

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

**Einfluss unterschiedlicher Lasereinstellungen auf die  
Randqualität von Klasse-V-Kavitäten**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Nicole Klöpfer

aus

Ingolstadt

2007

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. A. Chr. Mehl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 13.12.2007

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	3
Widmung.....	7
Abkürzungsverzeichnis .....	8
1 Einleitung .....	13
2 Aufgabenstellung.....	15
3 Grundlagen .....	16
3.1 Grundlagen zur Verwendung von Lasern in der Zahnmedizin.....	16
3.1.1 Technische Realisierung.....	17
3.1.2 Verschiedene Lasertypen.....	19
3.1.3 Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe .....	20
3.1.3.1 Zahnhartsubstanzbearbeitung mit einem Nd:YAG-Laser .....	26
3.1.3.2 Zahnhartsubstanzbearbeitung mit einem Er:YAG-Laser.....	27
3.2 Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde .....	28
3.2.1 Haftmechanismen am Schmelz .....	28
3.2.2 Haftmechanismen am Dentin .....	29
3.2.2.1 Aufbau des Dentins.....	29
3.2.2.2 Einteilung der Dentinhaftmittel .....	31
3.3 Komposite .....	34
3.3.1 Entwicklung der Komposite .....	34
3.3.2 Aufbau und Klassifikation.....	35
3.4 Kompomere .....	40
3.4.1 Entwicklung der Kompomere.....	40
3.4.2 Aufbau und Klassifikation.....	40
3.5 Klasse-V-Kavitäten .....	41
3.5.1 Entstehung von Klasse-V-Kavitäten .....	41
3.5.2 Versorgung von Klasse-V-Kavitäten.....	42

3.6	Künstliche Restaurationsalterung .....	44
4	Material und Methode .....	47
4.1	Probenaufbereitung .....	48
4.1.1	Auswahl und Vorbereitung der Probenzähne .....	48
4.1.2	Herstellung der Klasse-V-Kavitäten.....	49
4.1.3	Lasengeräte und Methoden .....	51
4.1.3.1	Nd:YAG – Laser .....	51
4.1.3.2	Er:YAG – Laser .....	52
4.1.4	Füllung der Kavitäten .....	53
4.1.4.1	Komposite .....	53
4.1.4.2	Kompomere.....	53
4.1.5	Lagerung .....	54
4.1.6	Thermowechselbadbelastung.....	55
4.1.7	Replikaherstellung .....	55
4.2	Auswertungsmethoden.....	56
4.2.1	Quantitative und qualitative Randspaltanalyse im Rasterelektronen- mikroskop .....	56
4.2.2	Mikropenetrations-Test .....	59
4.3	Rasterelektronenmikroskopische Oberflächenanalyse .....	61
4.3.1	Vorbereitung der Proben .....	61
4.3.2	Laserbehandlung der Dentinscheibchen.....	62
4.3.3	Aufsteigende Alkoholreihe und Critical Point-Trocknung .....	62
4.3.4	Aufbringen auf die Probenträger und Besputtern.....	63
4.3.5	Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop .....	63
5	Ergebnisse.....	64
5.1	Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse .....	65
5.1.1	Ergebnisse der Randspaltvermessung im Schmelzbereich.....	65

5.1.1.1	Randqualität „Perfekter Rand“ .....	65
5.1.1.2	Randqualität „Randspalt“ .....	67
5.1.1.3	Randqualität „Riss“ .....	70
5.1.2	Ergebnisse der Randspaltvermessung im Dentinbereich.....	72
5.1.2.1	Randqualität „Perfekter Rand“ .....	72
5.1.2.2	Randqualität „Randspalt“ .....	74
5.1.2.3	Randqualität „Riss“ .....	77
5.2	Ergebnisse der Mikropenetration.....	79
5.2.1	Ergebnisse der Farbstoffpenetration im Schmelz.....	79
5.2.2	Ergebnisse der Farbstoffpenetration im Dentin.....	82
5.3	Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der unterschiedlich konditionierten Dentinscheibchen.....	85
5.3.1	Unbehandeltes Dentin: .....	86
5.3.2	Konditionierung mit Nd:YAG 160mJ / 35Hz: .....	87
5.3.3	Konditionierung mit Nd:YAG 100mJ / 20Hz: .....	89
5.3.4	Konditionierung mit Nd:YAG 100mJ / 10Hz: .....	90
5.3.5	Konditionierung mit Nd:YAG 60mJ / 10Hz: .....	91
5.3.6	Konditionierung mit Er:YAG 500mJ / 4Hz: .....	92
5.3.7	Konditionierung mit Er:YAG 400mJ / 3Hz: .....	93
5.3.8	Konditionierung mit Er:YAG 200mJ / 2Hz .....	94
5.3.9	Konditionierung mit Er:YAG 100mJ / 2Hz: .....	95
6	Diskussion .....	97
6.1	In vitro versus in vivo Studien.....	97
6.2	Auswahl der Zähne .....	98
6.3	Lagerung der Proben.....	99
6.4	Kavitätendesign .....	99
6.5	Oberflächenkonditionierung .....	101

6.6	Künstliche Restaurationsalterung .....	102
6.7	Randspaltvermessung und Mikropenetrationstest .....	102
6.8	Diskussion der Ergebnisse der quantitativen und qualitativen Randspaltanalyse sowie der Mikropenetration im Schmelz.....	104
6.9	Diskussion der Ergebnisse der quantitativen und qualitativen Randspaltanalyse sowie der Mikropenetration im Dentin .....	105
6.10	Diskussion der Ergebnisse der Oberflächenanalyse .....	106
6.10.1	Ergebnisse der Oberflächenanalyse der Nd:YAG-konditionierten Oberflächen .....	106
6.10.2	Ergebnisse der Oberflächenanalyse der Er:YAG-konditionierten Oberflächen .....	107
7	Zusammenfassung .....	109
8	Literaturverzeichnis .....	111
9	Danksagung .....	119
10	Lebenslauf .....	120

## Widmung

### **Für meine Eltern**

Als Dank für die liebevolle Unterstützung, dauerhafte Motivation und dafür, dass sie mir diese Doktorarbeit ermöglicht haben.

Dieser Dank gilt auch meiner Schwester Isabella.

## Abkürzungsverzeichnis

Nd:YAG	Neodymium-Yttrium-Aluminium-Granat
Er:YAG	Erbium-Yttrium-Aluminium-Granat
REM	Rasterelektronenmikroskop
PDT	Photodynamische Therapie
PDD	Photodynamische Diagnose
PACT	Photodynamische antimikrobielle Chemotherapie
pps	Pulse per second
LSD	Least significant difference
W	Watt



## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: vereinfachte schematische Darstellung d. Aufbaus eines Lasers (nach Gilde 1994) .....	18
Abb. 2: Wellenlängen der am häufigsten in der Medizin verwendeten Lasertypen ....	20
Abb. 3: Strahlungsleitung im Zahn während Lasereinsatz .....	21
Abb. 4: rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines typischen Ätzmusters im Schmelz nach Ätzung mit 37-prozentiger Phosphorsäure für 30sec .....	28
Abb. 5: rasterelektronenmikroskopische Aufnahme und Schemazeichnung einer Schmierschicht auf dem Dentin .....	30
Abb. 6: Schematische Zeichnung des Prinzips der Dentinhaftung modifiziert nach einem Vorschlag von Pashley (1994). .....	32
Abb. 7: Klassifikation der Komposite (Lutz et al 1983).....	35
Abb. 8: schematische Darstellung unterschiedlicher Formen von Zahnhalsdefekten .	42
Abb. 9: Grafik: schematische Darstellung des Kavitätendesigns .....	50
Abb. 10: SunLase 800 (Nd:YAG-Laser) .....	51
Abb. 11: KaVo KEY II 1242 (Er:YAG-Laser).....	52
Abb. 12: verwendete Komposite: Spectrum TPH (DeTrey/Dentsply) und Tetric (Vivadent) .....	53
Abb. 13: verwendete Kompomere: Dyract (DeTrey/Dentsply) und Compoglass (Vivadent) .....	53
Abb. 14: Thermowechselbad zur Durchführung der künstlichen Restaurationsalterung.....	55
Abb. 15: Sputteranlage für das Bedampfen der Replika.....	56
Abb. 16: Rasterelektronenmikroskop für die quantitative und qualitative Randspaltanalyse .....	57
Abb. 17: schematische Darstellung d. sukzessiven Vermessung d. Randsegmente im REM.....	57

---

Abb. 18: Beispiele für Randkriterien .....	58
Abb. 19: schematische Darstellung der vorbereiteten Probenzähne vor Farbstoff- penetration.....	59
Abb. 20: LECO VariCut VC 50 Niedertouren Präzisionstrennmaschine (Leco,USA)	60
Abb. 21: Lage der Schnittlinien für die Herstellung der Dentinscheiben.....	61
Abb. 22: Mittelwerte Perfekter Rand im Schmelz in Prozent (mit Standardab- weichung).....	66
Abb. 23: Mittelwerte Randspalt im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung) ..	68
Abb. 24: Mittelwerte Riss im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung) .....	70
Abb. 25: Mittelwerte Perfekter Rand im Dentin in Prozent (mit Standardab- weichung).....	73
Abb. 26: Mittelwerte Randspalt im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung) .....	75
Abb. 27: Anteil Randqualität Riss in Prozent im Dentinbereich mit Standardab- weichung .....	77
Abb. 28: Anzahl der Messpunkte mit Farbstoffpenetration im Schmelz.....	79
Abb. 29: Anzahl der Meßpunkte mit Farbstoffpenetration im Dentin.....	82
Abb. 30: REM-Aufnahmen einer konventionell bearbeiteten Dentinoberfläche.....	86
Abb. 31: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 160mJ / 35Hz bearbeiteten Dentin- oberfläche.....	88
Abb. 32: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 100mJ / 20Hz bearbeiteten Dentin- oberfläche.....	89
Abb. 33: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 100mJ / 10Hz bearbeiteten Dentin- oberfläche.....	90
Abb. 34: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 60mJ / 10Hz bearbeiteten Dentin- oberflächen.....	91
Abb. 35: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 500mJ / 4Hz bearbeiteten Dentin- oberfläche.....	93

Abb. 36: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 400mJ / 3Hz bearbeiteten Dentinober-  
fläche..... 94

Abb. 37: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 200mJ / 2Hz bearbeiteten Dentinober-  
fläche..... 95

Abb. 38: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 100mJ / 2Hz bearbeiteten Dentinober-fläche  
..... 96

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Einteilung der Lasersysteme nach Franetzki (1991).....	19
Tab. 2: Klassifizierung der Wechselwirkung von Laserstrahlung mit biologischem Gewebe.....	22
Tab. 3: Laser-Anwendung in der ZHK .....	25
Tab. 4: Einteilung der Hybridkomposite nach der Größe der Glasfüllkörper.....	37
Tab. 5: Auflistung der Untersuchungsgruppen .....	49
Tab. 6: Kriterien für die qualitative Randanalyse .....	58
Tab. 7: Übersicht über die Energieeinstellungen bei der Probenherstellung .....	62
Tab. 8: Mittelwerte Perfekter Rand im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung).....	65
Tab. 9: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium perfekter Rand.....	67
Tab. 10: Mittelwerte Randspalt im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung) .	68
Tab. 11: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium Randspalt .....	69
Tab. 12: Mittelwerte Riss im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung) .....	70
Tab. 13: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium Riss.....	71
Tab. 14: Mittelwerte Perfekter Rand im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung).....	72
Tab. 15: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium perfekter Rand .....	74
Tab. 16: Mittelwerte Randspalt im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung)....	75
Tab. 17: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium Randspalt .....	76
Tab. 18: Mittelwerte Riss im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung).....	77
Tab. 19: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium Riss .....	78
Tab. 20: Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Schmelz .....	80
Tab. 21: Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Dentin .....	83
Tab. 22: Übersicht über Konditionierungsparamter der REM-Oberflächenanalyse..	85

## 1 Einleitung

Seit der ersten Realisierung eines Lasers 1960 weckten die vielfältigen Einsatzmöglichkeiten große Erwartungen. In der Medizin setzen vor allem die Patienten große Hoffnung in die Nutzung von Lasern mit dem Wunsch nach modernen und schmerzfreien Therapieformen. So ist der ursprüngliche Traum, Karies berührungslos und schmerzarm entfernen zu können, mittlerweile Wirklichkeit geworden (Keller et al 1991). Weitere Indikationen in der Kariologie, Endodontie, Parodontologie und Oralchirurgie wurden erschlossen (Hibst 2001, Schwenzer et al 2004). In allen Bereichen wird nach effizienten und zeitsparenden Einsatzmöglichkeiten gesucht. So würde ein gleichzeitiges Exkavieren und Oberflächenkonditionieren mit einem damit verbundenen verbesserten Randschluß einen erheblichen Fortschritt in der Kariestherapie bedeuten. Dies wäre unter anderem in der Therapie von Zahnhalsdefekten (keilförmige Defekte) von großem Nutzen. Durch die insgesamt erhöhte Lebenserwartung der Patienten und der längere Erhalt der eigenen Zähne aufgrund verbesserter Behandlungsmöglichkeiten in Endodontie und Parodontologie kam es zu einer Zunahme an keilförmigen Defekten (Blunck 1997, Kamann 1997, Noack et al 1997, Renggli 2000) bzw. an Karies der Glattflächen (Michaelis 2003). Diese Läsionen in der Zahnhalsregion lassen sich nach wie vor adhäsiv nur unter Schwierigkeiten versorgen. Die Ursachen hierfür liegen hauptsächlich an der erschwerten Trockenhaltung (Kamann 1997, Hellwig 1999) und im inhomogenen Aufbau des Dentins, welcher eine einheitliche und zuverlässige Adhäsion erschwert (Pashley et al 1994, Perdigao et Lopes 1999). Füllungen, welche nicht vollständig im Schmelz verankert werden können, weisen daher durch Kontraktion beim Polymerisationsvorgang bzw. durch mechanische und chemische Belastung häufig einen Spalt am zervikalen Dentinrand auf (Flessa et al 1994). Dies geschieht trotz aller vorgeschlagenen Techniken, wie z.B. modifizierter Kavitätengestaltung, modifizierter Sandwichtechnik, Schichttechnik und dem Einsatz neuer Dentinadhäsiven (Hellwig 1999, Mehl et al 1994). Der sich so ergebende Randspalt birgt neben einer möglichen Schädigung des Parodonts vor allem die Gefahr der bakteriellen Infektion des Dentins und somit das Risiko einer Pulpenschädigung aufgrund der Invasionsmöglichkeit für Mikroorganismen (Buchmann et al 1992, Flessa et al 1994).

Im Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit steht die Oberflächenkonditionierung mittels Laserstrahlung. Es ist seit Langem bekannt, dass sich durch die Bearbeitung mit Lasern deutliche Oberflächenveränderungen sowohl im Schmelz wie auch im Dentin ergeben (Stiesch et al 1991). Untersuchungen haben gezeigt, dass zum Beispiel durch die Präparation mit einem Er:YAG-Laser im Schmelz von Dentis decidui eine dem Säure-Ätz-Muster vergleichbare Schmelzprismenstruktur erzeugt werden kann (Stiesch et Hannig 1999, Stiesch al 1996). Zudem zeigen sich im kariösen Dentin aufgrund seiner dunkleren Färbung und des höheren Wassergehalts (gilt nur für Laser der entsprechenden Wellenlänge) erhöhte Ablationsraten (Hibst 2001).

Sollte die Konditionierung mit Lasern eine Verbesserung des Randschlusses bewirken, könnte man mit dessen allgemeiner Verwendung sowohl effektiver arbeiten als auch gleichzeitig das Prinzip der minimalen Präparation, mit möglichst selektiver Entfernung der kariösen Zahnhartsubstanz, optimal verwirklichen.

## 2 Aufgabenstellung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es den Einfluss verschiedener Parameter auf den Randschluß gemischter Klasse-V-Kavitäten zu klären. Zu diesen Parametern gehörten die Wahl unterschiedlicher Laser (Er:YAG und Nd:YAG) bei unterschiedlichen Energieeinstellungen zur Oberflächenkonditionierung und die Verwendung unterschiedlicher Füllungsmaterialien.

Die verwendeten Laserkonditionierungen wurden mit der konventionellen Oberflächenbearbeitung (Kontrollgruppe) verglichen. Bei den Füllungsmaterialien wurden zwei Komposite und zwei Kompomere verwendet.

Folgende Fragen sollten geklärt werden:

- Welchen Einfluss haben die unterschiedlichen Konditionierungen der Dentinoberflächen auf die Randqualität der verschiedenen Materialien?
- Besitzen die unterschiedlichen Füllungsmaterialien vergleichbare Randqualitäten bei gleicher Dentinkonditionierung?

Die Studie erfolgte *in vitro* an 160 extrahierten Molaren unter Verwendung der quantitativen und qualitativen Randspaltanalyse und eines Mikropenetrationstests.

Zur Erklärung der gewonnenen Ergebnisse wurde zusätzlich eine elektronenmikroskopische Oberflächenanalyse von Er:YAG- und Nd:YAG-gelaserten Dentinoberflächen bei unterschiedlichen Lasereinstellungen im Vergleich mit konventionell bearbeiteten Dentinoberflächen durchgeführt.

### 3 Grundlagen

#### 3.1 Grundlagen zur Verwendung von Lasern in der Zahnmedizin

Das Wort LASER steht für **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation = Lichtverstärkung durch angeregte Aussendung von Strahlung.

In der Hülle von Atomen befinden sich Elektronen auf verschiedenen Energieniveaus. Ein Elektron kann durch Absorption eines Photons auf ein energetisch höheres Niveau angehoben werden, wenn das Photon gerade diese hierfür notwendige Differenzenergie innehat. Dabei hat das Elektron die Neigung wieder auf sein ursprüngliches Energieniveau zurückzufallen und dabei ein Photon mit der charakteristischen Wellenlänge des zuvor absorbierten Photons zu emittieren. Diesen Vorgang nennt man spontane Emission von Strahlung (Berlien et Müller 2000). Hierbei erfolgt die Anregung der Atome in der Regel räumlich und zeitlich unabhängig voneinander, das dabei entstehende Licht ist nicht phasengleich (inkohärent). Bei einer sogenannten induzierten Emission von Licht werden zunächst Elektronen eines Atoms auf ein energetisch höheres Niveau gebracht. Trifft nun ein einstrahlendes Photon mit der entsprechenden Energie auf ein bereits angeregtes Elektron, geht dieses daraufhin unter Abgabe eines Photons mit der gleichen Energie und Phase des einstrahlenden Photons in seinen Grundzustand zurück. Das eingestrahelte Photon wird dabei nicht verändert, somit haben beide Photonen exakt die gleiche Energie bzw. Wellenlänge (=Monochromasie), sie verlassen das Atom in gleicher Richtung und sind phasengleich (=Kohärenz). So liegen nach Abschluss des Prozesses zwei identische Photonen vor d.h., die Intensität des Lichts wurde verstärkt. Liegen in dem verwendeten Medium mehr Atome im angeregten Zustand als im Grundzustand vor, so spricht man von einer Besetzungsinversion (Knierim 1994). Bei einer Besetzungsinversion lösen freiwerdende Photonen ihrerseits wieder die Ausstrahlung anderer Photonen aus, was zu einer lawinenartigen Verstärkung des Lichts führt. Diese Strahlung zeichnet sich entsprechend dem zuvor Beschriebenen durch vier Qualitäten aus, welche keine andere Lichtquelle in sich vereinigt und im Folgenden beschrieben werden (Frentzen et Koort 1991).



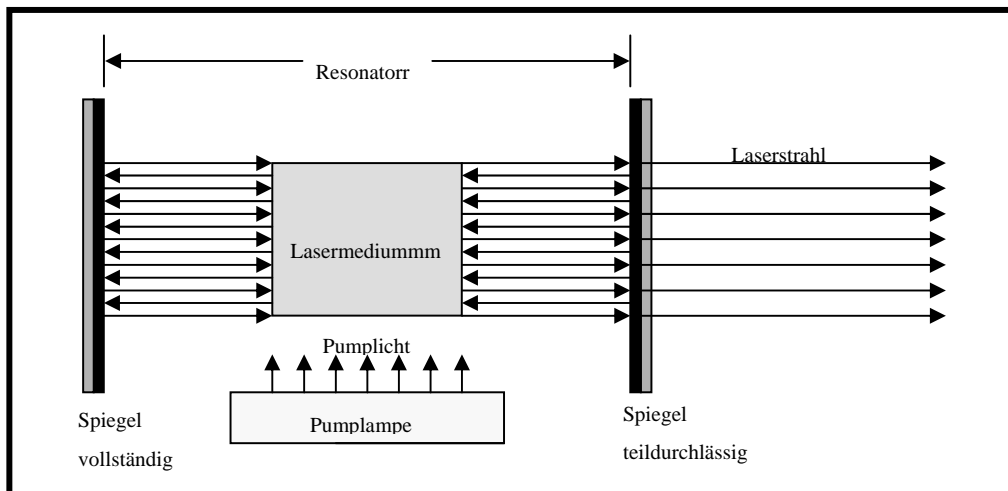
1. kollimiert: Laserstrahlung weist im Gegensatz zu gewöhnlicher Lichtstrahlung eine sehr geringe Divergenz auf.
2. kohärent: Die von einem Laser erzeugte Strahlung besitzt eine bestimmte räumliche und zeitliche Zuordnung (Phasenbeziehung).
3. monochromatisch: Im Gegensatz zu gewöhnlichen Lichtquellen, welche alle Farben des Spektrums enthalten und so in ihrer Gesamtheit weißes Licht erzeugen, können Laser in der Regel nur Licht einer einzigen definierten Wellenlänge emittieren. Diese Wellenlänge definiert sich durch die atomare Struktur des jeweiligen Lasermediums.
4. intensiv: Laser haben einen sehr kleinen Divergenzwinkel und daher eine gute Fokussierbarkeit und somit eine hohe Energiedichte.

Infolge der Kohärenz und Parallelität eines Laserbündels wird fast die volle Energie eines Pulses auf einen Brennfleck fokussiert, welcher kaum mehr als den beugungsoptisch bedingten Durchmesser von etwa einer Wellenlänge hat. Diese hohe Fokussierbarkeit des Laserstrahls ist der wichtigste Effekt für die Lasernutzung, da hiermit sehr hohe Leistungs- und Energiedichten auf sehr kleinen Volumina verbunden sind (Berlien et Müller 2000).

### 3.1.1 Technische Realisierung

Ein Laser besteht im Prinzip aus drei Komponenten (Abbildung 1):

1. Lasermedium
2. Pumpe
3. optischer Resonator



**Abb. 1: vereinfachte schematische Darstellung d. Aufbaus eines Lasers (nach Gilde 1994)**

### 1. Das aktive Medium

Das aktive Medium befindet sich zwischen den Resonatorspiegeln und gibt dem jeweiligen Laser seinen Namen. Als Lasermedium können Feststoffe (z.B. Rubin, Neodymium-Yttrium-Aluminium-Granat, Erbium-Yttrium-Aluminium-Granat), Halbleiter (p-n-Diode), Gase (z.B. Helium-Neon, CO<sub>2</sub>, Argon oder Krypton) und Farbstoffe (z.B. Rhodamin oder Kumarin in einer Flüssigkeit gelöst) eingesetzt werden.

Bei den in dieser Untersuchung verwendeten Festkörperlasern, dem Nd:YAG- und Er:YAG-Laser dienen ein Yttrium-Aluminium-Granat-Kristall (YAG) als aktives Medium, welches mit Neodym- bzw. Erbium-Ionen dotiert ist. Yttrium-Aluminium-Granat ist eine glasähnliche Substanz mit guten Wärmeleiteigenschaften, welche sich für Laser bewährt hat.

### 2. Die optische Pumpe als Energiequelle:

Um Laserlicht erzeugen zu können, muss das jeweilige aktive Medium in seiner Gesamtheit in einen angeregten Zustand gebracht werden. Hierfür muss Energie von außen zugeführt werden. Dieser Vorgang wird „Pumpen“ genannt.

Je nach Medium gibt es verschiedene Möglichkeiten der Energiezufuhr (Knierim 1994). Der Pumpvorgang kann durch eine Gasentladung, elektrische Entladung durch Blitzlampen (optisches Pumpen) oder durch chemische Reaktionen erfolgen (Gilde 1994). Entsprechend dem Pumpvorgang kann der Laser im kontinuierlichen (continuous wave = cw) oder gepulsten Modus (pulsed) betrieben werden.

### 3. Der Resonator

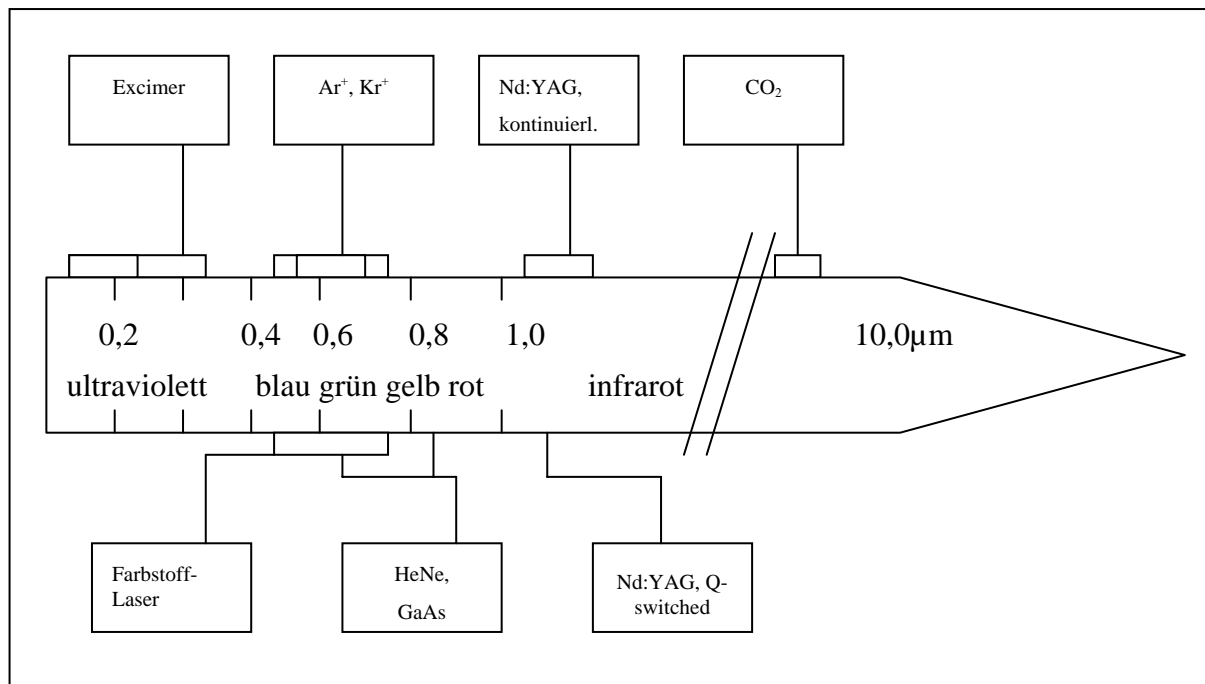
Zwei Spiegel sind so angeordnet, dass sich eine stehende Lichtwelle zwischen ihnen aufbauen kann. Einer der Spiegel ist teildurchlässig, auf dieser Seite des Resonators wird der Laserstrahl emittiert. Durch das Spiegelsystem durchläuft die Welle das zwischen ihnen befindliche Lasermaterial mehrfach ("optische Rückkoppelung") und löst so in Form einer „Kettenreaktion“ eine zusätzliche Verstärkung aus (Gilde 1994, Knierim 1994).

#### 3.1.2 Verschiedene Lasertypen

Durch die verschiedenen aktiven Medien ergeben sich verschiedene Lasertypen, die aufgrund ihrer atomaren Struktur in einer unveränderlich festgelegten, für das jeweilige Medium spezifischen Wellenlänge operieren. Man kann die Laser folglich nicht nur in Gas-, Festkörper-, Farbstoff- und Halbleiter (Dioden) -Laser, chemische Laser und „Free-electron“-Laser einteilen (Gilde 1994), sondern auch entsprechend ihrer spezifischen Wellenlänge in im UV-, Infrarot- und im sichtbaren Bereich emittierende Laser unterteilen. Ferner unterscheidet man die Anwendung im kontinuierlichen von der im gepulsten Betrieb. Eine weitere Möglichkeit der Einteilung ist die Unterscheidung nach der resultierenden Leistung, wovon wiederum auch die Wirkung auf unterschiedliche Gewebe abhängt (Tabelle 1 u. Abbildung 2).

1. Lasermedium	2. Betriebsart	3. Wellenlänge	4. Leistung
-Festkörper (Granat, Rubin, ...)	-Dauerstrich (cw)	-Röntgen	-Softlaser (mW)
-Gas (CO <sub>2</sub> , Co, Ar,..)	-gepulst	-UV (Ultraviolett)	-mittlere Leistungslaser (W)
-Angeregtes Edelgashalogenid (= Excimer)	-supergepulst	-VIS (sichtbares Licht)	-Hochleistungslaser (kW)
-Farbstoff	-gütegeschaltet	-IR (infrarot)	
-Halbleiter			

**Tab. 1: Einteilung der Lasersysteme nach Franetzki (1991)**



**Abb. 2: Wellenlängen der am häufigsten in der Medizin verwendeten Lasertypen**

(Berlien et Müller 2000)

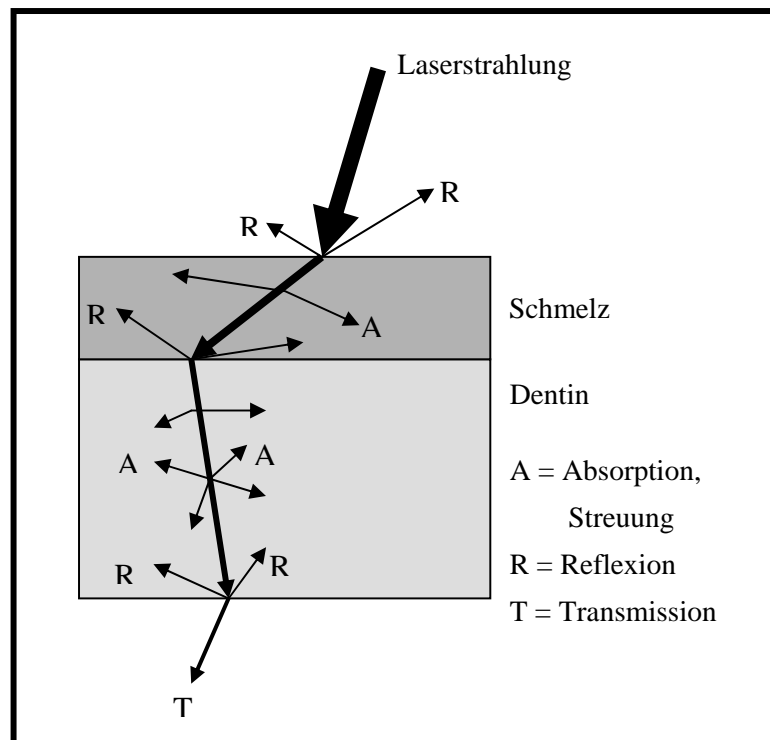
### 3.1.3 Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe

Für den Einsatz in der Medizin sind die Wechselwirkungen zwischen den verschiedenen Lasern und den unterschiedlichen Geweben entscheidend. Die charakteristische Reaktion von biologischen Geweben auf Laserstrahlung wird sowohl von den Parametern der verwendeten Strahlung (Wellenlänge, Energiedichte, Bestrahlungszeit, Repetitionsrate), als auch von den Eigenschaften des Gewebes (optisch, thermisch) bestimmt (Frentzen et Koort 1991, Koort 1994).

Die **optischen Eigenschaften** von Geweben lassen sich mittels Absorption, Streuung, Reflexion und Transmission beschreiben (Berlien et Müller 2000, Frentzen et Koort 1991).

Trifft Laserstrahlung auf Zahnhartsubstanz auf, wird ein Teil ihrer Energie bereits auf der Oberfläche reflektiert, ein Teil dringt in den Schmelz ein und wird dort absorbiert oder gestreut. An der Grenzfläche Schmelz-Dentin wird ein weiterer Teil der Strahlung reflektiert, nur ein Teil kann ins Dentin eindringen und wird dort entweder absorbiert oder gestreut. Ein im Vergleich zur Ausgangsstrahlung geringerer Teil verlässt das Dentin zur Pulpa hin, an der Grenzschicht Dentin - Pulpa wird diese

noch einmal durch Reflexion vermindert. Der Mechanismus wird in Abbildung 3 verdeutlicht.



**Abb. 3: Strahlungsleitung im Zahn während Lasereinsatz**  
(Frentzen et Koort 1991)

Nur die Absorption wird im Bestrahlungsfeld therapiewirksam. Reflexion und Transmission können zu Nebeneffekten außerhalb des eigentlichen Bestrahlungsfeldes führen (Frentzen et Koort 1991). Diese optischen Eigenschaften können sich während der Laserbehandlung z.B. durch Ausbleichen oder Karbonisation erheblich verändern (Berlien et Müller 2000).

Die **thermischen Eigenschaften** eines Gewebes beruhen auf der Umwandlung der elektromagnetischen Energie des Laserstrahls in thermische Energie. Diese Umwandlung ist nur möglich, wenn das Gewebe die elektromagnetische Energie absorbieren kann (Berlien et Müller 2000). Die absorbierte Energiemenge ist umso größer, je höher der Absorptionskoeffizient des Gewebes bei dieser Laserwellenlänge ist.

Entscheidend für die Effekte der Bestrahlung ist zudem die eingebrachte Energiemenge und deren Einwirkzeit (Berlien et Müller 2000).

Je nach Intensität kann die Wechselwirkung zwischen Licht und biologischen Geweben in drei Arten unterteilt werden: photochemische Effekte, photothermische Effekte und Photodekomposition (Tabelle 2).

<b>Photochemische Effekte</b>		
Photoinduktion		Biostimulation
Photoaktivierung		Photoaktivierung von Medikamenten (POD)
Photochemotherapie		Photodynamische Therapie (PDT)
<b>Photothermische Effekte</b>		
Photohyperthermie	37-43°C	keine irreversible Schädigung von normalem Gewebe
	43-60°C	Membranauflockerung (Ödembildung), Denaturierung von Enzymen
Photokoagulation	60-100°C	Koagulation, Nekrose
Photokarbonisation	100-300°C	Austrocknung, Vaporisation von Wasser, Karbonisation
Photovaporisation	>300°C	Pyrolyse, Vaporisation von solider Gewebematrix
<b>Photodekomposition</b>		
Photoablation		Schnelle thermische Explosion
Photodisruption		optischer Durchbruch, mechanische Schockwellen

**Tab. 2: Klassifizierung der Wechselwirkung von Laserstrahlung mit biologischem Gewebe (Berlien et Müller 2000)**

### a) Photochemische Effekte

Photochemische Effekte treten vor allem bei niedrigen Energieflussdichten und langen Bestrahlungszeiten auf (Frentzen et Koort 1991). Sie sind in der Natur häufig zu beobachten, wie z.B. bei der Photosynthese von Pflanzen und der Melaninbildung in der Haut durch die Einwirkung von UV-Strahlen (Photoinduktion). Das Licht dient hier lediglich als Katalysator für photochemische Reaktionen. In der Medizin werden Dioden- und Helium-Neon-Laser für die Photodynamische Therapie, Laserakupunktur sowie für die positive Beeinflussung der Wundheilung mittels Biostimulation eingesetzt. In Kombination mit einem entsprechenden Photosensibilisator kann die photodynamische Therapie (PDT) zur Behandlung bestimmter Tumorarten eingesetzt

werden (Berlien et Müller 2000, Schleier et al 2004, Wolf 1999). In Untersuchungen wurde festgestellt, dass dabei nicht nur der Tumor geschädigt wird, sondern es auch zu einer Aktivierung der Produktion des Tumor-Nekrose-Faktors Alpha und somit der körpereigenen Tumorabwehr kommt (Walsh 2003). In der Zahnheilkunde findet die PDT zunehmend Anwendungsmöglichkeiten wie die Behandlung von Leukoplakien, oralem Lichen Planus, Tumoren im Kopf- und Halsbereich sowie die Behandlung von Pilz- und bakteriellen Infektionen (Walsh 2003). Als weitere Anwendungsmöglichkeit kann man die fotodynamische Diagnose (PDD) für bösartige Veränderungen von Mundschleimhauterkrankungen nennen. Die Photodynamische antimikrobielle Chemotherapie (PACT) kann effizient zur Behandlung von bakteriellen, parasitären, viralen oder Pilzkrankungen eingesetzt werden. Als neue Behandlungsmethode kann die PDT zum Biofilmmangement eingesetzt werden (Walsh 2003), wobei die Forschung derzeit in Richtung selektiver Photosensibilisatoren geht, um nicht die komplette orale Flora zu schädigen (Konopka et Goslinski 2007). Darüber hinaus können photochemische Effekte auch zum Bleichen von Zähnen genutzt werden (Walsh 2003).

#### **b) Photothermische Effekte**

Unter der thermischen Wirkung von Laserstrahlung in der Medizin versteht man im Wesentlichen das Verdampfen (Schneiden) und das Koagulieren von Gewebe (Berlien et Müller 2000, Hibst 1991). Die verschiedenen thermischen Wirkungen lassen sich anhand der durch Laserbestrahlung erreichten Temperatur und der Dauer der Temperatureinwirkung beschreiben (Berlien et Müller 2000).

Trifft der Laserstrahl auf Gewebe, so sind bei ausreichender Ausgangsenergie vier Wirkungszonen in Korrelation zur Energieabsorption zu unterscheiden. Im Fokusbereich verdampft das Gewebe und die sich anschließende Gewebsschicht verkohlt. In der nächsten Schicht ist die Energie soweit gesunken, dass es nur noch zur Koagulation von Eiweiß kommt. Als weitere letzte Gewebsschicht, die von der Laserenergie beeinflusst wird, schließt sich eine reversible Ödemzone an. Die thermischen Effekte der einzelnen Lasertypen unterscheiden sich hauptsächlich hinsichtlich der unterschiedlichen Breite der drei irreversibel geschädigten Zonen. Bei langanhaltender Einwirkung der Laserstrahlung kommt es zum Abfließen der Wärme in die Umge-

bung und führt dort zu einer thermischen Schädigung des Gewebes. Dieser Effekt wird zur Koagulation in der Weichgewebschirurgie und bei der Hämostase antikoagulierter Patienten genutzt (Berlien et Müller 2000, Koort 1994). Diese thermische Schädigung des Gewebes ist jedoch bei der Zahnhartsubstanzbearbeitung wegen der daraus folgenden negativen Auswirkungen wie Sprüngen der Zahnhartsubstanz und Pulpanekrosen unerwünscht.

### c) Photodekomposition

Bei kurzen Pulsdauern ( $<1$  ms), geringer Eindringtiefe der Strahlung und hoher Leistungs- bzw. Energiedichte und ausreichend starker Absorption der jeweiligen Laserstrahlung von der organischen Matrix kommt es zu sogenannten nichtlinearen Prozessen oder photomechanischen Wirkungen. Durch die kurze Pulsdauer wird die Ableitung der Wärme in die Umgebung vernachlässigbar und die gesamte absorbierte Energie wird im bestrahlten Gewebsvolumen in Wärme umgewandelt. Übersteigt die eingestrahlte Energie die Verdampfungswärme (Ablationsschwelle) des absorbierenden Mediums (organische Matrix oder Wasser) so wird dieses Areal (in der Regel das enthaltene Wasser) explosionsartig verdampfen, Anteile von Zahnhartsubstanz heraussprengen und dabei den Großteil der eingestrahlten Energie abgeben (Frentzen et Koort 1991, Keller et Hibst 1993). So ist ein präzises Abtragen von Material unter sehr geringer thermischer Belastung des umliegenden Gewebes möglich. Bei noch höheren Leistungsdichten tritt als weiterer Prozess der „optische Durchbruch“ auf. Hierbei wird durch die sehr hohe elektrische Feldstärke der Laserstrahlung Materie ionisiert, was zur Bildung eines Plasmas und zu mechanischen Schockwellen führt (Berlien et Müller 2000, Frentzen et Koort 1991). Durch die entstehende Schockwelle bei dieser sogenannten Photodisruption kann es zu einer Mikrofragmentierung und damit einer mechanischen Schädigung des Gewebes kommen. Dies ist bei der Lithotripsie ein erwünschter Effekt (Hibst 1991).

Somit ergeben sich, wie in Tabelle 3 aufgeführt, einige für die Medizin relevante Lasersysteme mit erwünschten Wirkungen, wobei die Wahl des Lasertyps abhängig von dem zu bearbeitenden Gewebe und von der gewünschten Anwendung ist, um möglichst effektiv mit geringer Schädigung des Gewebes vorgehen zu können.



Anwendungsbereich	Anwendbare Lasertypen
<b>Grundlagenforschung</b> Laser-Gewebe-Interaktion Technische Entwicklung der Laseranwendung in der Zahnheilkunde	Alle Lasertypen
<b>Messungen und Diagnostik</b> Holographie Laser-Doppler-Fluss-Messung Spektroskopie (Karies-Diagnostik)	HeNe-, Diodenlaser HeNe-, Diodenlaser Dioden-, Farbstoff-, Argonionenlaser
<b>Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie</b> Schneiden und Koagulieren Abtragen Photodynamische Therapie Periimplantitistherapie	CO <sub>2</sub> , Nd:YAG, Ar, DYE CO <sub>2</sub> , Ho:YAG-Laser DYE, AU-Dampf-Laser Er:YAG
<b>Konservierende Zahnheilkunde</b> Fissurenversiegelung Kariesentfernung Kariesprävention Lichthärtung (Komposit) Konditionierung Keimreduktion	CO <sub>2</sub> , Nd:YAG, Rubinlaser CO <sub>2</sub> , Nd:YAG, Er:YAG, Excimer CO <sub>2</sub> , Er:YAG, Er:YSGG Ar, DYE, HeCd CO <sub>2</sub> , Nd:YAG, Er:YAG, Excimer Diodenlaser, CO <sub>2</sub> , Nd:YAG, Er:YAG
<b>Endodontie</b> Wurzelkanalbehandlung Wurzelspitzenresektion	CO <sub>2</sub> , Nd:YAG, Excimer, Er:YAG CO <sub>2</sub> , Nd:YAG; Er:YAG
<b>Parodontologie</b> Scaling und Rootplaning Gingiva-Exzisionen	Er:YAG CO <sub>2</sub> , Nd:YAG
<b>Laserschweißen (Zahntechnik)</b>	Nd:YAG, CO <sub>2</sub>
<b>Analgesie und Biostimulation</b> Stimulation der Wundheilung Analgetische Wirkung	HeNe-, Diodenlaser Nd:YAG

**Tab. 3: Laser-Anwendung in der ZHK nach Frentzen et al 1990**

In der Füllungstherapie steht effektiver Materialabtrag mit möglichst niedriger Erwärmung der Umgebung im Vordergrund. Um effektiv Substanz abtragen zu können, sollten Absorptionsmaximum der Substanz und Wellenlänge des Lasers möglichst übereinstimmen oder nahe beieinanderliegen. Eine starke Absorption in Schmelz und Dentin findet man im ultravioletten und im mittleren Infrarotbereich des Lichtspekt-

rums. Verantwortlich dafür sind das in Schmelz und Dentin enthaltene Wasser (2,9µm) sowie das Hydroxylapatit (9,6µm) als kristalline Matrix (Keller 1993). Zusätzlich nimmt die Abtrageeffektivität mit zunehmender Pulszahl, Pulsenergie und Pulsfrequenz zu.

### 3.1.3.1 Zahnhartsubstanzbearbeitung mit einem Nd:YAG-Laser

Der Neodymium:YAG-Laser emittiert bei zwei alternativen Wellenlängen, 1,06µm und 1,44µm. Der Laser kann sowohl im continuous-wave mode als auch im gepulsten Modus betrieben werden (Schwenzer et al 2004). Seine Hauptanwendung liegt in der Weichgewebsbearbeitung, da die Absorption der Nd:YAG-Strahlung in Schmelz und Dentin gering ist (Frentzen et Koort 1991). In der Oralchirurgie nutzt man die hohe Eindringtiefe von 3-10mm der Strahlung und die damit verbundene gleichmäßige und langsame Temperaturerhöhung im Gewebe. Dies bewirkt bei niedrigen Leistungsdichten und entsprechend kurzen Bestrahlungszeiten im defokussierten Zustand eine unspezifische Gewebskoagulation (Schwenzer et al 2004). In der Chirurgie wird dieser koagulative Effekt insbesondere bei hämorrhagischen Diathesen als auch beim Einsatz in der Tumorchirurgie gewünscht (DGZMK 1999, Keller 1993, Romanos et al 1995). Hier zeigt sich jedoch eine gegenüber mechanischer Wundsetzung verzögerte Wundheilung, welche auf die Karbonisation mit entsprechender Nekrosezone zurückzuführen ist (Keller et al 1990, Romanos et al 1995). Die hohe Eindringtiefe der Strahlung und die dadurch bedingte Aufheizung des Gewebes sind beim Bearbeiten von vitalen Zähnen für die Pulpa äußerst gefährlich. Aufgrund seiner geringen Abtragsrate ist der Nd:YAG-Laser für die Hartsubstanzbearbeitung im Sinne einer Kavitätenpräparation ungeeignet (Keller 1993, Mehl et al 1997b, Walsh 2003). Vom Hersteller wird daher vor allem bei der Verwendung im Schmelz ein Initiator empfohlen, um die Abtragsleistung zu erhöhen und eine oberflächliche Wirkung zu erzielen (Hibst 1991). In den obersten Schmelzschichten kann dann eine thermisch bedingte, periphere Schmelzsinterung beobachtet werden, die eine Steigerung der Säureresistenz des Zahnschmelzes nach sich zieht (Frentzen et Koort 1991). Die thermische Belastung der Pulpa ist in diesem Falle vergleichsweise gering (Lenz et al 1976). Eine Applikation, bei entsprechend niedriger Leistung, im gepulsten Betrieb zur Dentinkonditionierung ist daher als unbedenklich einzustufen.

### 3.1.3.2 Zahnhartsubstanzbearbeitung mit einem Er:YAG-Laser

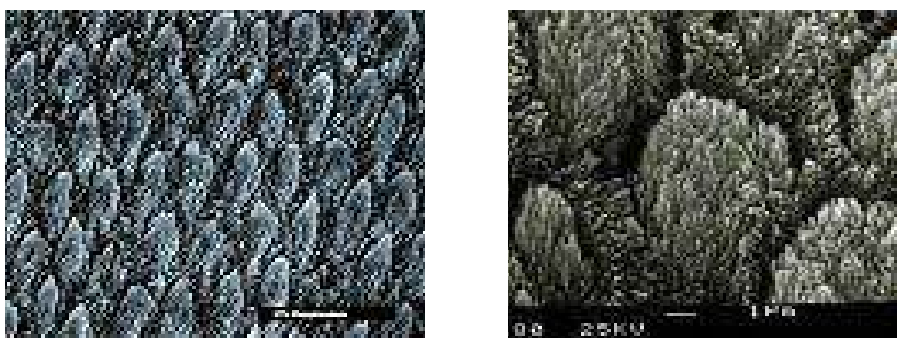
Der Erbium:YAG-Laser strahlt bei einer Wellenlänge von  $2,94\mu\text{m}$  und wird mit Pulslängen von  $180\text{--}500\ \mu\text{s}$  betrieben. Da seine Wellenlänge im Bereich des Absorptionsmaximums von Wasser und eines relativen Absorptionsmaximums von Hydroxylapatit liegt, wird sein Hauptanwendungsbereich auf die Bearbeitung von Hartgewebe festgelegt. Die Eindringtiefe der Laserstrahlung ins Gewebe beträgt nur  $0,01\text{mm}$  (Hibst 2001). Durch die hohe Absorption des Laserlichts unmittelbar an der Oberfläche kommt es zu einer Erhitzung des eingelagerten Wassers, welches schlagartig verdampft und in Form einer Mikroexplosion Gewebepartikel unterschiedlicher Größe aus der Oberfläche reißt (Frentzen et Koort 1991, Hibst et Keller 1989, Keller et Hibst 1993). Dies führt zu den für die Er:YAG-Bearbeitung typischen schollig aufgerauten Oberflächen ohne Anzeichen thermischer Schädigung (Berlien et Müller 2000, Frentzen 1994, Keller et Hibst 1993, Keller 1993, Paghdiwala 1993, Schilke et Guertsen 1994). Ein weiterer Vorteil in der Zahnhartsubstanzbearbeitung mit Er:YAG-Laser besteht darin, dass aufgrund der kurzen Einwirkzeit die Schmerzempfindung auch bei einer pulpanahen Präparation weitgehend reduziert ist (Keller et al 1991, Keller et Hibst 1993, Stiesch et Hannig 1999). Durch die kurze Impulsdauer und die oberflächliche Absorption kommt es in tieferen Schichten kaum zu einem Temperaturanstieg. Um die unerwünschte Wärmebelastung des Gewebes zusätzlich zu vermindern, kann eine geeignete Kühlung eingesetzt werden. Luftkühlung ist dabei jedoch oft nicht ausreichend, und da Laserstrahlung zum Teil durch Wasser absorbiert wird, ist eine Spraykühlung das Mittel der Wahl (Paghdiwala 1993, Schilke et Guertsen 1994). Eine Verwendung in der Weichgewebschirurgie ist aufgrund der fehlenden Koagulation nur eingeschränkt möglich. Da der Er:YAG-Laser hohe Abtragsraten mit geringen thermischen Nebenwirkungen in sich vereint, lässt er sich klinisch für Kavitätenpräparationen einsetzen (Keller 2000, Mehl et al 1997b, Walsh 2003). Konditionierung von Schmelz und Dentin ist mit einem Er:YAG-Laser mit geringer Leistung ebenfalls realisierbar (Lutz 1995, Stiesch et al 1997).

## 3.2 Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde

Die Haftung an Zahnhartsubstanz kommt in entscheidendem Maße durch die mikromechanische Verankerung an der rauen Oberfläche von Schmelz und Dentin zustande. Diese Rauigkeiten müssen durch gezielte Vorbehandlung geschaffen werden (Frankenberger 2007).

### 3.2.1 Haftmechanismen am Schmelz

1955 beschrieb Buonocore (Buonocore 1955) erstmals die Schmelz-Ätz-Technik. Aufgrund der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der einzelnen Schmelzprismenstrukturen können aus der Schmelzoberfläche durch eine Vorbehandlung mit 30-40%iger Phosphorsäure Schmelzprismen und interprismatischer Schmelz in unterschiedlichem Maße aufgelöst und kann so ein Mikroretentionsrelief (siehe Abbildung 4) erzeugt werden. Zusätzlich sorgt die Säureanwendung für eine Veränderung der Oberflächenenergie und somit für eine bessere Benetzbarkeit der Oberfläche (Stangel et al 2007). In die Mikroporositäten des Ätzmusters können niedrigvisköse Monomermischungen einfließen, welche nach der Polymerisation der mikromechanischen Verankerung dienen (Blunck 2007, Haller et Blunck 2003, Perdigao et al 1998, Perdigao et Lopes 1999).



**Abb. 4:** rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines typischen Ätzmusters im Schmelz nach Ätzung mit 37-prozentiger Phosphorsäure für 30sec (Haller et Blunck 2003)

### 3.2.2 Haftmechanismen am Dentin

#### 3.2.2.1 *Aufbau des Dentins*

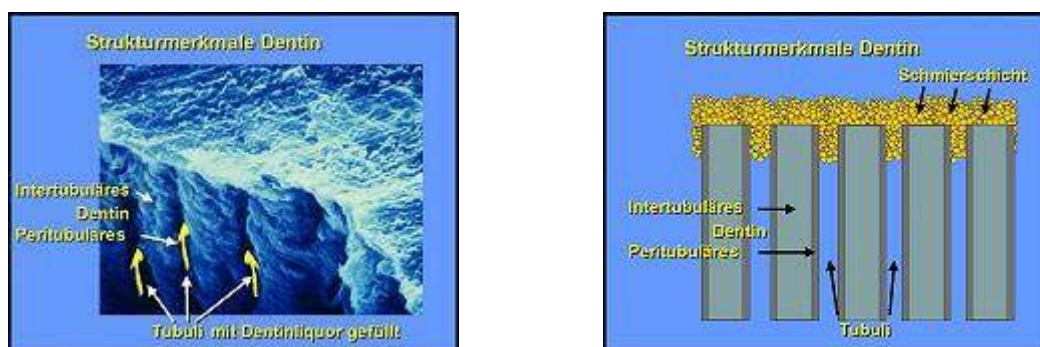
Im Gegensatz zum Schmelz sorgen die intrinsische Feuchtigkeit durch den Liquor, die tubuläre Mikrostruktur, der hohe Kollagenanteil und nicht zuletzt die Schmier-schicht dafür, dass das Dentin ein wesentlich ungünstigerer Haftungspartner für Füllungs-materialien ist (Frankenberger 2006, Hellwig 1999, Perdigao et al 1998). Dentin ist im Gegensatz zum Schmelz ein lebendes Gewebe, welches in seinem Aufbau dem Knochen ähnelt. Es besteht zu 30 Vol.-% aus organischer, zu 45 Vol.-% aus anorganischer Substanz (Appatitkristalle) und zu 25% aus Wasser (Schroeder 1987). Mit diesem hohen organischen Anteil ist es nicht nur wesentlich weniger mineralisiert als Schmelz mit nur 2% organischem Anteil, organischer und anorganischer Anteil sind zudem auch inhomogen verteilt. Der größte Anteil der organischen Matrix mit 91-92% sind Kollagen und kollagenartige Verbindungen (Hellwig 1999, Schroeder 1987).

Das Dentin wird ausgehend von der Pulpa bis zur Dentin-Schmelz-Grenze von Dentintubuli durchzogen. Diese Dentinkanälchen verzüngen sich zur Oberfläche hin, wobei auch ihre Anzahl abnimmt. Abhängig von ihrer Nähe zur Pulpa weisen sie einen mittleren Durchmesser von 0,8-2,5µm auf. An der Oberfläche nehmen sie ca. 1-4% der Oberfläche ein, pulpanah 22-28%. In den Kanälchen befinden sich Dentinliquor, die extrazelluläre Flüssigkeit der Pulpa, und Fortsätze der Odontoblasten. Die Odontoblasten liegen palisadenartig an der Verbundfläche von Pulpa und Dentin dem Dentin auf. Auf chemische, thermische oder andere Reize hin bilden sie lebenslang das sogenannte Sekundärdentin. Die Wände der Dentinkanälchen werden durch das peritubuläre Dentin gebildet. Zwischen diesen einzelnen „Röhren“ befindet sich das intertubuläre Dentin (Perdigao et Lopes 1999) (Abbildung 8). Dieses ist wesentlich weniger mineralisiert als das peritubuläre Dentin, da hier das für die Flexibilität des Dentins verantwortliche Kollagengerüst eingebettet ist (Blunck 1996).

Der in den Tubuli enthaltene Dentinliquor ist eine in der Pulpa gebildete, stark proteinhaltige, extrazelluläre Gewebsflüssigkeit, welche einen geringen, aber konstanten Flow in einer Höhe von 25-30mm Hg nach außen aufweist. Durch diesen Flow lässt

sich das Dentin nicht absolut trockenlegen, wodurch hydrophile Materialien in der Dentinkonditionierung erforderlich werden (Haller et Blunck 2003).

Als Auflagerung auf das Dentin entsteht bei jeglicher Bearbeitung eine 1-5µm dicke Schmierschicht, die aus Bakterien, Liquor, Hydroxylapatit- und Kollagenrümmern, sowie zerstörten Odontoblastenfortsätzen besteht (Abbildung 5). Diese Schicht, welche auch weitere Bestandteile wie z.B. zahnärztliche Materialien, Blut und Speichel enthalten kann, bewirkt eine 2-6µm tiefe Verpfropfung der angeschnittenen Dentintubuli und verzögert durch die Verminderung der Dentinpermeabilität sowohl das Eindringen von Bakterien als auch den Austritt von Dentinliquor (Pashley et al 1994). Andererseits kann der Smear-Layer selbst auch Bakterien enthalten, die darin überleben und sich unmittelbar neben der Restauration vermehren und deren Toxine die Pulpa schädigen können. Als intermittierende Schicht verhindert der Smear-Layer den direkten Kontakt von Füllungsmaterial und Dentin (Lambrechts et al 2001). Der Smear-Layer (Abbildung 5) spielt somit bei der Dentinkonditionierung eine zentrale Rolle. Nach Modifikation oder Auflösung des Smear-Layers verschließen die Dentinadhäsive die Dentintubuli. Das bedeutet, dass Dentinadhäsive dem Schutz der Pulpa dienen, da sie eine bakterielle Penetration verhindern (Frankenberger 2006).



**Abb. 5: rasterelektronenmikroskopische Aufnahme und Schemazeichnung einer Schmierschicht auf dem Dentin (Haller et Blunck 2003)**

### 3.2.2.2 Einteilung der Dentinadhäsmittel

Das erste Dentinadhäsiv wurde 1965 von Bowen entwickelt. Es bestand aus einem bifunktionellen Molekül, NPG-GMA (N-Phenylglycin-glycidyl-methacrylat), welches eine Verbindung mit Dentin und Kunststoff eingehen konnte (Bowen 1965). Seither sind immer bessere Adhäsive entwickelt worden, die sowohl an Dentin wie auch an Schmelz gute Haftwerte erreichen (Frankenberger 2001).

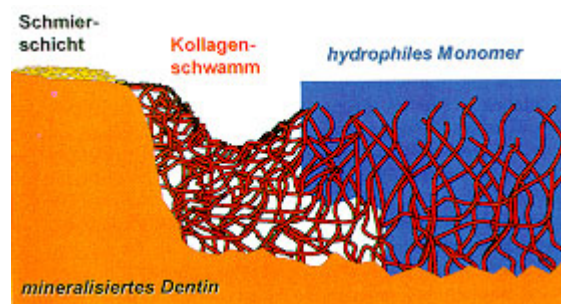
Die Einteilung der Adhäsive kann nach mehreren Aspekten vorgenommen werden. So kann man nach Anzahl der verwendeten Komponenten (One-bottle-Systeme im Gegensatz zu Multi-bottle-Systemen) unterscheiden oder nach der Behandlung der Schmierschicht. Weitere Einteilungen der Dentinadhäsive können über die chemische Zusammensetzung der Systeme vorgenommen werden, wie z.B. über enthaltene Lösungsmittel (Aceton, Wasser, Ethanol), Notwendigkeit einer Lichthärtung oder über den Füllergehalt des Bondings.

Insgesamt geht die Entwicklung hin zu einer Vereinfachung der Systeme mit Zusammenfassung mehrerer Komponenten. Aus diesem Grund ist heute die Einteilung nach der Anzahl der klinischen Arbeitsschritte und der Art der Interaktion des Adhäsivs mit dem Dentin üblich (Frankenberger 2001).

Die klassische Einteilung ist jedoch die Klassifizierung der verschiedenen Adhäsive in Generationen (Dunn 2004). Die *erste* und *zweite Generation* wurden den Anforderungen für den klinischen Einsatz nie gerecht. Sie ermöglichten eine gute Infiltration der Schmierschicht. Die Gesamthaftung des Füllungsmaterials wurde aber durch die zu geringe Adhäsion der Schmierschicht am Dentin limitiert (Frankenberger 2000, Hellwig et al 1999, Pashley et Carvalho 1997). Klinische Erfolge konnten erst ab der *3. Generation* verzeichnet werden. Nach einer selektiven Schmelzätzung mit 30-40%iger Phosphorsäure wurde hier eine selbstätzende Primerlösung, ein sogenannter Condi-Primer, aufgetragen. Er bewirkt eine Auflösung der Schmierschicht mit einer oberflächlichen Demineralisierung des darunter liegenden Dentins. Im Primer enthaltene amphiphile Moleküle imprägnieren die Kollagenfasern und bereiten sie so auf das nachfolgende Umfließen mit einem Bondingharz vor (Nakabayashi et Takerada 1992). Der Primer wird anschließend verblasen und die gelösten Bestandteile werden in die sogenannte Hybridschicht aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff miteinbezogen (Blunck 1996, Frankenberger 2000, Haller 1994, Naka-

bayashi et Takerada 1992, Pashley et Carvalho 1997, Perdigao et Lopes 1999, Stangel et al 2007).

Da ein selektives Ätzen der Schmelzränder klinisch oft nur schwer umzusetzen war, wurde dieser Problematik bei den Dentinadhäsiven der 4. *Generation*- oder in der aktuelleren Einteilung „Etch-und-Rinse-3-Schritt-Systeme“ Rechnung getragen (Blunck 2007). Hier wurden Schmelz und Dentin simultan mit Phosphorsäure angeätzt und somit das „Total Etching“ eingeführt. Durch die angewendeten Säuren kommt es zu einer Auflösung von Hydroxylapatit und zu einer ca. 1µm tiefen Demineralisation des intertubulären Dentins und damit zu einer Freilegung von Kollagenfasern (Haller 1994, Perdigao et al 1996). Das Dentinadhäsiv kann sowohl in die Dentintubuli, als auch in die Kollagenschicht penetrieren. Es kommt so zu einer „Verklettung“ („entanglement“) des Kunststoffes mit den Kollagenfasern und so zu einer mikromechanischen Verankerung in der Hybridschicht (Mc Lean 1996, Nakabayashi et Takarada 1992). Diese Schicht ist leicht elastisch und hilft so einen Teil der Polymerisationsschrumpfung auszugleichen (Blunck1996). Hier wurde auch das sogenannte „Wet-Bonding“ eingeführt, da eine Übertrocknung des Dentins zu einem Kollaps des Kollagengerüsts geführt hätte (Blunck 2007, Frankenberger 2006, Haller 1994, Manhart 2000, Pashley et al 1994, Pashley et Carvalho 1997, Perdigao et al 1998). Zusätzlich kommt es zu einer Verzapfung ausgehärteten Adhäsivs in den Dentintubuli. Es bilden sich retentive Kunststoffzapfen, sogenannte „Tags“. (Haller 1994, Mc Lean 1996, Pashley et Carvalho 1997). Auf diese Art und Weise soll eine dem Haftverbund im Schmelz ähnliche mikro-mechanische Verankerung geschaffen werden (Abbildung 6).



**Abb. 6:** Schematische Zeichnung des Prinzips der Dentinhaftung modifiziert nach einem Vorschlag von Pashley (1994).



Ausgangssituation ist das Dentin, das mit einer Schmierschicht belegt ist (links). Durch Konditionierung mit Säuren kommt es zu einer Demineralisation, sodass ein kollabierter Kollagenschwamm resultiert (Mitte), in den hydrophile Monomere diffundieren und das Kollagengeflecht wieder aufrichten (rechts).

Die Dentinadhäsive der 4. Generation weisen von allen Generationen die höchsten Haftwerte *in vitro* auf (Frankenberger 2001a, Frankenberger 2006). Mit der 5. Generation wurden die sogenannten „One-Bottle-Bonds“ entwickelt. Unabhängig von der verwendeten Säure befindet sich das eigentliche Bond bei dieser Generation immer in einer Flasche. (Frankenberger 2001a). Die erste Erscheinungsform dieser Gruppe von Adhäsiven war das Compomerbonding Dyract-PSA (De Trey), das in nur leicht modifizierter Form anschließend als Prime&Bond 2.0 auch für Composite vorgestellt wurde (Frankenberger 2000). Diese an sich selbstkonditionierenden Compomeradhäsive enthalten keine Säuren, die ein Schmelzätzmuster erzeugen können und belassen die Schmierschicht des Dentins. Sie werden dank ihrer Azidität bei Kompomeren als selbstkonditionierendes Adhäsiv eingesetzt. Bei Kompositen wird die Anwendung eines zusätzlichen Ätzschrittes empfohlen, um eine ausreichende Haftkraft am Schmelz zu sichern (Frankenberger 2001a). Die in dieser Studie verwendeten Dentinadhäsive gehören alle zur fünften Generation. Die erreichten Haftwerte sind schlechter als bei den Dentinadhäsiven der vierten Generation, aber durch das Versprechen der Industrie, ein schnelleres und einfacheres Handling zu gewährleisten, wurden sie zum Marktführer (Perdigao und Lopes, 1999). Mit Einführung der 6. Generation Ende der 90er Jahre wurde die Anwendung nochmals vereinfacht, da die Haftung ohne zusätzliche Säureätzung von Schmelz und Dentin erreicht wird. Die 6. Generation kann man in zwei verschiedenen Ansätzen unterteilen. Beim Ersten werden auf Schmelz und Dentin ein selbstätzender Primer und anschließend ein gemeinsames Adhäsiv aufgetragen. Beim zweiten Ansatz wird ein All-in-one Adhäsiv, meist Phosphorsäureester-Verbindungen in nur einem Schritt, aber in zwei Schichten, auf den Zahn aufgetragen. Aufgrund der Instabilität des aktivierten sauren Phosphorsäureesters muss das Dentinadhäsiv unmittelbar vor der Anwendung aus zwei Flaschen zusammengemischt werden. (Blunck 2007, Dunn 2004, Hellwig 1999, Perdigao 1998).

Ende 2002 wurden die Systeme der „7.Generation“ oder Ein-Flaschen-Ein-Schritt-Verfahren eingeführt und dadurch das Anmischen oder separate Auftragen mehrerer Lösungen eliminiert (Dunn 2004). Sie beinhalten selbstkonditionierende Monomermischungen und sind ausreichend hydrolysebeständig (Blunck 2007).

### 3.3 Komposite

#### 3.3.1 Entwicklung der Komposite

Die Entwicklung der Komposite wurde in den letzten Jahren durch die Indikations-einschränkung für Amalgam durch das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) sowie durch die gestiegenen ästhetischen Ansprüche der Patienten stark vorangetrieben (Hickel 1997, Manhart et Hickel 1999). Der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationsmaterialien führte in den vierziger Jahren erstmals zum Einsatz von Polymethylmethacrylaten, die bei Mundtemperatur polymerisierten (Hellwig et al 1999, Mc Lean et al 1987, Puckett et al 2007). Diese waren weder abrasionsstabil noch besonders biokompatibel, da sie durch ihren hohen Gehalt an Restmonomer pulpschädigend wirkten. Ein weiteres Problem war die große Polymerisationsschrumpfung und die rasche Verfärbung der gelegten Füllungen (Hellwig et al 1999).

1962 entwickelte Bowen ein Material mit verbesserten physikalischen und chemischen Eigenschaften, indem er die Methylmetacrylsäure durch Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) ersetzte. Diesem fügte er ein mit einer Silanverbindung überzogenes Quarzmehl als anorganische Füllpartikel zu (Bowen 1962, Guggenberger et al 2000). Die Silanverbindung bewirkte eine chemische Bindung zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllern. Mittels dieser veränderten Zusammensetzung konnten Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und Restmonomergehalt deutlich reduziert werden. Darüber hinaus wies das neue, ebenfalls autopolymerisierende, Material einen günstigeren Expansionskoeffizienten auf (Hellwig et al 1999, Puckett et al 2007, Roulet 1987).

In den siebziger Jahren kamen die ersten lichtpolymerisierenden Komposite auf den Markt. Sie sind aufgrund ihrer deutlich verbesserten Eigenschaften inzwischen als zahnhartsubstanzschonende Behandlungsalternative auch im okklusionstragenden

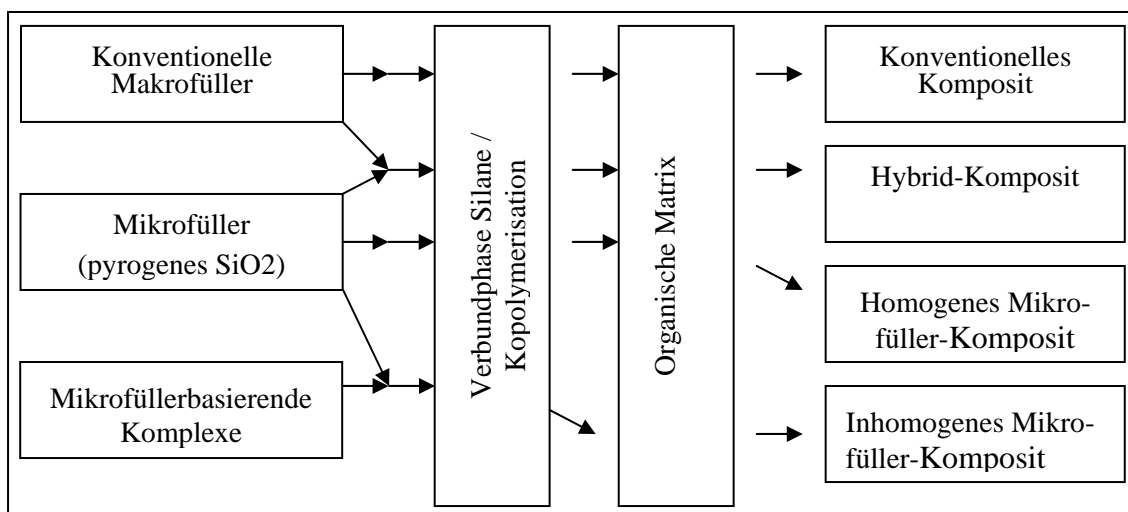
Seitenzahnbereich bei zirkulärer Schmelzbegrenzung anerkannt (Hickel 1998, Manhart 2001b).

### 3.3.2 Aufbau und Klassifikation

Moderne zahnärztliche Kompositmaterialien bestehen aus einer Vielzahl unterschiedlicher Komponenten, welche für die jeweiligen Eigenschaften des Werkstoffes verantwortlich sind.

Die Hauptbestandteile sind eine organische Kunststoffmatrix und anorganische Füllkörper (disperse Phase), welche über ein Silanhaftmittel verbunden sind (Heidemann 1999, Lutz et al 1983). Die Füllkörper sind entscheidend für die mechanischen Eigenschaften und haben ferner einen maßgeblichen Einfluss auf die Polymerisations-schrumpfung (Ernst et Willershausen 2003). Die Kompositmatrix besteht im nicht ausgehärteten Zustand aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiva (Hellwig et al 1999).

Eine Klassifizierung moderner Komposite kann nach unterschiedlichen Gesichtspunkten erfolgen. Bei der Unterteilung nach Größe bzw. Zusammensetzung des Füllkörpersystems unterscheidet man konventionelle Komposite, Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite, wie in Abbildung 7 zu sehen ist (Lutz et al 1983).



**Abb. 7: Klassifikation der Komposite (Lutz et al 1983)**

### Konventionelle Komposite

Sie enthalten splitterförmige Makrofüller. Diese bestehen aus gemahlenem Quarz, Glas oder Keramik in einer Partikelgröße zwischen 0,1-100µm (Ferracane 1995, Kullmann 1990, Lutz et al 1983).

Die Makrofüller bewirken grundsätzlich gute mechanische und physikalische Eigenschaften, die Komposite weisen aber nur eine geringe Verschleißfestigkeit auf (Lutz et al 1983), da sich die Makrofüller bei zusätzlicher Hydrolyse leicht aus der Matrix herauslösen (Hellwig 1999). Dies führt zudem zu einer schlechten Polierbarkeit und aufgrund der daraus resultierenden rauen Oberfläche zu schneller Verfärbung und Plaqueakkumulation (Lutz et al 1983, Roulet et Roulet-Mehrens 1982). Aufgrund ihrer zahlreichen negativen Eigenschaften sind die konventionellen Komposite heute überholt (Lutz et al 1983).

### Mikrofüller-Komposite

Mikrofüller-Komposite enthalten Füllstoffe, deren Partikelgröße weit unter 1µm liegt. Sie können in homogene und inhomogene Mikrofüller-Komposite unterteilt werden (Ernst et Willershausen 2003, Lutz et al 1983, Roulet 1987).

**Homogene Mikrofüllerkomposite** enthalten Füllkörper aus hochdispersen Kieselsäuren (Siliziumdioxid). Die Mikrofüller haben eine durchschnittliche Größe von 0,01-0,04µm (Hellwig et al 1999). Durch die gleichmäßige Verteilung und die geringe Partikelgröße der Füllkörper sind die Materialien sehr homogen und sehr gut polierbar (Ernst et Willershausen 2003, Lutz et al 1983). Durch die große Oberfläche der Mikrofüller ist jedoch sehr viel Matrix zur Benetzung erforderlich und somit nur ein Füllgehalt der Mikrofüllerkomposite von bis ca. 50 Gewichtsprozent erreichbar (Puckett et al 2007). Aus diesem Grund weisen die Mikrofüllerkomposite eine hohe Polymerisationsschrumpfung und einen hohen thermischen Expansionskoeffizienten auf. Biegefestigkeit, Vickershärte und das Elastizitätsmodul sind geringer als bei den konventionellen Kompositen. Zusätzlich ist die Verarbeitung aufgrund der hohen Viskosität erschwert (Lutz et al 1983, Roulet 1987).

Um das Problem der hohen Polymerisationsschrumpfung zu lösen, wurden den sogenannten **inhomogenen Mikrofüllerkompositen** zusätzlich zur mikrogefüllten Mat-

rix, vorpolymerisierte Komplexe aus dem gleichen Material zugesetzt (Ernst et Willershausen 2003, Kullmann 1990, Puckett 2007). Durch diese Zusätze konnten die mechanischen Eigenschaften verbessert und die Polymerisationsschrumpfung verringert werden, ohne die Vorteile der guten Polierbarkeit und hohen Elastizität negativ zu beeinflussen.

Als Unterklasse der Mikrofüller-Komposte kann man die **Flow-Komposite** ansehen (Puckett et al 2007). Sie wurden für Kavitäten entwickelt, in denen es schwierig ist, das Kompositmaterial an die Kavitätenwände zu adaptieren. Sie haben nur einen Füllergehalt von 30-55 Vol% und sind daher fließfähig. Durch ihr geringes Elastizitätsmodul und ihre geringe Abrasionsstabilität werden sie für die Versorgung von kleinen okklusalen und Klasse-V-Kavitäten empfohlen (Puckett et al 2007).

#### Hybridkomposite

Um die positiven Eigenschaften der konventionellen und der Mikrofüllerkomposite zu kombinieren, wurden Anfang der achtziger Jahre die Hybridkomposite entwickelt. Bei den Hybridkompositen ist die Matrix mit ca. 10-15 Gewichtsprozent Mikrofüller und zu ca. 85-90 Gewichtsprozent mit Makrofüllern verstärkt (Hellwig 1999). Durch die Verbesserung der Mahltechnik sind immer feinere Glasfüllkörper ermöglicht worden. Je nach Größe dieser Füllkörper können Hybridkomposite, Feinpartikelhybridkomposite, Feinstpartikelhybridkomposite und Submikrometer-Hybridkomposite unterschieden werden (Tabelle 1).

<b>Hybridkomposite</b>	<b>Mittlere Glasfüllkörpergrösse</b>
Hybridkomposite	> 10µm
Feinpartikelhybridkomposite	> 5µm
Feinstpartikelhybridkomposite	> 3µm
Submikrometer-Hybridkomposite	> 1µm

**Tab. 4: Einteilung der Hybridkomposite nach der Größe der Glasfüllkörper**

(nach Kunzelmann et Hickel 2001)

Eine neue Entwicklung stellen die sogenannten **Nanohybridkomposite** dar. Sie enthalten Füllkörper in einer Korngröße von 0,005-0,01 $\mu\text{m}$  (Puckett et al 2007). Da die Nanopartikel grundsätzlich über andere physikalische Eigenschaften als konventionelle Füller verfügen, kann bei den Nanokompositen ein Füllgrad in einer Größenordnung wie bei Hybridkompositen erreicht werden. Daraus resultiert eine niedrigere Schrumpfrate ohne den Nachteil der erhöhten Viskosität. Gleichzeitig weisen sie eine gute Polierfähigkeit wie bei bekannten Mikrofüllern vor (Ernst et Willershausen 2003, Lips 2003). Die Nanokomposite vereinen somit die Polierfähigkeit von Mikrofüllern mit den guten mechanischen Eigenschaften von Hybridkompositen und können so als erstes wirkliches Universalkomposit bezeichnet werden (Puckett et al 2007)

Zusätzlich zu der Variation in der Größe der Füllkörper kann man auch Hybridkomposite mit unterschiedlichen Füllkörpersystemen unterscheiden (Kunzelmann et Hickel 2001). Hier gibt es unterschiedliche Zusammensetzungen von Quarz, kompakten sowie porösen Gläsern, gesinterten Mischoxiden, Fasern, ionenfreisetzenden Füllkörpern jeweils mit  $\text{SiO}_2$  und Zirkonoxidfüllkörpern.

Eine weitere Möglichkeit der Unterteilung der Komposite ist die Einteilung nach Matrix.

Die Eigenschaften des Komposits werden hauptsächlich durch das verwendete Monomer der Kompositmatrix bestimmt (Hellwig et al 1999, Janda 1988, Kullmann 1990). Es hat einen Einfluss auf Schrumpfung, Wasseraufnahme, Polymerisationsgrad, Viskosität und auf die mechanischen Eigenschaften. Bei den meisten Kompositen besteht die organische Matrix aus Estern der Methacrylsäure mit ein- oder mehrwertigen Alkoholen (Janda 1988). Hier kommen Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) und dessen Modifikationen sowie EGDMA (Ethylenglykoldimethacrylat), TGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat) und UDMA (Urethandimethacrylat) zur Anwendung (Janda 1988, Kullmann 1990, Lutz et al 1983, Puckett et al 2007).

Jede Kompositmatrix setzt sich weiterhin aus Comonomeren, Initiatoren, Coinitiatoren, Inhibitoren und Farbstabilisatoren zusammen.

Der Verbund zwischen den unterschiedlichen Füllstoffen und der organischen Matrix wird über Silane hergestellt (Guertzen 1999). Als Silanisierungsmittel werden in der Regel Vinyltriethoxysilanol und 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan verwendet (Hellwig et al 1999, Janda 1988, Roulet 1987).

Die Silanisierung bewirkt eine Hydrophobierung der hydrophilen Oberfläche der Füllstoffe. So wird die Integration der Füllstoffe in die hydrophobe Matrix ermöglicht (Janda 1988). Durch den so gewonnenen Verbund verbessern sich die mechanischen Eigenschaften Biege-, Druckfestigkeit und Vickershärte des Komposits erheblich (Hellwig et al 1999). Dennoch stellt dieser Verbund eine Schwachstelle dar. Sobald Füllkörper verloren gehen, tritt erhöhter Verschleiß auf (Hellwig et al 1999, Janda 1988).

Als weiterer Bestandteil der Komposite sind die Additiva zu nennen:

**Initiatoren:** Sie werden durch externe Energiezufuhr oder chemische Aktivierung gespalten, bilden freie Radikale und sorgen so für das Aushärten des Komposits (Kullmann 1990).

**Inhibitoren:** Sie verhindern eine Spontanpolymerisation durch das Abgeben von Wasserstoffatomen an spontan gebildete freie Radikale (Hellwig 1999, Kullmann 1990).

**UV-Stabilisatoren:** UV-Licht mit einer Wellenlänge kleiner 350nm wird von diesen Stabilisatoren absorbiert, um eine Zersetzung reaktiver Bestandteile und damit eine Verfärbung zu verhindern (Kullmann 1990).

**Pigmente:** Sie dienen der Farbanpassung des Komposits an den Zahn. Meist werden anorganische Pigmente aus  $ZrO_2$ ,  $TiO_2$ ,  $Cr_2O_3$ ,  $Fe_2O_3$  verwendet. (Janda 1988, Kullmann 1990).

### 3.4 Kompomere

#### 3.4.1 Entwicklung der Kompomere

Kompomere (Polyalkensäure-modifizierte Komposite), anfangs auch Kompoionomer genannt, sind lichthärtende Komposite, welche durch Glasionomerzement-Komponenten modifiziert wurden. Die Kompomere kamen 1993/1994 erstmals in Europa auf den Markt (Blunck 1996, Hickel 1997, Manhart et Hickel 1999, Puckett et al 2007).

#### 3.4.2 Aufbau und Klassifikation

Bei den Kompomeren wird das klassische Kompositmonomer durch Carboxylatgruppen modifiziert und so ein hydrophiles Komposit geschaffen. Im Gegensatz zu den Kompositen enthalten sie reaktive, ionenfreisetzende Glaspartikel und saure polymerisierbare Monomere (Hickel 1996, Hickel 1997, Stiesch et Hannig 1999). Bei den Kompomeren findet während der initialen Abbindephase keine Säure-Basen-Reaktion mehr statt, sondern ausschließlich eine Vernetzung über die Methacrylat-Gruppen. Eine besondere Eigenschaft dieser Materialgruppe ist ihr niedriges E-Modul, das heißt, sie sind elastischer als die Hybridkomposite (Ernst et Willershausen 2003, Puckett et al 2007). Durch die Modifikation der Glasionomerzemente wird aber auch die eigenständige Haftung an den Zahnhartsubstanzen verändert und so ein Haftvermittler notwendig.

Kompomere lassen sich leicht verarbeiten, haben jedoch eine geringere Druck- und Biegebelastbarkeit als Komposite (Attin 1996, Blunck 1996, Hickel 1997, Puckett et al 2007, Schneider et al 2000). Zudem sind die ästhetischen Eigenschaften und die Polierbarkeit der Kompomere schlechter als die der Komposite. (Folwaczny 2000, Gladys et al 1997, Manhart et Hickel 1999, Tyas 2000). Aus diesen Gründen liegt ihr Hauptanwendungsgebiet primär bei Klasse-V-, Klasse-III- sowie Milchzahnfüllungen, zumal sie in einem geringeren Ausmaß als Kompositfüllungen anfällig gegen Feuchtigkeit bei der Verarbeitung sind (Abdallah et al 1997, Denehey et Vargas 1996, Friedl 2000, Krämer 2001, Tyas 2000).



### 3.5 Klasse-V-Kavitäten

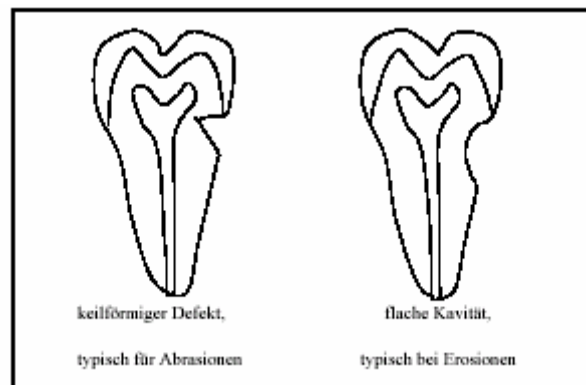
Klasse-V-Kavitäten, in der Einteilung nach Black, entsprechen Kavitäten der bukkalen und lingualen Glattflächen, die meistens im gingivalen Drittel der Zahnkrone liegen (Hellwig et al 1999).

#### 3.5.1 Entstehung von Klasse-V-Kavitäten

In den letzten Jahren werden aufgrund veränderter Ernährungs- und Lebensgewohnheiten vermehrt pathologische Zahnhartsubstanzdefekte bei Kindern und Erwachsenen beobachtet, die nicht durch Karies verursacht sind (Wiegand et Attin 2007). Darüber hinaus wird in verschiedenen epidemiologischen Studien zunehmend mehr Wurzelkaries bei meist älteren Patienten gefunden, da sowohl ihr Anteil am Patientengut immer größer wird als auch immer mehr Zähne bis ins hohe Alter erhalten werden (Hickel 1992, Manhart 2002, Wiegand et Attin 2007). In den Industrieländern wird für die Altersklasse über 60 eine Prävalenz von Zervikalkaries zwischen 83% und 100% angegeben. Der Entstehung von Klasse-V-Kavitäten können verschiedene Faktoren zugrunde liegen. Neben Karies spielen auch nichtkariöse Ursachen wie Abrasion, Erosion, Abfraktion und Attrition eine Rolle. Meist liegt eine Kombination mehrerer Faktoren vor (Blunck 1997, Hickel 1994a, Noack et al 1997, Renggli 2000, Wiegand et Attin 2007).

Als **Abrasionen** bezeichnet man selbst verursachte oder iatrogen bedingte Abnutzung von Zahnhartsubstanz. Sie können durch unsachgemäße Durchführung von Mundhygienemaßnahmen, durch Nahrungsbestandteile oder durch sog. Habits, wie z.B. regelmäßiges Kauen auf Stiften entstehen (Blunck 1997, DGZMK 1985, Hickel 1994a, Renggli 2000, Wiegand et Attin 2007). **Erosionen** sind chemisch induzierte, irreversible Zahnhartsubstanzverluste. Sie entstehen durch säurehaltige Getränke und Speisen, bei eingeschränkter Pufferkapazität des Speichels, durch Reflux von Magensäure oder durch Essstörungen mit häufigem Erbrechen. Darüber hinaus können sich Erosionen auch berufsbedingt entwickeln (Blunck 1997, Hickel 1999, Wiegand et Attin 2006, 2007). Zum Teil wird die Entstehung von Abrasionen durch Erosionen und initiale Demineralisationen im zervikalen Schmelzrandbereich begünstigt (Krejci und Lutz 1991, Hickel 1994a), da der Sulkus eine Prädilektionsstelle für weiche Be-

läge ist und so einer Zahnhalskaries Vorschub leisten kann (Noack et al 1997). Abbildung 8 zeigt den für Abrasionen typischen keilförmigen Defekt am Übergang von Schmelz zu Dentin (DGZMK 1985) sowie die flachere, schüsselförmige Kavität mit abgerundeten Kanten, welche durch erosive Ursachen oder Karies entsteht (Hickel 1994a, Krejci et Lutz 1991).



**Abb. 8: schematische Darstellung unterschiedlicher Formen von Zahnhalsdefekten (nach Hickel 1994)**

**Abfraktionen** entstehen durch Biege- oder Zugbelastungen der Zähne, wie sie in hohem Maße bei Parafunktionen wie Pressen oder Knirschen in Erscheinung treten. Durch diese sogenannten Stauchungsphänomene (Palamara et al 2000) kann der Verbund zwischen Schmelz und Dentin so gelockert werden, dass es zu Schmelzaussprengungen kommt. (Boston et Kerzi 1993, Hellwig et al 1999, Hickel 1999, Manhart 2002, Wiegand et Attin 2007). Der mechanische Abrieb von Zähnen durch direkten Zahn-zu-Zahn-Kontakt wird als **Attrition** bezeichnet (Wiegand et Attin 2007).

### 3.5.2 Versorgung von Klasse-V-Kavitäten

In Abhängigkeit von der Entstehungsursache und der Größe der Läsion kommen unterschiedliche Behandlungsmöglichkeiten in Frage. Bei kleinen Läsionen kann die Instruktion zu richtiger Mundhygiene, Ernährungsberatung und Fluoridierung bzw. Touchierung mit Chlorhexidindigluconat oder auch die Optimierung der okklusalen Belastungsverhältnisse ausreichen (Hickel 1992, Manhart 2002, Noack 1997,

Renggli 2000). Bei tieferen Defekten, Schmerzen bzw. aktiven Läsionen ist eine Füllung die Therapie der Wahl. Für diese restaurative Versorgung von Zahnhalskavitäten stehen verschiedene Materialien zur Verfügung:

**Einlagefüllungen** aus Gold, Keramik oder Kompositen stellen eine sehr hochwertige, aber auch zeit- und kostenintensive Versorgung dar. Da im Zahnhalsbereich keine direkte Kaubelastung einwirkt, stellt die erhöhte Abrasionsfestigkeit der Inlays keinen Vorteil dar. Darüber hinaus erschweren dünn auslaufende Ränder, die Ausdehnung der Kavität in den Approximalraum hinein und Unterschnitte die Herstellung. Aufgrund der zuvor genannten Faktoren kommt es zu begrenzten Anwendungsmöglichkeiten (Boston et Kerzi 1993, Blunck 1997, Hickel 1994a).

**Goldhämmerfüllung:** zusammen mit Amalgam stellt plastisches Gold das wohl älteste bekannte Restaurationsmaterial für Zähne dar. Als Vorteil ist die zu erreichende gute Randedichtigkeit und lange Haltbarkeit zu nennen. Nachteilig ist die aufwendige, techniksensitive Verarbeitung, ungenügende Ästhetik, die hohe Wärmeleitfähigkeit des Materials sowie die entstehenden hohen Kosten. Darüber hinaus kommen Goldhämmerfüllungen nur für Defekte mit geringer Ausdehnung in Frage (Hellwig et al 1999, Hickel 1994a, Kamann 2001).

**Amalgam** wurde lange Zeit routinemäßig als einfaches, kostengünstiges und langhaltbares Füllungsmaterial auch im Zahnhalsbereich verarbeitet. Da Amalgam nicht an Zahnhartsubstanzen haftet, muss eine zusätzliche Präparation vorgenommen werden. Durch die Forderung nach minimalinvasiven Restaurationen und dem immer häufiger geäußerten Wunsch nach einer ästhetischen Restauration wurde die Verwendung von zahnfarbenen, adhäsiv befestigten Alternativen intensiviert. Zusätzlich hat die allgemeine Angst der Patienten vor gesundheitlichen Schäden durch die Freisetzung von Quecksilber die klinische Anwendung von Amalgam stark reduziert (Hickel 1994a, Hickel et al 1998).

**Glasionomerzemente** haften über eine chemische Verbindung an Schmelz und Dentin (Hickel 1994a, McLean 1999) und geben Fluoride ab, wodurch das Risiko für Sekundärkaries reduziert wird (Hickel 1997). Als Indikationen werden unter anderem durch Wurzelkaries bedingte Läsionen, zervikale Erosionsdefekte und Kavitäten ohne ausreichende Trockenlegung genannt (Hellwig et al 1999, Hickel et Klaiber 1994). Als Nachteile der Glasionomerzemente sind ihre geringe mechanische Festig-

keit, Empfindlichkeit gegen Feuchtigkeit und Austrocknung während der Abbindephase, ihre raue Oberfläche und schlechten ästhetischen Eigenschaften zu nennen (Abdallah et al 1997, Blunck 1997, Hickel et Klaiber 1994).

**Hybridionomere als kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente** bestehen aus einer Kombination von Glasionomerzement- und Kompositanteilen und härten sowohl über die chemische Säure-Basen-Reaktion wie die Glasionomerzemente, wie auch über chemische oder photoinduzierte Polymerisation aus (Abdallah et al 1997, Denehy et Vargas 1996). Sie besitzen gegenüber den Glasionomerzementen verbesserte mechanische Eigenschaften (Abdallah et al 1997, Gladys et al 2001) und ein geringeres E-Modul als Hybridkomposite (Blunck 1997).

Insgesamt wurden die Glasionomerzemente und Hybridionomere im Bereich der Klasse-V-Kavitäten weitgehend von **Kompomeren** und **Kompositen** verdrängt, da sie sich aufgrund der guten Ästhetik, der überlegenen mechanischen und physikalischen Eigenschaften und der besseren adhäsiven Haftung zu Schmelz und Dentin zunehmend durchsetzen konnten (Abdallah et al 1997, Denehy et Vargas 1996, McLean 1996). Es hat sich zudem gezeigt, dass es von Vorteil ist, keilförmige Defekte mit Materialien mit einem geringeren E-Modul zu versorgen, da sie bei einer funktionellen Belastung bessere Randqualitäten zeigen (Blunck 1997). Diese Anforderung erfüllen insbesondere mikrogefüllte Kompositmaterialien und Kompomere.

### 3.6 Künstliche Restorationsalterung

Um über die Qualität des Haftverbunds zwischen Zahn und Füllung eine möglichst realitätsnahe Aussage machen zu können, setzt man die gefüllten Kavitäten einer künstlichen Alterung aus. Hierbei wird die Restauration einer thermischen bzw. mechanischen Belastung ausgesetzt. Die Randqualität nach der Belastung oder aber die Veränderung der Randqualität durch die Belastung wird untersucht (Blunck 1988, Krejci und Lutz 1991, Mehl et al 1994, Santini et al 2000). Für die Restorationsalterung können verschiedene Methoden eingesetzt werden. Allein durch die Lagerung der Proben für eine gewisse Zeit in Wasser oder einer wässrigen Lösung kann es zu Quellungen oder Herauslösen von Adhäsivsystem oder Füllungsmaterial kommen (Ferracane 1999, Haller et al 1993, Wendt et al 1992). Durch Thermowechselbäder

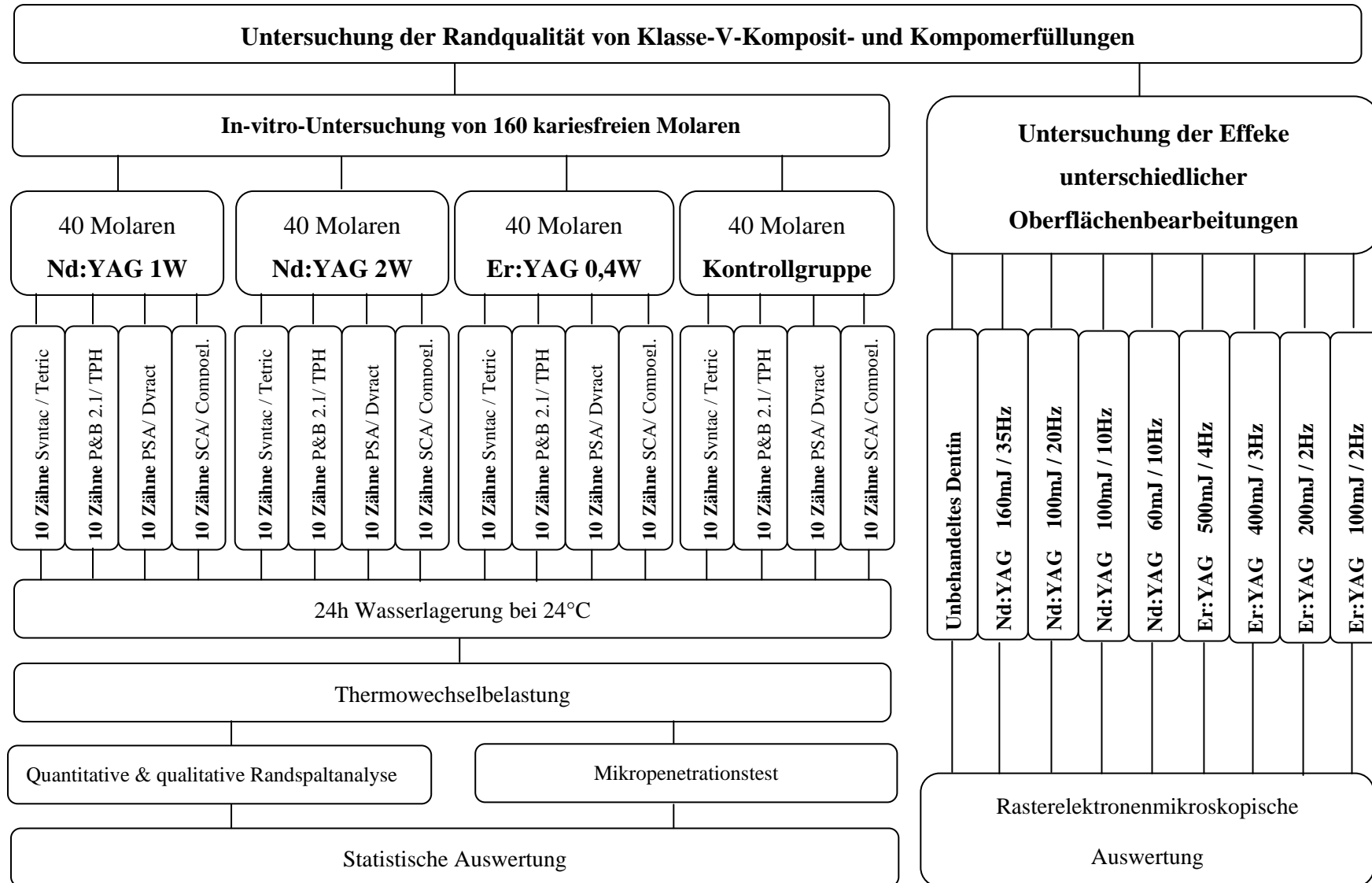
kann man die Temperaturänderungen in der Mundhöhle simulieren. Diese Methode wird üblicherweise zur Restaurationsalterung von Klasse-V-Kavitäten eingesetzt (Airoldi et al 1992, Crim 1993, Krejci et Lutz 1991, Mehl et al 1997a, Santini et al 2000, Stiesch et Hannig 1999, Swift et al 1996, Trushkowsky et Gwinnett 1996). Die Proben werden abwechselnd in zwei Bäder mit unterschiedlich temperierten Lösungen getaucht. Die Temperaturen liegen meist zwischen 5°C und 55°C, da diese Werte als minimal und maximal tolerierbare Temperaturen in der Mundhöhle angenommen werden (Wendt et al 1992). Durch Temperaturschwankungen in der Mundhöhle und den unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Komposit und Zahnhartsubstanz kommt es zu einer unterschiedlichen Expansion von Zahn und Kompositrestauration und damit zu vermehrten Spannungen in der Verbundzone zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration (Janda 1995), welche die Randspaltbildung von Füllungen begünstigen (Civelek et al 2003, Crim 1993, Dietschi 1998). In den unterschiedlichen Studien variieren sowohl die Verweildauer pro Wechselbad wie auch die verwendeten Temperaturen erheblich. Einige Autoren bevorzugten eine Verweildauer von drei Minuten (Staninec 1986) andere wiederum von einer Minute (Fayyad 1987) oder auch eine kurze Verweildauer von 30 Sekunden (Darbyshire et al 1988, Haller et al 1993a, Mehl et al 1997a, Moore 1988). Grundsätzlich ist eine kurze Verweildauer klinisch relevanter, da Patienten den direkten Kontakt von sehr heißen bzw. sehr kalten Substanzen nur kurz tolerieren (Harper et al 1980).

Die in den unterschiedlichen Studien verwendeten Temperaturen variieren zwischen 4°C-8°C und 45°C-60°C - entsprechend den minimalen und maximalen Temperatur-extremen, die in der Mundhöhle auftreten. Das Medium in den Tauchbädern kann aus normalem Leitungswasser oder Farblösungen (z.B. Fuchsin oder Methylenblau) (Dietrich et al 1999) bestehen. Die verwendete Zyklenzahl variiert zwischen 100 und 5000 (Airoldi et al 1992, Crim et Chapman 1986, Dietrich et al 1999, Scherer et al 1990).

Neben der thermischen gibt es noch die Anwendung von mechanischer Restaurationsalterung mit Hilfe von Kausimulatoren. Hier werden die Füllungen mit oder ohne zusätzliche thermische Belastung künstlichen Kaukräften ausgesetzt. Bei okklusionstragenden Füllungen werden Kausimulatoren standardmäßig zur Restaurationsalterung verwendet. Bei Klasse-V-Kavitäten wird eine mechanische Alterung jedoch

nur selten eingesetzt und die Ergebnisse, ob die Kaubelastung Einfluss auf die Randqualität hat, sind widersprüchlich (Mehl et al 1994, Rigsby et al 1991).

## 4 Material und Methode



## 4.1 Probenaufbereitung

### 4.1.1 Auswahl und Vorbereitung der Probenzähne

Die Untersuchung wurde an 160 frisch extrahierten menschlichen Molaren der zweiten Dentition durchgeführt. Die Lagerung erfolgte in mit Natriumacid versetzter Ringperlösung (0,25%, Pharmacia & Upjohn, Erlangen) bei Zimmertemperatur für längstens 8 Wochen nach der Extraktion. Die Kriterien für die Auswahl der Zähne waren zum einen möglichst keine Unterbrechung der Kontinuität des Zahnes durch Karies, Füllungen oder Verletzungen durch Extraktionsinstrumente, zum anderen sollten die Zähne ein zumindest weitgehend abgeschlossenes Wurzelwachstum aufweisen. Kleinere kariöse Läsionen oder Füllungen wurden akzeptiert, wenn sie in ausreichend großen Abstand zur später präparierten Füllung lagen.

Zunächst wurden die Zähne grob mit Küretten (SG 5/6 Gracey, Hu-Friedy) von Desmodont, noch anhaftendem Weichgewebe und Konkrementen gereinigt. Danach wurde die Oberfläche gründlich mit rotierenden Bürstchen und einer groben Prophylaxepaste ohne Fluorzusatz poliert (Zircate Prophy Paste, Fa. Dentsply De Trey, USA). Danach wurden die Zähne im Schmelzbereich mit einer Diamantspitze (8862.204.012, Komet, Lemgo, Deutschland) entsprechend ihrer Gruppe gekennzeichnet und nummeriert. Dies erfolgte an einer der Füllung abgewandten Seite des Zahnes. Die exakte Einordnung jedes Zahnes in die 16 Einzelgruppen wurde durch die Lagerung in 16 verschiedenen nummerierten Gefäßen definiert, die einzelnen Kavitäten wurden durch eine fortlaufende Nummerierung von 1-10 unterschieden (siehe Tabelle 5). Auf diese Art und Weise konnte jede vermessene Füllung später eindeutig dem jeweiligen Zahn zugeordnet werden.



Die Einteilung der 16 Gruppen:

Gruppe	Konditionierung	Produkt	Materialklasse	Adhäsiv	Hersteller
1	Konventionell	Dyract	Kompomer	PSA	DeTrey/ Denstply
2	Konventionell	TPH	Mikrohybridkomposit	Prime&Bond 2.1	DeTrey/ Denstply
3	Konventionell	Tetric	Mikrohybridkomposit	Syntac Single Componend	Vivadent
4	Konventionell	Compoglass	Kompomer	SCA	Vivadent
5	Nd:YAG 1W	Dyract	Kompomer	PSA	DeTrey/ Denstply
6	Nd:YAG 1W	TPH	Mikrohybridkomposit	Prime&Bond 2.1	DeTrey/ Denstply
7	Nd:YAG 1W	Tetric	Mikrohybridkomposit	Syntac Single Componend	Vivadent
8	Nd:YAG 1W	Compoglass	Kompomer	SCA	Vivadent
9	Nd:YAG 2W	Dyract	Kompomer	PSA	DeTrey/ Denstply
10	Nd:YAG 2W	TPH	Mikrohybridkomposit	Prime&Bond 2.1	DeTrey/ Denstply
11	Nd:YAG 2W	Tetric	Mikrohybridkomposit	Syntac Single Componend	Vivadent
12	Nd:YAG 2W	Compoglass	Kompomer	SCA	Vivadent
13	Er:YAG 0,4W	Dyract	Kompomer	PSA	DeTrey/ Denstply
14	Er:YAG 0,4W	TPH	Mikrohybridkomposit	Prime&Bond 2.1	DeTrey/ Denstply
15	Er:YAG 0,4W	Tetric	Mikrohybridkomposit	Syntac Single Componend	Vivadent
16	Er:YAG 0,4W	Compoglass	Kompomer	SCA	Vivadent

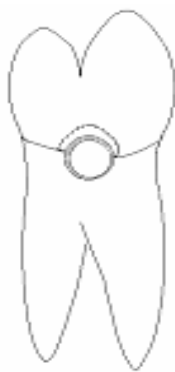
**Tab. 5: Auflistung der Untersuchungsgruppen**

Bis zur Präparation wurden die Molaren zum Schutz vor Austrocknung weiterhin in der zuvor genannten Aufbewahrungslösung gelagert.

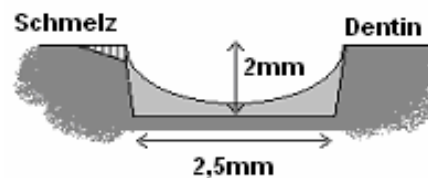
#### 4.1.2 Herstellung der Klasse-V-Kavitäten

Die Klasse-V-Kavitäten wurden exakt auf der Schmelz-Dentin-Grenze platziert. Hierfür wurden zuerst die zu präparierenden Stellen an der Schmelz-Zement-Grenze mit einem kugelförmigen Diamanten mit 2,5mm Durchmesser (801.314.025, Komet,

Lemgo, Deutschland) markiert. Die Präparation bis auf die Tiefe von knapp 2mm wurde mit einem leicht konischen ( $3^\circ$ ), groben Diamanten (CF980.240.025, Komet, Lemgo, Deutschland) durchgeführt. Dieser wurde im Abstand von 2mm zur Kopfseite farblich abgesetzt, um genormte Kavitäten mit 2mm Tiefe zu erhalten. Danach wurde die Kavität mit einem feinen konischen Diamanten (CF8980.240.025, Komet, Lemgo, Deutschland) nachfiniert. Als Letztes erfolgte eine Ansträgung im Schmelzbereich (im Sinne eines short-bevel) von 0,5-1mm Breite mit einem feinen kugelförmigen Diamanten (8848.204.012, Komet, Lemgo, Deutschland). Die Präparationen wurden unter Wasserkühlung mit einem roten Winkelstück (Intramatic Lux 24LN, KaVo), wie in Abbildung 9 schematisch dargestellt, vorgenommen. Die Tiefe der Kavitäten wurde mit einer skalierten PA-Sonde (PCP 12, Hu-Friedy Mfg.Co., Inc., USA) nachgemessen und die Kavitäten visuell auf Fehlerhaftigkeiten überprüft. Danach wurde eine Reinigung der Kavität mit Hilfe von Wasserspray und  $H_2O_2$  (3%ig) durchgeführt.



a) Kavität in Aufsicht



b) Kavität im Querschnitt

**Abb. 9: Grafik: schematische Darstellung des Kavitätdesigns**

Die Gruppen 1 bis 4 sollten als Vergleichsgruppen dienen und wurden lediglich, wie zuvor beschrieben, konventionell mit einem Diamanten finiert und daraufhin die Füllungen entsprechend der Herstellervorschriften gelegt.

Im Schmelzanteil aller laserbehandelten Klasse-V-Kavitäten wurde die ca. 0,5-1mm breite Ansträgung nach der Laserkonditionierung vorgenommen. Hierdurch sollte eine versehentliche Beeinflussung der angeschrägten Schmelzanteile durch die Laserkonditionierung ausgeschlossen werden.

### 4.1.3 Lasengeräte und Methoden

#### 4.1.3.1 *Nd:YAG – Laser*



**Abb. 10: SunLase 800 (Nd:YAG-Laser)**

Die Kavitäten der Gruppen 5-12 wurden nach Präparation mittels eines Nd:YAG-Lasers mit zwei unterschiedlichen Einstellungen konditioniert. Es wurde das Modell SunLase 800 (SunRise Technologies Inc., Fremont, USA) eingesetzt. Die Pulsrate ließ sich von 10 bis 50 Pulse pro Sekunde (pps) variieren, die Leistung von 0,3 bis 8W. Die Pulsbreite betrug  $150\mu\text{s}$ . Es wurde ein faseroptisches Handstück im Kontakt-Modus verwendet. Der Faserdurchmesser betrug  $320\mu\text{m}$ . Die Wellenlänge des Nd:YAG-Lasers lag mit  $1,064\mu\text{m}$  im infraroten Bereich. Ein im sichtbaren Bereich liegender Helium-Neon-Laser (mit einer Wellenlänge von  $632,8\text{nm}$ ) wurde als roter Pilotstrahl eingesetzt.

Die Konditionierung der Gruppen 5-8 erfolgte mit 10pps bei 100mJ (1W). Die Kavitäten der Gruppen 9-12 wurden mit 20pps bei 100mJ konditioniert (2W). Es wurde darauf geachtet, die Faser soweit möglich immer im rechten Winkel zur Oberfläche zu halten. Um alle Stellen der Kavität gleichmäßig zu behandeln, starteten wir mit der Konditionierung im Zentrum der Kavität und gingen von hier aus zirkulär nach außen bis zum äußeren Begrenzungsrand.

Nach Laserkonditionierung wurde bei den vorbereiteten Kavitäten ebenfalls eine 0,5-1mm breite Schmelzanschrägung entsprechend der Gruppen 1-4 vorgenommen.

#### 4.1.3.2 *Er:YAG – Laser*



**Abb. 11: KaVo KEY II 1242 (Er:YAG-Laser)**

Die Konditionierung der Gruppen 13-16 erfolgte mit einem Er:YAG-Laser (KEY II 1242 Laser, KaVo, Warthausen, Deutschland). Die Frequenz war in einem Bereich von 1-15Hz regulierbar. Die Pulsenergie konnte zwischen 60 und 500mJ eingestellt werden. Der Laser operierte bei einer Wellenlänge von 2,94 $\mu$ m (infrarot) und der Zielstrahl bei einer Wellenlänge von 635nm (rot). Das Handstück wurde im Non-Kontakt-Modus mit einem Abstand von 1 cm zur zu bearbeitenden Oberfläche eingesetzt. Bei diesem Er:YAG-Laser ließ sich eine stufenlos regulierbare Wasserkühlung zuschalten. Die Konditionierung der Gruppen 13 bis 16 erfolgte unter Wasserkühlung im Non-Kontakt-Modus in 1 cm Abstand zur bearbeitenden Oberfläche. Die Einstellung war hier 2 pps bei 100mJ (0,4W). Für die Kühlung wurde eine Wasserzufuhr von 0,19 ml/s eingestellt. Die Schmelzanschrägung wurde ebenfalls entsprechend den Versuchsgruppen 5-12 nach Laserkonditionierung vorgenommen.

#### 4.1.4 Füllung der Kavitäten

Für die Versuche wurden jeweils zwei klinisch bewährte Komposite und Kompomere verwendet.

##### 4.1.4.1 *Komposite*

Für die Untersuchung der Kompositgruppen wurden die Materialien Tetric (Vivadent, Liechtenstein) und Spectrum TPH (DeTrey/ Denstply) verwendet. Beide gehören zur Gruppe der Mikrohybrid-Komposite. Als Dentinadhäsiv wurde für Tetric Syntac Single Component und für TPH Spectrum Prime&Bond 2.1 verwendet (beides Adhäsive der 5. Generation).



Abb. 12: verwendete Komposite: Spectrum TPH (DeTrey/Dentsply) und Tetric (Vivadent)

##### 4.1.4.2 *Kompomere*

Die verwendeten Kompomere waren Compoglass (Vivadent, Liechtenstein) und Dyract (DeTrey/ Denstply). Als Dentinadhäsiv wurde für Dyract Dyract PSA und für Compoglass SCA verwendet (beides Adhäsive der 5. Generation).



Abb. 13: verwendete Kompomere: Dyract (DeTrey/Dentsply) und Compoglass (Vivadent)

Nach entsprechender Vorbehandlung der einzelnen Gruppen wurden sofort die Klasse-V-Kavitäten gefüllt. Zunächst wurde der angeschrägte Schmelzanteil mit 36%igem Phosphorsäuregel angeätzt und die Kavitäten anschließend 20 Sekunden

lang mit Luft-Wasser-Spray abgespült und nachfolgend mit dem Luftbläser getrocknet, wobei eine Übertrocknung des Dentins vermieden wurde. Daraufhin wurden die Dentinadhäsive entsprechend den Herstellerangaben aufgebracht.

Für alle Füllungswerkstoffe wurde der gleiche Farbton (A3) gewählt, um eventuelle Unterschiede im Randschlussverhalten aufgrund der Farbpigmente zu verhindern. Die verschiedenen Füllungsmaterialien wurden alle mittels des Cavifill-Systems in einer Schicht in die Kavitäten eingebracht und mittels eines Tantal-Instruments adaptiert. Die Lichthärtung erfolgte mit einer adaptierten, durchsichtigen Frasaco-Matrize und einer Polymerisationslampe (Translux<sup>®</sup>, Fa. Heraeus Kulzer) für 60 Sekunden. Durch die Matrize sollte die Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht verhindert werden.

Nach Aushärtung wurden zunächst die groben Füllungsüberschüsse mittels eines feinen flammenförmigen Diamanten (8862.204.12, Komet, Lemgo, Deutschland) unter maximaler Wasserkühlung mit einem roten Winkelstück (Intramatic Lux 24LN, KaVo) bei mittlerer Drehzahl entfernt. Danach erfolgte die Politur mit flexiblen, aluminiumoxidbeschichteten Papier-Sof-Lex<sup>TM</sup>-Scheibchen (Sof-Lex, 3M Dental Products, St.Paul, MN, USA) in ansteigender Körnung (M, F und SF). Die Politur wurde mit Polierpaste (Prismagloss, fine und extra-fine, Dentsply, Caulk, Milford, USA) und den zugehörigen Schwämmchen abgeschlossen. Auf Sicht bzw. unter Kontrolle mit einer Sonde wurden die Ränder auf eventuelle Überschüsse überprüft und gegebenenfalls nachpoliert.

#### 4.1.5 Lagerung

Nach Füllungslegung wurden die gefüllten Zähne für 24 Stunden in 37°C warmer, isotonischer Kochsalzlösung gelagert um die hygroskopische Expansion der Füllungsmaterialien zu berücksichtigen. Ebenso wurden die Zähne bei jeder weiteren, durch den Ablauf entstandenen, Wartezeit gelagert um eine Austrocknung der Proben zu verhindern.

#### 4.1.6 Thermowechselbadbelastung

Im Anschluss an diese erste Lagerung wurden die Zähne sofort einer künstlichen Alterung im Thermocycling-Gerät mit einer thermischen Wechselbadbelastung von 500 Zyklen ausgesetzt.

Hierbei wurden die Zähne abwechselnd in Wasserbäder mit 5C° und 55C° getaucht, wobei die Verweilzeit im jeweiligen Bad 30 Sekunden und die Transferzeit zwischen den beiden Bädern 15 Sekunden betrug (Abbildung 14).



**Abb. 14: Thermowechselbad zur Durchführung der künstlichen Restorationsalterung**

#### 4.1.7 Replikaherstellung

Nach Abschluss der Thermowechselbadbelastung wurden die Proben zunächst mit Wasserspray abgesprüht und anschließend mit einem Luftbläser gründlich getrocknet. Die Abformung erfolgte mit Unosil<sup>®</sup> (Dentsply De Trey, Deutschland). Um Lufteinschlüsse zu vermeiden, wurde eine kleine Portion des Abformmaterials direkt auf die gereinigte, abzuformende Fläche aufgebracht und mit einem Luftblaser verblasen. Danach wurde Abformmasse direkt in kleine Metallformen gegeben, in die dann die Proben gesetzt wurden. Nach der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit wurden die Proben entnommen. Die Abformungen wurden nach der vorgeschriebenen Rückstellzeit von 6h mit Epoxidharz für die Modellherstellung (Epoxy-Die<sup>®</sup>, Ivoclar, Liechtenstein) gemäß den Herstellerangaben ausgegossen. Nach vollständigem Aushärten der Replika (48h) wurden diese auf Metallträger für das Rasterelektronenmikroskop mit leitfähigem Karbonkleber (Leit-C-Plast, Neubauer Chemikalien

Münster) befestigt. Anschließend wurde die Schmelz-Dentin-Grenze jeweils mit einer Sonde markiert. Diese Maßnahme sollte sicherstellen, dass später im Elektronenmikroskop Schmelz- und Dentinanteile reproduzierbar voneinander unterschieden werden konnten. Anschließend wurden die Proben mit einer Sputteranlage (SEM Autocoating Unit E5200, Polaron Equipment Ltd, Watford, England) (Abbildung 15) unter Vakuum 5 Minuten mittels Kathodenzerstäubung mit Gold in einer Stärke von 300 Å überzogen.



Abb. 15: Sputteranlage für das Bedampfen der Replika

## 4.2 Auswertungsmethoden

### 4.2.1 Quantitative und qualitative Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Um die Randqualität der Füllungen vor und nach Thermowechselbadbelastung quantifizieren zu können, wurden die Proben bei 200-facher Vergrößerung in einem Rasterelektronenmikroskop (Leitz AMR 1200) (Abbildung 16) unter Zuhilfenahme eines PC und der speziell für dieses Messverfahren konzipierten Software Quanti-Gap<sup>®</sup> mit einer für die Randbeurteilung gängigen Methode vermessen (Krejci et Lutz 1991, Van Meerbeck et al 2000, Frankenberger 2001, Roulet 1989). Das Rasterelektronenmikroskop ist hierbei über den Videoausgang mit einem Computer verbunden. Jedes Einzelbild, welches auf dem Bildschirm des Rasterelektronenmikroskops dargestellt wird, kann durch einen von Quanti-Gap<sup>®</sup> initialisierten Digitalisierungsprozess auf den Monitor des PC übertragen und dort messtechnisch weiterverarbeitet werden. Als Serie von Einzelbildern wird sukzessive der gesamte Füllungsrand auf

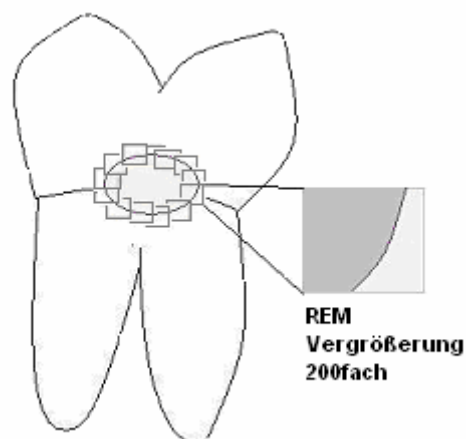


den PC-Monitor übertragen und über den in der Computersoftware enthaltenen Längenmodus durch den Durchführenden metrisch vermessen. Die im REM eingestellte Vergrößerung wird dabei als Grundlage genommen.



**Abb. 16: Rasterelektronenmikroskop für die quantitative und qualitative Randspaltanalyse**

Nach Einstellung jeder einzelnen Probe wurde zunächst der Übergang vom Dentin zum Schmelz aufgesucht, welcher zuvor mit einer Sonde markiert worden war. Kontinuierlich wurde der komplette Füllungsrand von Schmelz-Dentin-Grenze zu Schmelz-Dentin-Grenze vermessen (Abbildung 17).



**Abb. 17: schematische Darstellung d. sukzessiven Vermessung d. Randsegmente im REM**

Um doppelte Messungen zu vermeiden, wurde der bereits vermessene Randanteil mit einer Linie markiert. Die Bilder der Randsegmente wurden überlappend auf dem Bildschirm eingestellt, um eine vollständige Erfassung der Füllungsgrenzen zu gewährleisten. Die jeweiligen Abschnitte wurden sowohl nach Schmelz bzw. Dentin, als auch nach einer der nachfolgend genannten Randqualitäten (Tabelle 6 und Abbildung 18) unterschieden. Die Ergebnisse werden mit der Software Quanti-Gap® in prozentuale Angaben für die jeweilige gesamte Länge des Füllungsrandes umgerechnet.

A	Perfekter Rand	Der Verbund zwischen Zahn und Restauration weist einen glatten Übergang ohne Unregelmäßigkeiten auf.
B	positive Stufe / Materialüberschuss	Durch einen Überschuss des Füllungsmaterials ist der Rand nicht eindeutig zu beurteilen.
C	negative Stufe / Materialunterschuss	Durch einen Unterschuss des Füllungsmaterials ist der Rand nicht eindeutig zu beurteilen.
D	Spalt	Der Verbund zwischen Zahn und Füllung ist unzureichend, ein Spalt zwischen Restauration und Zahn ist aufgetreten.
E	Fraktur/Riss innerhalb der Zahnhartsubstanz	Ein Riss oder eine Fraktur ist innerhalb der Zahnhartsubstanz aufgetreten.
F	Fraktur/Riss innerhalb des Füllungsmaterials	Ein Riss oder eine Fraktur ist innerhalb des Füllungsmaterials aufgetreten.
G	nicht beurteilbar, Artefakt	Der Rand ist aufgrund eines Artefakts nicht beurteilbar

**Tab. 6: Kriterien für die qualitative Randanalyse**



REM – perfekter Rand



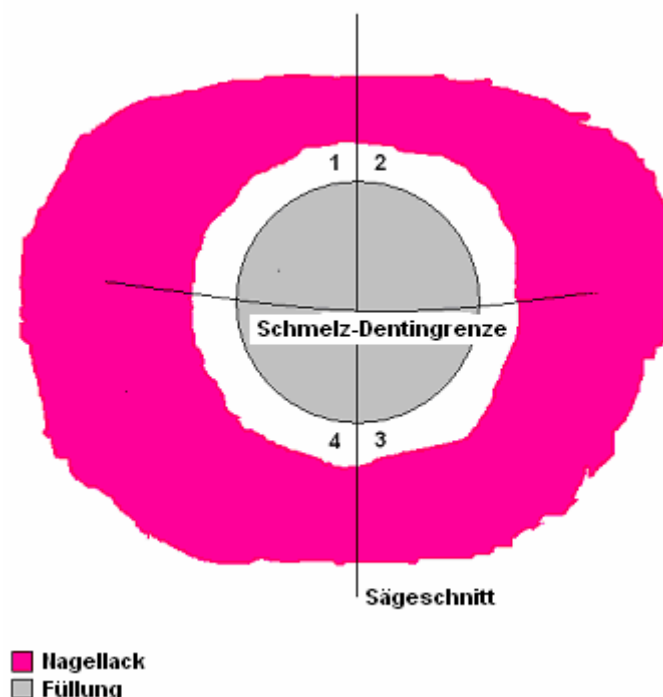
REM – Spalt

**Abb. 18: Beispiele für Randkriterien**

Die anschließende Auswertung der ermittelten Daten erfolgte mithilfe des Statistikprogramms SPSS 12.1 getrennt für dentin- bzw. schmelzbegrenzten Füllungsrand. Die Länge der Randabschnitte, auf die die einzelnen Kriterien zutrafen, wurden als Prozent der gesamten Randlänge des zervikalen Randes (100%) ausgedrückt.

#### 4.2.2 Mikropenetrations-Test

Zusätzlich zur qualitativen und quantitativen Randspaltanalyse, mit der die oberflächliche Qualität des Verbunds von Restaurationsmaterial zu Zahn untersucht wird, wurde die Dichtigkeit der Restaurationen bis zum Kavitätenboden mittels Farbstoffpenetration beurteilt. Dafür wurden die Probenzähne nach erfolgter Thermowechselbelastung in einem Abstand von ca. 1mm zum Füllungsrand mit Nagellack isoliert (Abbildung 19). Als Farbton des Nagellacks wurde ein zarter Pastellton verwendet, um einerseits eine Verfälschung der Ergebnisse durch Farbpigmente des Nagellacks auszuschließen, andererseits aber dennoch einen ausreichenden Kontrast zur Zahnoberfläche zu haben, um das gezielte Auftragen des Lacks zu erleichtern.

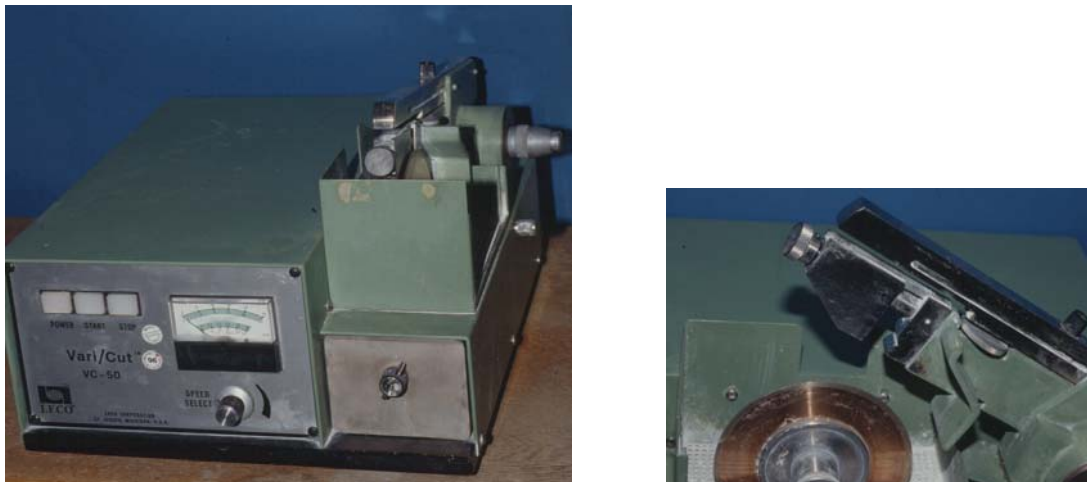


**Abb. 19: schematische Darstellung der vorbereiteten Probenzähne vor Farbstoffpenetration**

Nach Isolation der Oberflächen wurde der ausgesparte Bezirk für 5min mit Methyleneblau benetzt. Nach Ablauf der 5min wurde der Farbstoff gründlich mit Wasser in

Richtung koronal abgespült, um ein Eindringen von Farbe über das Foramen apicale zu verhindern. Die so behandelten Probenzähne wurden anschließend mit dem Kaltpolymerisat Technovit 4004<sup>®</sup> (Kulzer, Wehrheim) in eine selbst gefertigte Model mit je sechs zylindrischen Hohlräumen eingebettet. Bei Technovit handelt es sich um einen farblosen, schnell härtenden, kaltpolymerisierenden Kunststoff auf Methylmethacrylatbasis in Form von Monomer und Polymer, welcher entsprechend den Herstellerangaben verarbeitet wurde. Um eine einheitliche Orientierung der Zähne in der Model zu gewährleisten, wurden diese jeweils mit der Okklusalfäche am Boden der Form mit einem zähplastischen Silikon (Optosil<sup>®</sup>, Kulzer, Wehrheim) fixiert. Anschließend wurden die Zähne komplett in das Polymerisat eingegossen. Die Aushärtung erfolgte in einem Drucktopf bei ca. 3bar und 55°C. Durch die Transparenz des Kunststoffs war eine gute Sichtbarkeit der Füllung gewährleistet was für die Justierung des Sägeschnitts auf die Mitte der Füllung unabdingbar war. Jeder Zahn wurde einmal in seiner Längsachse durchtrennt, wodurch pro Füllung vier Messpunkte resultierten (Abbildung 19). Für den Sägeschnitt wurde die wassergekühlte Diamantsäge Leco Vari Cut VC-50 (Leco, USA) mit einer Sägeblattdicke von 1,1mm verwendet (Abbildung 20).

Die Farbstoffpenetration wurde daraufhin im Auflichtmikroskop mittels einer Ja/Nein-Aussage Entscheidung an je 2 Messpunkten in Dentin und Schmelz beurteilt.



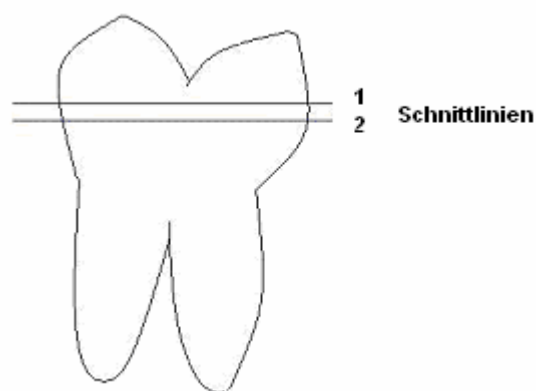
**Abb. 20: LECO VariCut VC 50 Niedertouren Präzisionstrennmachine (Leco, USA)**

### 4.3 Rasterelektronenmikroskopische Oberflächenanalyse

#### 4.3.1 Vorbereitung der Proben

Um die mittels quantitativer und qualitativer Randspaltanalyse, sowie mittels Mikropenetration gewonnenen Ergebnisse erklären zu können, wurde eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung von unterschiedlich laserkonditionierten Dentinscheibchen angeschlossen.

Für diese Zusatzuntersuchung wurden 9 kariesfreie Molaren der zweiten Dentition verwendet. Die Zähne wurden entsprechend den 160 Probenzähnen zunächst von Konkrementen und anderen anhaftenden Strukturen gereinigt. Um die Zähne in gleichmäßige Scheiben sägen zu können, wurden sie ebenfalls in Technovit® 4004 glasklar (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) entsprechend dem Vorgehen nach Mikropenetration eingebettet. Anschließend wurden Zähne mit einer Säge (VariCut VC 50, LECO) ca. 2,5mm und 4mm unterhalb der Kauebene horizontal zerteilt (Abbildung 21). Die resultierenden Scheibchen wurden mit einer Schleifscheibe der Körnung 15µm der Schleif-/Poliermaschine VPG 200 (Fa. LECO) unter Wasserkühlung geglättet. Mit dieser Politur sollte die Oberflächenrauigkeit entsprechend einer Bearbeitung mittels eines Finierdiamanten imitiert werden und bei allen Scheibchen eine gleichmäßige Oberfläche garantieren. Nach Vorbereitung der Dentinscheibchen wurden diese bis zur Oberflächenbearbeitung entsprechend der Probenzähne in Ringer-Lösung gelagert.



**Abb. 21: Lage der Schnittlinien für die Herstellung der Dentinscheiben**

#### 4.3.2 Laserbehandlung der Dentinscheibchen

Jede der 9 vorbereiteten Dentinscheiben wurde entsprechend der unten aufgeführten Tabelle 7 mit einer anderen Lasereinstellung oberflächenbehandelt.

Nummerierung	Laser	Energieeinstellung
1	Unbehandeltes Dentin	-----
2	Nd:YAG SunLase 800	160mJ / 35Hz
3	Nd:YAG SunLase 800	100mJ / 20Hz
4	Nd:YAG SunLase 800	100mJ / 10Hz
5	Nd:YAG SunLase 800	60mJ / 10Hz
6	Er:YAG KaVo Key 1242	500mJ / 4Hz
7	Er:YAG KaVo Key 1242	400mJ / 3Hz
8	Er:YAG KaVo Key 1242	200mJ / 2Hz
9	Er:YAG KaVo Key 1242	100mJ / 2Hz

**Tab. 7: Übersicht über die Energieeinstellungen bei der Probenherstellung**

#### 4.3.3 Aufsteigende Alkoholreihe und Critical Point-Trocknung

Um die Oberflächen der Proben im Rasterelektronenmikroskop beurteilen zu können, wurde ihnen das enthaltene Wasser mittels einer aufsteigenden Alkoholreihe entzogen.

Hierbei wird das in den Dentinscheiben enthaltene Wasser sukzessive durch Alkohol in einer immer höheren Konzentration ausgetauscht. Für unsere Proben verwendeten wir eine aufsteigende Alkoholreihe aus fünf Stufen, wobei Stufe Nummer zwei (70%iger Ethanol) als Aufbewahrungsstufe diente. Die einzelnen Stufen ergaben sich durch die Alkoholkonzentrationen 50%, 70%, 80%, 90% und 100%. Diese Form der Trocknung wurde gewählt, da sie die Oberflächenstruktur der Proben nicht beeinflusst.

Für die Alkoholreihe gaben wir jede Probe in ein Schnappdeckelglas, bedeckten sie vollständig mit 50%igem Ethanol und verschlossen das Gläschen sorgfältig. Unter leichtem Schwenken wurde die Probe für 10 Minuten in diesem Medium belassen. Nach Ablauf der 10 Minuten wurde der Alkohol vorsichtig mit einer Pipette entfernt, ohne dabei die Probenoberfläche zu berühren. Dieser Vorgang wurde insgesamt zweimal wiederholt. Das gleiche Prozedere wiederholten wir anschließend mit 70%igem, 80%igem, 90%igem und absolutem Ethanol. Insgesamt verblieben die Proben somit jeweils für 30 Minuten auf jeder Alkoholstufe. Anschließend erfolgte eine Critical Point-Trocknung mit dem Gerät FA CTD 030 (Bal-Tec AG Balzers Liechtenstein).

Dieses Vorgehen wurde durch das Histologische Labor der Anatomischen Anstalt der LMU München empfohlen. Die komplette Probenherstellung erfolgte im Histologischen Labor der Anatomischen Anstalt der LMU München mit Unterstützung der dortigen Mitarbeiter.

#### 4.3.4 Aufbringen auf die Probenträger und Besputtern

Nach erfolgter Trocknung wurden die Proben mit flüssigem Leit-C auf Probenträgern fixiert und mit dem Gerät Sputter E 5000 (Polaron Equipment LTD, Watford England) mit einer Goldschicht von 300 Angström überzogen. Nach erfolgter Probenherstellung wurden die Proben im Histologischen Labor der Anatomischen Anstalt der LMU München in einem Exsikator gelagert, um eine Wasseraufnahme aus der Umgebungsluft zu vermeiden.

#### 4.3.5 Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop

Die so präparierten Proben wurden in einem Rasterelektronenmikroskop des Typs JSM-35 CS (JEOL LTD, Tokyo, Japan) auf Oberflächenveränderungen untersucht. Es wurden von jeder der verschiedenen Oberflächenbearbeitungen Photos bei den Vergrößerungen 150fach, 300fach, 600fach, 1500fach und 6000fach und 16000fach angefertigt. Der verwendete Film war vom Typ Ilford FP 4, schwarz-weiß Universalfilm mittlere Empfindlichkeit (128 ASA – 22 DIN).

## 5 Ergebnisse

Die statistische Auswertung sowohl der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randspaltvermessung als auch des Farbstoffpenetrationstests erfolgte mit SPSS 12.1 für Windows (SPSS Inc., Washington, D.C., USA).

Die computergestützt gesammelten Daten der Randspaltvermessung wurden entsprechend der 7 vorher definierten Kriterien für die qualitative Randbeurteilung für die Bereiche Schmelz und Dentin getrennt prozentual pro Zahn errechnet.

Zunächst wurden jeweils für den Schmelz- und den Dentinanteil jeder Versuchsgruppe getrennt Mittelwerte und Standardabweichungen der prozentualen Verteilung der einzelnen Randkriterien errechnet. Durch One-Way-ANOVA Verfahren wurden die Mittelwerte verglichen. Durch Least Signifikant Difference (LSD)-Test wurden die Ergebnisse paarweise auf Signifikanz der Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen getestet. Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  gewählt.

Die Randqualitäten Materialüberschuss, Materialunterschuss sowie Artefakt wurden in nur in einem sehr geringen Prozentsatz der Fälle ( $< 5\%$ ) beobachtet und deswegen bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt.

Die Auswertung des Farbstoffpenetrationstests erfolgte ebenfalls getrennt für schmelz- und dentinlimitierte Randsegmente. Mittels des Mann-Whitney-U-Tests wurden die Ergebnisse paarweise auf Signifikanz der Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen getestet. Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  gewählt.

### *Statistische Signifikanz*

Sig.\* = statistisch signifikant  $p < 0,05$

Kein Eintrag = nicht signifikant  $p > 0,05$

Gruppengröße ist jeweils  $n=10$  bei 15 der 16 untersuchten Gruppen, bei der Versuchsgruppe TPH/ Er:YAG-Laserkonditionierung kam es in einem Fall zu einem Füllungsverlust bei Thermowechselbelastung, hier ist die Gruppengröße  $n=9$ .



## 5.1 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse

Bei der Auswertung der Messergebnisse aus der Randspaltanalyse wurde die Gesamtsumme der beurteilten Strecken jeweils für Schmelz und Dentin als 100% gewertet. Für die einzelnen Kriterien ergaben sich entsprechend prozentuale Anteile.

### 5.1.1 Ergebnisse der Randspaltvermessung im Schmelzbereich

#### 5.1.1.1 *Randqualität „Perfekter Rand“*

Tabelle 8 und Abbildung 22 zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der unterschiedlichen Konditionierungsart-Füllungsmaterialgruppen zu Randkriterium „Perfekter Rand“ im schmelzbegrenzten Randanteil nach Thermowechselbelastung, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

Perfekter Rand	<b>Dyract</b>	<b>TPH</b>	<b>Tetric</b>	<b>Compoglass</b>
<b>Konventionell</b>	80,42 (11,97)	85,41 (10,17)	92,28 (9,75)	77,65 (27,94)
<b>Nd:YAG 1W</b>	64,92 (27,15)	71,62 (28,81)	76,52 (15,17)	65,92 (22,42)
<b>Nd:YAG 2W</b>	69,01 (23,25)	81,32 (15,66)	81,50 (12,48)	66,52 (28,31)
<b>Er:YAG</b>	55,38 (24,09)	33,88 (18,95)	40,08 (28,04)	65,23 (20,33)

**Tab. 8: Mittelwerte Perfekter Rand im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung)**

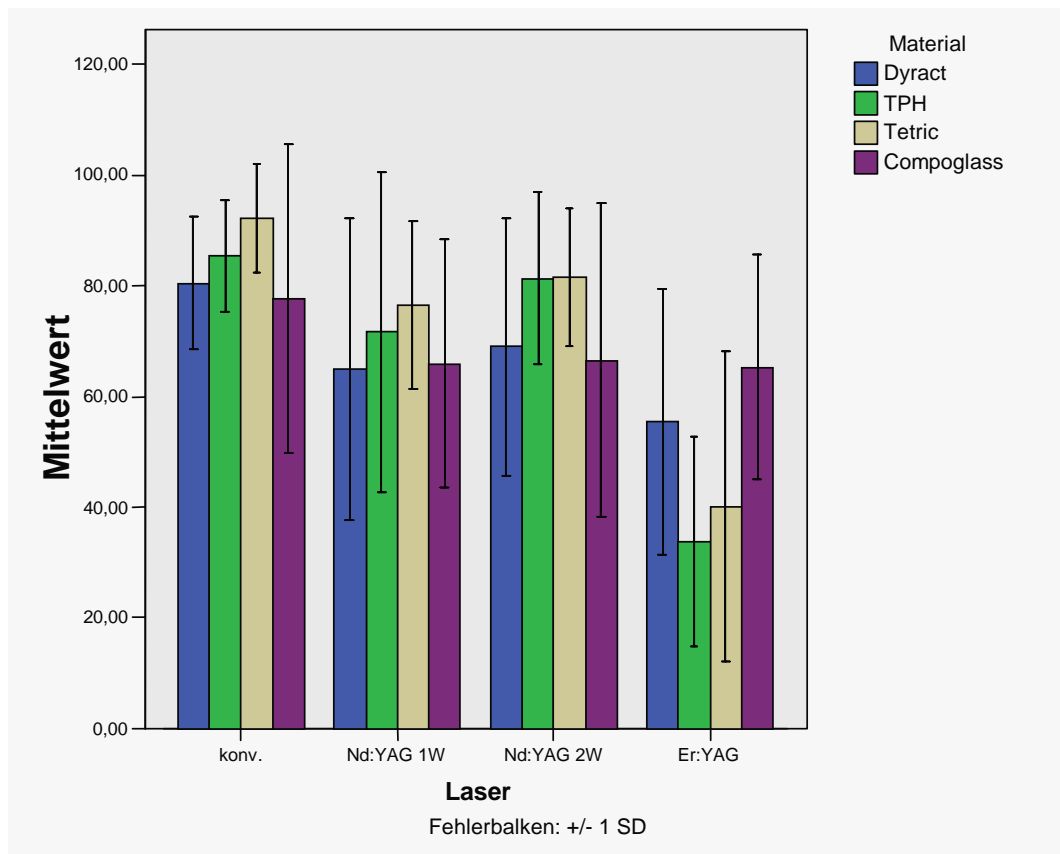


Abb. 22: Mittelwerte Perfekter Rand im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung)

Wie in nachfolgender Tabelle 9 aufgeführt zeigten sich im Schmelz signifikant mehr perfekte Ränder bei Material **Dyract** nach konventioneller Oberflächenbearbeitung (80,42%) als nach Konditionierung mittels Er:YAG-Laser (55,38%).

Bei den Materialien **TPH** und **Tetric** konnte man bei konventioneller Bearbeitung (TPH 85,41%, Tetric 92,28%), sowie bei Konditionierung mit Nd:YAG-Laser bei 1W (TPH 71,62%, Tetric 76,52%) und 2W (TPH 81,32%, Tetric 81,50%) signifikant mehr perfekte Ränder beobachten als bei Er:YAG-Konditionierung (TPH 33,88%, Tetric 40,08%).

Bei Material **Compoglass** zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Oberflächenbearbeitungen.

Schmelz „perfekter Rand“	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract																
Nd:YAG 1W / TPH																
Nd:YAG 1W / Tetric																
Nd:YAG 1W / Compo.																
Nd:YAG 2W / Dyract																
Nd:YAG 2W / TPH																
Nd:YAG 2W / Tetric																
Nd:YAG 2W / Compo.																
Er:YAG / Dyract	Sig															
Er:YAG / TPH		Sig*				Sig*			Sig*							
Er:YAG / Tetric			Sig				Sig				Sig*					
Er:YAG / Compoglass																

**Tab. 9: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium perfekter Rand**

### 5.1.1.2 Randqualität „Randspalt“

Tabelle 10 und Abbildung 23 zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der unterschiedlichen Konditionierungsart-Füllungsmaterialgruppen zu Randkriterium „Randspalt“ im schmelzbegrenzten Randanteil nach Thermowechselast, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

Randspalt	Dyract	TPH	Tetric	Compoglass
Konventionell	3,85 (5,55)	5,71 (8,57)	0,15 (0,47)	3,03 (4,43)
Nd:YAG 1W	16,66 (20,02)	15,15 (20,38)	11,56 (13,78)	3,13 (4,86)
Nd:YAG 2W	15,88 (16,74)	7,05 (12,72)	3,18 (3,55)	4,39 (5,01)
Er:YAG	15,61 (15,54)	26,08 (18,92)	19,46 (18,70)	4,95 (6,52)

Tab. 10: Mittelwerte Randspalt im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung)

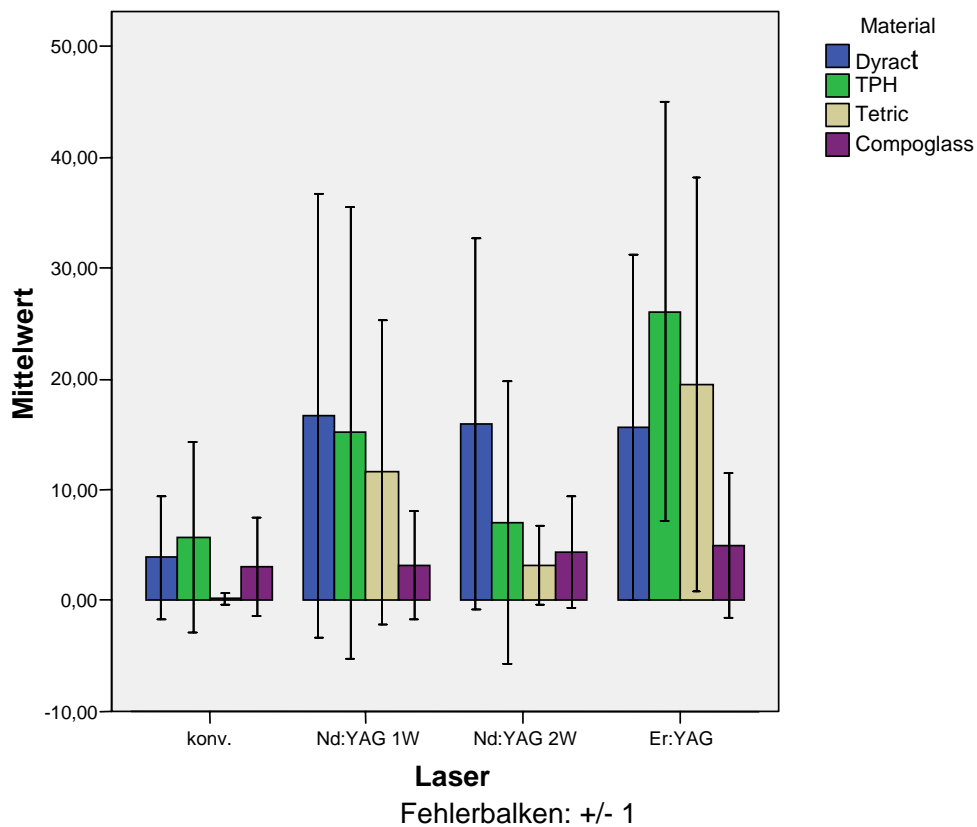


Abb. 23: Mittelwerte Randspalt im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung)

Schmelz „Randspalt“	Konv./Dytract	Konv./TPH	Konv./Tetric	Konv./Compoglass	Nd:YAG 1W / Dytract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dytract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dytract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dytract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dytract																
Nd:YAG 1W / TPH																
Nd:YAG 1W / Tetric			Sig *													
Nd:YAG 1W / Compo.																
Nd:YAG 2W / Dytract																
Nd:YAG 2W / TPH																
Nd:YAG 2W / Tetric																
Nd:YAG 2W / Compo.																
Er:YAG / Dytract																
Er:YAG / TPH		Sig *								Sig *						
Er:YAG / Tetric			Sig*								Sig*					
Er:YAG / Compoglass																

**Tab. 11: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium Randspalt**

Wie man aus Tabelle 11 ersehen kann, zeigten sich bei den Materialien **Dytract** und **Compoglass** unabhängig von den Oberflächenkonditionierungen keine signifikanten Unterschiede bei Kriterium Randspalt. Das Material **TPH** reagierte mit signifikant mehr Randspalten bei Er:YAG-Bearbeitung (26,08%) gegenüber konventioneller Bearbeitung (5,71%) und Konditionierung mit Nd:YAG 2W (7,05%).

Bei Material **Tetric** konnte man signifikant mehr Randspalten bei Konditionierung mit Nd:YAG 1W (11,56%) und Er:YAG (19,46%) gegenüber konventioneller Bearbeitung (0,15%) beobachten, sowie auch signifikant weniger Anteil an Spalt bei einer Konditionierung mit Nd:YAG 2W (3,18%) als bei Er:YAG-Konditionierung (19,46%).

## 5.1.1.3 Randqualität „Riss“

Tabelle 12 und Abbildung 24 zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der unterschiedlichen Konditionierungsart-Füllungsmaterialgruppen zu Randkriterium „Riss“ im schmelzbegrenzten Randanteil nach Thermowechselast, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

Riss	Dyract	TPH	Tetric	Compoglass
Konventionell	13,49 (7,80)	8,86 (8,20)	7,22 (10,06)	19,30 (27,72)
Nd:YAG 1W	15,74 (11,82)	12,30 (11,83)	9,80 (8,56)	26,52 (18,35)
Nd:YAG 2W	12,56 (13,48)	9,51 (9,26)	15,19 (10,80)	23,31 (25,29)
Er:YAG	25,25 (22,07)	36,02 (8,41)	39,37 (18,28)	29,81 (15,16)

Tab. 12: Mittelwerte Riss im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung)

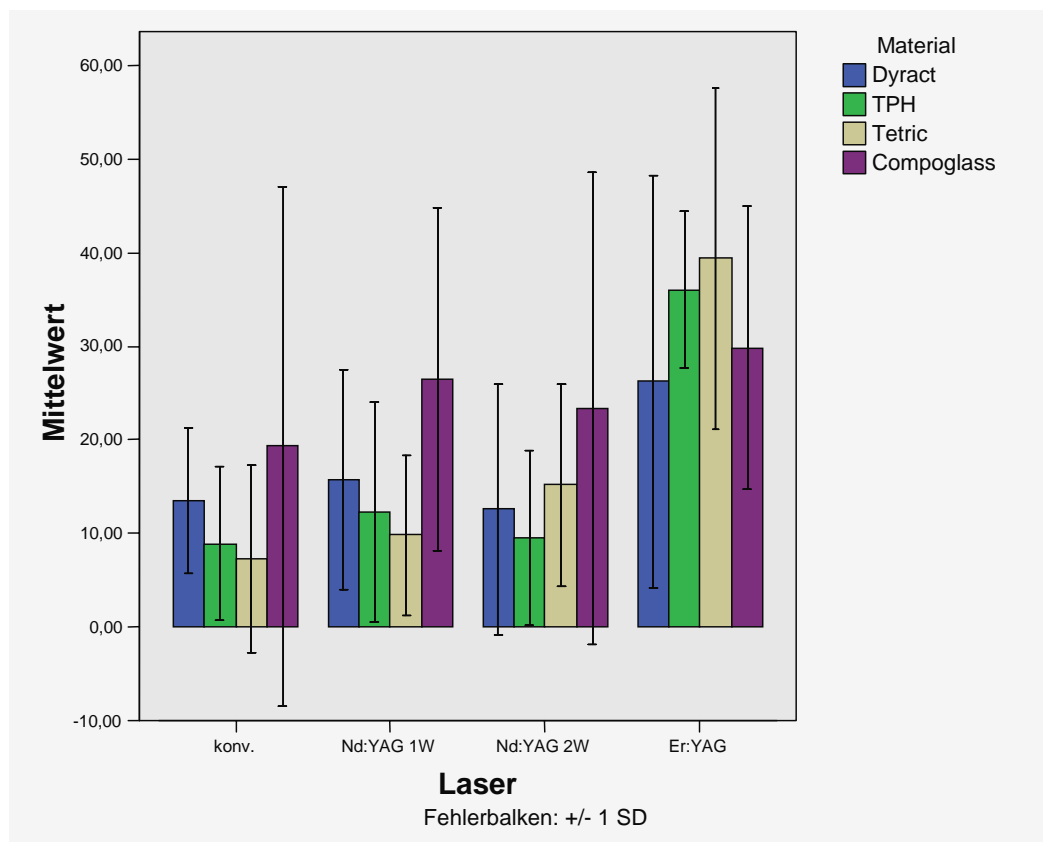


Abb. 24: Mittelwerte Riss im Schmelz in Prozent (mit Standardabweichung)

Schmelz „Riss“	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract																
Nd:YAG 1W / TPH																
Nd:YAG 1W / Tetric																
Nd:YAG 1W / Compo.																
Nd:YAG 2W / Dyract																
Nd:YAG 2W / TPH																
Nd:YAG 2W / Tetric																
Nd:YAG 2W / Compo.																
Er:YAG / Dyract																
Er:YAG / TPH		Sig*				Sig*				Sig*						
Er:YAG / Tetric			Sig*				Sig*			Sig*						
Er:YAG / Compoglass																

**Tab. 13: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium Riss**

In Tabelle 13 werden die Für das Kriterium Riss im Schmelz ermittelten Signifikanzen dargestellt. Bei der Randqualität Riss zeigten sich nur bei den Kompositen **TPH** und **Tetric** signifikante Unterschiede. Hierbei schnitten jeweils die Bearbeitung konventionell (TPH 8,86%, Tetric 7,22%), Nd:YAG 1W (TPH 8,86%, Tetric 7,22%) und Nd:YAG 2W (TPH 9,51%, Tetric 15,19%) gegenüber der Bearbeitung mittels Er:YAG-Laser (TPH 36,02%, Tetric 39,37%) signifikant besser (weniger Anteil an „Riss“) ab.

Bei den Kompomeren **Dyract** und **Compoglass** konnte man keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen feststellen.

### 5.1.2 Ergebnisse der Randspaltvermessung im Dentinbereich

Analog zur Auswertung der Randqualitäten im Schmelzbereich wurden im Dentinbereich Mittelwertvergleiche (t-Tests) und Varianz-Analysen (ANOVA) durchgeführt. Mittels des LSD Post-Hoc-Tests wurden weitere paarweise Vergleiche durchgeführt. Auch hier wurden alle Ergebnisse, die im Folgenden dargestellt werden, mit einem Signifikanzniveau von 0.05 überprüft.

#### 5.1.2.1 *Randqualität „Perfekter Rand“*

Tabelle 14 und Abbildung 25 zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der unterschiedlichen Konditionierungsart-Füllungsmaterialgruppen zu Randkriterium „Perfekter Rand“ im dentinbegrenzten Randanteil nach Thermowechselbelastung, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

Perfekter Rand	Dyract	TPH	Tetric	Compoglass
Konv	88,29 (9,01)	72,88 (20,53)	91,19 (7,09)	72,84 (22,27)
Nd:YAG 1W	61,44 (14,26)	47,77 (23,51)	74,30 (11,49)	51,76 (29,44)
Nd:YAG 2W	62,05 (29,28)	62,43 (19,48)	57,99 (18,12)	57,58 (24,67)
Er:YAG	74,44 (25,19)	56,57 (38,20)	63,80 (15,85)	46,03 (26,23)

**Tab. 14: Mittelwerte Perfekter Rand im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung)**



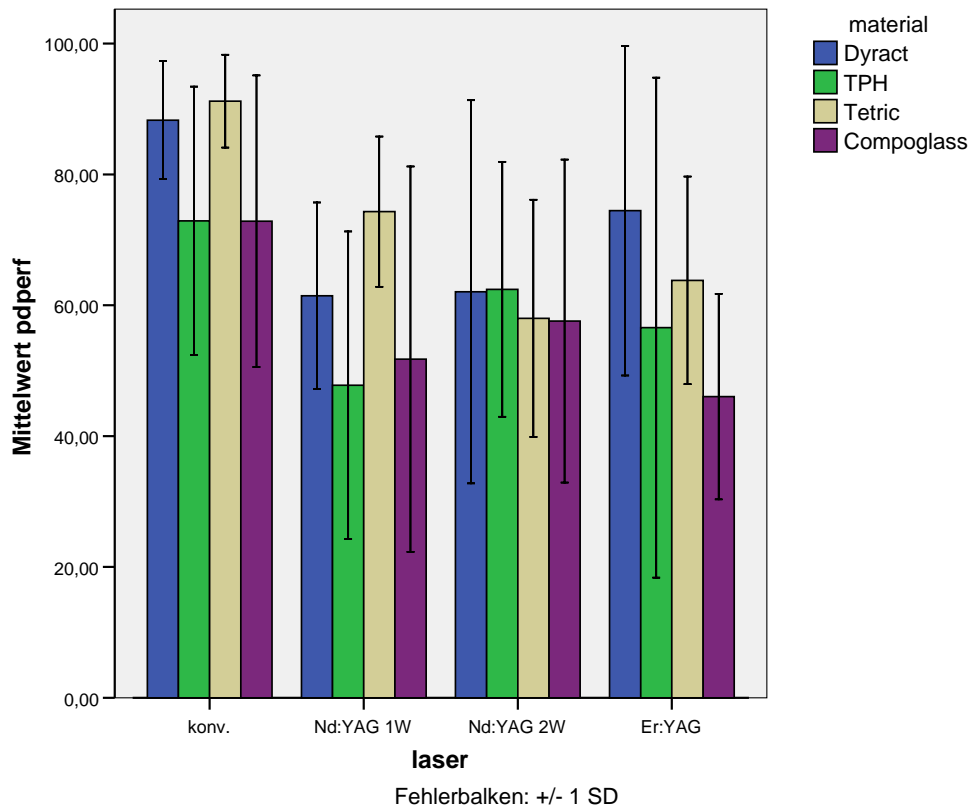


Abb. 25: Mittelwerte Perfekter Rand im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung)

In nachfolgender Tabelle 15 werden die Signifikanzen für das Kriterium Perfekter Rand im Dentin zwischen den Gruppen aufgeführt.

Bei Material **Dyract** konnte man signifikant häufiger perfekte Ränder nach einer konventionellen Konditionierung (88,29%) als nach Konditionierung mittels Nd:YAG 1W (61,44%) oder 2W (62,05%) beobachten.

Bei Material **TPH** schnitt die konventionelle Bearbeitung (72,88%) signifikant besser ab als die Bearbeitung mittels Nd:YAG 1W (47,77%).

Bei **Tetric** gab es signifikant mehr perfekte Ränder bei konventioneller Konditionierung (91,19%) als nach Konditionierung mit Nd:YAG 1W (74,30%), Nd:YAG 2W (57,99%) oder Er:YAG (63,80%). Die Konditionierung mit Nd:YAG 1W (74,30%) schnitt hierbei besser ab als die mit 2W (57,99%).

Bei **Compoglass** zeigten sich signifikant mehr perfekte Ränder nach konventioneller Bearbeitung (72,84%) als nach Er:YAG-Konditionierung (46,03%).

Dentin „perfekter Rand“	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract	Sig*															
Nd:YAG 1W / TPH		Sig*														
Nd:YAG 1W / Tetric			Sig*													
Nd:YAG 1W / Compo.																
Nd:YAG 2W / Dyract	Sig*															
Nd:YAG 2W / TPH																
Nd:YAG 2W / Tetric			Sig*				Sig*									
Nd:YAG 2W / Compo.																
Er:YAG / Dyract																
Er:YAG / TPH																
Er:YAG / Tetric			Sig*													
Er:YAG / Compoglass				Sig*												

**Tab. 15: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium perfekter Rand**

### 5.1.2.2 Randqualität „Randspalt“

Tabelle 16 und Abbildung 26 zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der unterschiedlichen Konditionierungsart-Füllungsmaterialgruppen zu Randkriterium „Randspalt“ im dentinbegrenzten Randanteil nach Thermowechselbelastung, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

Dentin Spalt	Dyract	TPH	Tetric	Compoglass
Konventionell	1,63 (4,07)	8,26 (14,02)	0,00 (0,00)	4,20 (6,40)
Nd:YAG 1W	18,74 (16,54)	21,80 (17,95)	9,05 (6,78)	9,38 (8,03)
Nd:YAG 2W	20,82 (17,93)	15,63 (19,29)	17,10 (12,99)	8,67 (13,58)
Er:YAG	9,74 (13,40)	24,27 (30,56)	14,69 (17,08)	14,35 (14,13)

Tab. 16: Mittelwerte Randspalt im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung)

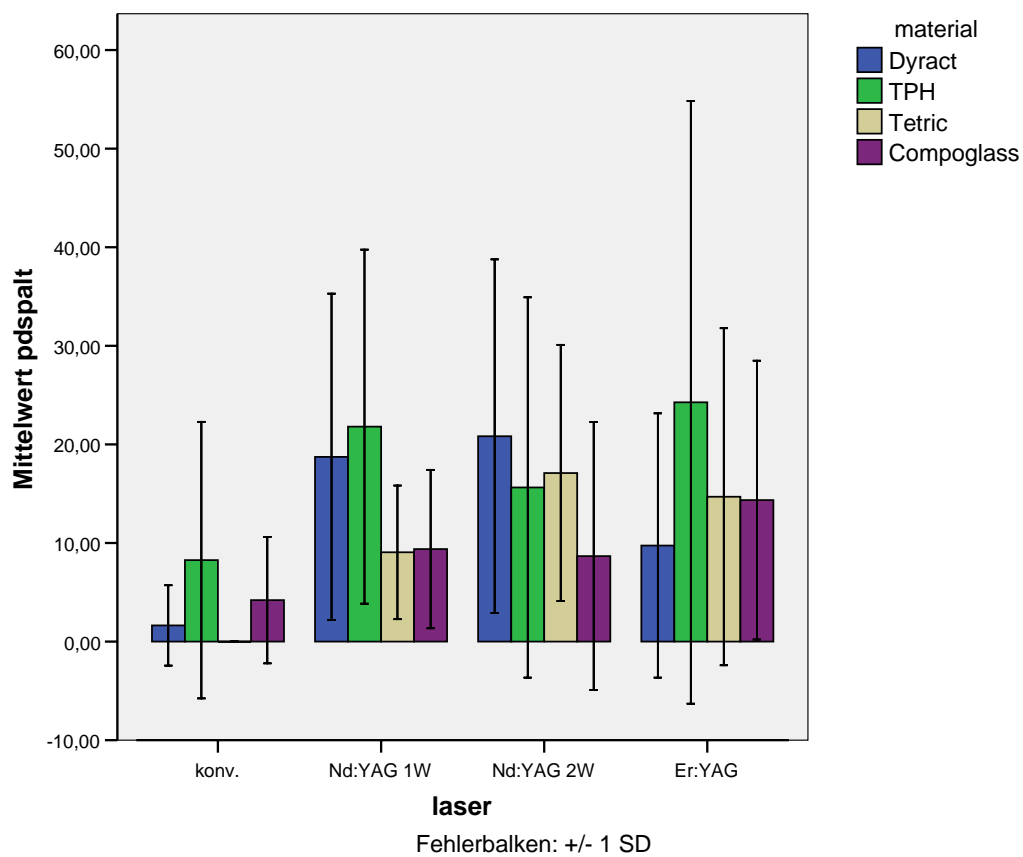


Abb. 26: Mittelwerte Randspalt im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung)

Dentin „Randspalt“	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract	Sig*															
Nd:YAG 1W / TPH																
Nd:YAG 1W / Tetric																
Nd:YAG 1W / Compo.																
Nd:YAG 2W / Dyract	Sig*															
Nd:YAG 2W / TPH																
Nd:YAG 2W / Tetric			Sig*													
Nd:YAG 2W / Compo.																
Er:YAG / Dyract																
Er:YAG / TPH																
Er:YAG / Tetric			Sig*													
Er:YAG / Compoglass																

**Tab. 17: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium Randspalt**

Tabelle 17 zeigt die im Dentin für das Kriterium Randspalt ermittelten Signifikanzen. Bei der Randqualität Spalt zeigten sich nur bei den Materialien **Dyract** und **Tetric** signifikante Unterschiede. Bei **Dyract** schnitt konventionelle Bearbeitung (1,63%) gegenüber Konditionierung mittels Nd:YAG Laser bei 1W (18,74%) und 2W (20,82%) besser (weniger Spalten) ab. Bei **Tetric** schnitt die konventionelle Bearbeitung (0,00%) gegenüber Konditionierung mittels Nd:YAG Laser bei 2W (17,10%) und Er:YAG-Laser (14,69%) signifikant besser ab. Bei den Materialien **Compoglass** und **TPH** zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Oberflächenkonditionierungen.

## 5.1.2.3 Randqualität „Riss“

Tabelle 18 und Abbildung 27 zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der unterschiedlichen Konditionierungsart-Füllungsmaterialgruppen zu Randkriterium „Riss“ im dentinbegrenzten Randanteil nach Thermowechselast, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

Riss	Dyract	TPH	Tetric	Compoglass
Konventionell	10,06 (7,68)	16,69 (13,00)	8,62 (6,99)	20,93 (20,47)
Nd:YAG 1W	19,81 (11,18)	30,42 (21,11)	16,64 (8,47)	35,31 (27,78)
Nd:YAG 2W	16,15 (17,84)	20,62 (13,46)	24,65 (13,81)	33,73 (14,57)
Er:YAG	15,80 (13,66)	19,15 (20,80)	21,31 (11,36)	38,16 (10,87)

Tab. 18: Mittelwerte Riss im Dentin in Prozent (mit Standardabweichung)

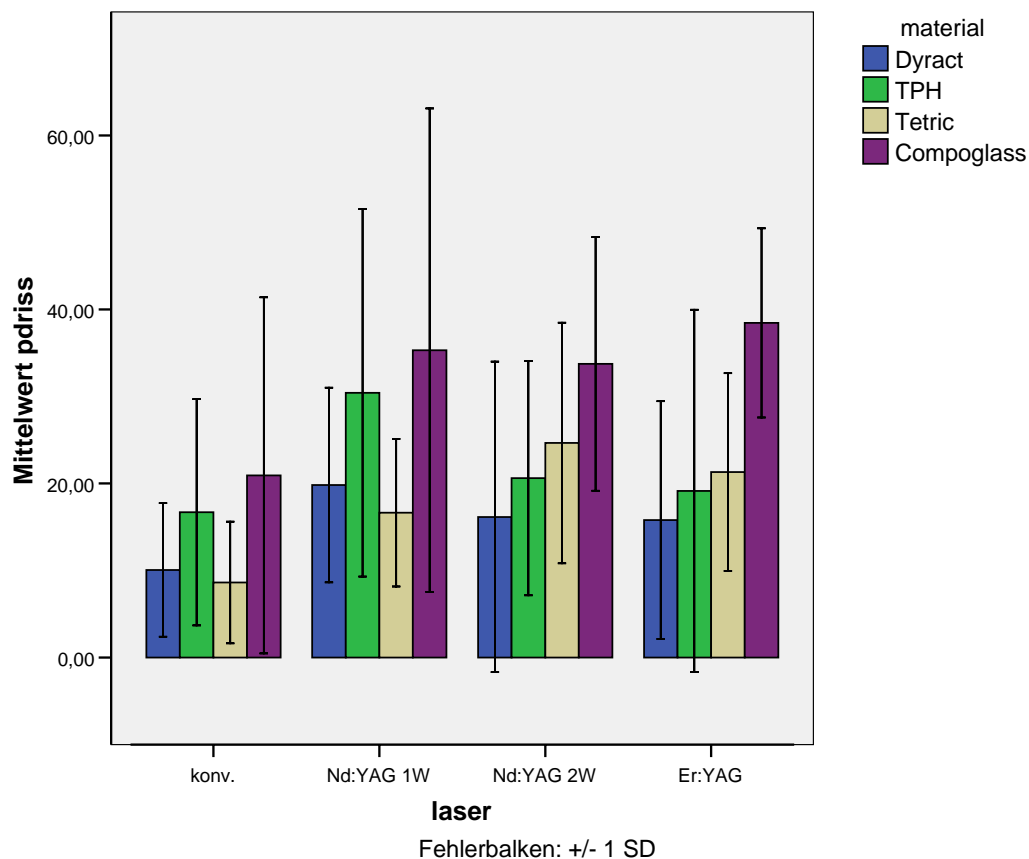


Abb. 27: Anteil Randqualität „Riss“ in Prozent im Dentinbereich mit Standardabweichung

Dentin „Riss“	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract																
Nd:YAG 1W / TPH		Sig*														
Nd:YAG 1W / Tetric																
Nd:YAG 1W / Compo.																
Nd:YAG 2W / Dyract																
Nd:YAG 2W / TPH																
Nd:YAG 2W / Tetric			Sig*													
Nd:YAG 2W / Compo.																
Er:YAG / Dyract																
Er:YAG / TPH																
Er:YAG / Tetric			Sig*													
Er:YAG / Compoglass																

**Tab. 19: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium Riss**

Tabelle 19 zeigt die für das Kriterium Riss im Dentinanteil ermittelten Signifikanzen. Bei der Randqualität Riss zeigten die Materialien **Dyract** und **Compoglass** keine signifikanten Unterschiede.

Bei **TPH** schnitt die konventionelle Oberflächenbearbeitung (16,69%) signifikant besser ab als die Bearbeitung mittels Nd:YAG-Laser bei 1W (30,42%).

Bei **Tetric** führte die konventionelle Bearbeitung (8,62%) im Gegensatz zu Konditionierung mit Nd:YAG-Laser bei 2W (24,65%) und mit Er:YAG-Laser (21,31%) ebenfalls zu signifikant weniger Rissen am Füllungsrand im Dentin.

## 5.2 Ergebnisse der Mikropenetration

Die Auswertung des Farbstoffpenetrationstests erfolgte getrennt für schmelz- und dentinlimitierte Randsegmente mittels Mann-Whitney-U-Tests bei einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$ .

### 5.2.1 Ergebnisse der Farbstoffpenetration im Schmelz

Die nachfolgende Abbildung 28 zeigt die Häufigkeit an Farbstoffpenetration an null, einer bzw. zwei Stellen im Schmelz in Abhängigkeit von Oberflächenkonditionierung und Füllungstyp.

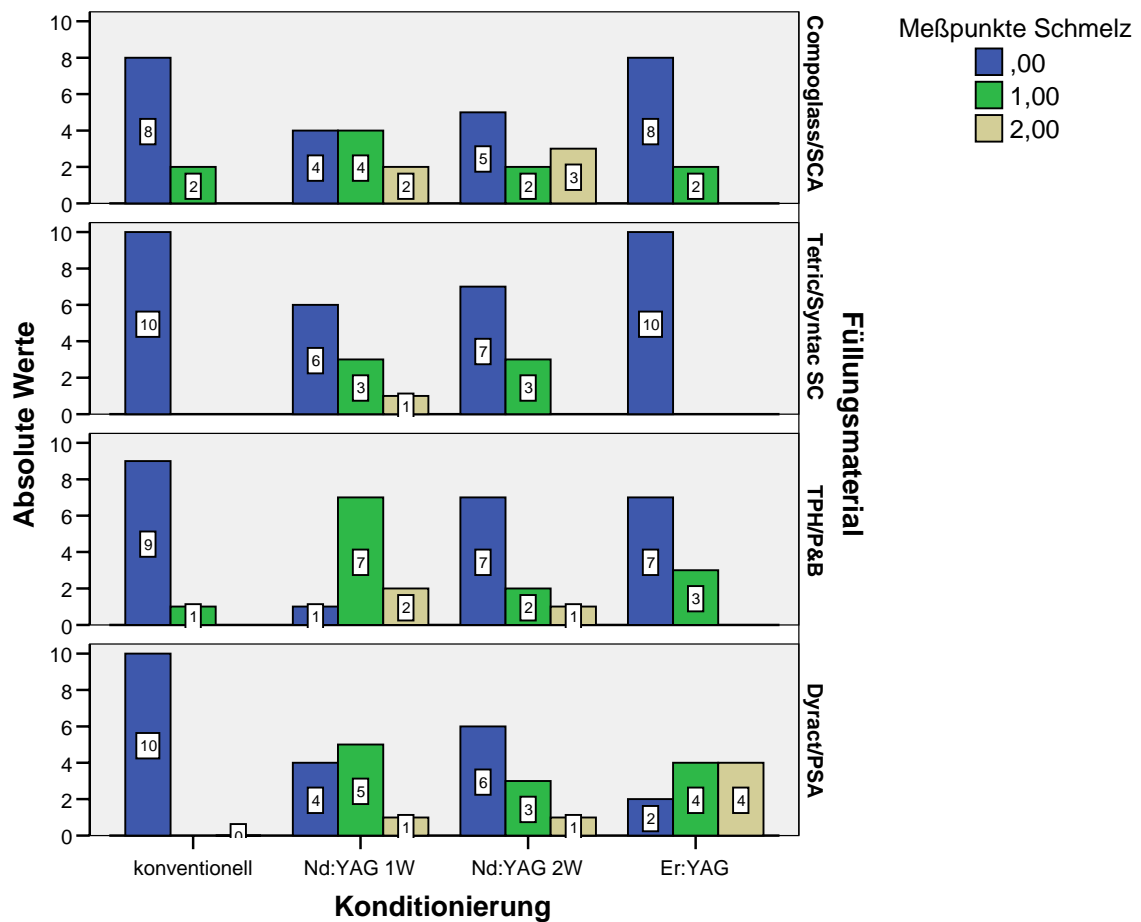


Abb. 28: Anzahl der Messpunkte mit Farbstoffpenetration im Schmelz

In Tabelle 20 werden die Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Schmelz dargestellt (paarweise Vergleiche, Mann-Whitney-U-Test).

Farbstoffpenetration im Schmelz	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract	Sig*	Sig*	Sig*													
Nd:YAG 1W / TPH	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*												
Nd:YAG 1W / Tetric						Sig*										
Nd:YAG 1W / Compo.	Sig*	Sig*	Sig*													
Nd:YAG 2W / Dyract						Sig*										
Nd:YAG 2W / TPH						Sig*										
Nd:YAG 2W / Tetric						Sig*										
Nd:YAG 2W / Compo.	Sig*	Sig*	Sig*													
Er:YAG / Dyract	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*						Sig*	Sig*					
Er:YAG / TPH						Sig*							Sig*			
Er:YAG / Tetric					Sig*	Sig*		Sig*				Sig*	Sig*			
Er:YAG / Compoglass						Sig*							Sig*			

**Tab. 20: Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Schmelz**

Die statistische Analyse der Farbstoffpenetration im Schmelzanteil mittels Mann-Whitney-U-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen.

Für die Kombinationen konventionelle Bearbeitung mit den Materialien Dyract, TPH und Tetric ergaben sich jeweils signifikant weniger Farbstoffpenetration als für die Kombinationen Dyract, TPH und Compoglass mit Nd:YAG 1W, sowie für Nd:YAG 2W /Compoglass und Er:YAG/Dyract.



Die Kombination konventionelle Bearbeitung/Compoglass ergab signifikant weniger Messpunkte mit Farbstoffpenetration als die Gruppen Nd:YAG 1W/ TPH und Er:YAG/ Dyract.

Die Kombination Er:YAG/Tetric zeigte signifikant weniger Farbstoffpenetration als die Kombination Nd:YAG 1W/Dyract.

Nd:YAG 1W/TPH schnitt signifikant schlechter ab als Nd:YAG 1W/Tetric und Nd:YAG 2W kombiniert mit Dyract, TPH und Tetric, sowie schlechter als Er:YAG kombiniert mit TPH, Tetric und Compoglass.

Nd:YAG 1W/Compoglass schnitt signifikant schlechter ab als Er:YAG/Tetric.

Er:YAG/Dyract wies signifikant mehr Farbstoffpenetration auf als Nd:YAG 2W kombiniert mit Tetric oder TPH.

Nd:YAG 2W/Compoglass zeigte signifikant mehr Punkte mit Farbstoffpenetration als Er:YAG/Tetric.

Die Kombinationen von Er:YAG-Laser und TPH, Tetric und Compoglass schnitten jeweils besser ab als Er:YAG-Laser kombiniert mit Dyract.

### 5.2.2 Ergebnisse der Farbstoffpenetration im Dentin

Die nachfolgende Abbildung 29 zeigt die absoluten Werte an Farbstoffpenetration an null, einer bzw. zwei Stellen im Dentin in Abhängigkeit von Oberflächenkonditionierung und Füllungstyp.

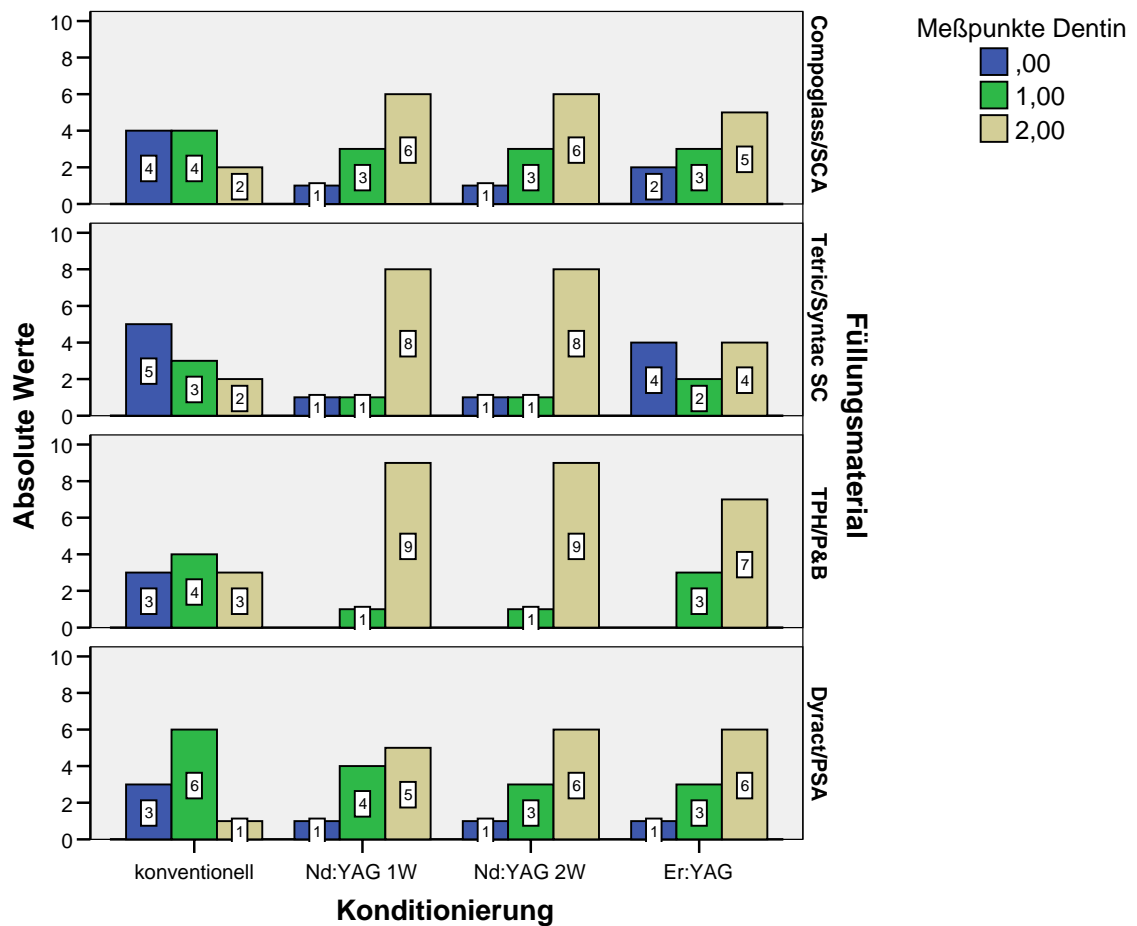


Abb. 29: Anzahl der Meßpunkte mit Farbstoffpenetration im Dentin

Tabelle 21 zeigt die Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Dentin (paarweise Vergleiche, Mann-Whitney-U-Test).

Farbstoffpenetration im Dentin	Konv. / Dyract	Konv. / TPH	Konv. / Tetric	Konv. / Compoglass	Nd:YAG 1W / Dyract	Nd:YAG 1W / TPH	Nd:YAG 1W / Tetric	Nd:YAG 1W / Compogl.	Nd:YAG 2W / Dyract	Nd:YAG 2W / TPH	Nd:YAG 2W / Tetric	Nd:YAG 2W / Compogl.	Er:YAG / Dyract	Er:YAG / TPH	Er:YAG / Tetric	Er:YAG / Compoglass
Konventionell / Dyract																
Konventionell / TPH																
Konventionell / Tetric																
Konv. / Compoglass																
Nd:YAG 1W / Dyract																
Nd:YAG 1W / TPH	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*												
Nd:YAG 1W / Tetric	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*												
Nd:YAG 1W / Compo.	Sig*		Sig*													
Nd:YAG 2W / Dyract	Sig*		Sig*													
Nd:YAG 2W / TPH	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*												
Nd:YAG 2W / Tetric	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*												
Nd:YAG 2W / Compo.	Sig*		Sig*													
Er:YAG / Dyract	Sig*		Sig*													
Er:YAG / TPH	Sig*	Sig*	Sig*	Sig*												
Er:YAG / Tetric						Sig*				Sig*						
Er:YAG / Compoglass																

**Tab. 21: Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Dentin**

Die statistische Analyse der Farbstoffpenetration im Dentinanteil mittels Mann-Whitney-U-Test zeigte auch im Dentin signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen.

Die Kombination von konventioneller Oberflächenbearbeitung mit den Materialien Dyract und Tetric schnitt jeweils besser ab als Nd:YAG 1W mit TPH, Tetric und

Compoglass sowie jegliche mit Nd:YAG 2W konditionierte Kavität und auch besser als Er:YAG-Konditionierung in Verbindung mit Dyract und TPH.

Die Kombination von konventioneller Oberflächenbearbeitung mit den Materialien TPH und Compoglass schnitten jeweils besser ab als Nd:YAG-Laser 1W und 2W mit den Materialien TPH und Tetric. Zusätzlich zeigten sie signifikant weniger Penetration als die Gruppe Er:YAG / TPH.

Die Kombination von Er:YAG-Laser mit Tetric wies weniger Penetration auf als Nd:YAG 1W und 2W mit TPH.

### 5.3 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der unterschiedlich konditionierten Dentinscheibchen

Um die zuvor beschriebenen Ergebnisse erklären zu können, untersuchten wir zusätzlich die Oberflächen von Dentinscheibchen im Rasterelektronenmikroskop. Aus der nachfolgenden Tabelle 22 sind die verwendeten Laser und Energieeinstellungen zu ersehen.

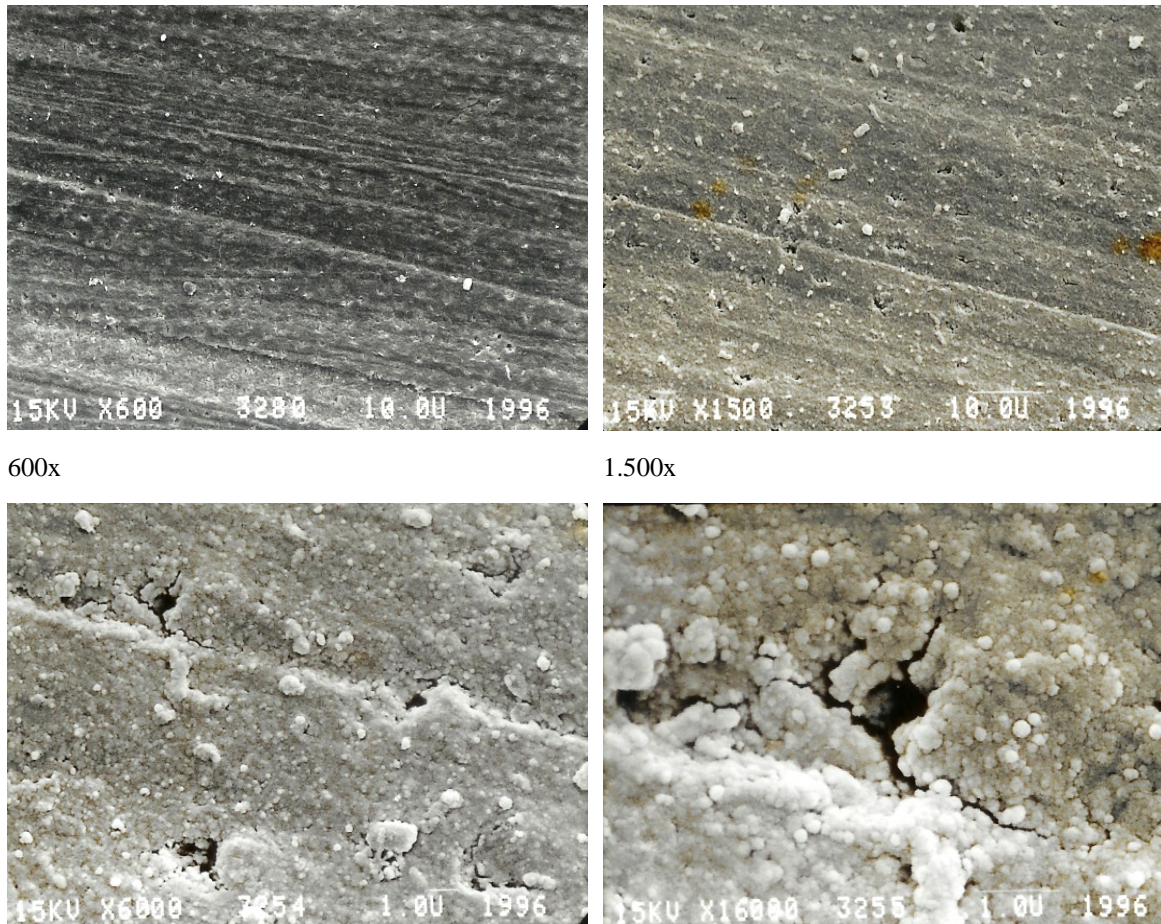
#### Probennummerierung:

Nummer	Oberflächenkonditionierung	Verwendeter Laser
1	unbehandeltes Dentin	-----
2	160mJ / 35Hz	Nd:YAG
3	100mJ / 20Hz	
4	100mJ / 10Hz	
5	60mJ / 10Hz	
6	500mJ / 4Hz	Er:YAG
7	400mJ / 3Hz	
8	200mJ / 2Hz	
9	100mJ / 2Hz	

**Tab. 22:** Übersicht über Konditionierungsparameter der REM-Oberflächenanalyse

### 5.3.1 Unbehandeltes Dentin:

Auf der Oberfläche des unbehandelten Dentinscheibchens konnte man die durch die Schleifscheibe hinterlassenen linearen Strukturen erkennen. Der Smear-Layer und helle, der Oberfläche aufliegende, Dentintrümmer verschlossen weitestgehend die Öffnungen der Dentintubuli. Insgesamt imponierte die Oberflächenstruktur gleichmäßig.

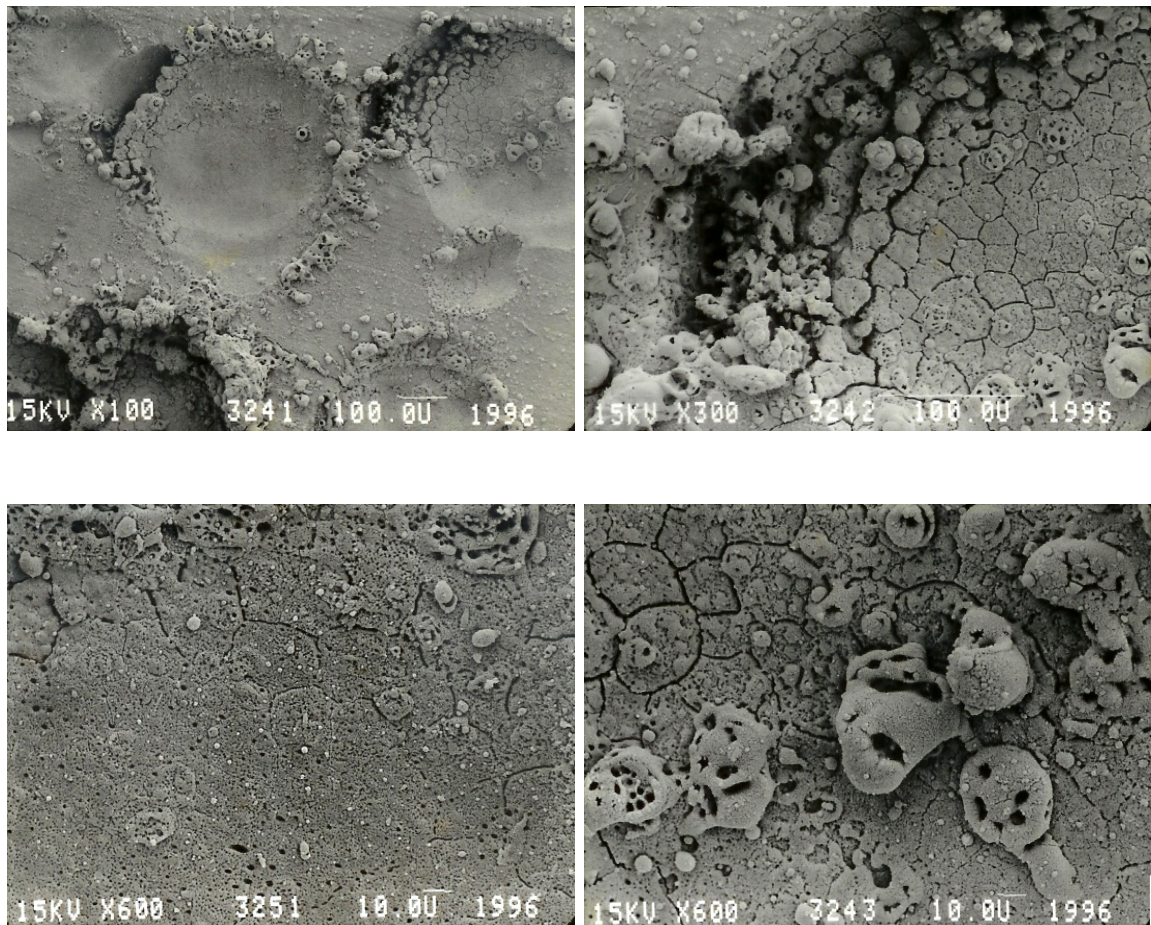


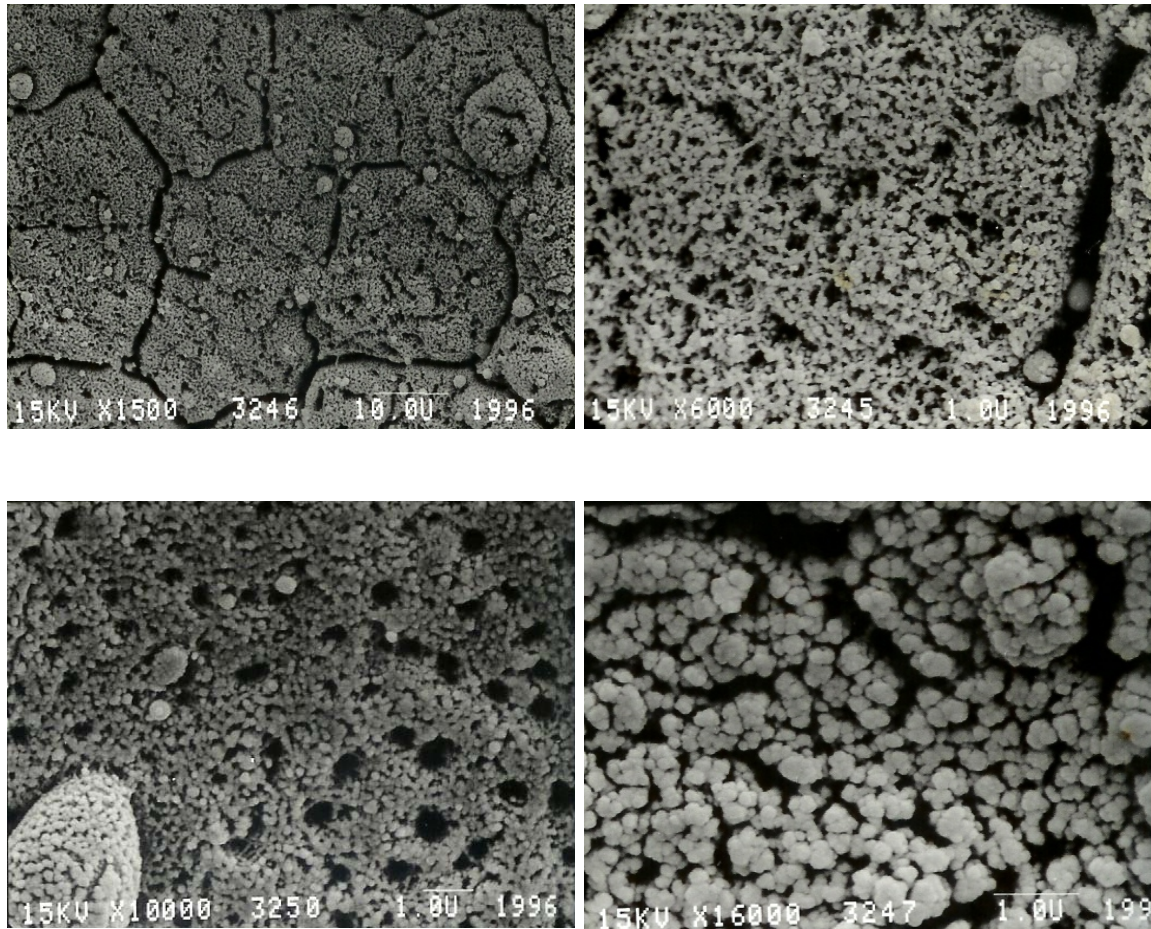
**Abb. 30: REM-Aufnahmen einer konventionell bearbeiteten Dentinoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.2 Konditionierung mit Nd:YAG 160mJ / 35Hz:

Bei dem mit Nd:YAG 160mJ / 35Hz konditionierten Dentinscheibchen waren Verschmelzungen der oberflächlichen Strukturen, Krater mit aufgeschmolzenen Randwällen, Risse im Kraterboden und aufgelagerte Karbonisate deutlich sichtbar. Die Dentintubuli waren verschlossen, ein Kollagengerüst war nicht zu erkennen. Es hatten sich auf der Oberfläche Sphäroide gebildet, welche innen hohl zu sein schienen. Makroskopisch war eine Schwärzung der Oberfläche zu beobachten.





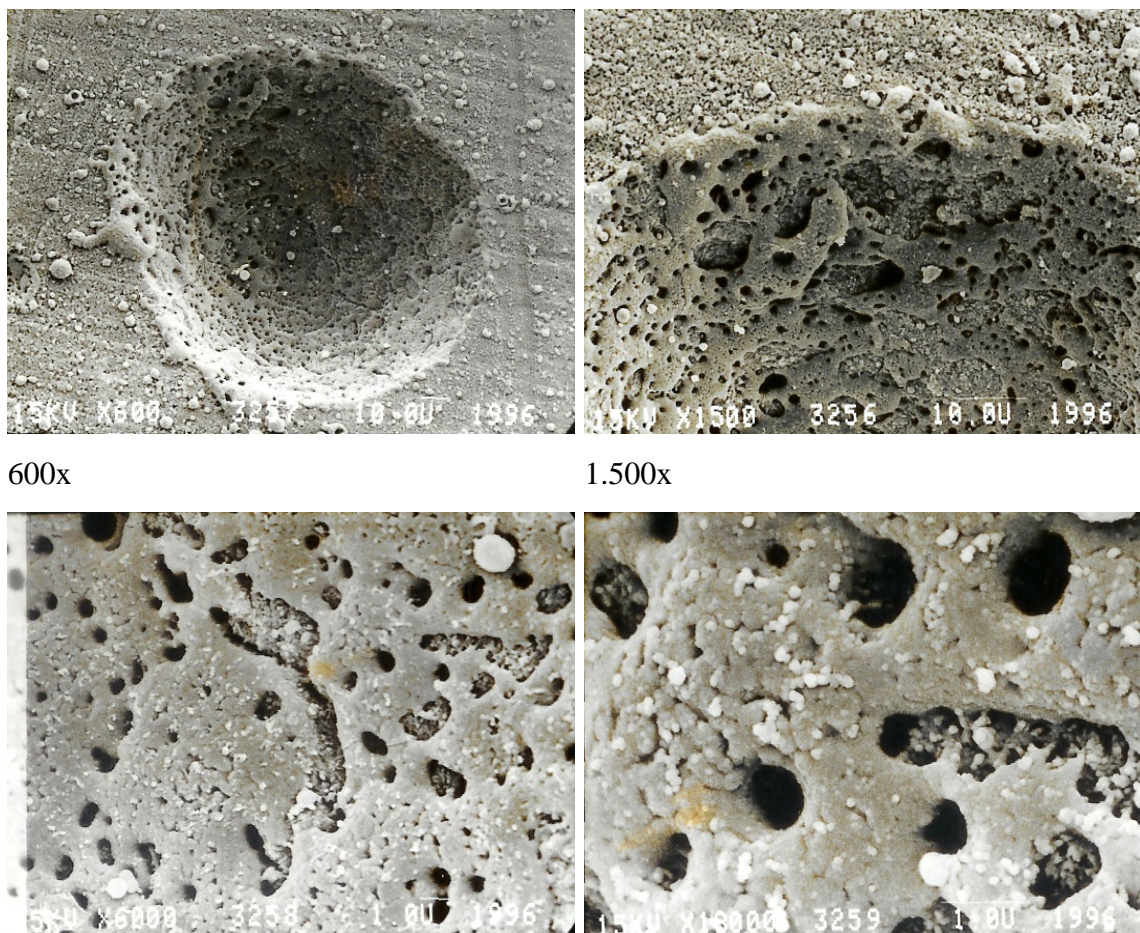
**Abb. 31: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 160mJ / 35Hz bearbeiteten Dentinoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)



### 5.3.3 Konditionierung mit Nd:YAG 100mJ / 20Hz:

Auch hier konnte man makroskopisch Karbonisationen der Oberfläche erkennen, jedoch in einem geringeren Ausmaß als bei der höheren Energieeinstellung mit 160mJ / 35Hz. Der makroskopischen Beobachtung entsprechend waren auch die mikroskopischen Oberflächenveränderungen geringfügiger. Man konnte ebenfalls Krater mit aufgeschmolzenen Randwällen erkennen, die komplette Kraterinnenfläche war verglast, es waren jedoch keine Risse im Kraterboden zu sehen. Der Oberfläche waren kleine Karbonisate aufgelagert, die Dentintubuli waren verschlossen und kein Kollagengerüst erkennbar.



600x

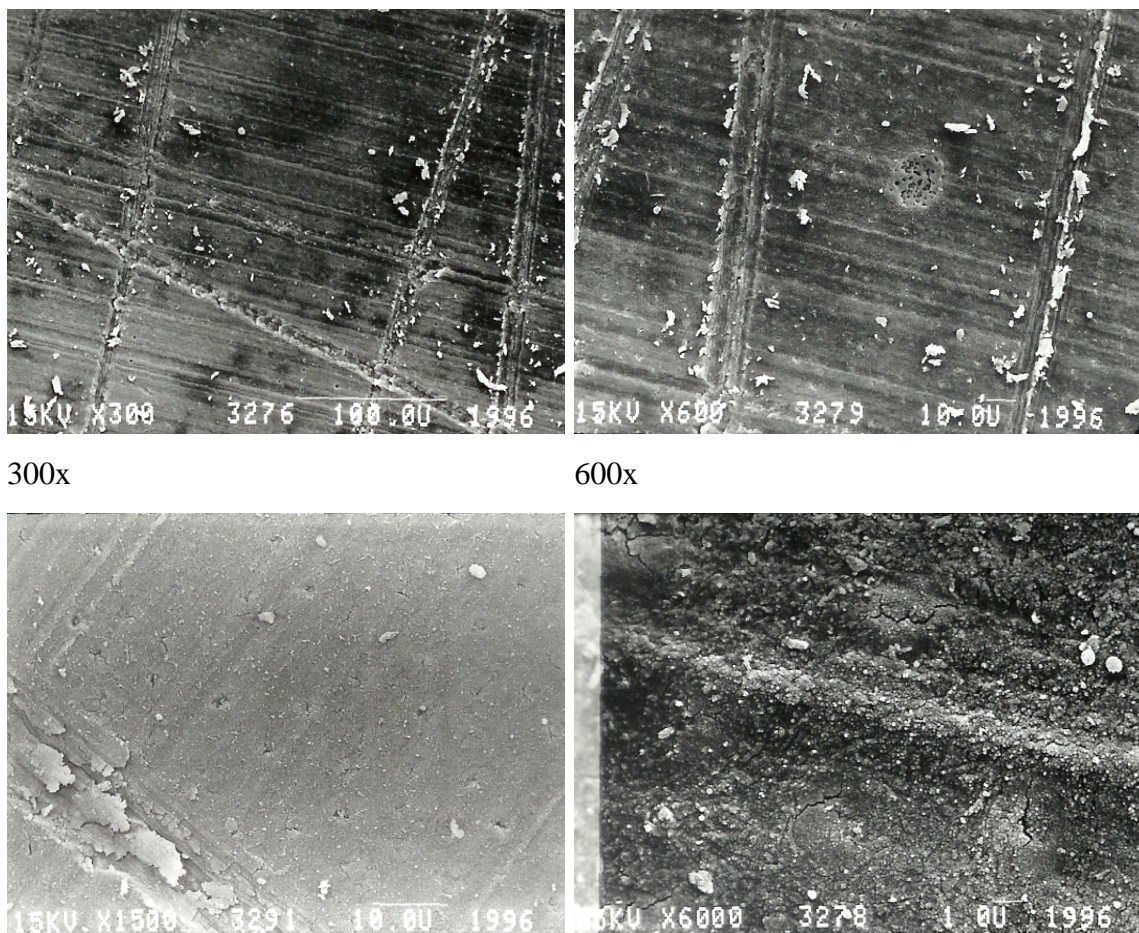
1.500x

**Abb. 32: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 100mJ / 20Hz bearbeiteten Dentinoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.4 Konditionierung mit Nd:YAG 100mJ /10Hz:

Bei dem mit Nd:YAG 100mJ /10Hz konditionierten Dentinscheibchen konnte man an den Stellen, an denen kein unmittelbarer Kontakt mit der Faser zustande kam, auch keine laserbedingte Oberflächenveränderung zu erkennen. Hier zeigte sich der Smear-Layer entsprechend einer unbehandelten Dentinoberfläche. Die Bahnen der Laserkonditionierung waren deutlich sehen, hier traten Aufrauungen und Verschmelzungen auf, die Dentintubuli imponierten in diesem Bereich verschlossen. Auch hier waren makroskopisch Karbonisationen zu erkennen, jedoch in deutlich geringerem Ausmaß als bei den höheren Energieeinstellungen.



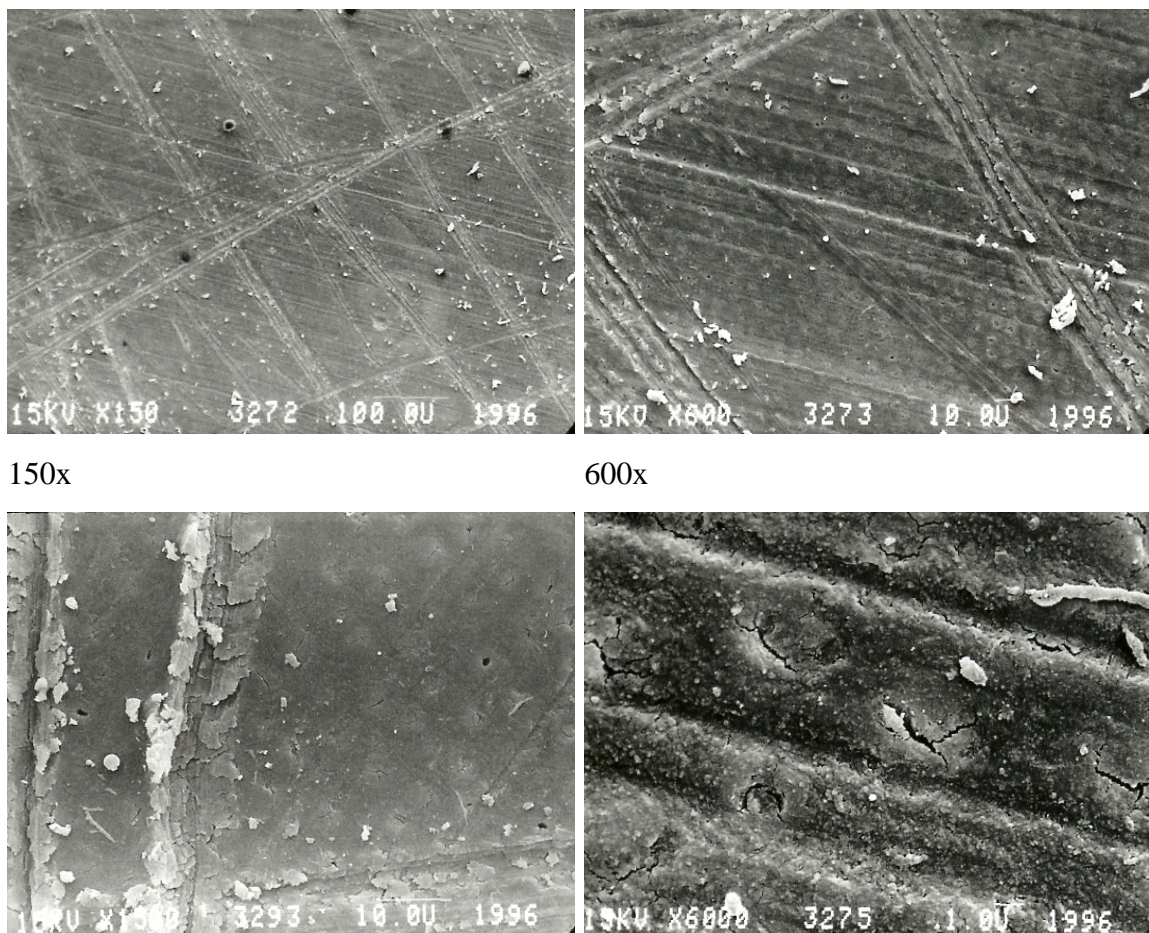
Ausschnitt aus Bereich ohne Faserkontakt

**Abb. 33: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 100mJ /10Hz bearbeiteten Dentinoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.5 Konditionierung mit Nd:YAG 60mJ / 10Hz:

An den Stellen, an denen kein unmittelbarer Kontakt mit der Faser zustande kam, sind entsprechend der Nd:YAG-Konditionierung mit 100mJ / 10Hz keine laserbedingten Oberflächenveränderungen zu erkennen. Es zeigte sich auch der Smear-Layer ähnlich wie bei einer unbehandelten Dentinoberfläche. Die Bahnen der Laserkonditionierung waren deutlich zu erkennen, es treten Aufrauungen, aber keine Verschmelzungen auf. Die Dentintubuli waren im Bereich der Laserbearbeitung verschlossen, ein Kollagengerüst war auch hier nicht zu erkennen. Makroskopisch waren hier keine Karbonisate zu sehen.



150x

600x

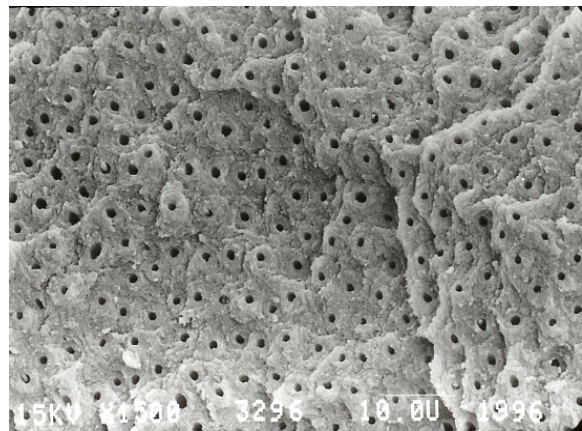
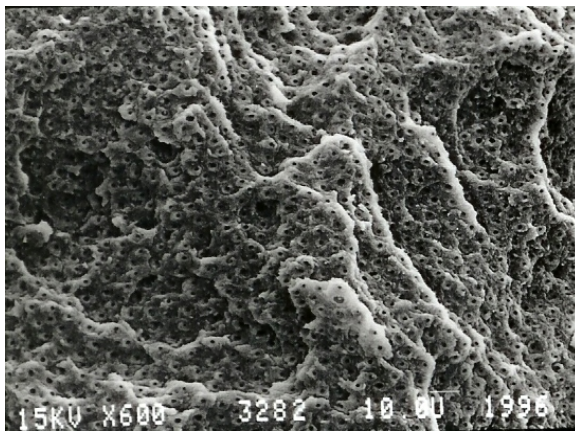
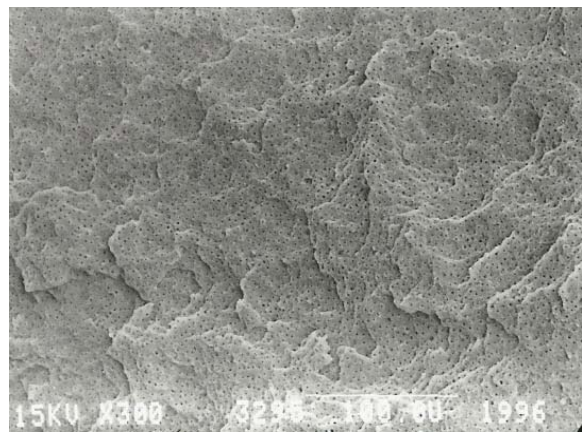
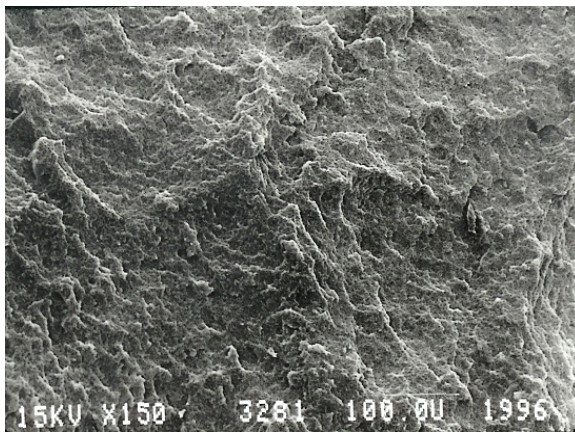
Ausschnitt aus Bereich ohne Faserkontakt

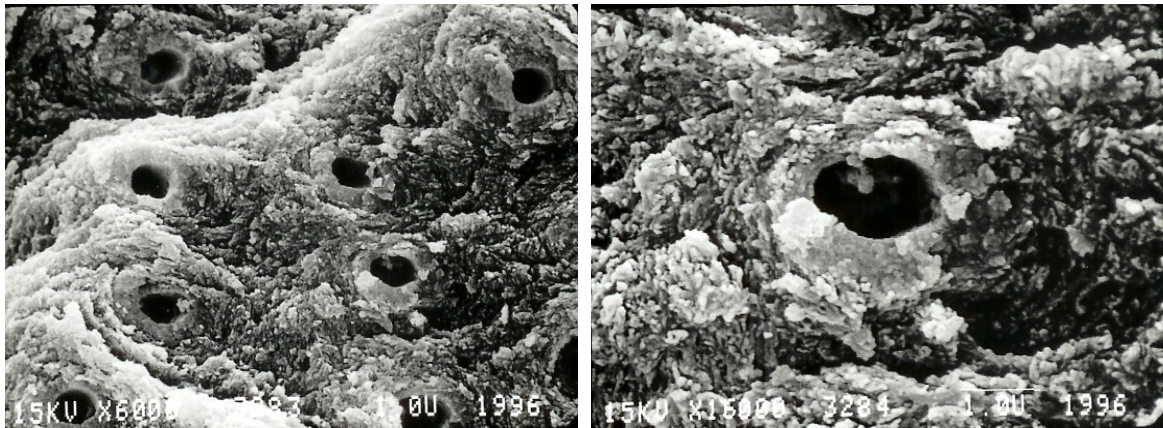
**Abb. 34: REM-Aufnahmen einer Nd:YAG 60mJ / 10Hz bearbeiteten Dentinoberflächen**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.6 Konditionierung mit Er:YAG 500mJ / 4Hz:

Bei dem mit Er:YAG 500mJ / 4Hz konditionierten Dentinscheibchen konnte man raue, schollige Oberflächen beobachten. Angeschnittene Dentinkanälchen waren geöffnet. Anzeichen von Verglasungen waren nicht zu erkennen. Bei den großen Vergrößerungen sind die Dentinkanälchen mit peri- und intertubulärem Dentin gut zu erkennen. Ein Kollagengerüst ist nicht zu sehen. Makroskopisch zeigt sich eine krei-dig-weiße Oberfläche.



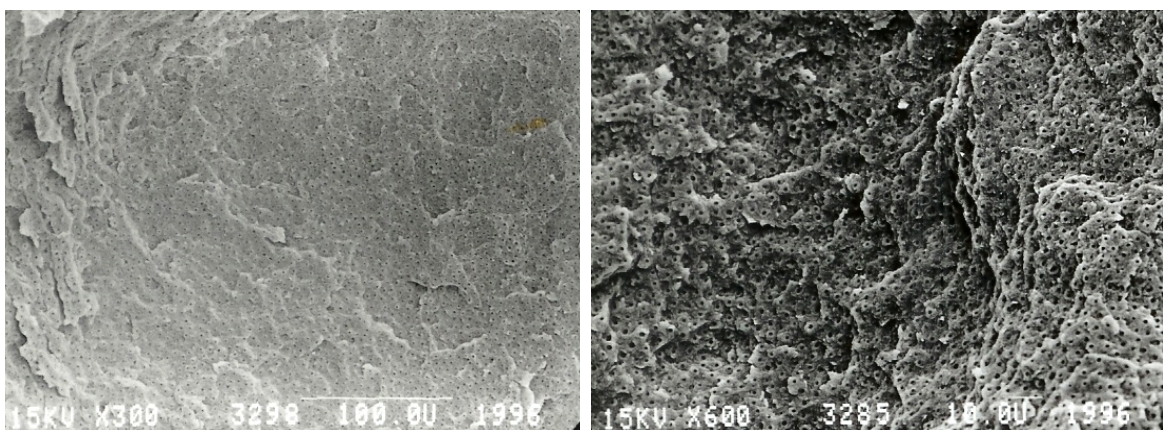


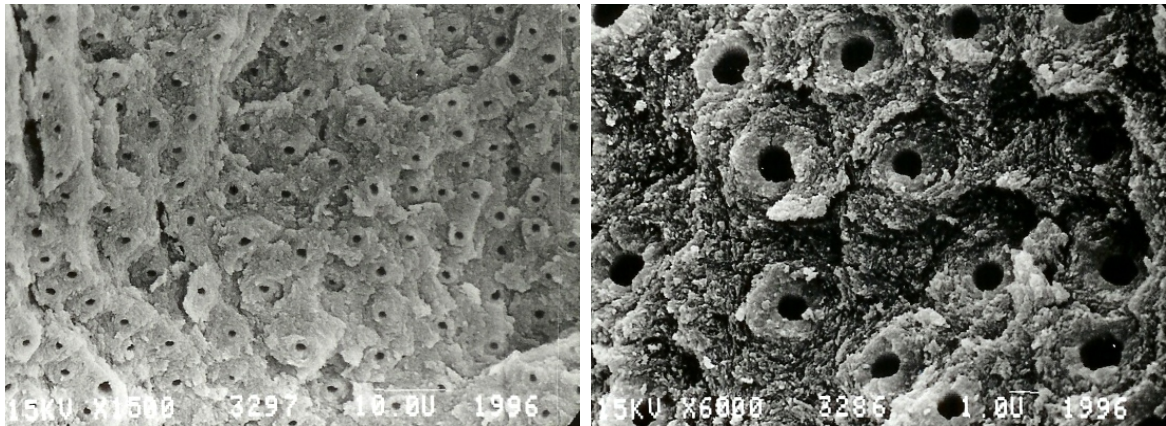
**Abb. 35: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 500mJ / 4Hz bearbeiteten Dentinoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.7 Konditionierung mit Er:YAG 400mJ / 3Hz:

Entsprechend der mit 500mJ / 4Hz konditionierten Dentinscheibe konnte man eine raue, schollige Oberfläche sehen, die Dentintubuli waren weit geöffnet. Im Unterschied zu den mit 500mJ / 4Hz konditionierten Oberflächen wirkten die Oberfläche insgesamt unruhiger, die Schollen schienen kleiner und scharfkantiger. Man hatte den Eindruck die Schollen wären mit der Oberfläche nicht so fest verbunden wie bei der Konditionierung mit 500mJ / 4Hz. Die Oberfläche erschien makroskopisch ebenfalls kreidig-weiß.



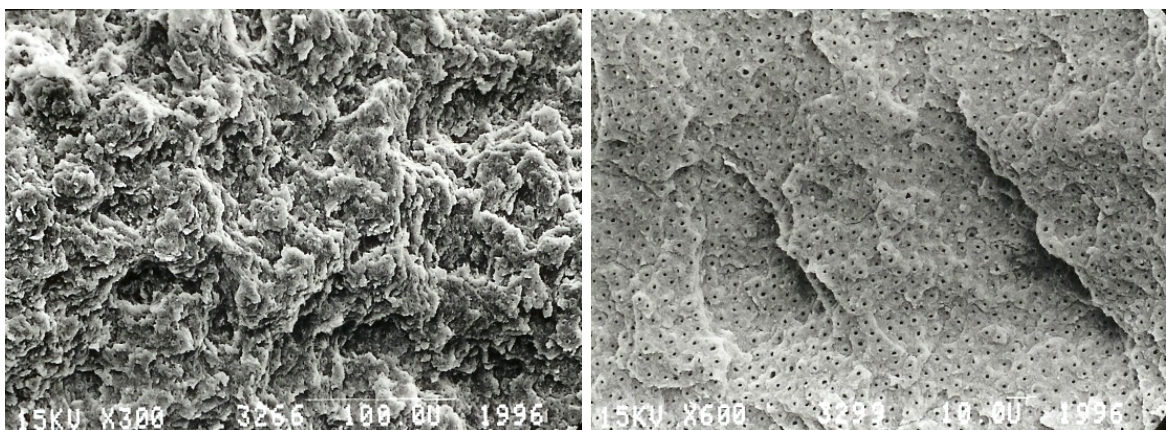


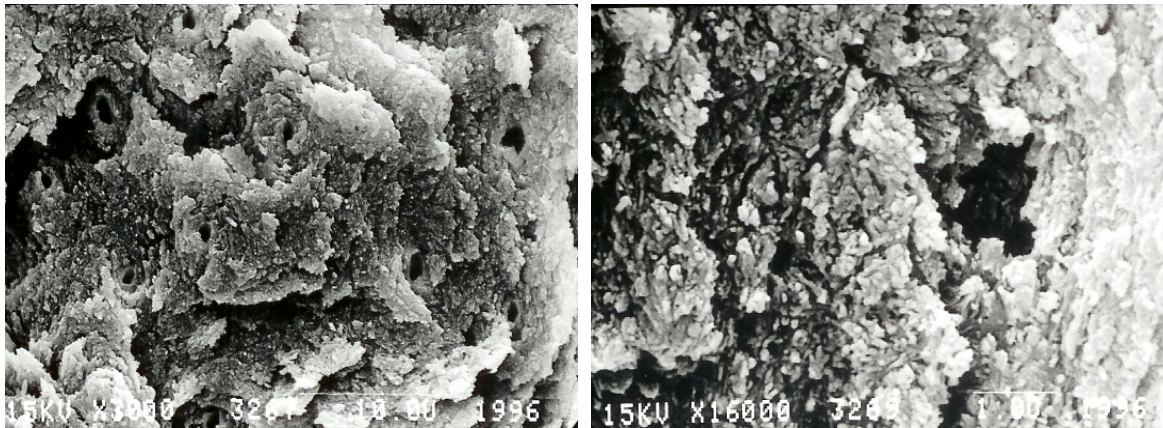
**Abb. 36: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 400mJ / 3Hz bearbeiteten Dentineoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.8 Konditionierung mit Er:YAG 200mJ / 2Hz

Auf den REM-Bildern zeigten sich Schollen mit ungleichmäßiger Oberflächenstruktur, die Dentintubuli waren grundsätzlich offen, es ließ sich kein peritubuläres Dentin erkennen. Das Gefüge erschien wesentlich stärker aufgelockert als bei den höheren Energieeinstellungen, bei stärkerer Vergrößerung erscheinen die Schollen noch scharfkantiger und kleiner. Ein Kollagengerüst war auch hier nicht zu sehen. Makroskopisch erschien die Oberfläche ebenfalls kreidig-weiß.



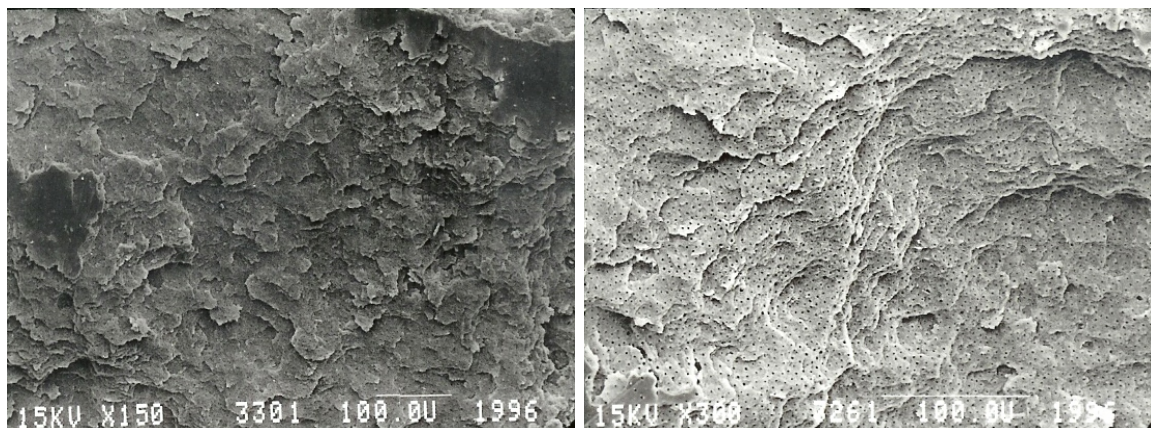


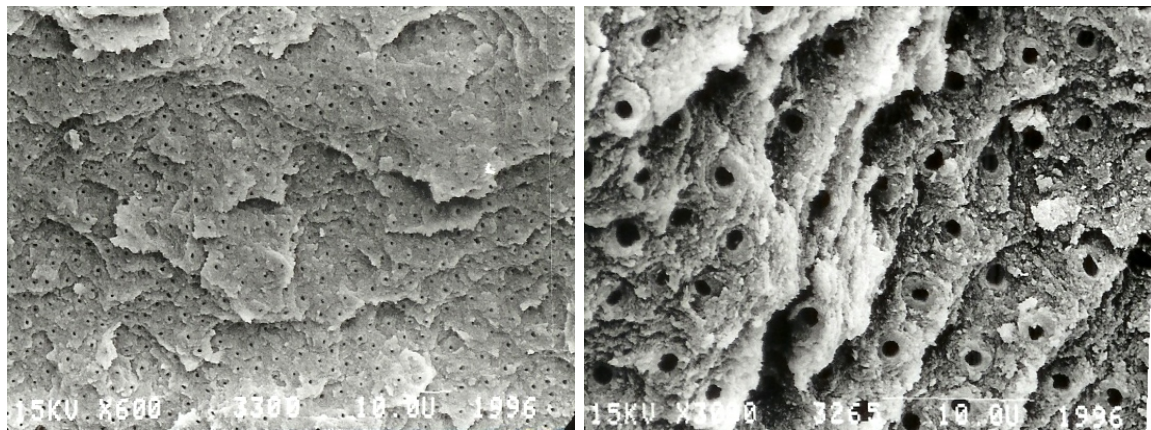
**Abb. 37: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 200mJ / 2Hz bearbeiteten Dentineoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)

### 5.3.9 Konditionierung mit Er:YAG 100mJ / 2Hz:

Auch hier konnte man wieder die für Er:YAG-Konditionierung typische Oberfläche erkennen. Die Struktur war schollig, die Dentintubuli offen, die Schollen waren größer und flächiger als bei Konditionierung mit 200mJ, die Dentinkanälchen gleichmäßiger zu erkennen, das peritubuläre Dentin war gut zu sehen. Ein Kollagengerüst ist nicht zu erkennen. Auch hier hat man den Eindruck, dass die Schollen nicht fest mit der Unterlage verbunden sind. Makroskopisch imponierte auch hier die Oberfläche kreidig-weiß.





600x

3.000x



**Abb. 38: REM-Aufnahmen einer Er:YAG 100mJ / 2Hz bearbeiteten Dentinoberfläche**

(Beschleunigungsspannung 15 kV)



## 6 Diskussion

Laser verursachen Oberflächenveränderungen bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen. Ziel dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss der Oberflächenkonditionierung mittels verschiedener Laser auf das Randschlussverhalten von gemischten Klasse-V-Kavitäten im Dentin zu untersuchen. Um eine gute Übertragbarkeit der in vitro erlangten Ergebnisse auf In-vivo-Verhältnisse zu erreichen, wurde bei allen Versuchen eine möglichst realistische Nachahmung der klinischen Verhältnisse angestrebt.

### 6.1 In vitro versus in vivo Studien

Eine In-vitro-Untersuchung soll die klinische Situation so weit wie möglich simulieren, kann aber die komplexen Belastungen der klinischen Situation nicht vollständig widerspiegeln (Perdigao et Lopes 1999). Durch die gleichen Voraussetzungen der zu untersuchenden Gruppen erlauben sie aber einen besseren Vergleich unterschiedlicher Materialien oder Verfahren ohne den Einfluss patientenabhängiger Unterschiede, wie z.B. Kooperation beim Einbringen der Restauration, Mundhygiene, Speichelzusammensetzung bzw. -flussrate. Zudem lassen sich In-vitro-Studien viel einfacher und weit weniger zeitintensiv durchführen (Mc Lean 1996, Roulet 1994). Man kann binnen kurzer Zeit entsprechend große Gruppen für aussagekräftige Studien zusammenstellen. Gleichzeitig lassen sich entscheidende, das Ergebnis beeinflussende Faktoren unter Laborbedingungen sehr gut standardisieren. So wurden alle Probenzähne mit dem Ziel, vergleichbare und aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen, nach einem genau vorher definierten Schema verarbeitet (Flussdiagramm). In-vitro-Studien ermöglichen zudem Testverfahren für die Zähne, die bei einer vivo-Testung extrahiert werden müssten (z.B. Farbstoffpenetrationsversuch, Scherversuche), während man in vivo bei Zahnerhalt die Restauration nur oberflächlich beurteilen könnte (Gladys et al 1995, Perdigao et Lopes 1999). Aus diesen Gründen sind In-vitro-Studien zur Beurteilung von Füllungsmaterialien weit verbreitet (Airoldi 1992, Krejci 1999, Manhart et al 2000, Mehl et al 1994). Sie eignen sich ideal für schnelle Screeningtests (Perdigao et al

1998, Santini et al 2000, Van Meerbeek 2000). Zur endgültigen Beurteilung sollten aber zusätzlich klinische Studien angeschlossen werden, um eine größtmögliche Sicherheit über das tatsächliche Verhalten der getesteten Parameter in der Mundhöhle zu erlangen (Haller 2000, Hashimoto et al 2001, Perdigao et al 2000, Roulet 1994, Swift et al 1996). Hierbei ist allerdings unklar, wie viel Randspalt und Mikroleakage in vivo toleriert werden können (Roulet 1994).

## **6.2 Auswahl der Zähne**

Neben Rinderzähnen (Frankenberger 1997) sind frisch extrahierte, humane Molaren für In-vitro-Studien geeignet. Für die Untersuchung wurden die Füllungen in extrahierten kariesfreien menschlichen Molaren der zweiten Dentition gelegt, wobei vorrangig gleich große Zähne ausgewählt wurden. Auf Zähne mit Schäden durch Extraktionszangen wurde verzichtet. Über die für unsere Studie verwendeten einzelnen Molaren war darüber hinaus nichts bekannt, es konnten deshalb gewisse Unterschiede z.B. im biologischen Alter nicht ausgeschlossen werden. In biologisch älteren Zähnen tritt vermehrt sklerotisch verändertes Dentin auf. Sklerotisches Dentin ist hypermineralisiertes Gewebe, in dem die mikromechanische Verankerung einer Restauration erschwert ist (Van Meerbeek et al 1998). Darüber hinaus werden unter klinischen Bedingungen üblicherweise kariöse Zähne versorgt, die durch die Bildung von Tertiärdentin andere Eigenschaften haben können als kariesfreie Zähne. Hier wurde mehrfach beschrieben, dass sich die Ausbildung der Hybridschicht im kariösen Dentin im Vergleich zu gesundem Dentin unterscheidet (Moll et al 2002, Van Meerbeek et al 1998, Yoshima et al 2003). Dies ist für unsere Studie insofern bedeutsam, als im Fall der Zahnhalsfüllung das Patientengut zumeist im Alter über 50 Jahren ist- sowohl die Bildung von Reizdentin als auch die jahrelange Fluoridierung der Schmelz-areale und häufig vorhandene Zahnhalskaries charakterisieren die unter klinischen Verhältnissen mit Klasse-V-Kavitäten versorgten Zähne. Da es aber in unserer Studie darum ging grundsätzliche Veränderungen im Randverhalten als Reaktion auf unterschiedliche Oberflächenbearbeitungen zu untersuchen war es sinnvoll durch die Verwendung „jungfräulicher“ Molaren eine optimale Vergleichbarkeit der Molaren untereinander zu gewährleisten, da es sich um ein von strukturellen Veränderungen

durch Karies, Füllungstherapie, Abrasion, Erosion etc. unbeeinflusstes Untersuchungsmaterial handelte (Gutknecht et al 1994).

### **6.3 Lagerung der Proben**

Für die Lagerung der extrahierten Zähne werden unterschiedliche Lösungen empfohlen. So kommen 15%ige Chloraminlösung (Haller et al 1993), 0,2%ige Thymollösung (Hofmann et al 1992, Fortin et al 1994, Santini et al 2000), 1%ige Chloramin-B-Hydratlösung (Haller et al 1993b, Ernst et al 2000) zum Einsatz. Die Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung oder Ringerlösung mit Natriumacid als Konservierungsmittel ist ebenfalls weit verbreitet (isotonische Kochsalzlösung + 0,2% Natriumacid: Tagami et al 1990, isotonische Kochsalzlösung: Dietschi et al 1992, Gutknecht et al 1994, Mehl et al 1997a, Ringerlösung: Kunzelmann et al 1993, Manhart et al 2001, Ringerlösung + 0,25% Natriumacid: Manhart et al 2000).

Für diese Studie wurden frisch extrahierte menschliche Molaren der zweiten Dentition als Untersuchungsgut verwendet, die maximal acht Wochen in mit 0,25% Natriumacid versetzter Ringerlösung gelagert wurden. Um den Verhältnissen in der Mundhöhle möglichst nahezukommen, lagerten wir die Probenzähne nach Legen der Füllungen zusätzlich in 37°C warmer isotonischer Kochsalzlösung, was dem Vorgehen in den meisten Studien entspricht (Crim 1993, Krejci et Lutz 1991, Mehl et al 1997b). Für die kurze Zeit zwischen den Versuchen werden die Proben in der Regel in destilliertem oder Leitungswasser gelagert (Blunk 1988, Crim 1993, Dietrich et al 1999, Krejci et Lutz 1991). In unserer Studie verwendeten wir destilliertes Wasser für die Lagerung zwischen den Versuchsreihen.

### **6.4 Kavitätendesign**

Für diese Studie wurde eine runde leicht konische Kavitätenform gewählt. Diese kommt den Gegebenheiten in vivo möglichst nahe, ist gut standardisiert präparierbar und ermöglicht es gleichzeitig die Belastbarkeit der Materialien zu testen. Da eine Unterschnittpräparation bei einer adhäsiven Restauration nicht notwendig ist (Touati et al 2001, Wollmarker 1999) wurde die konische Kavitätenform gewählt. Die hohe Standardisierbarkeit der Kavitäten ist in vitro für die Vergleichbarkeit der unter-

schiedlichen Konditionierungen sinnvoll, eine Übertragung der gewonnenen Ergebnisse auf die Situation in vivo ist jedoch nur begrenzt möglich, da Zahnhalskavitäten selten in dieser Form auftreten. Zusätzlich tritt in vivo gerade bei zervikalen Füllungen das Problem der erschwerten Zugänglichkeit und Trockenlegung sowie chemischer Degradation und mechanisch bedingter Belastungsfaktoren auf. Die Kavitätengröße liegt mit 2,5mm Durchmesser und 2mm Tiefe im Mittel der in den Referenzstudien gewählten Größen. Diese liegen zwischen 2mm und 5mm Durchmesser und 1,5mm bis 3mm Tiefe (Mehl et al 1997a: 2mm Durchmesser, 1,8mm tief, Crim 1993: 4x2mm, 1mm Tiefe, Airoidi et al 1992: 3,0-3,5 x 2,5-3,0mm, 1,5mm Tiefe, Fortin et al 1994, Santini et al 2000: 3x2mm Durchmesser, 1,5mm Tiefe, Mehl et al 1994, Krejci et Lutz 1991: 4mm Durchmesser bei 2mm Tiefe, Dietschi et al 1992: 4mm Durchmesser bei 2,5mm Tiefe, Swift et al 1996: 5x3mm Durchmesser bei 3mm Tiefe).

Als ideale Randgestaltung für Klasse-V-Kavitäten wurden in früheren Untersuchungen eine Ansträgung im Schmelz und eine gerade auslaufende, rechtwinklige Präparation im Dentin genannt (Blunck 1988, Krejci et Lutz 1991). Die leichte Schmelzanschrägung bewirkt einen günstigeren Anschnitt der Schmelzprismen und trägt damit zu einer besseren Schmelzhaftung bei (Hilton et Ferracane 1999). Im Dentin sollte keine Ansträgung präpariert werden. Dadurch würde in vivo die Kavität unnötig weiter in den gingivalen Sulkus ausgedehnt werden. In diesem Bereich wäre die Ausarbeitung erschwert und ein schlecht definierter Rand würde im klinisch weitgehend unzugänglichen, subgingivalen Kompartiment entstehen (Hickel 1994a, Krejci et Lutz 1991). Santini et al 2004a zeigten zudem, dass im Dentinbereich keine signifikanten Unterschiede im Penetrationsverhalten bei kastenförmigen und V-förmigen Klasse-V-Kavitäten entstehen. Die Kavitätenpräparation mit leichter Ansträgung im Schmelz und gerade auslaufendem Rand im Dentin wird in vielen weiteren Studien empfohlen und angewandt (Crim 1993, Hilton et Ferracane 1999, Mehl et al 1997a). Vor allem wurde diese Kavitätenform gewählt, da sie durch den ungünstigen hohen C-Faktor (Verhältnis gebundener zu freier Oberfläche) sehr hohe Anforderungen an die Materialien stellt und so die Unterschiede zwischen den getesteten Materialien eher zutage treten (Feilzer et al 1990).

## 6.5 Oberflächenkonditionierung

Das **Nd:YAG-Laser-Gerät** ließ sich problemlos handhaben. Die 320µm dicke Faser musste jedoch nach jeder Kavität gekürzt werden, da sie bereits nach kurzer Zeit sichtbar eintrübte und so die Energie nicht in vollem Umfang weiterleiten konnte. Aus diesem Grund hatte man innerhalb einer Kavität nie exakt gleiche Voraussetzungen. Auch die exakt senkrechte Kürzung der Faser war trotz der vom Hersteller mitgelieferten Instrumente nicht einfach. Während der Laserbearbeitung kam es ab und an zu einem Knall und Plasmaleuchten. Die zu diesem Zeitpunkt behandelte Stelle war danach deutlich geschwärzt. Als Ergebnis der Konditionierung wiesen die Nd:YAG-Proben allgemein leicht braune Oberflächen auf. Teilweise konnte man punktuelle bis flächige Verkohlungen beobachten. Diese traten bei der niedrigeren Einstellung mit einem Watt deutlich weniger häufig auf als bei der höheren mit zwei Watt. Dieses Phänomen war jedoch nicht nur von der gewählten Einstellung, sondern auch vom jeweiligen Zahn abhängig. Bei manchen Zähnen war nach der Laserbehandlung die komplette Kavität geschwärzt, während bei anderen Zähnen mit der gleichen Einstellung nur wenig oder keine schwarzen Areale auftraten.

Die **Konditionierung mittels Er:YAG-Laser** gestaltete sich technisch einfacher. Hier musste lediglich das Laserstrahl-Austrittsfenster nach jeder Kavität mit einem weichen Tuch gereinigt werden, da es im Laufe der Konditionierung verschmutzte und so eine Verschlechterung der Lichtleistung im Laufe des Konditionierens nicht auszuschließen war. Die Verwendung des Er:YAG-Lasers erfolgt im Non-Kontakt-Modus mit einem Abstand von 1cm senkrecht zur zu bearbeitenden Oberfläche. Da dieser Abstand manuell eingehalten wurde, und bedingt durch die konische Form der Kavitäten, konnte man vor allem bei den senkrechten Flächen die Bestrahlung im rechten Winkel bei 1cm Abstand nicht exakt standardisiert durchführen, was aber wiederum eine realistischere Simulation der Bedingungen in vivo ist. Die Oberflächen waren nach der Konditionierung gleichmäßig kreidig-weiß, Verfärbungen wurden nicht beobachtet.

## 6.6 Künstliche Restaurationsalterung

In dieser Studie wurde das Randverhalten von zwei Kompositen und zwei Komposmeren auf laserbehandelten Oberflächen nach Exposition der Restaurationen gegenüber Thermowechselast rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Diese Methode wurde gewählt, da in zahlreichen vorhergehenden Studien nachgewiesen werden konnte, dass es durch die Temperaturunterschiede in der Mundhöhle und den unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Komposit und Zahnhartsubstanz zu vermehrten Spannungen in der Verbundzone zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration kommt (Janda 1995), was die Randspaltbildung von Füllungen begünstigt (Crim 1993, Dietschi 1998). Ein automatisches Thermowechselbad kann die wechselnden Temperatursituationen in der Mundhöhle simulieren und ist im Gegensatz zur alleinigen Wasserlagerung als realistische Beurteilungsmethode anerkannt und für Langzeitprognosen eine wichtige Voraussetzung (Crim 1985, Roulet 1987). In dieser Studie wurden die Proben für 500 Zyklen automatisch abwechselnd 30sec in 5°C kaltes Wasser und 55°C warmes Wasser getaucht. Die künstliche Alterung entspricht dem Standard in vergleichbaren Studien (Mehl et al 1997a).

Da nur das Abschneiden der Oberflächenkonditionierungen und der Materialien im Vergleich untereinander untersucht werden sollte, hätte sich aus einer Messung vor Thermowechselast keine signifikante Information ergeben. Aus diesem Grund wurde in dieser Studie auf eine Randanalyse vor Thermowechselast verzichtet (Dietschi et Herzfeld 1998, Gallo et al 2000, Krejci et al 1999). Entsprechend den meisten Untersuchungen an Klasse-V-Restaurationen wurde auch in dieser Studie auf eine zusätzliche okklusale Belastung bei der Restaurationsalterung verzichtet (Gladys et al 2001, Santini et al 2000).

## 6.7 Randspaltvermessung und Mikropenetrationstest

Die Untersuchung der Randqualität von Restaurationen kann mit funktionellen und morphologischen Verfahren vorgenommen werden.

Bei morphologischen Methoden wird das Oberflächenrelief der Restaurationsränder untersucht. Die Randqualität kann hier entweder direkt an der Probe oder über Replika untersucht werden. Der Vorteil der morphologischen Untersuchungsmethode ist,

dass die Untersuchungen beliebig oft wiederholbar und durch das Herstellen von Replika auch Verlaufskontrollen für klinische Longitudinalstudien möglich sind. Zu den indirekten morphologischen Methoden gehört auch die in der vorliegenden Studie angewandte qualitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop. Sie hat sich als genaue und zuverlässige Methode zur Beurteilung von Randqualitäten bei adhäsiv verankerten Füllungen erwiesen (Airoldi et al 1992, Blunck et al 1988, Gladys et al 1995, Hashimoto et al 2001, Krejci et al 1999, Krejci et Lutz 1991, Li et al 2000, Manhart et al 2001, Roulet 1989). Die rasterelektronenmikroskopische Randanalyse stellt im Vergleich zum Mikropenetrationstest zudem eine echte quantitative Methode zur Beurteilung des Füllungsrandes adhäsiver Rekonstruktionen dar (Blunck et al 1988, Krejci et Lutz 1991, Mehl et al 1994). Ein weiterer Vorteil dieser Untersuchungsmethode ist, dass die Restauration zur Auswertung nicht zerstört werden muss, was eine Beurteilung vor und nach unterschiedlichen Belastungstests oder zu unterschiedlichen Zeitpunkten zulässt, sowie auch für in In-vivo-Studien verwendet werden kann (Gladys et al 1998, Hashimoto et al 2001, Roulet 1994).

Funktionelle Methoden untersuchen die Dichtigkeit der Restaurationen. Sie sind direkt an den Proben durchzuführen und daher nicht wiederholbar. Sie eignen sich somit nur für In-vitro-Studien. Zu dieser Gruppe gehören Penetrationstests z.B. mit Farbstoffen, Isotopen, Beizen mit Silbernitrat, bakteriologische oder elektrochemische Tests (Guzmann-Armstrong et Mitchell 2002, Hibst et Keller 1995, Hilton 1998, Schaller et al 1988). Die Teststoffe lässt man in die Spalten penetrieren. Anschließend wird das Ausmaß der Mikropenetration bestimmt (Mandras et al 1993, Retief et al 1992, Trushkowsky et Gwinnett 1996). Eine echte quantitative Beurteilung des Füllungsrandes ist mit funktionellen im Gegensatz zu morphologischen Methoden nicht möglich (Blunck et al 1998, Krejci et Lutz 1991, Kunzelmann et al 1993, Mehl et al 1994). Die geläufigste Form ist die Verwendung von Farbstofflösungen, deren Eindringtiefe nach Zerschneiden der Proben unter Vergrößerung beurteilt wird (Dietschi et al 1992, Gladys et al 2001, Haller et al 1997a). Durch die geringe Größe der Restauration wurde in dieser Studie nur ein Schnitt durchgeführt. In anderen Studien wurden zum Teil mehrere Schnitte durchgeführt, wobei jedoch keine großen Unterschiede an den unterschiedlichen Schnittflächen gefunden wurden und somit ein einmaliger Schnitt eine ausreichende Information über das Ausmaß Farbstoffpenetration geben kann (Mixson et al 1990). Die Einwirkzeit der Farblö-

sung variiert in den unterschiedlichen Studien, sie scheint aber keinen entscheidenden Einfluss auf die Penetrationstiefe zu haben (Hilton 1998).

Werden wie auch in dieser Studie sowohl funktionelle wie morphologische Methoden zur Beurteilung herangezogen, ergänzen sich die Ergebnisse der quantitativen und qualitativen Randspaltvermessung mit den Ergebnissen des Microleakagetests, wodurch man genauere Informationen über die gesamte adhäsive Verbundfläche zwischen Zahn und Restauration gewinnen kann (Friedl et al 2000).

## **6.8 Diskussion der Ergebnisse der quantitativen und qualitativen Randspaltanalyse sowie der Mikropenetration im Schmelz**

Die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung der Randqualitäten der Klasse-V-Restaurationen im Schmelzbereich nach Thermowechselbelastung zeigten für perfekte Ränder eine Variationsbreite von 92,28% (konventionelle Bearbeitung/Tetric) bis 33,88% (Er:YAG/TPH). Randspaltbildung konnte im Rasterelektronenmikroskop von 0,15% (konventionelle Bearbeitung/Tetric) bis zu 26,08% (Er:YAG/TPH) Randanteil im Schmelz beobachtet werden. Rissbildungen konnten von 7,22% (konventionelle Bearbeitung/Tetric) bis 39,37% (Er:YAG/Tetric) beobachtet werden. Die Randqualitäten Materialüberschuss, Materialunterschuss sowie Artefakt wurden in nur in einem sehr geringen Prozentsatz der Fälle (<5%) beobachtet und deswegen bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt. Insgesamt kann man für den Schmelzanteil ohne Rücksichtnahme auf Signifikanzen die Aussage treffen, dass mit konventioneller Oberflächenbearbeitung grundsätzlich die besten Ergebnisse und mittels Er:YAG durchgehend die schlechtesten Ergebnisse erzielt wurden.

In den Schmelzbereichen der verschiedenen Gruppen zeigen die Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests eine andere Verteilung.

Bei konventioneller Oberflächenbearbeitung trat entsprechend der rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse unabhängig vom gewählten Füllungsmaterial das geringste Ausmaß an Penetration auf. Anders jedoch bei der Oberflächenkonditionierung mittels Laser. Bei Nd:YAG-Laserkonditionierung trat bei der Einstellung 1W grundsätzlich mehr Farbstoffpenetration auf als bei der höheren Einstellung mit 2W.



Bei Konditionierung mit Er:YAG mit der Einstellung 0,4W konnte man mehr Punkte mit Farbstoffpenetration beobachten als bei konventioneller Konditionierung, aber tendenziell weniger Penetration als bei der Oberflächenbearbeitung mittels Nd:YAG-Laser mit Ausnahme des Materials Dyract.

### **6.9 Diskussion der Ergebnisse der quantitativen und qualitativen Randspaltanalyse sowie der Mikropenetration im Dentin**

Die Ergebnisse der Randqualität der Klasse-V-Restaurationen im Dentinbereich nach Thermowechselast zeigten für perfekte Ränder eine Variationsbreite von 91,19% (konventionelle Bearbeitung/Tetric) bis 46,03% (Er:YAG/Compoglass). Randspaltbildung konnte im Rasterelektronenmikroskop von 0,00% (konventionelle Bearbeitung/Tetric) bis zu 24,27% (Er:YAG/TPH) Randanteil im Schmelz beobachtet werden. Rissbildungen konnten von 8,62% (konventionelle Bearbeitung/Tetric) bis 38,16% (Er:YAG/Compoglass) beobachtet werden. Die Randqualitäten Materialüberschuss, Materialunterschuss sowie Artefakt wurden in nur in einem sehr geringen Prozentsatz der Fälle (<5%) beobachtet und deswegen bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt. Auch hier konnten bei konventioneller Oberflächenbearbeitung die besten Randverhältnisse erzielt werden. Insgesamt kann man für den Dentinanteil ebenfalls die Aussage treffen, dass die Konditionierung mittels Laser nicht zu einer Verbesserung der Randqualitäten führt.

Bei den Mikropenetrationsuntersuchungen im Dentinbereich der verschiedenen Untersuchungsgruppen konnte man entsprechend den im Schmelz beobachteten Tendenzen feststellen, dass es bei konventioneller Oberflächenbearbeitung zu dem geringsten Ausmaß an Farbstoffpenetration kam und dass bei Er:YAG-Konditionierung ein geringeres Ausmaß an Farbstoffpenetration zu beobachten war als bei den beiden Nd:YAG-Konditionierungen.

Insgesamt betrachtet traten im Dentin bei allen Untersuchungsgruppen deutlich mehr Mikroleakage und Randspalten bzw. Risse auf als im Schmelzbereich, was sich den Ergebnissen anderer quantitativer Studien welche die Haftung zu Schmelz und Dentin vergleichen entspricht (Krejci et Lutz 1991, Dietschi et al 1992, Rigsby et al

1991, Manhart et al 1999b, Santini et al 2000, Airoidi et al 1992, Schuckar et Geurtsen 1997, Gordan et al 1998, Haller et Trojanski 1998).

## 6.10 Diskussion der Ergebnisse der Oberflächenanalyse

Als zusätzliche Analyse wurde eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung von laserbehandelten Dentinoberflächen bei unterschiedlichen Energieeinstellungen durchgeführt. Die Parameter lagen sowohl über als auch unter den für diese Studie gewählten Energieeinstellungen.

### 6.10.1 Ergebnisse der Oberflächenanalyse der Nd:YAG-konditionierten Oberflächen

Bei den Nd:YAG-konditionierten Oberflächen zeigten sich mit zunehmender Energie deutlich zunehmende Veränderungen. Bei der niedrigsten Energieeinstellung mit 60mJ/10Hz konnte man linienförmige Aufrauungen mit schuppigen Auflagerungen entsprechend den Kontaktflächen Laserfaser zu Dentin erkennen. In diesen Bereichen sind keine Dentintubuli zu sehen. Die restlichen Dentinbereiche entsprechen den Oberflächen von unbehandeltem Dentin mit aufgelagertem Smear-Layer und teilweise verschlossenen Dentintubuli. Makroskopisch waren keine Karbonisationen zu erkennen. Die Oberfläche wirkte insgesamt ruhig und bat wenig Retention.

Bei der Einstellung mit 100mJ/10Hz zeigten sich die gleichen Veränderungen, die Auflagerungen waren hier etwas größer und die Aufrauungen tiefer. Zwischen den Riefen waren kleine Krater mit Verglasungen zu sehen. Der Oberfläche waren kleine Karbonisate aufgelagert. In den durch Nd:YAG-Konditionierung veränderten Bereichen waren keine Dentintubuli erkennbar. Eine retentive Oberfläche, welche den Füllungsrandschluss optimieren könnte, war auch hier nicht gegeben. Bei der Konditionierung mit 100mJ/20Hz waren die Krater deutlich größer und tiefer, sowie die Kraterwände verglast. Offene Dentintubuli konnte man bei dieser Einstellung ebenfalls nicht erkennen. Makroskopisch konnte man Karbonisationen der Oberfläche beobachten. Bei der höchsten Energieeinstellung mit 160mJ/35Hz wurde der Yamamoto und Sato 1980 beschriebene Effekt der Verschweißung der Oberflä-

che bestätigt. Man konnte man Krater mit aufgeschmolzenen Randwällen, Risse im Kraterboden und eine Bildung von Blistern und Sphäroiden, welche innen hohl zu sein scheinen beobachten. Dies entspricht den Ergebnissen früherer Untersuchungen (Cernavin 1995, Gutknecht et al 1994, Tewik et al 1994). Die Rauigkeit der Oberfläche scheint erhöht, da sich durch die Verschmelzungen unter sich gehende Bereiche ergeben, die Dentintubuli sind jedoch verschlossen. Größere geschmolzene Dentintrümmer sind der Oberfläche aufgelagert. Makroskopisch sind ausgeprägte Karbonisationen zu erkennen. Ein freigelegtes Kollagengerüst konnte man bei keiner der Energieeinstellungen sehen. Eine Penetration von Dentinadhäsiven ist hier nicht gewährleistet, was die schlechten Ergebnisse der Randspaltanalyse nach Nd:YAG-Konditionierung erklären kann.

#### 6.10.2 Ergebnisse der Oberflächenanalyse der Er:YAG-konditionierten Oberflächen

Durch den thermomechanischen Ablationsprozess des Er:YAG-Lasers mit Absprengen kleiner Fragmente und sehr geringen thermischen Nebenwirkungen ergaben sich die bereits in vielen Studien beschriebenen typischen Oberflächenstrukturen (Armengol et al 1999, Becker et al 1996b, Frentzen et Hamrol 2000, Haller et al 1993a, Hibst et al 1988, Hofmann et al 1992, Keller et Hibst 1989 und 1995, Sasaki et al 2002, Schilke et Guertsen 1994 und 1999, Stiesch et al 1996). Die Er:YAG-Pulse hinterließen runde Krater mit scharfer Abgrenzung, deren Durchmesser mit der Bestrahlungsenergie zunahm. Ein Kollagengerüst konnte man auch hier bei keiner der Energieeinstellungen erkennen. Es zeigten sich auch bei den hohen Energieeinstellungen keinerlei Sprünge oder aufgeschmolzene Areale. Die konditionierten Oberflächen wiesen alle eine raue schollige Grundstruktur auf. Ausgehend von der Energieeinstellung 500mJ/4Hz über 400mJ/3Hz zu 200mJ/2Hz wurde die Oberfläche immer unruhiger, die Schollen kleiner und scharfkantiger, das Gefüge erschien zunehmend aufgelockert. Bei den höheren Energieeinstellungen waren die Dentintubuli offen und das intertubuläre Dentin wurde stärker ablatiert als das peritubuläre, sodass die Dentintubuli röhrenartig aus dem Restdentin herausragen. Dies ist auf den geringeren Mineralisationsgrad sowie einen höheren Wassergehalt des intertubulären Dentins zurückzuführen. Bei der Konditionierung mit 200mJ/2Hz sind die Dentintubuli deut-

lich weniger geöffnet und nicht als röhrenartige Struktur zu erkennen. Bei der Einstellung 100mJ/2Hz zeigt sich wieder eine gleichmäßigere Oberflächenstruktur, die Schollen sind wieder größer und flächiger als bei der Konditionierung mit 200mJ/2Hz, die Dentinkanälchen sind gleichmäßig geöffnet. Die Schollen scheinen auch hier keinen festen Verbund zur Oberfläche zu haben. Alle Erbium:YAG-konditionierten Oberflächen waren gleichmäßig kreidig-weiß, Verfärbungen wurden nicht beobachtet.

Ursächlich für die verhältnismäßig schlechte Randdichtigkeit der nach Konditionierung mit Er:YAG-Laser gelegten Füllungen dürfte in der Tatsache begründet sein dass der adhäsive Verbund des Füllungsmaterials zur aufgerauten Oberfläche stärker ist als der Verbund der Aufrauungen zur Unterlage.

## 7 Zusammenfassung

Ziel dieser In-vitro-Studie war es zu untersuchen, inwieweit mit einer Laservorkonditionierung ein verbesserter Randschluß bei Zahnhalsfüllungen im Dentin erreicht werden kann.

Hierfür wurden an 160 extrahierten Zähnen Klasse-V-Kavitäten präpariert und randomisiert auf 16 Gruppen aufgeteilt (n=10). Mit zwei Lasertypen (Er:YAG, Nd:YAG) und drei verschiedenen Lasereinstellungen wurden die Kavitäten je nach Gruppe vorbehandelt. 4 Gruppen ohne Vorbehandlung dienten als Kontrollgruppe. Als Füllungsmaterialien wurden zusätzlich zwei Kompomere und zwei Komposite auf die Gruppen aufgeteilt. Zur Auswertung der Randqualitäten wurden eine quantitative und qualitative Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop sowie ein Mikropenetrationstest durchgeführt. Zusätzlich wurden rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der konditionierten Oberflächen analysiert.

Die quantitative und qualitative Randanalyse zeigte, dass mittels Laserkonditionierung keine Verbesserung der Randqualitäten sowohl im Schmelz als auch im Dentin erzielt werden konnte. Teilweise wurden sogar signifikante Verschlechterungen der Randqualitäten im Vergleich zur Kontrollgruppe nachgewiesen. Im Dentin traten grundsätzlich schlechtere Randqualitäten als im Schmelz auf. Die Ergebnisse der Mikropenetrationsuntersuchung zeigten ähnlich wie bei der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung sowohl im Schmelz wie auch im Dentin die besten Randqualitäten bei der Kontrollgruppe. Im Gegensatz zur REM-Untersuchung schnitt jedoch die Konditionierung mittels Er:YAG-Laser, mit Ausnahme des Materials Dyract besser ab, als die Vorbehandlung mit Nd:YAG-Laser. Im Dentin zeigten die Ergebnisse der Mikropenetrationsuntersuchung die gleichen Tendenzen wie die der REM-Untersuchung: Die Randqualitäten der Kontrollgruppe waren besser als die der anderen Untersuchungsgruppen, wobei die Er:YAG-Gruppen in fast allen Fällen bessere Randqualitäten aufwiesen als die Nd:YAG-Gruppen.

Die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse lassen sich anhand der Oberflächenanalyse erklären. Die mittels Nd:YAG-Laser konditionierten Proben weisen makroskopisch Karbonisationen auf, mikroskopisch kann man in Abhängigkeit von der eingesetzten Energie eine Verschmelzung der Oberfläche erkennen. Diese Verschmelzung

beeinflusst eine durch ein Dentinadhäsiv vermittelte mikromechanische Verankerung mit dem Füllungsmaterial negativ.

Bei den Er:YAG-Laser konditionierten Proben kann man makroskopisch keinerlei Karbonisationen erkennen. Mikroskopisch ist eine schollige Oberfläche zu sehen, die eventuell für eine frühzeitige Ablösung von Fragmenten verantwortlich ist.

Zusammenfassend kann man sagen, dass man mittels einer Vorkonditionierung mit Er:YAG und Nd:YAG-Laser keine besseren Randqualitäten im Dentin und Schmelz erreichen kann. In manchen Fällen kommt es sogar zu einer signifikanten Verschlechterung der Randqualitäten. Die unterschiedlichen Füllungsmaterialien wiesen bei gleicher Vorbehandlung keine vergleichbaren Randqualitäten auf.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Abdallah A.I., Alhaddainy H.A., Garcia-Godoy F.: *Clinical evaluation of glass ionomers and compomers in class V carious lesions* Am J Dent 10, 18-20, (1997)
2. Airoidi R.L., Krejci B., Lutz F.: *In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class V cavity preparations* Quintessence Int 23, 355-362, (1992)
3. Armengol V., Jean A., Rohanizadeh R., Hamel H.: *Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study* J Endod 25 (8):543-6 (1999)
4. Becker J., Ramil-Diwo M., Heidemann D.: *Einfluß der Pulsenergie bei "Laser-Konditionierung" auf die Retention von Fissurenversiegelungen* Dtsch Zahnärztl Z 51 (7): 386-388 (1996)a
5. Becker J., Schriever A., Heidemann D.: *Randdichte von plastischen Füllungen nach computergesteuerter Er:YAG-Laserpräparation* Dtsch Zahnärztl Z 51 (8): 448-451 (1996)b
6. Berlien H.P., Müller G.: *Angewandte Lasermedizin, Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik, 3.Auflage* Ecomed Verlag (2000)
7. Bertrand M.-F., Hessleyer D., Muller-Bolla M., Nammour S., Rocca J.-P.: *Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation* Lasers in Surgery and Medicine, Volume 35, Issue 1: 51-57 (2004)
8. Blunck U.: *Adhäsivsystem - Übersicht und Hinweise zur Anwendung* in: Wissen kompakt 3, September, APW (2007)
9. Blunck U.: *Die Versorgung von Zahnhalsdefekten* ZM, 87, Nr.9, 53-61(1997)
10. Blunck U.: *Dentinhaftmittel und Kompomere*, Quintessenz 47, (1): 19-35 (1996)
11. Blunck U.: *Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro* Dtsch Zahnärztl Z 43, 939-943, (1988)
12. Bortz J., Lienert G.A., Boehnke K.: *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik 2.Auflage*, Springer Verlag 1990
13. Boston D.W., Kerzi M.: *An improved technique for class V composite resin inlays* Quintessence Int 24: 19-24 (1993)
14. Bowen R.L.: *Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidylmethacrylate* US Patent 3066112 (1962)
15. Buchmann G., Klimm W., Geurtsen W.: *Der Füllungsrandspalt und dessen mikroökologische Bedeutung* Dtsch Zahnärztl Z 47 (3): 188-191 (1992)
16. Bürger F.: *Lasereinsatz in der zahnärztlichen Praxis*, ZWR, 106. Jahrgang, Nr.9, 443-448 (1997)
17. Buonocore M.G.: *A simple method of increasing the adhesion to acrylic filling materials to enamel surfaces* J Dent Res 34:849 (1955)
18. Campbell R.C.: *Statistische Methoden in Biologie und Medizin* Georg Thieme Verlag Stuttgart (1982)
19. Ceballos L., Toledano M., Osorio R., Tay F.R., Marshall G.W.: *Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin* J Dent Res 81 (2):119-22, (2002)
20. Cernavin I.: *Irradiation of dentine and enamel* Aust dent J 40 (2): 79-84, (1995)
21. Crim G.A., Schmidt A.D.: *Effect of aging in microleakage of restorative systems* Am J Dent, 6: 192-194 (1993)
22. Crim G.A., Swartz M.L., Phillips R.W.: *Comparison of four thermocycling techniques*. J Prosthet Dent 53: 50-53 (1985)
23. Darbyshire P.A., Messer L.B., Douglas W.H.: *Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling* J Dent Res 67(3): 585-587 (1988)

24. Denehy G.E., Vargas M.: *Class V restorations utilizing an new compomer material: a case presentation* Pract Periodontics Aesthet Dent 8:269-75;277 (1996)
25. Deppe H., Horch H.H.: *Laser applications in oral surgery and implant dentistry* Lasers Med Sci. 1 (2007)
26. Dietrich T., Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.-F.: *Marginal adaption of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine* J Dent, 27, 119-128, (1999)
27. Dietschi D., Herzfeld D.: *In vitro evaluation of marginal and internal adaption of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing* Eur J Oral Sci 106:1033-1042 (1998)
28. Dietschi D., Maeder M., Campanile G., Holz J.: *Influence of a new experimental bonding agent on marginal seal of class V restorations: an in-vitro study* Schweiz Monatsschr. Zahnmed. 12, 102: 1455-1459 (1992)
29. Dunn J.D.: *Ein Adhäsivsystem der siebten Generation.* ZMK, Nr.6: 422-426 (2004)
30. Dyract- Technical Manual, Dentsply DeTrey (1996)
31. Elsner B.: *Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows*, Universität Osnabrück (2003)
32. Ernst C.-P., Willerhausen B.: *Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite* ZM 1/2003 (2003)
33. Ernst C.-P., Cortain G., Spohn M., Willerhausen B.: *In-vitro-Randspaltuntersuchung an verschiedenen Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich unter zusätzlicher Verwendung von Flow-Kompositen* Dtsch Zahnärztl Kalender, Deutscher Zahnärzte Verlag S.239-246 (2000)
34. Fayyad M.A., Shortall A.C.C.: *Microleakage of dentin bonded posterior composite restorations* J Dent 15 (2):67-72 (1987)
35. Feilzer A., De Gee A.J., Davidson .CL: *Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion* J Dent Res 69:36-39 (1990)
36. Ferracane J.L.: *Status of Research on New Fillers and New Resin for Dental Composites* Advanced Adhesive Dent, Granada Intern. Symposium 1999, 3-22, (1999)
37. Ferracane J.L.: *Current Trends in Dental Composites* Crit Rev Oral Biol Med 6:302 (1995)
38. Flessa H.-P., Kunzklmann K.-H., Neubauer J., Hickel R. *Randschluß zervikaler Füllungen bei verschiedenen Füllungstechniken* Dtsch Zahnärztl. Z 49,(10): 800-804 (1994)
39. Folwaczny M., Loher C., Mehl A., Kunzklmann K.-H., Hickel R.: *Tooth coloured filling materials for the restoration of cervical lesions: a 24-month follow-up study* Oper Dent, 25,251-8, (2000) abstract
40. Fortin D., Swift E.J., Denehy G.E., Reinhardt J.W.: *Bond strength and microleakage of current dentin adhesives* Dent Mater 10:253-258, (1994)
41. Frankenberger R.: *Bonding 2006 – Zeitersparnis versus Langzeiterfolg* Quintessenz 57 (5): 485-495 (2006)
42. Frankenberger R.: *Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik*, in: Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M Espe AG, Seefeld (2001)a
43. Frankenberger R.: *Techniksensitivität von Dentinadhäsiven*, BZB Dezember, 30-32,(2001)b
44. Frankenberger R.: *Schmelz und Dentinbonding, State of the Art 2000* Ästhet Zahnmed 5, 286-294, (2000)
45. Frankenberger R.: *Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern* Dtsch Zahnärztl Z 51 (4) (1996)
46. Franetzki F.: *Laser in der Zahnmedizin* Magazin für ZMK 5/6: 9-14 (1991)
47. Frentzen M., Koort H. J.: *Lasertechnik in der Zahnheilkunde* Dtsch Zahnärztl Z 46, (7): 443-454 (1991)



48. Frentzen M., Hamrol D.: *Kavitätenpräparation mit dem Er:YAG-Laser- eine histologische Studie* Dtsch Zahnärztl Z 55: 114-117 (2000)
49. Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Markl A.: *Marginal Adaption of class V restorations with and without "softstart polymerization"* Oper Dent , 25:26-32 (2000)
50. Gallo J.R., Bates M.L., Burgess J.O.: *Microleakage and adaption of class II packable resin-based composite using incremental or bulk filling techniques* Am J Dent, 13: 205-208 (2000)
51. Gilde H.: *Grundlagen der Lasertechnologie* Dtsch. Zahnärztl Z 49 (2): 95-99 (1994)
52. Gladys S., Van Meerbeck B., Lambrechts P., Vanherle G.: *Microleakage of adhesive restorative materials* Am J Dent; 14:170-176 (2001)
53. Gladys S., Van Meerbeck B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: *Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials* Dent Res; 76: 883-94 (1997)
54. Gladys S., Van Meerbeck B., Inokoshi S., Willems G., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: *Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years* J Dent, 23: 329-338 (1995)
55. Guggenberger R., Weinmann W.: *Exploring beyond methacrylates* Am J Dent Vol 13 (special issue), 82-84 (2000)
56. Gutknecht N., Ermert N., Lampert F.: *Farbpenetrationsversuche am Dentin nach Behandlung mit einem Nd:YAG-Laser* Dtsch Zahnärztl Z 49: 157-159 (1994)
57. Guzman-Armstrong S., Mitchell R.J.: *Surface coating and leakage of dentin-bonded resin composite restorations* J Dent 30:113-118 (2002)
58. Haller B.: *Recent developments in dentin bonding* Am J Dent, 13: 44-49 (2000)
59. Haller B.: *Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern* Dtsch Zahnärztl Z 49, (10): 750-759 (1994)
60. Haller B., Hofmann N., Klemen J., Klaiber B.: *Er:YAG-Laserpräparation und Komposit-Dentinhaftung in vitro* Dtsch Zahnärztl Z 48 (11):707-712 (1993)a
61. Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Bloching U.: *Effect of storage media on mikroleakage of five dentin bonding agents* Dent Mater 9: 191-197, (1993)b
62. Harper R.H., Schnell R.J., Swartz M.L., Phillips R.W.: *In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials* J Prosthet Dent 43(2):180-185 (1980)
63. Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Endo K., Sano H., Oguchi H.: *Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function* Am J Dent; 14: 211-215 (2001)
64. Heidemann E.: *Kariologie und Füllungstherapie* Praxis d.Zahnheilkunde Bd.2: 179-210 (1999)
65. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: *Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien* In: Einführung in die Zahnerhaltung, U & S, (1999)
66. Hibst R.: *Laser: Aktueller Stand und neue Entwicklungen*, ZM Heft 10, S.54 (2001)
67. Hibst R.: *Kariestherapie mit Lasern* ZWR 198, 26-31, (1999)
68. Hibst R.: *Lasereinsatz in der Zahnmedizin* Dental Magazin 1: 74-80 (1992)
69. Hibst R., Keller U.: *Randschluß und Haftfestigkeit von Kompositfüllungen* ZWR 104.Jahrgang Nr.2 (1995)
70. Hickel R.: *Schmelzschäden durch Essstörungen* Zbay 5, 25-26,(1999)
71. Hickel R.: *Moderne Füllungswerkstoffe* Dtsch Zahnärztl Z 52:572 (1997)
72. Hickel R.: *Glass Ionomers, Cermets, Hybrd-Ionomers and Compomers- (Long-Term) Clinical Evaluation* Academy of Materials (1996)
73. Hickel R.: *Die zervikale Füllung* Dtsch Zahnärztl. Z 49 (1):13-19 (1994)
74. Hickel R.: *Der kariöse Zahnhals* Dtsch Zahnärztl. Z 47 (10): 654-658 (1992)

75. Hickel R., Kunzelmann K.H., Obermeier T.: *Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich Teil I*, ZWR 103: 610-618 (1994)
76. Hilton T.J., Ferracane C.L.: *Cavity preparation factors and mikroleakage of class II composite restorations filled at intraoral temperatures* Am J Dent 11:123-130 (1998)
77. Hofmann N., Haller B., Klaiber B., Käsdorf A.: *Füllungsrandschluß nach Laserpräparation* Dtsch Zahnärztl 47 (10): 711-713 (1992)
78. Janda R.: *Preparation of extracted natural human teeth for SEM investigations*. Biomaterials 16:209-217 (1995)
79. Kamann W.K.: *Die Goldhämmerfüllung - alte Kamelle aber topaktuell* ZM 2, Seite 26 (2001)
80. Kamann W.K.: *Die befundadäquate Versorgung der Kavitätenklasse V unter besonderer Berücksichtigung der Goldhämmerfüllung* Quintessenz 48, 2, 193-208 (1997)
81. Keller U.: *Laser zur Zahnhartsubstanzbearbeitung - Vor- und Nachteile* Dtsch Zahnärztl Z 55 (2):85-91 –abstract (2000)
82. Keller U.: *Laser in der Zahnmedizin, Indikationen und klinische Perspektiven* Zahnärztliche Praxis 2 (1993)a
83. Keller U.: *Laser in der Zahnmedizin- Indikationen und klinische Perspektiven* Sonderdruck Zahnärztliche Praxis aus Heft 2, S.38-43, 44.Jahr (1993)b
84. Keller U., Hibst R.: *Therapeutischer Einsatz des Erbium-YAG-Lasers in der Mundhöhle* Laserzahnmedizin Vol.9, S.41-47 (1993)
85. Keller, U., Hibst, R.: *Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate* Lasers in surgery and medicine 9:338-344 (1989)a
86. 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 in surgery and medicine 9:345-351 (1989)b
87. Keller U., Hibst R.: *Zur ablativen Wirkung des Er:YAG-Lasers auf Schmelz und Dentin* Dtsch Zahnärztl Z 44, (8): 600-602 (1989)c
88. U. Keller, R. Hibst, W. Mohr: *Tierexperimentelle Untersuchungen zur Wundheilung der Mundschleimhaut nach Laserbehandlung* Dtsch Zahnärztl Z 50 (1995)
89. Keller U., Hibst R., Mohr W.: *Tierexperimentelle Studien zur Laserablation von Mundschleimhauterkrankungen mit dem Er:YAG-Lase* Z Stomatol 87/9: 475-480 (1990)
90. Keller U., Raab H.-M., Hibst R.: *Die Pulpareaktion während der Bestrahlung von Zahnhartsubstanzen mit dem Erbium-YAG-Laser* Dtsch Zahnärztl Z 46, (2): 158-160 (1991)
91. Konopka K, Goslinski T.: *Photodynamic therapy in dentistry* J Dent Res. 86 (8):694-707 (2007)
92. Koort H.J.: *Die Wirkung von Laserstrahlung auf Gewebe* Dtsch Zahnärztl Z 49 (2):100-105 (1994)
93. Krämer N.: *Füllungstherapie im Milchgebiss* BZB 9: 27-29, (2001)
94. Krejci I., Lutz F.: *Marginal adaption of class V restorations using different restorative techniques* J Dent, 19, 24-32, (1991)
95. Krejci I., Schüpbach P., Balmelli F., Lutz F.: *The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaption under dentinal fluid as compared to that of a composite* Dent Mater, 15: 349-58, 1999
96. Kullmann W.: *Hybrid- und Mikropartikel-Komposit im klinischen Vergleich* Dtsch Zahnärztl Z 40, 910-914 (1985)
97. Kullmann W.: *Atlas der Zahnerhaltung* München, Hanser Verlag (1990)
98. Kunzelmann K.-H., Hickel R.: *Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen* Die Adhäsivtechnologie, Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M Espe (2001)
99. Lambrechts P., Van Meerbeck B., Perdigao J., De Munck J., Vanherle G.: *Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven*. In: Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M Espe AG, Seefeld (2001)

100. Lenz, P., Gilde, H., Pyttel, U.-J.: *Reaktionen der Zahngewebe auf Laserstrahlung*, DZZ 31, 884-886 (1976)
101. Li H., Burrow M.F., Tyas M.J.: *Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems*. J Adhes Dent; 2:57-65, (2000)
102. Lutz D.: *Laseranwendung in der Zahnheilkunde* ZMK 7 (1995)
103. Lutz F., Phillips R.W., Roulet F.F., Imfeld T.: *Komposits- Klassifikation und Wertung Schweiz* Monatsschr Zahnmed 93: 914-929 (1983)
104. Mandras R.S., Retief D.H., Russel C.M.: *Quantitative microleakage of six dentin bonding systems*. Am J Dent, 6, 119-122, (1993)
105. Manhart J.: *Plastische Werkstoffe* Zahnarzt Wirtschaft Praxis 2, 70-72 (2001)
106. Manhart J., Chen H.Y., Kunzelmann K.H., Hickel R.: *Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen Haaftevrmittlersysteme und Komposite zum Dentin*. Dtsch Zahnärztl. Z., 55, 128-133, (2000)
107. Manhart J., Hickel R.: *Klinische Studie zum Einsatz eines All-in-one-Adhäsivs* Quintessenz 50, 12, 1277-1288 (1999)
108. Manhart J., Schmidt M., Chen H.Y., Kunzelmann K.H., Hickel R.: *Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging* Oper Dent, 26:357-66, (2001)
109. Manhart J.: *Versorgung von Klasse-V-Defekten* In Dentsply Bonding News 2 (2002)
110. Marxen G.: *Kurzanleitung- Arbeiten mit Spss*, Universität zu Köln (2000)
111. McLean J.W.: *Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements* Quintessence Int, 27, 659-667 (1996)
112. McLean J.W.: *Limitations of posterior composite resins and extending their use with glass-ionomer cements* Quintessence Int, 18, 517-529 (1987)
113. Mehl A., Hartl S., Kunzelmann K.H., Hickel R.: *Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen*. Dtsch Zahnärztl Z., 49, 815-818 (1994)
114. Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K.H.: *Physical properties and gap formation of light-cured composites with or without softstart polymerization* J Dent, 25, 321-330 (1997)a
115. Mehl A., Kremers L., Salzmann K., Hickel R.: *3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser* Dent Mater 13: 246-251 (1997)b
116. Melcer J., Chaumette M.T.: *Treatment of dental decay by CO<sub>2</sub>-laser beam: Preliminary results*, Lasers in surgery and medicine 4: 311-321 (1984)
117. Michaelis W.: *Prädilektionsstellen der Karies im Gesamtbild der Bevölkerung Mundgesundheitsstudie DMS III des Instituts der Deutschen Zahnärzte* zm 19, Seite 2430-2431 (2003)
118. Midda M., Renton-Harper P.: *Laser in der Zahnheilkunde*, ZWR, 101. Jahrgang, Nr.3, (1992)
119. Mixson J., Eick J., Tira D., Spencer P., Moore D.: *Comparison of sectional scoring methodologies for in vitro microleakage studies* J Dent Res 69: 129 (Abstr 161) (1990)
120. Moll K., Park H.J., Haller B.: *Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives* J Adhes Dent; 4:171-180 (2002)
121. Moore D.H., Vann W.F.: *The effect of a cavosurface bevel on microleakage in posterior composite restorations* J Prosthet Dent; 59(1):21-24 (1988)
122. Nakabayashi N., Takayada K.: *Effect of HEMA on bonding to dentin* Dent Mater 8:125-130 (1992)
123. Noack M.J., Fritz U., Seemann R.: *Wurzelkaries - ein Prophylaxe- und Behandlungskonzept aus: Deutscher Zahnärzte Kalender*, S. 43 (1997)
124. Paghdiwala A.F., Vaidynathan T.K., Paghdiwala M.F.: *Evaluation of Er:YAG Laser Radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects*, Scanning microscopy, Vol. 7, No.3, 989-997 (1993)

125. Palamara D., Palamara J.E., Tyas M.J., Meser H.H.: *Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading* Dent Mater, 16:412-9, (2000)
126. Pashley D.H., Carvalho R.M.: *Dentin Permeability and dentine adhesion* J Dent 25, 355-372, (1997)
127. Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H.: *Dentin as a Bonding Substrate* Dtsch Zahnärztl Z 49, (10): 760-763 (1994)
128. Perdigao J., Lopes M.: *Dentin Bonding – questions for the new millenium.* J Adhes Dent 1: 191-209 (1999)
129. Perdigao J., Swift E.J., Heymann H.O., Malek M.A.: *Effect of re-wetting agent on the performance of acetone-based dentin adhesives* Am J Dent, 11, 207-213 (1998)
130. Perdigao J., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Tome A.R., Vanherle G., Lopes A.B.: *Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin* Dent Mater 12: 262-272 (1996)
131. Pfaffenbarger G.C., Nelson R.J., Sweeney A.B.: *Direct and indirect filling resins* JADA 47: 516-524 (1953)
132. Prime & Bond 2.1 - *Technical Manual*, Dentsply DeTrey (1996)
133. Puckett A.D., Fitchie J.G., Kirk C.P., Gamblin J.: *Direct Composite Restorative Materials* Dent Clin N Am 51: 659-675 (2007)
134. Radvar M., Creanor S.L., Gilmour W.H., Payne A.P., McGadey J., Foye R.H., Whitters C.J., Kinane D.F.: *An evaluation of the effects of an Nd :YAG laser on subgingival calculus, dentine and cementum* J Clin Periodontol (22): 71-77 (1995)
135. Ramos R.P., Chimello D.T., Chinelatti M.A., Nonaka T., Pecora J.D., Palma Dibb R.G.: *Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems* Lasers Surg Med 31(3):164-70 (2002)
136. Rauch R.U., Lösche G.M., Rosansky G., Roulet J.-F.: *Der Einfluss der Kavitätenform auf die Randdichte von Klasse-V-Füllungen in vitro* Dtsch Zahnärztl. Z 49 (10): 825-827 (1994)
137. Renggli H.H.: *Überempfindliche Zahnhälse und Wurzelkaries* ZM 89, 19 (2306): 50-52 (2000)
138. Retief D.H., Mandras R.S., Russel C.M., Denys F.R.: *Phosphoric acid as a dentin etchant* Am J Dent; 5: 24-28, (1992)
139. Rigsby D.F., Retief D.H., Bidez M.W., Russell C.M.: *Microleakage of Class V Restorations Subjected to Temperature and Load Cycling.* Prosthodont Res/ Dent Mater, 388, (Abstr. 981), (1991)
140. Romanos G., Pelekanos S., Strub J.-R.: *Histological and Immunohistochemical Observations of the Wound-Healing Processes after the Use of the Nd :YAG Laser in Rat Skin : Distribution of Collagen Types IV und VII in Connective Tissue* Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, Vol 13: 87-95 (1995)
141. Roulet J.F.: *Marginal integrity: clinical significance* J Dent, 22, (Suppl.) 1: 9-12 (1994)
142. Roulet J.F.: *Degradation of Dental Polymers* Basel, Karger Verlag (1987)
143. Roulet J.F., Roulet-Mehrens T.K.: *The surface roughness of restorative materials on dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes* J Periodont 53:257-266 (1982)
144. Roulet J.F., Reich T., Blunck U., Noack M.: *Quantitative margin analysis in the scanning electron-microscope*, Scanning microscopy, Vol. 3, No.1: 147-159 (1989)
145. Roth K.K.-F., Roth S.D., Nergiz I.: *Die Haftung eines Komposits auf Erbium:YAG-Laserbestrahltem Schmelz* Dtsch Zahnärztl Z 49 (10):828-829 (1994)
146. Santini A., Ivanovic V., Ibbetson R., Milia E.: *Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives* J Esthet Restor Dent; 16 (2):128-35 (2004)a

147. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E.: *Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents* Am J Dent. 17(4):257-61 (2004)b
148. Santini A., Plasschaert A.J.M., Mitchell S.: *Marginal leakage of filled dentin adhesives used with wet and dry bonding techniques* Am J Dent, 13, 93-97 (2000)
149. Sasaki K.M., Aoki A., Ichinose S., Ishikawa I.: *Morphological analysis of cementum and root dentin after Er:YAG laser irradiation* Lasers Surg Med 31 (2):79-85 (2002)
150. Seka W., Fried D., Featherstone J.D.B., Borzillary S.F.: *Light disposition in dental hard tissue and simulated thermal response*, J Dent Res 74 (4): 1086-1092 (1995)
151. Schaller H.G., Grötze W., Bertrams U.: *Prüfung der Randständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich* Dtsch Zahnärztl Z 43: 914-918 (1988)
152. Scherer W., Kaim J., Weiner S., Weiner E.: *Third Generation Bonding Agents: A Microleakage Study* Dent Mat 69, 129 (Abstr.166) (1990)
153. Schleier P., Berndt A., Voth M., Herzau M., Kološa S., Zenk W., Dietel W., Gawellek M., Kosmehl H.: *Möglichkeiten und Grenzen der Fluoreszenzdiagnostik und photodynamischen Therapie des Mundhöhlenkarzinoms* Dtsch Zahnärztl Z 59 (5):276-283 (2004)
154. Schneider B.T., Baumann M.A., Watanabe L.G., Marshall G.W.Jr.: *Dentin shear bond strength of compomers and composites* Dent Mater, 16:15-9 (2000)
155. Schroeder H.E.: *Orale Strukturbiologie*, 3.Auflage, Thieme, Stuttgart (1987)
156. Schilke R., Guertsen W.: *Rasterelektronenmikroskopische Analyse von Zahnoberflächen nach Bearbeitung mit einem Er:YAG-Laser* Dtsch Zahnärztl Z 49 (2):160-162 (1994)
157. Schwenzer K., Stübinger S., Sader R., Zeilhofer H.-F.: *Laseranwendung in der Zahn-Mund- und Kieferheilkunde: Teil 1: Übersicht: Applikation von CO<sub>2</sub>-, Nd:YAG-, Farbstofflaser in der Weichgewebeschirurgie* Laserzahnheilkunde 2/04: 1-6 (2004)
158. Priestersbach B.: *Biomathematik für Mediziner, Anleitung zur Bedienung des Statistikprogramms SPSS 12*, Johannes-Gutenberg Universität, Mainz (2004)
159. Stangel I., Ellis T.H., Sacher E.: *Adhesion to Tooth Structure Mediated by Contemporary Bonding Systems* Dent Clin North Am 52, 677-694 (2007)
160. *Statistikmanual für SPSS*, TU München, 2005
161. Stern R.H., Sognaes R.F., Goodman F.: *Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility.* J Am Dent Ass 73, 838-843 (1966)
162. Stern R.H., Sognaes R.F.: *Laser beam effect on dental hard tissues* J Dent Res 43, 873 (Abstract 307) (1964)
163. Stiesch-Scholz M., Hannig M.: *In-vitro-Untersuchung zum Randschlussverhalten von Komposmerfüllungen nach Er:YAG-Laserpräparation* Dtsch Zahnärztl Z 54 (3) (1999)
164. Stiesch M., Hannig M., Albers H.-K.: *Randqualität von Kompositfüllungen nach Dentinkonditionierung mit dem Er:YAG- Laser Eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung an Klasse-II-Kavitäten* Dtsch Zahnärztl Z 52(12):833-5 (1997)
165. Stiesch M., Hannig M., Albers H.-K.: *Zahnhartsubstanzpräparation mit dem Er:YAG-Laser* ZWR, 105.Jahrg, Nr.6 (1996)a
166. Stiesch M., Hannig M., Albers H.-K.: *Kavitätenpräparation und Schmelzkonditionierung an Zähnen der ersten Dentition mit dem Er:YAG-Laser* Dtsch Zahnärztl Z 51 (10):582-586 (1996)b
167. Swift E.J., Triolo P., Barkmeier W.W., Bird J.L., Bounds S.J.: *Effect of low viscosity resins on the performance of dental adhesives* Am J Dent 9: 100-104 (1996)
168. *Syntac® Single Component™*- Wissenschaftliche Dokumentation (1996)
169. Toledano M., Perdigão J., Osorio R., Osorio E.: *Effect of dentin deproteinization on microleakage of Class V composite restorations* Oper Dent 25 (6):497-504 (2000)

170. Touati B., Miara B., Nathason D.: *Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen* U & S München, Kap 2, S.9-22, (2001)
171. Trushkowsky R.D., Gwinnett A.J.: *Microleakage of Class V composite, resin sandwich, and resin-modified glass-ionomers* Am J Dent (9):96-99 (1996)
172. Tyas M.J.: *Three Year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract)* Oper Dent, 25:152-4 (2000)
173. Vahl J., Pfefferkorn G.: *Elektronenoptische Untersuchungen der durch Laser\_Beschuss hervorgerufenen Veränderungen an Zahnhartsubstanzen* Dtsch Zahnärztl Z 22 (2):386-395 (1967)
174. Van Meerbeck B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: *Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate* Dtsch Zahnärztl Z 49:977-984 (1994)
175. Van Meerbeck B., Perdigao J., Lambrechts P.: *The clinical performance of adhesives.* J Dent 26: 1-20 (1998)
176. Van Meerbeck B., Vargas M., Inoue A., Yoshida Y., Perdigao J., Lambrechts P.: *Microscopy investigations, Techniques, results, limitations* Am J Dent, 13 (spezial issue): 3-17, (2000)
177. Walsh L.J.: *The current status of laser applications in dentistry* Aust Dent J 48 (3):146-155 (2003)
178. Wendt S.L., Mc Innes P.M., Dickinson G.L.: *The effect of thermocycling in microleakage analysis* Dent Mater 8: 181-184 (1992)
179. Wiegand A., Attin T.: *Ätiologie, Diagnostik und Therapie nichtkariöser Zahnhartsubstanzendefekte* in: Wissen kompakt 3, APW (2007)
180. Wiegand A., Attin T.: *Dentale Erosionen- präventive und therapuetische Empfehlungen für Risikopatienten* Quintessenz 57 (11): 1157-1164 (2006)
181. Wolf P.: *Photodynamische Therapie* Deutsches Ärzteblatt 96 (45):493-498 (1999)
182. Walsh L.J.: *The current status of laser applications in dentistry* Aust Dent J. 48(3):146-55 (2003)
183. Wollmarker B.: *Das Spektrum der adhäsiven Restaurationsmöglichkeiten* ZMK 15:274-275, (1999)
184. Yoshiyama M., Tay FR., Torii Y., Nishitani Y., Doi J., Itou K., Ciucci B., Pashley DH.: *Resin adhesion to carious dentin* Am J Dent; 16:47-52 (2003)
185. Zuhrt R.: *Laseranwendung in der konservativen Zahnheilkunde*, Lasermedizin 8, 206-211 (1992)

## 9 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. R. Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung der Untersuchungen ermöglichte.

Herrn Prof. Dr. med. dent L. Kremers danke ich für die Überlassung des Themas.

Insbesondere möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.Dr. A. Mehl für die umfassende Beratung und Hilfestellung bei Planung, Durchführung und Auswertung der Untersuchung bedanken. Er hat meine Arbeit geduldig und wohlwollend betreut.

Frau Weinhardt und Herrn Thielke von der Abteilung Histologie der anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München (Direktor Prof. Dr. med. R. Putz) für die Hilfe bei Planung und Ausführung der rasterelektronenmikroskopischen Oberflächenanalyse.

Für die Hilfe in Computerfragen möchte ich Herrn Dipl.-Ing. T. Obermeier meinen besonderen Dank aussprechen.

## 10 Lebenslauf

Name: Nicole Doris Klöpfer

Geburtsdatum: 06.06.1972

Geburtsort: Ingolstadt

Familienstand: Ledig

Eltern: Dieter und Waltraud Klöpfer

Geschwister: Isabella Klöpfer, geb. 11.06.1979

Grundschule: 1978-1982 in Ingolstadt

Gymnasium: 1982-1991 Katharinen Gymnasium Ingolstadt

Abitur: Juni 1991

Ausbildung: 1991-1992 Ausbildung zur Zahntechnikerin in Trier

Studium: 1992-1998 Zahnheilkunde an der LMU München

Abschluss: Februar 1998-Juli 1998 Zahnärztliche Prüfung  
August 1998 Approbation zur Zahnärztin

Berufstätigkeit: Oktober 1998-April 2000 Assistenz Zahnärztin in Freising  
Mai 2000-September 2000 Assistenz Zahnärztin in Rohrbach  
Seit Oktober 2000 niedergelassen in eigener Praxis in Rohrbach, Ilm