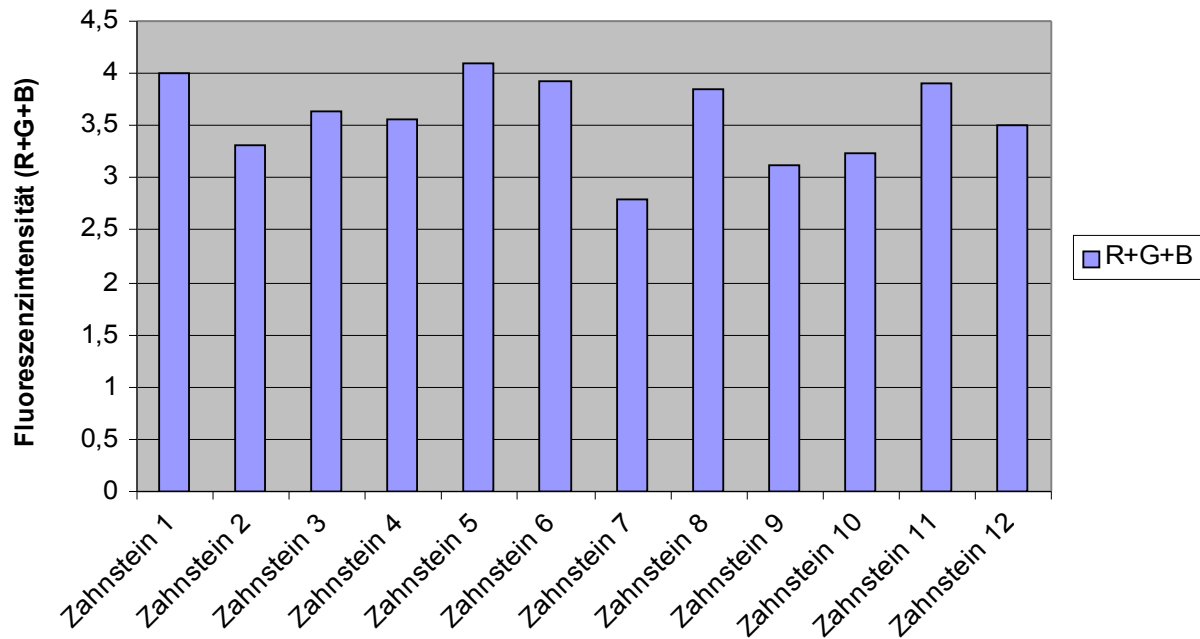


Abb. 4.2.2.: Fluoreszenzintensität für Zahnstein trocken gemessen unter einem Anstellwinkel von 0°

Die hier gemessenen Zahnsteinproben wiesen Fluoreszenzintensitäten von 2,8 bis 4,1 auf. Im Schnitt liegt die Fluoreszenzintensität bei 3,6. Die Standardabweichung betrug 0,4. Diese Werte belegen, dass alle Proben eine hohe Signalintensität liefern.

4.2.1.1 Rotfluoreszenz

Zur Beurteilung von Protoporphyrinfluoreszenz dient der rote Spektralbereich, welcher in der Abbildung 4.2.1.1 zusammengefasst wurde.

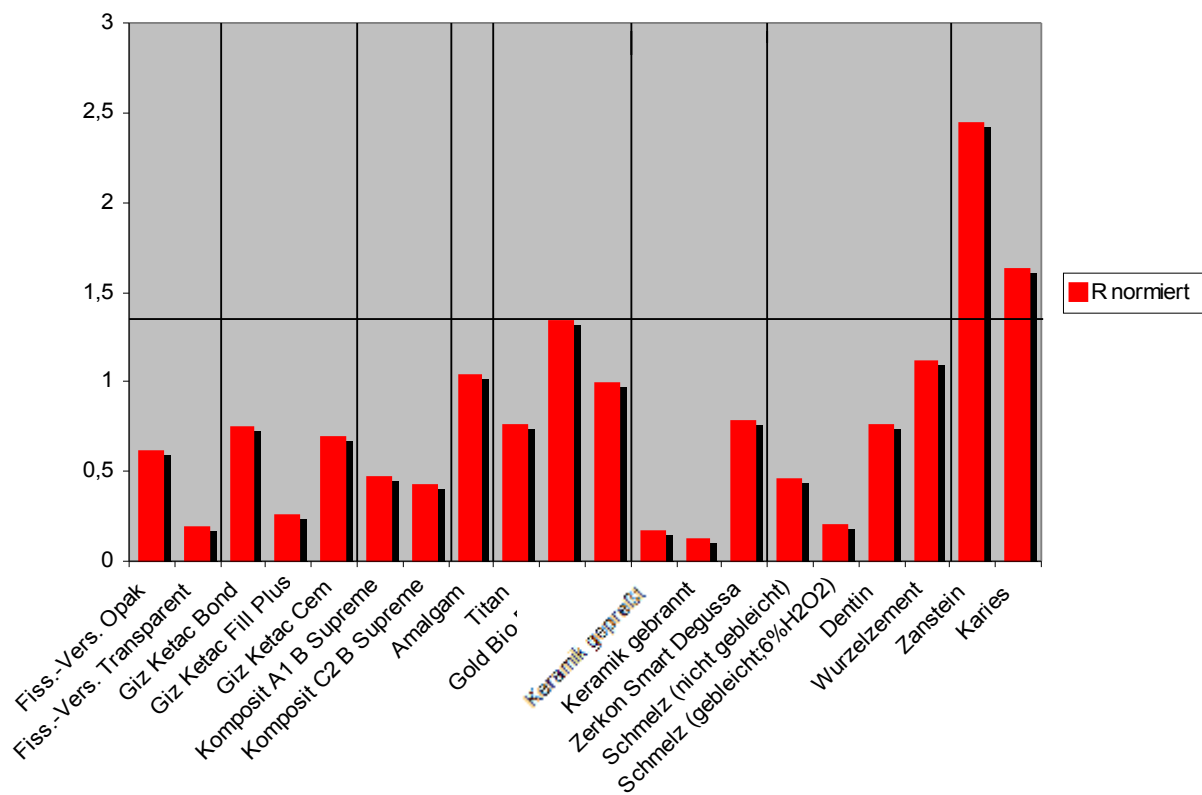


Abb. 4.2.1.1: Messung aller Werkstoffe, Zahnhartsubstanzen und pathologischer Veränderungen (trockenen) unter einem Anstellwinkel von 0°

Hier wird nicht der gesamte Spektralbereich der empfangenen Fluoreszenzstrahlung betrachtet, sondern nur der rote Anteil.

Es ist zu erkennen, dass der normierte R – Wert für alle Werkstoffe unter 1,4 blieb. Der Mittelwert für die Werkstoffe betrug 0,6. Die Goldlegierung (Bio Porta) erzielt mit einem normierten R – Wert von 1,3 den höchsten Wert bezüglich aller Werkstoffe. Zahnstein hatte einen Wert von 2,4 und war, wie die Abbildung 4.2.1.1 belegt, deutlich von Werkstoffen oder nicht pathologisch veränderten Stellen zu unterscheiden. Gesunde Zahnhartsubstanzen wiesen einen Mittelwert von 0,76 auf. Gesunder Schmelz hatte den kleinsten Wert (0,5) und der Wurzelzement den höchsten (1,1). Dentin lag mit einem Wert von 0,8 dazwischen. Die R – Werte steigen bei kariösen Veränderungen oder Zahnstein über einen Wert von 1,4.

Die Abbildung 4.2.1.2 zeigt, wie sich der Mittelwert der Zahnsteinmessungen aus Abbildung 4.2.1.1 zusammensetzt. Bei allen gemessenen Zahnsteinproben lag der R – Wert über 1,4. Der R – Wert für Zahnstein fängt hier bei 1,85 an und geht hoch bis 2,55. Im Schnitt liegt der R – Wert für Zahnstein bei 2,2.

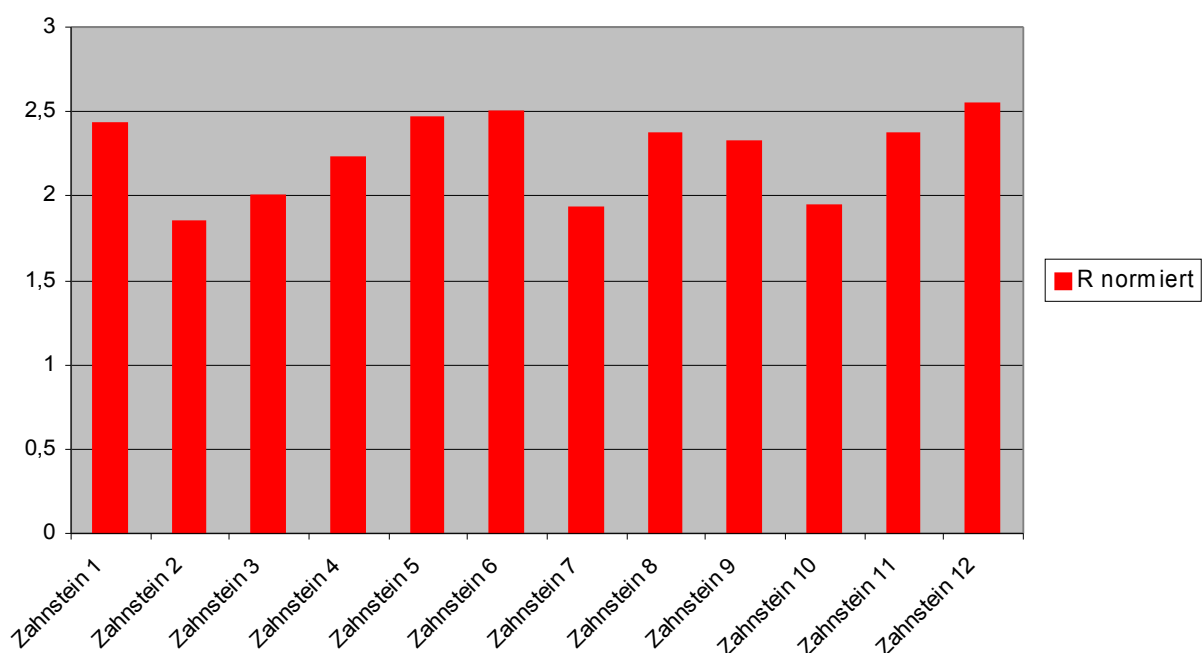


Abb. 4.2.1.2: Messung von Zahnstein (trocken) unter einem Anstellwinkel von 0°

4.2.1.2 IF – Werte aller untersuchten Proben bei 0°

Die Abbildung 4.2.1.3 zeigt anstelle des R normierten Wertes aus Abbildung 4.2.1.1 den Infektionsfaktor des Messgutes, der auch den blauen und grünen Spektralbereich bewertet (IF – Werte für die Messreihe mit 0° im trockenem Zustand).

Es ist zu erkennen, dass pathologische Veränderungen einen signifikant höheren IF – Wert aufweisen als gesunde Zahnhartsubstanzen oder zahnärztliche Werkstoffe. Den höchsten Wert unter den nicht metallischen Werkstoffen erreichte der Glasionomierzement Ketac Cem mit einem Wert von 7,2. Hier muss jedoch berücksichtigt werden, dass dieser Werkstoff so gut wie nie sondiert werden kann, da er als Befestigungszement für Kronen und Brücken dient. Bei den metallischen Werkstoffen erreichte Gold mit 8,5 den höchsten Wert. Im Durchschnitt erreichten die nicht metallischen Werkstoffe einen IF – Wert von 4,4, die metallischen einen Wert von 6,9. Unter den gesunden Zahnhartsubstanzen erreicht das Dentin mit einem IF – Wert von 4,1 den höchsten Wert. Den niedrigsten Wert erreicht der gebleichte Zahnschmelz mit einem Wert von 2,5. Im Durchschnitt erreichen nicht pathologisch veränderte Materialien und Zahnhartsubstanzen einen IF – Wert von 3,4.

Einen signifikant höheren IF – Wert erreichen pathologische Veränderungen. Zahnstein erreicht einen Wert von 21,6 und Karies einen von 31,3.

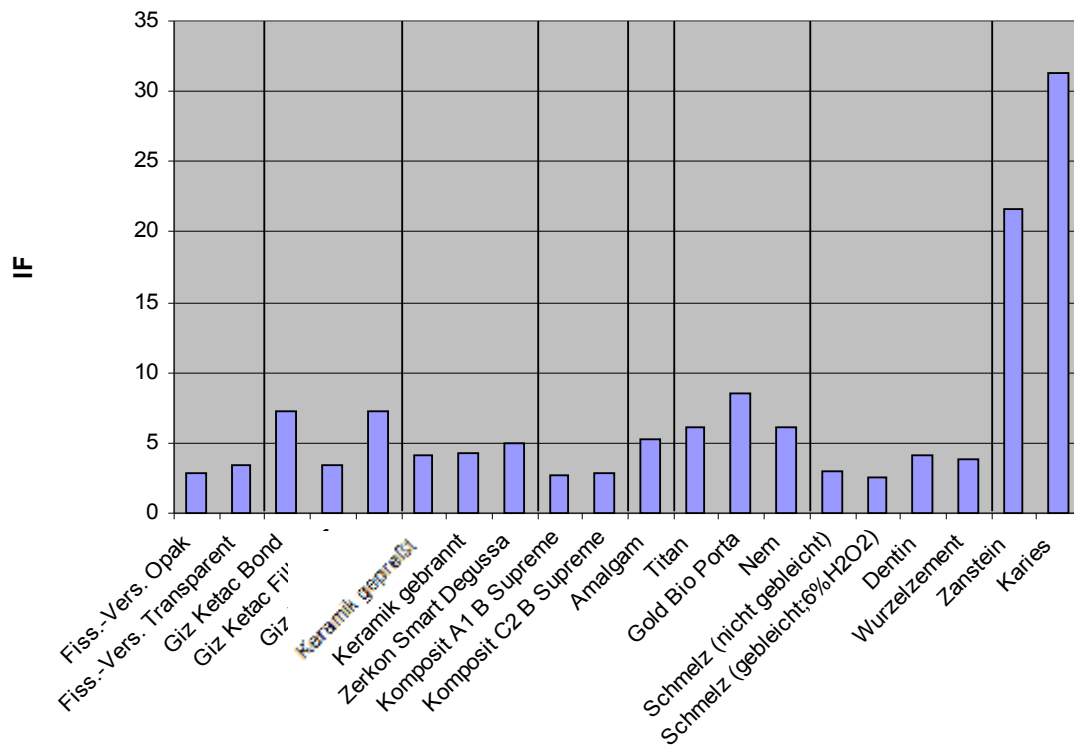


Abb. 4.2.1.3: Vergleich aller untersuchter Substanzen trocken gemessen unter einem Anstellwinkel von 0°

Die Abbildung 4.2.1.4 zeigt, wie sich der Mittelwert für Zahnstein aus Abbildung 4.2.1.3 für IF – Werte für die zwölf sondierten Zahnsteinproben zusammensetzt. Die IF – Werte fangen bei 16 an und gehen hoch bis 36,5. Im Schnitt liegt der IF – Wert für Zahnstein bei 23.

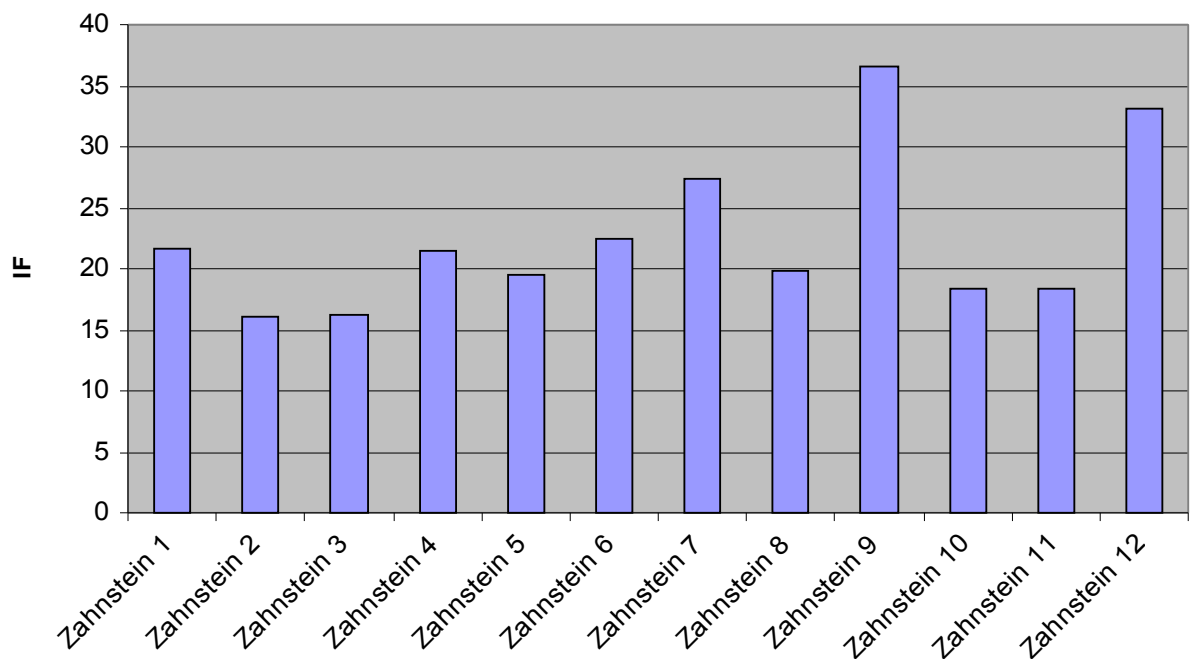


Abb. 4.2.1.4: Zahnstein trocken gemessen unter einem Anstellwinkel von 0°

4.2.2 Vergleich zwischen Trockenfeld und Nassfeld

Um zu überprüfen, ob Wasser oder Speichel die gleiche Messreihe verfälschen kann, wurde Keramik (Zerkon Smart; Hersteller: Degussa) jeweils einmal mit Wasser und einmal mit Speichel benetzt. Die Ergebnisse zeigen, dass zwischen der Keramik, die mit Wasser benetzt und der Keramik, die mit Speichel benetzt ist nur geringe Unterschiede zu sehen sind. Wasser und Speichel liefern fast gleiche Messergebnisse.

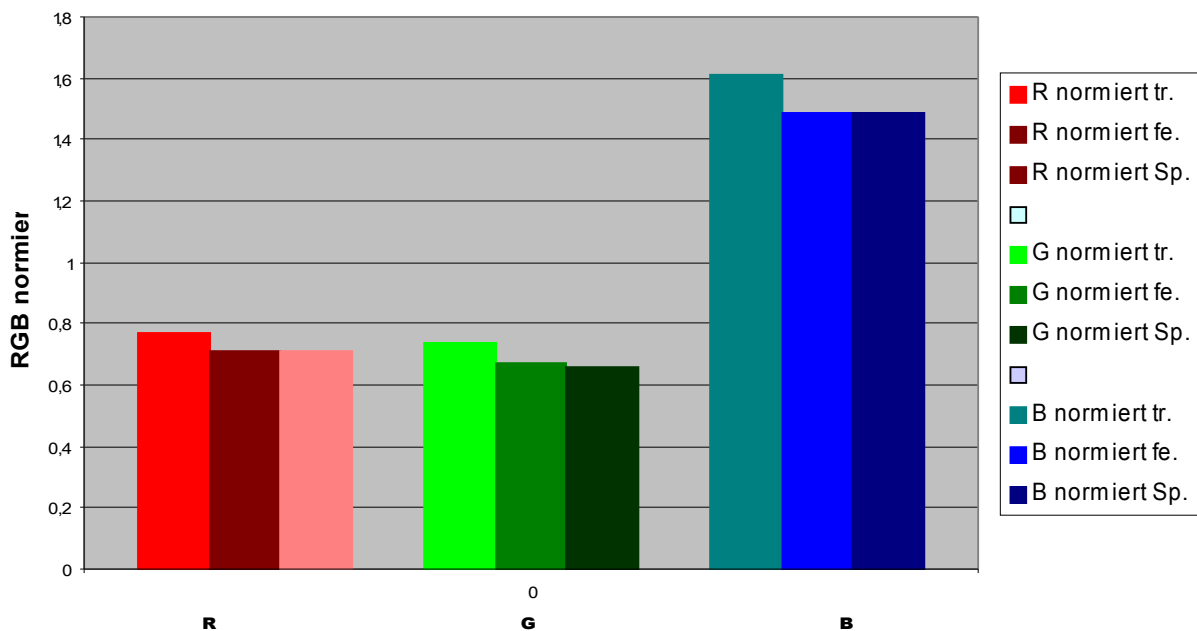


Abb. 4.2.2: Normierte Werte für Keramik (Zirkon) trocken (tr.), feucht (fe.) und Speichel (Sp.), Winkel 0°

Weiter zeigte diese Versuchsreihe, dass die Messergebnisse im trockenen Zustand unter einem Anstellwinkel von 0° höhere Werte aller drei Dioden zeigen.

4.2.3 Vergleich zwischen gebleichtem und nicht gebleichtem Schmelz

Schmelz wurde vor und nach H_2O_2 – Bleichung im trockenen Zustand mit einem Winkel von 0° sondiert. Die Abbildung 4.2.3 zeigt Unterschiede für die R, G, B Spektralbereiche.

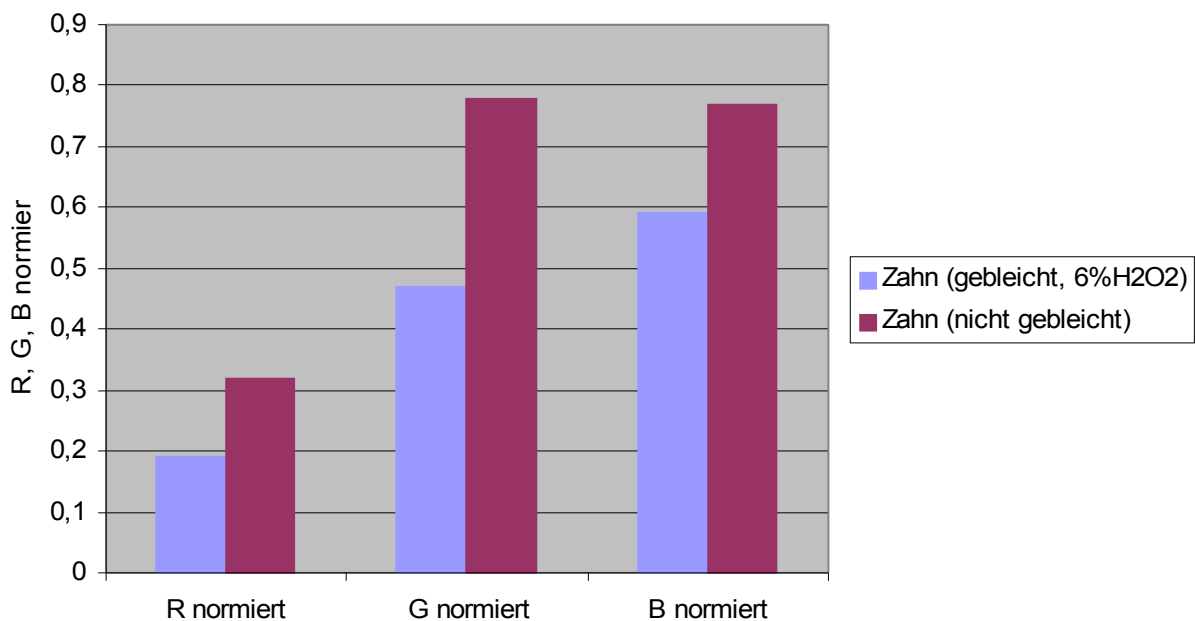


Abb. 4.2.3: Messung mit 0 Grad für gebleichten und nicht gebleichten Zahn

Die Abbildung 4.2.3 zeigt, dass die Dioden für den gebleichten Zahn im Mittel um 33% kleinere Werte als für den nicht gebleichten Zahn messen. Bleichen führt zu verringerter Fluoreszenzintensität.

Für den Zahn wurden im nicht gebleichten und gebleichten Zustand auch die IF – Werte für die trockene Messung mit 0° Grad errechnet. Wie die Abbildung 4.2.3.1 belegt, sind beide IF – Werte sehr ähnlich ($IF < 3$). Der gebleichte Zahn hat mit einem IF – Wert von 2,5 einen ca. 10 % geringeren Wert als der nicht gebleichte Zahn ($IF = 2,75$).

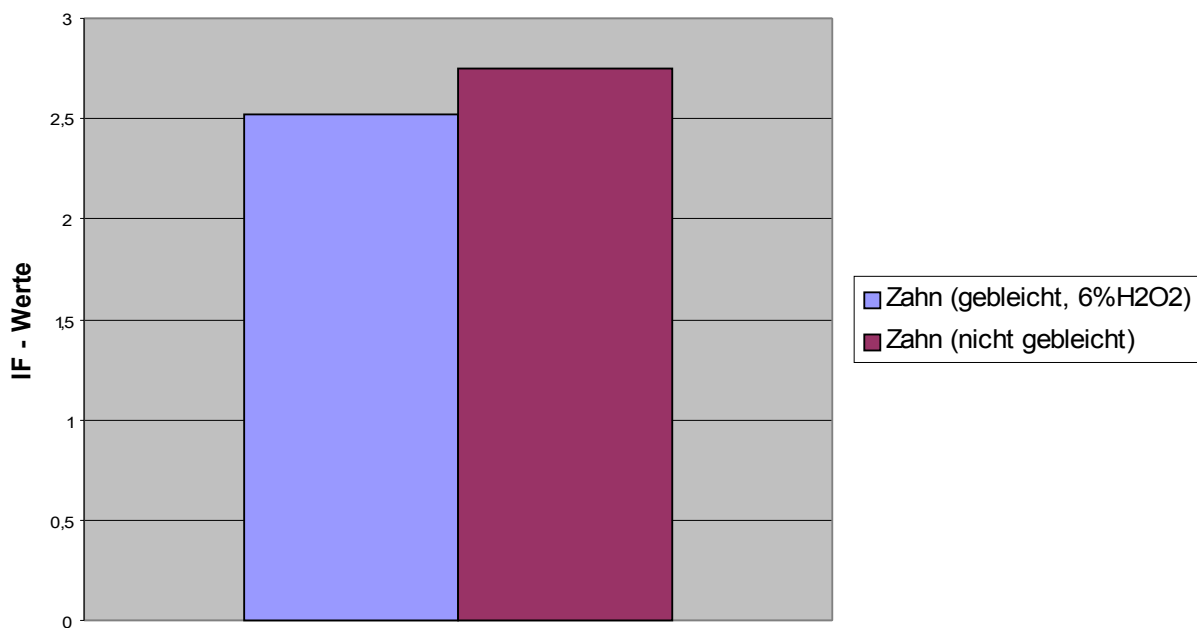


Abb. 4.2.3.1: IF – Werte für gebleichten und nicht gebleichten Zahn

4.3 Winkelmessungen

Es wurden Winkelmessungen aller Proben unter vier verschiedenen Anstellwinkeln der Sonde zur Probe (0°, 15°, 30°, 45°) unternommen, um mögliche Ergebnisunterschiede zu untersuchen. Im folgenden werden einige Ergebnisse exemplarisch dargestellt.

4.3.1 Gebleichter Molar

Der gebleichte Molar hat unter den gesunden Zahngeweben die niedrigste Signalintensität. Winkelmessungen an einem gebleichten Molaren (Zahn 17), der für 24 Stunden mit einer 6% H_2O_2 – Lösung gebleicht wurde, zeigen, dass die R, G, B – Werte mit höheren Winkel abnehmen.

Die Abbildung 4.3.1 zeigt, dass bei 0 Grad (Sonde senkrecht zum Zahn) die R, G, B – Werte am höchsten. Wird die Sonde flacher an den Zahn gehalten, nehmen die Werte ab.

Es ist zu erkennen, dass zum Beispiel der R normierte Wert bei Winkelmessungen von 0 - 45 Grad, von ca. 0,3 auf 0,15 absinkt. Das bedeutet, dass bei senkrechtem Einfall 30 % der Signalintensität der Eichbox im roten Spektralbereich erreicht werden. Mit 45 Grad sind es nur noch 15 %. Die Werte geben die Winkelabhängigkeit der zu messenden Probe wieder.

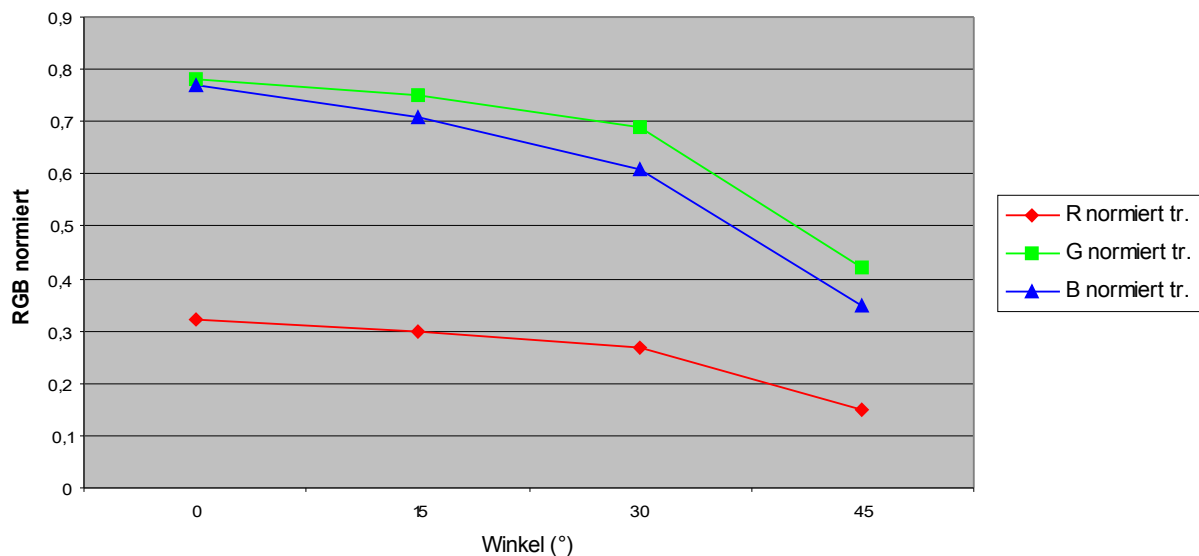


Abb. 4.3.1: Abhängigkeit der normierten R, G, B – Werte in Abhängigkeit vom Anstellwinkel (0°- 45°) am Beispiel eines gebleichten Molaren (6% H_2O_2)

4.3.2 Keramik

Zirkon hat die höchste Signalintensität unter den Werkstoffen.

Die Ergebnisse der Winkelmessungen an trockener Keramik (Zerkon Smart; Hersteller: Degussa) belegen, dass die R, G, B – Werte bei 0° die höchsten Werte erreichen. Wird die Sonde schräger gehalten, steigt der Winkel der optischen Sonde zum Zahn an, und die Werte nehmen ab. Das heißt, je flacher der Winkel, desto kleiner die R, G, B – Werte. Die Abbildung 4.3.2 zeigt, dass der R normierte Wert bei Winkelmessungen von 0 - 45 Grad, von ca. 80 % der Normlichtquelle auf ca. 20 % absinkt. Das zeigt, dass hier eine stärkere Winkelabhängigkeit vorliegt als beim gebleichten Molar.

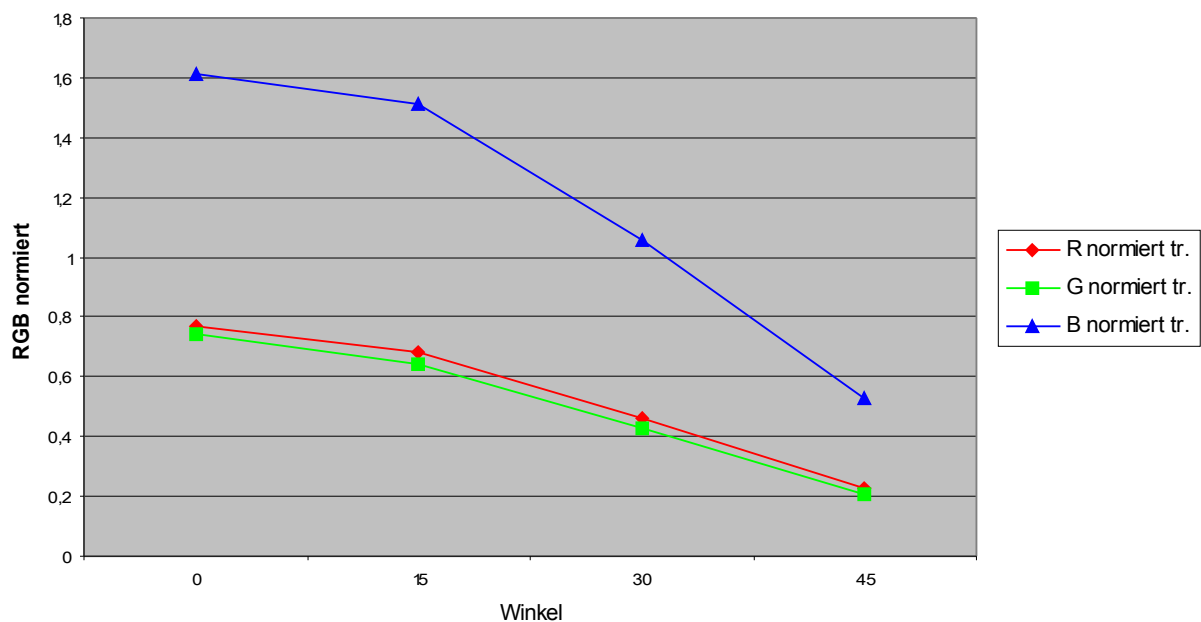


Abb. 4.3.2: Winkelmessung mit Keramik_

Die R, G, B – Werte nehmen bei Messungen mit verschiedenen Winkeln um etwa den gleichen prozentualen Anteil ab.

4.3.2.1 IF – Werte Keramik

Der IF – Wert (Infektionsfaktor) wird aus dem gewichteten Verhältnis der normierten R, G, B - Werte berechnet. Die Abbildung 4.3.2.1 zeigt, dass der IF – Wert nicht durch den Neigungsgrad der Sonde zum Messgut beeinflusst wird.

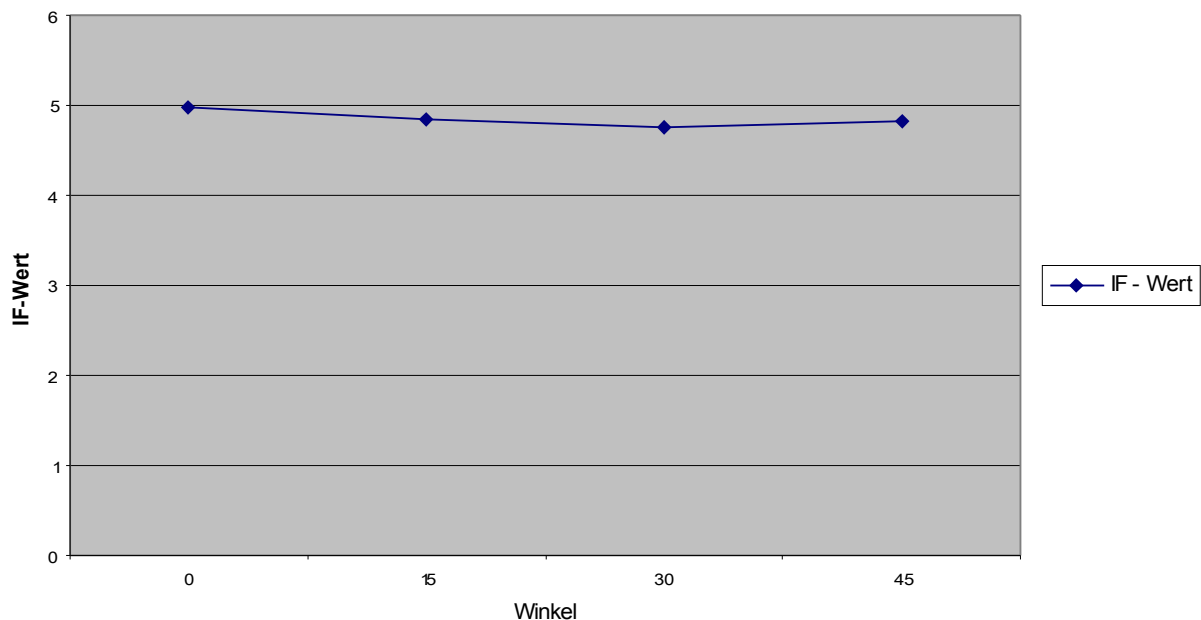


Abb. 4.3.2.1: IF – Werte für Winkelmessung mit Keramik

Im Mittel lag der IF – Wert bei dieser Messreihe bei 4,9 und hatte eine Standardabweichung von 1,7 %. Diese geringe Abweichung verdeutlicht auch, dass die R, G, B - Werte sich fast proportional zueinander bei verschiedenen Winkeln verändern. Wäre dies nicht der Fall, würden die IF – Werte stark variieren und die Messergebnisse bei verschiedenen Winkeln wären nicht vergleichbar.

4.3.3 Gold

Gold hat die höchste Signalintensität im roten Bereich bezogen auf alle nicht körpereigenen Materialien.

Die Messergebnisse mit dem Werkstoff Gold (Bio Porta) zeigen, dass bei einer Messung mit 0 Grad die R, G, B – Werte am höchsten waren. Schon bei einem Anstellwinkel von 15 Grad sind die R – Werte von 1,4 auf 0,35 abgefallen. Messungen mit einem flacheren Winkel als 15° waren nicht möglich, da die R, G, B – Werte zu gering waren und kein Messergebnis zustande kam.

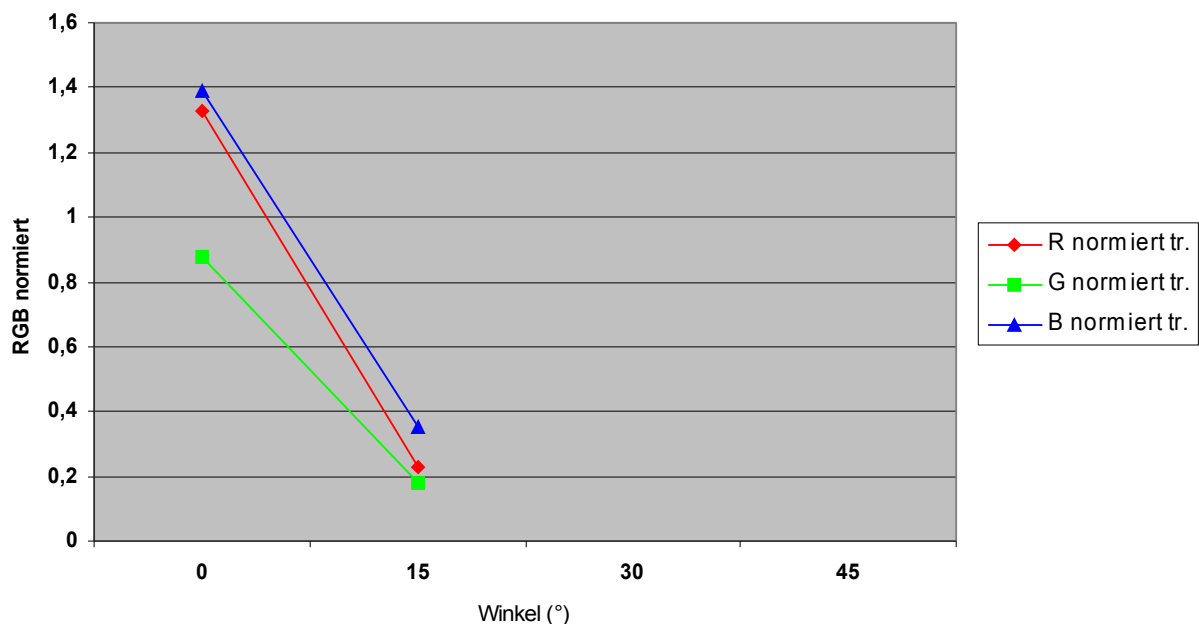


Abb. 4.3.3: Abhängigkeit der normierten R, G, B – Werte in Abhängigkeit vom Einstellwinkel (0°- 45°) der Sonde am Beispiel von Gold

Zusammenfassend ist man für das Kapitel 4.3 Winkelmessungen zu dem Ergebnis gekommen, dass je flacher der Anstellwinkel der Messsonde zum Untersuchungsgut ist, desto kleiner wird die Signalintensität.

Unterschiedliche Proben zeigen eine unterschiedlich stark ausgeprägte Winkelabhängigkeit.

Die metallische Probe Gold zeigte die stärkste Winkelabhängigkeit. Der gebleichte Zahn hatte eine geringe Winkelabhängigkeit bezüglich der Signalhöhe.

4.3.4 IF – Werte aller untersuchten Proben bei 45°

Die Messungen mit 45 Grad ergaben ähnliche IF – Werte wie die mit 0 Grad gemessenen Proben. Die Abbildung 4.3.4 zeigt, dass der Glasionomierzement Ketac Cem mit einem Wert von 8,5 den höchsten Wert unter den nicht metallischen Werkstoffen erreichte. Bei den metallischen Werkstoffen konnte für Gold und die NEM Legierungen kein IF – Wert für die Messung mit 45 Grad ermittelt werden. Titan erreichte einen Wert von 5,9.

Im Durchschnitt erreichten hier die nicht metallischen Werkstoffe einen IF – Wert von 4,5 und die metallischen einen Wert von 5,2. Der IF – Wert für die nicht metallischen Werkstoffe ist um 0,2 gestiegen, und der IF – Wert für die metallischen Werkstoffe ist um 1,7 kleiner geworden.

In dieser Messreihe erreichte das Dentin unter den Zahnhartsubstanzen ebenfalls den höchsten Wert mit 4,3. Den niedrigsten Wert erreichte der gebleichte Zahnschmelz mit einem Wert von 2,5. Im Durchschnitt errichten hier die Zahnhartsubstanzen einen Wert von 3,2. Das ist ein IF – Wert der um 0,1 kleiner ist als bei der Messung mit 0 Grad.

Die signifikant höchsten Werte erreichten auch hier die pathologischen Veränderungen. Zahnstein erreichte einen Wert von 25,7 und Karies einen von 26,1.

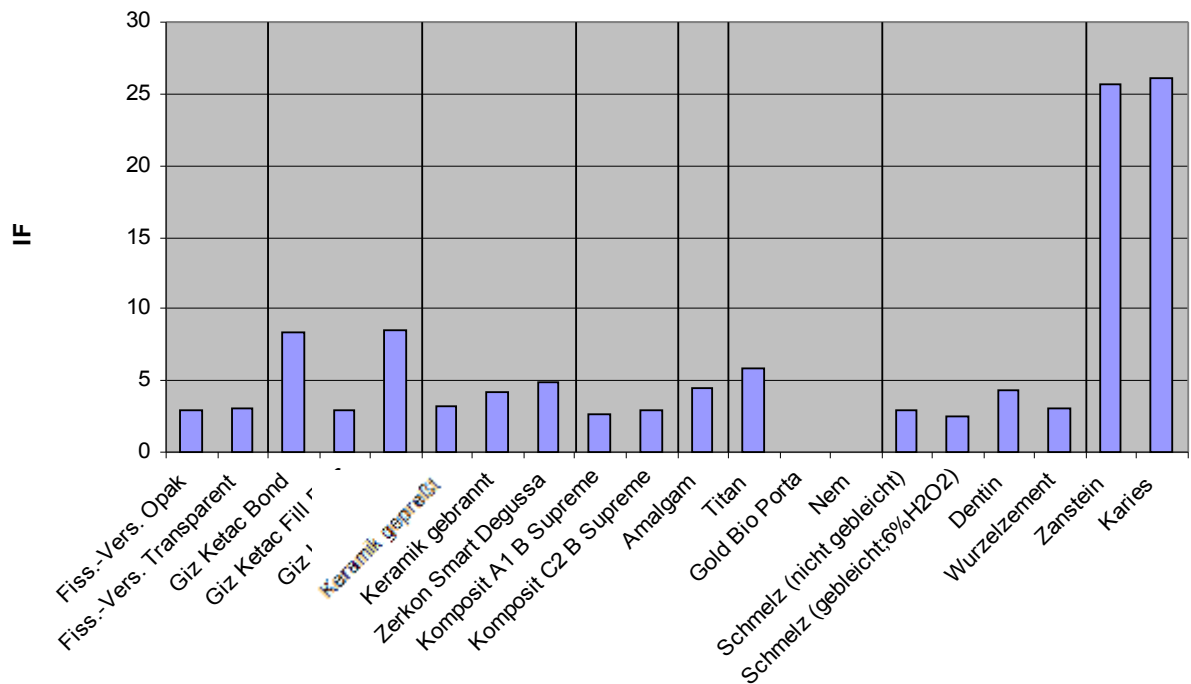


Abb. 4.3.4: Vergleich aller untersuchten Substanzen trocken unter einem Anstellwinkel von 45°

Zahnstein liefert auch unter 45° Anstellwinkel mehr als dreimal höhere IF – Werte als gesunde Zahnschubstanz oder Zahnersatzmaterialien.

Die Abbildung 4.3.4.1 zeigt für alle gemessenen Proben IF Abweichungen, die sich zwischen 0 Grad und 45 Grad ergeben. Errechnet wurde das Diagramm mit der Formel: $(IF\ 0^\circ - IF\ 45^\circ) / IF\ 0^\circ$. Das heißt, die Differenz der für 0° und 45° bestimmten IF – Werte wurde normiert auf IF 0°.

Die größte Abweichung war, wie oben erläutert, bei Gold und der NEM Legierung festzustellen. Weiter sieht man, dass für alle übrigen Proben die Abweichungen im Schnitt bei 10 Prozent lagen.

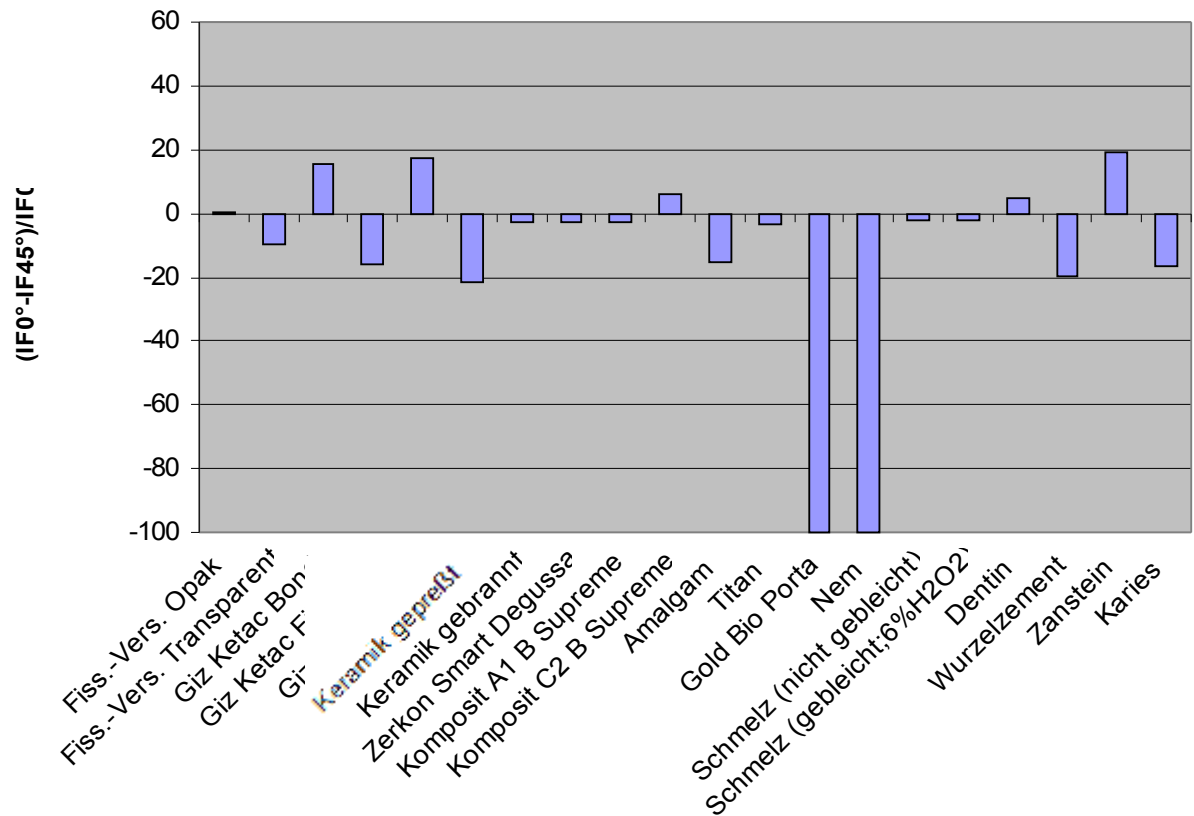


Abb. 4.3.4.1: IF Unterschiede für alle untersuchten Substanzen zwischen 0° und 45°

4.3.5 Vergleich Trockenfeld / Nassfeld

In dieser Messreihe wurde jede Probe trocken geblasen, mit Wasser und separat in einer weiteren Messung mit Speichel befeuchtet, zusätzlich wurde jede Probe mit diesen drei Umgebungsmedien auch auf unterschiedliche Winkel (0°-45°) untersucht. Ziel war es herauszufinden, ob unterschiedliche Winkel in Kombination mit den äußeren Umständen Messergebnisse beeinflussen können.

4.3.5.1 Keramik trocken, feucht und Speichel bei 0°- 45°

Die Abbildung 4.3.5.1 zeigt, dass die normierten R, G, B - Werte bei zunehmenden Winkel niedriger werden. Eine Winkelabhängigkeit bezüglich der Signalintensität ist zu erkennen. Hier wird deutlich, dass trockene Messungen bis zu einem Winkel von 15 Grad die höchsten Werte haben. Ab einem Winkel von 30 Grad haben trockene Messungen niedrigere Werte als feuchte.

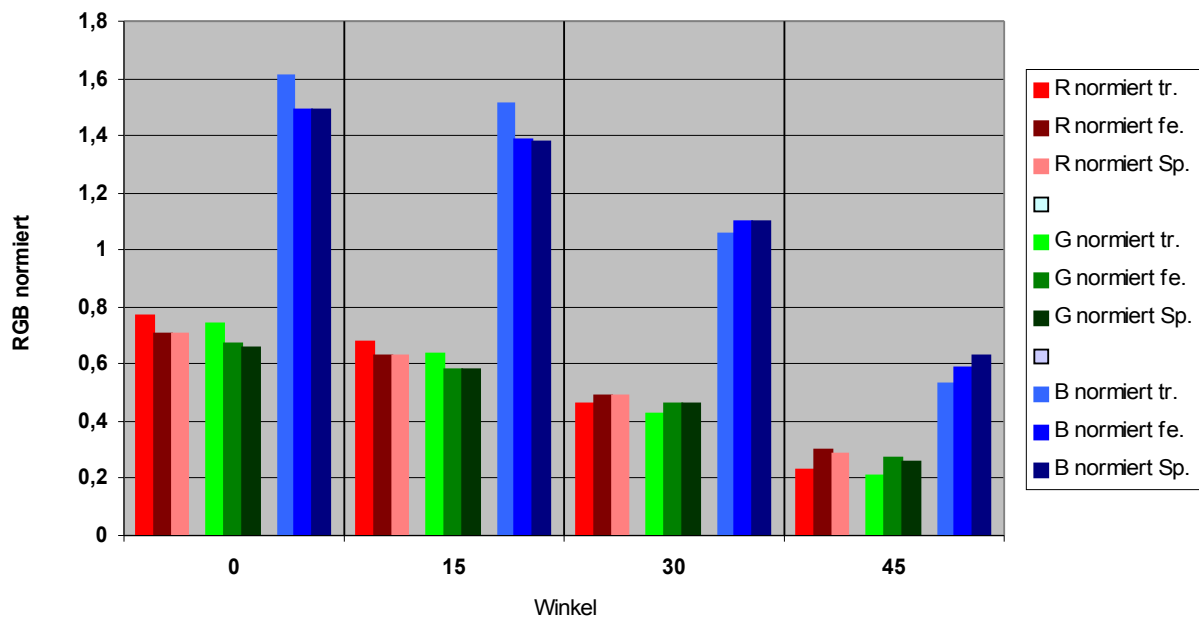


Abb. 4.3.5.1: Winkelmessung mit Keramik (Zirkon) tr., fe. und Sp. (0°- 45°)

4.3.5.2 Abweichungen zwischen Trockenfeld und Nassfeld am Beispiel Keramik (Zirkon)

Abweichungen in Prozent zwischen trockenen und feuchten Messungen bestehen. Errechnet wurden diese Prozentzahlen, indem die Differenz zwischen dem im trockenen Zustand gemessenen Wert und dem im feuchten (oder mit Speichel benetzten Wert) errechnet wurde. Dieses Ergebnis wurde mit 100 multipliziert und dann durch den Trockenwert dividiert.

Formel: $(tr.- fe.) \times 100 / tr.$ bzw. $(tr.- Sp.) \times 100 / tr.$ (d.h. Differenzen normiert auf Trockenwert)

Die Abbildung 4.3.5.2 zeigt, dass Messungen mit 0 Grad und 15 Grad eine positive Abweichung haben. Ab einem Winkel von 30 Grad haben diese eine negative Differenz zu den trockenen Messungen. Die befeuchtete Messsonde detektiert ab einem Winkel von 30 Grad höhere Werte für die R, G, B Dioden als im trockenen Zustand.

Messungen mit 0 und 15 Grad ergeben eine durchschnittliche Abweichung von etwa +8 Prozent. Die geringste Abweichung wurde beim Messwinkel von 30 Grad erhalten. Die durchschnittliche Differenz beträgt hier -6 Prozent. Die höchste prozentuale Abweichung wurde bei Messungen mit 45 Grad erreicht. Hier beträgt der Differenz -23 Prozent.

Weiter zeigen die Ergebnisse dieser Messreihe, dass bis zu einem Messwinkel von 30 Grad kaum prozentuale Unterschiede zwischen den Messungen, die mit Wasser befeuchtetes Messgut und mit Speichel benetztes Messgut beinhalten, bestehen. Lediglich zwei Einzelwerte zeigen minimale Abweichungen: Bei der Messung mit 0 Grad ergibt sich ein prozentualer Unterschied lediglich bei der G - Diode von 1 %. Die Messungen mit 15 Grad enthalten ebenfalls eine prozentuale Differenz von 1 % lediglich bei den B - Dioden.

Keine Unterschiede untereinander wurden bei Messungen mit einem Winkel von 30 Grad wahrgenommen.

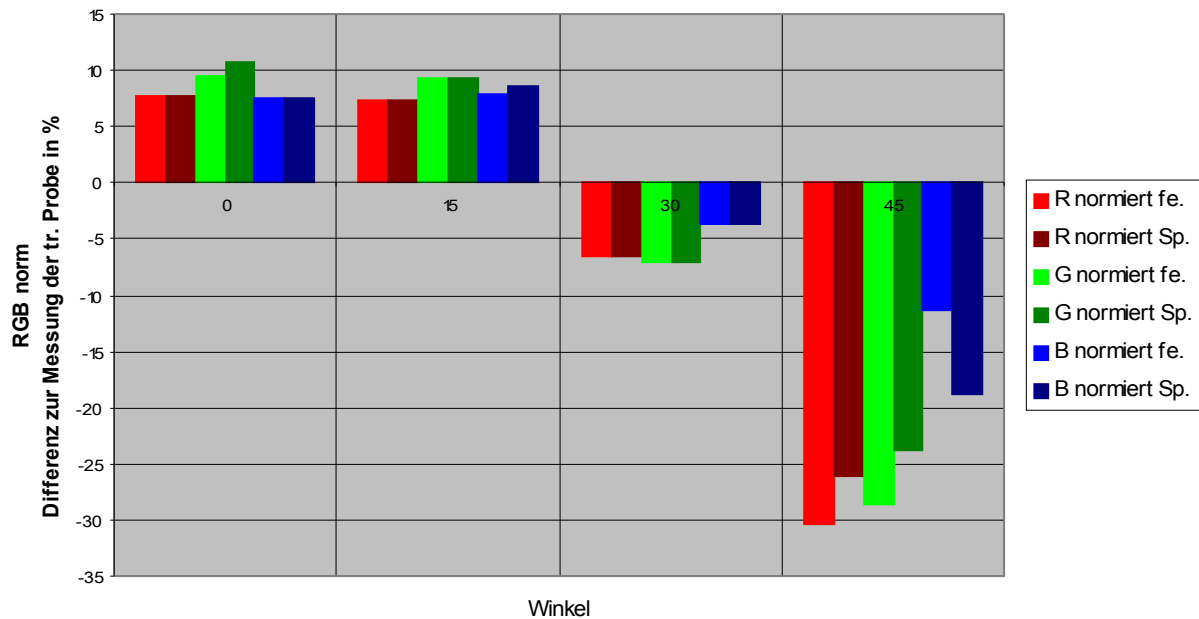


Abb. 4.3.5.2: Abweichungen der Messergebnisse (feucht, Speichel) im Vergleich zu trocken normierten Messungen für Keramik (Zirkon)

Weiter zeigt das Diagramm, dass die größten Abweichungen untereinander bei der Messung mit 45 Grad entstanden sind. Hier betrug die prozentuale Differenz zwischen der R - Diode (feucht) und der R - Diode (Speichel) 4 Prozent. Bei den G - Dioden betrug die Differenz 5 und bei den B – Dioden 8 Prozent. Weiter zeigt das Ergebnis, dass bei diesem Winkel die R Diode für die Speichel Messung eine kleinere Differenz misst, als die R Diode für die Wasser Messung. Die G Diode hat das gleiche Ergebnis. Die B Diode hat im Gegensatz zu den anderen Dioden eine größere Abweichung für die Speichel Messung als für die Messung mit Wasser.

4.3.5.3 IF – Werte für Keramik trocken, feucht und Speichel bei 0°- 45°

Der IF – Wert ist, wie oben beschrieben der Infektionsfaktor. Er wird aus den Werten der drei Dioden errechnet. Der IF – Wert soll am Untersuchungsgut eine pathologische Veränderung nachweisen.

Die Abbildung 4.3.5.3 zeigt, dass der IF – Wert sich bei allen gemessenen Winkeln in dieser Messreihe um den Wert 4,9 bewegte. Dieser Wert ist der Mittelwert aller gemessener IF – Werte. Die Standardabweichung um diesen Wert betrug 0,1 Skalenteile. Das heißt, dass der IF – Wert weder durch den Anstellwinkel der Sonde zur Probe, noch durch das Umgebungsmedium beeinflusst wird.

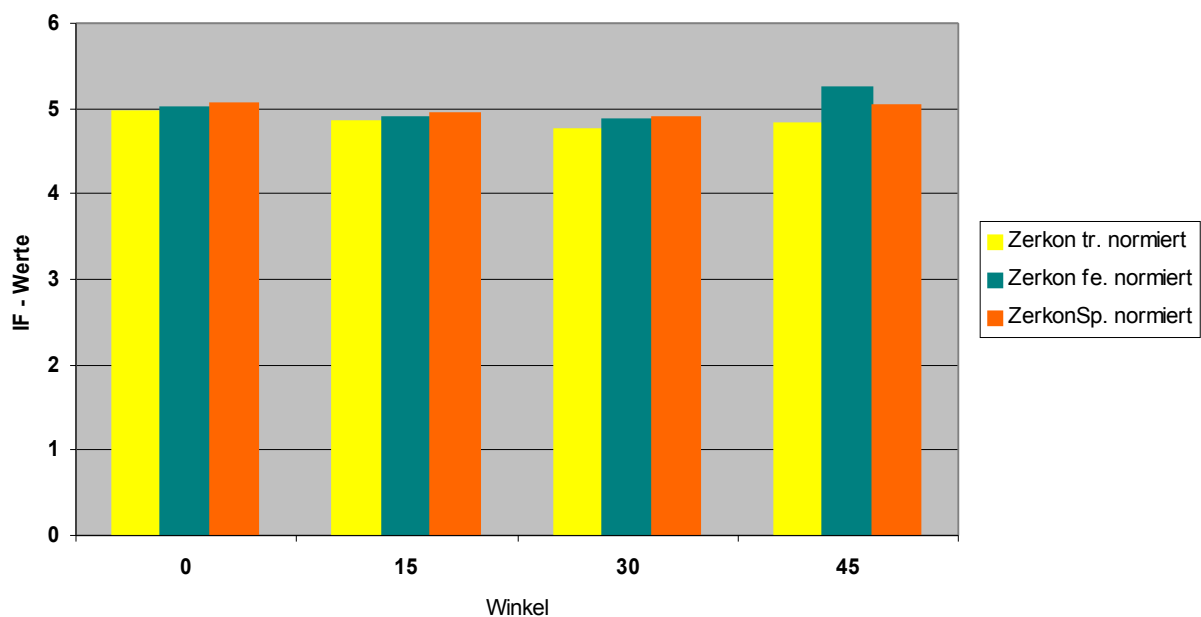


Abb. 4.3.5.3: IF – Werte Keramik (Zirkon) tr., fe. und Sp. (0°- 45°)

4.3.5.4 Abweichungen zwischen Trockenfeld und Nassfeld am Beispiel Dentin

Da Keramik relativ wenig fluoresziert, sollte auch eine Messung mit einer relativ stark fluoreszierenden Substanz zum Vergleich vorgenommen werden.

Die gleiche Messreihe wurde auch mit der Zahnhartsubstanz Dentin durchgeführt.

Die Abbildung 4.3.5.4 zeigt, dass Messergebnisse mit 0 Grad die geringste durchschnittliche Abweichung von ± 3 Prozent aufwiesen. Messungen mit 15 Grad ergaben eine durchschnittliche Abweichung von ± 7 Prozent. Mit 30 Grad ergab sich eine durchschnittliche Abweichung von ± 5 Prozent. Die größte durchschnittliche Abweichung ergab sich mit einem Messwinkel von 45 Grad. Hier betrug die Abweichung -18 Prozent.

Es ist zu erkennen, dass an Dentin, welches stärker fluoresziert, geringere Abweichungen als an Keramik gemessen worden sind. Im Durchschnitt hatte Keramik für alle Winkel eine Abweichung von 11 Prozent. Dentin hatte eine durchschnittliche Abweichung von 8 Prozent.

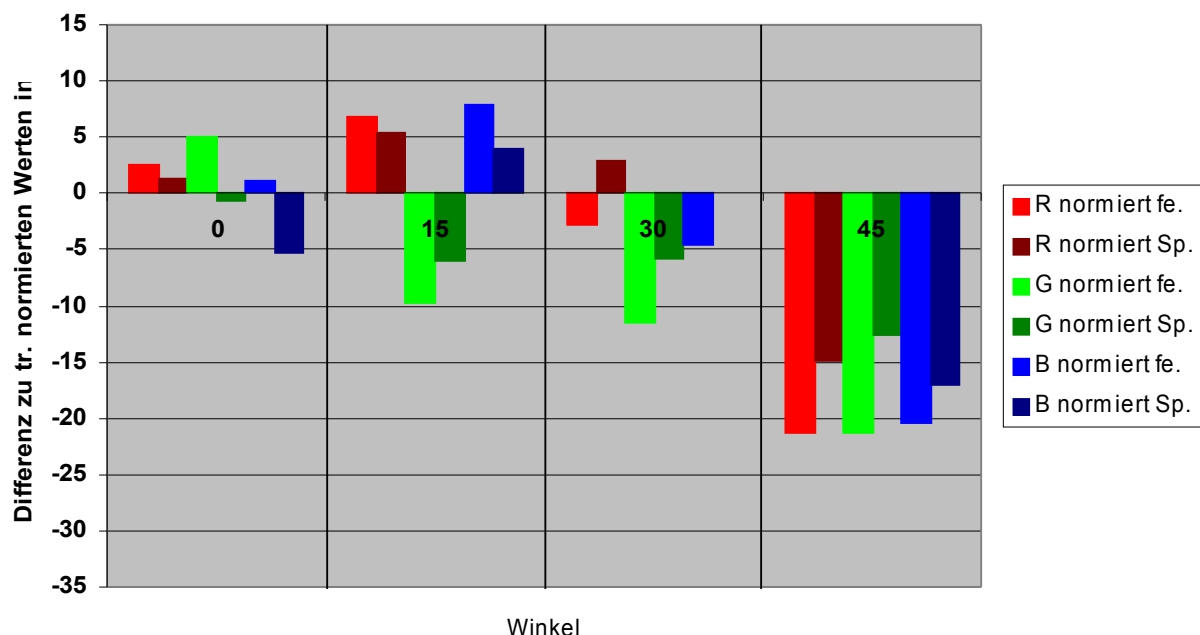


Abb. 4.3.5.4: Abweichungen der R, G, B Werte für Dentin für unterschiedliche Umgebungsmedien: Wasser, Speichel im Vergleich zu trocken Messungen

Weiter zeigt das Diagramm, dass die Dioden im Winkel von 0 Grad bis 30 Grad teilweise positive, teilweise negative Abweichungen im Messverhalten zeigten. Hier ist ein Unterschied zu den Messungen mit Zirkon zu erkennen. Diese waren lediglich im positiven oder negativen Bereich pro Winkel. Die Messungen mit 0 Grad zeigten, dass die R- und die B-Diode positive Unterschiede für das im feuchten Zustand gemessene Messgut hatten und negative Abweichungen für das Dentin, welches mit Speichel benetzt worden war. Messungen mit 15 Grad zeigten lediglich eine prozentual negative Veränderung für die G-Diode. Mit 30 Grad sondiertes Dentin zeigte nur für die R-Diode, welche mit Speichel benetzt wurde, eine positive Abweichung. Der Rest lag im negativen. Lediglich die Messung mit 45 Grad zeigte bei allen Dioden, sowohl im feuchten, als auch im mit Speichel benetzten Zustand, nur negative Unterschiede auf. Hier sind die Ergebnisse mit den Zirkonwerten vergleichbar.

Im Durchschnitt variierten die normierten R, G, B - Werte für die Messungen, die mit Wasser befeuchtetes Messgut und mit Speichel befeuchtetes Messgut beinhalteten für alle Winkel um 5 Prozent.

4.4 In vivo Untersuchungen vor und nach professioneller Zahnreinigung

Nachdem In-vitro-Untersuchungen abgeschlossen wurden, wurden In-vivo-Untersuchungen an zwölf Patienten unternommen.

4.4.1 Rotfluoreszenz

Um zu prüfen, ob die Messsonde auch unter klinischen Bedingungen brauchbare Werte liefert, wurde eine In-vivo-Messung vorgenommen. Dabei wurden jeweils zwölf Zähne mit Zahnstein, zwölf entzündete Zahnfleischtaschen und zwölf mit Plaque besiedelte Zähne vor dem Messvorgang von einem Zahnarzt der Praxis „Die Plus Zahnärzte“ diagnostiziert.

Im Folgenden zeigen die Abbildungen 4.4.1 – 4.4.3 separat die Auswertungen für Zahnstein, entzündete Taschen und Plaque.

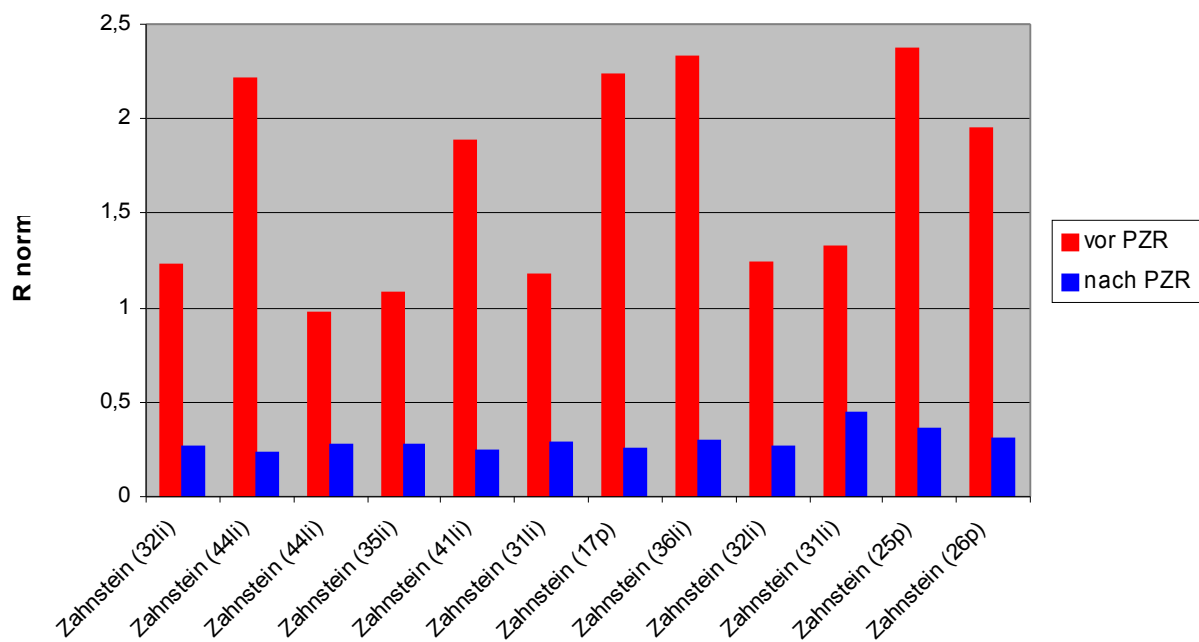


Abb.4.4.1: Normierte R – Werte für Zahnstein vor und nach professioneller Zahnreinigung; Kürzelerklärung: li = lingual (zur Zunge gerichtet); v = vestibulär (zum Mundvorhof gerichtet); p = palatinal (zum Gaumen gerichtet)

Die Abbildungen 4.4.1–4.4.3 zeigen deutlich erhöhte R - Werte für Messungen der pathologischen Veränderungen vor einer professionellen Zahnreinigung.

Im Durchschnitt lag der normierte R Wert für den Zahnstein vor der Reinigung bei 1,7. Nach der Zahnreinigung betrug der Wert nur noch im Durchschnitt 0,3. Das ist eine prozentuale Senkung um 82,5 Prozent.

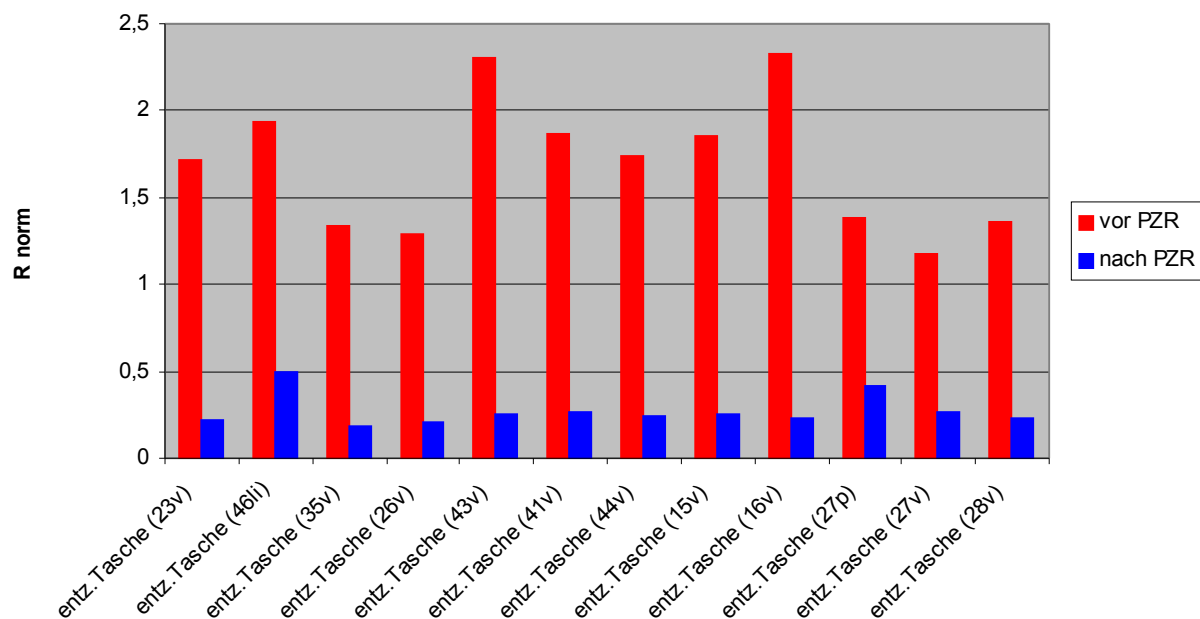


Abb.4.4.2: R normierte Werte für entzündete Taschen (Gingivitis) vor und nach professioneller Zahnreinigung

Entzündete Zahnfleischtaschen wiesen einen durchschnittlichen R-norm-Wert vor der Zahnreinigung von 1,7 auf. Nach der Reinigung zeigten diese Stellen nur noch einen Wert von 0,3. Das entspricht einer prozentualen Senkung um 84 Prozent.

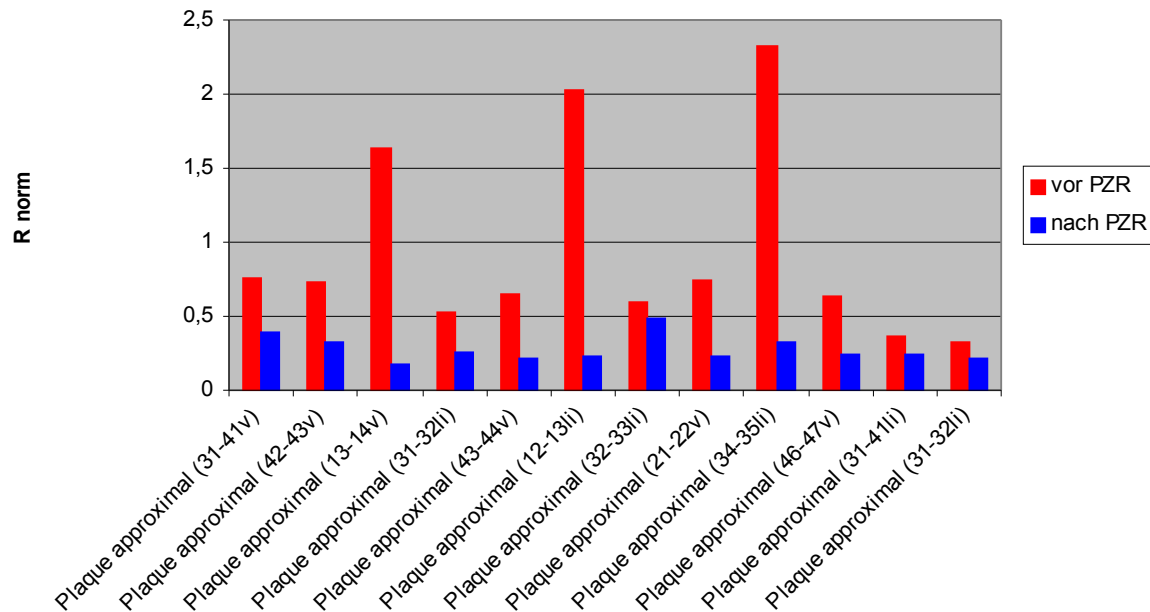


Abb.4.4.3: R normierte Werte für Plaque vor und nach professioneller Zahnreinigung

Die Abbildung 4.4.3 zeigt eine hohe Schwankungsbreite der R-norm-Werte vor der professionellen Zahnreinigung. Teilweise sind auch unauffällig niedrige Werte vor der Reinigung zu erkennen, welche jedoch nach der Reinigung geringer werden.

Plaque hat vor der Zahnreinigung einen durchschnittlichen Wert von 0,9 und eine hohe Standardabweichung von 0,7. Nach der Reinigung hatten diese Stellen nur noch einen Wert von 0,3 und eine Standardabweichung von 0,1. Das entspricht einer prozentualen Senkung des Diodenwertes um 71 Prozent.

Diese In-vivo-Versuchsreihe zeigt deutlich, dass die Messsonde für Zahnstein, Plaque und Gingivitis vor der professionellen Zahnreinigung im Schnitt 79,3 Prozent höhere R-Diodenwerte angab.

Die Zusammenfassung der Ergebnisse dieser Messreihe ist in Abbildung 4.4.4 dargestellt. Das Diagramm zeigt die oben genannten Mittelwerte für die pathologischen Veränderungen vor und nach der professionellen Zahnreinigung und die dazugehörige Standardabweichung.

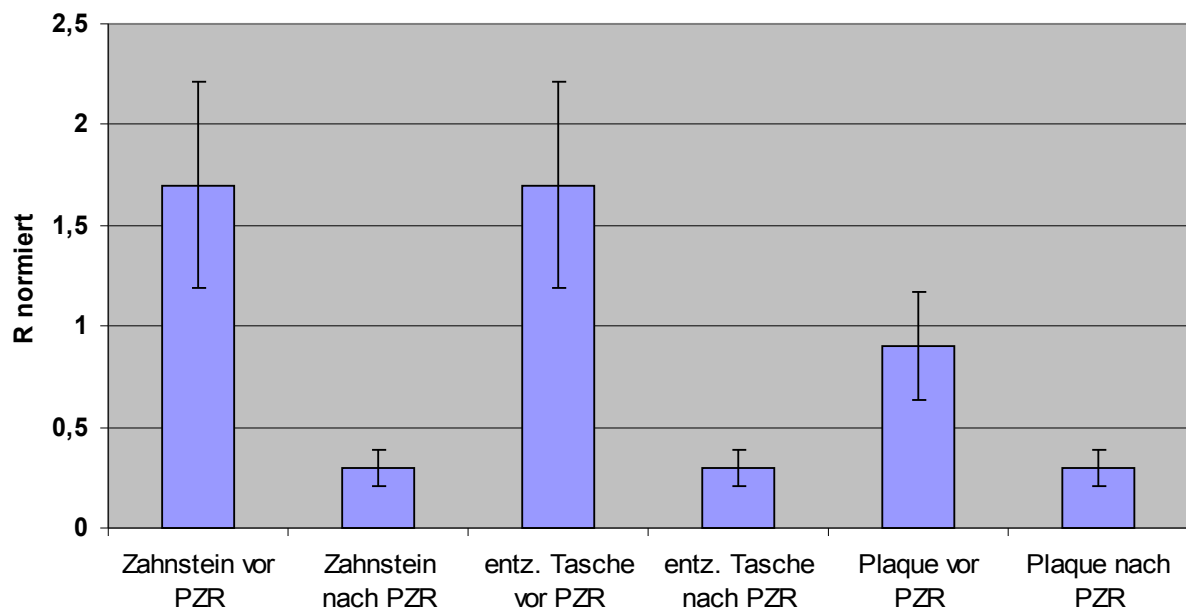


Abb.4.4.4: Zusammenfassung der pathologischen Veränderungen mit Mittelwert und Standardabweichung vor und nach professioneller Zahnreinigung

Das Diagramm zeigt, dass nach der professionellen Zahnreinigung die Werte für die drei pathologischen Veränderungen gleich sind ($R_{\text{norm}} = 0,3$). Zahnstein und entzündete Taschen haben vor der Reinigung einen mehr als fünfmal so hohen Wert wie nach der Reinigung. Plaque hat vor der Reinigung einen dreimal höheren Wert als nach der professionellen Zahnreinigung.

4.4.2 IF - Werte

Nachdem diese drei Krankheitszustände in vivo untersucht worden waren und die R, G, B – Werte notiert wurden, wurde ebenfalls der IF – Werte errechnet. Die Abbildungen 4.4.5 - 4.4.7 zeigen, dass vor der Zahnreinigung höhere IF – Werte errechnet worden sind als nach der Zahnreinigung.

Die zwölf gemessenen Stellen mit Zahnstein hatten einen durchschnittlichen IF – Wert von 27,5 vor der professionellen Zahnreinigung. Nach der Reinigung hatten diese Stellen einen durchschnittlichen Wert von 3,7. Das ist ein IF – Wert, der um 87 Prozent abgenommen hat.

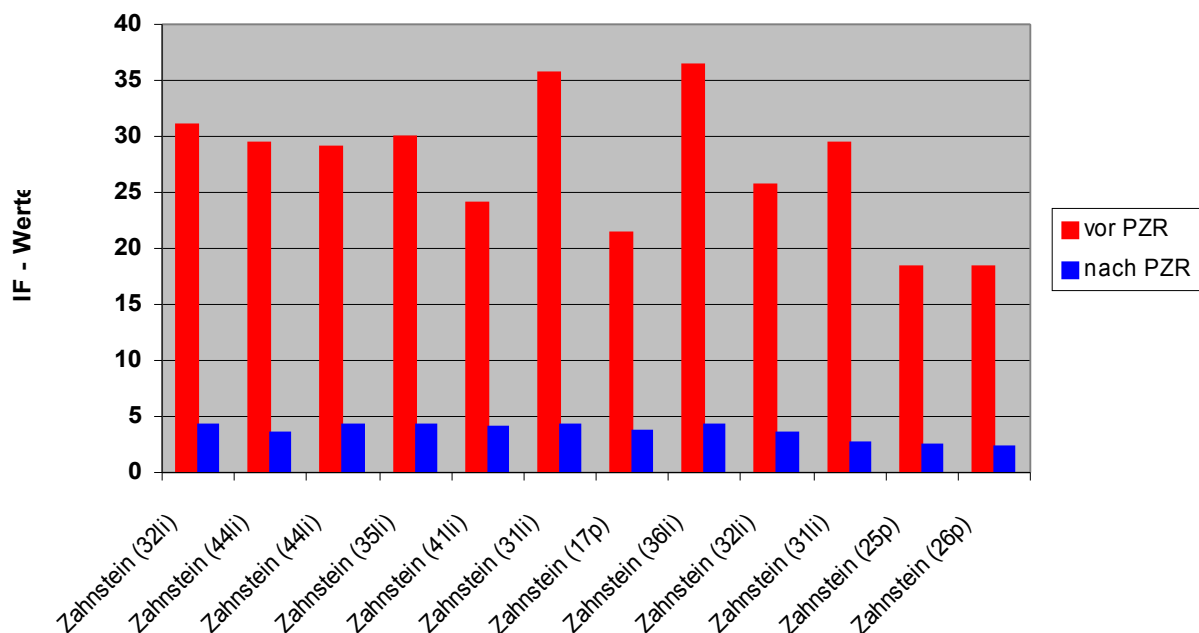


Abb.4.4.5: IF – Werte für Zahnstein vor und nach professioneller Zahnreinigung

Die untersuchten entzündeten Zahnfleischtaschen (Gingivitis), die vor der Reinigung noch einen durchschnittlichen IF – Wert von 27,7 hatten, hatten nach der Reinigung einen durchschnittlichen Wert von 4,7. Das ist eine Senkung des IF – Wertes um 83,2 Prozent.

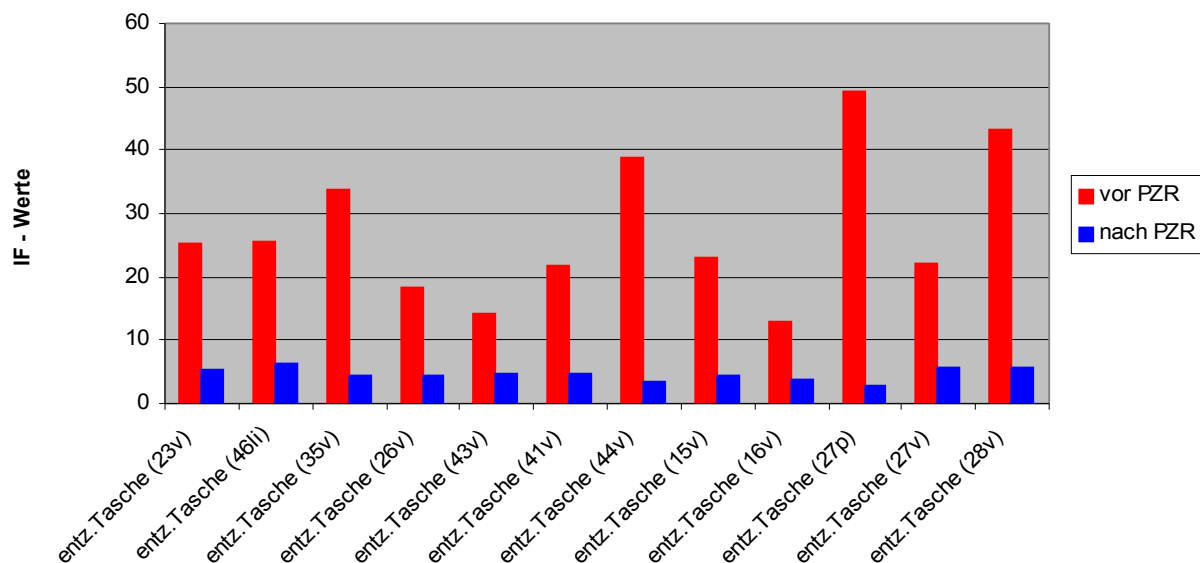


Abb.4.4.6: IF – Werte für entzündete Taschen (Gingivitis) vor und nach professioneller Zahnreinigung

Die zwölf ausgesuchten Stellen, die mit Plaque besiedelt waren, hatten einen durchschnittlichen IF – Wert von 27,1. Nach der Reinigung betrug der Wert im Durchschnitt 5,5. Dieses Ergebnis entspricht einer Prozentualen Senkung des IF – Wertes nach der Zahnreinigung um 80 Prozent.

Das Diagramm 4.4.7 zeigt, dass die Schwankungsbreite für Plaque sowohl vor als auch nach PZR groß ist. Der höchste IF – Wert nach PZR beträgt 8,86, der niedrigste 2,17. Der höchste Wert vor der Reinigung beträgt 49,69, der niedrigste 11,75.

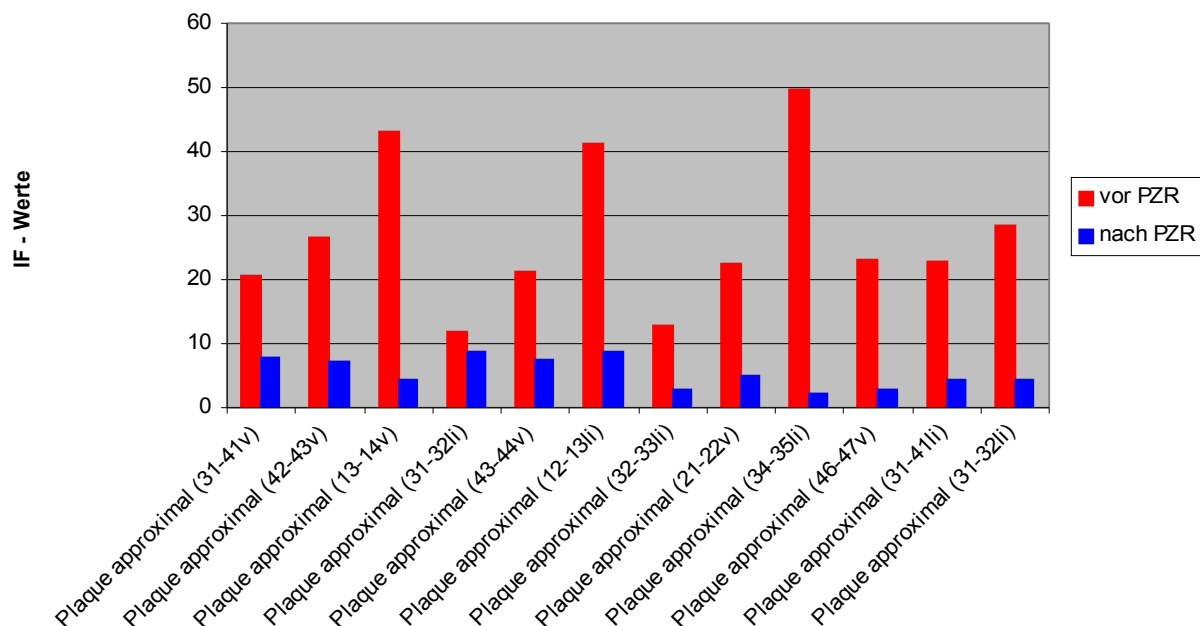


Abb.4.4.7: IF – Werte für Plaque vor und nach professioneller Zahnreinigung

Das Ergebnis dieser Untersuchung hat gezeigt, dass pathologisch veränderte Areale durch einen entsprechend hohen IF - Wert von der Sonde erkannt werden. Stellen, die nach der Zahnreinigung keinen Zahnstein und Plaque aufwiesen, wurden ebenfalls richtig diagnostiziert. Vor der professionellen Zahnreinigung hatten die pathologisch veränderten Stellen einen IF – Wert von im Durchschnitt 27,3. Nach der professionellen Reinigung hatten diese Stellen im Durchschnitt einen Wert von 4,6. Das ist ein um 83,1 Prozent niedrigerer IF – Wert nach der Reinigung.

Die Zusammenfassung der Ergebnisse dieser Messreihe ist in Abbildung 4.4.8 dargestellt. Das Diagramm zeigt die oben genannten Mittelwerte für die pathologischen Veränderungen vor und nach der professionellen Zahnreinigung und die dazugehörige Standardabweichung.

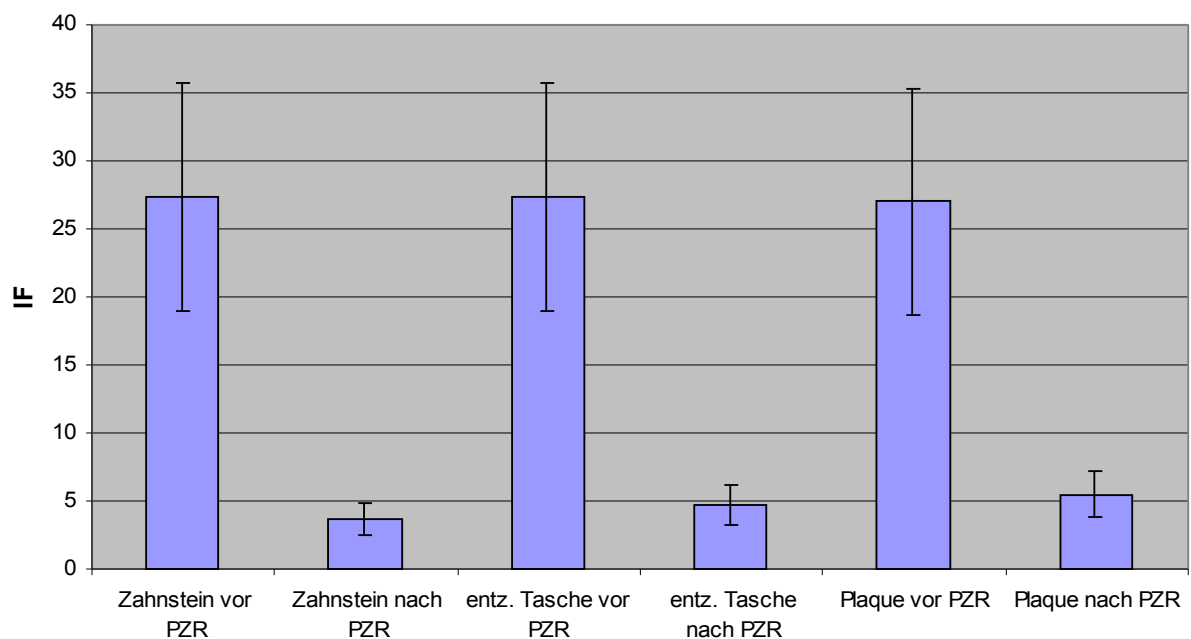


Abb.4.4.8:Zusammenfassung der pathologischen Veränderungen als IF - Werte mit Mittelwert und Standardabweichung vor und nach professioneller Zahnreinigung

Vor der professionellen Zahnreinigung ist der IF – Wert für alle drei Veränderungen ähnlich ($IF \approx 27$). Nach der professionellen Zahnreinigung ergeben sich leicht unterschiedliche IF – Werte ($IF\ 3,7-5,5$). Alle Werte sind jedoch innerhalb ihrer Standardabweichung.

Die Abbildung 4.4.9 zeigt die gemessene relative Reduktion nach einer professionellen Zahnreinigung der R-normierten Werte und die der IF – Werte. Während der Untersuchung von Zahnstein und entzündeten Taschen (Gingivitis) hatten sowohl die IF – Werte als auch die R-normierten Werte mehr als fünfmal höhere Werte vor der professionellen Zahnreinigung als nach der professionellen Zahnreinigung. Die IF – Werte waren ein leicht besseres Kriterium als die R-normierten Werte.

Für Zahnstein ergaben sich für die IF – Werte vor der Reinigung 7,4 mal höhere Werte vor als nach der Reinigung. Die R-normierten Werte hatten 5,6 mal höhere Werte vor der Reinigung. Für entzündete Taschen ergaben sich für die IF – Werte vor der Reinigung 5,8 mal höhere Werte als nach der Reinigung. Für die R-normierten Werte ergaben sich 5,6 mal höhere Werte. Für Plaque ergaben sich für die IF - Werte vor der Reinigung fast fünfmal höhere Werte als nach der Reinigung. Für die R-normierten Werte gab es dreimal höhere Werte. Das zeigt, dass durch zusätzliche Bewertung des B und G Spektralbereiches eine Verbesserung des Auflösungsvermögens um ca. 60 % erreicht wird. Die Einführung des IF – Faktors erleichtert die Diagnose eindeutig.

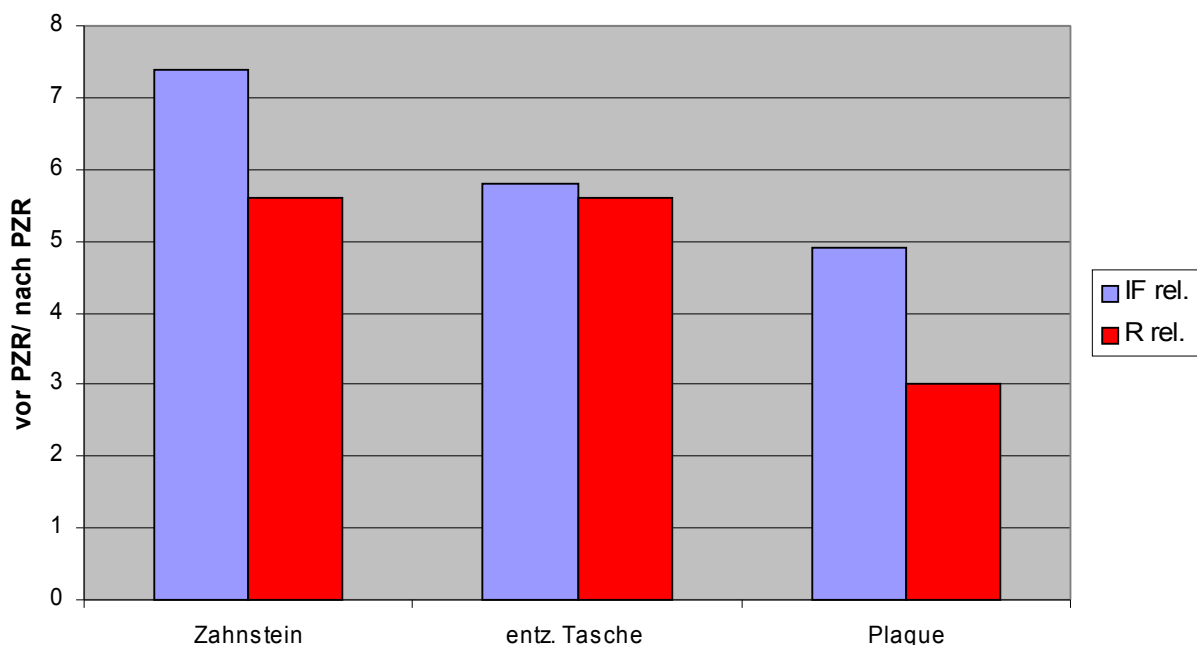


Abb.4.4.9: Diagnostisches Auflösungsvermögen: Mittelwert der Parameter IF bzw. R_{norm} vor PZR normiert auf die entsprechenden Werte nach PZR

In allen Fällen erlaubt der IF – Wert eine bessere Diskrimination der Zustände vor und nach PZR als dies durch die ausschließliche Verwendung der Rot – Werte möglich ist.

5. Diskussion

Die hier vorliegende Arbeit bezieht sich auf ein Diagnoseverfahren, welches mittels Fluoreszenzdetektion pathologische Veränderungen an Zähnen, wie Karies, Plaque und Zahnstein diagnostiziert.

Ein Schwerpunkt dieser Untersuchung lag in der Messung unterschiedlicher Materialien. Es wurden alle Zahnhartsubstanzen sowie diverse Zahnersatzmaterialien sondiert. Weiter wurden verschiedene Anstellwinkel (0 – 45 Grad) der Fluoreszenzsonde zur Probe untersucht. Als drittes wurden unterschiedliche Umgebungsmedien (trocken, feucht, Speichel) sondiert. Es sollte geklärt werden, ob verschiedene Umgebungsmedien oder eine Sondierung mit unterschiedlichen Winkeln die Diagnostik beeinflussen.

Vor der Untersuchung am Messobjekt wurde die Leistung der Sonde überprüft. Wie die Abbildungen 4.1.1.1 (In-vitro-Messung) und 4.1.1.2 (In-vivo-Messung) belegen, hat die Sonde mit einem Mittelwert der Leistung von $26\mu\text{W}$ (in vitro und in vivo) und einer Standardabweichung von $\leq 0,5\mu\text{W}$ also eine konstante optische Ausgangsleistung.

Danach wurde mit der Eichbox der Sensor der Sonde geprüft. Es stellte sich heraus, dass bei vorausgesetzt gleicher Lichtintensität der Eichbox sich die R, G, B – Werte minimal änderten ($<3\%$). Die Abbildung 4.1.2.1 zeigt auch, dass die R, G, B – Werte untereinander variieren und sich nicht im prozentual gleichen Verhältnis zueinander verändern. Somit ist deutlich, dass es keine systematischen Änderungen, wie zum Beispiel Abfall mit der Zeit, gab.

Die Abbildung 4.1.2.2 zeigt minimale Schwankungen der IF – Werte für die Eichbox. Weiter zeigt das Diagramm 4.1.2.3 die einzelnen Dioden mit deren ermittelten Mittelwerten und Standardabweichungen. Es ist zu erkennen, dass die Standardabweichung für die drei Dioden unter 3 Prozent liegt. Das erklärt die minimale Veränderung der IF – Werte und zeigt, dass die minimalen Schwankungen der Eichbox oder der Sensorempfindlichkeit (RGB) nicht in der Lage sind die Messergebnisse durch falsches Eichen der Sonde falsch widerzugeben.

Danach wurde mit In-vitro-Untersuchungen an extrahierten Zähnen und Werkstoffen angefangen. Zuerst wurden alle Werkstoffe, Zahnhartsubstanzen und deren pathologische Veränderungen mit der Sonde senkrecht zur Probe in einem Winkel von

0 Grad trocken gemessen. Alle untersuchten Proben konnten messtechnisch erfasst werden.

Keramik hatte die höchste Intensität bei den Werkstoffen, gebleichter Schmelz die niedrigste Intensität unter den Zahnhartsubstanzen. Aus diesem Grund wurde entschieden, die Einzelergebnisse dieser Proben später exemplarisch darzustellen.

Eine auf dem Markt befindliche optische Sonde (Diagnodent) bewertet ausschließlich die Rotfluoreszenz der Probe, um dem Behandler ein Kriterium für die Diagnose bereitzustellen. So wurden auch in dieser Untersuchung separat die R – Werte untersucht.

Die Abbildung 4.2.1.1 zeigt die normierten R Werte. Es ist zu erkennen, dass Werkstoffe und gesunde Zahnhartsubstanzen unter einem Wert von 1,4 bleiben. Pathologische Veränderungen liegen darüber. Das zeigt, dass ab einem Wert von 1,4 für die R Diode von einer pathologischen Veränderung ausgegangen werden muss. Diese Untersuchung hat gezeigt, dass sehr hohe R – Werte bei senkrechtem Lichteinfall erzielt werden können. Sehr hohe Rotwerte erlauben das Erkennen einer infektiösen Veränderung.

Darauf wurden Proben im Trocken - und Nassfeld untersucht. Das Ergebnis zeigte, dass feuchte Proben etwas andere R, G, B Werte (< 8%) liefern als Trockene. Diese Unterschiede sind aber so gering, dass sie das Messergebnis nicht beeinträchtigen. Das heißt, dass der behandelnde Zahnarzt mit der hier untersuchten Messsonde die Zähne nicht, wie mit der Diagnodent - Sonde, im Mund des Patienten vor dem Messvorgang trocken pusten muss. Das bedeutet neben dem verminderten zeitlichen Aufwand auch ein leichteres Diagnostizieren für den Behandler.

In der nächsten Untersuchung wurde ein gebleichter und nicht gebleichter Molar mit einem Winkel von 0 Grad trocken gemessen. Die Abbildung 4.2.3 zeigt, dass der gebleichte Zahn kleinere Werte als der nicht gebleichte Zahn aufweist. Gebleichte Zähne fluoreszieren weniger als nicht gebleichte, weil durch das Bleichen organische Verbindungen im Zahn gebrochen werden. Es ist zu erkennen, dass die R, G, B – Werte gleichmäßig sinken. Das zeigt auch die Abbildung 4.2.3.1. Aus diesem Grund sind die IF – Werte für die Zähne fast identisch. Das zeigt, dass gebleichte Zähne ebenfalls richtig erkannt werden und für die Sonde kein Hindernis darstellen.

Danach wurden Untersuchungen mit verschiedenen Winkeln unternommen.

Der gebleichte Schmelz bietet im Vergleich mit Keramik eine relativ geringe Signalthöhe. Um also Extremwerte darzustellen, wurde ein gebleichter Zahn mit unterschiedlichen

Winkeln trocken sondiert. Die Abbildung 4.3.1 zeigt, dass hier die R, G, B - Werte mit höheren Winkel abnehmen, sich aber prozentual zueinander nicht stark verändern. Das heißt, dass auch bei weniger stark fluoreszierendem Untersuchungsgut die Messergebnisse durch unterschiedliche Anstellwinkel der Sonde nicht beeinflusst werden.

Das Ergebnis der Winkelmessungen mit Keramik ergab, dass bei verschiedenen Anstellwinkeln das Messergebnis nicht verfälscht wird. Das zeigt, dass der behandelnde Zahnarzt nicht auf einen exakten Winkel der Sonde zum Untersuchungsgut achten muss.

Diese Aussage wird durch die Abbildung 4.3.2.1 (IF – Werte für Winkelmessung mit Keramik) unterstützt. Hier wurde deutlich gemacht, dass der IF – Wert sich bei allen Winkeln konstant um 4,9 bewegte. Würden verschiedene Winkel Einfluss auf das Messergebnis haben, würde das Diagramm stark variierende IF – Werte anzeigen.

Gold-Restaurationen können mit einem Einfallwinkel bis zu 15 Grad sondiert werden. Größere Winkel werden von der Sonde nicht mehr detektiert, da die R, G, B – Werte zu gering werden und kein Messergebnis zustande kommt. Das liegt vermutlich an der glatten Oberfläche vom polierten Gold. Es kommt zu einer Reflexion. Dies hat aber keinen Einfluss auf die Detektion von Sekundär – Karies. Diese wird trotz Goldkrone problemlos diagnostiziert.

Aus den gemessenen R, G, B - Werten wurden IF – Werte für Werkstoffe, Zahnhartsubstanzen und deren pathologische Veränderungen für 0 - und 45 Grad errechnet. Die Abbildungen 4.3.4 und 4.3.4.1 zeigen, dass pathologische Veränderungen wie Karies und Zahnstein einen erhöhten IF – Wert anzeigen. Gesunde Zahnhartsubstanzen und Werkstoffe überschreiten nicht die Toleranzgrenze (welche der Werkstoff Gold, als Probe mit dem höchsten IF Wert ($IF=8,5$) unter den Werkstoffen und den gesunden Zahnhartsubstanzen stellt) und liefern somit keine falsch positiven Werte. Die Selektivität und Sensitivität liegt bei 100%. Es wurden keine falsch positiven Werte gefunden, sowie keine pathologischen Veränderungen übersehen. Die Messsonde erkennt zuverlässig erkrankte Zahnhartsubstanzen ($IF>8,5$) bis zu einem Winkel von 45 Grad.

Der direkte Vergleich zwischen R – Werten und den IF – Werten zeigt, dass R – Werte im Gegensatz zu den IF – Werte winkelabhängig sind. Somit sind IF – Werte für die Diagnostik die bessere Wahl.

Da geringe Abweichungen zwischen trocken und feucht sondiertem Untersuchungsgut bestehen, wurden in einer weiteren Versuchsreihe ein schwach fluoreszierender Werkstoff (Keramik gebrannt) und eine stark fluoreszierende Zahnhartsubstanz (Dentin) im feuchten und mit Speichel benetzten Zustand mit den Ergebnissen im trockenen Zustand mit unterschiedlichen Winkeln verglichen. Das Ergebnis zeigte, dass für die Keramik eine durchschnittliche Abweichung der R-normierten Werte für alle Winkel von 11,4 Prozent und für das Dentin eine durchschnittliche Abweichung von 8 Prozent gemessen wurde. Da sich jedoch die Dioden in einem fast gleichen Prozentsatz zueinander änderten, wird dadurch das Messergebnis nicht falsch wider gegeben.

Weiter wurden mit Keramik verschiedene Winkel im Trocken – und Nassfeld untersucht. Die Abbildung 4.3.5.1 zeigt, dass die Messwerte der drei Dioden mit ansteigendem Winkel abnehmen. Hier wurde deutlich, dass bis zu einem Winkel von 15 Grad die Messungen in trockenem Zustand die höchsten Werte anzeigten. Ab einem Winkel von 30 Grad haben Messungen im feuchten Zustand die höchsten Werte. Der Grund dieser Veränderung könnte sein, dass das ausgestrahlte Licht flache Einfallswinkel von >30 Grad in der feuchten Umgebung durch Reflexion innerhalb des Flüssigkeitstropfens, der sich an der Sondenspitze hält, vermehrt zurück über die Sondenspitze an die Basiseinheit gelangt, wo sie analysiert wird. Die Veränderung ist jedoch so gering, dass das Ergebnis nicht beeinträchtigt wird und somit verschiedene Winkel und unterschiedliche Umgebungsmedien das Messergebnis nicht falsch wieder geben können.

Die Abbildung 4.3.5.3 zeigt die IF – Werte für die oben beschriebene schwach fluoreszierende Keramik. Dieses Diagramm bestätigt, dass die Werte sich im fast gleichen Abstand zueinander ändern und der IF – Wert nicht beeinflusst wird. Mit der hier vorgestellten Sonde können Werkstoffe, Zahnhartsubstanzen und deren pathologische Veränderungen mit verschiedenen Winkeln und unter verschiedenen Umgebungsmedien (trocken oder nass) ohne Fehler diagnostiziert werden.

Nachdem die Untersuchungen in vitro abgeschlossen worden waren, wurden In-vivo-Untersuchungen vorgenommen.

Insgesamt wurden zwölf Patienten untersucht. Es wurden zwölf mit Zahnstein, zwölf entzündete Zahnfleischtaschen und zwölf mit Plaque besiedelte Stellen vor und nach einer professionellen Zahnreinigung sondiert.

Die Abbildungen 4.4.1 bis 4.4.3 zeigen die normierten R Werte vor und nach der Reinigung für die drei pathologischen Veränderungen. Die normierten R-Werte sind im

Schnitt vor der Reinigung um 82 Prozent höher. Das zeigt, dass eine erfolgreiche Zahnreinigung dokumentiert werden kann und es sich empfiehlt die Sonde als Kontrolle für die Reinigung zu nutzen.

Als letztes wurden IF – Werte errechnet. Die Abbildungen 4.4.4 bis 4.4.6 zeigen, dass pathologische Veränderungen einen durchschnittlichen IF – Wert vor der Reinigung von 27,4 hatten. Nach der Reinigung hatten diese Stellen nur noch einen durchschnittlichen IF – Wert von 4,6. Das ist eine deutliche Senkung um über 80 Prozent. Das zeigt, dass die Messsonde fehlerfrei pathologisch veränderte und gesunde Areale detektiert.

Die Abbildung 4.4.8 zeigt die Zusammenfassung der IF – Werte und die dazugehörige Standardabweichung. Der IF – Wert ist, wie oben beschrieben, der Infektionsfaktor. Dieser soll ab einem bestimmten Wert dem Zahnarzt anzeigen, dass ein vom ihm bestimmtes Areal im Mund des Patienten erkrankt ist. Insgesamt wurden in der hier vorgestellten Arbeit ca. 1500 Messungen (1260 in vitro, 288 in vivo) vorgenommen. Die Zusammenfassung dieser Messungen hat gezeigt, dass der höchste gemessene Wert in vitro einen IF – Wert von 8,5 bei Gold ergab (In vivo war der höchste Wert nach einer professionellen Zahnreinigung für eine zuvor mit Plaque besiedelte Stelle 8,9). Zur Bestimmung des Schwellenwertes wurde immer der größte Wert benutzt. Zusammenfassend ist das Ergebnis dieser Studie, dass erst ab einem IF – Wert von ≥ 9 , der in keiner Messung von einem Werkstoff oder gesunden Zahnhartsubstanz überschritten wurde, von einer pathologischen Veränderung ausgegangen werden muss.

Der IF hat Vorteile im Hinblick auf eine Diskrimination der Zustände vor und nach PZR. Die Abbildung 4.4.9 zeigt, dass durch eine zusätzliche Bewertung des blauen und grünen Spektralbereiches eine ca. 60 prozentige Verbesserung des Auflösungsvermögens bezüglich der Plaque - Diagnostik erreicht wird.

Abschließend kann festgehalten werden, dass die Untersuchung gezeigt hat, dass pathologisch veränderte Areale durch einen entsprechend hohen IF – Wert von der Sonde erkannt werden. Die hier vorgestellte Messsonde unterstützt mittels Fluoreszenzmessung die Diagnostik von subgingivalem Zahnstein und Plaque hilfreich und erleichtert somit die weitere Behandlungsentscheidung. Nicht optimal ist der maximale Winkel, mit dem sondiert werden kann. Da dieser 45 Grad beträgt, ist diese Sonde nicht für tiefe parodontale Taschen zu gebrauchen. Sondierwinkel über 45 Grad würden zu Schmerzen beim Patienten führen. Ein Einstellwinkel, den Gracey – Küretten

(70°) oder Universal – Küretten (90°) haben, kann mit dieser Sonde nicht erreicht werden.

Optische Technologien zur Diagnostik werden in Zukunft immer mehr an Bedeutung gewinnen. Die Untersuchungen mit der Messsonde zeigten, dass sie auch eine zuverlässige Hilfe für die Kontrolle nach der professionellen Zahnreinigung darstellt. Karies, Zahnstein oder Gingivitis stellen für korrekte Messungen mit der Sonde keine Probleme dar. Diese Studie hat gezeigt, dass die vorgestellte Messsonde auch einen klaren Vorteil im Hinblick auf das Umgebungsmedium (Trocken – Nassfeld) für den Praktiker darstellt. Der Behandler muss nicht vor dem Einsatz der Sonde die Zähne der Patienten trocken pusten oder säubern.

Verbesserungswürdig ist die Skalaeinteilung der IF – Faktoren. Die Berechnung des IF ($R/G+B/2$) erscheint noch willkürlich. Die Skala geht noch zu weit nach oben mit ihren Werten. Eine einfachere Einteilung in zwei Werte, die für gesund oder erkrankt stehen, könnte für den Behandler eine einfachere Option während der Diagnostik darstellen.

Weiter wurde deutlich, dass auch verschiedene Messwinkel das Ergebnis nicht beeinflussen. Der in der Sonde implementierte Auswertealgorithmus ist robust. Die hier untersuchte Fluoreszenzsonde dürfte eine deutliche Hilfe und Erleichterung in der Diagnostik von subgingivalem Zahnstein und Plaque, auch im direkten Vergleich mit der Messsonde Diagnodent bezüglich der Umgebungsmedien, für den Behandler darstellen.

6. Literaturverzeichnis

1.) A. A. Adeyemi, F. D. Jarad, N. Pender, S. M. Higham

Comparison of quantitative light – induced fluorescence (QLF) and digital imaging applied for the detection and quantification of staining and stain removal on teeth

Journal of dentistry 2006; 34 (7): 460 – 466

2.) Amaechi BT, Higham SM

Quantitative light induced fluorescence: a potential tool for general dental assessment

Journal of biomedical optics 2002; 7 (1): 7 – 13

3.) Amaechi BT, Higham SM

Development of a quantitative method to monitor the effect of a tooth whitening agent

The Journal of clinical dentistry 2002; 13 (3): 100 – 103

4.) Masatoshi Ando, Monique H. van der Veen, Bruce R. Schemehovn, Georg K. Stookey

Comparative study to quantify 75emineralsed enamel in deciduous and permanent teeth using laser and light – induced fluorescence techniques

Caries Research 2001; 36: 464 – 470

5.) M. Ando, C. Gonzales – Cabezas, R. L. Isacs, G. J. Eckert, G. K. Stookey

Evaluation of several techniques for the detection of secondary caries adjacent to amalgam restorations

Caries Research 2004; 38: 350 – 356

6.) B. Angmar – Mansson, E. De Josselin De Jong, F. Sundström, J. J. Ten Bosch

Strategies for improving the assessment of dental fluorosis : focus on optical techniques

Adv Dent Res 8 (1): 75 – 79, June, 1994

7.) Bamzahir M, Aljehani A, Shi XQ

Clinical performance of Diagnodent in the detection of secondary carious lesions

Acta odontologica Scandinavica 2005; 63 (1): 26 – 30

8.) Avijit Banerjee, Alan Boyde

Autofluorescence and mineral content of carious dentine: Scanning optical and backscattered electron microscopic studies

Caries Res 1998; 32: 219 – 226

9.) James D. Bader, D. D. S., M. P. H.; Dan A. Shugars, D. D. S., Ph. D.

A systematic review of the performance of a laser fluorescence device for detecting caries

Am Dent Assoc 2004; 135: 1413 - 1426

10.) R.R. Alfano and S. S. Yao

Human teeth with and without dental caries studied by visible luminescent spectroscopy

J Dent Res, 120 – 122, February 1981

11.) Banerjee A, Gilmour A, Kidd E, Watson T

Relationship between S. mutans and the autofluorescence of carious dentin

American journal of dentistry 2004; 17 (4): 233 – 236

12.) Boston DW

Initial in vitro evaluation of Diagnodent for detecting secondary carious lesions associated with resin composite restorations

Quintessence international 2003; 34 (2): 109 – 116

13.) A. Braun, F. Krause, S. Jepsen

The influence of the calibration mode of a laser fluorescence device on caries detection

Caries Res 2005; 39: 144 – 149

- 14.) W. Buchalla, A. M. Lennon, M. H. van der Veen, G. K. Stookey
Optimal camera and illumination angulations for detection of interproximal caries using quantitative light – induced fluorescence
Caries Res 2002; 36: 320 – 326
- 15.) Buchalla W, Lennon AM, Attin T.
Comparative fluorescence spectroscopy of root caries lesions
Eur J Oral Sci 2004 ; 112: 490-496
- 16.) W. Buchalla
Comparative fluorescence spectroscopy shows differences in noncavitated enamel lesions
Caries Res 2005; 39: 150 – 156
- 17.) Buchalla W., Lennon AM. Attin T.
Fluorescence spectroscopy of dental calculus
J Periodont Res 2004 ; 39 ; 327 – 332
- 18.) C. F. Cortes, R. P. Ellwood, K. R. Ekstrand
An in vitro comparison of a combined FOTI/Visual examination of occlusal caries with other caries diagnostic methods and the effect of stain on their diagnostic performance
Caries Res 2003; 37: 8 – 16
- 19.) L. Coulthwaite, I. A. Pretty, P. W. Smith, S. M. Higham, J. Verran
The microbiological origin of fluorescence observed in Plaque on dentures during QLF analysis
Caries Res 2006; 40: 112 – 116
- 20.) J. Eberhart, M. Frentzen, M. Thoms
Neue optische Methoden zur Kariesdetektion/Fluoreszenzbasierte Verfahren zur Erkennung nichtkavierter Läsionen
ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt 2007: 148-156

21.) H. Eggertsson, M. Analoui, M. H. van der Veen, C. Gonzales – Cabezas, G. J. Eckert, G. K. Stookey

Detection of early interproximal caries in vitro using laser fluorescence, dye – enhanced laser fluorescence and direct visual examination

Caries Res 1999; 33: 227 – 233

22.) Matthias Folwaczny, Richard Heym, Albert Mehl, and Reinhard Hickel

Subgingival calculus detection with fluorescence induced by 655 nm InGaAsP diode laser radiation

J periodontal 2002

23.) P. Francescut, B. Zimmerli, A. Lussi

Influence of different storage methods on laser fluorescence values: a two – year study

Caries Res 2006; 40: 181 – 185

24.) Rudolf Gmür, Elin Giertsen, Monique H. van der Veen, Elbert de Josselin de Jong, Jacob M. ten Cate, Bernhard Guggenheim

In vitro quantitative light – induced fluorescence to measure changes in enamel mineralisation

Clin Oral Invest (2006) 10: 187 – 195

25.) Gostanian HV, Shey Z, Kasinathan C Caceda J, Janal MN

An in vitro evaluation of the effect of sealant characteristics on laser fluorescence for caries detection

Pediatric dentistry 2006; 28 (5): 445 – 450

26.) Raimund Hibst, Robert Paulus, and Adrian Lussi

Detection of occlusal caries by laser fluorescence: Basic and clinical investigations

Med. Laser Appl. 16: 205 – 213 (2001)

27.) Hosoya Y, Matsuzaka K, Inove T, Marshall GW Jr. (2004)

Influence of tooth – polishing pastes and sealants on Diagnodent values

Quintessence international 2004; 35 (8): 605 – 611

- 28.) Iwami Y, Shimizu A, Yamamoto H, Hayashi M, Takeshige F, Ebisu S.
In vitro study of caries detection through sound dentin using a laser fluorescence device, Diagnodent
Eur J Oral Sci 2003; 111: 7 – 11
- 29.) Iwami Y, Shimizu A, Narimatsu M, Hayashi M, Takeshige F, Ebisu S.
Relationship between bacterial infection and evaluation using a laser fluorescence device, Diagnodent
Eur J Oral Sci 2004; 112: 419 – 423
- 30.) Jepsen S, Springer ING, Buschmann A, Hedderich J, Acil Y.
Elevated levels of collagen cross – link residues in gingival tissues and crevicular fluid of teeth with periodontal disease
Eur J Oral Sci 2003; 111: 198 – 202
- 31.) S. Al – Khateeb, R. A. M. Exterkate, E. de Josselin de Jong, B. Angmar
Mannson, J. M. ten Cate
Light – induced fluorescence studies on dehydration of incipient enamel lesions
Caries Res 2002 ; 36 : 25 – 30
- 32.) K. Koenig and H. Schneckenburger
Laser – induced autofluorescence for medical diagnosis
Journal of Fluorescence, Vol. 4, No. 1, 1994
- 33.) F. Krause, A. Braun, M. Frentzen
The possibility of detecting subgingival calculus by laser – fluorescence in vitro
Laser Med Sci (2003) 18: 32 – 35
- 34.) F. Krause, A. Braun, J. Eberhard, S. Jepsen
Laser fluorescence measurements compared to electrical resistance of residual dentine in excavated cavities in vivo
Caries Res 2007; 41: 135 – 140

35.) F. Krause, Jepsen S., Braun A.

Comparison of two laser fluorescence devices for the detection of occlusal caries in vivo

Eur J Oral Sci 2007; 115: 252 – 256

36.) Kurihara E, Koseki T, Gohara K, Nishihara T, Ansai T, Takehara T.

Detection of subgingival calculus and dentine caries by laser fluorescence

J Periodont Res 2004 ; 39 ; 59 – 65

37.) A. M. Lennon, W. Buchalla, L. Switalski, G. K. Stookey

Residual caries detection using visible fluorescence

Caries Res 2002; 36: 315 – 319

38.) Lagerweij M, van der Veen MH, Ando M, Lukantsova L, Stookey GK

The validity and repeatability of three light – induced fluorescence Systems: An in vitro study

Caries Res 1999; 33: 220 – 226

39.) A. M. Lennon

Fluorescence – aided caries excavation (FACE) compared to conventional method

Operative Dentistry, 2003, 28 – 4, 341 – 345

40.) A. M. Lennon, W. Buchalla, L. Brune, O. Zimmermann, U. Gross, T. Attin

The ability of selected oral microorganisms to emit red fluorescence

Caries Res 2006; 40: 2 – 5

41.) A. Lussi, S. Inwinkler, N. B. Pitts, C. Longbottom, E. Reich

Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro

Caries Res 1999; 33: 261 – 266

42.) Lussi A, Francescut P

Performance of conventional and new methods for the detection of occlusal caries in deciduous teeth

Caries Res 2003 ; 37 : 2 – 7

43.) A. Lussi, C. Longbottom, M. Gygax, F. Braig

Influence of professional cleaning and drying of occlusal surfaces on laser fluorescence in vivo

Caries Res 2005; 39: 284 – 286

44.) Lussi A, Zimmerli B, Hellwig E, Jaeggi T.

Influence of the condition of the adjacent tooth surface on fluorescence measurements for the detection of approximal caries

Eur J Oral Sci 2006 ; 114 : 478 – 482

45.) A. Lussi, A. Hack, I. Hug, H. Heckenberger, B. Megert, H. Stich

Detection of approximal caries with a new laser fluorescence device

Caries Res 2006; 40: 97 – 103

46.) A. Lussi, R. Hibst, and R. Paulus

Diagnodent: An optical method for caries detection

J Dent Res 83 (Spec Iss C). C80 – C83, 2004

47.) Hibst R, Gall R.

Development of a diode laser – based fluorescence spectroscopy of dental caries

Cell mol Biol 1998; 44: 11293 – 1300

48.) Renata Maciel e Rocha Cabral / Fausto Medeiros Mendes / Jose Nicolau /

Denise Maria Zezell

The influence of pvc seal wrap and probe tips autoclaving on the in vitro performance of laser fluorescence device in occlusal caries in primary teeth

J Clin Pediatr Dent 30 (40): 306 – 309, 2006

49.) Frentzen M, Striebe S, Zimmermann M

Morphologische Zuordnung von laserinduzierten Fluoreszenzsignalen zu verschiedenen Karieszonen

Laser Zahnheilkunde 2004; 1, 7 – 12

50.) H. Matsumoto, S. Kitamura, T. Araki

Autofluorescence in human dentine in relation to age type and temperature measured by nanosecond time – resolved fluorescence microscopy

Archives of Oral Biology 44 (1999) 309 – 318

51.) C. Meller, C. Heyduck, S. Tranaeus, C. Splieth

A new in vivo method for measuring caries activity using quantitative light – induced fluorescence

Caries Res 2006; 40: 90 – 96

52.) Fausto Medeiros Mendes, Sergio Luiz Pinheiro, Antonio Lucindo Bengtson

Effect of alteration in organic material of the occlusal caries on Diagnodent readings

Braz Oral Res 2004; 18 (2): 141 – 144

53.) I. A. Pretty, W. M. Edgar & S. M. Higham

The effect of ambient light on QLF analyses

Journal of oral Rehabilitation 2002 29; 369 – 373

54.) Pretty I A, Smith PW, Edgar WM, Higham SM

Detection of in vitro demineralisation adjacent to restorations using quantitative light induced fluorescence (QLF)

Dental material 2003; 19 (5): 368 – 374

55.) I. A. Pretty, W. M. Edgar, S. M. Higham

The validation of Quantitative light – induced fluorescence to quantify acid erosion of human enamel

Archives of Oral Biology (2004) 49, 285 – 294

- 56.) Pretty IA, Edgar WM, Smith PW, Higham SM.
Quantification of dental plaque in the research environment
Journal of dentistry 2005; 33 (3): 193 – 207
- 57.) I. A. Pretty, J. A. Tavener, D. Browne, D. S. Brettle, H. Whelton, R. P. Ellwood
Quantification of dental fluorosis using fluorescence imaging
Caries Res 2006; 40: 426 – 434
- 58.) I. A. Pretty, W. M. Edgar & S. M. Higham
The effect of dehydration on quantitative light – induced fluorescence analysis of early enamel demineralisation
Journal of Oral Rehabilitation 2004 31; 179 – 184
- 59.) Y. L. Qin, X. L. Luan, L. J. Bi, Z. Z. Lu, Y. Q. Sheng, G. Somesfalean, C. N. Zhou, Z. G. Zhang
Real – time detection of dental calculus by blue – LED – induced fluorescence spectroscopy
Journal of Photochemistry and Photobiology 87 (2007); 88 – 94
- 60.) Ribeiro A, Rousseau C, Girkin J, Hall A, Strang r, John Whitters C, Creanor S, Anderson S. L. Gomez
A preliminary investigation of a spectroscopic technique for the diagnosis of natural caries lesions
Journal of dentistry 2005; Jan; 33 (1): 73 – 78
- 61.) Micheelis W, Reich E
Dritte deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III)
Köln: Deutscher Ärzte – Verlag; 1999
- 62.) Sagel PA, Lapujade PG, Miller JM, Sunberg RJ
Objective quantification of plaque using digital image analysis
Assessment of oral health 2000; 17: 130 – 143

63.) X. – Q. Shi, U. Welander, B. Angmar – Mansson

Occlusal caries detection with KaVo Diagnodent and radiography: An in vitro comparison

Caries Res 2000; 34: 151 – 158

64.) Hafström – Berkman U, Sundström F, de Josselin de Jong E, Oliveby A, Angmar – Mansson B

Comparison of laser fluorescence and longitudinal microradiography for quantitative assessment of in vitro enamel caries

Caries Res 1992; 24: 241 – 247

65.) Folke Sundström, Kent Fredriksson, Sune Montan, Ulrika Hafström – Björkman and Jane Ström

Laser – induced fluorescence from sound and carious tooth substance: Spectroscopic studies

Swed Dent J 9: 71 – 80 (1985)

66.) Ekstrand KR, Ricketts DNJ, Kidd EAM

Occlusal Caries: Pathology, Diagnosis and Logical Management

Dental update 2001; 28: 380 – 387

67.) Tüzün B, Kalayciyan A, Wolf R, Kircuval D, Arzuhal N, Tüzün Y

Red fluorescence on the teeth of psoriatic patients

International journal of dermatology 2003; 42 (7): 582

68.) Monique H. van der Veen, Masatoshi Ando, Georg K. Stookey, Elbert de Josselin de Jong

A Monte Carlo simulation of the influence of sound enamel scattering coefficient on lesion visibility in light – induced fluorescence

Caries Res 2002; 36: 10 - 18

69.) Miller, W. D

Die Mikroorganismen der Mundhöhle

Thieme, Leipzig, 1889

70.) Hecht E.

Optik

Addison-Wesley Publishing Company, Bonn, 1992

71.) Schiebler, Schmidt

Anatomie, 8. Auflage

Springer Verlag, Berlin, 2002

72.) Hohmann, A., Hielscher, W

Lehrbuch der Zahntechnik

Quintessenz Verlags-GmbH, 2005

73.) Pschyrembel

Klinisches Wörterbuch 258. Auflage

de Gruyter, Berlin, New York 1998

74.) Klimm, W

Kariologie

Karl Hanser Verlag München, Wien, 1997

75.) Marxkors, Meiners

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 5. überarbeitete und ergänzte Auflage

Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2001

76.) Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T

Einführung in die Zahnerhaltung, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage

Deutscher Zahnärzte Verlag , Köln, 2009

7. Danksagung

Zuerst möchte ich Herrn Prof. Dr. med. dent. Stefan Zimmer, Direktor an der privaten Universität Witten Herdecke, für die Überlassung des Themas, sowie für die großzügige Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit, meinen herzlichen Dank aussprechen.

Den Mitarbeitern der Abteilung Lasermedizin, allen voran und stellvertretend Dr. Thomas Hennig, sei für die stete Diskussions- und Hilfsbereitschaft und sein unermüdliches Interesse am Fortschreiten dieser Arbeit gedankt.

Bedanken möchte ich mich auch bei Dr. med. dent. Marc Hoffmann für die Möglichkeit den in vivo Teil dieser Arbeit in seiner Praxis durchführen zu können.

Ein großer Dank sei auch den Patienten, die an dieser Studie teilgenommen haben und mir somit das Anfertigen dieser Arbeit ermöglichten, ausgesprochen.

Ganz besonders danke ich meiner Familie. Meiner Mutter, die mir mein Studium ermöglichte und mich jederzeit unterstützte, meiner Schwester für den ständigen Ansporn, sowie meiner Freundin, die meiner Arbeit viel Verständnis und Geduld entgegenbrachte.

8.Lebenslauf

Persönliche Informationen:

Name: Robert Berdik

Geburtstag: 07.01.1980

Geburtsort: Remscheid/ Lennep

Schulische Ausbildung:

1986 – 1990 katholische Grundschule Julius Priesterbach

1990 – 1999 Ernst – Moritz – Arndt Gymnasium

1999 Allgemeine Hochschulreife

Akademische Ausbildung:

2000 – 2006 Studium der Zahnmedizin an der Heinrich – Heine – Universität
Düsseldorf

Wehrdienst:

1999 – 2000 Wehrdienst in der kroatischen Armee

9. Abstract

In vitro und in vivo Untersuchungen mit einer neuen fluoreszenzoptischen Sonde zur parodontalen Diagnostik

Einleitung:

Die Laserfluoreszenzdetektion wird bereits in der Zahnmedizin angewandt. Einige Bereiche wie die Kariesdetektion haben klinische Relevanz und haben den Einzug in die Praxis gefunden.

Die hier vorgestellte Arbeit dient der parodontalen Diagnostik mittels spektral gewichteter Fluoreszenz.

Die hier untersuchte neue Sonde emittiert sichtbares violettes Licht (Wellenlänge 405nm) und misst das von der Probe emittierte Fluoreszenzsignal separat in den drei Bereichen Rot, Grün und Blau. Ziel der Studie war es zu überprüfen, ob Karies, Plaque und subgingivaler Zahnstein durch spektral gewichtete Fluoreszenzdetektion sicher und einfach diagnostiziert werden kann und als zusätzliches Diagnosehilfsmittel für den Zahnarzt eine Alternative zum Röntgen oder zur Transillumination darstellt.

Material und Methode:

Die Untersuchungen wurden in vitro und in vivo durchgeführt.

Zuerst wurden in vitro typische Werkstoffe, Zahnhartsubstanzen und deren pathologische Veränderungen gemessen. Das Untersuchungsgut wurde mit verschiedenen Winkeln (0 - 45 Grad) sondiert. Darauf wurden für diese Proben verschiedene Umgebungsmedien (Trocken – Nassfeld) getestet.

Ein Infektionsfaktor ($IF = R/(G+B/2)$) wurde bestimmt, welcher sich aus den Messwerten der drei Dioden errechnet.

Nachdem diese Versuchsreihen abgeschlossen worden waren, wurden in vivo Untersuchungen an Patienten unternommen. Hier wurden pathologische Veränderungen wie Zahnstein, Plaque und Gingivitis vor und nach einer professionellen Reinigung an zwölf Patienten untersucht.

Ergebnisse:

Die Untersuchungen mit verschiedenen Winkel zeigten, dass diese zwar einen Einfluss auf die R, G, B – Werte haben, aber keinen Einfluss auf den IF – Wert (Infektionsfaktor). Die R, G, B- Werte nahmen bei höherem Winkel proportional zueinander ab und lieferten so im Bezug auf den IF – Wert gleiche Messergebnisse. Das heißt, dass verschiedene Winkel keinen Einfluss auf das Messergebnis haben. Der Vergleich zwischen Trocken- und Nassfeld Untersuchungen zeigte, dass auch hier äußere Umstände das Ergebnis nicht beeinflussen konnten. Hier änderten sich die R, G, B – Werte ebenfalls proportional zueinander und die IF – Werte blieben gleich. Die Untersuchungen in vivo zeigten, dass die Messsonde vor der professionellen Zahnreinigung für pathologische Veränderungen wie Zahnstein, Gingivitis und Plaque im Durchschnitt einen IF – Wert von 27,3 anzeigte. Nach der Reinigung betrug der IF – Wert für die gleichen Stellen im Durchschnitt 4,6. Das ist eine Senkung des Wertes um 83,1 Prozent im Vergleich zu vorher.

Zusammenfassung und Diskussion:

Die Untersuchungen zeigten, dass die hier vorgestellte Messsonde mittels Fluoreszenzmessung die Diagnostik von subgingivalen Zahnstein und Plaque hilfreich und einfach unterstützt.

Für den Zahnarzt ergibt sich ebenfalls die Möglichkeit sicher, schnell und einfach die Ergebnisse einer professionellen Reinigung mit der Messsonde zu überprüfen.

Umgebungsmedien (Trocken – Nassfeld) beeinflussen das Messergebnis nicht, was für den behandelnden Zahnarzt einen großen Vorteil hat.

Abschließend kann festgehalten werden, dass optische Technologien immer mehr an Bedeutung gewinnen werden. Die hier untersuchte fluoreszenzoptische Sonde hat den großen Vorteil, dass ihr das Umgebungsmedium und diverse Messwinkel nichts ausmachen und sie somit ein einfach zu bedienendes und zuverlässiges Diagnosehilfsmittel für den Praktiker darstellt.