

# **Konkremententfernung mit einem durch Laserfluoreszenz kontrollierten Er:YAG Laser**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

Vorgelegt von  
Olivier Brede  
aus Bonn  
2011

Angefertigt mit der Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv.- Doz. Dr. med. dent. Andreas Braun
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Rudolf Reich

Tag der Mündlichen Prüfung: 18.04.2011

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive  
Zahnheilkunde,  
Universitätsklinikum Bonn  
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Søren Jepsen, M.S.

**Meinen Eltern gewidmet**



<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>Seite</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>7</b>
1.1 Ätiologie und Pathogenese der Parodontitis	7
1.2 Konkremente und ihre Bedeutung	7
1.3 Therapie der Parodontitis	10
1.4 Diagnostik in der Parodontologie	13
1.4.1 Übersicht	13
1.4.2 Fluoreszenz	14
1.5 Ziel der Arbeit	18
<b>2. Material und Methode</b>	<b>19</b>
2.1 Material	19
2.1.1 KaVo Key Laser III®	19
2.1.2 Der Schwellenwert	20
2.1.3 Vorbereitung der Zahnproben und Versuchsaufbau	21
2.2 Methode	24
2.2.1 Experimenteller Teil	24
2.2.1.1 Bearbeitung der Zähne	24
2.2.1.2 Fotodokumentation	25
2.2.2 Histologischer Teil	26
2.2.2.1 Histologische Aufbereitung der Proben	26

2.2.2.2	Fotodokumentation der histologischen Proben	27
2.2.3	Analyse	28
2.2.3.1	Oberflächenanalyse der Zähne	28
2.2.3.2	Histomorphometrische Analyse	31
2.3	Statistische Auswertung	33
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>34</b>
3.1	Klinische Ergebnisse	34
3.2	Histologische Ergebnisse	37
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>39</b>
4.1	Planometrische Analyse	39
4.2	Histomorphometrische Analyse	41
4.3	Bewertung der Hypothesen	42
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>44</b>
<b>6.</b>	<b>Anhang</b>	<b>46</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>49</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagungen</b>	<b>59</b>
<b>9.</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>60</b>

## **1. Einleitung**

### **1.1 Ätiologie und Pathogenese der Parodontitis**

Plaque ist ein Zahnbelag, der aus Eiweißen, Kohlenhydraten, Phosphaten und Mikroorganismen besteht. Plaquebedingte entzündliche Veränderungen des Parodonts stellen die häufigste Erkrankung des Zahnhalteapparates dar (Rateitschak et al., 1989). Bakterien und Mikroorganismen organisieren sich in Form eines bakteriellen Biofilms (Plaque). Sie bilden eine Symbiose und versorgen sich gegenseitig mit Stoffwechselprodukten, so dass ein Biofilm entsteht. In der Mundhöhle existieren mehr als 300 Mikroorganismen, wobei nur etwa 30 regelmäßig vorkommen (Frentzen, 1994). Bei gesunden Verhältnissen gibt es ein Gleichgewicht zwischen den durch Bakterien hervorgerufenen und den körpereigenen, regenerativen Gewebeprozessen. Bei einer Störung des Gleichgewichtes zugunsten der Bakterien können plaquebedingte parodontale Veränderungen entstehen.

### **1.2 Zahnstein, Konkremente und ihre Bedeutung**

Die bakterielle Plaque reizt durch ihren Biofilm die Gingiva, bis es zu einer entzündlichen Schwellung, der Gingivitis kommt. Bleibt der Reiz über lange Zeit bestehen, kann die Entzündung auf den Kieferknochen, das Wurzelzement und die Wurzelhaut übergreifen.

Die nun entstehende Parodontitis, kann in drei Phasen unterteilt werden (Page und Schroeder, 1976):

In der ersten, der initialen / frühen Phase, bilden sich erste Veränderungen im Saumepithel. Blutgefäße werden hyperämisch, Serumproteine führen zur Epithelauflockerung und zum Anschwellen der Gingiva. Die initiale Gingivitis besteht nur wenige Tage.

Wenn diese Form der Entzündung nicht ausheilt, kann sie in die zweite Phase übergehen. Die etablierte Gingivitis des Erwachsenen kann über Jahre bestehen. Das sich im subepithelialen Bindegewebe bestehende Entzündungsinfiltrat breitet sich aus.

Die fortgeschrittene Läsion stellt den Übergang von der Gingivitis zur Parodontitis dar. Auch wenn dieser Übergang noch nicht vollständig geklärt ist, geht man davon aus, dass die Hauptkrankheitsursache in der bakteriellen Plaque liegt (Page und Kornman, 1997; Kornman et al., 1997; Socransky et al., 1998).

Die Bildung der Plaque setzt schon kurze Zeit (Minuten) nach der Reinigung der Zähne ein. Es bildet sich ein Pellikel aus Speichelglykoproteinen, an das sich zuerst gram-positive Bakterien heften (in den ersten 24 Stunden). Im Verlauf findet durch Einlagerung von gram-positiven Kokken, gram-negativen Stäbchen und Filamenten eine Strukturierung der Plaque statt. Es wird eine Matrix gebildet, die nun nur noch mechanisch entfernt werden kann (Schroeder, 1992). Die am Zahn anheftende Plaque kann durch die sich im Speichel befindlichen Salze mineralisiert werden. Findet dieses supragingival statt, spricht man von der Bildung von Zahnstein. Konkrete hingegen entstehen subgingival im entzündlichen Exsudat unter Beteiligung von Blutfarbstoffabbauprodukten und Serumalbuminsalzen.

Der Biofilm, der sich aus dem auf der Zahnoberfläche befindlichem Bakterienfilm zusammensetzt, kann eine chronische, inflammatorische Reaktion induzieren, welche zur Gewebedestruktion führt.

Es kommt zu einer direkten und indirekten Schädigung des Parodonts, also des Zahnhalteapparats (Page und Kornman, 1997).



Eine direkte Schädigung erfolgt unter anderem durch Kollagen spaltende Enzyme sowie durch die Bakterien der Metaboliden. Eine indirekte Schädigung des Parodonts entsteht durch die von Enzymen hervorgerufene Schwächung der körpereigenen Wirtsabwehr (Rateitschak et al., 1989).

Wenn Plaque mineralisiert entsteht Zahnstein (White, 1997), eine Auflagerung, die weder durch Spülen, noch durch Zähneputzen entfernt werden kann. Die im Zahnstein eingelagerten Kalzium- und Phosphationen stammen vom Speichel und lassen sich in vier Kristallstrukturen unterteilen: Brushit, Hydroxylapatit, Oktakalziumphosphat und Whitlockit (Müller, 2001). Zahnstein findet sich insbesondere im Bereich der Ausführungsgänge der großen Speicheldrüsen in der Unterkieferfront und an der Außenseite der oberen Seitenzähne (Sauerwein 1985). Da bei der Verkalkung der supragingivalen Plaque neben der Ausfällung von Mineralien aus dem Speichel bei geeignetem pH- Wert auch Kristallisationsvorgänge in degenerierenden Bakterien eine Rolle spielen, kann Zahnstein grundsätzlich überall entstehen, wo Plaque lange genug belassen wird. Die Bildungsgeschwindigkeit ist hier sehr unterschiedlich. Zahnstein selber ist keine primäre Ursache von destruktiven Parodontalerkrankungen, wohingegen seine Oberfläche meistens von einem krankheitsverursachendem Biofilm in Form von Plaque überzogen ist (Müller, 2001).

Bei Konkrementen befindet sich der Zahnstein nicht oberhalb, sondern unterhalb des Zahnfleisches. Die Mineralisation erfolgt hier nicht durch den Speichel, sondern überwiegend durch die Sulkusflüssigkeit (Sauerwein, 1985; White, 1997). Kalziumphosphat kommt im Wesentlichen in der Kristallstruktur des Whitlockits vor (Müller, 2001). Die eingelagerten Blutabbauprodukte färben die Konkreme dunkelbraun bis schwarz. Die im Gegensatz zum Zahnstein langsamere Mineralisation, sowie unterschiedliche

Kristallsstruktur führen zu schwer entfernbaren, festen Auflagerungen (Riethe, 1969). Die Oberfläche der Konkremeute ist ebenfalls mit einem Biofilm, in Form von Plaque überzogen (Müller, 2001). Während bei der bakteriellen Besiedlung des Zahnsteins im wesentlichen Filamente vorkommen, findet sich bei Konkrementen vermehrt eine Mischung aus Kokken, Stäbchen und Filamenten (Roberts- Harry und Clerehugh, 2000).

### **1.3 Therapie der Parodontitis**

Das primäre Ziel bei der Behandlung der Parodontitis ist die Eliminierung des Biofilms, um ein Fortschreiten der Krankheit zu vermeiden (Frentzen et al., 2005). Scaling (entfernen der anhaftenden Konkremeute) und RootPlaning (Glätten der Wurzeloberfläche), sind traditionelle Methoden, um die subgingivale Mikroflora der Parodontitis zu kontrollieren. Zahlreiche Studien der letzten Jahre haben sowohl den klinischen als auch den mikrobiellen Erfolg dieser Therapie gezeigt (Badersten et al., 1987; Ramfjord et al., 1987; Sato et al., 1993; Petersilka et al., 2002).

Auch wenn sich das Verständnis und die besondere Sensibilität gegenüber dem Biofilm erst in den letzten Jahren aufgebaut hat, sind die Therapiegrundsätze der Parodontitis im Prinzip in den letzten Jahren unverändert geblieben, auch wenn sich ihre Methoden verfeinert haben. Schon in Alt-Indien versuchte man, den Zahnstein ohne Beschädigung der Wurzel abzutragen. Im späten Hellenismus therapierte man mit Stechen und Kratzen, um den Sitz des Zahnes herum. Zur Zeit der Renaissance wurden die Zähne schon mit

Zahnpulver und Raspatorien gereinigt. Um 1930 entwarfen schließlich der Instrumentenmacher Friedman und der Zahnarzt Gracey die nach ihm benannte Kürette, die bis heute in Gebrauch ist.

Die mechanische Initialtherapie, bei der die Zähne supra- und subgingival gereinigt werden, steht nach wie vor im Vordergrund. Sie ermöglicht die Ausheilung der Parodontalläsion und damit die Wiederanhaftung parodontaler Strukturen (Flemmig, 1993). Persistierende endzündliche Parodontien erfordern oft ein zusätzliches chirurgisches Vorgehen. Bei besonders schweren Fällen kann die Therapie antibiotisch ergänzt werden.

Die manuelle Konkremententfernung mit Handinstrumenten ist sehr zeitintensiv und oft unvollständig (Kepic et al., 1990; Yukna et al., 1997). Das biologisch erwünschte Ergebnis in Form einer komplett gereinigten Wurzeloberfläche ist oft aufgrund ihrer Oberflächenmorphologie nur schwer zu erreichen (Furkationen, Oberflächenunregelmäßigkeiten, usw.) (Sherman et al., 1990).

Eine Alternative zu den Handinstrumenten bieten Schall-, Ultraschall- und Laserscaler.

Bei den Schallscalern wird ein Hohlzylinder im Handstück durch einen Luftstrom zur Rotation gebracht. Die aus den Behandlungsstühlen stammende Druckluft erzeugt Schwingungen mit einer Frequenz von 3-8 kHz. Die auf den Arbeitsansatz übertragenden Vibrationen erzeugen am Arbeitsansatz eine fast kreisförmige Bewegung mit einer Amplitude von 60-1000  $\mu\text{m}$  (Walmsley et al., 1988).

Ultraschallscaler sind sowohl mit einem piezoelektrischen als auch magnetostriktiven Antrieb erhältlich (Walmsley et al., 1988). Über die Einstellung der Leistung kann die Amplitude, jedoch nicht die Frequenz verändert werden (Petersilka et al., 1999).

Bei piezoelektrischen Ultraschallscälern wird ein über Wechselstrom angeschlossener Quarz ausgedehnt und kontrahiert. Diese Schwingungen bewirken eine Frequenz von 25-50 Hz, bzw. eine Amplitude von 12-72  $\mu\text{m}$  am Arbeitsende (Shah et al., 1994; Menne et al., 1994).

Magnetostriktive Ultraschallscäler besitzen einen ferromagnetischen Kern im Handstück, der durch ein sich änderndes Magnetfeld in Schwingung gebracht wird. Es wird eine Frequenz von 18-45 kHz sowie eine Amplitude von 13-100  $\mu\text{m}$  erreicht (Shah et al., 1994; Menne et al., 1994).

In Bezug auf den klinischen Behandlungserfolg sind Hand-, Schall- und Ultraschallscäler ähnlich (Laurell und Pettersson, 1988; Laurell, 1990; Boretti et al., 1995; Tunkel et al., 2002; Sculean et al., 2004). Im Bereich der Furkationen kann man mitunter durch die Verwendung von Ultraschallscälern eine effizientere Entfernung mineralisierter Auflagerungen erzielen (Matia et al., 1986; Loos et al., 1988; Kocher et al., 2000)

Die Wichtigkeit der dentalen Laser zur Konkremententfernung hat in den letzten Jahren enorm an Bedeutung gewonnen. Laut den Empfehlungen der FDA (Food and Drug Administration, sowie der AAP (American Academy of Periodontology) werden weder CO<sub>2</sub>-, Nd:YAG- noch Diodenlaser für die Bearbeitung der Wurzeloberfläche empfohlen. Der Er:YAG-Laser hingegen besitzt eine offizielle Zulassung der FDA zur Wurzelbearbeitung, Konkremententfernung und Eliminierung des Biofilms (Dederich und Bushick, 2004).

Die Wellenlänge des Er:YAG (Erbium-Yttrium-Alluminium-Granat) – Lasers von 2940 nm hat ein Absorptionsmaximum in Wasser. Bei der thermomechanischen Ablation wird das im Gewebe enthaltene Wasser durch Absorption der kurzen Laserimpulse explosionsartig vom flüssigen in den gasförmigen Aggregatzustand überführt. Durch diese

schlagartige Volumenvergrößerung ist ein effektiver Abtrag umliegender Strukturen möglich und machen den Er:YAG Laser zu einem wirkungsvollen Hilfsmittel in der Zahnheilkunde und Parodontologie (Keller und Hibst 1989; Aoki et al., 1994; Ando et al., 1996; Watanabe et al., 1996; Eberhard et al., 2003).

Trotz der Annahme, Laser wären eine gute Alternative zur konventionellen Therapie, zeigen einige Studien, dass auch irreversible Schäden an der Wurzeloberfläche durch die Laserenergie entstehen können (Liu et al., 1999; Cobb 2006).

## **1.4 Diagnostik in der Parodontologie**

### **1.4.1 Übersicht**

Die klassische Methode zum Aufspüren von Konkrementen ist das taktile Empfinden des Behandlers mit seinen Instrumenten. Der Behandler tastet sich hierbei entlang der Zahnwurzel, um Oberflächenrauigkeiten oder Konkreme mit einer Sonde aufzuspüren.

Röntgenaufnahmen bieten einen guten Überblick, um den mit einer Parodontitis einhergehenden Knochenabbau einschätzen zu können. Die genaue Lage von Konkrementen kann mit ihnen aber leider nicht genau bestimmt werden. Aufgrund der zweidimensionalen Aufnahme und den vielen Überlagerungen ist eine gute Orientierung nur sehr bedingt möglich.

Eine Detektion durch Auswertung des Farbspektrums ist ebenfalls möglich. Wurzelzement ist dichter als Konkrement und Zahnstein. Die Reflektion des emittierten Lichtes wird analysiert und in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die so detektierte Umwandlung von einem grünen in ein rotes Spektrum wird dem Arzt in Form eines akustischen Signal übermittelt (D-Carie, Neks Technologies Inc., Quebec, Canada). Ein Verfahren, daß in der Kariologie bereits vielversprechende Erfolge zu verzeichnen hat (Krause et al. 2007).

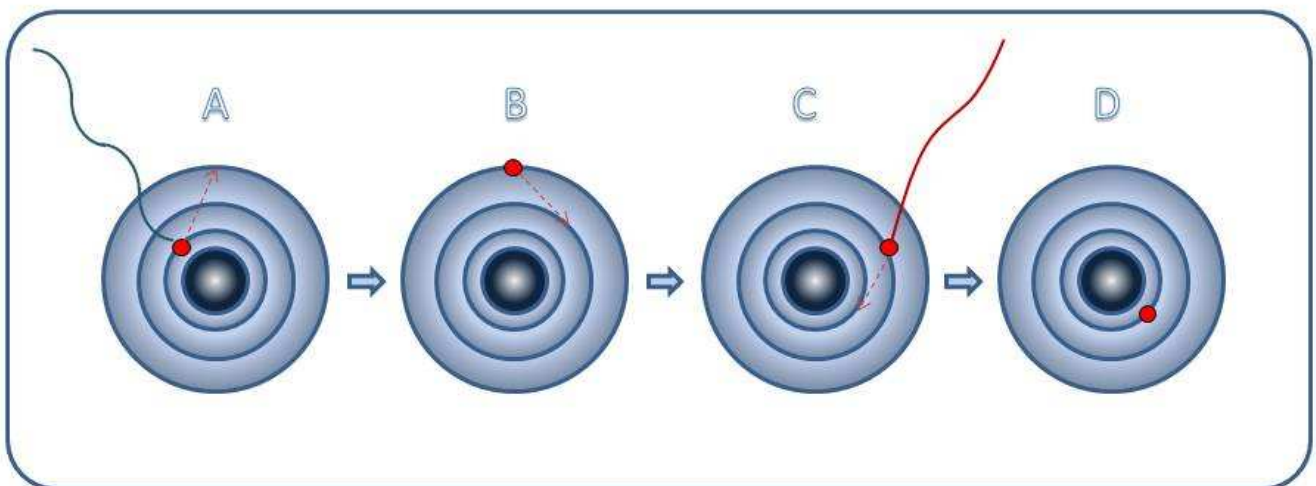
Eine zuverlässige Alternative bieten einige Ultraschallgeräte, die über Sensoren die Oberflächenstruktur ausmessen (Meissner et al. 2008). Hierbei werden über die Spitze des Ultraschalls auch kleinste Oberflächenrauigkeiten detektiert und dem Behandler durch einen LED-Farbring angezeigt.

Mit Hilfe von Fluoreszenz basierten Detektionsgeräten kann durch ein Abfahren der Wurzeloberfläche ebenfalls sehr genau zwischen Wurzelzement (äußerste Schicht der Wurzeloberfläche) und Konkrementen unterschieden werden, da diese ein viel höheres Fluoreszenzsignal aufweisen (Krause et al., 2003; Krause et al., 2005). Über einen Diodenlaser wird ein Licht mit einer Wellenlänge von 655 nm emittiert. Die angeregte Fluoreszenz wird über eine Fotodiode analysiert und in Form eines relativen Ausgabewertes zwischen 0-99 angezeigt.

#### **1.4.2 Fluoreszenz**

Fluoreszenz gehört in die Gruppe der Lumineszenzen, d. h. den Leuchterscheinungen, die nicht durch Temperaturen hervorgerufen werden. Wenn ein Lichtstrahl bestimmter Wellenlänge (Photon) auf ein

Elektron trifft, kommt es zur Absorption des Lichtes und damit zur Anregung des Elektrons, das dabei auf eine höhere Schale gehoben wird. Da dieser Zustand für das Elektron sehr instabil ist, fällt es schon nach kurzer Zeit wieder auf seine ursprüngliche Bahn zurück und gibt seine absorbierte Energie wieder in Form von Wärme und Strahlung zurück (Abb. 1). Die emittierte Wellenlänge hängt hierbei immer vom Atombau des jeweiligen Stoffes ab; sie ist aufgrund der verlorengegangenen Energie (Wärme) jedoch immer größer als die Wellenlänge des absorbierten Lichts. Fluoreszenzerscheinungen sind in der Zahnmedizin bereits seit ca. 100 Jahren bekannt (Stübel, 1911).

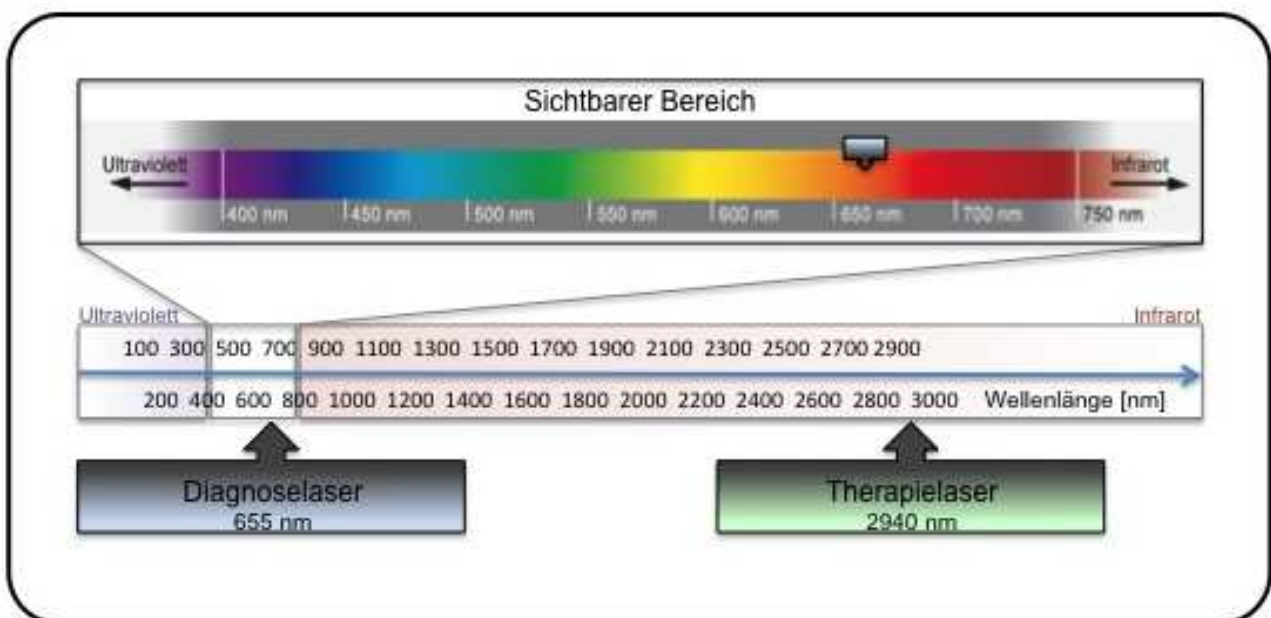


**Abb. 1 Entstehung von Fluoreszenz: Lichtenergie trifft auf ein Elektron (A). Sie wird absorbiert, und das Elektron wird auf einen energetisch höheren Zustand gehoben (B). Die freiwerdende Energie bei der Relaxation wird wiederum in Form eines Photons abgegeben (C). Der Übergang in den Grundzustand erfolgt in aller Regel nicht optisch, sondern durch Übertragung kinetischer Energie (Wärme) (D).**

Es wird vermutet, dass es eine Korrelation zwischen Fluoreszenz und der Anwesenheit von Mikroorganismen gibt. Die ansteigende Fluoreszenzstrahlung scheint von Fluorophoren, bakteriellen

Stoffwechselprodukten, den Porphyrinen und anderen chromophoren Mikroorganismen auszugehen (König, Flemming et al. 1998). Da sich Mikroorganismen und deren Abbauprodukte auf Konkrementen der Zahnwurzeloberfläche befinden, könnte ein Fluoreszenz-Messsystem zur Verbesserung der nicht-chirurgischen initialen Parodontaltherapie vielversprechend sein. Bei dieser Therapieform finden sowohl die Diagnostik als auch die Kürettage der Wurzeloberfläche in der geschlossenen Zahnfleischtasche statt (im Gegensatz zum chirurgischen Verfahren, wo das Zahnfleisch nach erfolgter Inzision gestielt abgelöst wird und die Wurzeloberfläche somit unter Sicht bearbeitet werden kann).

Frühere Studien zeigten, dass es eine auswertbare Beziehung zwischen der Fluoreszenz der Wurzeloberfläche und aufgelagerten Konkrementen gibt (Folwaczny, Heym et al. 2002; Krause, Braun et al. 2003). Das in den Studien verwendete Laserfluoreszenzmeßgerät

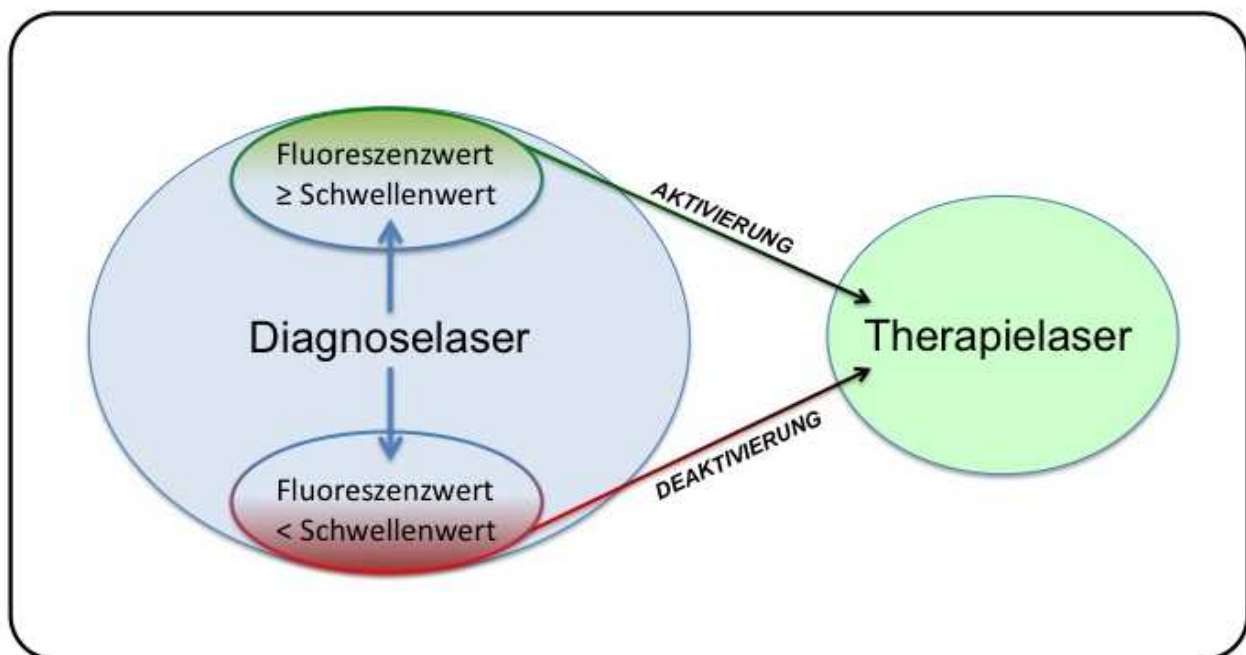


**Abb. 2: Einordnung der Wellenlängen des Diagnose- und des Therapielasers in Bezug zum sichtbaren Anteil des Lichtspektrums.**



(Diagnodent, KaVo, Bierbach, Deutschland) wurde in mit einem therapeutischem Laser (Key Laser II, KaVo, Bierbach, Deutschland) kombiniert. Der so entstandene Laser (Key Laser III, KaVo, Bierbach, Deutschland) könnte zum einen ein minimalinvasives Behandeln bedeuten, als auch eine kontinuierliche Behandlungskontrolle bei der Laserkürettage ermöglichen (Abb.2).

In der technischen Umsetzung bestimmt der Behandler den Schwellenwert des Diagnoselasers, also eine Grenze, bei der, sobald es zu einem Überschreiten kommt, der therapeutische Laser automatisch aktiviert bzw. bei einem Unterschreiten wieder deaktiviert wird (Abb. 3). Der Schwellenwert bestimmt die "Fluoreszenzmenge", die benötigt wird, damit der therapeutische Laser aktiviert wird, um die Ursache, das Konkrement, zu entfernen.



**Abb. 3: Schematische Darstellung der Kopplung zwischen Diagnose- und Therapielaser. Bei einem Fluoreszenzwert  $\geq$  dem Schwellenwert, aktiviert der Diagnoselaser den Therapielaser und bei einem Wert  $<$  dem Schwellenwert deaktiviert er ihn.**

## **1.5 Ziel der Arbeit**

Ziel der vorliegenden Arbeit ist zu überprüfen, inwieweit ein therapeutischer Er:YAG Laser mit Fluoreszenzrückkopplungssystem zur Konkremententfernung geeignet ist. Hierzu werden folgende Hypothesen überprüft, über die bisher weder systematische noch statistisch auswertbare Arbeiten vorliegen.

### **Hypothese 1:**

Die Konkremententfernung im Rahmen der Parodontitis-Therapie ist schwellenwertabhängig. Bei einem zu hoch gewähltem Schwellenwert erfolgt nur eine unzureichende Konkremententfernung und bei einem zu niedrigem Wert könnte die Wurzeloberfläche beschädigt werden.

### **Hypothese 2:**

Bei dem von der Herstellerfirma empfohlenem Schwellenwert (5) ist eine optimale Konkremententfernung möglich.

### **Hypothese 3:**

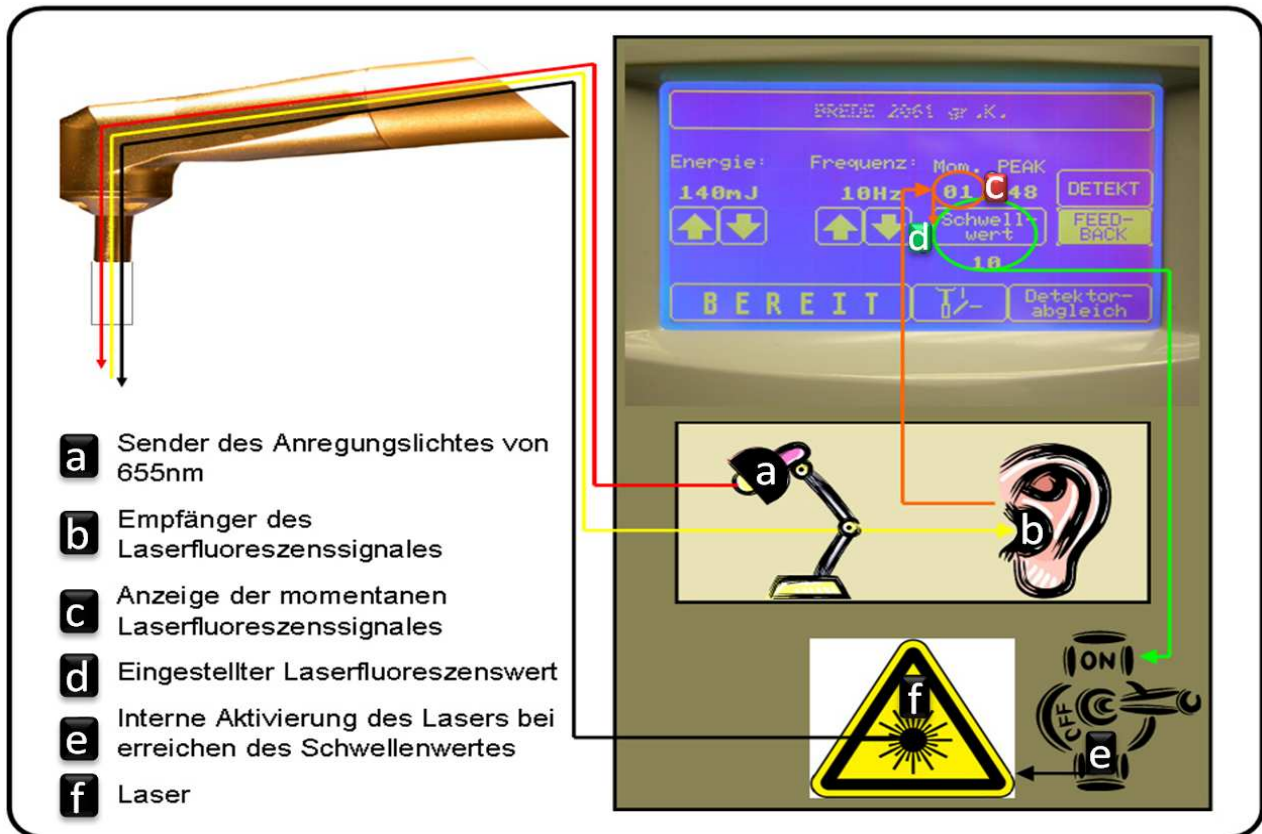
Bei der lasergestützten Konkremententfernung findet ein geringer bis kein Abtrag des Wurzelzementes statt. Eine weitreichende Zerstörung von Zahnhartgeweben ist nicht zu erwarten.

## **2 Material und Methode**

### **2.1 Material**

#### **2.1.1 Der KaVo Key Laser III®**

Beim Key Laser III® (KaVo, Bierbach, Deutschland) handelt es sich um einen Er:YAG Festkörperlaser der Klasse 4 (Abb.4) zur Entfernung mineralisierter Auflagerungen von der Wurzeloberfläche, der mit einer Wellenlänge von 2,94  $\mu\text{m}$  und einer Pulsdauer von 250  $\mu\text{s}$  arbeitet. Pulsenergien von bis zu 600 mJ sind möglich. Wiederholungsraten zwischen 1 und 25 Hz sind wählbar. Im Versuch wurden Pulsenergien von 140 mJ mit einer Wiederholungsrate von 10 Hz unter Verwendung des Handstücks 2061 und eines neu entwickelten Lichtleiters der Breite 1,65 mm unter kontinuierlicher Wasserzuführung verwendet.



**Abb. 4 Funktionsweise des Key Lasers III<sup>®</sup> (KaVo). Eine Photodiode (b) misst die durch Laserenergie angeregte (a) Fluoreszenzstrahlung und zeigt sie auf der Anzeige an (c). Der Laser wird so lange aktiviert (e,f), bis sich der aktuell gemessene Fluoreszenzwert wieder unter dem eingestellten Schwellenwert (d) befindet.**

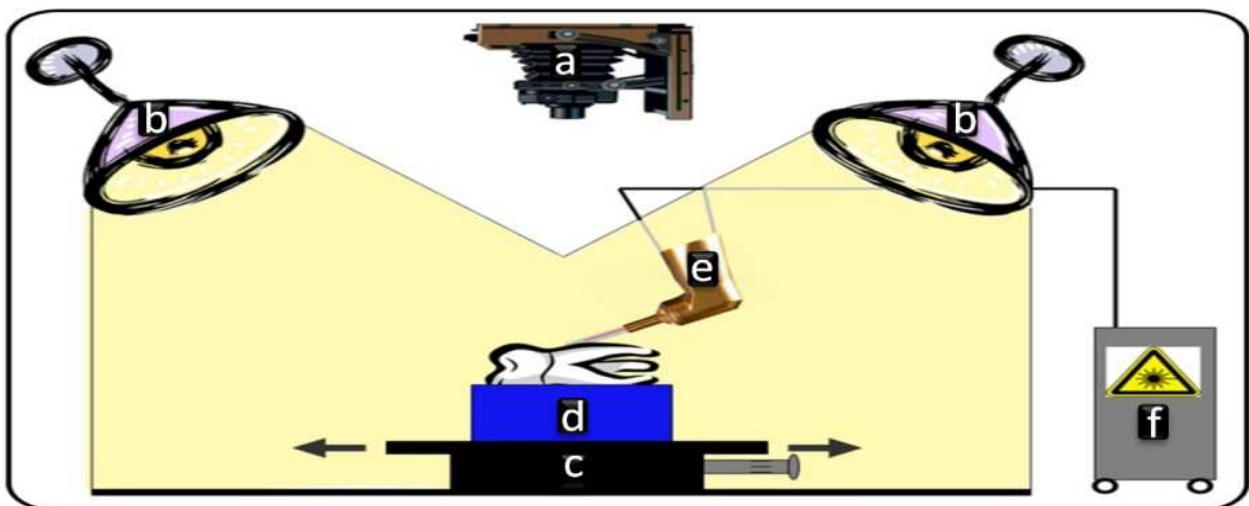
### 2.1.2 Der Schwellenwert

Der Key Laser III<sup>®</sup> ist bislang der einzige Laser auf dem Markt, der ein Rückkopplungssystem (Feedback-System) besitzt. Über einen Anregungsstrahl wird ein Licht der Wellenlänge von 655 nm gesendet (Abb. 4). Eine Photodiode misst die durch Laserenergie angeregte

Fluoreszenzstrahlung und zeigt sie visuell auf einer Anzeige an. Sobald der Messwert größer oder gleich dem frei gewählten Schwellenwert ist, wird der therapeutische Er:YAG Laser so lange aktiviert, bis der Fluoreszenzwert sich wieder unter dem Schwellenwert befindet.

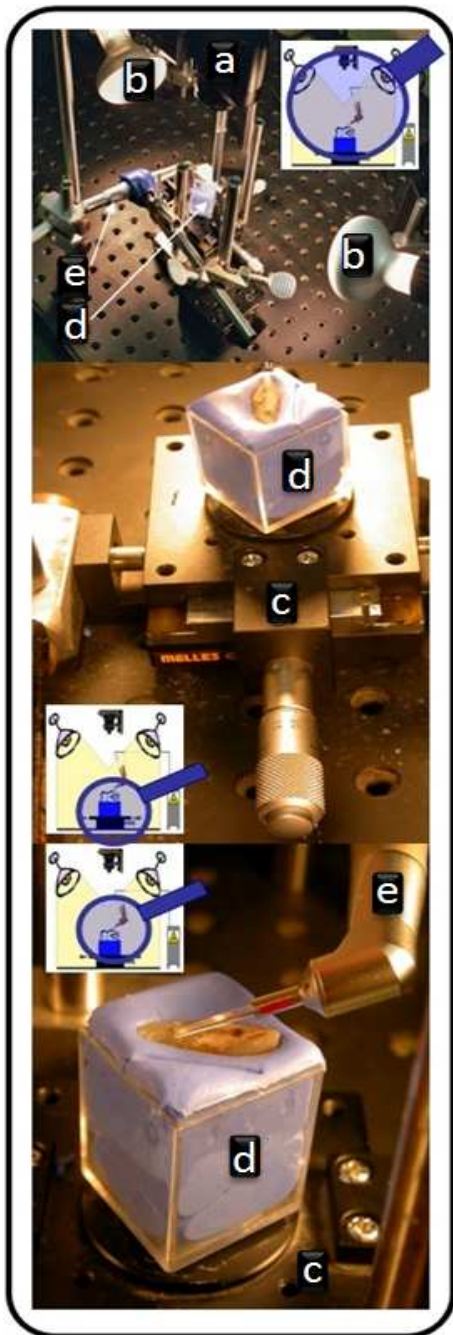
### 2.1.3 Vorbereitung der Zahnproben und Versuchsaufbau

Im Rahmen der Studie wurden insgesamt 20 menschliche extrahierte Zähne mit Konkrementen auf der Wurzeloberfläche verwendet, wovon allerdings 5 Zähne organisatorisch nicht für eine planometrische Auswertung zur Verfügung standen. Zwischen den Experimenten wurden sie bei 4 Grad, eingelegt in physiologischer Kochsalzlösung mit Natriumacid, im Kühlschrank aufbewahrt. Für die Festlegung der Versuchsstrecke auf dem Zahn wurden der Anfangs- und Endpunkt



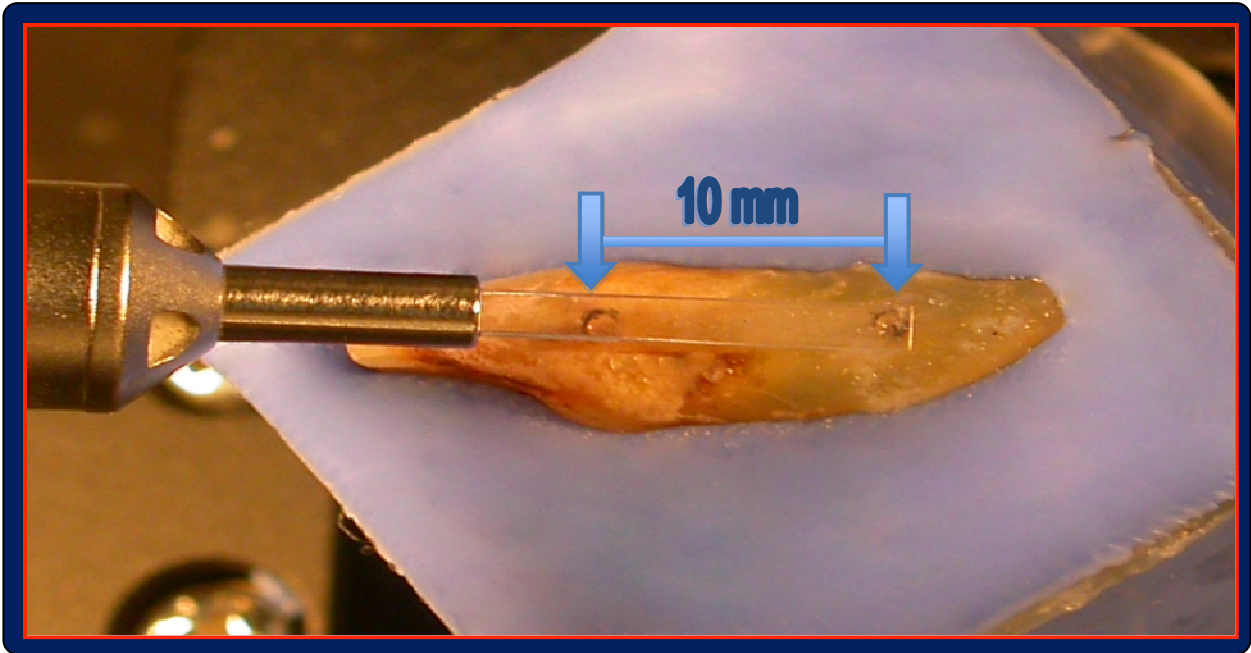
**Abb. 5 Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus mit digitaler Kamera (a), Ausleuchtung (b), optischer Bank (c), Probenhalter (d), Laserwinkelsück (e) und Laser**

durch kleine Bohrungen markiert. Der gesamte Versuchsaufbau wurde auf eine optische Bank montiert (Melles Griot, Irvine, USA). Eine Digialkamera (Nikon Coolpix E 4500, Tokio, Japan) befand sich zur



Photodokumentation genau über dem jeweiligen Zahn (Abb. 5; Abb. 6). Zur Ausleuchtung der zu fotografierenden Fläche wurden zwei 100 W-Lampen während der Aufnahmen verwendet (Hama Reprolamp 6262, Dresden). Während des Versuchs wurde der Raum genau wie die Behandlungsräume durch eine Neonröhre beleuchtet. Die Zähne wurden mit Hilfe eines Silikonmaterials (Contrast<sup>®</sup>, VOCO, Cuxhaven) lagestabil in einen Kunststoffbehälter eingebettet, so dass die zu bearbeitende Fläche immer auf einem xy-Tisch (Melles Griot, Irvine, USA, Einstellgenauigkeit 0,01 mm) vollständig einsehbar war. Das Handstück 2061 (KaVo, Bierbach) des Key Laser III<sup>®</sup> wurde mit einem neu entwickeltem Lichtleiter bestückt und fixiert. Dieser rechteckige Parodontalmeißel (Abb. 7) wurde mit einem Anstellwinkel von 15° zwischen der Wurzeloberfläche und dem Lichtkeil verwendet. Die Ausrichtung erfolgte mit Hilfe eines Winkelmessers.

**Abb. 6: Versuchsaufbau mit digitaler Kamera (a), Ausleuchtung (b), optischer Bank (c), Probenhalter (d), Laserwinkelstück (e) und Laser (f)**



**Abb. 7 Exemplarisches klinisches Bild eines Versuchszahns auf der optischen Bank mit positioniertem Laser – Lichtleiter. Das therapierte Areal befindet sich zwischen den zwei Bohrungen (Pfeile).**

## **2.2 Methode**

### **2.2.1 Experimenteller Teil**

#### **2.2.1.1 Bearbeitung der Zähne**

Nach der Befestigung des Zahnes und dem Ausrichten des Parodontalmeißels wurde nun bei allen Präparaten der Therapielaser mit einem Schwellenwert von 10 eingeschaltet und die zu bearbeitende Stelle zwischen den Markierungen abgefahren. Bei der Überschreitung des Schwellenwertes wurde an diesen Stellen der Therapielaser automatisch vom Diagnosesystem aktiviert. In Konsequenz befanden sich nach dieser ersten Überfahrt nur noch Areale mit einem Schwellenwert von 9 oder niedriger im therapiertem Feld.

Im Anschluss folgte derselbe Versuchsablauf mit den Schwellenwerten 9 bis 1, dem von der Herstellerfirma empfohlenem Wert.

Durch die Mikrometerschraube der optischen Bank konnte eine hohe Präzision der sich bewegenden Probe gewährleistet werden. Die Proben wurden nie in Richtung des Lichtkeils geschoben, sondern immer von ihm weg. Auf diese Weise wurde ein möglicher mechanischer Abtrag eines Konkrements durch den Lichtkeil vermieden. Auch entspricht diese Bewegungsrichtung dem für eine Laseranwendung empfohlenen Vorgehen.

Von den 20 therapierten Zähnen wurden nun 15 Zähne planometrisch vermessen (Kap.: 2.2.3.1). Organisationsbedingt standen die ersten 5 Präparate einer planometrischen Auswertung nicht zur Verfügung. Alle 20 Zähne wurden der histologischen



Aufbereitung zugeführt, um sie im Anschluss histomorphometrisch auswerten zu können (Kap. 2.2.3.2).

#### **2.2.1.2 Fotodokumentation**

Da die Kamera direkt über dem Zahn fest installiert war, konnte gewährleistet werden, dass der Abstand und die Perspektive immer gleich blieben. Des Weiteren konnte keine Verzerrung des Bildes entstehen. Es wurde mit einer effektiven Auflösung von 4,0 Millionen Pixeln gearbeitet. Alle Bilder wurden im JPEG – Format auf einer CompactFlash Karte gespeichert.

Bei jedem Versuchszahn wurden der Ausgangszustand sowie jeder Zwischenschritt nach dem jeweiligen Schwellenwert digital dokumentiert. Fotografiert wurde jeweils die therapierte Fläche auf der Wurzeloberfläche des Zahnes.

## **2.2.2 Histologischer Teil**

### **2.2.2.1 Histologische Aufbereitung der Proben**

Als Verfahren wurde die Trenn-Dünnschlifftechnik gewählt, da hier sowohl die Zahnhartgewebe als auch deren Auflagen dargestellt werden können, ohne sie zu entkalken (Koort und Frentzen, 1993):

#### **1. Schritt: Fixierung**

Für 1-3 Tage wurden die Zähne in 10-prozentiger Formaldehydlösung fixiert.

#### **2. Schritt: Dehydrierung**

Nach einer 30-minütigen Wässerung erfolgte eine je 3 Tage andauernde Dehydrierung in 70-, 90-, 96- und 100-prozentigem Alkohol.

#### **3. Schritt: Kunststoffeinfbettung**

Die 2 Kunststoffeinfbettungen erfolgten beide für je 7 Tage bei 100-500 mbar im Dunkeln und im Vakuum. Der erste Kunststoff, in den die Zähne eingelagert wurden, war ein Gemisch aus PMMA (Technovit 7200 VLC, Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) und GMA (2-Hydroxy-ethyl-methacrylat, Merck, Darmstadt, Deutschland), der zweite 100-prozentiges PMMA.

#### **4. Schritt: Aushärtung**

Ausgehärtet wurden die Zähne zu je 4 Stunden unter gelbem und blauem Licht in einem Lichtpolymerisationsgerät (Exakt-Lichtpolymerisationsgerät, Exakt-Apparatebau, Norderstedt).

#### **5. Schritt: Objektträgerherstellung**

Die eingebetteten Zähne wurden auf Objektträgern fixiert und mit einem Trennschleifersystem (ETS, Exakt-Apparatebau, Norderstedt) entlang der Verbindungslinie der Markierungsbohrungen durchtrennt. Durch Schleifen und Polieren der Schnittflächen mit einem Mikroschleifsystem (EMS, Exakt-Apparatebau, Norderstedt) wurde die Dicke auf ca. 50 µm reduziert. Zum Schluss erfolgte eine Färbung mit Toluidin-Blau.

#### **2.2.2.2 Fotodokumentation der histologischen Proben**

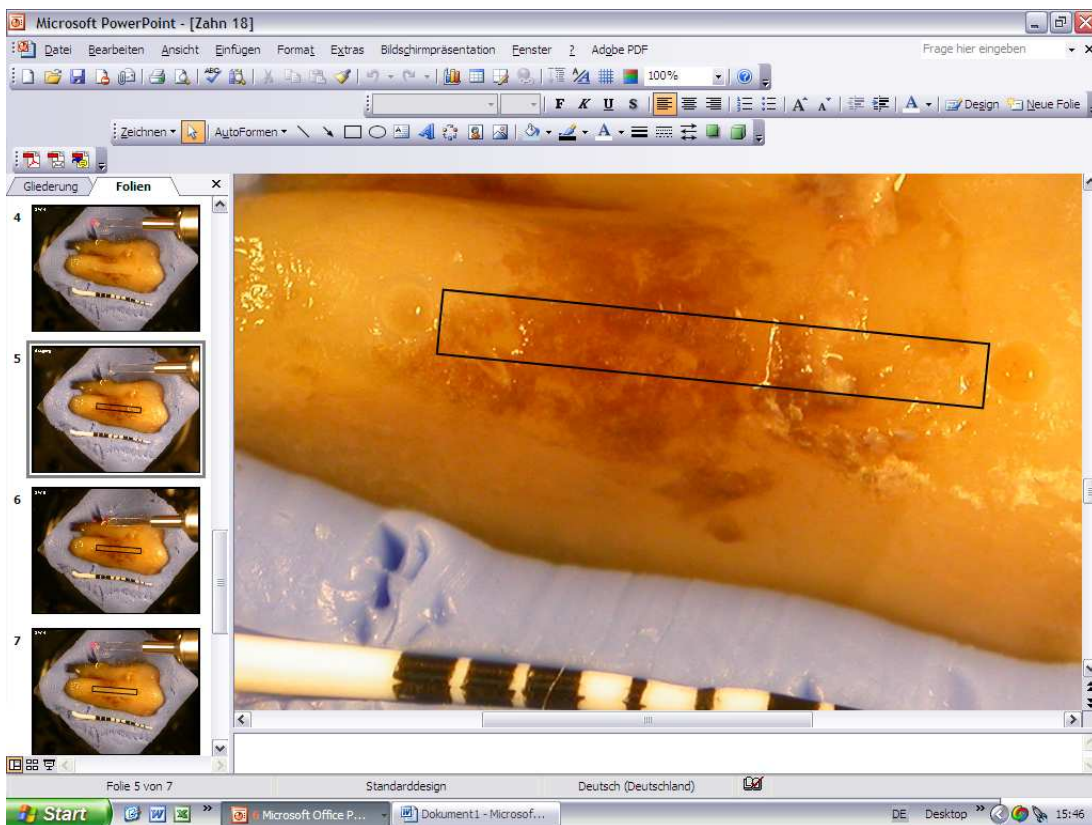
Die Präparate wurden mit einem Stereomikroskop (Wild, Heerbrugg, Schweiz) bei 4-facher Vergrößerung und einem Durchlichtmikroskop (Leitz Dialux 20, Wetzler) bei 16- bis 100-facher Vergrößerung analysiert. Von allen Präparaten wurden Übersichtsaufnahmen sowie zahlreiche Detailaufnahmen der bearbeiteten Oberfläche angefertigt (Wild MPS 45 Photoautomat, Wild, Heerbrugg, Schweiz).

## 2.2.3 Analyse

### 2.2.3.1 Oberflächenanalyse der Zähne

#### 1. Schritt: Markieren der Arbeitsfläche

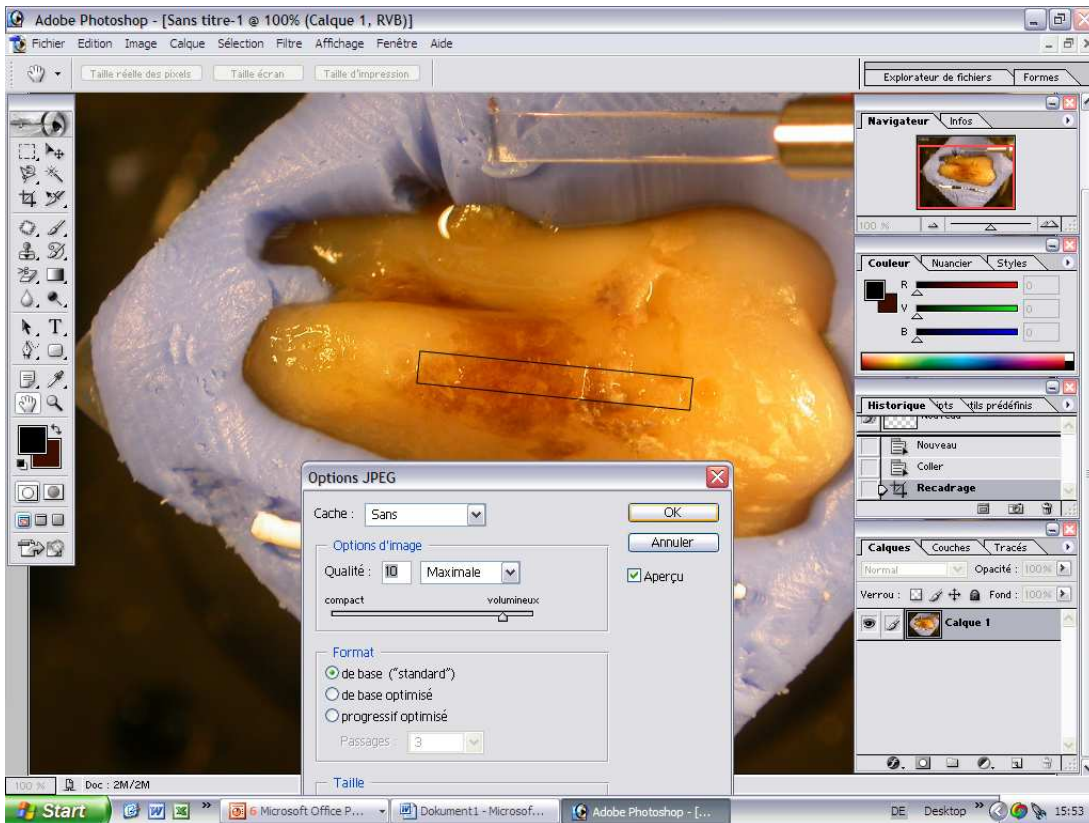
Um die bearbeitete Fläche zur späteren Berechnung eindeutig zu definieren, wurde mit dem Programm PowerPoint 2003 (Microsoft, Redmond, USA) das Arbeitsfeld zwischen den Bohrungen mit einem schwarzem Rechteck umrahmt (Abb. 8).



**Abb. 8: Bildschirmabbildung als exemplarisches Beispiel der Arbeitsfeldbestimmung**

## 2. Schritt: Umformatieren

Das markierte Bild wurde nun in das Programm Adobe Photoshop 7 (Adobe, San Jose, USA) und als Bild im JPEG - Format mit maximaler Auflösung abgespeichert (Abb. 9).



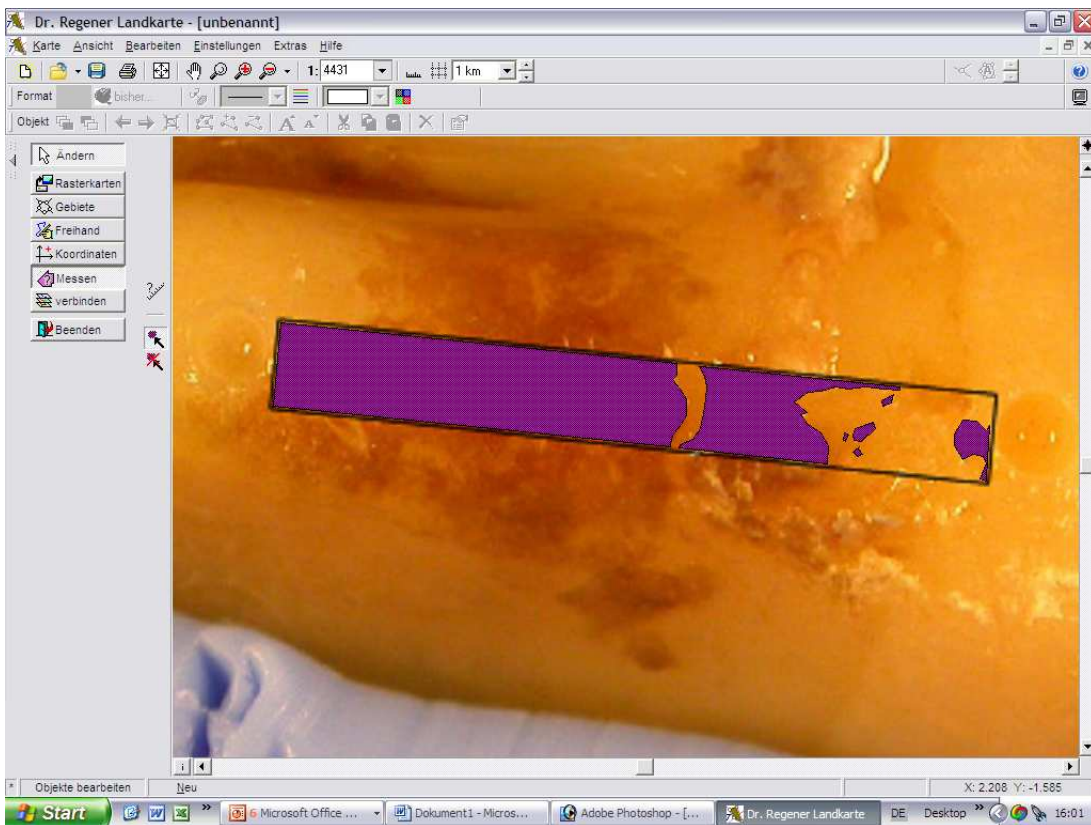
**Abb. 9: Bildschirmabbildung als exemplarisches Beispiel der Umformatierung**

## 3. Schritt: Berechnung

Die planimetrische Flächenberechnung erfolgte mit einer Oberflächenanalyse Software (Regner Computersimulation, Version 7.2.0.0, Güstrow). Der Maßstab wurde mit Hilfe der ebenfalls fotografierten PCP 12 - Messsonde umgerechnet (Abb. 10). Die Flächenberechnung der gekennzeichneten Konkremete erfolgte über die Software. Um eine größtmögliche Präzision zu erreichen, wurde der Zahn hierbei in der 100%- Darstellung vermessen (Abb.11).



**Abb. 11: Beispiel einer genormten PCP 12 – Messsonde zum maßstabsgetreuen Umrechnen der Größenverhältnisse**



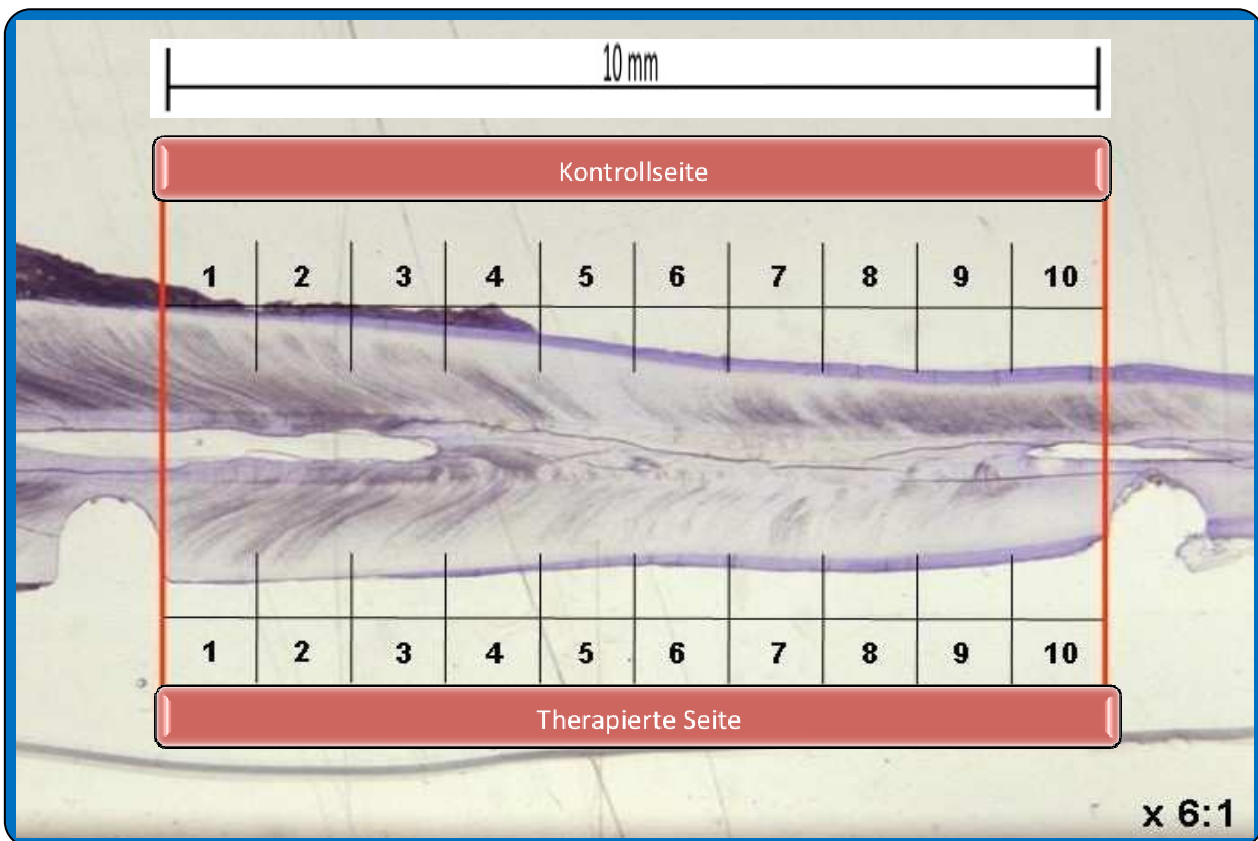
**Abb. 10: Bildschirmabbildung als exemplarisches Beispiel der planometrischen Vermessung**

Ziel war es nun, bezogen auf die Ausgangsmenge den Konkrementabtrag nach jeder Versuchsreihe in Abhängigkeit vom eingestellten Schwellenwert zu bestimmen.

### **2.2.3.2 Histomorphometrische Analyse**

Die histologisch aufbereiteten und abfotografierten Zähne wurden oberhalb der unbearbeiteten und der therapierten Fläche in jeweils zehn gleichgroße Segmente unterteilt (Abb. 12). In jedem dieser Segmente wurde für die histomorphometrische Auswertung die Zementdicke der bearbeiteten Wurzeloberfläche sowie die Zementdicke der unbearbeiteten gegenüberliegenden Wurzelseite (Kontrolle) unter Verwendung einer Oberflächenanalyse-Software (MegaCAD 4.8b, Megatech Software GmbH, Berlin) vermessen und mit der gegenüberliegenden Seite verglichen, um den therapiebedingten Zahnhartsubstanzabtrag ermitteln zu können.

Bei jedem Zahn wurde bei einem Schwellenwert von 1 [U] keine Aktivierung des therapeutischen Er:YAG Lasers durchgeführt!



**Abb. 12: Nicht entkalktes Dünnschliffpräparat. Beurteilung der Wurzelzementdicke der mit dem Er:YAG Laser bearbeiteten sowie der nicht bearbeiteten Seite (Kontrolle). Die Wurzeloberflächen zwischen den Bohrungen (rote Linien re + li) wurden in jeweils 10 Kompartimente unterteilt. Gemessen wurde die jeweils geringste Zementdicke jedes Teilstücks.**



## 2.2 Statistische Auswertung

Für die statistische Analyse wurden die Werte mit dem Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung überprüft. Da nicht alle gemessenen Werte normalverteilt waren, also die Verteilung nicht der Gaußfunktion entsprach, wurden sowohl die verbliebenen Konkrementmengen als auch die Zementdicken der behandelten und nicht behandelten Kontrollseiten mit dem Friedman-Test, der keine Normalverteilung voraussetzt, getestet. Sofern dieser ergab, dass es zwischen einzelnen Gruppen Unterschiede gab, wurden die einzelnen Gruppen mit einem nicht-parametrischem Test (Wilcoxon) paarweise verglichen. Als Irrtumswahrscheinlichkeit wurde der Wert  $\alpha=0,05$  gewählt.

Die gemessenen Werte wurden in Boxplot- Diagramm dargestellt. Innerhalb der Box liegen 50% der Werte. Die Länge der Box entspricht dem Interquartilabstand. Sie wird durch den Median in je ein 25% Perzentil geteilt. Die Haarlinien (senkrechte Balken) zeigen das Maximum beziehungsweise das Minimum der Verteilung, sofern diese nicht mehr als das 1,5-fache des Interquartilabstands vom Median abweichen. Alle Werte, die außerhalb dieses Bereiches liegen, werden als Ausreißer behandelt und mit einem Kreis gesondert dargestellt. Werte, die über den 3-fachen Interquartilabstand hinaus gehen, werden als Extremwerte mit einem Stern gekennzeichnet.

### **3. Ergebnisse**

#### **3.1 Klinische Ergebnisse**

Bei Verwendung des von der Firma empfohlenen Schwellenwert von 5 [U] betrug die verbliebene Konkrementmenge im Median 18 % (Minimum: 0 %, Maximum: 78 %). Folglich wurden im Schnitt 82 % der Konkremente bei diesem Schwellenwert entfernt.

Bei einer Erniedrigung unter den empfohlenen Schwellenwert des Er:YAG Lasers konnte auch eine Verminderung der verbliebenen Konkremente festgestellt werden (Abb. 13). Bei einem Schwellenwert von 4 [U], betrug die verbliebene Konkrementmenge im Median 11 % (Min.: 0 %, Max.: 60 %), bei 3 [U] im Median 11 % (Min.: 0 %, Max.: 60 %), bei 2 [U] im Median bei 4 % (Min.: 0 %, Max.: 60 %) und bei 1 [U] im Median 0 % (Min.: 0 %, Max.: 26 %) (Abb. 14).

Eine Erniedrigung der Schwellenwerte von 5 [U] auf 4 [U] und von 2 [U] auf 1 [U] ergab jeweils eine statistisch signifikante Veränderung der Konkrementmenge ( $p < 0,05$ ), (Tab. 1; Abb.14). Hier wurde im Median zwischen 89,1 % (5 [U]) und 100% (1 [U]) der Konkremente entfernt.

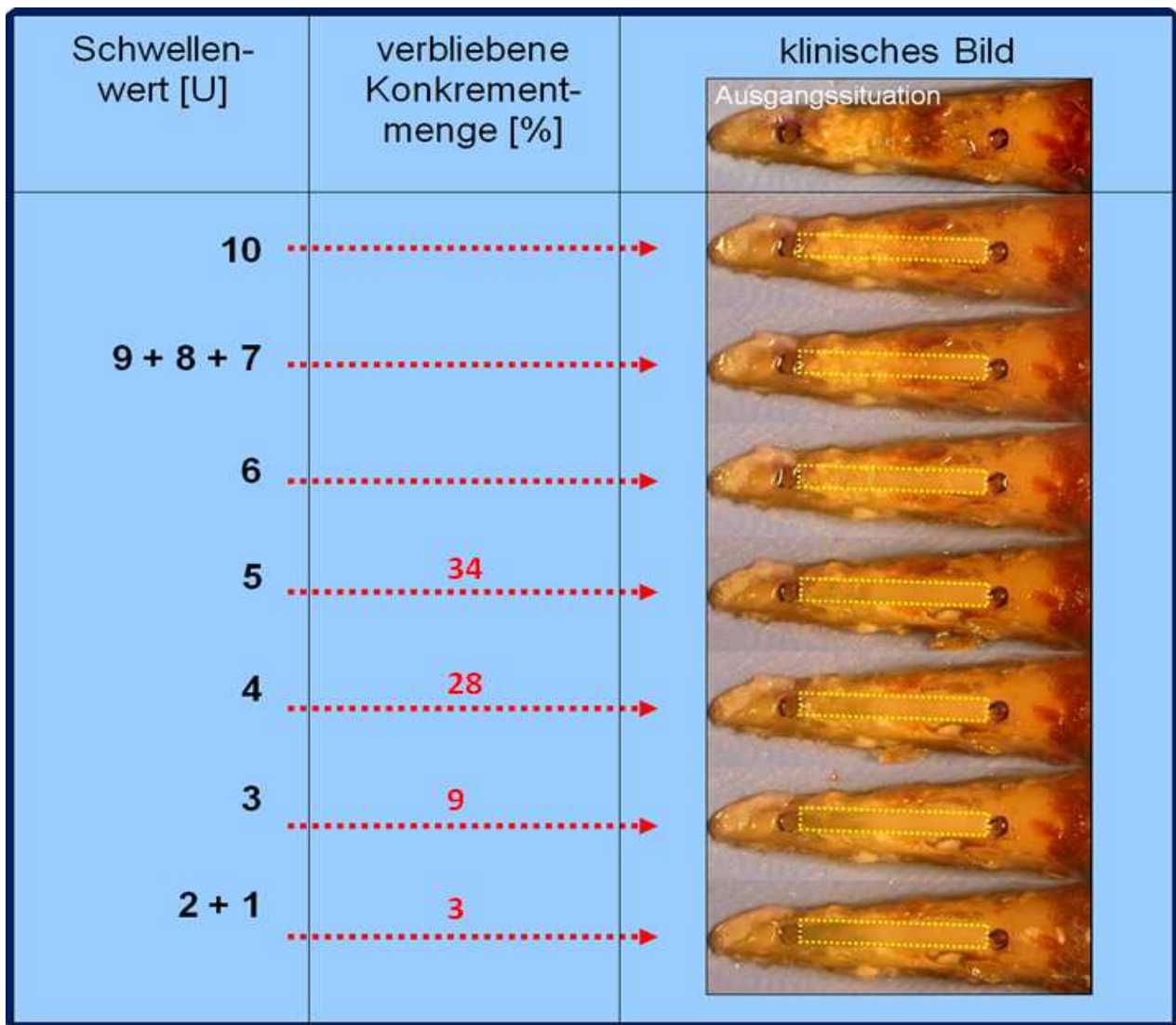
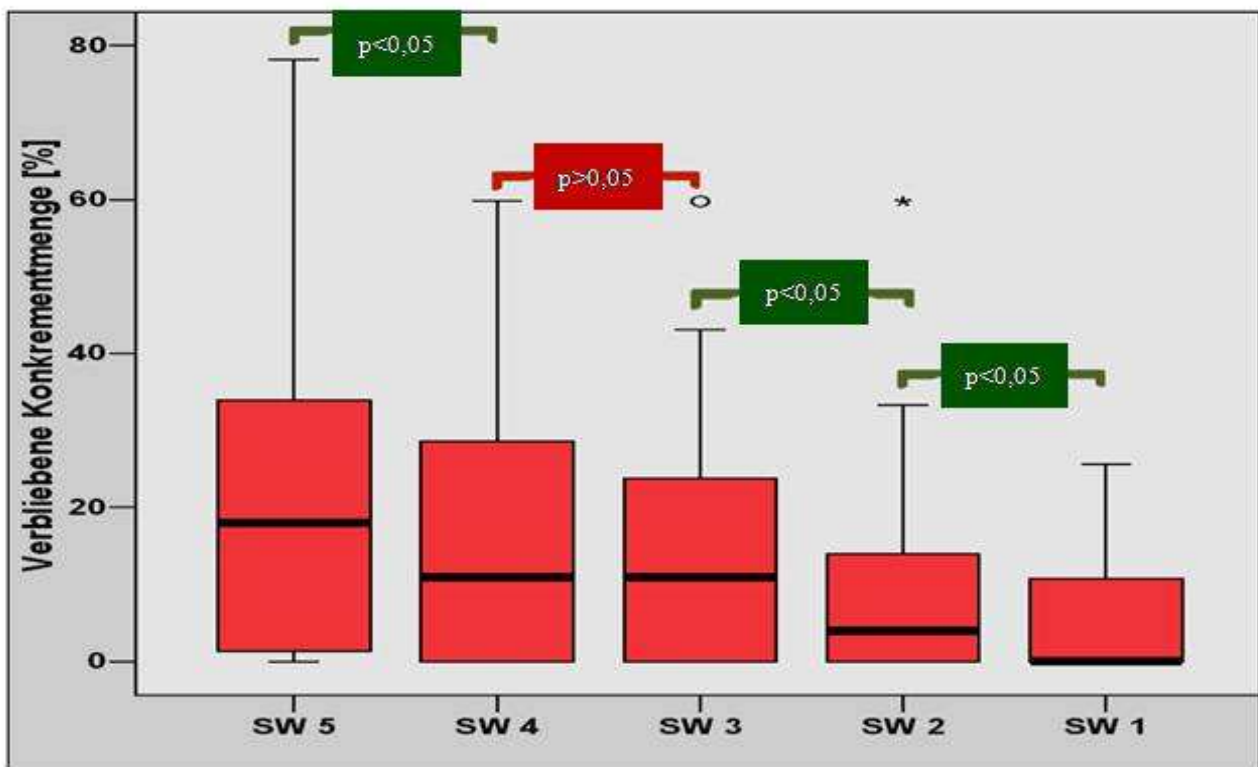


Abb. 13: Exemplarische Darstellung eines Zahnes bei der Konkremententfernung unter Verwendung des Er:YAG Lasers mit Laserfluoreszenz-Rückkopplung bei verschiedenen Schwellenwerten. Die gelbe Markierung gibt den durch die Breite des Lichtkeils und die Bohrungen auf der Wurzeloberfläche vorgegebenen, planimetrisch erfassten Bereich an. Bezogen auf die Ausgangssituation bewirkte die Reduktion des Schwellenwerts eine Verringerung der auf der Wurzeloberfläche zurückgelassenen Konkrementmenge.

Schwellenwert [U]	5	4	3	2	1
Median	18	10,9	10,9	3,9	0
Mittelwert	22,9	17	15,1	11,2	6,1
Std.-Abweichung	24	20	18,4	16,5	8,3
p-Wert	p<0,05		p>0,05	p<0,05	p<0,05

**Tab. 1: Verbliebene Konkrementmenge in Abhängigkeit vom Schwellenwert. Es existiert ein signifikanter Unterschied der Konkrementmenge zwischen den Schwellenwerten 5 und 4 [U], 3 und 2 [U], bzw. 2 und 1 [U] ( $p<0,05$ ).**



**Abb. 14: Box- Plot- Diagramm der verbliebenen Konkrementmenge [%] in Abhängigkeit vom eingestellten Laserfluoreszenz-Schwellenwert. Eine Erniedrigung der Schwellenwerte von 5 [U] auf 4 [U], von 3[U] auf 2 [U]und von 2 [U] auf 1 [U] ergab jeweils eine statistisch signifikante Veränderung der Konkrementmenge ( $p<0,05$ ).**

### 3.2 Histologische Ergebnisse

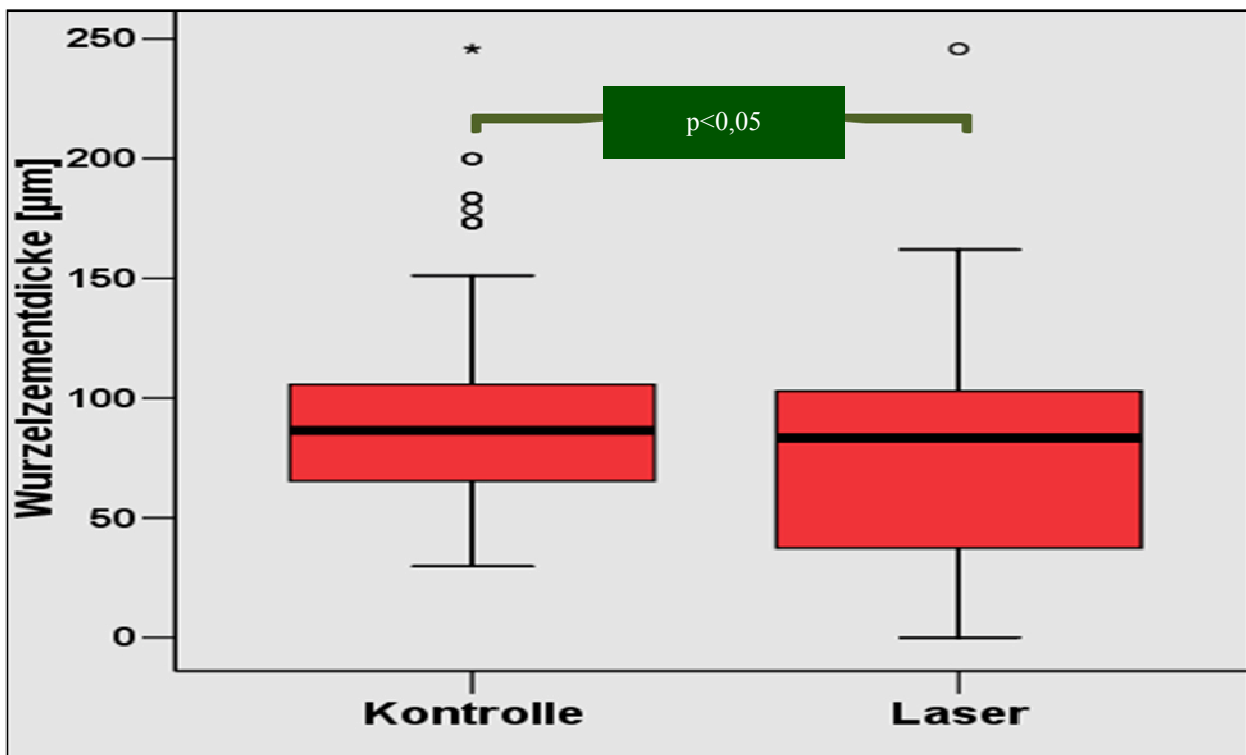
Die laserbearbeitete Wurzeloberfläche wies im Vergleich zur gegenüberliegenden, unbearbeiteten Seite eine geringere Zementdicke auf (Abb. 10,  $p < 0,05$ ). Dabei betrug die Zementdicke auf der mit dem Er:YAG Laser bearbeiteten Seite im Median 80  $\mu\text{m}$  (Min: 0  $\mu\text{m}$ , Max: 250  $\mu\text{m}$ ); auf der nicht bearbeiteten Seite konnte im Median eine Dicke von 90  $\mu\text{m}$  (Min: 30  $\mu\text{m}$ , Max: 250  $\mu\text{m}$ ) gemessen werden (Tab.2, Abb. 15).

In Einzelfällen kam es zu einer Freilegung von Wurzel dentin: In 16 von insgesamt 200 untersuchten Wurzelkompartimenten wurde das Wurzelzement vollständig entfernt.

Es wurden weder Risse noch Karbonisierungserscheinungen auf den Oberflächen beobachtet, die auf thermische Schäden hindeuteten.

Zementdicke	Kontrollseite	Therapierte Seite
Median	84	84,1
Mittelwert	76,66	82,9
Std.-Abweichung	30,46	21,51
p-Wert	p<0,05	

**Tab. 2: Wurzelzementdicken bei der unbearbeiteten (Kontrolle) und der bearbeiteten Seite. Jeweils 10 Messpunkte bei 20 Zähnen. Es besteht ein signifikanter Unterschied (p<0,05).**



**Abb. 15: Box- Plot- Diagramm der Wurzelzementdicken der unbearbeiteten (Kontrolle) sowie der mit dem Er:YAG Laser bearbeiteten Seite (n=20). Statistisch signifikant geringere Zementschichtdicke nach Laserbehandlung im Vergleich zur gegenüberliegenden, nicht bearbeiteten Kontrollseite (p < 0,05, Wilcoxon)**

## **4. Diskussion**

Die Laserfluoreszenzmessung wurde ursprünglich zur Kariesdiagnostik entwickelt. Diverse Studien konnten jedoch auch die Fähigkeit zur zuverlässigen Konkrementdiagnostik nachweisen (Folwaczny, Heym et al. 2002; Krause, Braun et al. 2003; Folwaczny, Heym et al. 2004).

Die Ziele der subgingivalen Reinigung sind nicht nur die Entfernung der klebrigen Plaque, sondern auch der mineralisierten Konkremente. Ein Entfernen mit Handinstrumenten kostet sehr viel Zeit und ist außerdem oft unvollständig (Yukna, Scott et al. 1997). Zur Verbesserung der Effizienz wurden in Folge Schall- und Ultraschallgeräte entwickelt. In manchen Fällen erwies sich die anatomisch sehr komplexe Form der Wurzeln für eine gründlich Reinigung als sehr schwierig (Kepic, O'Leary et al. 1990).

Unter diesen Schwierigkeiten wurde das Laserscaling als moderne Alternative zu den beiden anderen Verfahren vorgestellt. Im Vergleich zwischen den verschiedenen Lasern sticht der Er:YAG mit seinen Eigenschaften für die Parodontologie als besonders vielversprechend hervor (Ishikawa, Aoki et al. 2004). Es verwundert daher auch nicht, dass der Er:YAG der am meisten genutzte Laser im Bereich parodontaler Studien ist (Aoki, Ando et al. 1994; Aoki, Miura et al. 2000; Eberhard, Ehlers et al. 2003).

### **4.1 Planometrische Analyse**

Der Er:YAG Laser ist eine Alternative zu den bisherigen, konventionellen Verfahren. Es konnte gezeigt werden, dass eine

nahezu vollständige Konkremententfernung bei einer nicht-chirurgischen, parodontalen Initialbehandlung möglich ist.

Eines der wichtigsten Probleme in der nicht-chirurgischen Parodontaltherapie ist, den Endpunkt des Instrumentierens richtig zu bestimmen, wann also die Wurzel vollständig gereinigt ist, um weder mit einer Überinstrumentierung das Wurzelzement zu beschädigen noch mit einer Unterinstrumentierung Konkrementreste zu belassen. Klassischerweise wird der Endpunkt der Behandlung mit einer Sonde überprüft, auch wenn mit früheren Studien gezeigt wurde, dass dieses sehr schwierig ist (Sherman, Hutchens et al. 1990).

Im Idealfall könnte ein Diagnosegerät also eine objektive Entscheidung fällen, ob noch Konkremeante vorhanden sind oder nicht.

Bei der klinischen Anwendung eines durch Laserfluoreszenz kontrollierten Er:YAG Lasers wurden 140 mJ und 10 Hz klinisch erfolgreich verwendet (Schwarz, Bieling et al. 2006). Die Autoren dieser Studie schlussfolgerten, hier sei sowohl die Konkrementablation als auch die Prävention vor möglichen Wurzelzementschäden am größten. Im Rahmen der vorliegenden Studie sind wir dieser Empfehlung gefolgt.

Die durchschnittliche prozentual verbliebene Konkrementmenge der bearbeiteten Flächen betrug  $6,2 \pm 3,9$  % bei 5 [U] als Schwellenwert (Schwarz, Bieling et al. 2006). In dieser Studie befand sich der Bereich zwischen 0 % und 11 %, je nach eingestelltem Schwellenwert.

Bei der Behandlung mit einem Er:YAG Laser ohne Fluoreszenz-Rückkopplung liegt die verbleibende Konkrementmenge hingegen bei 32 % (Eberhard et al., 2003). Bei der Handinstrumentierung waren zwischen 4 % und 13 % der Wurzeloberfläche nicht von Auflagerungen befreit (Braun et al., 2006; Eberhard et al., 2003; Schwarz et al., 2006). Moderne Ultraschallgeräte bringen vergleichbare Abtragsraten im Vergleich zur Handinstrumentierung (Braun et al. 2005). Ein



direkter Vergleich zwischen den Studien ist jedoch aufgrund der sehr unterschiedlich durchgeführten Untersuchungsmethoden nur eingeschränkt möglich.

## **4.2 Histomorphometrische Analyse**

Histologisch zeigte sich ein geringfügiger Verlust von Zement (Median: 10  $\mu\text{m}$ ). Der Vergleich der 100 Messareale mit der jeweils gegenüberliegenden Stelle minimiert eine Fehlinterpretation durch individuelle Unterschiede in der Zementdicke der Wurzeln (Schroeder, 2000).

Bei der Handinstrumentierung konnten deutliche Veränderungen der Zementdicke, bis hin zum vollständigen Abtrag beobachtet werden, die zu einer Hypersensitivität des Dentins oder zu kariösen Läsionen führen können (Eberhard et al., 2003; Crespi et al., 2006; Schwarz et al., 2006; Adriaens et al., 1988, Haugen und Johansen, 1988; Pashley et al., 1996). Durchschnittlich liegt der Abtrag bei Handinstrumenten zwischen 34  $\mu\text{m}$  und 343  $\mu\text{m}$ , je nach Häufigkeit der Anwendung und dem Anpressdruck des Behandlers (Zappa et al., 1991; Ritz et al., 1991). Im Vergleich zum Abtrag der Wurzeloberfläche mit Schall- und Ultraschall- Geräten liegen die Ergebnisse dieser Arbeit innerhalb derer, welche bei Anwendung mit piezoelektrischen Ultraschallscalern (26-107  $\mu\text{m}$ ) und magnetostriktiven Ultraschallscalern (14-411  $\mu\text{m}$ ), abhängig von den jeweilig eingestellten Parametern, beschrieben wurden (Flemmig et al., 1998a, b). Unter Verwendung von verschiedenen Ultraschallansätzen wurde in laserprofilometrischen Auswertungen in vitro ein Abtrag bis zu 24  $\mu\text{m}$  angegeben (Jepsen et al., 2004). Bei Anwendung eines Er:YAG Lasers

ohne Fluoreszenz-Rückkopplung reichte die beobachtete Defekttiefe je nach verwendeten Energieparametern von 41  $\mu\text{m}$  bis 640  $\mu\text{m}$  (Folwaczny et al., 2001). In der vorliegenden Arbeit konnte mit ungefähr 10  $\mu\text{m}$  ein geringerer Abtrag der Zahnhartsubstanz gezeigt werden.

Während der Wurzeloberflächenbearbeitung waren die Zähne mit Wasser bedeckt. Es zeigten sich weder Risse noch Zeichen von Karbonisierungen der Oberflächen, was auf thermische Schäden hindeuten würde. Bei der klinischen Anwendung des Lasers könnte die Gingiva jedoch eine suffiziente Kühlung der Wurzeloberflächen durch Wasser verhindern und so zu thermischen Schäden führen, wie dies in einer in situ Untersuchung an humanen Präparaten gezeigt wurde (Folwaczny et al., 2003). Derartige thermische Veränderungen wurden hingegen nicht in anderen Studien berichtet, welche in vivo mit dem Laser bearbeitete Zähne nach der Extraktion untersucht haben (Eberhard et al., 2003; Schwarz et al., 2006).

### **4.3 Bewertung der Hypothesen**

Zusammenfassend zeigt diese Arbeit, dass die Konkrementmenge der therapierten Wurzeloberfläche von dem zuvor eingestellten Schwellenwert abhängt. Hypothese 1 konnte somit bestätigt werden: Je höher der Schwellenwert, desto größer die verbleibende Konkrementmenge. Durch ein Herabsetzen des Schwellenwertes konnte ein höherer Abtrag erzielt werden. Die Steuerung des Lasers über die induzierte Laserfluoreszenz der bakteriellen Stoffwechselprodukte arbeitet bei optimaler Einstellung sehr präzise und verhindert eine Überinstrumentierung der Zahnhartsubstanz.

Hypothese 2 erwies sich als falsch! Bei einer Energieeinstellung von 140 mJ und 10 Hz bewirkt ein Herabsetzen des Fluoreszenz-Schwellenwertes unterhalb der vom Hersteller empfohlenen 5 [U] eine signifikante Verbesserung der Reinigungsleistung.

Der durch den Laser stattfindende Abtrag ist bei einmaliger Anwendung nicht nur so gering (Median 10  $\mu\text{m}$ ), dass keine klinisch relevanten Auswirkungen auf die Wurzeloberfläche zu befürchten sind, er ist sogar geringer als bei der Handinstrumentierung. Hypothese 3 konnte somit bestätigt werden.

Eine definitive Empfehlung zum systematischen klinischen Einsatz eines rückgekoppelten Er:YAG Lasers kann erst nach einer weiterführenden in vivo Studie erfolgen, auch wenn die Ergebnisse vielversprechend sind.

## 5. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es zu überprüfen, inwieweit ein Er:YAG Laser mit Fluoreszenzrückkopplungssystem zur Konkremententfernung geeignet ist.

20 frisch extrahierte menschliche Zähne mit Konkrementen auf der Wurzeloberfläche sowie das Handstück des Key Laser III® wurden auf einer optischen Bank justiert. Der Laser arbeitete mit einer Wellenlänge von 2,94  $\mu\text{m}$  und einer Pulsdauer von 250  $\mu\text{s}$ . Pulsenergien von 140 mJ wurden mit einer Wiederholungsrate von 10 Hz unter Verwendung des Handstücks 2061 und eines neuentwickelten Lichtleiters unter kontinuierlicher Wasserzuführung verwendet. Der Anstellwinkel zwischen der Wurzeloberfläche und dem Lichtkeil betrug 15°. Der verwendete Schwellenwert der Laserfluoreszenzrückkopplung wurde bei den einzelnen Versuchsreihen von anfänglich 10 [U] um jeweils 1 [U] erniedrigt, bis der Schwellenwert 1 [U] erreicht war.

Aus allen 20 Zähnen, wurden histologische Dünnschliffpräparate hergestellt, die fotografiert wurden. Für die histomorphometrische Auswertung wurden die Zementdicke der bearbeiteten Wurzeloberfläche sowie die Zementdicke der unbearbeiteten gegenüberliegenden Wurzelseite (Kontrolle) unter Verwendung einer Oberflächenanalyse-Software vermessen, um den therapiebedingten Zahnhartsubstanzabtrag ermitteln zu können. Des weiteren wurden von 15 Zähnen der Konkrementabtrag beim jeweiligen Schwellenwert mit standardisierten Photographien der Wurzeloberfläche festgehalten. Die digitalisierten Fotos wurden mit Hilfe einer Software planimetrisch vermessen, um so die Abtragsrate, bezogen auf die Ausgangsmenge zu bestimmen.

Die vorliegende Studie zeigt, dass bei Verwendung eines durch Laserfluoreszenz kontrollierten Er:YAG Lasers die auf der

Wurzeloberfläche verbliebene Konkrementmenge abhängig ist vom voreingestellten Fluoreszenz- Schwellenwert.

Durch eine Absenkung unter den vom Hersteller angegebenen Laserfluorezenzschwellenwert von 5 [U] kann eine stärkere Reinigung von Wurzeloberflächen erreicht werden.

Die histomorphometrische Analyse ergab, daß im Rahmen der Behandlung die bestehende Gefahr eines Abtrags von Wurzelzement selbst bei Erniedrigung unter den vom Hersteller vorgegebenen Schwellenwert klinisch vernachlässigt werden kann, da das Ausmaß des Hartschubstanzabtrages unter dem der konventionellen Therapie liegt und so auf die Möglichkeit einer hartschubstanzschonenden Therapie hinweist.

## 6. Anhang

Zahn	Schwellenwert [U]				
	5	4	3	2	1
1	0	0	0	0	0
2	23,3	0	0	0	0
3	25,85	17,39	12,74	12,74	9,39
4	36,37	25,92	22,17	15,23	14,69
5	2,7	2,7	2,7	2,7	2,7
6	78,13	43,09	43,09	33,27	25,63
7	11,1	0	0	0	0
8	46,31	46,14	25,21	3,92	0
9	59,75	59,75	59,75	59,75	10,66
10	0	0	0	0	0
11	31,35	31,35	31,35	11,96	0
12	0	0	0	0	0
13	10,88	10,88	10,88	10,88	10,88
14	18,02	18,02	18,02	18,02	18,02
15	0	0	0	0	0

**Tab. 3: Werte der planometrischen Analyse der verbliebenden Konkrementmenge beim jeweiligen Schwellenwert (n=15).**

Zahn		Kompartiment									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	Kontrollseite	50,8	0	42,4	102,1	110,1	118,9	145,1	144,3	152,5	162
	TherapierteSeite	50,8	67,8	68,4	103,2	110,1	173,2	145,1	173,2	199,9	183,5
2	Kontrollseite	0	0	0	46,5	27,9	18,6	85,9	93	83,7	83,7
	TherapierteSeite	61,5	61,5	65,1	88,7	95	84,2	85,9	93	83,7	83,7
3	Kontrollseite	37,1	27,8	37,1	74,2	111,7	120,9	120,9	120,9	131,3	151,2
	TherapierteSeite	64,9	65,6	103,9	102,5	124,1	142,2	122,1	120,9	139,1	151,2
4	Kontrollseite	37,7	29,5	0	29,5	22,1	22,1	22,1	22,1	29,5	33,4
	TherapierteSeite	68,2	66,9	61	61	68,2	73,4	100,9	105,9	107,9	133,7
5	Kontrollseite	37,9	37,9	0	0	36,7	64,9	55,9	101,3	111,7	116,7
	TherapierteSeite	55,9	55,9	58,3	58,3	75,9	64,9	55,9	105	116,7	116,7
6	Kontrollseite	82,6	60,1	67,6	105,5	90,1	97,7	105,5	135,4	127,9	105,2
	TherapierteSeite	82,6	82,6	83	105,5	122,5	97,7	105,5	136,1	142,7	138,9
7	Kontrollseite	33,9	0	42,4	102,1	86,6	118,9	145,1	144,3	152,5	162
	TherapierteSeite	33,9	67,8	68,4	103,2	86,6	173,2	145,1	173,2	199,9	183,5
8	Kontrollseite	0	0	0	86,3	86,3	95,3	106,7	116,1	130,3	245,8
	TherapierteSeite	51,7	85,8	85,8	86,3	86,3	95,3	106,7	116,1	130,3	245,8
9	Kontrollseite	35,4	29,7	23,2	40,7	81,3	87,1	98,8	104,7	110,5	110,5
	TherapierteSeite	60,9	35,4	29,7	58,4	83,4	90,5	99,5	111,1	110,5	110,5
10	Kontrollseite	28,7	29,7	22,8	35,9	35,9	28,7	28,7	81,2	35,9	36,7
	TherapierteSeite	80,4	80,4	105	124,2	111,9	89,1	89,1	81,2	146,2	178,8
11	Kontrollseite	35,4	29,7	23,2	58,4	81,3	87,1	81,3	87,1	98	105,2
	TherapierteSeite	60,9	35,4	29,7	58,4	83,4	90,5	83,4	90,5	98	105,2
12	Kontrollseite	62,2	62,2	60,6	60,1	83	83	98	98,9	105,2	98
	TherapierteSeite	62,2	62,2	60,6	60,1	83	83	98	105,2	105,2	98,9

13	Kontrollseite	79,8	85,5	65,5	91,7	70,8	84	103	103	103	79,8
	TherapierteSeite	79,8	85,5	65,5	92	70,8	84	103,9	103	103	79,8
14	Kontrollseite	61,5	61,5	65,1	88,7	95	84,2	85,9	93	83,7	83,7
	TherapierteSeite	61,5	61,5	65,1	88,7	95	84,2	85,9	93	83,7	83,7
15	Kontrollseite	0	0	35,3	56,5	64	86,1	100,1	101,4	106	115,3
	TherapierteSeite	51,7	51,7	65,3	64	64	92,2	101,4	101,4	107	115,3
16	Kontrollseite	37,9	37,9	37,9	37,9	36,7	60,1	83	98	105,2	98
	TherapierteSeite	55,9	55,9	55,9	58,3	58,3	60,1	83	98	105,2	105,2
17	Kontrollseite	62,2	60,6	60,1	83	101,3	111,7	116,7	111,7	111,7	62,2
	TherapierteSeite	62,2	60,6	60,1	83	101,3	111,7	116,7	111,7	111,7	62,2
18	Kontrollseite	89,6	79,8	85,5	65,5	92	118,1	125,3	105,7	108,1	85,5
	TherapierteSeite	89,6	79,8	85,5	65,5	92	118,1	125,3	105,7	108,1	85,5
19	Kontrollseite	87,7	79,8	85,5	65,5	91,7	11,22	124,5	105,1	108,1	85,5
	TherapierteSeite	89,6	79,8	85,5	65,5	92	118,1	125,3	105,7	108,1	85,5
20	Kontrollseite	0	0	0	0	58	70,8	84	103	103	103
	TherapierteSeite	47,1	39,2	58,4	52	64,8	70,8	84	103,9	103	103

**Tab. 4: zeigt als Ergebnis der histomorphometrischen Analyse sowohl die Zementdicke der therapierten- als auch der Kontrollseite der jeweiligen Kompartimente (in  $\mu\text{m}$ ).**



## 7. Literaturverzeichnis

1. Adriaens PA, Edwards CA, De Boever JA, Loesche WJ.  
Ultrastructural observations on bacterial invasion in  
cementum and radicular dentin of periodontally diseased  
human teeth.  
J Periodontol 1988; 59: 493-503
2. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I.  
Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic  
bacteria.  
Lasers Surg Med 1996; 19: 190-200
3. Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I.  
In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with  
an Er:YAG laser.  
J Periodontol 1994; 65: 1097-1106
4. Aoki A, Miura M, Akiyama F, Nakagawa N, Tanaka J, Oda S,  
Watanabe H, Ishikawa I.  
In vitro evaluation of Er:YAG laser scaling of subgingival  
calculus in comparison with ultrasonic scaling.  
J Periodontal Res 2000; 35: 266-277
5. Badersten A, Niveus R, Egelberg J.  
4-year observations of basic periodontal therapy.  
J Clin Periodontol 1987; 14: 438-444
6. Boretti G, Zappa U, Graf H.  
Case D. Short-term effects of phase I therapy on crevicular  
cell populations.  
J Periodontol 1995; 66: 235-240

7. Braun A, Krause F, Hartschen V, Falk W, Jepsen S.  
Efficiency of the Vector™-system compared to conventional subgingival debridement in vitro and in vivo.  
J Periodontol 2006; 33: 568-574
8. Cobb CM.  
Lasers in periodontics: a review of the literature.  
J Periodontol 2006; 77: 545-564
9. Dederich DN, Bushick RD.  
Lasers in dentistry: Separating science from hype.  
J Am Dent Assoc; 2004; 135: 204-212
10. Eberhard J, Ehlers H, Falk W, Acil Y, Albers HK, Jepsen S.  
Efficacy of subgingival calculus removal with Er:YAG laser compared to mechanical debridement: an in situ study.  
J Clinical Periodontol 2003; 30: 511-518
11. Flemmig TF.  
Parodontologie  
Stuttgart New York: Thieme, 1993
12. Flemmig TF, Petersilka GJ, Mehl A, Hickel R, Klaiber B.  
The effect of working parameters on root substance removal using a piezoelectric ultrasonic scaler in vitro.  
J Clinical Periodontol 1998; 25: 158-163
13. Flemmig TF, Petersilka GJ, Mehl A, Hickel R, Klaiber B.  
Working parameters of a magnetostrictive ultrasonic scaler influencing root substance removal in vitro.  
J Periodontol 1998; 69: 547-553

14. Folwaczny M, Heym R, Mehl A, Hickel R.  
Subgingival calculus detection with fluorescence induced by 655 nm InGaAsP diode laser radiation.  
J Periodontol 2002; 73: 597-601
15. Folwaczny M, Heym R, Mehl A, Hickel R.  
The effectiveness of InGaAsP diode laser radiation to detect subgingival calculus as compared to an explorer.  
J Periodontol 2004; 75: 744-749
16. Folwaczny M, Thiele L, Mehl A, Hickel R.  
The effect of working tip angulation on root substance removal using Er:YAG laser radiation: an in vitro study.  
J Clinical Periodontol 2001; 28: 220-226
17. Frentzen M, Sculean A, Visser H  
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK: Laser in der Parodontologie  
Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60
18. Haugen E, Johansen JR.  
Tooth hypersensitivity after periodontal treatment. A case report including SEM studies.  
J Clinical Periodontol 2004; 15: 399-401
19. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA.  
Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics.  
J Periodontal Res 2004; 39: 275-285

20. Jepsen S, Ayna M, Hedderich J, Eberhard J.  
Significant influence of scalertipp design on root substance loss resulting from ultrasonic scaling: a laserprofilometric in vitro study.  
J Clinical Periodontol 2004; 31: 1003-1006
21. Keller U, Hibst R.  
Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations.  
Lasers Surg Med 1989; 9: 345-351
22. Kopic TJ, O'Leary TJ, Kafraway AH.  
Total calculus removal: an attainable objective?  
J Periodontol 1990; 61: 16-20
23. Kocher T, Langenbeck M, Rühling A, Plagmann HC.  
Subgingival polishing with a teflon-coated sonic scaler insert in comparison to conventional instruments as assessed on extracted teeth.  
J Clin Periodontol 2000; 27: 243-249
24. König K, Flemming G, Hibst R.  
Laser-induced autofluorescence spectroscopy of dental caries.  
Cell Mol Biol 1998; 44: 1293-1300
25. Koort H, Frentzen M.  
Histological techniques to study laser effects in mineralized tissues.  
Spie 1993; 1882: 412-421

26. Kornman KS, Page RC, Tonetti MS.  
The host response to the microbial challenge in periodontitis: assembling the players.  
Periodontol 1997; 14: 33-53
27. Krause F, Braun A, Frentzen M.  
Detektion of subgingival calculus with a novel LED-based optical probe.  
J Periodontol 2005; 76: 1202-1206
28. Krause F, Braun A, Frentzen M.  
The possibility of detecting subgingival calculus by laser-fluorescence in vitro.  
Lasers Med Sci 2003; 18: 32-35
29. Krause F, Braun A, Jepsen S, Frentzen M.  
Detection of subgingival calculus with a novel LED-based opticalprobe.  
J ClinPeriodontol 2005; 76: 1202-1206
30. Laurell L.  
Periodontal healing after scaling and root planing with the KavoSonicflex and Titan-S sonic scalers.  
Swed Dent J 1990; 14: 171-177
31. Laurell L, Pettersson B.  
Periodontal healing after treatment with either the Titan-S sonic scaler or hand I nstruments.  
Swed Dent J 1998; 12: 187-192

32. Liu CM, Hou LT, Wong MY, Lan WH.  
Comparison of Nd:YAG laser versus scaling and root planing  
in periodontal therapy.  
J Periodontol 1999; 70: 1276-1282
33. Loos B, Claffey N, Egelberg J.  
Clinical and microbiological effects of root debridement in  
periodontal furcation pockets.  
J Clin Periodontol 1998; 15: 453-463
34. Matia JI, Bissada NF, Maybury JE, Ricchetti P.  
Efficiency of scaling of the molar furcation area with and  
without surgical access."  
Int J Periodontics Restorative Dent 1986; 6: 24-35
35. Meissner M, Oehme B, Strackeljan J, Kocher T.  
Clinical subgingival calculus detection with a smart  
ultrasonic device: a pilot study."  
J Clin Periodontol 2008; 35: 126-132
36. Menne A, Griesinger H, Jepsen S, Albers H, Jepsen K.  
Vibration characteristics of oscillating scalers.  
J Dent Res, 1994; 73: 434-439
37. Müller HP.  
Parodontologie.  
Stuttgart, New York: Georg Thieme 2001.
38. Page RC, Kornman KS.  
The pathogenesis of human periodontitis: an introduction.  
Periodontol 1997; 14, 9-11

39. Page RC, Schroeder HE.  
Pathogenesis of inflammatory periodontal disease. A  
summary of current work  
Lab Invest 1976; 34: 235-249
40. Pashley DH, Matthews WG, Zhang Y, Johnson M.  
Fluid shifts across human dentine in vitro in response to  
hydrodynamic stimuli.  
Archives of Oral Biology 1996; 41, 1065-1072
41. Petersilka GJ, Ehmke B, Flemmig TF.  
Antimicrobial effects of mechanical debridement.  
Periodontol 2002; 28: 56-71
42. Petersilka GJ, Flemmig TF.  
Subgingivale Wurzelflächenbearbeitung mit Schall und  
Ultraschallscalern.  
Parodontologie 1999; 3: 233-244
43. Ramfjord SP, Caffesse RG, Morrison EC, Hill RW, Kerry GJ,  
Appleberry EA, Nissle RR, Stults DL.  
Modalities of periodontal treatment compared over 5 years.  
J Clin Periodontol 1987; 14: 445-452
44. Rateitschak KH, Rateitschak EM, Wolf HF.  
Parodontologie  
Stuttgart New York: Thieme, 1989
45. Riethe P.  
Plaques und Zahnstein in ihren Beziehungen zum  
marginalen Parodontium.  
Dtsch Zahnärztl Z 1969; 24: 915-921.

46. Ritz L, Hefti AF, Rateitschak KH.  
An in vitro investigation on the loss of root substance in  
scaling with various instruments.  
J ClinPeriodontol 1991; 18: 643-647
47. Roberts-Harry EA, Clerehugh V.  
Subgingival calculus: Where are we now? A comparative  
review.  
J Dent 2000; 28: 93-102
48. Sato K, Yoneyama T, Okamoto H, Dahlén G, Lindhe J.  
The effect of subgingival debridement on periodontal  
disease parameters and the subgingivalmicrobiota.  
J ClinPeriodontol 1993; 20: 359-365
49. Sauerwein E.  
Zahnerhaltungskunde.  
Stuttgart, New York: Georg Thieme 1985.
50. Schroeder HE.  
Orale Strukturbiologie  
Stuttgart – New York: Thieme, 1992
51. Schroeder, H.E.  
Development and structure of dental tissues  
Stuttgart – New York: Thieme, 2000



52. Schwarz F, Bieling K, Venghaus S, Sculean A, Jepsen S, Becker J.  
Influence of fluorescence-controlled Er:YAG laser radiation, the Vector system and hand instruments on periodontally diseased root surfaces in vivo.  
J ClinPeriodontol 2006; 33: 200-208
53. Sculean A, Schwarz F, Berakdar M, Romanos GE, Brex M, Willershausen B, Becker J.  
Non-surgical periodontal treatment with a new ultrasonic device (Vector-ultrasonic system) or hand instruments."  
J ClinPeriodontol 2004; 31: 428-433
54. Shah S, Walmsley AD, Chapelle IL, Lumley PJ.  
Variability of sonic scaling tip movement.  
J ClinPeriodontol 1994; 21: 705-709
55. Sherman PR, Hutchens LH, Jewson LG, Moriarty JM, Greco GW, McFall WT Jr.  
The effectiveness of subgingival scaling and root planning.  
I. Clinical detection of residual calculus.  
J Periodontol 1990; 61: 3-8
56. Stuebel H.  
The fluorescence of animal tissues by irradiation with ultraviolet light.  
Arch Ges Physiol 1911; 142: 1-14

57. Tunkel J, Heinecke A, Flemming TF.  
A systematic review of efficacy of machine-driven and manual subgingival debridement in the treatment of chronic periodontitis.  
J Clin Periodontol 2002; 29: 72-81
58. Walmsley AD, Walsh TF, Laird WR.  
Ultrasonic instruments in dentistry: The ultrasonic scaler.  
Dent Update, 1988; 15: 321-326
59. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K.  
Clinical assessments of the Er:YAG laser for soft tissue surgery and scaling.  
J Clin Laser Med Surg 1996; 14: 67-75
60. White DJ.  
Dental calculus: recent insights into occurrence, formation, prevention, removal and oral health effects of supragingival and subgingival deposits.  
Eur J Oral Sci 1997; 105: 508-522.
61. Yukna RA, Scott JB, Aichelmann-Reidy ME, LeBlanc DM, Mayer ET.  
Clinical evaluation of the speed and effectiveness of subgingival calculus removal on single-rooted teeth with diamond-coated ultrasonic tips.  
J Periodontol 1997; 68: 436-442
62. Zappa U, Smith B, Simona C, Graf H, Case D, Kim W.  
Root substance removal by scaling and root planing.  
Journal of Periodontology 1991; 62: 750-754

## 8. Danksagung

- Meinem Doktorvater **Herrn Priv.- Doz. Dr. med. dent. Andreas Braun** für die Überlassung des Themas, sowie die vorbildliche Betreuung während des gesamten Verlaufs der Arbeit
- Herrn **Priv.- Doz. Dr. med. dent. Felix Krause** für seinen unermüdlichen Einsatz und die vielen Hilfen, ohne die diese Arbeit in dieser Form nicht zustande gekommen wäre
- Meinem Vater, **Herrn Dr. rer. nat. Manfred Brede** für das Korrekturlesen
- Meiner Lebensgefährtin, Frau **Hélène Delhommois** für die fortwährende Motivation
- Herrn **Prof. Dr. med. dent. Matthias Frentzen** für die Unterstützungen sowie die Nutzungsmöglichkeit des Laserlabors
- Herrn **Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Søren Jepsen, M.S.** für die Unterstützungen sowie die Nutzungsmöglichkeit des Lasers
- Frau **Monika Lange** für ihre Hilfe, bei der Anfertigung der Dünnschliffpräparate
- Frau **Hanelore Stachel** für ihre Hilfe bei der Literaturrecherche