

**Oberflächenqualität von Klasse V Kompositfüllungen in Abhängigkeit von
der
klinischen Verweildauer**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Giessen

vorgelegt von Kai Hornung
aus Köln

Giessen 2017

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund – und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Präventive Zahnheilkunde der
Justus-Liebig-Universität Gießen
Kommissarischer Leiter: Prof. Dr. B. Wöstmann

1. Gutachter: Prof. Dr. Jung
 2. Gutachter: Prof. Dr. Meyle
- Tag der Disputation: 06.03.2018

Inhalt

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Klasse-V-Kavitäten	3
2.1.1	Ätiologie der Klasse-V-Kavitäten	3
2.1.2	Versorgung von Klasse-V-Kavitäten	4
2.2	Entwicklung der Komposite	5
2.3	Bestandteile der modernen Komposite	7
2.3.1	Die organische Matrix	7
2.3.2	Die disperse Phase	9
2.3.3	Die Verbundphase	10
2.4	Einteilung der Komposite	11
2.4.1	Kompositeinteilung nach Füllmaterial	11
2.4.2	Kompositeinteilung nach Füllstoffgehalt	18
2.4.3	Kompositeinteilung nach der Größe der Füllpartikel	19
2.4.4	Kompositeinteilung nach dem rheologischen Verhalten	19
2.5	Ziel der Bearbeitungs- und Polierverfahren	21
2.5.1	Einfluss der Oberflächenqualität auf die Plaqueakkumulation	22
2.5.2	Einfluß der Oberflächenqualität auf die Verschleißfestigkeit und die Abrasivität von Kompositen	23
2.5.3	Einfluß der Oberflächenqualität eines Füllungswerkstoffes auf die Patientenzufriedenheit	24
2.5.4	Bearbeitungs- und Polierverfahren	25
2.5.5	Weitere Einflussfaktoren auf die Oberflächenqualität	34
2.6	Beurteilung von Füllungsoberflächen	37
2.6.1	Quantitative Methoden	37
2.6.2	Qualitative Methoden	42
3	Material und Methode	45

3.1	Studiendesign	45
3.2	Patientenauswahl	45
3.3	Lokalisation der Datenerhebung	46
3.4	Der Studienaufbau	46
3.4.1	Das Füllungsmaterial	46
3.4.2	Das Einbringen der Kompositfüllungen	47
3.4.3	Ausarbeitung und Politur der Kompositfüllungen	49
3.4.4	Die Replikaabformung und Replikaherstellung	51
3.4.5	Die Nachuntersuchung der gelegten Füllungen (Recall)	52
3.4.6	Die Untersuchung der Replikaoberflächen	52
3.4.7	Ethikkommission	57
3.5	Statistische Methoden	57
4	Ergebnisse	58
4.1	Studienverlauf	58
4.1.1	Photographische Dokumentation der klinischen Abläufe	59
4.2	Patientenstatistik	63
4.3	Die Ergebnisse der quantitativen Evaluierung der Füllungsflächen	64
4.3.1	Füllungsflächen und arithmetischer Mittenrauwert (Ra)	65
4.3.2	Füllungsflächen und gemittelte Rautiefe (Rz)	68
4.3.3	Füllungsflächen und Profillängenverhältnis (LR)	71
4.4	Die Ergebnisse der qualitativen Evaluierung der Füllungsflächen	73
4.4.1	Betrachtung der Kategorie Bearbeitungsspuren	74
4.4.2	Betrachtung der Kategorie Oberflächenfeinstruktur	75
4.4.3	Betrachtung der Kategorie Porositäten	79
5	Diskussion	82
5.1	Diskussion der Methode	82
5.1.1	Studiendesign	82

5.1.2	Patientenauswahl	83
5.1.3	Auswahl der Kompositmaterialien	83
5.1.4	Auswahl der Ausarbeitungs- und Polierinstrumente	83
5.1.5	Replikatechnik	84
5.1.6	Quantitative Beurteilung der Füllungsflächen	84
5.1.7	Qualitative Beurteilung der Füllungsflächen	85
5.2	Diskussion der Ergebnisse	86
5.2.1	Diskussion der quantitativen Ergebnisse	86
5.2.2	Diskussion der qualitativen Ergebnisse	89
5.3	Vergleich der Ergebnisse mit anderen Autoren	92
5.4	Schlussfolgerung	96
6	Zusammenfassung	98
7	Summary	100
8	Literaturverzeichnis	102
9	Anhang	129
10	Ehrenwörtliche Erklärung	137
11	Danksagung	138

1 Einleitung

Der Zahnhals als Prädilektionsstelle für kariöse Erkrankungen ist häufig Lokalisation für eine Therapie mit plastischen Füllungsmaterialien. Der Wunsch der Patienten nach ästhetischen, zahnfarbenen Restaurationen hat in den letzten Jahren deutlich zugenommen (**Mjor et al. 1999**). Dabei spielt die Qualität der Füllungsoberfläche eine große Rolle für die Zufriedenheit der Patienten. Neben dem ästhetischen Erscheinungsbild sind für die Patienten die taktile Wahrnehmung der Füllungsoberfläche und die Resistenz des Werkstoffes gegenüber Verfärbungen von besonderer Bedeutung (**Jones et al. 2004; Paravina et al. 2004; Lu et al. 2005**). Komposite wie Feinpartikel-Hybridkomposite, Nanopartikel-Komposite und fließfähige Komposite werden zur Restauration von Zahnhalsdefekten empfohlen.

Feinpartikel-Hybridkomposite sind universell einsetzbar und weisen neben günstigen physikalischen Eigenschaften eine gute Polierbarkeit auf (**Hickel et al. 2005; Ersoy et al. 2004; Hervas-Garcia et al. 2006**).

Die modernen Nanopartikel-Komposite sollen neben akzeptablen mechanisch-physikalischen Eigenschaften eine noch günstigere Oberflächentextur ermöglichen (**Mitra et al. 2003; Yap et al. 2004d; Jung et al. 2007b; Ernst 2011**).

Fließfähige Komposite weisen bei verminderter mechanischer Belastbarkeit eine gute initiale Polierbarkeit auf (**Uctasli et al. 2004**). Diese Komposite finden Anwendung in Füllungsbereichen, in denen eine erhöhte Materialflexibilität von Vorteil ist. Dies trifft auf den Zahnhalsbereich zu, weil dort bei okklusaler Zahnbelastung Spannungen auf Grund der Zahnanatomie entstehen (**Bayne et al. 1994; Hervas-Garcia et al. 2006; Frankenberg 2013**).

Das klinische Procedere bei der Versorgung von Zahnhalskavitäten mit verschiedenartigen Kompositmaterialien sieht das Einbringen des Füllungswerkstoffes in geringem Überschuss vor. Aus diesem Grund muss jede Komposit-Füllungsoberfläche nach der Aushärtung weiter bearbeitet werden. Zunächst werden die Überschüsse rotierend beseitigt. Es folgt die Ausarbeitung durch Konturieren und Finieren der Füllungsoberfläche. Abschließend wird mit Hilfe von Polierinstrumenten eine möglichst optimale Reduktion von Oberflächenrauigkeiten angestrebt. Die Oberflächenqualität unterschiedlicher Komposit-Füllungswerkstoffe nach rotierender Bearbeitung ist Gegenstand vieler experimenteller

Studien. Zur Bearbeitung von konvexen Oberflächen wie beispielsweise im Zahnhalsbereich haben sich flexible Disks als Standard bewährt (Nagem *et al.* 2003; Özgunaltay *et al.* 2003; Uctasli *et al.* 2007; Celik & Ozgunaltay 2009; Antonson *et al.* 2011). Angaben zur Oberflächentextur von Kompositen unmittelbar nach erfolgter Ausarbeitung und Politur unter klinischen Bedingungen sind sehr selten und liegen zum gegenwärtigen Zeitpunkt nur für strukturierte Flächen im Seitenzahnggebiet vor (Jung *et al.* 2005).

Die Oberfläche einer zahnärztlichen Füllung ist während der Gebrauchsperiode unterschiedlichen Einflüssen unterworfen, die zu Veränderungen der Oberflächentextur führen können. Diese Faktoren waren bislang ausschließlich Gegenstand von experimentellen Studien. Dabei wurde eine Zunahme der Oberflächenrauigkeit in unterschiedlicher Ausprägung durch Zähneputzen und professionelle Mundhygienemaßnahmen beschrieben (Neme *et al.* 2002; Warren *et al.* 2002; Yap *et al.* 2005b; Teixeira *et al.* 2005; Oliveira *et al.* 2012; da Cas *et al.* 2013).

Darüber hinaus beeinflussen erosive Bedingungen in der Mundhöhle (Attin *et al.* 1998), Bleaching-Therapien (de Andrade *et al.* 2011; Wang *et al.* 2011), lokale Fluoridanwendungen und Nahrungsbestandteile die Qualität von Füllungsflächen (Soeno *et al.* 2000; Voltarelli *et al.* 2010; Lepri & Palma-Dibb 2012). Klinische Studien über Oberflächenveränderungen von Kompositen in Abhängigkeit von der Verweildauer in der Mundhöhle liegen nicht vor.

Ziel der vorliegenden Studie war die Evaluierung von drei unterschiedlichen Komposit-Füllungsmaterialien im Zahnhalsbereich unmittelbar nach dem Legen der Füllung und nach einer klinischen Verweildauer von einem Jahr. Es sollten Erkenntnisse über die Eigenschaften verschiedener Kompositmaterialien im Hinblick auf die Oberflächenqualität zu unterschiedlichen Zeitpunkten abgeleitet und das Ausmaß der Oberflächenveränderung unter klinischen Bedingungen evaluiert werden.

In der vorliegenden Studie wurden als Füllungswerkstoff sowohl ein Feinpartikel-Hybridkomposit als auch ein solides und ein fließfähiges Nanopartikel-Komposit zur Versorgung von Zahnhalsdefekten verwendet.

Es wurden folgende Hypothesen formuliert, welche durch die Studie geprüft werden sollten:

- 1.: Der Füllungswerkstoff hat keinen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit.
- 2.: Die 12-monatige Verweildauer hat keinen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit.

2 Literaturübersicht

2.1 Klasse-V-Kavitäten

Kavitäten der Klasse V nach Black, sogenannte Zahnhalskavitäten, sind definiert als Kavitäten der bukkalen und lingualen Glattflächen, welche meistens im gingivalen Drittel der Zahnkrone liegen (**Hellwig et al. 2013**).

2.1.1 Ätiologie der Klasse-V-Kavitäten

Häufige Ursache für die Zahnhartsubstanzdestruktionen in diesem Bereich sind Karies und sogenannte nicht kariesbedingte Zahnhalsdefekte. Dazu zählen Erosionen, Abrasionen und Abfraktionen (**Levitch et al. 1994; Manhart et al. 2001b**).

Die drei Hauptfaktoren für die Kariesentstehung sind kariogene Mikroorganismen (Plaque), niedermolekulare Kohlenhydrate als Substrat und der Faktor Zeit. Die Theorie der Kariesentstehung geht von der Vorstellung aus, dass die Zahnhartsubstanz entmineralisiert wird, wenn die von den Bakterien bei der anaeroben Glykolyse produzierte organische Säure lange genug auf die Zahnoberfläche einwirken kann.

Der Zahnhals ist eine Prädilektionsstelle für Karies, da durch den Übergang von der Zahnhartsubstanz zum gingivalen Weichgewebe aus anatomisch-morphologischen Gründen in diesem Bereich eine Plaqueanhäufung begünstigt wird (**Hellwig et al. 2013**).

Erosionen stellen einen nicht kariogenen Zahnhartsubstanzverlust dar, welcher ebenfalls durch die Einwirkung von Säuren verursacht wird (**Ganss et al. 2012**). Die Ursachen für einen niedrigen pH-Wert können vielfältig sein und durch exogene Faktoren wie die Aufnahme von saurer Nahrung, Medikamenten und durch Arbeitsbedingungen hervorgerufen werden oder ihren Ursprung in Erkrankungen (endogene Faktoren) haben, welche beispielsweise zum Reflux von Magensäure in die Mundhöhle führen (**Klimm & Graehn 1993; Imfeld 1996; Ganss et al. 2012**).

Eine Klassifikation nach *Eccles* (1979) teilt Erosionen in drei Klassen ein:

Klasse I: hierbei handelt sich um einen Defekt, der rein schmelzbegrenzt ist.

Klasse II: dieser Defekt ist gekennzeichnet von einem Voranschreiten des Zahnhartsubstanzverlustes mit freiliegendem Dentin bis zu einem Drittel der Zahnfläche.

Klasse III: der Substanzverlust mit freiliegendem Dentin macht mehr als ein Drittel der Zahnfläche aus.

Abrasionen sind definiert als Zahnhartsubstanzverlust, der durch Fremdkörperabrieb verursacht wird. Dieser Abrieb kann durch abrasive Nahrungsmittel erfolgen, berufsbedingt sein (z.B. Staub bei Bergarbeitern), durch Habits (z.B. Nägelkauen) verursacht werden oder Folge von Mundhygienemaßnahmen (z.B. stark abrasive Putzkörper, falsche Putztechnik) sein (**Ganss et al. 2002; Hellwig et al. 2013**).

Abfraktionen, die klinisch als keilförmige Defekte imponieren, beschreiben Substanzverluste, welche durch Kompressionen zu Aussprengungen im Zahnhalsbereich führen. Ausgelöst wird dieser Mechanismus durch Parafunktionen wie zum Beispiel Bruxismus. Erklärt werden diese Destruktionen mit einer schwächer ausgeprägten Schmelz-Dentin-Verbindung im zervikalen Zahnbereich als in anderen Bereichen der Schmelz-Dentin-Grenze (**Goel et al. 1991; Grippo 1991; Frankenberger 2013**).

Dieser Erklärungsansatz wird allerdings kontrovers diskutiert, da es sowohl in vitro Studien gibt, die diesen Entstehungsmechanismus unterstützen (**Palamara et al. 2000; Bartlett & Shah 2006; Palamara et al. 2006; Michael et al. 2009**) als auch welche, die diesen Erklärungsversuch infrage stellen (**Litonjua et al. 2004; Heintze & Cavalleri 2006**). *Levich et al.* (1994) und *Litonjua et al.* (2003) kamen in ihren Übersichtsstudien zu dem Schluss, dass die Entstehung von keilförmigen Defekten nicht alleinig durch die Abfraktionstheorie erklärt werden kann, sondern okklusaler Stress als Teil eines multifaktoriellen Geschehens zu diesen Zahnhartsubstanzverlusten führt.

2.1.2 Versorgung von Klasse-V-Kavitäten

Für die Therapie der Klasse-V-Kavität kann sowohl ein nichtinvasives als auch ein restauratives Vorgehen indiziert sein. Bei der nichtinvasiven Therapie stehen Ernährungsberatung, Umstellung der Mundhygienemaßnahmen, Prophylaxemaßnahmen oder die Ausschaltung von Überbelastungen im Vordergrund.

Sind restaurative Maßnahmen auf Grund der Ausdehnung des Defektes bei aktiver Karies oder einer Schmerzsymptomatik erforderlich, stehen dem Behandler verschiedene Materialien zur Verfügung.

Wurden in der Vergangenheit Goldhämmer- oder Amalgamfüllungen für Klasse-V-Kavitäten verwendet, so sind diese von zahnfarbenen Füllungswerkstoffen aus ästhetischen Gesichtspunkten oder im Falle des Amalgams auf Grund der Diskussion über dessen Bioverträglichkeit verdrängt worden (**Krejci & Lutz 1991; Hickel et al. 1991; Schiele**

1991; *Bharti et al. 2010*; *Rathore et al. 2012*). Eher selten ist die Anwendung von Einlagefüllungen aus Keramik oder Komposit. Weitere Füllungswerkstoffe sind Glasionomerzemente und Kompomere. Standardmäßig werden bei Klasse-V-Kavitäten direkte, im Mund des Patienten hergestellte, Kompositfüllungen angefertigt (*Folwaczny et al. 2001*; *Wood et al. 2008*; *Hellwig et al. 2013*).

2.2 Entwicklung der Komposite

Der Wunsch nach einer ästhetischen Versorgung vor allem im Frontzahnggebiet führte bereits Ende 1940 zum Einsatz von Polymethylmethacrylaten (**Leader 1948**). Diese polymerisierten primär durch Zuführen von heißer Luft oder unter Verwendung von erhitzten zahnärztlichen Instrumenten beim Einbringen in die Kavität und sekundär durch die vorhandene Mundtemperatur aus. Neben der schwierigen Verarbeitung führten die mangelnde Farbbeständigkeit, hoher Restmonomergehalt verbunden mit der Gefahr der Pulverschädigung, mangelnde Abrasionsfestigkeit und große Polymerisationsschrumpfung mit daraus resultierender Randspaltbildung zur stetigen Weiterentwicklung bis in die Neuzeit.

Während anfangs noch die Verankerung des eingebrachten Füllungswerkstoffes in der Kavität durch Präparationstechniken mit Unterschnitten hergestellt werden musste, entwickelte *Buonocore* 1955 die Schmelz – Ätz – Technik. Deren Prinzip besteht in der Herstellung einer mikromechanischen Haftung durch das Eindringen von niedrigviskösen Kompositbestandteilen in die durch die Säureätzung konditionierte Schmelzoberfläche, um einen Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit herzustellen.

Ein Meilenstein in der Entwicklung der Kompositmaterialien gelang 1962 dem amerikanischen Zahnarzt *Dr. Rafael Bowen*. Er patentierte einen neuartigen Kunststoff bestehend aus einer organischen Matrix, welche sich aus Epoxidharz und Methylmethacrylsäure zusammensetzte. Dieses Dimethacrylat (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat, kurz Bis-GMA oder Bowen-Kunststoff genannt) wurde mit Quarzmehl als anorganischen Füllstoff versehen. Damit ein chemischer Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Quarzpartikeln hergestellt werden konnte, wurden die Partikel mit einer Silanschicht überzogen (**Bowen 1963**).

Neben einer größeren Anzahl von verschiedenen Komponenten bestehen die heute auf dem Markt erhältlichen zahnärztlichen Komposite immer noch aus diesen drei Hauptbe-

standteilen, nämlich der organischen Matrix, der dispersen Phase (Füller) und der Verbundphase (Silane, Kopolymere) (Geurtsen 1989; Meiners & Lehmann 1998; Schmideder & Munz 1998; Marxkors & Meiners 2005; Frankenberger 2010; Hellwig *et al.* 2013; Frankenberger 2013).

Typische Hauptbestandteile moderner Komposit-Restaurationsmaterialien (Hellwig *et al.* 2013) zeigt Tabelle 1. Neben der organischen Matrix, Füllern und der Verbundphase sind weitere Bestandteile aufgrund werkstoffkundlicher beziehungsweise klinischer Erfordernisse zugesetzt. Dazu zählen Initiatoren, Akzeleratoren, Inhibitoren, Pigmente und Additiva.

Tab.1: Materialbestandteile eines Komposit, aufgeschlüsselt in organische Matrix, disperse Phase und Verbundphase (Hellwig *et al.* 2013).

Bestandteile	Abkürzung/Kurzbezeichnung	chemische Bezeichnung
organische Matrix		
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
	UDMA	Urethan-Dimethacrylat
Komonomer	TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
	EDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
Initiator (Autopolymerisat)	Peroxide	Benzoylperoxide
Initiator (Photopolymerisat)		Kampferchinon
Akzelerator		z.B. Dihydroxyethyl-p-Toluidin
Inhibitor/Stabilisator	sterische Phenole	z.B. Hydrochinomonomethyläther
Pigmente		z.B. Eisenoxide
Additiva	Lichtschutzmittel, Weichmacher ,optische Aufheller	
disperse Phase (Füller)		
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	feinstteiliges SiO ₂	z.B. pyrogenes SiO ₂
Verbundphase		
Haftvermittler	Silan	z.B Methacryloxypropyl-trimethoxysilan

2.3 Bestandteile der modernen Komposite

2.3.1 Die organische Matrix

Die organische Matrix setzt sich aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbpigmenten und weiteren Additiven zusammen.

Die Auswahl und die Kombination der verwendeten Monomere hat einen großen Einfluss auf die physikalischen wie chemischen Eigenschaften der Komposite wie zum Beispiel Polymerisationsschrumpfung, Reaktivität, Viskosität, Wasseraufnahme und Biegefestigkeit (**Frankenberger 2013**).

Bis-GMA ist noch immer Hauptbestandteile der meisten Komposite (**Frankenberger 2010**). Aufgrund seiner endständigen Methacrylgruppen bilden sich bei der Polymerisation dreidimensionale, vernetzende Strukturen (**Schmidseder & Munz 1998; Marxkors & Meiners 2005**). Bedingt durch die Größe des Bis-GMA Moleküls erhöht sich die Viskosität der monomeren Flüssigkeit. So wurden im Rahmen der Verbesserung der Fließfähigkeit der Komposite kurzkettige Monomere als Komonomer zugefügt. Diese bewirkten jedoch eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung, so dass ein Optimum für das Verhältnis Monomer/Komonomer gefunden werden musste. Eine häufig anzutreffende Zusammensetzung besteht aus 75 Masse-% Bis-GMA und 25 Masse-% TEGDMA (**Cahn et al. 1992; Ilie et al. 2005**).

1974 entwickelten *Foster* und *Walker* das Urethandimethacrylat (UDMA) als Monomer, welches ohne Verdünnermonomere hergestellt werden konnte, allerdings mit dem Nachteil einer höheren Polymerisationsschrumpfung. Die organische Matrix der meisten heute auf dem Markt erhältlichen Komposite besteht aus einer Mischung aus verschiedenen Acrylatderivaten (**Hervas-Garcia et al. 2006**). So beeinflusst das Verhältnis von Bis-GMA/UDMA/TEGDMA die Materialeigenschaften Zugfestigkeit, Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul (E-Modul). Eine Erhöhung des TEGDMA- und UDMA-Anteils führen zu einer Steigerung der Zugfestigkeit, wohingegen die Biegefestigkeit mit steigendem UDMA-Anteil zunimmt, mit steigendem TEGDMA-Anteil allerdings abnimmt. Das E-Modul sinkt mit steigendem Anteil von UDMA und ist abhängig vom Verhältnis der Anteile von Bis-GMA und TEGDMA (**Asmussen & Peutzfeldt 1998**).

Initiatoren sind Bestandteile der organischen Matrix, welche durch Aktivierung in energiereiche Moleküle (Radikale) zerfallen. Diese entstehenden Radikale reagieren mit den Doppelbindungen der Matrixmonomere, welches zur Bildung von Polymerketten führt.

Bei Autopolymerisaten entsteht die Startreaktion durch Hinzufügen von Benzoylperoxid und aromatischen tertiären Aminen, bei den ersten Photopolymerisaten durch Spaltung von Methyläther in freie Radikale mittels UV-Licht (Wellenlänge 365 nm). Bei den modernen Kompositen geschieht dies durch Spaltung von Kampferchinon unter Anwendung von sichtbarem, blauem Licht (468 nm), welches mit einem aliphatischen tertiären Amin freie Radikale bildet.

Der intermolekulare Abstand der Monomere in der unpolymersierten Matrix beträgt 0,3 - 0,4 nm und verkürzt sich auf 0,15 nm bei der Polymerisation (Abb. 1).

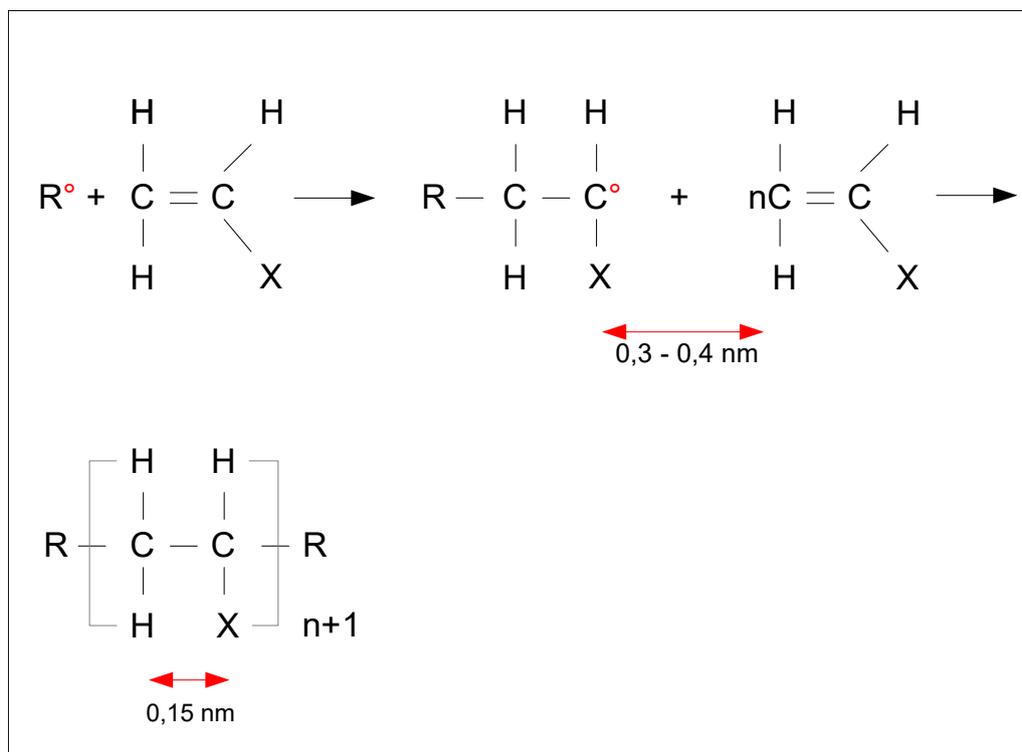


Abb.1: Aufspaltung der Doppelbindung durch Reaktion mit einem freien Radikal ($^\bullet$). Das entstandene Molekül besitzt ein freies Elektron und kann ebenfalls eine Doppelbindung aufspalten und so eine kovalente Bindung mit einem Monomer eingehen. Dabei verkürzt sich der intermolekulare Abstand (**Frankenberger 2013**).

Die Polymerisationsschrumpfung führt zu Spannungen innerhalb des Materials und damit zu Spaltbildungen im Bereich des Kavitätenrandes (**Roulet 1988**). Darüber hinaus kann dies zu Rissen entlang der Füllungsoberfläche und damit zum Herauslösen von Füllkörpern führen.

Stabilisatoren (Inhibitoren) dienen der Lagerfähigkeit der Füllungswerkstoffe. So verhindern sterische Phenole (z.B. Hydrochinonmethylläther) die vorzeitige Polymerisation, indem diese mit den spontan in der Monomerpaste entstandenen Radikalen eine Reaktion eingehen (**Janda 1988b; Hellwig et al. 2013**).

Um eine der klinischen Situation angepasste Farbkongruenz des Füllungswerkstoffes mit der zu versorgenden Kavität zu erzielen, sind der organischen Matrix organische und anorganische Pigmente, meist Eisenoxide, zugefügt. Aber auch die Initiatoren haben Einfluss auf die Farbstabilität des Kompositmaterials. Kampferchinon hat zum Beispiel eine gelbliche Eigenfarbe und nimmt dadurch direkt Einfluss auf die Kompositfarbe (**Frankenberger 2013**). Bei anderen Initiatoren braucht sich die Eigenfarbe bei der Startreaktion auf oder es bilden sich Nebenprodukte im Laufe der Polymerisation, welche das Material farblich verändern können.

Als Additiva werden Weichmacher, Lichtschutzmittel oder UV-Stabilisatoren und optische Aufheller bezeichnet.

2.3.2 Die disperse Phase

Die Füllstoffe erhöhen die physikalische Festigkeit der Komposite, verbessern die Abrasionsbeständigkeit und Handhabbarkeit, beeinflussen die Dimensionsstabilität (Verringerung der Wasseraufnahme und des linearen thermischen Expansionskoeffizienten) und reduzieren die Polymerisationsschrumpfung (**Chung & Greener 1990; Kim et al. 1994; Bayne et al. 1994; Ferracane 1995; Meiners & Lehmann 1998; Hervas-Garcia et al. 2006; Ilie & Hickel 2011**). Daher wird versucht, einen hohen Füllstoffanteil innerhalb des Kompositmaterials zu erreichen. Allerdings verringert sich die Fließfähigkeit des Komposits mit steigendem Füllergehalt. Heute auf dem Markt erhältliche Komposite haben einen Füllstoffgehalt von 44 - 85 Masse%. Darüber hinaus können Eigenschaften wie Polierbarkeit, Röntgenopazität, ästhetische Farbgestaltung (Opaleszenz, Transluzenz) durch den Fülleranteil beeinflusst werden (**Ilie et al. 2005; Hellwig et al. 2013; Frankenberger 2013**).

In den frühen 50er Jahren enthielt die disperse Phase Füllstoffe aus Glas, Talkum, unlöslichen Salzen und Quarz (**Knock & Glenn 1951**). Besonders Quarz als Füllstoff zeichnete sich durch seine chemischen und biologischen inerten Eigenschaften aus und wies einen vergleichbaren Brechungsindex wie der Bowen-Kunststoff (Bis-GMA) auf (**Ilie et**

al. 2005). Durch eine möglichst gute Übereinstimmung des Brechungsindex der polymerisierten Matrix und des Füllstoffes kann eine hohe Transluzenz eines Komposits erreicht werden, da das einfallende Licht nicht zu stark innerhalb des Füllungswerkstoffes gestreut wird (**Frankenberger 2013**).

Im Zuge der Weiterentwicklung und Verbesserung der Materialeigenschaften werden in modernen Kompositen Füllstoffe aus gemahlene Gläsern, amorphem Siliziumdioxid (SiO_2), sphärischen (kugelförmigen) Mischoxiden oder Präpolymeren verwendet (**Geurtsen 1989; Marxkors & Meiners 2005; Ilie et al. 2005; Frankenberger 2010; Hellwig et al. 2013; Frankenberger 2013**). Die gemahlene Glasfüller bestehen aus reinem Siliziumdioxid oder aus Mischungen von SiO_2 mit Metalloxiden wie zum Beispiel Aluminiumoxid (Al_2O_3), Bariumoxid (BaO), Bortrioxid (B_2O_3) oder Strontiumoxid (SrO).

Die Herstellung des amorphen Siliziumdioxids geschieht durch Flammenhydrolyse. Dabei entstehen aus Siliziumtetrachlorid (SiCl_4) in einer Knallgasflamme SiO_2 -Nanotröpfchen von $< 100 \mu\text{m}$ Durchmesser in höchster Reinheit, welche sich zu Agglomeraten zusammenlagern (**Soderholm 1988; Heraeus Technologie 2013**).

Sphärische Mischoxide bestehen meist aus Siliziumdioxid–Zirkoniumdioxid (ZrO_2), welche im Sol-Gel-Verfahren hergestellt werden.

Präpolymere bestehen aus zermahlener, polymerisierter Matrix und einem geringen Anteil von Füllstoffen. Die Größe dieser Präpolymere liegt bei $10 - 30 \mu\text{m}$ (**Frankenberger 2013**).

2.3.3 Die Verbundphase

Bereits 1963 beschrieb *Bowen*, dass ein mit Vinylosilan behandeltes Füllmaterial zu verbesserten mechanischen Eigenschaften des Komposits führte. Im Zuge der Weiterentwicklungen der Kompositmatrix und der Füllkörper folgte auch eine Verbesserung auf dem Gebiet des Verbundes zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllstoff. Als Silanisierungsmittel wird bei den modernen Kompositen in der Regel 3-Methacryloxypropyl-trimethoxysilan verwendet. Bei diesem Verfahren kommt es zu einer Hydrophobierung der Füllstoffe, welches zu einer verbesserten Integration der anorganischen Bestandteile in die organische Matrix führt. Durch die Silanisierung wird eine entstehende Belastung innerhalb des Kompositmaterials von der weicheren Matrix auf den

härteren Füllstoff verlagert (**Soderholm 1988; Soderholm 1989**). Dieser chemische Verbund führt zu einer Verbesserung der Biege-, Druck- und Zugfestigkeit sowie einer erhöhten Abrasionsbeständigkeit (**Janda 1988a; Schmidseher & Munz 1998; McCool et al. 2001; Ikejima et al. 2003; Hellwig et al. 2013**). Allerdings ist die Verbindung Füllstoff-Silan-Matrix sehr komplex. Es kann zu einem Versagen des Verbundes durch Hydrolyse in einem stark sauren Milieu kommen. Dies kann sowohl innerhalb der Silanschicht, in dem Bereich der Verbindung Silan – Füllkörper als auch in der Verbindung Füllkörper – Matrix auftreten. Daher ist die Verbundphase eine Schwachstelle aller Kompositmaterialien (**Drummond 2008; Hellwig et al. 2013**).

2.4 Einteilung der Komposite

Die bekannteste und am meisten verwendete Einteilung der Komposite erfolgt nach dem Füllmaterial. Weitere Einteilungsmöglichkeiten berücksichtigen den Füllstoffgehalt, die Größe der Füllkörper und das rheologische Verhalten der Komposite.

2.4.1 Kompositeinteilung nach Füllmaterial

Eine Einteilung der Komposite erfolgte bereits 1983 durch *Lutz et al.*, welche die Komposite nach ihren Füllertypen auf Grund der Herstellungstechnik, der durchschnittlichen Partikelgröße und der chemischen Zusammensetzung in drei Kategorien unterteilte:

- Konventionelle Makrofüller
- Mikrofüller
- Mikrofüller – Komplexe

Aus den Kombinationen von diesen drei Kategorien ergaben sich vier Kompositsysteme (Abb.2), die auch noch heute zum Teil als Grundlage für neuere Kompositeinteilungen dienen (**Janda 1988a; Hervas-Garcia et al. 2006**).

2.4.1.1 Konventionelle Komposite

Die disperse Phase enthält durch Mahlen gewonnene splitterförmige Partikel aus Quarz, Glas oder Keramik, deren Teilchengrößen über der Wellenlänge des Lichtes (0,38-0,78 μm) liegen und somit für das menschliche Auge erkennbar sind. Der Füllstoffgehalt liegt bei 55-75 Vol%, was je nach Dichte einem Massenanteil von 70-85% entspricht (**Marxkors & Meiners 2005**).

Waren die anfänglichen Makrofüller bei einer durchschnittlichen Partikelgröße von 5-30 μm noch bis zu 100 μm groß, so wurden die Füllpartikel im Laufe der Weiterentwicklung kontinuierlich reduziert. Dies führte zu einem höheren Füllergrad mit verbesserten Eigenschaften wie reduzierte Schrumpfung, geringerer thermischer Ausdehnungskoeffizient und geringere Wasseraufnahme. Inzwischen unterscheidet man innerhalb dieser Kompositklasse weiter in Midipartikel (durchschnittliche Partikelgröße 1-10 μm) und Minipartikel (durchschnittliche Partikelgröße 0,1-1 μm). Großer Nachteil der konventionellen Composite ist die mangelnde Polierbarkeit, da die Partikel auf Grund ihrer Größe aus der Verbundphase herausgelöst und somit die freigelegte weichere Matrix leichter abradieren werden kann. Dies führt neben einem ungünstigen Verschleißverhalten zu Oberflächenrauigkeiten, verstärkter Plaqueakkumulation und zu einer erhöhten Verfärbungstendenz (Lutz & Phillips 1983; Marxkors & Meiners 2005; Hellwig *et al.* 2013). Aufgrund dieser Nachteile werden Makrofüller heute nicht mehr als Füllungs-materialien verwendet (Frankenberger 2010; Manhart 2006).

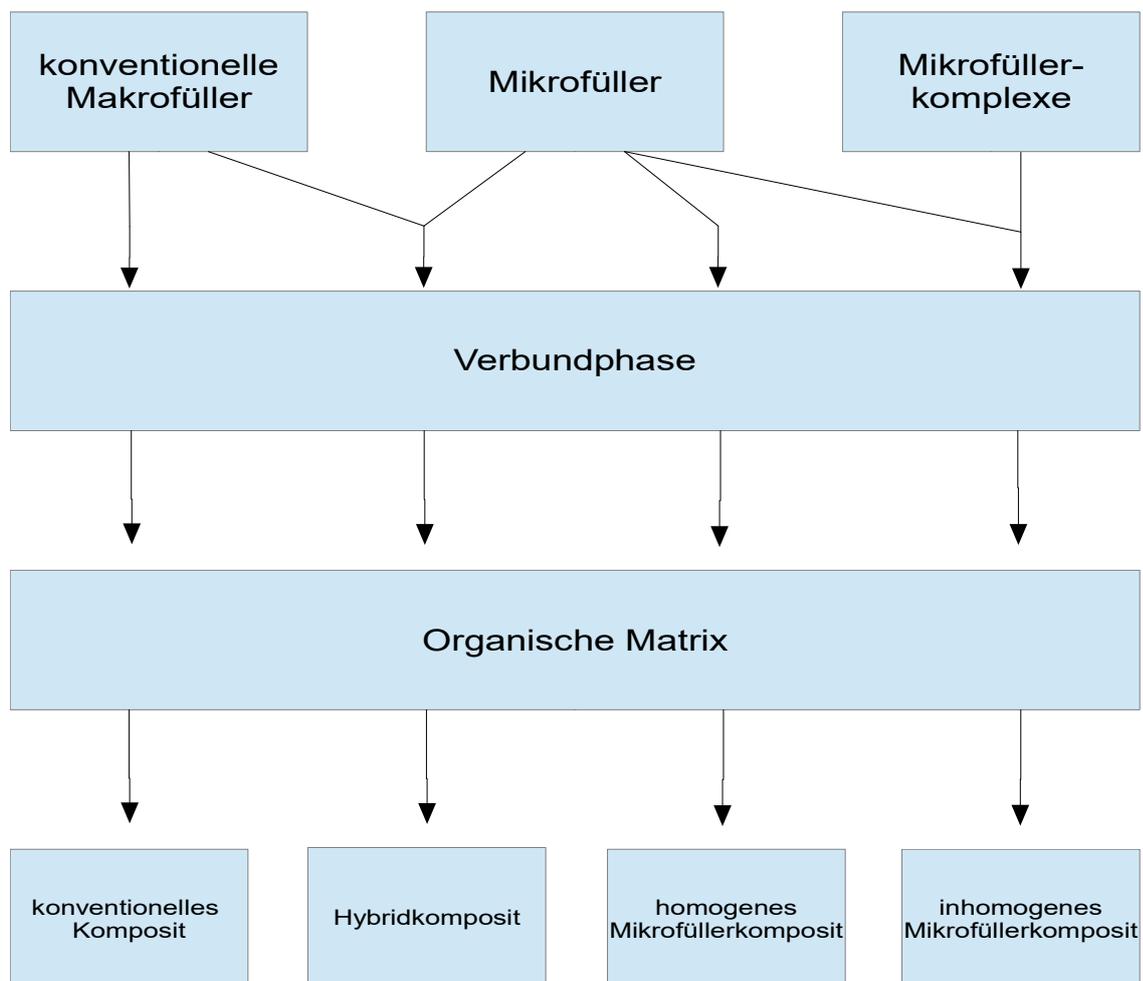


Abb. 2: Einteilung der Kompositklassen basierend auf den Füllertypen nach Lutz *et al.* (1983).

2.4.1.2 Mikrofüllerkomposite

Die nächste Weiterentwicklung führte im Jahre 1974 zur Markteinführung der Mikrofüllerkomposite. Primäres Ziel war es, eine Verkleinerung der Füllkörper zu erreichen (**Ernst & Willershausen 2003**). Unterteilt werden die Mikrofüllerkomposite in homogene und inhomogene Systeme.

Bei den homogenen Mikrofüllerkompositen werden die Füllerpartikel nicht im Mahlprozess gewonnen, sondern durch Herstellung von amorphem Siliziumdioxid durch Flammenhydrolyse. Die dabei entstandenen Partikel weisen eine Größe von 0,007-0,04 µm und eine mittlere Größe von 0,05 µm auf. Die Einzelpartikel befinden sich nicht frei in der Matrix eingebettet, sondern stets in agglomerierter Form. Diese zusammengeballten Partikel bilden einen kugelförmigen Komplex und weisen eine große spezifische Oberfläche auf, so dass eine Erhöhung des Fülleranteils einen starken Anstieg der Viskosität zur Folge hat. Dies bedingt eine limitierte Belastbarkeit des Kompositmaterials aufgrund des maximal erreichbaren Anteils anorganischer Füllkörper von 50 Masse% (**Geurtsen 1989; Marxkors & Meiners 2005; Manhart 2006; Hellwig *et al.* 2013**).

Das Ziel, eine Erhöhung des Fülleranteils zu erreichen, führte zur Entwicklung der inhomogenen Mikrofüllerkomposite (**Frankenberger 2010**). Diese bestehen zum einen aus Mikrofüllern, zum anderen aus Mikrofüllerkomplexen, die in drei Subklassen eingeteilt werden können (**Lutz & Phillips 1983**):

- inhomogene Mikrofüllerkomposite mit splitterförmigem Vorpolymerisat
- inhomogene Mikrofüllerkomposite mit kugelförmigem (sphärischem) Vorpolymerisat
- inhomogene Mikrofüllerkomposite mit Mikrofüller –Agglomeraten (Präpolymeren).

Die inhomogenen Mikrofüllerkomposite mit Mikrofüller-Agglomeraten erreichen in dieser Kompositklasse den höchsten Füllstoffgehalt mit 70-80 Masse%. Die beiden anderen Subklassen mit splitterförmigem bzw. kugelförmigem Vorpolymerisat liegen ebenfalls wie die homogenen Mikrofüllerkomposite bei ca. 50 Masse%. Im Vergleich mit den konventionellen Kompositen führte dies zu einer erhöhten Polymerisationsschrumpfung, einer geringeren Biegefestigkeit und Vickershärte sowie einem geringeren Elastizitätsmodul (**Hellwig *et al.* 2013**). Ebenso wirkt sich klinisch die fehlende Röntgendichte der Mikrofüllerkomposite als Nachteil aus.

Vorteile der Mikrofüllerkomposite gegenüber den konventionellen Kompositen sind die erhöhte Druckfestigkeit und die verbesserte Abrasionsbeständigkeit, da Füllerpartikel gleichmäßiger verteilt sind und die weichere Matrix somit weniger freigelegt werden kann. Darüber hinaus weisen diese Komposite hervorragende Poliereigenschaften auf (**Ernst & Willershausen 2003; Marxkors & Meiners 2005; Hellwig *et al.* 2013**). Die Füllerpartikel sind kleiner als die Wellenlänge des Lichts, so dass bei Füllerverlusten keine Rauigkeiten sichtbar werden und Kompositfüllungen den Oberflächenglanz behalten (**Manhart 2006; Frankenberger 2010; Hellwig *et al.* 2013**).

2.4.1.3 Hybridkomposite

Der Versuch, die positiven physikalischen Materialeigenschaften der konventionellen Komposite mit der Verschleißfestigkeit und den ästhetischen Vorteilen der Mikrofüllerkomposite zu vereinen, führte 1985 zur Markteinführung der Hybridkomposite. Bei diesen besteht die disperse Phase zu ca. 85-90 Masse% aus Makrofüllern und zu 10–15 Masse% aus Mikrofüllern (**Geurtsen 1989; Frankenberger 2010; Hellwig *et al.* 2013**). Dadurch kann der Füllkörperanteil am gesamten Kompositmaterial auf bis zu 85 Masse% gesteigert werden. Die mittlere Füllkörpergröße beträgt $<10\mu\text{m}$. Darüber hinaus können die Hybridkomposite in drei Subklassen unterschieden werden:

- Feinpartikelhybridkomposite mit Füllkörpern bis zu $5\mu\text{m}$ mittlerer Korngröße
- Feinstpartikelhybridkomposite mit Füllkörpern bis zu $3\mu\text{m}$ mittlerer Korngröße
- Submikrometerhybridkomposite mit Füllkörpern unter $1\mu\text{m}$ mittlerer Korngröße

Hybridkomposite sind röntgenopak und ab der Unterklasse Feinstpartikelhybridkomposit sehr gut polierbar. Aufgrund ihrer günstigen ästhetischen Ergebnisse bei gleichzeitig verbesserten mechanischen Eigenschaften sind Hybridkomposite in allen Indikationsklassen einsetzbar und nehmen einen großen Anteil an den auf dem Markt befindlichen Kompositmaterialien ein (**Meiners & Lehmann 1998; Ernst & Willershausen 2003; Marxkors & Meiners 2005; Hervas-Garcia *et al.* 2006; Manhart 2006; Frankenberger 2010; Hellwig *et al.* 2013**).

2.4.1.4 Werkstoffkundliche Neuentwicklungen

2.4.1.4.1 Nanokomposite

Nanokomposite sind seit dem Jahr 2000 auf dem Markt. Ziel dieses Entwicklungsschrittes war es, die Füllkörpergröße weiter zu reduzieren und gleichzeitig einen Füllkörperanteil im selben hohen Masseprozent-Bereich zu erzielen wie dies bei den Hybridkompositen der Fall ist. Im Unterschied zu Mikrofüllerkompositen sind die Füllkörper bei den Nanokompositen zu sogenannten Clustern (engl. Traube) agglomeriert. Diese Cluster, welche aus Siliziumdioxid und Zirkonoxid Füllkörpern bestehen, erreichen eine Größe von 0,6–1,4 μm . Darüber hinaus sind noch freie, nicht agglomerierte Füllkörper, sogenannte Nanomere, aus Siliziumdioxid mit einer mittleren Partikelgröße von 20 nm in die Matrix integriert, welche deutlich weniger viskositätserhöhend wirken als die Füllkörper in den zuvor genannten Kompositen. Diese Kombination von Clustern auf der einen Seite und Nanomeren auf der anderen Seite führt zu einem Füllkörperanteil, der im Bereich von 71–84 Masse% liegt, verbunden mit einer Füllkörpergröße im Bereich von Mikrofüllerkompositen (**Manhart *et al.* 2000; Ernst C.P. *et al.* 2003; Ernst & Willershausen 2003; Hervas-Garcia *et al.* 2006; Chen 2010**). Nanokomposite werden als Universalkomposite sowohl im Seitenzahngebiet als auch im Frontzahngebiet eingesetzt, da sie neben einer ausgezeichneten Polierbarkeit verbesserte mechanische Eigenschaften aufweisen (**Mitra *et al.* 2003; Yap *et al.* 2004b; Yap *et al.* 2004c; Yap *et al.* 2004d; Manhart 2006; Ernst 2011**).

2.4.1.4.2 Kompomere

Kompomere sind seit 1993 auf dem Markt. Der Begriff Kompomer ist ein Akronym gebildet aus den beiden Begriffen Komposit und Glasionomer.

Ziel war es, die Vorteile der Materialeigenschaften beider Werkstoffe miteinander zu verbinden. Auf der einen Seite erschien die einfache Handhabung der Glasionomerzemente verbunden mit der Eigenschaft einer kontinuierlichen Fluoridfreisetzung und der unmittelbaren Haftung an der Zahnhartsubstanz, auf der anderen Seite die gute Abrasionsbeständigkeit der Komposite und die Unempfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit unmittelbar nach der Polymerisation vorteilhaft (**Marxkors & Meiners 2005**).

Kompomere sind chemisch den Kompositen sehr ähnlich, da jene ebenso wie Komposite ein Monomergestütz aus Methacrylaten besitzen (z.B. Bis-GMA, UDMA) und die Aus-

härtung des anfänglich wasserfreien Materials anders als bei Glasionomernzementen ausschließlich durch Lichtpolymerisation erfolgt (**Meyer et al. 1998; Hse et al. 1999**). Darüber hinaus sind in der Monomermatrix Carbonsäuren integriert. Diese weisen im Gegensatz zu den konventionellen Glasionomernzementen vernetzbare Doppelbindungen auf, welche neben der radikalischen Polymerisation ein Aushärten des Materials nach Wasseraufnahme durch eine für Glasionomernzemente material-typische Säure-Base-Reaktion ermöglichen (**Hickel 1997; Ernst & Willershausen 2003; Ilie et al. 2003; Hellwig et al. 2013**).

Als Füllkörper finden verschiedene Fluorsilikatgläser, disperse Siliziumdioxidpartikel und andere Füllkörper wie zum Beispiel Ytterbiumfluorid und Strontiumfluorid in einer Partikelgröße von 0,1–10 µm Anwendung. Der Füllstoffanteil kann bis zu 80 Masse% betragen.

Kompomere haben verbesserte Materialeigenschaften in Bezug auf die Polierbarkeit und Ästhetik sowohl gegenüber den konventionellen als auch den kunststoffmodifizierten Glasionomernzementen. Die Polymerisationsschrumpfung ist ebenso wie die Material-expansion durch Aufnahme von Wasser mit der von Kompositen vergleichbar. Allerdings sind Kompomere gegenüber Kompositen weniger abrasionsstabil und verfügen über eine ähnliche bzw. niedrigere Biegefestigkeit (**Hickel 1997; Martin & Jedyakiewicz 1998; Chen et al. 2003; Yap et al. 2004a; Janda et al. 2007; Hellwig et al. 2013**). Bei Kompomeren kommt es zu einer Fluoridfreisetzung, die allerdings ebenso wie die übrigen physikalisch-chemischen Eigenschaften innerhalb dieser Materialgruppe einer großen Bandbreite unterliegen, so dass die Materialeigenschaften von einem Hersteller zum anderen teilweise erheblich abweichen. Die in diesem Zusammenhang erhoffte kariesprotektive Wirkung konnte in klinischen Studien bisher nicht nachgewiesen werden (**Hse et al. 1999; Ilie et al. 2003; Hellwig et al. 2013**).

Daher liegen die Hauptindikationen für Kompomere bei der Versorgung der Kavitäten von Zähnen der ersten Dentition sowie nicht kaulasttragenden Bereichen und Klasse-V-Kavitäten permanenten Zähne (**van Dijken 1996; Hse & Wei 1997; Hickel 1997; Meyer et al. 1998; Hse et al. 1999; Premovic et al. 2012; Hellwig et al. 2013**).

2.4.1.4.3 Ormocere

Ormocere stellen 1998 einen vielversprechenden Entwicklungsschritt in der Füllungs-technologie dar. Ziel war es, eine weitere Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung,

eine verbesserte Abrasionsbeständigkeit und Biokompatibilität durch Verringerung des Restmonomergehaltes zu erzielen (**Wolter et al. 1994; Hickel 1997; Kour-netas et al. 2004; Bottenberg et al. 2007; Bottenberg et al. 2009; Ilie & Hickel 2011; Ernst 2011**). Das Wort Ormocer ist ein Kunstwort und bedeutet „organically modified ceramics“ (**Hennig et al. 2004; Marxkors & Meiners 2005; Janda 2007**). Der Hauptunterschied zu den bisherigen Kompositwerkstoffen auf dem Markt besteht in der Zusammensetzung der Matrix. Neben den Dimethacrylaten (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA), die den organischen Anteil des Copolymers stellen, ist durch gezielte Hydrolyse und anorganische Polykondensation im Herstellungsprozess ein anorganisches Si-O-Si Netzwerk der Matrix beigefügt worden. So entsteht nach konventioneller Polymerisation des organischen Matrixanteils ein organisch-anorganisches Verbundpolymer (**Cattani-Lorente et al. 2001; Hennig et al. 2004; Manhart 2006**).

In der dispersen Phase sind neben Bariumglas ein modifiziertes Apatit beigefügt (**Hellwig et al. 2013**), zudem können Ormocere Fluorid freisetzen.

Die anfänglich hohen Erwartungen konnten allerdings nicht erfüllt werden (**Ernst & Willershausen 2003; Manhart 2006; Frankenberger 2010**). Obwohl Ormocere in einer Studie eine verbesserte Abrasionsbeständigkeit aufwiesen (**Tagtekin et al. 2004**), zeigte eine andere Arbeit im selben Jahr schlechtere physikalische Eigenschaften gegenüber Hybridkompositen (**Kournetas et al. 2004**).

Neuere Studien belegen, dass keine signifikanten Verbesserungen gegenüber den Kompositen gefunden werden konnten (**Efes et al. 2006a; Efes et al. 2006b; Janda et al. 2007; Bottenberg et al. 2007; Mahmoud et al. 2008; Ilie & Hickel 2011; Hellwig et al. 2013; Mahmoud et al. 2014**).

2.4.1.4.4 Silorane

Dieser Kompositwerkstoff wurde 2007 erstmals unter dem Produktnamen „*Filtek Silorane*“ auf dem Markt eingeführt. Das Material besteht zu 76 Masse% aus Füllkörpern, zu 23 Masse% aus einer Siloranmatrix und zu 1 Masse% aus Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmenten. Die Neuentwicklung liegt in einem grundlegend anderen Matrixsystem (**Ernst 2011**). Bestehen die Monomerbausteine der zuvor beschriebenen Komposite aus einer linearen Grundstruktur, welche sich im Zuge der Polymerisation vernetzt, so weist die organische Phase bei Siloranen im unpolymerisierten Zustand eine

Ringform auf, die sich beim Aushärten öffnet und somit einer Polymerisationsschrumpfung durch Expansion entgegenwirkt (**Weinmann et al. 2005**). Für den Reaktionsstart sind keine Radikale, sondern Kationen notwendig und ein speziell für Silorane entwickeltes Fotoinitiatorsystem. Da diese kationische Reaktion langsamer als die herkömmliche radikalische Polymerisation abläuft, ist die Verarbeitungszeit unter Raumlichtbedingungen verlängert und verringert gleichzeitig die entstehende Polymerisationsspannung. Darüber hinaus erfordert die Verwendung von Siloranen ein spezielles Adhäsivsystem. Dieses besteht aus zwei Komponenten, die getrennt voneinander ausgehärtet werden müssen, da die eine Schicht (hydrophil) die Verbindung zum Dentin gewährleistet, während die zweite Schicht die Verbindung zum hydrophoben Kompositwerkstoff herstellt.

Auf der einen Seite weist dieses neue Kompositmaterial verglichen mit Mikro- und Nano-hybridkompositen eine geringere Röntgenopazität, eine geringere Druckfestigkeit und Mikrohärtigkeit auf (**Lien & Vandewalle 2010**) und ist für den Frontzahnbereich auf Grund einer bislang ungenügenden Farbgebung nicht geeignet. Auf der anderen Seite zeichnet sich das Material mit verbesserten physikalischen Eigenschaften wie einer äußerst geringen Polymerisationsschrumpfung von unter 1 Vol.% (**Weinmann et al. 2005**), einer erhöhten Konversionsrate von 90% (**Frankenberger 2013**), einer geringeren Wasseraufnahme (**Palin et al. 2005**), einer verbesserten Reparaturmöglichkeit und einer längeren Verarbeitungszeit aus (**Hellwig et al. 2013**).

Buchgraber et al. (2011) konnten allerdings in Ihrer Studie zeigen, dass die Polierbarkeit des Silorankomposit signifikant schlechtere Ergebnisse aufwies als das unter gleichen Bedingungen untersuchte Nanokomposit.

Weitere Entwicklungen auf dem Gebiet der Silorane führten zu stetigen Verbesserungen der physikalischen Materialeigenschaften und gaben Anlaß zu der Vermutung, dass diese Materialgruppe eine Alternative zu den Methacrylaten zukünftig darstellen könnte (**Ilie & Hickel 2006; Ilie & Hickel 2009; Porto et al. 2013; Giannini et al. 2013; Zakir et al. 2013**). Dies muss allerdings noch durch Langzeitstudien und klinische Studien untermauert werden (**Frankenberger 2010**).

2.4.2 Kompositeinteilung nach Füllstoffgehalt

Willems et al. (1992) versuchten, der neueren Entwicklung mit einer weiteren Kompositklassifizierung Rechnung zu tragen. Die Einteilung der Komposite nach *Lutz et al.* (1983)

fand sich in ihrer Klassifikation ebenso wieder, allerdings wurde statt des Begriffs Hybridkomposit die Bezeichnung „verdichtete Komposite“ verwendet und weiter differenziert. Neben der Füllkörpergröße berücksichtigte die Einteilung den Füllstoffgehalt. So wurden die „verdichteten Komposite“ in zwei Klassen eingeteilt:

- Mittelgefüllte Komposite mit einer Füllstoffdichte < 60Vol.% und
- Hochgefüllte Komposite mit einer Füllstoffdichte > 60 Vol.%

Darüber hinaus unterteilten *Willems et al.* diese jeweils in zwei Subklassen, abhängig von der Größe des Füllkörpers in

- Ultrafeine mittelgefüllte beziehungsweise hochgefüllte Komposite mit einer Größe des Füllkörpers <3 µm und
- Feine mittelgefüllte beziehungsweise hochgefüllte Komposite mit einer Größe des Füllkörpers >3 µm

2.4.3 Kompositeinteilung nach der Größe der Füllpartikel

Bayne et al. (1994) versuchten eine Vereinfachung der Klassifikation zu erreichen, indem Sie die Materialien in fünf Kategorien einteilten in Abhängigkeit von der durchschnittlichen Füllpartikelgröße:

- Megafüller mit einer durchschnittl. Partikelgröße von 0,5 – 2,0 mm
- Makrofüller mit einer durchschnittl. Partikelgröße von 10 – 100 µm
- Midifüller mit einer durchschnittl. Partikelgröße von 1,0 – 10 µm
- Minifüller mit einer durchschnittl. Partikelgröße von 0,1 – 1 µm und
- Nanofüller mit einer durchschnittl. Partikelgröße von 0,005 – 0,001 µm

Da der Begriff Hybridkomposit bereits bei einer Mischung unterschiedlich großer Füllpartikel angewandt wurde, war es das Ziel dieser Klassifizierung, die auf den Markt befindlichen Hybridkomposite genauer differenzieren zu können.

2.4.4 Kompositeinteilung nach dem rheologischen Verhalten

Bei dieser Einteilung wird zwischen stopfbaren Kompositen, bezeichnet als „Condensables“ oder „Packables“, und fließfähigen Kompositen, sogenannten „Flowables“, unterschieden (**Janda 2007**).

2.4.4.1 Stopfbare Komposite

1997 wurden die ersten stopfbaren Komposite in den Markt eingeführt, welche die vorhandenen Feinpartikelhybridkomposite ablösen sollten. Diese wurden vermarktet mit der Eigenschaft, sich ähnlich wie Amalgam stopfen und schnitzen zu lassen (**Hellwig et al. 2013**). Allerdings ist der Vergleich mit dem stopfbaren Amalgam nicht korrekt, da es nicht wie beim Legen einer Amalgamfüllung zu einer Volumenreduktion durch die mechanische Krafteinwirkung kommt (**Frankenberger et al. 1999**).

Die Modifikation der Matrix durch Verwendung verschiedener Monomere führt zu einer erhöhten Viskosität des Materials, mit der Folge, dass diese Materialien eine verbesserte Modellierbarkeit durch die erreichte Standfestigkeit und eine geringere Klebrigkeit am Einbringinstrument aufwiesen (**Leinfelder et al. 1999; Ernst & Willershausen 2003**). Nachteilig führte diese Materialeigenschaft aber dazu, dass es zu einer verschlechterten Adaption des Werkstoffes an die Zahnhartsubstanz kam und die Biegefestigkeit deutlich niedriger ausfiel als die von Feinpartikelhybridkompositen (**Boer 1999**). Darüber hinaus lässt das Ermüdungsverhalten des Werkstoffs auf ein höheres Frakturrisiko schließen (**Frankenberger et al. 1999**). Die physikalischen Eigenschaften innerhalb dieser Werkstoffgruppe unterliegen durch die unterschiedlichen Zusammensetzungen der dispersen Phase zusätzlich erheblichen Schwankungen (**Manhart et al. 2000; Manhart et al. 2001a**), so dass von einem nennenswerten Vorteil dieser Werkstoffgruppe gegenüber den Hybridkompositen nicht gesprochen werden kann. (**Ferracane et al. 1999; Leinfelder et al. 1999; Hellwig et al. 2013; Cobb et al. 2000; Choi et al. 2000**).

2.4.4.2 Fließfähige Komposite

Als gegenläufiger Trend zu den stopfbaren Kompositen wurden Ende der 90er Jahre die fließfähigen Komposite, sogenannte „Flowables“, in den Markt eingeführt. Bei diesen Materialien wurde der Füllstoffanteil verringert oder der Matrix zusätzliche Viskositätsverdünner (z.B. TEGDMA) zugefügt (**Frankenberger et al. 1999; Ferracane 2011; Hellwig et al. 2013**).

Neben der Viskosität werden dadurch auch weitere mechanische und physikalische Materialeigenschaften beeinflusst. So weisen fließfähige Kompositmaterialien eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung und eine geringere Abrasionsbeständigkeit sowie ein deutlich verringertes Elastizitätsmodul auf (**Bayne et al. 1998; Labella et al. 1999; Boer 1999; Ernst & Willershausen 2003; Attar et al. 2003; Hervas-Garcia et al. 2006**;

Baroudi et al. 2007). Daher sind diese Materialien weniger für kaulasttragende Füllungsbereiche geeignet, sondern im besonderen Maße im Rahmen der minimalinvasiven Füllungstherapie für die Versorgung von schwer zugänglichen Kavitätenbereichen, bei denen ein Anfließen des Füllungsmaterials zur vollständigen Defektfüllung notwendig ist (**Clelland et al. 2005; Gallo et al. 2010**).

Darüber hinaus werden „Flowables“ im Rahmen der erweiterten Fissurenversiegelung und in Füllungsbereichen, in denen eine erhöhte Materialflexibilität von Vorteil ist - wie zum Beispiel in Kavitäten im Zahnhalsbereich – verwendet (**Bayne et al. 1994; Hervas-Garcia et al. 2006; Kubo et al. 2010**).

Ebenso kommen diese Materialien wegen ihres niedrigen E-Moduls in der CBF-Füllungstechnik (Composite-bonded-to-flowable) zum Einsatz. Bei dieser Technik wird nach dem Bonding der Kavität eine dünne Schicht des fließfähigen Komposits im zervikal-gingivalen Bereich einer Klasse-II-Kavität eingebracht, um dort als „stress breaker“ zu fungieren und eine verbesserte Adaption des hochgefüllten Kompositmaterials, welches anschließend in die Kavität eingebracht wird, zu erreichen (**Frankenberger et al. 1999; Kubo et al. 2003; Attar et al. 2004; Hellwig et al. 2013**).

Aufgrund des verringerten Fülleranteils weisen einige fließfähige Komposite eine verminderte Röntgenopazität auf (**Bouschlicher et al. 1999**). Deshalb sollte bei der beschriebenen Füllungstechnik auf eine ausreichende Röntgendichtigkeit des verwendeten „Flowables“ geachtet werden, damit etwaige Überschüsse erkannt werden können und nicht als mangelhafter Füllungsrandschluss interpretiert werden.

2.5 Ziel der Bearbeitungs- und Polierverfahren

Die Oberflächenqualität einer Füllung ist ein entscheidender Faktor für den klinischen Erfolg und die Lebensdauer derselben. So beeinflusst die Eigenschaft einer Oberfläche im biologischen Milieu der Mundhöhle ebenso die Tendenz zur Akkumulation von Plaque (**Kawai & Urano 2001; Morgan 2004; Jung & Borchers 2005; Chinelatti et al. 2006**) wie die Verschleißfestigkeit. Darüber hinaus hat die Füllungsoberfläche Einfluss auf die Abrasivität beim antagonistischen Kontakt (**Tjan & Chan 1989; Mandikos et al. 2001**) und die Patientenzufriedenheit. Ziel sollte es daher sein, eine möglichst glatte und homogene Oberflächentextur mit geeigneten Ausarbeitungs- und Polierinstrumenten zu erreichen (**Rzanny et al. 2003**). Die Patientenzufriedenheit wird mit einem ästhetisch an-

sprechenden Gesamtergebnis und einer Oberflächenglätte, die der Beschaffenheit der eigenen Zähne gleichkommt, gefördert (**Jones et al. 2004, 2006**).

2.5.1 Einfluss der Oberflächenqualität auf die Plaqueakkumulation

Aus karies- und parodontalprohylaktischen Gründen ist die Vermeidung einer Plaqueanhäufung auf Füllungsflächen anzustreben (**Quirynen et al. 1990; Quirynen & Bollen 1995; Bollen et al. 1997; Nadarajah et al. 1997; Özgunaltay et al. 2003; Nagem et al. 2003; Peyton 2004; Yap et al. 2005b**).

Zahlreiche Studien untersuchten die Zusammenhänge zwischen Plaqueadhäsion und der Oberflächenbeschaffenheit von zahnärztlichen Materialien.

Quirynen & Bollen (1995) teilten in ihrer Literaturübersicht die Bildung von Plaque in vier Phasen ein:

1. Phase: Der Transport der Bakterien zur Materialoberfläche
 - a) durch Brownsche Molekularbewegung mit einer Geschwindigkeit von 40 µm/h
 - b) durch Flüssigkeitsbewegungen und
 - c) durch Chemotaxis
2. Phase: Die initiale Adhäsion mit zwei weiteren Phasen (reversibel und irreversibel)
3. Phase: Der Haftungsvorgang durch spezifische Interaktionen
4. Phase: Die Kolonisation und Bildung eines Biofilms

Ferner untersuchten die Autoren den Einfluss der freien Oberflächenenergie und der Oberflächenrauigkeit auf die Plaqueanlagerung und kamen zu dem Schluß, dass, obwohl hochenergetische Oberflächen eine Plaqueansammlung begünstigen, der Einfluss der Oberflächenrauigkeit auf die Bildung von Plaque überwiegt. Dies wurde in weiteren Studien bestätigt (**Quirynen et al. 1990; Quirynen 1994**).

Den Zusammenhang zwischen Rauigkeit der Materialoberfläche und der Bildung von Plaque zeigen darüber hinaus zahlreiche Studien wie zum Beispiel bei *Shintani et al.* (1985), *Hickel et al.* (1991), *Quirynen et al.* (1994), *Bollen et al.* (1997), *Kawai et al.* (2000), *Kawai & Urano* (2001), *Eick et al.* (2004), *Aykent et al.* (2010), *Mei et al.* (2011). Eine signifikante Plaquereduktion an supragingivalen Titanoberflächen konnten *Rimondini et al.* (1997) in vivo zeigen, wenn der arithmetische Mittenrauwert Ra von 2,142 µm

auf 0,088 μm bzw. die gemittelte Rautiefe Rz von 17,546 μm auf 1,027 μm reduziert wurde.

In der Literaturübersicht von *Bollen et al.* (1997) wird ein Schwellenwert von 0,2 μm für den gemessenen Rauigkeitswert Ra angegeben. Mit zunehmender Rauigkeit der Materialoberfläche steigt die Plaqueakkumulation. Ziel sollte es daher sein, die Oberflächenbeschaffenheit so glatt wie möglich zu gestalten (**Nadarajah et al. 1997; Aykent et al. 2010**).

2.5.2 Einfluß der Oberflächenqualität auf die Verschleißfestigkeit und die Abrasivität von Kompositen

Neben der chemischen Zusammensetzung der Komposite wie Form, Härte und Größe der Füllpartikel beeinflusst auch die Rauigkeit der Füllungsoberfläche das Verschleißverhalten (**Tjan & Chan 1989; Willems et al. 1991; Yap et al. 1998; Yap et al. 2004b**).

Glatte Kompositoberflächen verringern die Abrasivität und erhöhen die Verschleißfestigkeit. *Mandikos et al.* (2001) konnten einen direkten Zusammenhang zwischen der Oberflächenrauigkeit einer Kompositfüllung und der Abrasivität gegenüber dem antagonistischen Kontakt feststellen. *Willems et al.* (1991,1993) stellten fest, dass eine glatte Kompositoberfläche unerlässlich sei, um Schaden an der antagonistischen Zahnhartsubstanz durch Abrasion zu vermeiden.

Bereits 1991 kamen *Helvatjoglou-Antoniadi et al.* nach der Untersuchung von acht Kompositen zu dem Schluss, dass bei allen untersuchten Kompositoberflächen trotz der vorhandenen unterschiedlichen Materialzusammensetzung der einzelnen Werkstoffe, signifikant erhöhte Werte für die Oberflächenmikrohärte nach erfolgter Ausarbeitung und Politur ermittelt werden konnten.

Ebenso konnten *Graf et al.* (1998) in ihrer in vitro Studie zeigen, dass die Verringerung von Rauigkeiten zu einer Steigerung der Mikrohärte von CAD/CAM Keramiken und eines Komposits führte.

Auch *Chinelatti et al.* (2006) schlussfolgerten nach ihrer Studie, dass es zu einer erhöhten Materialhärte nach erfolgter Politur, unabhängig von den verwendeten Kompositen (vier fließfähige Komposite, ein minigefülltes Komposit und ein Hybridkomposit) kommt.

Park et al. (2000) erklärten die signifikante Erhöhung der Verschleißfestigkeit nach erfolgter Politur mit dem Entfernen der Sauerstoffinhibitionsschicht, welche füllungsarm ist und somit eine erhöhte Abrasivität aufweist. So zeigten die Oberflächen unpolierter

Kompositprobekörper, die lediglich gegen eine Kunststoffmatritze ausgehärtet wurden, eine signifikant geringere Mikrohärtigkeit als die der polierten Kompositoberflächen.

Eine nach Füllungslegung erfolgte Politur führt somit nicht nur zu einer Vergütung der Oberfläche, sondern erhöht die Lebensdauer derselben (**Jefferies et al. 1992; Hoelscher et al. 1998; Morgan 2004; Peyton 2004; Ferreira et al. 2004; Lohbauer et al. 2008**).

2.5.3 Einfluß der Oberflächenqualität eines Füllungswerkstoffes auf die Patientenzufriedenheit

Ästhetische Aspekte bei der Verwendung von Füllungsmaterialien spielen eine bedeutende Rolle für die Zufriedenheit der Patienten (**Heath et al. 1993; Ferreira et al. 2004**). Neben einer natürlichen Oberflächenglätte sind Glanz und Farbstabilität wichtige Faktoren. Verfärbungstendenzen von Kompositoberflächen, die maßgeblich die Ästhetik beeinträchtigen, hängen auf der einen Seite von der Materialzusammensetzung der Füllungswerkstoffe ab, auf der anderen Seite von der Bearbeitung der Füllungsoberfläche (**Cooley et al. 1987; Krejci et al. 1999; Lu et al. 2005; Paravina et al. 2004; Morgan 2004; Barakah et al. 2014**). *Lu et al.* (2005) konnten zeigen, dass ein direkter Zusammenhang besteht zwischen der Oberflächenrauigkeit und der Verfärbungstendenz eines Komposits. Ebenso stellten sie fest, dass der Glanz der Komposite mit steigender Oberflächenrauigkeit abnahm. *Barakah et al.* (2014) untersuchten zwei Nanopartikel-Komposite und ein Feinpartikel-Hybridkomposit und kamen ebenfalls zu dem Schluss, dass eine Politur der Kompositoberfläche die Resistenz gegen Verfärbungen verbessere. Außer einer Politur der Füllungsoberfläche begünstigen ein geringes Wasseraufnahmevermögen des Füllungswerkstoffes, eine geringe Füllergöße und ein hoher Füllstoffgehalt die Verfärbungsresistenz (**Dietschi et al. 1994**).

Für den Patienten hat neben einem natürlichen Erscheinungsbild auch die wahrnehmbare Oberflächentextur Einfluss auf seine Zufriedenheit. *Willems et al.* (1991,1993) konnten einen arithmetischen Mittenrauwert R_a von $0,64 \pm 0,25 \mu\text{m}$ bei natürlichen Schmelzoberflächen ermitteln und schlussfolgerten daraus, dass die Oberflächenrauigkeit von Kompositmaterialien diesen Wert nach Politur erreichen beziehungsweise unterschreiten sollte.

Jones et al. (2004) kamen zu ähnlichen Ergebnissen, indem sie einen Wert R_a für die taktile Wahrnehmung einer rauen Oberfläche von $0,50 \mu\text{m}$ ermittelten. In dieser Studie

versuchten Probanden unterschiedlich glatte Füllungsproben mit Hilfe der Sensibilität der Zungenspitze nach deren Rauigkeit einzuordnen.

Eine Füllungsoberfläche wird als optisch glatt empfunden, wenn die Materialoberfläche die gleiche Lichtreflexion wie natürlicher Zahnschmelz aufweist. Dies wird erreicht, wenn die Oberflächenunregelmäßigkeiten deutlich weniger als $1\mu\text{m}$ ausmachen, da diese dann unterhalb der Wahrnehmung der Wellenlänge des sichtbaren Lichtes liegen (**North-east & van Noort 1988; Wilson et al. 1990; Chung 1994**).

Da kein exakter Wert für eine optimale Oberflächenbeschaffenheit von dentalen Restaurationmaterialien wie Kompositen im Hinblick auf Eigenschaften wie Plaqueakkumulation, Abrasionsverhalten und Patientenwahrnehmung in der Literatur gefunden werden kann, postulieren mehrere Autoren eine jeweils bestmögliche Politur als Ziel (**Berastegui et al. 1992; Scurria & Powers 1994; Rzanny et al. 2003; Morgan 2004; Lu et al. 2005**).

2.5.4 Bearbeitungs- und Polierverfahren

Bereits 1984 beschrieben *Krejci und Lutz* die notwendigen Schritte, um eine Kompositfüllung auszuarbeiten und zu polieren. Nach dem Legen der Füllung muss die sogenannte Sauerstoffinhibitionsschicht, welche eine weiche, monomerreiche Schicht darstellt, abgetragen werden, um eine härtere, verschleißfestere und ästhetisch besser definierte Füllungsoberfläche erzielen zu können. Damit nach Beendigung der Ausarbeitung und anschließender Politur keine Unterschüsse im Kavitätenbereich entstehen, ist ein primäres Überfüllen notwendig. Es folgen die Schritte Grobausarbeiten, Feinausarbeiten und Polieren. Während beim Grobausarbeiten die Überschussbeseitigung und das okklusale Adjustieren im Vordergrund stehen, erfolgt beim Feinausarbeiten durch die beiden Schritte Konturieren und Finieren die endgültige Formgebung und vorbereitende Glättung. Durch das abschließende Polieren wird die Minimierung der Rauigkeiten und eine glänzende Füllungsoberfläche angestrebt.

2.5.4.1 Ausarbeitungsinstrumente

Es werden in der Literatur je nach Art der zu bearbeitenden Füllungsfläche (Glattfläche oder strukturierte Fläche) unterschiedliche rotierende Instrumente für die Ausarbeitung von Kompositen empfohlen:

- flexible Disks
- Diamantfinierer
- Hartmetallfinierer und
- rotierende Steine aus Aluminium- oder Siliziumoxid bzw. Siliziumkarbid

Flexible Disks sind aufgrund der großen Variabilität der verwendeten Körnungen sowohl für die Ausarbeitung als auch für die Politur geeignet.

Neben flexiblen aluminiumoxidbeschichteten Disks wie zum Beispiel *Sof-Lex Discs*, *Sof-Lex XT Discs*, *Opti-Discs*, *Flexi-Snaps* und *Mooreflex Scheiben* sind zur Bearbeitung und Politur von Kompositfüllungen Scheiben mit abrasiven Silikon-Karbidpartikel (zum Beispiel *Super-Snap Discs*) auf dem Markt verfügbar (**Jefferies 1998; Jung 2013**).

Bereits 1971 postulierten *Chandler et al.*, dass die Abrasivpartikel auf den Bearbeitungsscheiben eine größere Härte aufweisen sollten als die Füllpartikel des zu bearbeitenden Komposits. Infolgedessen kommt es nicht nur zur Einebnung und Gättung der weicheren, organischen Kompositmatrix, sondern im gleichen Maße zu einer Abrasion der dispersen Phase (**Eide & Tveit 1988; Tjan & Chan 1989**).

Die Bearbeitungsreihenfolge erfolgt von Disks mit grober bis feiner Körnung für die Ausarbeitung bis hin zu sehr feinen Polierscheiben für die Politur. Die Abrasivpartikel der zur Ausarbeitung verwendeten flexiblen Disks weisen je nach Hersteller eine Körnung von 151 µm - 50 µm für die grobe Ausarbeitung und für die Feinausarbeitung von 3 µm - 40 µm auf (**Jung 2013**). *Kanter et al.* (1983) konnten zeigen, dass eine Änderung in der Bearbeitungsreihenfolge eine Erhöhung der Rauigkeitswerte zur Folge hat. *Venz* (1983) kam zu dem Schluss, dass die Anwendung der Disks unter Wasserkühlung erfolgen sollte, da bei seinen Untersuchungen nach trockener Bearbeitung aus der Kompositmatrix herausragende Füllstoffteilchen beobachtet werden konnten.

Eide und Tveit (1988) untersuchten das Diskssystem *Sof-Lex XT* und wiesen auf den sich nachteilig auswirkenden zentralen Metallring hin, welcher bei der Anwendung in Kontakt mit der Füllungsoberfläche gelangen und diese dann beschädigen kann. Einige Hersteller

haben daher den zentralen Metallring durch einen Kunststoffring ausgetauscht oder decken den Mandrell mit der Polierscheibe komplett ab.

Darüber hinaus sind Disks für die Ausarbeitung von konkaven und anatomisch strukturierten Oberflächen auf Grund ihrer Form nicht geeignet, da die rotierende Scheibenform zu einer unerwünschten Planierung und somit zu einer anatomischen Formveränderung der Oberfläche führen kann (**Chen et al. 1988; Tjan & Chan 1989; Wilson et al. 1990; Jefferies 1998; Turssi et al. 2000**). Aus diesen Gründen werden von mehreren Autoren starre Bearbeitungsinstrumente wie Diamant- und Hartmetallfinierer für die Ausarbeitung dieser Füllungsbereiche empfohlen (**Chen et al. 1988; Northeast & van Noort 1988; Tjan & Chan 1989; Wilson et al. 1990; Jung 1997**).

Diamant- und Hartmetallfinierer waren Gegenstand zahlreicher Studien mit teilweise widersprüchlichen Empfehlungen für die Ausarbeitung von Kompositen.

Bei der Ausarbeitung steht zunächst ein Materialabtrag zur Überschussbeseitigung und zum Konturieren im Vordergrund. Darüber hinaus darf dabei die Oberfläche nicht allzu sehr aufgeraut werden, um eine nachfolgende Politur mit wenig materiellem und zeitlichem Aufwand durchführen zu können (**Rzanny et al. 2003**).

Diamantfinierer verfügen über eine große Abtragsleistung und sind daher in ihrer Anwendung sehr effektiv, hinterlassen allerdings erhöhte Rauigkeiten auf der bearbeiteten Oberfläche (**Pratten & Johnson 1988; Goldstein & Waknine 1989; Jung 1994; Jung 1997; Jung 1998; Jefferies 1998; Nagem et al. 2003; Rzanny et al. 2003; Jefferies 2007**).

Rzanny et al. (2003) erklärten dies mit der eher zertrümmernden und zerfurchenden Wirkung von Diamantpartikeln im Gegensatz zu spanabhebend arbeitenden Hartmetallfinierern. Dabei konnten *Jung et al.* (2003b) zeigen, dass eine erhöhte Rauigkeit von Kompositoberflächen nach der Bearbeitung mit Diamantfinierern in Zusammenhang mit der Korngröße der diamantierten Abrasivpartikel steht. So konnte eine signifikante Verringerung des Mittenrauwertes Ra von zuvor 2 µm bei der Verwendung eines Diamantfinierers mit 30 µm Abrasivpartikeln, auf unter 1 µm durch die nachfolgende Bearbeitung mit einem Diamantfinierer mit kleineren Abrasivpartikeln von 20 µm erzielt werden. Darüber hinaus zeigten sich bei dem untersuchten Ormocer-Komposit bei der Anwendung des gröbereren Diamantfinierers destruktive Veränderungen auf der bearbeiteten Oberfläche, so dass die Verwendung bei diesem untersuchten Komposit nicht empfohlen werden konnte.

Bestätigt wurden die destruktiven Effekte nach Ausarbeitung mit groben Diamantfinierern in der Studie von *Jung et al.* (2007b) und *Marchan et al.* (2013). *Jung et al.* kamen zu dem Schluss, dass eine alleinige Anwendung eines groben Diamantfinierers (Korngröße 30 µm) nicht für die Ausarbeitung von Kompositoberflächen geeignet sei und forderten weitere Ausarbeitungsschritte mit feineren Diamant- bzw. Hartmetallfinierern. *Marchan et al.* untersuchten drei Nanokomposite und bearbeiteten diese mit einem Diamantfinierer mit 45µm Abrasivpartikeln, gefolgt von einem feineren Diamantfinierer mit 15µm Abrasivpartikeln. Die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen zeigten ebenfalls destruktive Oberflächenveränderungen und führten zur Empfehlung weiterer Bearbeitungsschritte vor endgültiger Politur. *Nagem et al.* (2003) konnten diese destruktiven Veränderungen auf den untersuchten Kompositoberflächen nicht beobachten. Sie verwendeten allerdings als groben Diamantfinierer einen Finierer mit 25µm Abrasivpartikel und einen feinen mit 15µm Körnung.

Hartmetallfinierer weisen eine geringere Effektivität und Standzeit auf als Diamantfinierer (**Whitehead & Wilson 1989; Jung 1997**). In der Literatur kamen Studien zu unterschiedlichen Ergebnissen in Bezug auf die erzielten Oberflächenrauigkeiten von Kompositen nach Ausarbeitung mit Hartmetallfinierern. So konnten zum Beispiel die Studien von *Jung* (1997), *Roeder et al.* (2000), *Rzanny et al.* (2003), *Jung et al.* (2003a, 2004, 2007a, 2007b) und *Marchan et al.* (2013) glattere Oberflächen nach Ausarbeitung mit Hartmetallfinierern ermitteln als nach Bearbeitung mit diamantierten Finierern.

So wiesen die untersuchten Kompositoberflächen eines Nanopartikel-Komposits und zweier Feinstpartikel-Hybridkomposite Rauigkeitswerte von 0,34 - 0,41 µm für Ra nach Bearbeitung durch Hartmetallfinierer auf, wohingegen für die Oberflächen nach Ausarbeitung mit Diamantfinierern Werte für Ra von 0,61 - 0,66 µm ermittelten wurden (**Marchan et al. 2013**). *Jung et al.* (2007b) untersuchten vier Nanopartikel-Komposite und ein Feinpartikel-Hybridkomposit und erzielten nach der Ausarbeitung durch einen Diamantfinierer, gefolgt von einem Hartmetallfinierer Werte für Ra von 0,42 - 0,64 µm, während die alleinige Bearbeitung mit Diamantfinierern zu Werten für Ra von 0,86 - 1,02 µm führte.

Bereits 1992 konnten *Ferracane et al.* feststellen, dass die untersuchten Kompositoberflächen nach der Bearbeitung mit Hartmetallfinierern weniger zerfurcht waren und geringere Rauigkeiten als nach der Bearbeitung mit Diamantfinierern aufwiesen. Darüber

hinaus stellten sie fest, dass die Abtragsleistung der Hartmetallfinierer 1,5 bis 3-fach geringer war als die von Diamantfinierern.

Allerdings wurden bei Mikrofüllerkompositen von *Boghosian et al.* (1987) destruktive Oberflächenveränderung nach der Anwendung von Hartmetallfinierern im Turbinenhandstück bei Umdrehungszahlen von 375000 U/min beobachtet. Dabei wurden unter Anwendung des größeren Finierers mit 12 Schneiden Frakturen, Risse und Füllpartikel-dislokationen an der Füllungs Oberfläche beobachtet, deren Anzahl unter der Anwendung des feineren Hartmetallfinierers mit einer 30-Schneiden-Geometrie zunahm. Die Autoren erklärten diese Beobachtung mit dem erhöhten Bis-GMA Anteil der organischen Matrix bei Mikrofüllerkompositen, welcher dazu führen könnte, dass sich die weichere Kompositmatrix in den Schneiden anhäuft, die Schneidleistung herabsetzt und so die Destruktionen hervorruft. Untermauert wurde diese These mit der Beobachtung, dass dieser Effekt unter gleichen Bedingungen bei dem untersuchten Feinpartikelhybridkomposit, welches sich in der Materialzusammensetzung erheblich vom Mikrofüllerkomposit unterscheidet, nicht festgestellt werden konnte. Bei dem Feinpartikelhybridkomposit wiesen die resultierenden Oberflächen keine destruktiven Veränderungen auf und zeigten im Rasterelektronenmikroskop Oberflächenreliefs, die vergleichbar waren mit denen nach Bearbeitung mit diamantierten Finierern.

Vergleichbare Rautiefen zwischen Diamantfinierern und Hartmetallfinierern wurden auch von anderen Autoren festgestellt (**Lutz et al. 1983; Pratten & Johnson 1988**). *Herrgott et al.* (1989) kamen sogar zu dem Ergebnis, dass ein Hartmetallfinierer mit 12 Schneiden die höchsten Mittenrauwerte auf der Kompositoberfläche hinterließ, vergleichbar mit einem groben Diamantfinierer. Allerdings konnten die Autoren keine signifikanten Rauigkeitsunterschiede zwischen Hartmetallfinierern und Diamantfinierern feststellen, wenn die Ausarbeitung mit einem sehr feinen Hartmetallfinierer mit 30 Schneiden oder mit feinen Diamantfinierern erfolgte.

Rotierende Steine werden von den meisten Autoren als nicht geeignet zur Ausarbeitung von Kompositoberflächen eingestuft. Als Grund wird angeführt, dass keine schonende Bearbeitung der Kompositoberfläche möglich sei. So postulierten *Krejci und Lutz* (1984), dass die montierten Steine bereits nach einer kurzen Gebrauchsperiode keinen Rundlauf mehr aufweisen und daher eher schlagend auf die Oberfläche einwirken als abtragend, was zu erheblichen Oberflächenschäden führt. Erhöhte Rauigkeitswerte nach Bearbeitung mit rotierenden Steinen wurden in einer Vielzahl von Studien beschrieben

(Pearson & Messing 1979; Pratten & Johnson 1988; Eide & Tveit 1988; Wilson *et al.* 1990; Yap *et al.* 1997; Marchan *et al.* 2013). Bereits Ende der 70er Jahre berichteten einige Autoren über die geringere Schneidleistung der rotierenden Steine gegenüber den Hartmetallfinierern (Heath & Wilson 1976; Campbell-Keys & Verrall 1978). Pearson und Messing (1979) kamen zu dem Schluss, dass der geringe Substanzabtrag in Verbindung mit dem ausgeübten Druck bei der Bearbeitung zu einer Hitzeentwicklung führt, welche die organische Phase des Komposits schädigt.

2.5.4.2 Polierinstrumente

Die geringsten Rauigkeitswerte werden erreicht, wenn eine Kompositfüllung gegen eine Matrize polymerisiert wird (Kanter *et al.* 1983; Pratten & Johnson 1988; Chung 1994; Hondrum & Fernandez, Jr. 1997; Yap *et al.* 1997; Hoelscher *et al.* 1998; Hennig *et al.* 2004; Baseren 2004; Paravina *et al.* 2004; Uctasli *et al.* 2007; Korkmaz *et al.* 2008; Celik & Ozgunaltay 2009, Bashetty & Joshi 2010, Hassan *et al.* 2015).

Alle nachfolgenden Bearbeitungsschritte führen zu einer Verringerung der ursprünglichen Oberflächenglätte, sind allerdings aus zuvor ausgeführten Gründen unabdingbar (Wilson *et al.* 1990; Chung 1994; Rzanny *et al.* 2003; Gönülol & Yilmaz 2012).

Für die abschließende Politur einer Kompositfüllung werden in der Literatur verschiedene Polierverfahren empfohlen:

- flexible Disks
- Silikonpolierer/ Gummipolierer
- diamantierte Filzpolierer
- Polierbürstchen
- Polierpasten

Zur Politur konvexer Kompositoberflächen, welche der vorliegenden Studie zu Grunde liegen, haben sich flexible Disks in experimentellen Studien als Standard etabliert (Venz 1983; Lutz *et al.* 1983; Kanter *et al.* 1983; Krejci & Lutz 1984; Chen *et al.* 1988; Eide & Tveit 1988; Herrgott *et al.* 1989; Tjan & Chan 1989; Wilson *et al.* 1990; Hoelscher *et al.* 1998; Roeder *et al.* 2000; Nagem *et al.* 2003; Özgunaltay *et al.* 2003; Baseren 2004; Paravina *et al.* 2004; Barbosa *et al.* 2005; Uctasli *et al.* 2007; Celik & Ozgunaltay 2009; Antonson *et al.* 2011, Hassan *et al.* 2015). Während im Bereich der Ausarbeitung die groben bis fein gekörnten Scheiben Anwendung finden, werden für die

Politur die sehr feinen Polierscheiben eingesetzt. In der Literatur finden sich Studien, in welchen die flexiblen Scheiben mit oder ohne Wasserkühlung verwendet wurden. *Dodge et al.* (1991) untersuchten vier Komposite und polierten diese mit Disks sowohl mit als auch ohne Wasserkühlung. Sie stellten nur bei einem Komposit nach erfolgter nasser Politur signifikant erhöhte Rauigkeitswerte fest. Dagegen untersuchte *Jung* (2013) sechs verschiedene flexible Diskssysteme zur Politur eines Nanokomposits mit oder ohne Wasserkühlung und kam zu dem Ergebnis, dass die geringsten Rauigkeitswerte bei allen Poliersystemen ohne Wasserkühlung erzielt wurden. Auch das in der vorliegenden Studie verwendete Sof-Lex System erzielte in der Untersuchung von *Jung* Oberflächenwerte für Ra von 0,43 µm bei trockener Anwendung, im Gegensatz zur Politur mit Wasserkühlung (Ra = 0,52 µm).

Silikon- und Gummipolierer bieten eine große Variabilität in der Zusammensetzung und der Form. Sie bestehen aus einer weichen, elastischen Trägerschicht, in welche Abrasivpartikel unterschiedlicher Art und Größe eingebettet sind. Diese Trägerschicht kann im Falle der Gummipolierer aus natürlichem Kautschuk oder aus synthetischem Gummi bestehen, bei Silikonpolierern aus Silikon oder einem elastischen Polymer (**Jefferies 2007**). Wurden anfangs Silikonpolierer auf Grund der geringen Härte der Siliziumoxid –Abrasivepartikel nur für Mikorfüllerkomposite empfohlen (**Tjan & Chan 1989; Jung 1998**), sind die aktuell auf dem Markt befindlichen Silikon- und Gummipolierer mit Aluminiumoxid-, Silikonkarbid- und Diamantpartikeln in unterschiedlicher Körnung versehen. Dadurch sind diese ebenso für moderne Kompositwerkstoffe geeignet (**Korkmaz et al. 2008; Ozel et al. 2008**). Durch die größere Härte der Abrasivpartikel wird neben dem Abtrag der weichen organischen Kompositmatrix auch das Einebnen von härteren Füllpartikeln ermöglicht. Silikonpolierer sind im Gegensatz zu flexiblen Disks in verschiedenen Formen (Polierkelche, -spitzen, -räder, oder -linsen) und als einstufiges oder mehrstufiges Poliersystem erhältlich. Durch die Vielfalt der Polierkörperformen können bei der Bearbeitung schwer zugängliche sowie konkave und strukturierte Füllungsbereiche geglättet werden (**Baseren 2004**). *Barbosa et al.* (2005) untersuchten Prüfkörper bestehend aus einem Hybridkomposit, zwei Mikrofüllerkompositen und zwei stopfbaren Kompositen. Sie erzielten zwar mit Gummipolierern auf diesen Probenoberflächen nicht die gleiche Glätte wie mit Sof-Lex Scheiben, hielten die Gummipolierer jedoch geeignet für die Bearbeitung schwer zugänglicher Füllungsbereiche, da akzeptable Rauigkeitswerte (Ra < 0,65 µm) erzielt werden konnten. Untersuchungen des mehrstufigen

Astropol-Poliersystems konnten in einigen Studien im Vergleich mit Sof-Lex Scheiben glattere Oberflächen nachweisen. Dabei ermittelten die Studiengruppen Rauigkeitswerte von $0,39\ \mu\text{m}$ (**Jung et al. 2003a**) und $0,17 - 0,2\ \mu\text{m}$ für Ra (**Jung et al. 2007a**). Andere Autoren hingegen konnten mit Sof-Lex Scheiben geringere Rauigkeitswerte als mit dem Astropol-Poliersystem erzielen. Auch in diesen Studien lagen die ermittelten Rauigkeitswerte der Kompositoberflächen nach Politur mit den Gummipolierern bei $\text{Ra} = 0,42\ \mu\text{m}$ (**Celik & Ozgunaltay 2009**) und $\text{Ra} = 0,44 - 0,53\ \mu\text{m}$ (**Hassan et al. 2015**). In der in vivo Studie von *Jung et al.* (2005) wurden mit dem untersuchten Silikonpolierer verglichen mit drei weiteren Poliermethoden (diamantierte Filzpolierer, System aus zwei diamantierten Poliergelen, Polierbürstchen) auf strukturierten Kompositoberflächen die geringsten Rauigkeitswerte erzielt.

Diamantierte Filzpolierer zeigen bei Feinpartikelhybridkompositen gute Ergebnisse nach vorangehender Ausarbeitung mit Diamant- und Hartmetallfinierern (**Jung et al. 1997; Baumstieger 2005**). Während Filzpolierer in der Studie von *Jung et al.* (1997) an planen Prüfkörpern sogar signifikant niedrigere Mittenrauwerte als flexible Disks erzielten ($p < 0,01$), konnte dies in der Studie von *Baumstieger* (2005) an strukturierten Oberflächen unter praxisähnlichen Bedingungen nicht bestätigt werden (Sof-Lex Disks: $\text{Ra} = 2,0\ \mu\text{m}$, diamantierte Filzpolierer: $\text{Ra} = 2,4\ \mu\text{m}$). *Wirz et al.* (1993) konnten mit Hilfe des Polierverfahrens mit Filzrad und Diamantpaste eine Oberflächenglätte bei einem mikrogefüllten Komposit erreichen, die der Rauigkeit nach Bearbeitung mit flexiblen Disks vergleichbar war. Die erzielten Werte waren kleiner als die Rauigkeitswerte der natürlichen Schmelzoberflächen. *Jung et al.* (2003b) konnten jedoch zeigen, dass der Glättungseffekt von diamantierten Filzpolierern auf Grund der sehr kleinen Abrasivpartikel aus Aluminiumoxid bzw. Diamantpartikel in hohem Maße von den zuvor benutzten Ausarbeitungsinstrumenten abhängig ist. Als nachteilig erweist sich der schnelle Verschleiß der Polierer sowie die nur einmalige Verwendbarkeit dieses Poliersystems.

Polierbürstchen mit Abrasivpartikeln sind für die Politur strukturierter Oberflächen gut geeignet (**Jung et al. 2005**). Die Polycarbonatfasern sind mit Siliziumkarbidpartikeln imprägniert und führen nach der Anwendung im Gegensatz zu flexiblen Disks zu keinen Einebnungseffekten auf der Kompositoberfläche und können somit auch in konkaven Füllungsabschnitten eingesetzt werden (**Krejci et al. 1999**). Die Anwendung kann mit oder ohne Wasserkühlung erfolgen. *Schmidlin et al.* (2002) empfehlen die Anwendung

mit Wasserkühlung. Darüber hinaus sind diese autoklavierbar und daher für den mehrmaligen Gebrauch geeignet (**Krejci et al. 1999**).

Polierpasten bestehen aus Glycerin, versetzt mit Aluminiumoxidpartikeln mit einer mittleren Partikelgröße von $1 \leq \mu\text{m}$ oder aus Diamantpartikeln, die eine mittlere Partikelgröße von $10 \mu\text{m}$ bis $< 1 \mu\text{m}$ haben können (**Jefferies 2007**).

Die Ergebnisse von Polierpasten führten zu widersprüchlichen Ergebnissen bezüglich deren Anwendung.

Schmidlin et al. (2002) konnten keine Verringerung der Oberflächenrauigkeit von Hybridkompositproben nach Anwendung von Polierbürsten mit Polierpasten gegenüber der Proben, die mit Polierbürsten ohne Polierpaste bearbeitet wurden, feststellen. Die Ergebnisse zeigten, dass eine Politur mit Bürstchen unter Wasserkühlung niedrigere Rauigkeitswerte aufwies als die Bearbeitung der Oberfläche mit Bürstchen und Polierpaste. Bereits 1978 konnten *Campell–Keys und Verrall* keine Empfehlung für die Anwendung einer Polierpaste aussprechen, da nach der Verwendung in erster Linie die weichere Kompositmatrix abgetragen und die Füllpartikel nicht im selben Maße eingebnet wurden. Deren Auffassung wurde auch von *Roulet und Roulet-Mehrens* (1982) bestätigt, welche zu dem Ergebnis kamen, dass die Mehrzahl der untersuchten Polierpasten die Oberflächenqualität von Kompositen signifikant verschlechterten und sich gegen deren Verwendung aussprachen. Ebenso sprachen sich *Wilson et al.* (1990) gegen die Anwendung einer Polierpaste aus, da in deren Untersuchung von sieben Kompositen die Politur mit Sof-Lex Disks erheblich geringere Rauigkeitswerte auf den Oberflächen erzielte als nach Verwendung einer Polierpaste. So ermittelten sie für die Oberflächen von zwei unterschiedlichen Hybridkompositen einen arithmetischen Mittenrauwert R_a von $0,218 \mu\text{m}$ beziehungsweise $0,099 \mu\text{m}$ nach der Politur mit Sof-Lex Scheiben. Wurde allerdings eine Polierpaste für die abschließende Politur verwendet, erhöhte sich die Oberflächenrauigkeit auf $R_a = 0,704 \mu\text{m}$ und $0,5 \mu\text{m}$.

Ebenso konnten *Tjan et al.* (1989) sowie *Tate et al.* (1992) zeigen, dass nach Politur mit Sof-Lex Disks keine Verbesserung der Oberflächenqualität mit der untersuchten Polierpaste (Lustre Paste) nachgewiesen werden konnte.

Whitehead und Wilson (1989) hingegen kamen zu dem Ergebnis, dass die vier untersuchten Polierpasten zu einer Verringerung der Rauigkeitswerte auf den Kompositoberflächen führten und empfahlen den Einsatz der Polierpasten in konkaven Füllungsabschnitten. *Hondrum und Fernández* (1997) konnten mit einer zweistufigen Diamantpolierpaste

(Two Striper MPS-Poliersystem) die geringsten Rautiefen verglichen mit sechs anderen Poliermethoden erreichen. *Jung* (2002) konnte ebenfalls den positiven Effekt dieses Poliersystems auf die Oberflächenqualität eines Hybridkomposits nachweisen und ermittelte eine Oberflächenrauigkeit von 0,47 - 0,52 μm für Ra. In der in vivo Studie von *Jung et al.* (2005) konnten auf strukturierten Füllungsoberflächen vergleichbar gute Polierergergebnisse zwischen dem MPS-Poliersystem, einem Silikonpolierer und einem diamantierten Filzpolierer beobachtet werden.

Eine Erklärung für die teils unterschiedlichen Ergebnisse der Studien über die Ausarbeitungs- und Polierverfahren von Kompositoberflächen liegt zum einen in den unterschiedlich verwendeten Kompositen und deren differierenden Zusammensetzungen (**Yap et al. 1997**), zum anderen in den unterschiedlich angewandten Ausarbeitungs- und Polierinstrumenten (**Uctasli et al. 2007; Barbosa et al. 2005**). *Bollen et al.* (1997) schlussfolgerten, dass jedes Kompositmaterial sein eigenes Verarbeitungsverfahren erfordere, um eine optimale Oberflächenglätte erzielen zu können.

2.5.5 Weitere Einflussfaktoren auf die Oberflächenqualität

Die Oberfläche einer Kompositfüllung unterliegt während der Gebrauchsperiode zahlreichen Einflüssen, zum einen durch Mundhygienemaßnahmen, zum anderen durch den Gebrauch der Zähne bei der Nahrungsaufnahme. Diese Faktoren führen zu Veränderungen der Oberflächentextur. In experimentellen Studien hat man versucht, diese Einflüsse zu simulieren. Die Komplexität des Kauvorgangs, verbunden mit einem ständig variierenden Mundmilieu, ist in diesen in vitro Studien allerdings nur bedingt zu simulieren (**Lambrechts et al. 2006; Heintze 2006**). Anwendung finden bei einer Vielzahl von Studien Maschinen mit Zwei-Körper-Abrasion und Drei-Körper-Abrasion (**Sindel 1998**). Bei Zwei-Körper-Abrasionssystemen findet ein direkter Kontakt zwischen dem untersuchten Füllungsmaterial und dem Antagonisten, welcher aus dem gleichen oder einem anderen Material bestehen kann, statt. Beispiel für eine solche Maschine ist der Münchner Kausimulator (**Sindel 1998**). Stehen das Füllungsmaterial und der Antagonist nicht in direktem Kontakt und die Abrasion wird durch ein dazwischenliegendes Medium hervorgerufen, spricht man von einem Drei-Körper-Abrasionssystem. Beispiele hierfür sind der ACTA-Kausimulator nach De Gee, welcher Hirsebrei als Abrasivmedium verwendet oder Zahnbürstmaschinen, welche häufig Zahnpasten als Medium nutzen (**Lambrechts et al. 2006; Heintze 2006**).

Hickel (1997) konnte zeigen, dass der gemessene Abrieb bei gleichen Materialien im Münchner Kausimulator und in der ACTA-Maschine aufgrund der unterschiedlichen Versuchsaufbauten unterschiedlich groß war. Daher empfahl er, Untersuchungen an mehr als einem Simulator vorzunehmen. *Heintze* (2006) kam im Vergleich der verschiedenen Simulationsmaschinen und deren unterschiedlichen Parametereinstellungen zu dem selben Schluss, dass die Ergebnisse von zwei unterschiedlichen Simulatoren miteinander kombiniert den klinischen Abrieb am ehesten repräsentieren können.

In vielen Studien wurde die Aufrauung der Kompositoberfläche in unterschiedlicher Ausprägung durch Zähneputzen und professionelle Mundhygienemaßnahmen beschrieben. *Tanoue et al.* (2000) konnten eine Zunahme der Rauigkeitswerte in der Zahnbürstmaschine abhängig von der Materialzusammensetzung der prothetisch verwendeten Komposite feststellen. Diese Aussage konnte auch für die in der Füllungstechnologie verwendeten Komposite bestätigt werden (***Teixeira et al. 2005; Oliveira et al. 2012; da Silva et al. 2013***). *Da Cas et al.* (2013) konnten zudem zeigen, dass eine Rauigkeitszunahme von Kompositoberflächen durch Zähnebürsten unabhängig von der Zusammensetzung der Zahnpasten nachweisbar war.

Prophylaxemaßnahmen wie die Anwendung von Polierpasten und Pulverstrahlgeräten zur Entfernung von weichen Belägen oder Verfärbungen auf Zahn- und Füllungsflächen haben ebenfalls Einfluss auf die Oberflächentextur von Kompositfüllungen. *Roulet* und *Roulet-Mehrens* (1982) kamen zu dem Schluss, dass die Anwendung von Polierpasten nach zuvor durchgeführter Politur mit flexiblen Disks zu keiner Verbesserung der Oberflächenglätte bei Kompositen führt. *Neme et al.* (2002,2003) beschrieben sogar, dass die mittels Sof-Lex Scheiben polierten Füllungsflächen nach Anwendung von Polierpasten höhere Werte für Ra aufwiesen. Wurden die Füllungsflächen allerdings 60000 Putzzyklen in der Zahnbürstmaschine unterzogen, zeigten sich erhöhte Rauigkeitswerte, die in Abhängigkeit vom Kompositmaterial und von der verwendeten Polierpaste durch eine erneute Politur mit Polierpaste verringert werden konnten. Mehrere Studiengruppen wiesen zudem eine Rauigkeitszunahme nach Anwendung von Pulverstrahlgeräten nach und empfehlen daher eine nachfolgende Politur (***Yap et al. 2005b; Pelka et al. 2010; Güler et al. 2010; Tocha 2013***).

Auch die häufig empfohlene Anwendung von Mundspüllösungen zur Keimreduktion im Rahmen von Prophylaxemaßnahmen kann zu Veränderungen der Oberflächenqualität bei

Füllungsmaterialien führen (**Almeida et al. 2010; Trauth et al. 2012; Soares et al. 2012; da Silva et al. 2014**). So konnten *da Silva et al.* (2014) feststellen, dass Mundspülösungen auf Alkoholbasis die Rauigkeit drei moderner Kompositmaterialien erhöhten. Weiteren Einfluss auf das Ausmaß der Oberflächenveränderung haben erosive Bedingungen in der Mundhöhle, Bleaching-Therapien, lokale Fluoridanwendungen und Nahrungsbestandteile. *Attin et al.* (1998) kamen zu dem Ergebnis, dass unter sauren Milieubedingungen bei einem pH-Wert von 3,0 die Abrasionsresistenz des untersuchten Komonomer gegenüber einer pH-Wert neutralen Umgebung von pH 6,8 signifikant abnahm.

Der Einfluss von Bleachingmaßnahmen auf die Oberflächenqualität von Kompositfüllungen wird in der Literatur kontrovers geführt. Einige Studien konnten keine signifikanten Rauigkeitsveränderungen zwischen den Proben der Kontrollgruppe und den der Bleachingtherapie unterzogenen Proben feststellen (**Wattanapayungkul & Yap 2003; Turker & Biskin 2003; Sharafeddin & Jamalipour 2010; Gurbuz et al. 2013**), während andere Studien eine Zunahme der Profilunregelmäßigkeiten ermitteln konnten (**Wattanapayungkul et al. 2004; Basting et al. 2005; de Andrade et al. 2011; Wang et al. 2011**). Erklärbar sind diese unterschiedlichen Aussagen durch die verschiedenen Versuchsaufbauten. So wurden teilweise unterschiedliche Bleachingprodukte in differierenden Konzentrationen verwendet, die Lagerung der Proben fand entweder in destilliertem Wasser oder künstlichem Speichel statt oder die Einwirkzeiten der Aufhellungsprodukte waren nicht standardisiert. *Attin et al.* (2004) kamen nach ihrer Literaturrecherche über den Einfluss von Bleachingmethoden auf Füllungsmaterialien zu dem Schluss, dass in der Literatur kein Beleg dafür zu finden sei, eine Füllung auf Grund einer Bleachingmaßnahme austauschen zu müssen. Sie empfahlen allerdings das Aufhellen der Zähne vor Restauraionslegung durchführen zu lassen, da die Mehrzahl der Studien auf einen negative Beeinflussung der Bleachingmaßnahmen auf die Materialeigenschaften der Restaurationen hinweisen.

Ebenso wie bei den Bleachingmaterialien bedarf der Einfluss von Fluoridapplikationen auf die Oberflächenqualität von Kompositmaterialien weiterer Studien. Hinweise sind zu finden, dass die Applikation von lokalen Fluoridgelen zu einer Erhöhung von Rauigkeitswerten auf Kompositfüllungen führen kann (**Soeno et al. 2000; Attin et al. 2006; Hosoya et al. 2011**).

Der Einfluß von Nahrungsbestandteilen auf Kompositoberflächen wurde in zahlreichen Studien untersucht. In diesen wurden die Proben verschiedenen Flüssigkeiten ausgesetzt, welche Nahrungsbestandteile repräsentieren sollten. Allerdings waren die Studienaufbauten sehr variabel. Während zum Beispiel einige Autoren Zitronensäurelösungen, Ethanol- und Heptanlösungen verwendeten (**Yap et al. 2000; Yap et al. 2005a; Voltarelli et al. 2010**), ließen andere Autoren Softdrinks, Kaffee oder Wein auf die Proben einwirken (**Badra et al. 2005; Soares et al. 2012; Lepri & Palma-Dibb 2012**).

Badra et al. (2005) stellten fest, dass alle untersuchten Getränke (Coca-Cola, Zuckerrohralkohol, Kaffee) die physikalischen Eigenschaften von Kompositen verschlechterten und die Oberflächenrauigkeit erhöhten. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen die Studien von *Lepri & Palma-Dibb* (2012) und *Soares et al.* (2012). *Voltarelli et al.* (2010) kamen zusammenfassend zu dem Schluss, dass die untersuchten Nahrungsmittelsubstitute Kompositoberflächen unterschiedlich stark aufrauen, abhängig von dem eingesetzten Substitut und dem Kompositmaterial.

2.6 Beurteilung von Füllungsoberflächen

Um eine Beurteilung von Füllungsoberflächen durchführen zu können, werden in der Literatur verschiedene quantitative und qualitative Methoden beschrieben. Bei den quantitativen Methoden handelt es sich um Verfahren, welche die Profilunregelmäßigkeiten vermessen. Bei der qualitativen Untersuchung werden die Oberflächen morphologisch-deskriptiv dargestellt, woraus sich Interpretationen über das Zustandekommen von Oberflächenstrukturen ableiten lassen.

Zu den häufig angewendeten quantitativen Verfahren gehören beispielsweise:

- Profilometrie
- Streulichtmessungen
- Optische Techniken mit chromatischen Sensoren
- Mikroskopischen Techniken

2.6.1 Quantitative Methoden

2.6.1.1 Die Profilometrie

Das Abtasten von Füllungsoberflächen nach dem elektrischen Tastschnittverfahren, die Profilometrie, wurde bei experimentellen Studien zur Beurteilung von Oberflächenrauigkeiten in der Literatur am häufigsten angewendet, wie zum Beispiel bei *Heintze et al.*

(2006), *Jung et al.* (2007a,b), *Koh et al.* (2008), *Korkmaz et al.* (2008), *Jung et al.* (2008), *Scheibe et al.* (2009), *Celik et al.* (2009), *Güler et al.* (2010), *da Costa et al.* (2010), *Erdemir et al.* (2012), *da Cas et al.* (2013), *da Silva et al.* (2014).

Bei der Profilometrie werden Profilunregelmäßigkeiten mit Hilfe eines Mikrotasters erfasst. Zur Anwendung können sowohl mechanische als auch optische Taster kommen. Die mechanischen Mikrotaster bestehen aus einer Diamantspitze mit einem Spitzenradius von 2–10 µm und treten in direkten Kontakt mit der zu beurteilenden Füllungs Oberfläche. Bei der Messung führt ein Vorschubgerät die Tastspitze zeilenartig mit gleichbleibender Geschwindigkeit über die Probenoberfläche. Dabei kommt es bei Oberflächenunregelmäßigkeiten zu einer vertikalen Auslenkung des Mikrotasters. Der Taster übernimmt die Aufgabe eines induktiven Meßwertempfängers, welcher das Oberflächenprofil linear in elektrische Signale umwandelt. Diese werden in dem Messgerät verstärkt, gefiltert und nach den Oberflächenkennparametern aufgearbeitet und können letztendlich am Bildschirm oder auf ausgedruckten Messprotokollen dargestellt werden.

Problematisch bei mechanischen Mikrotastern wirkt sich der notwendige direkte Kontakt mit der Probenoberfläche aus. *Pelka et al.* (1993) und *Wassell et al.* (1994) beschrieben in ihren Untersuchungen die Gefahr der Beschädigung der zu untersuchenden Oberfläche durch die Verwendung mechanischer Tastspitzen. *Jung* (1998) konnte bestätigen, dass trotz einer geringen Auflast des Mikrotasters von 6 mN Beschädigungen an Hybridkompositoberflächen (Härtegrad 100 – 130 KNH) hervorgerufen werden können. Dieser Effekt konnte bei keramischen Prüfkörpern, welche einen deutlich höheren Härtegrad von 360-400 KNH aufweisen, nicht beobachtet werden.

Auch die Wahl des Spitzenradius des Tasters hat Einfluss auf die ermittelten Messergebnisse. So konnte *Jung* (1998) mit dem Vergleich dreier ähnlich aufgebauter Studien (**Tjan & Chan 1989; Berastegui et al. 1992; Jung et al. 1997**) zeigen, dass eine deutliche Zunahme der gemessenen Rautiefen bei abnehmenden Tastspitzenradien feststellbar war. Alle drei Studien untersuchten das Feinpartikelhybridkomposit Herculite XR nach Politur mit Sof-Lex Scheiben. So ermittelten *Tjan* und *Chan* mit einem Spitzenradius von 10 µm einen arithmetischen Mittenrauwert Ra von 0,11 µm, die Studiengruppe *Berastegui et al.* mit einer Tastspitze von 5 µm einen Wert für Ra von 0,29 µm und *Jung et al.* mit dem Focodyn-Lasertaster (Focusdurchmesser 1 µm) für Ra 0,533 µm. *Jung* (1998) schlussfolgerte, dass eine mögliche Erklärung für unterschiedliche Ergebnisse bei profilometrischen Oberflächenvermessungen in der Wahl des verwendeten Tastersystems liegen kann.

Darüber hinaus führen mechanische Taster auf Grund der Geometrie des Tastspitzenwinkels zu einem Abflachen von steilen und negativen Profilverläufen (**Venz 1983; Pantke et al. 1985; Jung 1998; Whitehead et al. 1999**).

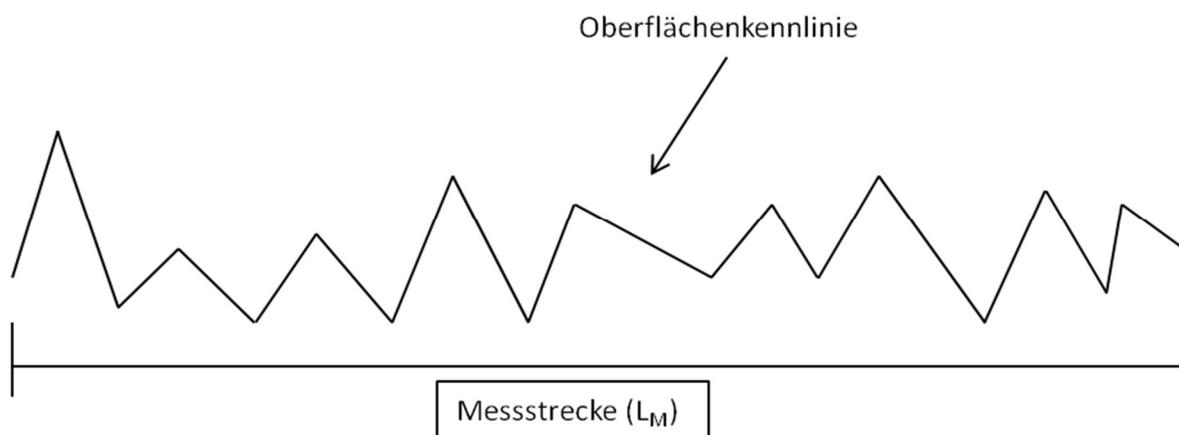
Alternativ zu den mechanischen Mikrotastern kommen zur quantitativen Evaluierung von Oberflächen optische Mikrotaster in Form eines Laserbündels zum Einsatz. Bei diesen werden die Profilunregelmäßigkeiten in elektrische Signale umgewandelt, indem eine notwendige Nachfocussierung des Lasers auf der Oberfläche zu einer vertikalen Bewegung des Tastarms führt. Im Gegensatz zu den mechanischen Tastern findet diese Untersuchungsmethode ohne Kontakt mit dem Prüfkörper statt und ermöglicht daher auch das Abtasten von weichen oder elastischen Proben. Gerade in der Beurteilung von Oberflächen mit nur geringen Rautiefen sollte optischen Mikrotastern gegenüber den zu grob dimensionierten mechanischen Tastspitzendurchmessern der Vorzug gegeben werden (**Wassell et al. 1994; Whitehead et al. 1999**). Ein Focusdurchmesser von $1\mu\text{m}$ weist eine ausreichende Präzision für die Evaluation von polierten Füllungsflächen aus (**Jung 1998**).

Allerdings weisen auch optische Taster Einschränkungen bei der Beurteilung von sehr steilen oder unter-sich-gehenden Profilverläufen auf. Dieser sogenannte Kanteneffekt entsteht, wenn das Laserlicht über eine Kante fällt und in der Tiefe in alle Richtungen gestreut wird, so dass es zu einem stärkeren Signal in der Optik des Lasertasters kommt als dies durch die tatsächliche Profiltiefe vorgegeben war. Dies kann schlussendlich zu einer Übersteuerung des Tasters und somit zu Ungenauigkeiten bei den Messwerten führen (**Jung 1998**).

Bei beiden Tastsystemen, dem mechanischen wie dem optischen, wird nur eine einzelne Messstrecke auf der Probenoberfläche pro Messvorgang erfasst. Daher werden mehrere parallele Messstrecken aufgezeichnet, um einen größeren Bereich der Probenoberfläche beurteilen zu können.

Die Rauigkeit einer Füllungsfläche wird anhand definierter, quantitativer Oberflächenparameter charakterisiert. Der in der Literatur am häufigsten verwendete Parameter ist R_a , der arithmetische Mittenrauwert. Dieser ist als der arithmetische Mittelwert der absoluten Werte der Profilabweichungen innerhalb der Messstrecke definiert. Weitere in der Literatur angewandte Parameter sind R_{max} (maximale Rautiefe) und R_z . R_{max} ist

definiert als die größte Einzelrautiefe innerhalb der Gesamtmessstrecke und Rz (gemittelte Rautiefe) als das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen fünf aufeinanderfolgender Messstrecken (**Deutsches Institut für Normung 1995**). Diese Messgrößen sind Vertikalparameter und charakterisieren eine Oberfläche lediglich durch ihre Profilamplitude und erlauben alleinig noch keine Aussage über die Form der Oberfläche (**Whitehead et al. 1995; Jung 1998**). So empfahl *Venz* (1983) bei Oberflächen mit gleichen Mittenrauwerten Ra die maximale Rautiefe (Rmax) hinzuzunehmen, um eine bessere Differenzierung der Rauigkeiten erzielen zu können. *Whitehead et al.* (1995) kamen zu dem Schluss, dass der Parameter Ra alleinig nicht geeignet ist, eine Oberfläche zu beschreiben. Sie forderten die Hinzunahme weiterer Parameter, die sowohl eine Aussage über die vertikale wie horizontale Oberflächendimension ermöglichen. *Pantke et al.* (1985) verwendeten erstmalig zur Untersuchung von Präparationsflächen den Parameter LR (Profillängenverhältnis) und postulierten, dass dieser Parameter genauere Aussagen über die Oberflächenverhältnisse zulasse als andere Messgrößen. Das Profillängenverhältnis LR ist eine dimensionslose Größe und gibt das Verhältnis wieder zwischen der zu einer ebenen Linie ausgezogenen Oberflächenkennlinie, welche zuvor aus Profilerhebungen und Profilvertiefungen besteht, und der Länge der Messstrecke L_M (Abb.3).



$$LR = L_{MO} / L_M$$

LR – Profillängenverhältnis

L_{MO} – Gestreckte Profillänge

L_M – Länge der Messstrecke

Abb.3: Schematische Darstellung des Parameters LR (**Jung 1998**).

Bei einer ideal glatten Oberfläche entspricht der Wert für $LR = 1$, da die gestreckte Oberflächenkennlinie der Länge der Messstecke entspricht. Je rauer eine Oberfläche ist, desto größer sind Profilamplituden und Zahl der Profilunregelmäßigkeiten und somit die Länge der Oberflächenkennlinie, welches einen erhöhten Wert für $LR > 1$ zur Folge hat.

2.6.1.2 Die Streulichtmessung

Die Streulichtmessung beruht auf dem Prinzip, dass eine optimal glatte Oberfläche das einfallende Licht in derselben Intensität und demselben Winkel zurückreflektiert (**Kusy et al. 1988; Hondrum & Fernandez, Jr. 1997**). Vorteil dieser Untersuchungsmethode ist die berührungsfreie Erfassung der Oberfläche. Allerdings wird die Lichtreflexionsmessung in der Literatur unterschiedlich bewertet. So kamen *Shearer et al.* (1994) zu dem Schluss, dass eine Veränderung des Ausfallwinkels zu einer Veränderung der Lichtintensität des zurückgeworfenen Lichtes führte und dies auf das Vorhandensein von Rauigkeiten hindeutete. Diese Untersuchungsergebnisse bestätigten in diesem Punkt die Studien von *O'Brian et al.* (1984) und *Chen et al.* (1988), welche einen Zusammenhang zwischen Rauigkeit und gemessener Lichtreflexion postulierten. Nachteile dieser Methode sind die unzureichende Differenzierbarkeit, da nur ein Parameter bei dieser Methode erfasst wird. Darüber hinaus fehlt die Möglichkeit, exakte Rautiefen ermitteln zu können. *Whitehead et al.* (1995) verglichen die Profilometrie und die Lichtreflexionsmessung und gaben Erstgenannter den Vorzug. So war die Lichtreflexionsmessung nicht in der Lage, zwischen den Oberflächen, die durch unterschiedliche Ausarbeitungsinstrumente hervorgerufen wurden, zu differenzieren. Darüber hinaus wiesen *Reinhardt et al.* (1983) darauf hin, dass gerade flache Vertiefungen im Oberflächenrelief nicht präzise mit dieser Methode erfasst werden können, da diese den einfallenden Lichtstrahl nicht ausreichend streuen. Folglich wird bei diesen flachen Oberflächenreliefs das einfallende Licht ähnlich stark wie bei einer glatten Oberfläche zurückreflektiert und somit eine glattere Oberfläche im Ergebnis ermittelt als dies tatsächlich der Fall ist.

2.6.1.3 Optische Technik mit chromatischen Sensoren

Bei dieser modernen Messmethodik wird ebenfalls mit reflektiertem Licht gearbeitet, allerdings liegt der Messmethode ein anderer Ansatz zugrunde. Die Technik beruht auf dem Prinzip, dass eine Weißlichtquelle polychromatisches Licht emittiert, welches in verschiedene Farben und somit Wellenlängen zerlegt wird. Diese treffen auf die Probenober-

fläche und werden von dieser reflektiert. Ein in der Messoptik vorhandenes Miniaturspektrometer ermittelt die Farbe des einfallendes Lichtes und errechnet die Position des Fokuspunktes auf der Probenoberfläche, was einer Vertikalposition gleichkommt. Durch diese Technik ist ein berührungslose Oberflächencharakterisierung der Probenoberfläche sowohl in zweidimensionaler als auch in dreidimensionaler Dimension möglich (**FRT Fries Research & Technology GmbH 2006; Tocha 2013**).

2.6.1.4 Die mikroskopischen Techniken

Zu den mikroskopischen Techniken zählen die Confocal Laser Scanning Microscopy (CLSM) und die Atomic Force Microscopy (AFM). Beide Methoden sind sehr apparateintensiv, ermöglichen eine Hochauflösung bis in den Nanometerbereich hinein und liefern dreidimensionale Informationen über die Probenoberfläche (**Duschner 2001; Field et al. 2010**). Anwendungsgebiete für diese Techniken sind beispielsweise die Untersuchungen von Oberflächen auf molekularer Ebene zur Beurteilung von Biofilmen (**Carlen et al. 2001**), zur Ermittlung von Molekülgruppen (**Silikas et al. 2005**) oder von Implantatoberflächen (**Wennerberg et al. 1992**).

Zur Beurteilung von Oberflächen restaurativer Werkstoffe ist eine solche Auflösung nicht unbedingt erforderlich, zumal der untersuchte Bereich nur einen sehr kleinen Ausschnitt der Füllungsfläche repräsentiert und die ermittelten Werte deshalb nur eingeschränkte Rückschlüsse über die Rauigkeit der Gesamtoberfläche zulassen (**Jung 1998**).

2.6.2 Qualitative Methoden

Zu den qualitativen Methoden zählen die Lichtmikroskopie und die Rasterelektronenmikroskopie. Während die quantitativen Methoden Messergebnisse liefern, sind die qualitativen Verfahren in der Lage, die Oberflächen deskriptiv darzustellen und diese differenziert zu beurteilen. So können erhöhte Rauigkeitsparameter das Ergebnis einer Zerklüftung des Werkstoffs durch rotierende Ausarbeitungsinstrumente sein. Alternativ können auch Unregelmäßigkeiten der Prüfoberflächen, wie Porositäten oder Risse, zu erhöhten Rauigkeiten führen. Eine Differenzierung ist nur mit qualitativen Methoden möglich. In der Studie von *Jung* (1995) konnte durch die Begutachtung der Probenoberflächen mit einem Auflichtmikroskop nachgewiesen werden, dass die gemessenen Rauigkeitswerte bei Glasionomer-, und Kompomerkementen, welche in Kapselform vor-

lagen, nicht alleine durch die Bearbeitungsspuren zustande gekommen waren, sondern auch durch anmischbedingte Porositäten.

Verglichen mit dem Lichtmikroskop kann mit einem Rasterelektronenmikroskop (REM) eine deutlich höhere Auflösung und große Tiefenschärfe erreicht werden. Zur Befundung im REM ist eine Überziehen der Probenkörper mit einer elektrisch leitenden Goldschicht notwendig. Um eine sehr dünne Goldschicht auftragen zu können, welche feinste Oberflächenstrukturen nicht nivelliert, ist eine Bedampfung der Proben in einer Sputteranlage erforderlich. Anschließend werden die Proben im Hochvakuum mit einem Elektronenstrahl abgetastet. Dabei trifft ein Elektronenstrahl auf die Probenoberfläche, wird abgebremst und führt zum Herauslösen von Elektronen. Diese neu entstandenen Sekundärelektronen werden von Detektoren im REM erfasst, verstärkt und synchronisiert und erzeugen schlussendlich ein dreidimensionales Abbild der Probenoberfläche auf dem Monitor.

Durch die Möglichkeit der qualitativen Oberflächendarstellung im REM konnte beispielsweise nachgewiesen werden, dass eine ermittelte Rauigkeitserhöhung die Folge einer selektiven Bearbeitung der Kompostmatrix war. So konnten *Tjan* und *Chan* (1989) mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops zeigen, dass ein Gummipolierer in der Anwendung zum Abtrag der weichen Kompositmatrix führte, wohingegen die härteren Füllerpunkte nicht abradert wurden und als Folge dessen aus dem Füller-Matrix-Komplex herausragten.

Nachteilig bei der Wahl einer solchen Hochauflösung ist die damit verbundene geringe Größe des betrachteten Flächenausschnittes und das Problem, einen eventuell nicht repräsentativen Ausschnitt zu untersuchen. So führten *Haywood et al.* (1988) an, dass in ihrer Studie bei einer zu starken Vergrößerung Oberflächen oft glatter beurteilt wurden als dies bei der Wahl einer niedrigeren Vergrößerung tatsächlich der Fall war. Erklärt wurde dies damit, dass bei geringer Auflösung die Topographie der untersuchten Füllungsflächen eine größere Bandbreite aufwies. Die Beurteilung einer Gesamtoberfläche bei gewählter hoher Auflösung sei daher nur bedingt möglich.

Eine Aussage über die Ausprägung von Rauigkeiten ist mit Hilfe qualitativen Methoden nur annähernd möglich und von verschiedenen Faktoren wie zum Beispiel dem Neigungswinkel der Präparatoberfläche abhängig (**Goldstein & Waknine 1989; Jung 1998**).

Daher werden in der Literatur zur Gesamtbeurteilung von Rauigkeiten eine Kombination von quantitativen und qualitativen Methoden empfohlen (**Lutz *et al.* 1983; Haywood *et al.* 1988; Northeast & van Noort 1988; Goldstein & Waknine 1989; Jung 1998**).

Sehr häufig wird im zahnärztlichen Schrifttum deshalb zur Auswertung von Oberflächen-
texturen die Profilometrie als quantitatives und die Rasterelektronenmikroskopie als
qualitatives Verfahren ergänzend angewendet (**Herrgott *et al.* 1989; Whitehead &
Wilson 1989; Tjan & Chan 1989; Willems *et al.* 1991; Tate & Powers 1996; Kaplan
et al. 1996; Jung *et al.* 1997; Jung 1997; Turker & Biskin 2003; Jung *et al.* 2004; Jung
et al. 2005; Jung *et al.* 2007a; Pelka *et al.* 2010; Güler *et al.* 2010; Soares *et al.* 2012**).

3 Material und Methode

3.1 Studiendesign

Diese Studie war eine einfachblinde, randomisierte Studie, welche unter der Leitung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Justus–Liebig-Universität Giessen in einer Zahnarztpraxis in Hessen durchgeführt wurde. Die Datenanalyse erfolgte konfirmatorisch. Die Studie verwendete drei verschiedene Füllungswerkstoffe zu gleichen Teilen (Verhältnis 1:1:1), die bei der konservierenden Behandlung von Zahnhalsdefekten Anwendung fanden. Der jeweils zu verwendende Werkstoff wurde nach Zugänglichkeiten der Füllungsoberfläche stratifiziert.

3.2 Patientenauswahl

Sämtliche Patienten der Studie wurden aus dem Patientengut der Praxis (Zahnarztpraxis Hornung, Obergasse 54, 35428 Langgöns) rekrutiert.

Einschlusskriterien für die Studie war ein Patientenalter von 18-75 Jahren. Alle Füllungen wurden im permanenten Gebiss gelegt. Die Versorgungsnotwendigkeit ergab sich aus dem Vorhandensein von behandlungsbedürftigen Läsionen oder Defekten im Zahnhalsbereich, verursacht durch Karies, Erosionen, Abrasionen, Abfraktionen oder insuffizienten Füllungen. Das Vorliegen von mindestens drei zu behandelnden Zähnen bei einem Patienten führte zum Einschluss in die Studie.

Die drei Zahnhalsdefekte bei einem Patienten wurden mit je einem Füllungsmaterial der drei zu prüfenden Füllungsmaterialien versorgt.

Ausschlusskriterien stellten Patienten mit motorischer oder geistiger Behinderung dar, sowie das Vorhandensein von Erosionen Klasse II und Klasse III nach *Eccles* an den zu versorgenden Zähnen. Die Patienten erhielten vor der Füllungstherapie eine Mundhygieneunterweisung. Bei dieser Unterweisung wurden den Patienten die Anwendung und Handhabung der Zahnreinigungsmittel erklärt. Zahnpaste und Zahnseide wurden den Patienten während der gesamten Studiendauer zur Verfügung gestellt (*GABA, Lörrach*). Während der Studie wurden weder Bleaching–Therapien noch professionelle Zahnreinigung (PZR) oder hoch dosierte Fluoridpräparate angewendet. Dies wurde anhand der Patientenakte nach Beendigung der Studie überprüft. Darüber hinaus wurden die Patienten befragt, ob eine Bleaching - Therapie oder professionelle Zahnreinigung während der Studie in einer anderen Praxis stattgefunden hatte.

Sämtliche Füllungen wurden durch denselben Behandler eingebracht. Die Anzahl der zu versorgenden Zähne wurde auf 72 festgelegt.

3.3 Lokalisation der Datenerhebung

Die Patientenbehandlung fand in einer Zahnarztpraxis in Langgöns (Zahnarztpraxis Hornung, Obergasse 54, 35428 Langgöns) statt. Sämtliche patientenbezogene Behandlungsschritte wie Füllungslegung, Füllungspolitur, Abformung der Zahnoberflächen und Modellherstellung wurden durch einen Behandler durchgeführt. Die Untersuchungen der Replikaoberflächen erfolgten im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Fachbereichs Medizin an der Justus-Liebig-Universität Giessen.

3.4 Der Studienaufbau

3.4.1 Das Füllungsmaterial

Zur Anwendung kamen drei Komposit-Füllungsmaterialien. Dies waren ein solides Nanopartikel-Komposit (Filtek Supreme XT body, *3M Espe, Seefeld*), ein fließfähiges Nanopartikel-Komposit (Filtek Supreme XT Flowable Restorative, *3M Espe, Seefeld*) und das solide Feinpartikel-Hybridkomposit Filtek Z250 (*3M Espe, Seefeld*). Das Nanopartikel-Komposit Filtek Supreme XT Flowable Restorative stand in den Farben A3 und A3,5 in 2g Spritzen zur Verfügung. Dieses Material hatte eine fließfähige Konsistenz und wurde mit Hilfe einer Spritze direkt in die Kavität eingebracht. Die beiden anderen Komposite waren jeweils in 4g-Drehspritzenapplikatoren in den Farben A3, A3,5 und B3 für Filtek Supreme XT body und Filtek Z250 vorhanden. Diese beiden Komposite gehörten zu der Klasse der hochviskösen Komposite und wurden portionsweise appliziert.

Die Zusammensetzung der Kompositmatrix besteht bei den Nanopartikel-Kompositen aus BIS-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat), BIS-EMA (ethoxyliertes Bisphenol-A-Methacrylat) und TEGDMA (Triethylen-Glycol-Dimethacrylat).

In Filtek Supreme XT ist das Methacrylat UDMA (Urethan-Dimethacrylat) zusätzlich enthalten. Der Füllstoffgehalt der Nanopartikel-Komposite setzt sich aus nicht agglomerierten, nicht aggregierten Nanofüllern und lose gebundenen agglomerierten Nanocluster aus Zirkonoxid und Siliziumdioxid zusammen. Die Nanofüller bei Filtek Supreme XT bestehen aus Siliziumdioxid (20 nm) und bei Filtek Supreme XT Flowable Restorative aus Siliziumdioxid (75 nm) und Zirkonoxid (5-10 nm). Der Nanocluster besteht aus einer

Ansammlung von Primär-Nanofüllstoffpartikeln aus Zirkonoxid und Siliziumdioxid von 5-20 nm Größe. Die Größe des Nanoclusters reicht von 0,6 bis 1,4 µm.

Bei Filtek Supreme XT body beträgt der Füllstoffgehalt 78,5 Masse%, bei Filtek Supreme XT Flowable Restorative 65 Masse% (**3M Espe 2005**).

Bei dem Feinpartikel-Hybridkomposit Filtek Z250 besteht die Kompositmatrix aus BIS-GMA, BIS-EMA und UDMA. Der Füllstoffgehalt setzt sich zusammen aus Füllkörper bestehend aus Zirkonium und Silizium. Die durchschnittliche Partikelgröße beträgt 0,62 µm, der Füllstoffgehalt 82 Masse% (**3M Espe 2005**).

Die Auswahl der Kompositfarbe erfolgte für jeden Zahn individuell. Als Adhäsiv kam das zur Produktkette gehörende Dentinadhäsiv Adper Prompt L-Pop (*3 M Espe, Seefeld*) zur Anwendung. Dieses stellt ein selbstätzendes Adhäsiv dar, welches durch Aktivierung der beiden Komponenten im Blister gebrauchsfertig für die Einmalanwendung zur Verfügung steht.

3.4.2 Das Einbringen der Kompositfüllungen

Bei den ausgewählten Zähnen wurden, wenn erforderlich, alte Füllungsmaterialien vollständig entfernt und die Kavität gegebenenfalls excaviert. Die Ausdehnung der Kavität richtete sich strikt nach der vorliegenden Defektgröße. Die Versorgung erfolgte minimal-invasiv.

Eine zuvor angelegte Randomisierungsliste gab dem Behandler vor, welches Füllungsmaterial in welche Kavität eingebracht werden sollte. Die Stratifizierung erfolgte nach der Zugänglichkeit der Füllungsoberfläche. Die Einteilung der Zugänglichkeit in leicht, mittel und schwer wurde durch den Behandler anhand der Lokalisation (Frontzahngebiet, Prämolarengebiet, Molarengebiet) und bei gleicher Füllungslokalisierung anhand der behandlerischen Anforderung beim Legen und Ausarbeiten des Füllungswerkstoffes festgelegt. Dabei wurden die Werkstoffe den Zugänglichkeiten so zugeordnet, dass eine gleichmäßige Verteilung auf die drei Qualitäten (leicht, mittel, schwer) bei jedem Werkstoff sichergestellt war. Jedem Patienten wurde eine der sechs möglichen Permutationen zufällig zugeordnet (Tab.2).

Tabelle 2: Verteilung der Kompositmaterialien nach Schwierigkeit der Zugänglichkeit für die Bearbeitung auf die Kavitätenbereiche bei den einzelnen Patienten; 1= Filtek Supreme XT Flowable Restorative; 2= Filtek Supreme XT body; 3= Filtek Z250.

Patient	Zugänglichkeiten		
	leicht	mittel	schwer
1	1	3	2
2	2	3	1
3	1	2	3
4	3	2	1
5	3	1	2
6	1	3	2
7	1	2	3
8	2	1	3
9	3	2	1
10	3	1	2
11	1	3	2
12	3	2	1
13	2	3	1
14	3	1	2
15	2	1	3
16	2	3	1
17	1	2	3
18	2	1	3
19	1	2	3
20	2	3	1
21	3	2	1
22	2	1	3
23	1	3	2
24	3	1	2

Die Kompositfüllungen wurden unter relativer Trockenlegung mittels Watterollen gelegt. Bei Füllungen, die an den Gingivasaum heranreichten, wurde zusätzlich ein ungetränkter Faden (Gingi –Plain soft twist Größe1, *Gingi-Pak, Camarillo, USA*) zur Trockenlegung und Darstellung der zervikalen Präparationsgrenze in den Gingivasulcus eingebracht. Im Anschluss erfolgte die Vorbereitung der Kavität zur Aufnahme des Kompositmaterials. Dazu wurde in der Kavität mit Wasserspray loser Präparationsabrieb entfernt und diese kurz trocken geblasen. Danach erfolgte das Ätzen der Kavitätenoberfläche. Mit Hilfe einer Stoppuhr wurde die Dauer der Schmelzätzung für 40 Sekunden und die Konditionierung der Dentinanteile für 15 Sekunden mit 38% Phosphorsäure (Dental Etching Gel,

Pulpdent Corporation, Watertown, USA) überprüft. Es folgte das gründliche Abspülen des Zahnes mit Wasserspray für mindestens 30 Sekunden. Anschließend wurde die Kavität mittels des Adhäsivs Adper Prompt L-Pop benetzt, welches in Form von Einmalapplikatoren vorlag. Dabei wurde in einem ersten Schritt das Adhäsiv auf die gesamte Kavitätenoberfläche aufgetragen und 15 Sekunden unter Druck einmassiert und dann mit Luftstrom zu einem dünnen Film verblasen. Die Zeit wurde ebenfalls mittels einer eingestellten Stoppuhr überprüft. Im zweiten Schritt erfolgte ein erneuter Auftrag, welcher zu einer dünnen Schicht verblasen wurde. Abschließend wurde das Adhäsiv mit einer Polymerisationslampe (Mega lux soft-start, *Mega-Physik Dental, Rastatt*) für 10 Sekunden lichtgehärtet. Eine Überprüfung der Funktionstüchtigkeit und Sicherstellung der korrekten Lichtintensität ($600-800\text{mW/cm}^2$) der Polymerisationslampe wurde vor Beginn der Studie mit einem Radiometer (Bluephase meter, *Ivoclar vivadent, Lichtenstein*) sichergestellt.

Es schloss sich das Füllen der Kavität mit dem jeweiligen Kompositmaterial in Mehrschichttechnik an. Dazu wurden die stopfbaren Komposite mit dem Füllspatel DF270R (*Aesculap, Tuttlingen*), welcher vom Hersteller speziell zum Einbringen und Modellieren von Kompositen entwickelt wurde, in Schichten bis maximal 2 mm in die Kavität eingebracht. Das Applizieren des fließfähigen Komposits erfolgte direkt aus der Materialspritze in mehreren Schichten. Das Einbringen des jeweiligen Kompositmaterials wurde mit leichtem Überschuss durchgeführt. Anschließend konnte eine Vorkonturierung der Füllungsfläche in Anlehnung an die natürliche Zahnform vorgenommen werden. Jede Schicht wurde für 20 Sekunden gemäß Herstellerangaben lichtgehärtet.

3.4.3 Ausarbeitung und Politur der Kompositfüllungen

Die Kompositüberschüsse wurden mit einem flammenförmigen Hartmetallfinierer (*Gebr. Brasseler GmbH & Co.KG, Lemgo*) bei einer Instrumentendrehzahl von max. 20.000 Umdrehungen/min unter Wasserkühlung im roten Winkelstück mit der Übersetzung 1:5 (T1 classic 200L, *Sirona Dental System, Bensheim*) entfernt und die Füllungsflächen an allen drei Zähnen in Anlehnung an die natürliche Zahnform ausgearbeitet. Der verwendete Hartmetallfinierer wurde für die Ausarbeitung der drei am gleichen Patienten verwendeten Füllungsmaterialien einmalig verwendet.

Anschließend erfolgte die Politur jeder einzelnen Füllungsfläche mit Sof-Lex Disks (*3M Espe, Seefeld*). Die Polierscheiben sind mit unterschiedlich großen Aluminium-

oxidpartikeln beschichtet und mit den Scheibendurchmessern 9,5 mm und 12,5 mm auf dem Markt verfügbar. Zur Anwendung kamen die drei farbkodierten Polierstufen mittel (dunkelblau), fein (blau) und sehr fein (hellblau) mit einem Scheibendurchmesser von 9,5 mm. Die Montage der Scheiben erfolgte mittels eines zentralen Metallrings auf einem Mandrell (Abbildung 4). Die Politur begann mit einer dunkelblauen Disk und endete bei einer sehr feinen, hellblauen Polierscheibe. Die erreichten Drehzahlwerte der Instrumente, eingespannt in einem blauen Winkelstück mit der Übersetzung 1:1 (T1 classic 40L, *Sirona Dental System, Bensheim*), wurden vor Beginn der Studie durch ein Dentaldepot kontrolliert. Die Bearbeitungsdauer pro Polierscheibe betrug 20 s unter Wasserkühlung bei einer situationsangepassten Drehzahl von max. 10000 Umdrehungen /min für die Polierstufen mittel und fein sowie einer situationsangepassten Drehzahl von max. 20000 Umdrehungen / min für die Polierstufe sehr fein.

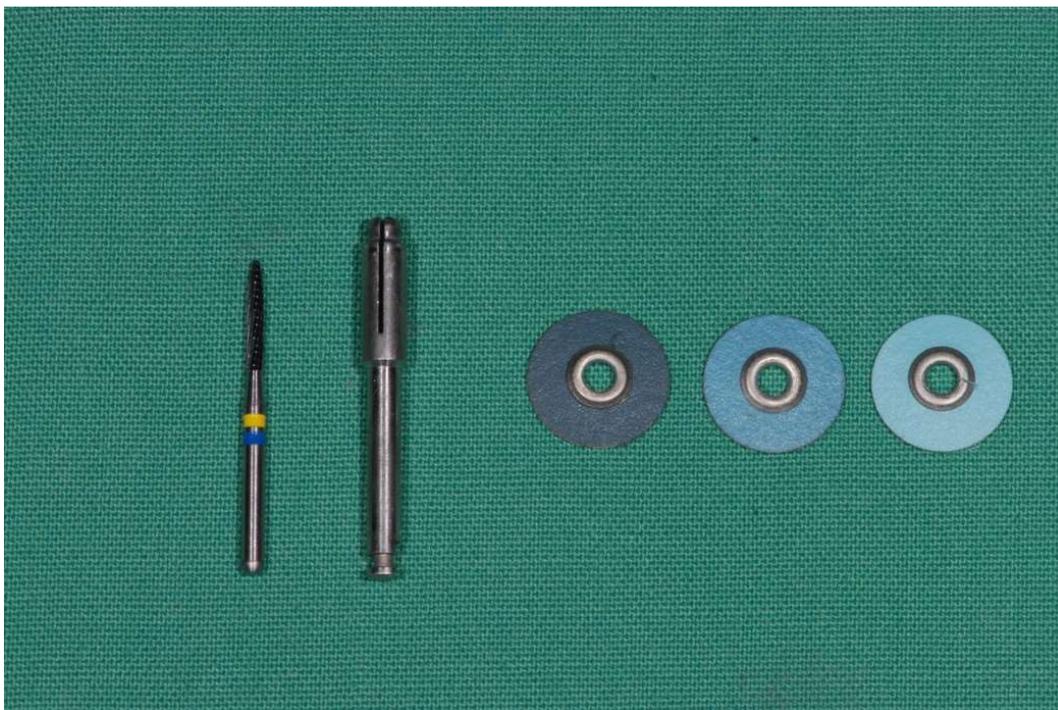


Abb.4: Ausarbeitungsinstrumente von links nach rechts: flammenförmiger Hartmetallfinierer, Mandrell; Sof-Lex Disks in den Polierstufen mittel, fein und sehr fein.

Die maximal zu erreichenden Instrumentendrehzahlen wurden am Behandlerdisplay voreingestellt und durch Betätigung des Fußschalters entsprechend den Erfordernissen der Behandlungssituation angepasst. Die Bearbeitungszeit wurde mit Hilfe einer Stoppuhr überprüft. Jede Polierscheibe wurde nur für eine Füllungsfläche verwendet.

3.4.4 Die Replikaabformung und Replikaherstellung

Um die spätere Oberflächenevaluierung zu ermöglichen, wurden Replikaabformungen der Füllungen angefertigt.

Die Baseline-Abformungen erfolgten am Tag der Füllungslegung unmittelbar nach der Politur. Zum Recalltermin nach ca. 1 Jahr wurden vor der Abformung die polierten Füllungen mit einem Alkoholpellet und Wasserspray gereinigt und anschließend getrocknet. Danach erfolgte die Abformung. Dazu wurde ein partieller Abformlöffel aus Metall mit der Polyätherabformmasse (Impregum Penta, 3M Espe, Seefeld) beschickt. Das gleiche Material wurde in eine Applikationsspritze mit feiner Ausflusskanüle gefüllt. Danach wurde die Abformmasse blasenfrei auf die Füllungsoberfläche appliziert und mittels des vorbereiteten Abformlöffels abgeformt. Nach 5 min. erfolgte die Entnahme des Löffels zusammen mit dem Abformmaterial.

Der Abformlöffel wurde in eine plasteline Masse eingebettet, damit bei der Herstellung des Replikamodells das flüssige Epoxidharz nicht mesial und distal des Löffelrandes auslaufen konnte (Abbildung 5).



Abb.5: Impregumabformung mit plasteliner Masse an mesialem und distalem Löffelende abgedichtet und mit Epoxidharz ausgegossen.

Die Abformung wurde frühestens nach 2 Stunden, spätestens nach 8 Stunden mit der Einbettmasse Blue Star (*Girrbach Dental, Pforzheim*) gemäß Herstellerangaben ausgegossen. Diese Einbettmasse besteht aus zwei Komponenten, aus der zähflüssigen Epoxidharz-Basis und einem Härter. Diese werden zügig durchmischt, damit eine dünnflüssige Konsistenz entsteht. Die Einbettmasse zeichnet sich neben der Detailgenauigkeit durch eine hohe Festigkeit und Kantenstabilität aus. Die Entnahme des Replikamodells aus der Abformung erfolgte nach einer Aushärtungszeit von 24 Stunden. Es folgte das Trimmen des Modells mittels einer Diamantscheibe (911D medium, *Hager & Meisinger GmbH, Neuss*) und das Ausarbeiten durch eine Hartmetallfräse (HM379F, *Hager & Meisinger GmbH, Neuss*). Dabei konnte unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille mit 2,5facher Vergrößerung (*I.C. Lercher GmbH, Stockach*) der Gingivarand im Bereich der abgeformten Füllungsoberfläche unterkehlt werden. Im Anschluss wurde das bearbeitete Modell mit einem Dampfstrahler und Druckluft von fräsbedingten Verunreinigungen gesäubert.

3.4.5 Die Nachuntersuchung der gelegten Füllungen (Recall)

Die Patienten wurden in einem Zeitraum von 365- 419 Tagen nach Füllungslegung und initialer Politur wieder in die Praxis einbestellt.

Die Füllungsoberflächen wurden wie unter Punkt 3.4.4 beschrieben mit einem Alkoholpellet und Wasserspray gereinigt und abschließend getrocknet. Es folgte die erneute Abformung und Replikaherstellung mit sich anschließender quantitativer und qualitativer Evaluierung der Füllungsoberflächen.

3.4.6 Die Untersuchung der Replikaoberflächen

3.4.6.1 Die quantitative Evaluierung der Füllungsoberfläche

Mit dem Messgerät Perthometer S8P (*Mahr GmbH, Göttingen*) wurden Rauigkeitsmessungen nach dem Tastschnittverfahren gemäß DIN 4772 (**Deutsches Institut für Normung 1986**) durchgeführt. Hierbei tastet der mit dem Vorschubgerät PRK (*Mahr GmbH, Göttingen*) verbundene Mikrotaster das Profil der Oberfläche entlang einer Schnittlinie ab und übermittelt die Messwerte der Auswerteeinheit am Perthometer S8P. Die Ergebnisse dieser profilometrischen Untersuchung wurden auf einem Bildschirm dargestellt und anschließend ausgedruckt.

Der verwendete Mikrotaster Focodyn funktioniert nach dem Prinzip der dynamischen Fokussierung. Dabei wird ein Laser der Wellenlänge 780 nm zu einem Focus von 1 µm

gebündelt und auf die zu untersuchende Füllungsoberfläche geleitet (**Mahr-GmbH 1986**). Von dort wird das Licht auf den im Tastergehäuse befindlichen Fokusdetektor reflektiert und führt dann zu einem Signal, welches den integrierten Elektromotor steuert. Dieser stellt den Laser so ein, dass der Fokus auf dem abgetasteten Oberflächenpunkt liegt. Durch Vertikalbewegungen der Tastspitze kann der Laser bei Vorliegen von Profilunregelmäßigkeiten nachfokussiert werden. Mittels eines Wegmeßsystems wird die Auslenkung der Tastspitze in ein analoges elektrisches Signal umgewandelt und zur Ermittlung der Messwerte weiterverarbeitet.

Das Vorschubgerät PRK, welches mit dem Mikrotaster verbunden ist, bewegt sich zeilenartig über die zu untersuchende Probenoberfläche mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,1mm/s und übermittelt so die horizontale Komponente des Oberflächenprofils innerhalb der Taststrecke. Um die Messung beeinflussende Störfaktoren zu eliminieren, war die gesamte Messvorrichtung auf dem schwingungsgedämpften Messtisch VW-3036-OPT-0330 (*Newport, Fountain Valley, USA*) positioniert.

3.4.6.1.1 Die Messbedingungen

Die profilometrische Untersuchung wurde unter folgenden Messbedingungen durchgeführt:

- Vertikalbereich (VB): $\pm 62,5 \mu\text{m}$
- Taststreckenlänge (LT): 1,75mm
- Messstreckenlänge (LM): 1,25mm
- Grenzwellenlänge (λ_c): 0,25mm
- Filter: RC

Der Vertikalbereich (VB) beschreibt den Umfang des Messbereiches. In Abhängigkeit von der Empfindlichkeit des Tasters wird der Vertikalbereich kleinstmöglich gewählt, um diesen optimal der zu messenden Profilamplitude anzupassen.

Die Taststreckenlänge (LT) wird in 7 gleiche Abschnitte unterteilt, eine Vor- und einer Nachlaufstrecke, welche aus messtechnischen Gründen erforderlich sind, sowie fünf Einzelmessstrecken, welche die Gesamtstrecke (LM) bilden. Die Auswahl der Taststreckenlänge wurde nach DIN 4768 (**Deutsches Institut für Normung 1995**) durchgeführt und richtete sich nach der zu untersuchenden Größe der Füllungsoberfläche. Die Ge-

schwindigkeit, mit der die Oberfläche vom Mikrotaster abgetastet wird, und die Grenzwellenlänge (λ_c) sind der Taststreckenlänge direkt zugeordnet. Die Länge der Gesamtmessstrecke entspricht der Länge von fünf Grenzwellenlängen λ_c gemäß DIN 4768.

Der Profilfilter (RC) bezieht in die Berechnung jeweils zurückliegende Profilwerte ein. Es ist die Aufgabe des RC-Filters, langwellige Anteile des Istprofils, welche die Rauigkeit überlagern könnten, vom Rauheitsprofil auszuschließen.

3.4.6.1.2 Der Messvorgang

Vor Beginn der Messungen wurden die Replikaprobe unter einem Stereomikroskop (*Nikon, Japan*) auf Verunreinigungen und Artefakte hin überprüft. Bei vorhandenen Auflagerungen wurden diese mit Druckluft entfernt, gegebenenfalls die Oberfläche mit einem Alkoholpellet gereinigt und im Anschluss mit Druckluft trockengeblasen. Danach wurden die Proben auf dem Messtisch in plasteline Masse eingebettet und so ausgerichtet, dass die Oberfläche in inzisal-zervikaler Richtung abgetastet werden konnte. Vor jeder Messreihe wurde der Taster mit dem Einstellnormal PEN 10 (*Mahr, Göttingen*) kalibriert. Jede Probenoberfläche wurde in sieben parallelen Tastschnitten abgetastet. Dabei wurde darauf geachtet, dass die erste zu messende Steckung zentral im Füllungsbereich lag. Parallel zu dieser wurden jeweils 3 Tastschnitte rechts und drei Tastschnitte links im Abstand von 0,2 mm eingestellt.

3.4.6.1.3 Die ermittelten Rauigkeitsparameter

Die Beschreibung der Rauigkeiten erfolgte durch die nach DIN 4768 definierten Vertikalparameter R_a und R_z .

R_a ist als der arithmetische Mittenrauwert definiert, welcher den arithmetischen Mittelwert der absoluten Werte der Profilabweichungen innerhalb der Messstrecke erfasst.

R_z , die gemittelte Rautiefe, ist als das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen fünf aufeinanderfolgender Messstrecken innerhalb der Gesamtmessstrecke (LM) definiert.

Darüber hinaus wurde das Profillängenverhältnis (LR) ermittelt, welches die horizontale und vertikale Oberflächendimension berücksichtigt. LR ist definiert als das Verhältnis zwischen der Länge der zu einer ebenen Linie ausgezogenen Oberflächenkennlinie (gestreckte Profillänge) und der Länge der Messstrecke.

3.4.6.2 Die qualitative Evaluierung der Füllungsoberfläche

Neben der quantitativen Vermessung der Füllungsflächen sollte auch eine qualitative Evaluierung mit dem Rasterelektronenmikroskop REM Typ XL20 (*Philips, Eindhoven, Niederlande*) bei 200facher und 1500facher Vergrößerung erfolgen.

3.4.6.2.1 Die Vorbereitung der Replikaoberflächen

Um die Proben im Rasterelektronenmikroskop begutachten zu können, musste die elektrische Leitfähigkeit der Proben gewährleistet werden. In einem ersten Schritt wurden die Proben auf Verunreinigungen oder Artefakte mit einer Lupenbrille untersucht und mittels Druckluft gereinigt. Es folgte das Befestigen der Proben auf Rastertellern mit dem graphithaltigen Kleber Leit-C nach Göcke (*Plano GmbH, Wetzlar*). Anschließend wurden die Proben für mindestens 48 Stunden bei Raumtemperatur in einem Exsikkator getrocknet. Abschließend erfolgte das Bedampfen der Probenoberfläche mit einer elektrisch leitenden Goldschicht in der Sputteranlage Balzers SCD 040 (*Balzers Union, Liechtenstein*). Dazu wurde der Probenraum dreimalig evakuiert und mit Argon geflutet bis ein Druck von 5×10^{-2} mbar erreicht wurde. Das Sputtern selbst erfolgte bei einer Stromstärke von 25 mA über einen Zeitraum von 60 s.

3.4.6.2.2 Die Anfertigung von rasterelektronischen Aufnahmen

Nach Evakuierung der Probenkammer auf 10^{-5} hPa und Einstellung einer Arbeitsspannung von 10 kV wurde von jeder Probe ein Bild mit 200facher und 1500facher Monitorvergrößerung angefertigt. Dabei wurde stets die zervikale, unterkehrte Füllungsgränze auf dem Monitor aufgesucht und ein Bereich zentral in der Füllungsmittte als Bildausschnitt gewählt. Als Anhalt diente die zur Füllungsfläche gehörende Höckerspitze, so dass bei den Recall – Proben die Aufnahmen aus dem annähernd gleichen Bildausschnitt stammten. Die Aufnahmen wurden nach Einstellung des High Definition Modus und der Geräteeinstellung Slow Scan 2 als TIFF-Datei auf Datenträger gespeichert.

3.4.6.2.3 Die Auswertung der rasterelektronischen Aufnahmen

Bei der qualitativen Auswertung wurden die Bildausschnitte der Baseline – Proben mit denen der Recall – Proben verglichen. Dazu wurden die jeweiligen Monitorvergrößerungen gegenübergestellt. Im Vorfeld wurden die Schwarz-Weiß-Aufnahmen eines jeden

Bildpaares hinsichtlich Kontrast und Helligkeit abgeglichen und von jedem Bild ein Ausdruck in der Größe 10 x 13,5 cm angefertigt. Jeder Probe konnte somit eine Baseline- und Recall- Aufnahme zugeordnet werden. Die Auswertung der Bildpaare erfolgte durch Beurteilung der Oberflächen nach drei verschiedenen Kategorien: Bearbeitungsspuren (B), Feinstruktur (F) und Porositäten (P).

Alle Kategorien wurden bei 200facher Monitorvergrößerung beurteilt, alleinig die Kategorie Feinstruktur wurde zusätzlich bei 1500facher Monitorvergrößerung untersucht. Durch Gegenüberstellung der Recallaufnahme mit der Baselineaufnahme ergaben sich Veränderungen in den drei genannten Kategorien, die wie folgt dokumentiert wurden:

- die Bearbeitungsspuren wurden beurteilt in:
 - Zunahme der Bearbeitungsspuren,
 - unveränderte Bearbeitungsspuren und
 - Abnahme der Bearbeitungsspuren

- die Feinstruktur wurde beurteilt in:
 - stärker ausgeprägte Feinstruktur
 - unveränderte Feinstruktur und
 - geringer ausgeprägte Feinstruktur

- die Porositäten wurden beurteilt in:
 - Zunahme des Anteils der Porositäten
 - unveränderter Anteil der Porositäten und
 - Abnahme des Anteils der Porositäten

Die Kategorie Bearbeitungsspuren wurde definiert als Oberflächenveränderung, welche auf eine Instrumentenbearbeitung zurückzuführen war.

Die Kategorie Feinstruktur bezog sich auf den Gesamteindruck der Oberflächentextur, unabhängig von vorhandenen Bearbeitungsspuren. Im Unterschied zu der Kategorie Bearbeitungsspuren wurde bei dieser die werkstoffkundliche Komposit-Matrix-Füller-Struktur und deren Veränderung im Gebrauchsprozess beschrieben.

Porositäten waren als muldenförmige, nicht bearbeitungsbedingte Defekte in der Probenoberfläche definiert.

Die vergleichende Evaluierung der Bildpaare erfolgte sowohl durch den Untersucher selbst als auch durch einen bezüglich der Beurteilung von rasterelektronischen Aufnahmen von Füllungsoberflächen erfahrenen Zweituntersucher in einer verblindeten Form. Eine Kalibrierung der beiden Untersucher fand anhand von ausgewählten REM-Bildpaaren statt, welche die jeweiligen Kategorien repräsentierten.

Die einer bestimmten Kategorie zugeordneten Aufnahmen wurden addiert und der prozentuale Anteil der jeweiligen Kategorie innerhalb der entsprechenden Füllungswerkstoffgruppe ermittelt.

3.4.7 Ethikkommission

Die Patienten wurden vor Beginn der Behandlung ausführlich beraten und über die Ziele der Studie in Kenntnis gesetzt. Sie erhielten einen Aufklärungsbogen, der vor Beginn der Behandlung unterschrieben vorlag. Die verwendeten Materialien waren zugelassene Medizinprodukte, welche routinemäßig im Rahmen zahnärztlicher Behandlung Anwendung fanden. Das Studiendesign wurde der Ethik-Kommission am Fachbereich Medizin unter der Projektnummer 60/07 vorgelegt, welche dem Vorhaben zustimmte (siehe Anhang).

3.5 Statistische Methoden

Die Fallzahlberechnung erfolgte mit dem Programm Cademo-Light (Cademo-Light, Version 3.25, BioMath GmbH, Groß Lüsewitz).

Die statistische Auswertung der Ergebnisse für die quantitative Evaluierung der Füllungsoberflächen wurde durch eine einfaktorielle Varianzanalyse (Anova) und den T-Test für verbundene Stichproben mit Hilfe der statistischen Software SPSS, Version 22 (*SPSS-Statistics, IBM Corporation, USA*) durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Studienverlauf

Das Fließdiagramm (Abbildung 6) zeigt den Studienverlauf. Nach dem Einbringen von 72 Komposit- Zahnfleischfüllungen bei 15 Patienten erfolgte unmittelbar nach der Politur die erste Replikaabformung und die Erhebung der Baseline-Daten. Nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode schloss sich eine erneute Replikaabformung und die Erfassung der Recall-Daten an. Eine Füllung konnte im Verlauf der Studie auf Grund der Extraktion des Zahnes nicht nachuntersucht werden (Drop out).

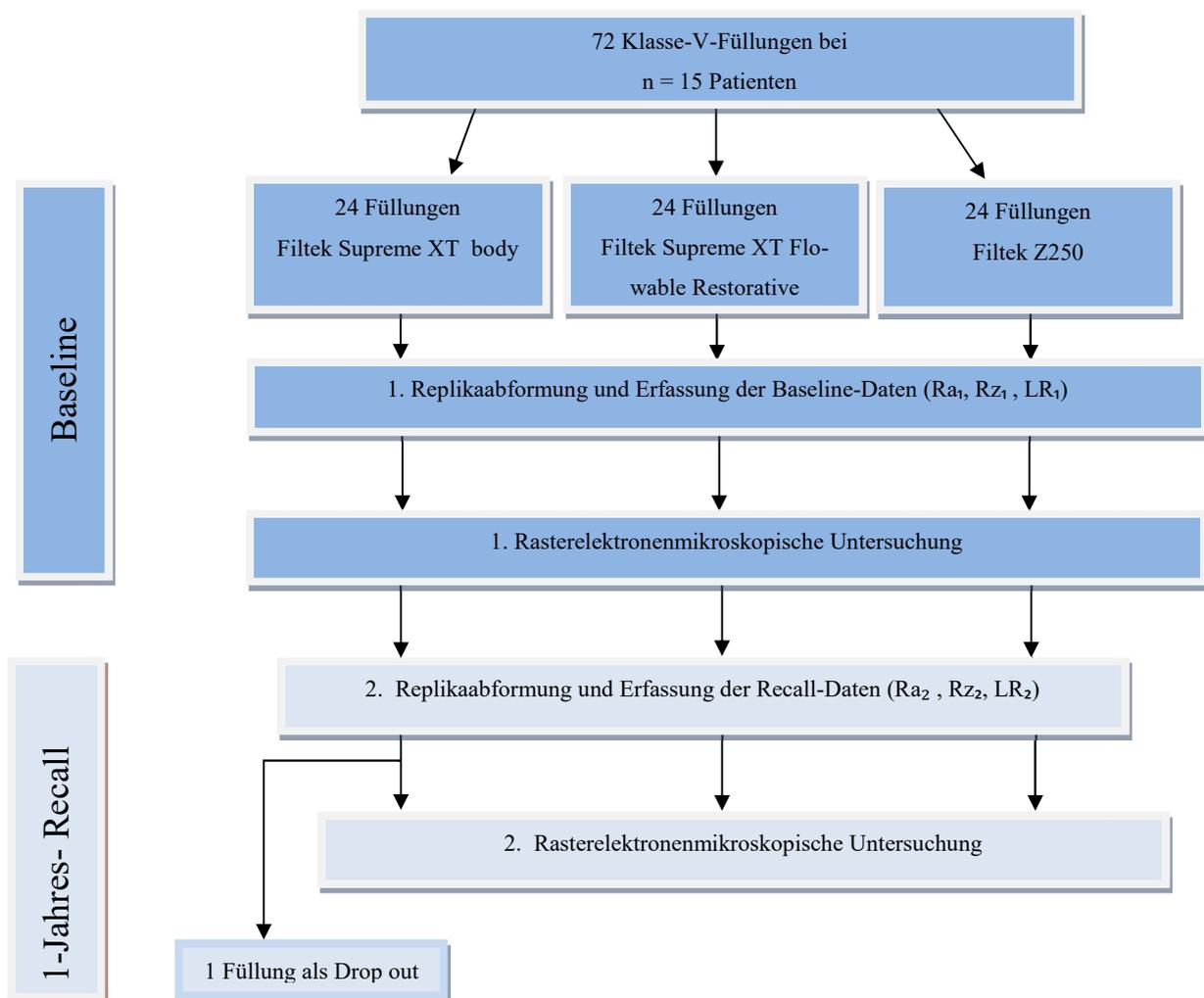


Abb. 6: Schematische Darstellung des Studienverlaufs: 72 Zahnfleischfüllungen aus drei verschiedenen Komposit-Werkstoffen wurden bei 15 Patienten gelegt und die Qualität der Füllungs Oberfläche wurde zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) und nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall) mit Hilfe der Replikatechnik untersucht.

4.1.1 Photographische Dokumentation der klinischen Abläufe

Die Dokumentation des klinischen Procedere soll exemplarisch für die Versorgung eines zervikalen Defektes mit einer Kompositfüllung dargestellt werden. Die Abbildung 7 zeigt jeweils eine Primärkaries im Zahnhalsbereich der Zähne 43 und 44.



Abb. 7: Keilförmige Zahnhalsdefekte der Zähne 43 (rechts im Bild) und 44 mit kariöser Erweichung im Zentrum und periphere, weißliche, entmineralisierte Bezirke.

Nach Prüfung der Sensibilität wurden die Zähne anästhesiert und anschließend unter relativer Trockenlegung exkaviert. Dazu wurden für Füllungen im Unterkiefer Watterollen sowohl im Vestibulum als auch im Sublingualraum eingelegt, bei starkem Speichelfluss wurde zusätzlich eine Watterolle im Oberkiefervestibulum platziert. Im Oberkiefer erfolgte die Trockenlegung lediglich durch das Einlegen einer Watterolle im Vestibulum. Es folgte die Vorbereitung der Kavitäten mit dem Ätzen der Schmelz- und Dentinanteile und dem Aufbringen des Adhäsivs Adper Promt L-Pop (*3M Espe, Seefeld*). Abschließend wurde das Füllungsmaterial in Schichttechnik eingebracht (Abbildungen 8 und 9).



Abb. 8: Zustand der Zähne 43 und 44 nach Exkavation und Aufbringung des Dentinadhäsivs Adper Prompt L-Pop.



Abb. 9: Einbringen des Füllungsmaterials Filtek Supreme XT body in Zahn 43 mit dem Füllspatel DF270R im Überschuss.

Es schloss sich die Grobausarbeitung und das Finieren der Füllung mit dem flammenförmigen Hartmetallfinierer H48LQ.314.012 (*Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo*) unter Wasserkühlung an. Ziel war die Überschussbeseitigung und die Vorkonturierung der Füllungsoberfläche (Abbildung 10).



Abb. 10: Ausarbeitung der Füllung an Zahn 43 mit dem flammenförmigen Hartmetallfinierer (zur photographischen Dokumentation ohne Wasserkühlung).

Abschließend erfolgte die Politur mit Sof-Lex Disks (*3M Espe, Seefeld*) unter Verwendung der drei Polierstufen – mittel, fein, sehr fein - mit Wasserkühlung unter kreisenden Bewegungen (Abbildung 11).

Abbildung 12 zeigt das Ergebnis nach erfolgter Politur der Füllung. Am Zahn 43 ist eine geringe Traumatisierung der marginalen Gingiva erkennbar. Dies ist aufgrund der unmittelbaren Nähe des Gingivarandes zum zervikalen Füllungsrand nicht immer vermeidbar.

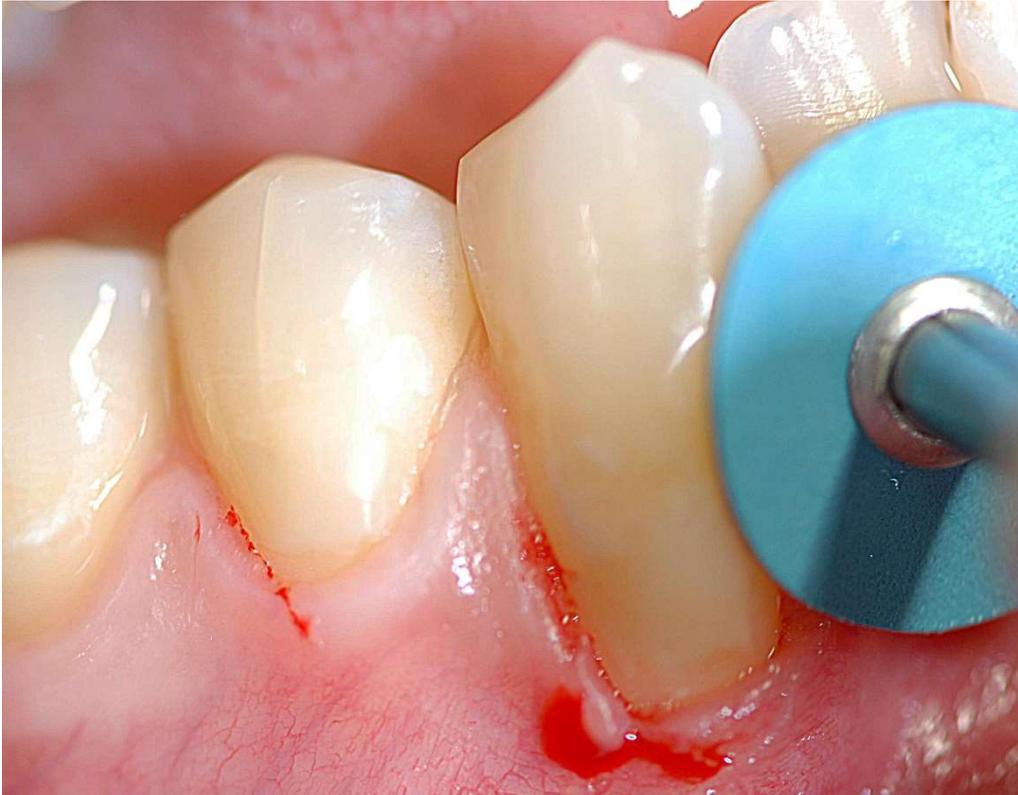


Abb. 11: Politur der Füllung an Zahn 43 mit einer Sof-Lex-Disk der Polierstufe sehr fein (zur photographischen Dokumentation ohne Wasserkühlung).



Abb. 12: Klinisches Ergebnis nach erfolgter Politur an den Zähnen 43 und 44. Geringe Traumatisierung der Gingiva am zervikalen Füllungsrand des Zahnes 43 erkennbar.

4.2 Patientenstatistik

Die Gesamtzahl der an der Studie teilnehmenden Patienten betrug 15. Davon waren 9 Patienten männlichen und 6 Patienten weiblichen Geschlechts. Das Durchschnittsalter betrug 48,5 Jahre, der/die jüngste Patient/-in war zum Zeitpunkt der Füllungslegung 31 Jahre alt, der älteste 65 Jahre.

Der zeitliche Abstand zwischen Erstabformung der gelegten Füllungen und der Recallabformung lag im Durchschnitt bei 381 Tagen. Die früheste Recallabformung fand exakt nach einem Jahr statt, die späteste nach 419 Tagen. Eine Füllung konnte aufgrund der Extraktion des Zahnes (Zahn 48) nicht nachuntersucht werden.

Von den 72 Füllungen befanden sich 32 (44,4%) im Oberkiefer und 40 (55,6%) im Unterkiefer (Tab.3).

Tabelle 3: Verteilung der 72 Füllungen auf die einzelnen Zähne im Ober- und Unterkiefer Front- bzw. Seitenzahngebiet.

Anzahl der Füllungen			2	2	2	3	2	3	2	3	5	5	2	1		
Zahn	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
Zahn	48	47	46	45	44	43	42	41	31	31	33	34	35	36	37	38
Anzahl der Füllungen	1	2	2	5	6	4					5	8	5	1	1	

Abbildung 13 zeigt die Verteilung der 72 Zahnhalsfüllungen auf die Zahngebiete. Die Mehrzahl der Füllungen wurde im Prämolarengebiet (48,6%) und im Frontzahngebiet (37,5%) gelegt. 13,9% der Füllungen befanden sich im Molarenbereich.

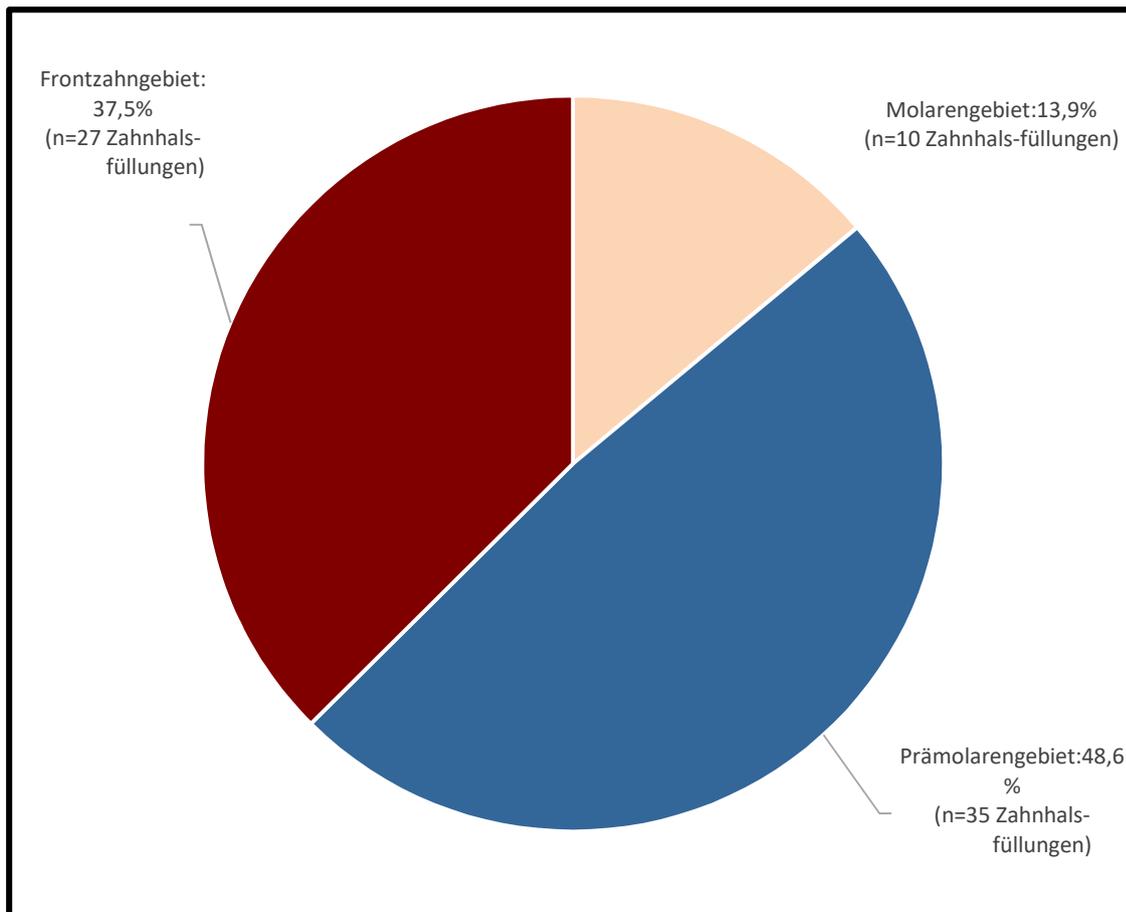


Abb.13: Verteilung der 72 Zahnhsfüllungen auf die Regionen Frontzahn-,Prämolaren- und Molarenbereich

4.3 Die Ergebnisse der quantitativen Evaluierung der Füllungsflächen

Die Untersuchung der Füllungsflächen wurde mit dem Messgerät Perthometer S8P (*Mahr GmbH, Göttingen*) nach dem Tastschnittverfahren durchgeführt. Für die Beurteilung der Rauigkeit der Oberflächen wurden die Parameter Ra, Rz und LR herangezogen.

4.3.1 Füllungsoberflächen und arithmetischer Mittenrauwert (R_a)

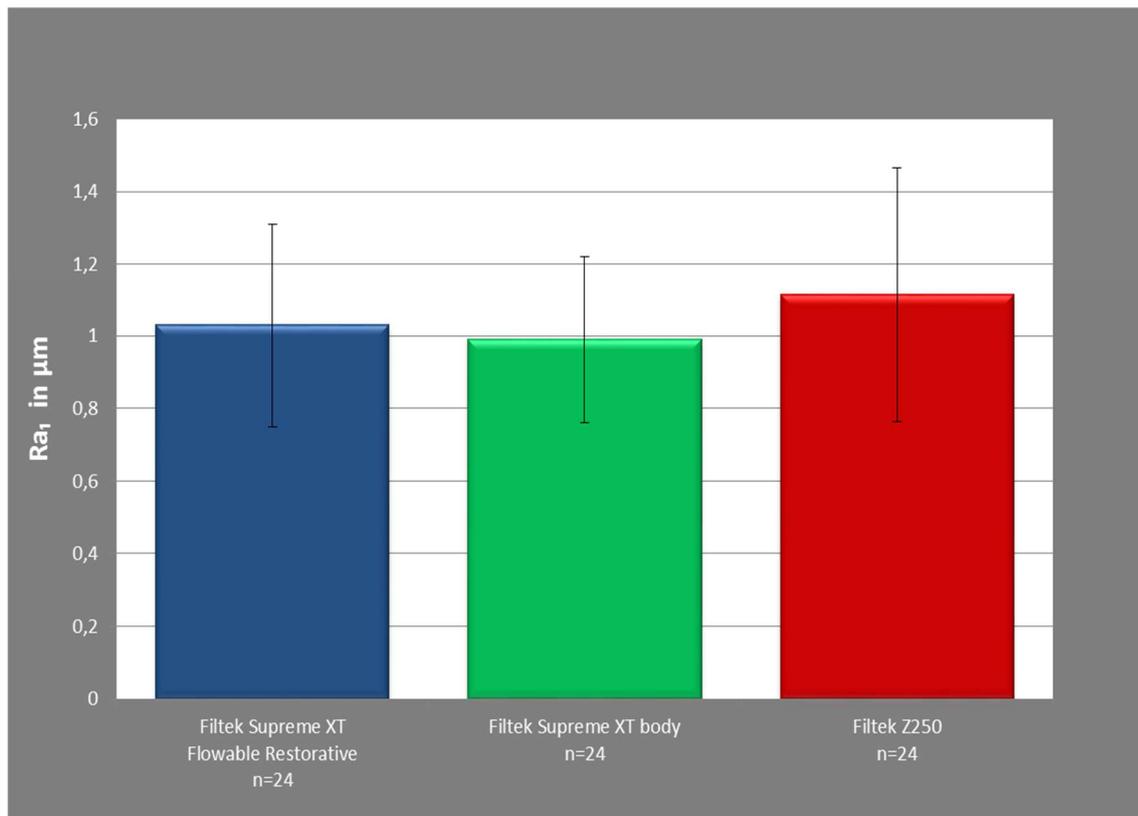


Abb. 14: Arithmetischer Mittenrauwert (R_{a1} in μm ; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen zum Zeitpunkt der Füllungslegung und initialer Politur (Baseline).

Nach initialer Ausarbeitung und Politur der Zahnhalsfüllungen unmittelbar nach dem Legen der Füllungen mit drei verschiedenen Werkstoffen variierte der arithmetische Mittenrauwert R_{a1} der Restaurationsoberflächen zwischen $0,99 \mu\text{m}$ und $1,11 \mu\text{m}$ (Abbildung 14). Die geringsten Rautiefen wiesen die Füllungsoberflächen auf, die mit dem Werkstoff Filtek Supreme XT body gefertigt wurden ($R_{a1} = 0,990 \pm 0,23 \mu\text{m}$). Nur geringfügig rauer waren die Zahnhalsfüllungen nach Anwendung des fließfähigen Komposits Filtek Supreme XT Flowable Restorative ($R_{a1} = 1,029 \pm 0,28 \mu\text{m}$). Die mit dem Hybridkomposit Filtek Z250 restaurierten Zahnhalsdefekte hatten einen arithmetischen Mittenrauwert von $R_{a1} = 1,114 \pm 0,35 \mu\text{m}$. Die Unterschiede zwischen den drei Kompositen hinsichtlich R_{a1} waren nur gering ausgeprägt und statistisch nicht signifikant ($p = 0,327$).

Bei der Nachuntersuchung nach 12 Monaten Gebrauchsdauer wiesen die Oberflächen der Zahnhalsfüllungen arithmetische Mittenrauwerte (R_{a2}) zwischen $1,10 \mu\text{m}$ und $1,15 \mu\text{m}$

auf (Abbildung 15). Die geringsten Rauigkeiten waren nach Anwendung von Filtek Supreme XT body vorhanden ($Ra_2 = 1,103 \pm 0,27 \mu\text{m}$). Zahnhalsfüllungen bestehend aus Filtek Supreme XT Flowable Restorative hatten einen arithmetischen Mittenrauwert Ra_2 von $1,123 \pm 0,29 \mu\text{m}$ und die Hybridkompositfüllungen (Filtek Z 250) zeigten mit $Ra_2 = 1,154 \pm 0,28 \mu\text{m}$ die größten Rautiefen. Auch nach einem Jahr in Funktion waren Unterschiede in der Oberflächenqualität zwischen den drei verwendeten Kompositwerkstoffen im Hinblick auf Ra_2 sehr gering und statistisch nicht signifikant ($p = 0,824$).

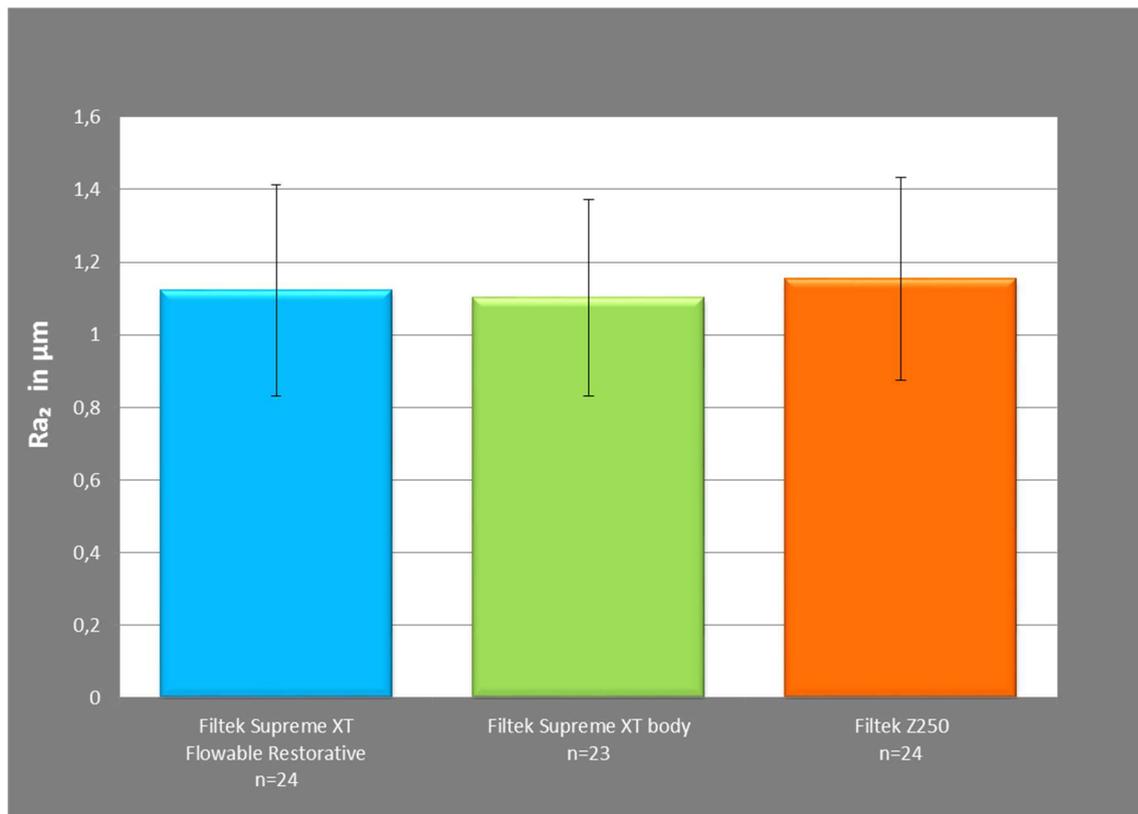


Abb. 15: Arithmetischer Mittenrauwert (Ra_2 in μm ; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode (Recall).

Der Vergleich der arithmetischen Mittenrauwerte nach initialer Politur und nach 12-monatiger klinischer Gebrauchsperiode zeigte, dass es bei allen drei verwendeten Kompositwerkstoffen zu einer Zunahme der Oberflächenrauigkeit gekommen war (Abbildung 16). Am geringsten war der Anstieg der Rauigkeit bei dem Hybridkomposit Filtek Z250 ausgeprägt (Differenz $Ra_1/Ra_2 = 0,04 \mu\text{m}$). Im Hinblick auf Filtek Supreme XT Flowable Restorative (Differenz $Ra_1/Ra_2 = 0,094 \mu\text{m}$) und Filtek Supreme XT body (Differenz $Ra_1/Ra_2 = 0,113 \mu\text{m}$) war die Zunahme des arithmetischen Mittenrauwertes etwas größer.

Die Differenz der Oberflächenqualität von Zahnhalsfüllungen (Ra_1/Ra_2) zwischen initialer Politur und 12-monatiger klinischer Gebrauchsperiode war für die verwendeten Kompositwerkstoffe statistisch nicht signifikant ($p = 0,092$).

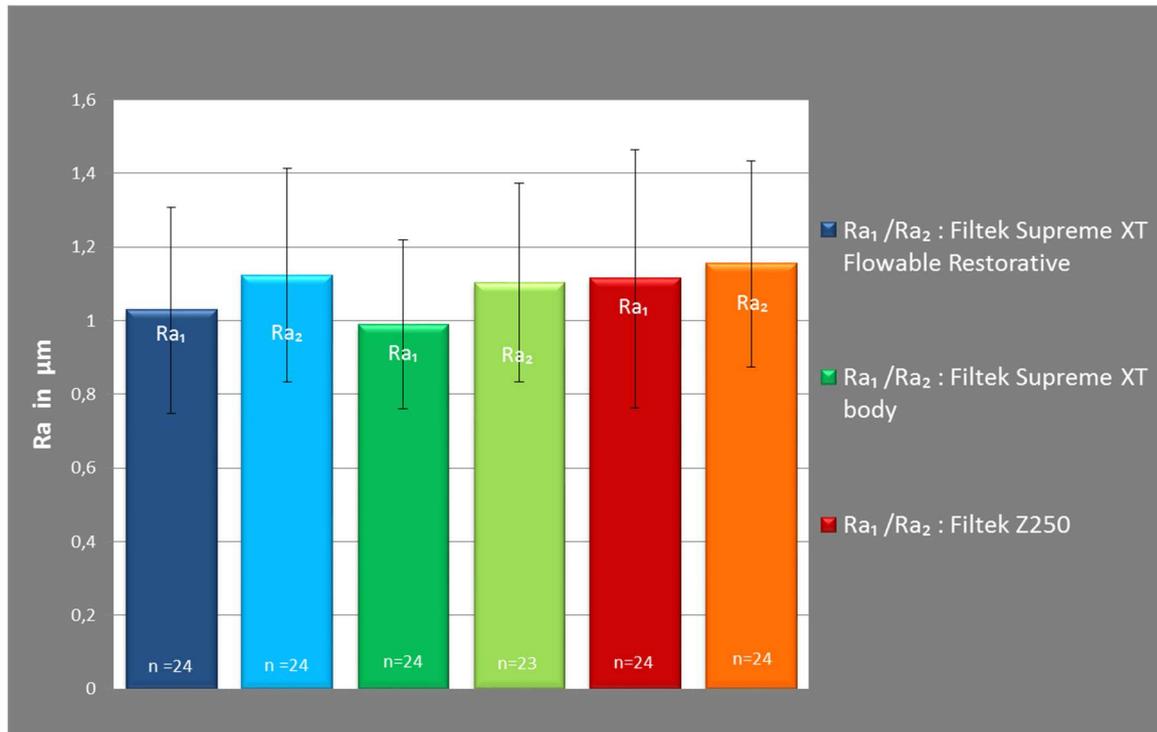


Abb. 16: Arithmetischer Mittenrauwert (Ra in μm ; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen zum Zeitpunkt der Füllungslegung und initialer Politur (Baseline, Ra_1) sowie nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode (Recall, Ra_2).

4.3.2 Füllungsflächen und gemittelte Rautiefe (Rz)

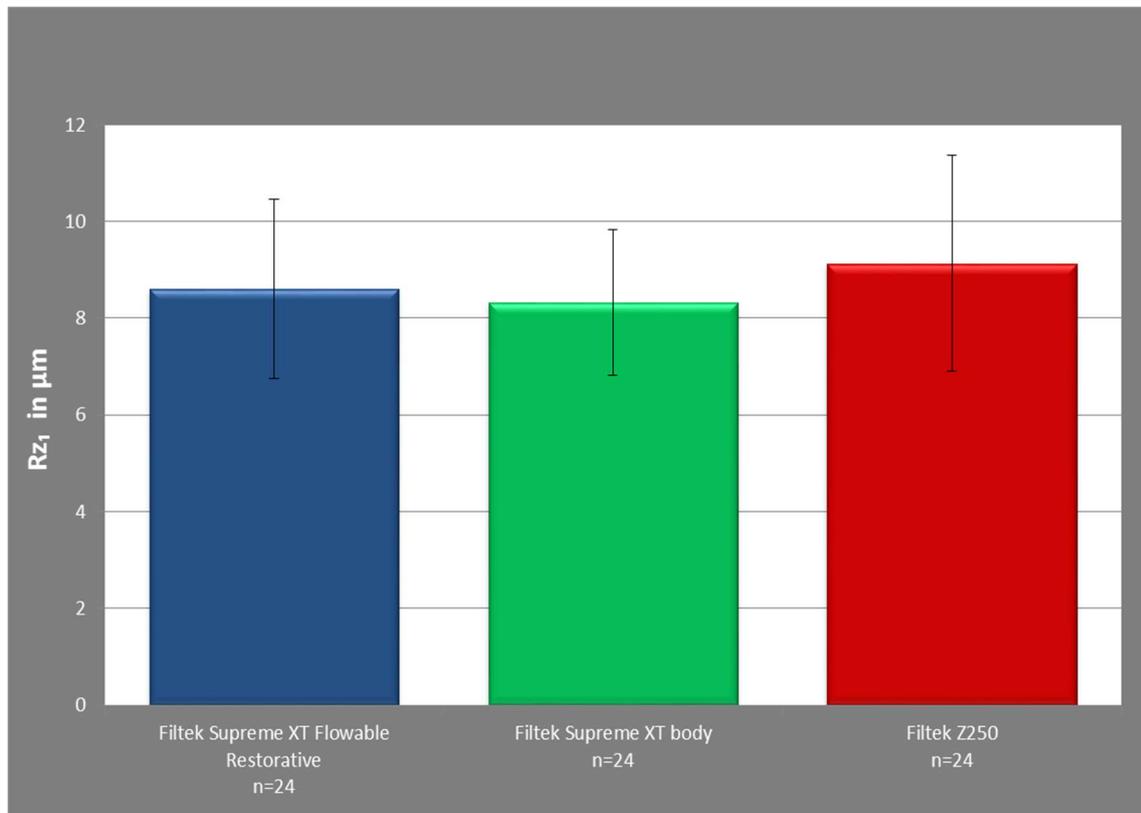


Abb. 17: Gemittelte Rautiefe (Rz_1 in μm ; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen zum Zeitpunkt der Füllungslegung und initialer Politur (Baseline).

Die Werte für die gemittelte Rautiefe Rz_1 nach initialer Ausarbeitung und Politur der Klasse –V- Füllungen reichten von $8,32 \mu\text{m}$ bis $9,13 \mu\text{m}$ (Abbildung 17). Die Zahnhalsfüllungen, die mit dem Werkstoff Filtek Supreme XT body versorgt wurden, wiesen die geringsten Rautiefen auf ($Rz_1 = 8,320 \pm 1,51 \mu\text{m}$). Eine geringfügig rauere Kompositoberfläche hatten die Füllungen, die mit dem fließfähigen Nanopartikel-Komposit Filtek Supreme XT Flowable Restorative restauriert wurden ($Rz_1 = 8,608 \pm 1,86 \mu\text{m}$). Die größte gemittelte Rautiefe hatten die Füllungsflächen bestehend aus Filtek Z250 ($9,134 \pm 2,23 \mu\text{m}$).

Abbildung 18 zeigt die Werte für die gemittelte Rautiefe Rz_2 nach 12-monatiger Gebrauchsperiode. Die Füllungsflächen, welche mit den beiden Nanopartikel-Kompositen versorgt wurden, hatten nahezu die gleiche Rautiefe ($Rz_2 = 9,028 \pm 1,94 \mu\text{m}$ für Filtek Supreme XT Flowable Restorative und $Rz_2 = 9,082 \pm 1,54 \mu\text{m}$ für Filtek Supreme

XT body). Die größte Rautiefen wiesen die mit dem Hybridkomposit Filtek Z 250 versorgten Füllungsflächen ($Rz_2 = 9,327 \pm 2,02 \mu\text{m}$) auf. Die Unterschiede in der Oberflächenqualität der drei Füllungswerkstoffe hinsichtlich der gemittelten Rautiefe waren sowohl zum Zeitpunkt der Füllungslegung ($p = 0,325$ für Rz_1) als auch zum Zeitpunkt der Recalluntersuchung ($p = 0,837$ für Rz_2) nicht signifikant.

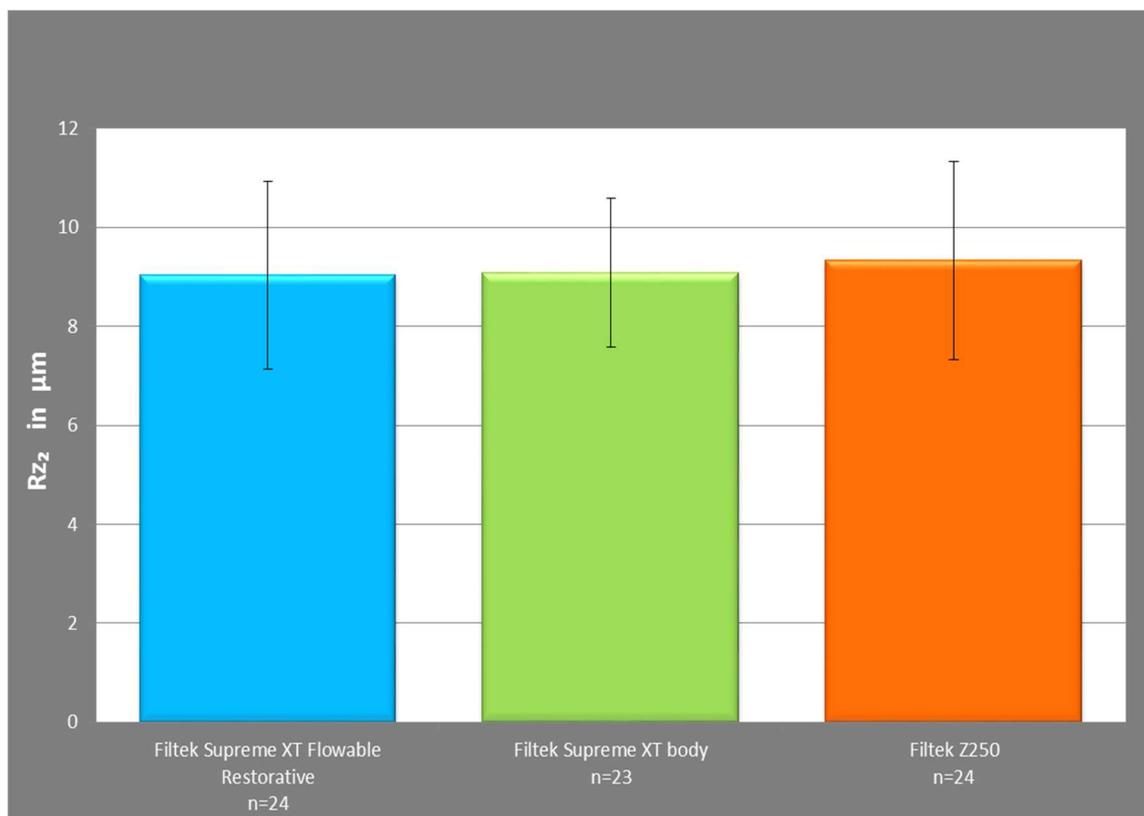


Abb. 18: Gemittelte Rautiefe (Rz_2 in μm ; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode (Recall).

Darüber hinaus veranschaulicht die Abbildung 19, dass sich die Mittelwerte für Rz im Vergleich der Baselinedaten (Rz_1) zu den Recallmesswerten nach einjähriger Gebrauchsperiode (Rz_2) bei allen Füllungsmaterialien erhöht haben. Die Rauigkeitszunahme (Differenz Rz_1/Rz_2) betrug bei Filtek Supreme XT body $0,76 \mu\text{m}$, bei Filtek Supreme XT Flowable Restorative $0,43 \mu\text{m}$ und bei Filtek Z250 $0,19 \mu\text{m}$.

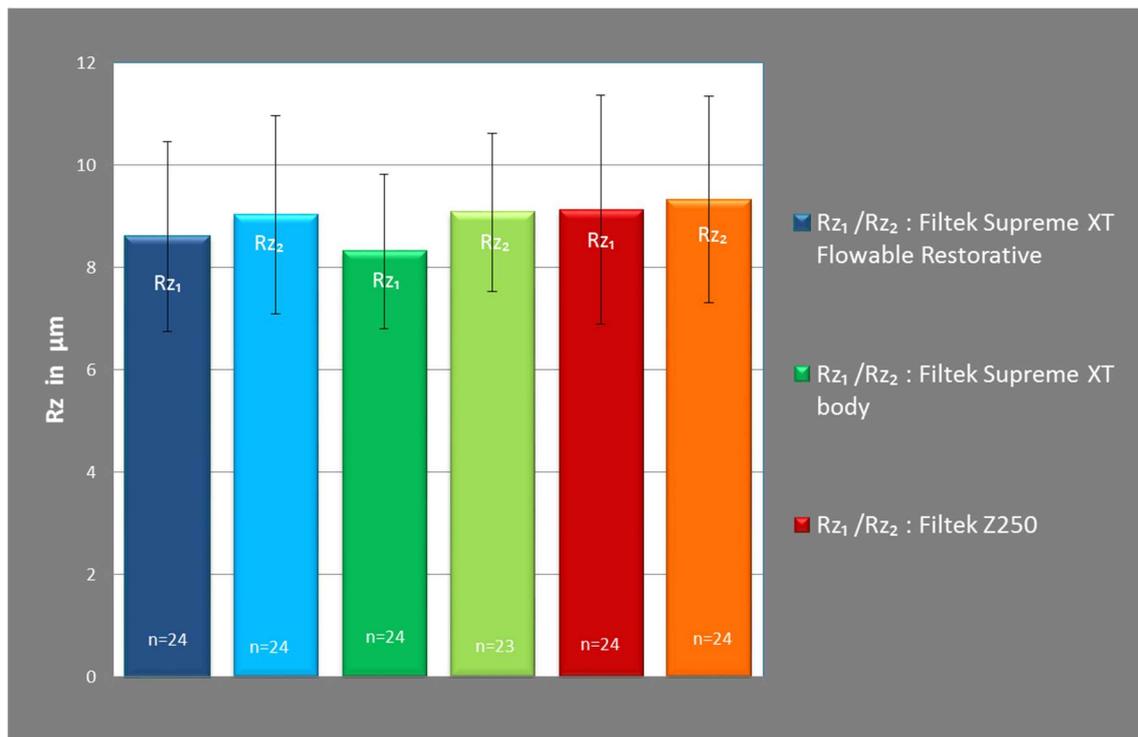


Abb. 19: Gemittelte Rautiefe (Rz in µm; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen zum Zeitpunkt der Füllungslegung und initialer Politur (Baseline, Rz₁) sowie nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode (Recall, Rz₂).

Es zeigte sich, dass der Einfluss der einjährigen Gebrauchsperiode auf die ermittelten Werte Rz bei allen Materialien nicht signifikant war ($p = 0,167$).

4.3.3 Füllungsflächen und Profillängenverhältnis (LR)

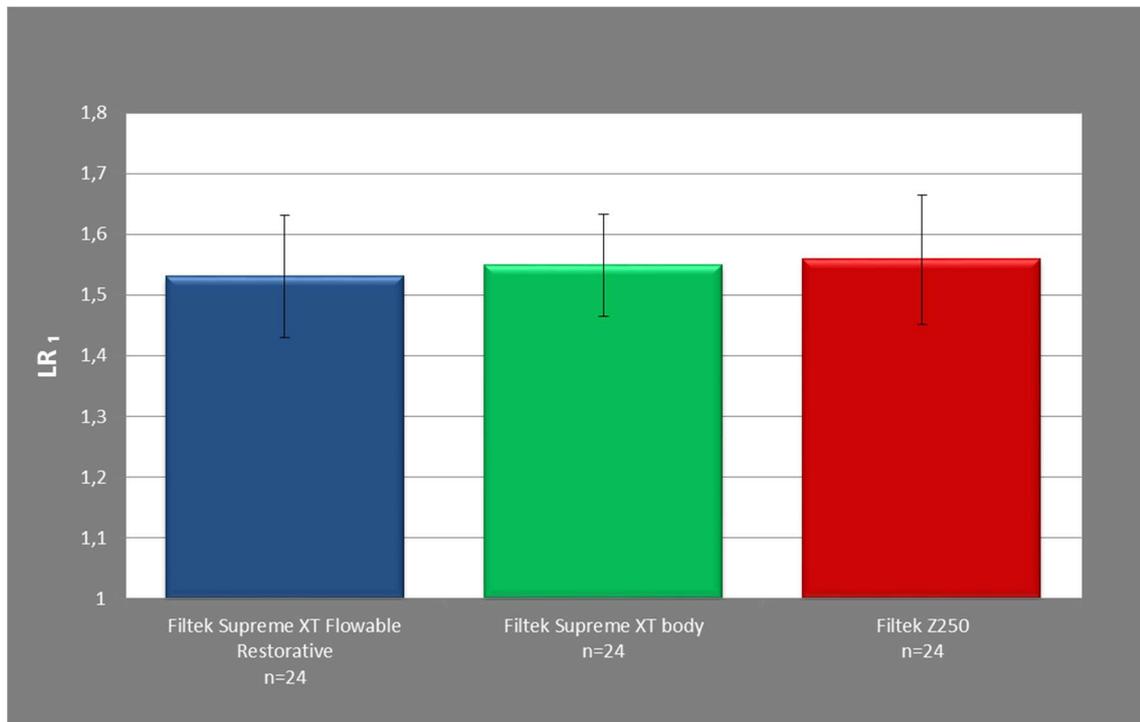


Abb. 20: Profillängenverhältnis (LR₁; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen zum Zeitpunkt der Füllungslegung und initialer Politur (Baseline).

Untersucht wurde der Einfluss des verwendeten Füllungsmaterials auf die Oberflächenqualität der polierten Füllungsflächen bezüglich des Profillängenverhältnisses LR. Zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) lagen die Werte für den Parameter LR zwischen 1,53 und 1,56 (Abbildung 20). Die glattesten Füllungsflächen wiesen die Füllungen bestehend aus Filtek Supreme XT Flowable Restorative auf ($LR_1 = 1,531 \pm 0,10$). Etwas rauher waren die Füllungsflächen, die mit Filtek Supreme XT body ($LR_1 = 1,549 \pm 0,08$) und dem Hybridkomposit Filtek Z250 ($LR_1 = 1,558 \pm 0,11$) versorgt wurden. Die Unterschiede zwischen den drei Kompositwerkstoffen hinsichtlich des Profillängenverhältnisses LR₁ waren nur gering ausgeprägt und statistisch nicht signifikant ($p = 0,635$).

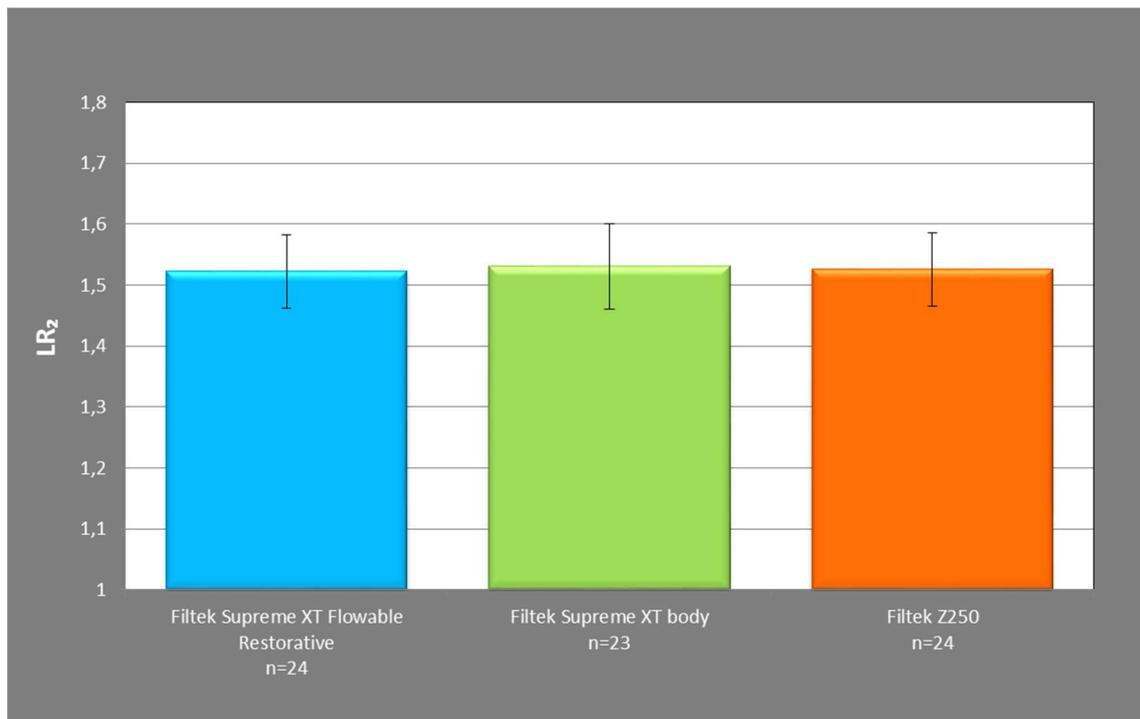


Abb. 21: Profillängenverhältnis (LR₂; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode (Recall).

Abbildung 21 veranschaulicht, dass sich bei der Nachuntersuchung nach 12-monatiger Gebrauchsperiode (Recall) die Werte für das Profillängenverhältnis zwischen den Füllungsmaterialien kaum noch differierten und zwischen 1,52 und 1,53 lagen (LR₂ = 1,523 ± 0,06 für Filtek Supreme XT Flowable Restorative, LR₂ = 1,530 ± 0,07 für Filtek Supreme XT body, LR₂ = 1,526 ± 0,06 für Filtek Z250). Somit waren die Unterschiede zwischen den drei verwendeten Kompositwerkstoffen auch nach einem Jahr im Hinblick auf LR sehr gering und statistisch nicht signifikant (p = 0,935).

Der Vergleich der Oberflächenqualität nach initialer Politur und nach 12-monatiger klinischer Gebrauchsperiode zeigte, dass bei allen drei verwendeten Füllungswerkstoffen nahezu keine Veränderungen im Hinblick auf das Profillängenverhältnis stattgefunden hatten (Abbildung 22). Die Differenz zwischen den Werten für LR (LR₁/LR₂) wies keine Signifikanz auf (p = 0,157) und lag für Filtek Supreme XT Flowable Restorative bei 0,01, für Filtek Supreme XT body bei 0,02 und bei Filtek Z250 bei 0,03.

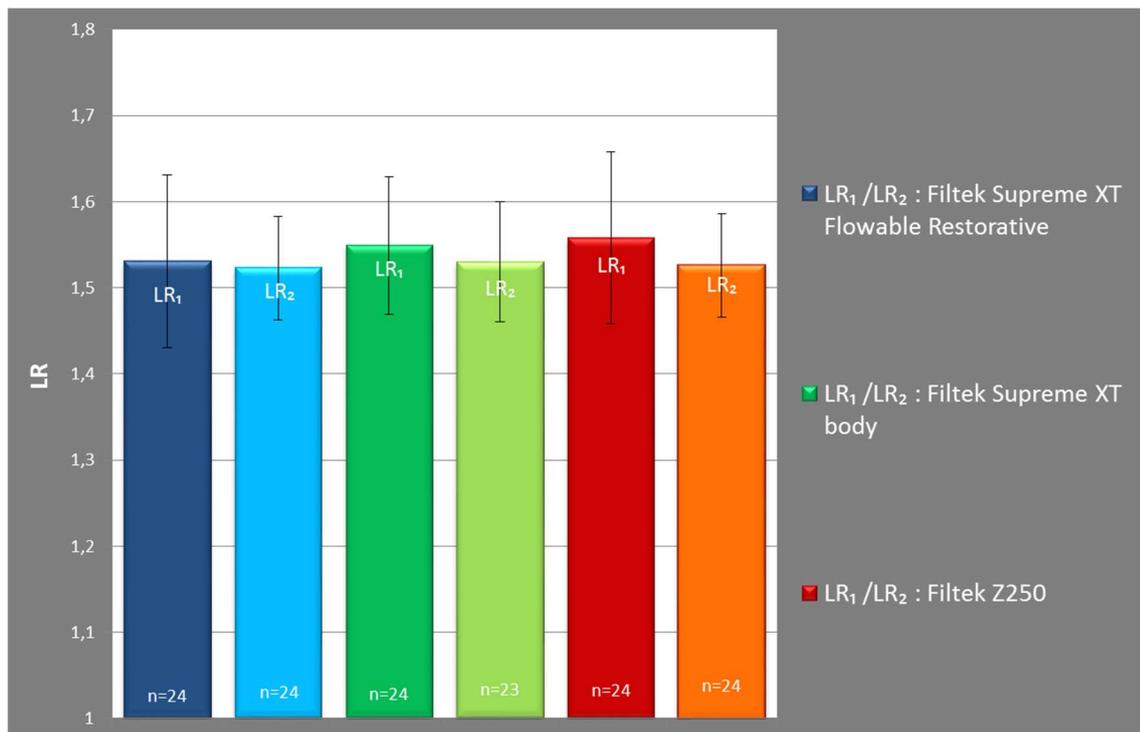


Abb. 22: Profillängenverhältnis (LR; Mittelwerte und Standardabweichung) der Oberflächen von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen zum Zeitpunkt der Füllungslegung und initialer Politur (Baseline, LR₁) sowie nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode (Recall, LR₂).

4.4 Die Ergebnisse der qualitativen Evaluierung der Füllungsflächen

71 Zahnhalsfüllungen konnten im paarweisen Vergleich Baselineaufnahme (Aufnahme zum Zeitpunkt der Füllungslegung) / Recallaufnahme (Aufnahme nach einjähriger Gebrauchsperiode) miteinander beurteilt werden.

Für die Untersuchungen wurden die Veränderungen in den drei Kategorien

- Bearbeitungsspuren,
- Oberflächenfeinstruktur und
- Porositäten ermittelt.

4.4.1 Betrachtung der Kategorie Bearbeitungsspuren

Bei 200facher Monitorvergrößerung erfolgte die Beurteilung der Bearbeitungsspuren. Untersucht wurden die auf der Füllungsoberfläche vorhandenen Bearbeitungsspuren in Hinblick auf die Veränderung von der Baseline-Aufnahme zu der Recall-Aufnahme. Abbildung 23A und 23B zeigen exemplarisch ein REM-Bildpaar bei 200facher Monitorvergrößerung zur Darstellung der Veränderung von vorhandenen Bearbeitungsspuren. Die Abbildung 23A zeigt einen Ausschnitt einer Füllungsoberfläche nach initialer Ausarbeitung und Politur der Zahnhalsfüllung unmittelbar nach dem Legen (Baseline). Man erkennt mehrere ausgeprägte schräg-horizontal verlaufende Bearbeitungsspuren, die durch die horizontalen Bewegungen der Bearbeitungsinstrumente entstanden sind. Den annähernd gleichen Füllungsoberflächenausschnitt nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall) zeigt Abbildung 23B. Die Oberfläche zeigt eine deutlich veränderte Struktur mit nur noch vereinzelt vorhandenen Bearbeitungsspuren. Große Anteile der Füllungsoberfläche weisen stattdessen eine amorphe, schollenartige Struktur auf.

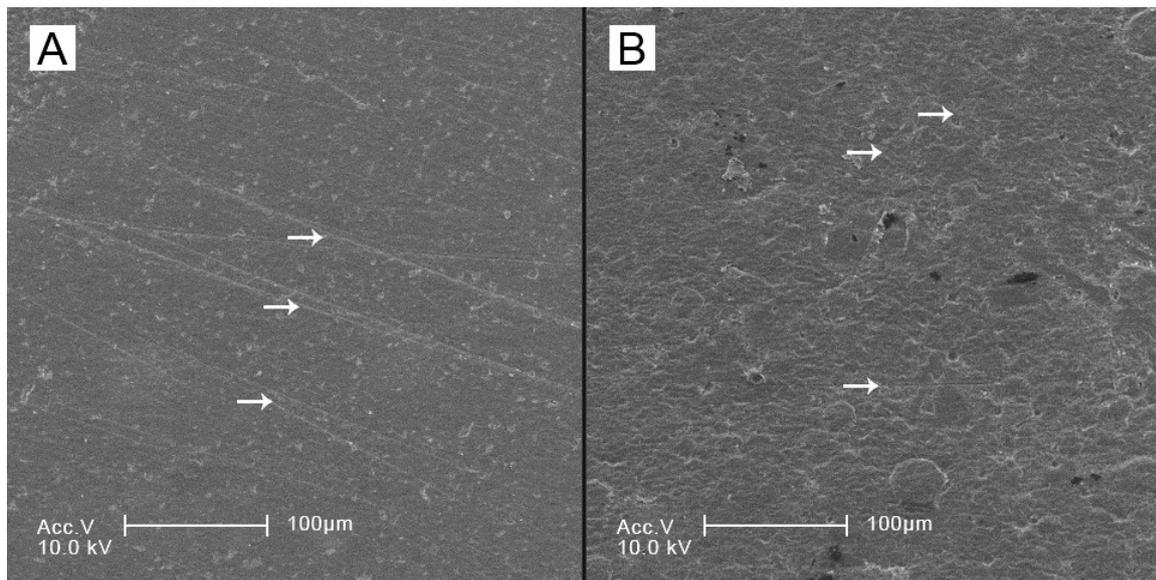


Abb.23 A: Oberfläche der Zahnhalsfüllung am Zahn 33 (Füllungswerkstoff Filtek Supreme XT body, Probe 34) bei 200facher Monitorvergrößerung unmittelbar nach initialer Politur (Baseline); die Pfeile markieren deutlich zu erkennende Bearbeitungsspuren.

Abb.23 B: Recallaufnahme aus einem annähernd gleichen Füllungsoberflächenabschnitt der Probe 34 bei 200facher Monitorvergrößerung; die Pfeile markieren Bearbeitungsspuren.

In der Gesamtbetrachtung der Zahnhalsfüllungsoberflächen zeigt Abbildung 24, dass bei allen drei Füllungswerkstoffen eine Abnahme der Anzahl der Bearbeitungsspuren festgestellt werden konnte. So zeigten 54,2% der Füllungsflächen des fließfähigen Komposits

Filtek Supreme XT Flowable Restorative nach einem Jahr klinischer Anwendung eine geringere Zahl von Bearbeitungsspuren. Bei Zahnhalsfüllungen bestehend aus dem Nanopartikel-Komposit Filtek Supreme XT body betrug der Anteil 43,5% und dem Hybridkomposit Filtek Z250 56,3%.

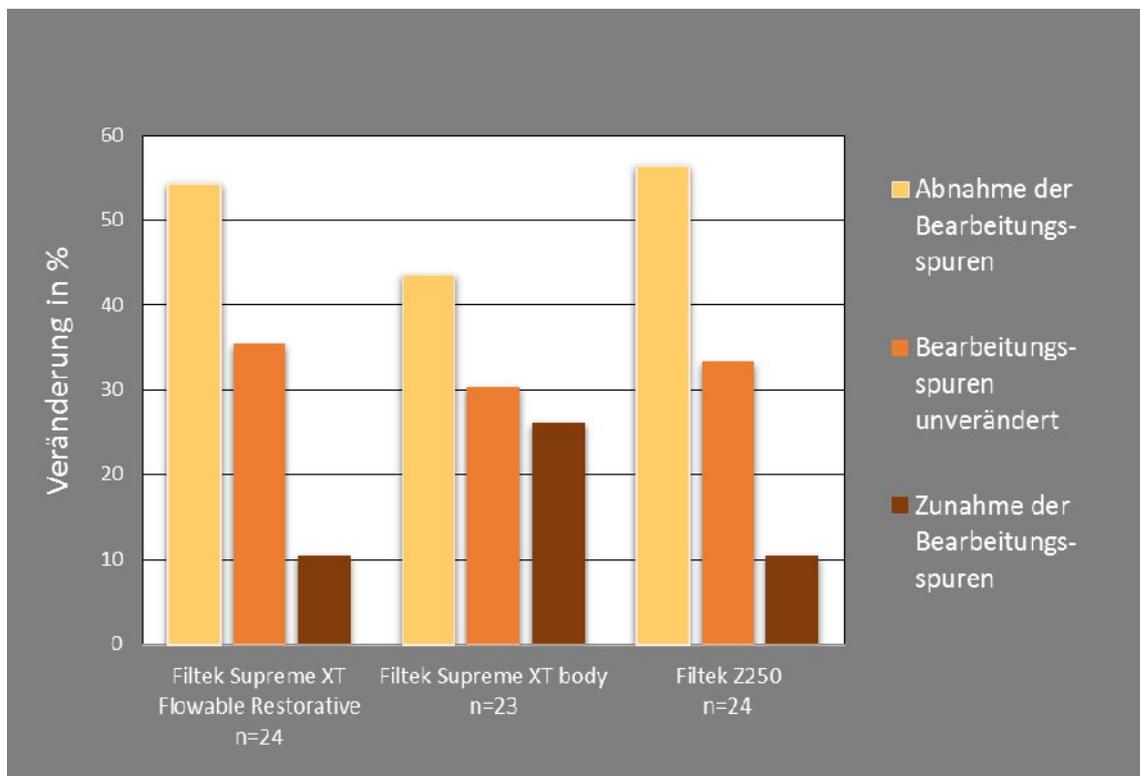


Abb.24: Beurteilung der Veränderung der Bearbeitungsspuren im Vergleich der Bildpaare (Baseline-Aufnahme, Recall-Aufnahme) von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen durch zwei Untersucher (REM-Aufnahme; 200fache Monitorvergrößerung).

4.4.2 Betrachtung der Kategorie Oberflächenfeinstruktur

Bei der Beurteilung der Oberflächenfeinstruktur wurde die werkstoffkundliche Komposit-Matrix-Füller-Struktur und deren Veränderung während der einjährigen klinischen Gebrauchsperiode bei 200facher und 1500facher Monitorvergrößerung untersucht. Ein Beispiel für die Beurteilung der Oberflächenfeinstruktur bei 200facher Monitorvergrößerung zeigt das REM-Bildpaar der Zahnhalsfüllung am Zahn 47 in den Abbildungen 25 A und 25 B. In Abbildung 25 A kann man eine glatte Oberfläche zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) erkennen, welche ebenfalls schräg- horizontal verlaufende Bearbeitungsspuren aufweist. Darüber hinaus sind zu diesen nahezu senkrecht verlaufende Bearbeitungsspuren, welche vom Hartmetallfinierer verursacht worden sind, erkennbar.

Auf der Füllungsoberfläche sind nur vereinzelt dunkle Matrixanteile und helle Füllpartikel zu erkennen. Die Oberfläche insgesamt wirkt eher wie eine Verschmelzung dieser Anteile zu einer glatten Schmierschicht. Während in Abbildung 25 A die Oberflächenfeinstruktur zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) als eher glatt eingestuft wurde, konnte in Abbildung 25 B für den annähernd gleichen Füllungsflächenabschnitt nach 12-monatiger Gebrauchsperiode (Recall) eine homogene, aber stärker ausgeprägte Oberflächenfeinstruktur festgestellt werden. Die Unterscheidung von dunklen Matrixanteilen und hellen Füllpartikelanteilen ist deutlicher ausgeprägt als zum Zeitpunkt der Ausarbeitung und initialen Politur unmittelbar nach Legen der Füllung (Baseline). Gleichzeitig konnte auch in diesen Abbildungen die Abnahme der Bearbeitungsspuren vom Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) zum Zeitpunkt der Recalluntersuchung festgestellt werden.

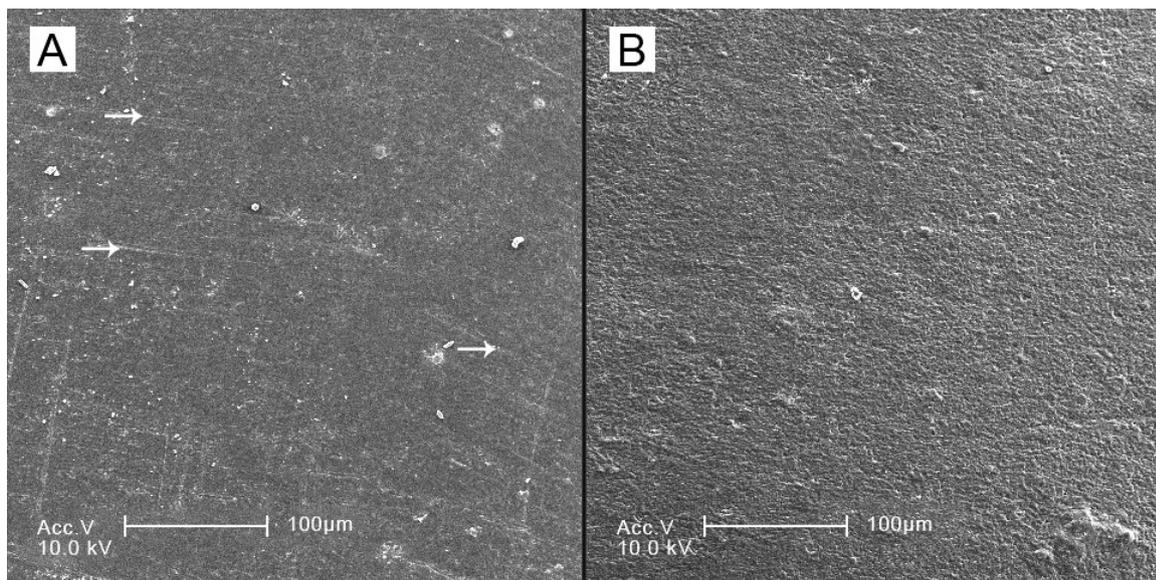


Abb.25 A: Oberfläche der Zahnhalsfüllung am Zahn 47 (Füllungswerkstoff Filtek Supreme XT body, Probe 29) bei 200facher Monitorvergrößerung unmittelbar nach initialer Politur (Baseline); die Pfeile markieren Bearbeitungsspuren.

Abb.25 B: Recallaufnahme der Probe 29 aus einem annähernd gleichen Füllungsflächenabschnitt bei 200facher Monitorvergrößerung.

Abbildung 26 zeigt die Ergebnisse bei 200facher Monitorvergrößerung. Im paarweisen Vergleich der Baseline– zu den Recall-Aufnahmen konnten bei beiden Nanopartikel-Kompositen bei der überwiegenden Mehrzahl der Füllungsoberflächen eine stärker ausgeprägte Feinstruktur nach klinischer Gebrauchsperiode festgestellt werden. Die Füllungsoberflächen, die mit dem Werkstoff Filtek Supreme XT Flowable Restorative gefertigt wurden, wiesen bei 45,8% eine stärker ausgeprägte Feinstruktur auf. Bei den

Zahnfleischfüllungen, die mit dem Werkstoff Filtek Supreme XT body versorgt wurden, war dies bei 56,5 % zu erkennen. Bei den Füllungsflächen, die mit dem Hybridkomposit Z250 restauriert wurden, war hingegen bei nur 16,7% der Füllungen eine stärker ausgeprägte Oberflächenfeinstruktur beurteilbar, während bei 52,0% keine Veränderungen festgestellt werden konnten.

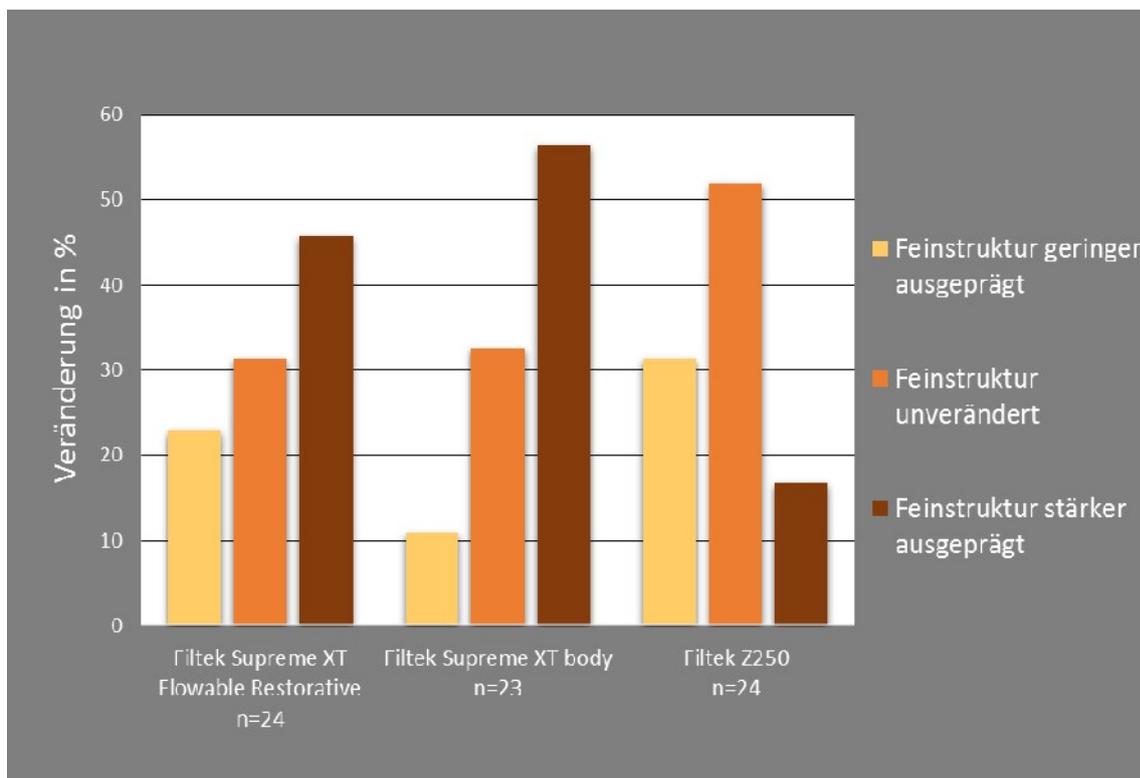


Abb.26: Beurteilung der Veränderung der Oberflächenfeinstruktur im Vergleich der Bildpaare (Baseline-Aufnahme, Recall-Aufnahme) von Zahnfleischfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen durch zwei Untersucher (REM-Aufnahme; 200fache Monitorvergrößerung).

Ein Beispiel für die Beurteilung der Oberflächenfeinstruktur bei 1500facher Monitorvergrößerung zeigt das REM-Bildpaar der Zahnfleischfüllung am Zahn 35 in den Abbildungen 27 A und 27 B.

In Abbildung 27 A ist die Füllungsoberfläche zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) zu sehen. Einzelne Bearbeitungsspuren und Porositäten, die mit einer Schmier-schicht aus organischer Kompositmatrix teilweise eingeebnet wurden, sind erkennbar. In Abbildung 27 B zeigt die Oberfläche nach einjähriger klinischer Gebrauchsdauer eine stärker ausgeprägte und freigelegte Feinstruktur. Zu erkennen ist im zentralen Bildauschnitt eine Porosität, deren Ränder ebenso wie der übrige Füllungsabschnitt frei von der oben beschriebenen Schmierschichttextur sind.

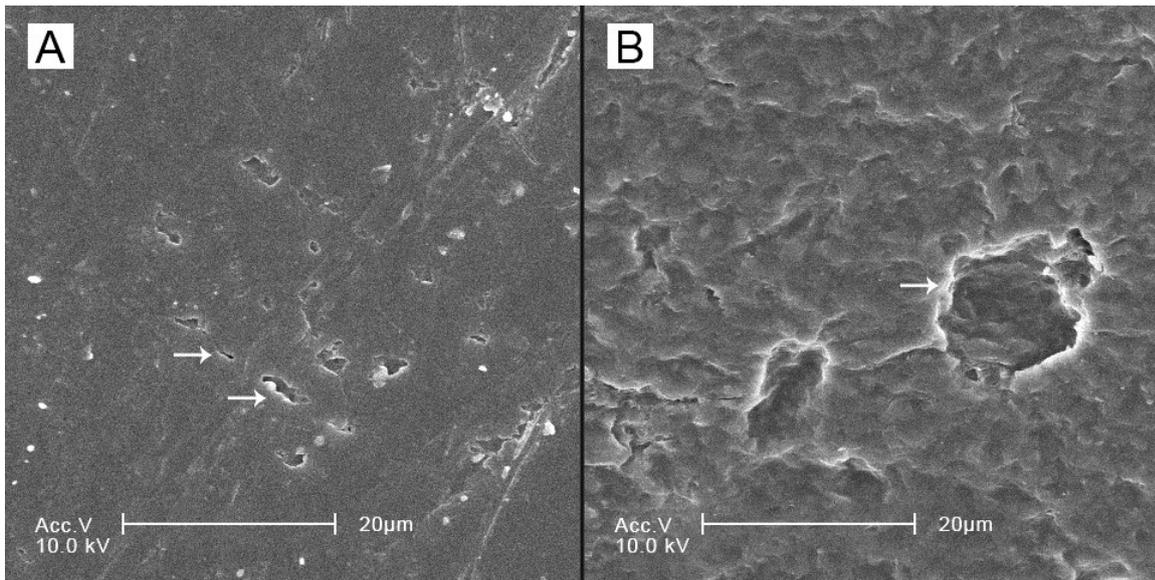


Abb.27 A: Oberfläche der Zahnhalsfüllung am Zahn 35 (Füllungswerkstoff Z250, Probe 51) bei 1500facher Monitorvergrößerung unmittelbar nach initialer Politur (Baseline); die Pfeile zeigen auf nahezu eingebnete Porositäten.

Abb.27 B: Recallaufnahme der Probe 51 bei 1500facher Monitorvergrößerung aus einem annähernd gleichen Füllungsflächenabschnitt; der Pfeil zeigt auf den Rand einer Porosität.

Quantifiziert man die Ergebnisse für die Beurteilung der Feinstruktur bei 1500facher Vergrößerung zwischen Baseline- und Recallaufnahmen, sind die Veränderungen bei allen drei Füllungswerkstoffen entweder eher als „stärker ausgeprägte Feinstruktur“ oder „unveränderte Feinstruktur“ gewertet worden (Abbildung 28). Eine geringer ausgeprägte Oberflächenfeinstruktur konnte für Filtek Supreme XT Flowable Restorative nur bei 27,1%, bei Filtek Supreme XT body bei 8,7% und bei Filtek Z250 nur bei 8,3 % der untersuchten Probenpaare beurteilt werden. Bei dem Füllungswerkstoff Filtek Z250 wurde bei dem Vergleich der REM-Bildpaare in nahezu 80% der Oberflächen eine unveränderte Feinstruktur festgestellt. Bei den beiden Nanopartikel-Kompositen war dies für 41,6 % (Filtek Supreme XT Flowable Restorative) und für 45,7 % (Filtek Supreme XT body) der Füllungsflächen zu beobachten.

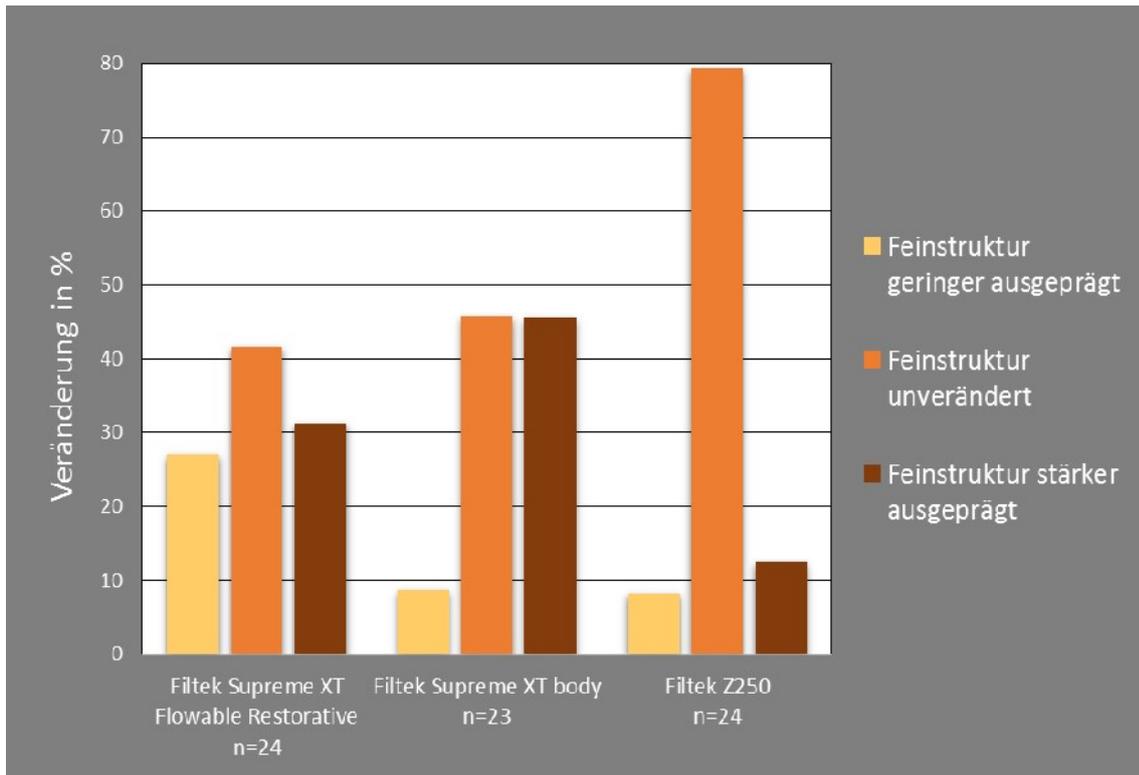


Abb.28: Beurteilung der Veränderung der Oberflächenfeinstruktur im Vergleich der Bildpaare (Baseline-Aufnahme, Recall-Aufnahme) von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen durch zwei Untersucher (REM-Aufnahme; 1500fache Monitorvergrößerung).

4.4.3 Betrachtung der Kategorie Porositäten

Bei 200facher Monitorvergrößerung erfolgte die Beurteilung des Anteils der Porositäten. Die Abbildungen 29 A und 29 B zeigen beispielhaft die Zunahme des Anteils der Porositäten von Baseline- zu Recall-Aufnahme. Während in Abbildung 29 A bei 200facher Monitorvergrößerung zum Zeitpunkt Baseline vereinzelte, sehr kleine Porositäten im REM-Bild erkennbar sind, hat sich deren Zahl zum Zeitpunkt der Recalluntersuchung deutlich erhöht. Auffällig war auch die Zunahme im Durchmesser der Porositäten nach einjähriger Gebrauchsperiode.

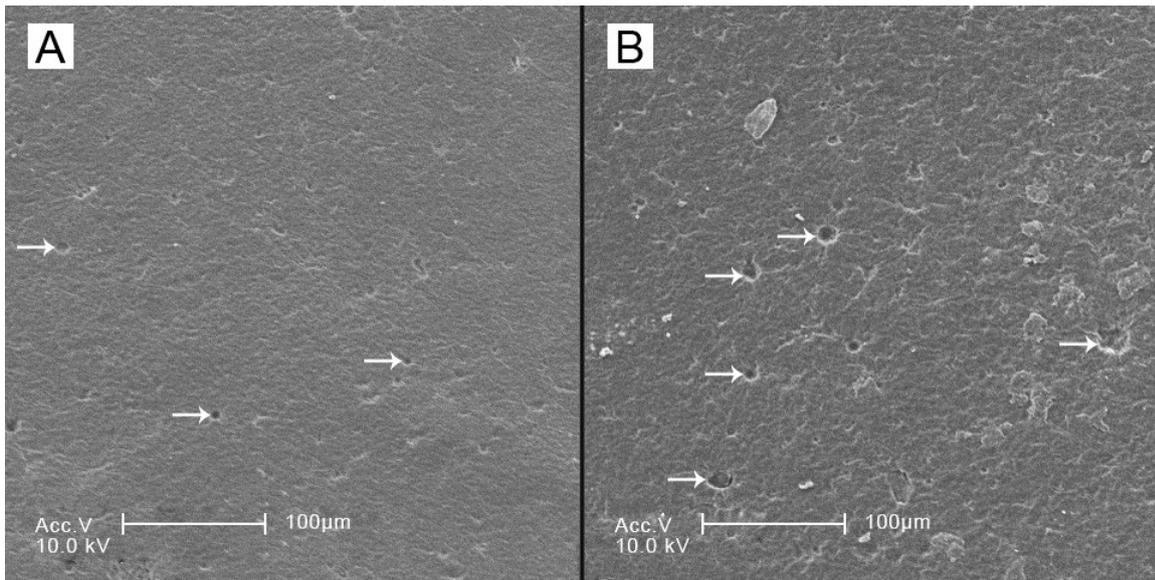


Abb.29 A: Oberfläche der Zahnhalsfüllung am Zahn 23 (Füllungswerkstoff Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Probe 19) bei 200facher Monitorvergrößerung unmittelbar nach initialer Politur (Baseline); die Pfeile markieren Porositäten.

Abb.29 B: Recallaufnahme der Probe 19 aus einem annähernd gleichen Füllungsflächenabschnitt bei 200facher Monitorvergrößerung (Pfeile zeigen auf Porositäten mit unterschiedlichen Durchmessern).

Bei der Quantifizierung des Anteils der Porositäten zwischen den Baseline- und den Recall- Aufnahmen bei 200facher Monitorvergrößerung konnte bei Filtek Supreme XT Flowable Restorative und Filtek Supreme XT body bei der Mehrzahl der untersuchten Probenpaare eine Zunahme des Anteils der Porositäten festgestellt werden. So wurde bei 43,8% der Füllungsflächen, die mit dem fließfähigen Nanopartikel-Komposit gefertigt wurden, eine Zunahme beobachtet. Bei dem hochviskösen Komposit konnte dies bei 67,4 % der Füllungsflächen festgestellt werden. Bei dem Werkstoff Filtek Z250 zeigte sich bei 37,5 % der untersuchten Füllungsflächen eine Zunahme bezüglich dieses Parameters, allerdings konnte bei 58,3% keine Veränderung festgestellt werden (Abbildung 30).

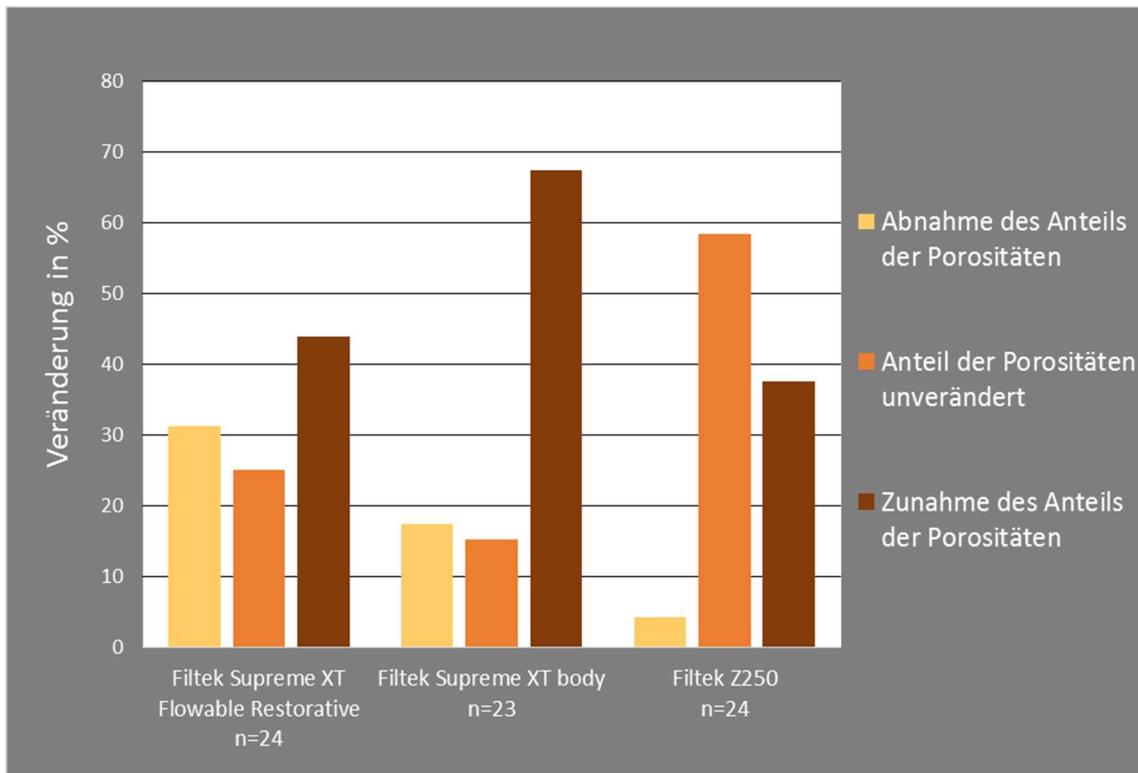


Abb.30: Beurteilung der Veränderung des Anteils der Porositäten im Vergleich der Bildpaare (Baseline-, Recall-Aufnahme) von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen durch zwei Untersucher (REM-Aufnahme; 200fache Monitorvergrößerung).

Fasst man die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen zusammen, so kann festgestellt werden, dass die einjährige Gebrauchsperiode zu Veränderungen der Füllungsoberflächen bei allen drei Kompositen geführt hat.

Bei der Mehrzahl aller Kompositoberflächen konnte eine Abnahme der Bearbeitungsspuren festgestellt werden.

Beobachtet werden konnte eine anfängliche Schmierschicht nach initialer Politur auf den Füllungsoberflächen, welche nach einjähriger Gebrauchsperiode fehlte.

Im Vergleich der Baselineaufnahmen zu den Recallaufnahmen konnten die geringsten Oberflächenveränderungen bei dem Feinpartikel-Hybridkomposit (Filtek Z250) festgestellt werden.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

5.1.1 Studiendesign

Die vorliegende in vivo Studie untersuchte die Oberflächenqualität von Klasse -V- Kompositfüllungen in Abhängigkeit von der klinischen Verweildauer und den verwendeten restaurativen Füllungswerkstoffen. Insgesamt wurden 72 Füllungen untersucht. 48,6 % der Füllungen wurden im Prämolarengebiet, 37,5 % im Frontzahnggebiet und 13,9% im Molarenbereich gelegt. Eine Randomisierungsliste gab dem Behandler vor, welche Kavität mit welchem Kompositmaterial restauriert werden sollte. Die Stratifizierung erfolgte nach der Zugänglichkeit der Füllungsoberfläche. Es folgte eine quantitative und qualitative Evaluierung der Füllungsoberflächen. Die qualitativen Untersuchungen wurden in verblindeter Form mit einem Zweituntersucher durchgeführt.

Die Mehrzahl der Publikationen zur Untersuchung der Wechselwirkungen von Ausarbeits- und Poliermethoden auf die Oberflächenqualität von Kompositfüllungen sind in vitro Studien unter Verwendung von planen Kompositprüfkörpern (**Goldstein & Waknine 1989; Heath et al. 1993; Chung 1994; Jung 1997; Hoelscher et al. 1998; Turssi et al. 2000; Roeder et al. 2000; Baseren 2004; Uctasli et al. 2007; Buchgraber et al. 2011, Jung 2013**).

Um den klinischen Gegebenheiten Rechnung zu tragen, versuchten einige wenige Studiengruppen, praxisähnliche Voraussetzungen bei der Ausarbeitung und Politur von Kompositfüllungen an extrahierten Zähnen zu schaffen (**Berastegui et al. 1992; Krejci et al. 1999; Mitchell et al. 2002; Yalcin et al. 2006; Radlanski & Best 2007**).

Reine in vivo Studien wie zum Beispiel von *Jung et al.* (2004,2005) sind auf Grund des erhöhten methodischen Aufwandes in einer noch geringeren Anzahl in der Literatur zu finden.

In der klinische Studie von *Jung et al.* (2004) wurde der Randschluss und die Oberflächenrauigkeit von mehrflächigen Komposit- und Keramikinlays untersucht. Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie erfolgte die Bewertung der Oberflächenrauigkeit rein qualitativ bei 10facher und 80facher Monitorvergrößerung und darüber hinaus an strukturierten Füllungsoberflächen. In der Untersuchung von *Jung et al.* (2005) wurde der Einfluss von verschiedenen Ausarbeits- und Poliermethoden auf strukturierte Okklusalfächen und approximal- zervikal Flächen von Kompositfüllungen in vivo untersucht.

In der vorliegenden Studie wurden erstmalig Zahnhalsfüllungen auf ihre Oberflächenrauigkeit nach initialer Ausarbeitung und Politur unmittelbar nach dem Legen der Füllungen und nach einer einjährigen Gebrauchsperiode in vivo quantitativ und qualitativ untersucht. Dieser Umstand macht daher den Vergleich mit anderen Autoren interessant.

5.1.2 Patientenauswahl

Bei der vorliegenden Studie sind Einschluss- und Ausschlusskriterien festgelegt worden. Es wurden nur Füllungen in die Studie einbezogen, deren Ausdehnung sich auf die vestibuläre Zahnfläche begrenzte, um die klinischen Voraussetzungen beim Legen und Ausarbeiten der Füllungen anzugleichen. Um die Variabilität in der Ausführung häuslicher Mundhygiene zu reduzieren, wurde eine Altersspanne festgelegt und die Patienten mussten motorische Voraussetzungen erfüllen. Darüber hinaus erhielten die Patienten von der Zahnarztpraxis einheitliche Zahnpflegeprodukte. Außerdem wurde sichergestellt, dass weder Bleachingtherapien noch professionelle Zahnreinigungen während der Studiedauer Einfluss nehmen konnten auf die Oberflächenqualität der gelegten Füllungen. Die Festlegung auf eine bestimmte Zahnbürste bzw. auf eine Putztechnik, manuell oder maschinell, ließ sich allerdings auf Grund der langen Dauer der Studie nicht verwirklichen, da eine Überprüfbarkeit der Compliance nicht sichergestellt werden konnte.

5.1.3 Auswahl der Kompositmaterialien

Die in dieser Studie verwendeten Kompositmaterialien waren zum einen zwei Nanopartikel-Komposite, Filtek Supreme XT Flowable Restorative und Filtek Supreme XT body, zum anderen das Feinpartikel-Hybridkomposit Filtek Z250. Alle drei Materialklassen waren als bewährte Füllungsmaterialien für Zahnhalsdefekte Grundlage verschiedener Untersuchungen in der Literatur (**Yalcin et al. 2006; Celik et al. 2007; Turkun & Celik 2008; Kubo et al. 2010; Qin et al. 2013**).

5.1.4 Auswahl der Ausarbeitungs- und Polierinstrumente

Sowohl die Ausarbeitung von Füllungsoberflächen mit Hartmetallfinierern als auch die Politur mit Sof-Lex Scheiben sind in der Literatur oft beschrieben worden und gelten als klinischer Standard. Dies ermöglichte ein Gegenüberstellen der Ergebnisse der vorliegenden Studie mit Studienergebnissen anderer Autoren wie zum Beispiel bei *Jung (1997)*,

Jung et al. (1997, 2003a, 2003b, 2007a), *Barbosa et al.* (2005), *Jefferies* (2007) und *Jung* (2013).

5.1.5 Replikatechnik

Um die Qualität von in vivo gelegten Füllungsoberflächen quantitativ beurteilen zu können, müssen diese zunächst abgeformt werden. Mit Hilfe der Replikatechnik werden Probenkörper hergestellt (**Pantke 1990**). Dazu muss ein hohes Maß an Detailtreue erreicht werden, sowohl bei der Abformtechnik als auch bei der Modellherstellung. Das verwendete Abformmaterial gehört zur Werkstoffklasse der Polyäther- Materialien und findet in der Zahnheilkunde wegen seiner hohen Zeichnungsgenauigkeit häufig Anwendung (**Hellwig et al. 2013**). Epoxidharz wurde bereits in mehreren Studien zur Modellherstellung verwendet, da sich dieses durch eine bessere Oberflächendetailwiedergabe auszeichnet als Gipse, die auf Grund ihrer materialspezifischen Eigenschaften bereits eine Mindestrautiefe von ca. 5 µm aufweisen (**Pelka et al. 1993; Jung 1998; Jung et al. 2004; Jung et al. 2005; Borchers 2005**).

5.1.6 Quantitative Beurteilung der Füllungsoberflächen

Die Profilometrie stellt das am häufigsten angewendete Verfahren zur Beurteilung von Füllungsoberflächen dar. Der in dieser Studie zur Anwendung gekommene optische Taster Focodyn mit einem Focus von 1 µm weist eine höhere Messgenauigkeit auf als mechanische Mikrotaster, welche mit einem Diamantspitzenradius von 2 – 10 µm ausgestattet sind (**Wassel et al. 1994; Jung 1998; Whitehead et al. 1999**).

Darüber hinaus konnte die Gefahr einer Beschädigung der zu untersuchenden Oberfläche durch die Verwendung eines optischen Tasters im Gegensatz zu mechanischen Tastern, die in direkten Kontakt mit der Füllungsoberfläche treten müssen, ausgeschlossen werden (**Pelka et al. 1993; Wassell et al. 1994; Jung 1998**).

Nachteilig bei dieser Messmethodik ist die fehlende flächenhafte dreidimensionale Erfassung der Oberflächenstruktur. So wurde in diese Studie versucht, durch ein siebenmaliges paralleles Abtasten der Füllungsoberfläche ein möglichst großes Areal des zu untersuchenden Füllungsbereiches messtechnisch zu erfassen. Dabei wurde der vermutlichen Ausrichtung der Profilunregelmäßigkeiten durch die Bearbeitungs- und Polierinstrumente Rechnung getragen. Die Abtastrichtung wurde von inzisal nach zervical und somit

senkrecht zur Bearbeitungsrichtung, welche quer über die Füllungsoberfläche in mesio-distaler Richtung führte, gewählt.

Zur quantitativen Beurteilung von Oberflächen werden verschiedene Parameter herangezogen. In der Literatur wird sehr häufig der Parameter Ra verwendet, wie zum Beispiel bei aktuellen Studien von *Reis et al. 2002*, *Reis et al. 2003*, *Uctasli et al. 2004*, *Jung et al. 2008*, *da Costa et al. 2010*; *Alandia-Roman et al. 2013*. Dies ermöglicht den Vergleich der gemessenen Werte dieser Studie mit anderen Autoren.

Das alleinige Ermitteln eines Parameters führt allerdings zu einer unzureichenden Beurteilung der Oberflächenrauigkeit (**Venz 1983**; **Whitehead et al. 1995**; **Jung 1998**). Neben Ra wurden deshalb der Vertikalparameter Rz sowie der Parameter LR, welcher zusätzlich die horizontale Dimension der Profilunregelmäßigkeiten erfasst, untersucht.

5.1.7 Qualitative Beurteilung der Füllungsflächen

Die sich anschließende rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Füllungsproben stellt in Kombination mit der profilometrischen die am häufigsten angewandte Methode zur Gesamtbeurteilung von Rauigkeiten dar. Mit Hilfe der qualitativen Beurteilung sind die messtechnisch ermittelten Ergebnisse der quantitativen Untersuchung differenziert zu beurteilen.

Die Schwierigkeit bei dieser Untersuchungsmethode liegt in der Wahl der Vergrößerung des zu untersuchenden Füllungsabschnittes. Eine sehr starke Vergrößerung gibt zwar Einblick in kleinste Oberflächendetails, bildet aber gleichzeitig einen nicht unbedingt repräsentativen Untersuchungsabschnitt ab (**Haywood et al. 1988**). Daher wurde in dieser Studie versucht, mit einer 200fachen Vergrößerung dem Gesamteindruck der Füllungsflächen Rechnung zu tragen und mit einer 1500fachen Vergrößerung Details untersuchen zu können.

Allerdings kann man bei der vorliegenden Studie und dem Vergleich der Bildpaare Baseline / Recall nur von einem annähernd gleichen Füllungsflächenabschnitt ausgehen, da in die Füllungen keine Markierungspunkte eingebracht werden konnten, die eine eindeutige Referenz hätten darstellen können.

Beachtet werden sollte bei qualitativen Auswertungen, dass der Beurteilung einer Aufnahme stets das subjektive Urteil des Untersuchers zugrunde liegt.

Um diesem Umstand Rechnung zu tragen, wurde ein mit der Auswertung von raster-elektronenmikroskopischen Aufnahmen von dentalen Füllungsoberflächen vertrauter Zweituntersucher zur Beurteilung hinzugezogen. Dieser führte unabhängig vom Erstuntersucher die qualitative Beurteilung der Aufnahmen ebenfalls in verblindeter Form durch. Eine Kalibrierung der beiden Untersucher fand anhand von ausgewählten REM-Bildpaaren statt, welche die jeweiligen Kategorien repräsentierten.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Diskussion der quantitativen Ergebnisse

Einen idealen Rauigkeitswert für eine optimale Oberflächenbeschaffenheit von Kompositoberflächen nach Ausarbeitung und Politur kann in der Literatur nicht gefunden werden. Dies ist darin begründet, dass unterschiedlich aufgebaute Studiendesigns mit differierenden Zielsetzungen versuchten einen solchen Wert zu erfassen und zu unterschiedlichen Ergebnissen kamen.

Allerdings wird in sehr vielen Untersuchungen Bezug genommen auf die Ergebnisse der Studien von *Willems et al.* (1991), *Jones et al.* (2004) und *Bollen et al.* (1997).

Willems et al. (1991) ermittelten einen arithmetischen Mittenrauwert R_a von $0,64 \pm 0,25 \mu\text{m}$ bei natürlichen Schmelzoberflächen und schlussfolgerten daraus, dass die Oberflächenrauigkeit von Kompositmaterialien diesen Wert nach erfolgter Politur erreichen sollten.

Jones et al. (2004) untersuchten die taktile Wahrnehmung einer rauen Oberfläche und kamen zu dem Ergebnis, dass ein arithmetischer Mittenrauwert R_a von $0,50 \mu\text{m}$ auf polierten Oberflächen angestrebt werden sollte.

Bollen et al. (1997) stellten fest, dass ab einem arithmetischen Mittenrauwert von $0,2 \mu\text{m}$ mit zunehmender Rauigkeit der Oberfläche verschiedener dentaler Materialien wie zum Beispiel Komposit-, Amalgam-, Kompomer- und Keramikoberflächen die Plaqueakkumulation steigt.

Die in der vorliegenden Studie ermittelten Rauigkeitswerte lagen in einem Bereich von $0,99 - 1,11 \mu\text{m}$ und damit deutlich über diesen beschriebenen Werten.

Allerdings waren die Rauigkeitswerte von *Willems et al.*, *Jones et al.*, und *Bollen et al.* die Ergebnisse von experimentellen Studien, wohingegen es sich bei dieser Untersuchung um eine in vivo-Studie handelt, in welcher sich die Ausarbeitung und Politur von Kompositfüllungen erheblich schwieriger darstellt. Die Bearbeitung der Füllungsoberflächen

gegen den Wangen- und Zungendruck, die motorische Unruhe des Patienten und der erschwerte Zugang können eine Erklärung für die erhöhten Werte sein.

Diese Feststellung ist insofern von besonderer Relevanz, weil auf diese Weise deutlich wird, dass die Oberflächenkennwerte, die von experimentellen Studien stammen, nur eingeschränkte Hinweise auf die unter klinischen Bedingungen umsetzbaren Oberflächenqualitäten erlauben. Wenn man außerdem berücksichtigt, dass es sich bei der vorliegenden Studie um konvexe Glattflächen handelt, deren Bearbeitung im Gegensatz zu strukturierten Flächen als relativ unkompliziert eingeordnet werden kann, ist zu erwarten, dass die Divergenz zwischen experimentellen und klinischen Oberflächenrauigkeiten bei strukturierten Flächen noch größer sein könnte.

Der geringste arithmetische Mittenwert R_a von $0,99 \mu\text{m}$ wurde bei den Baselineproben des Füllungswerkstoffes Filtek Supreme XT body ermittelt. Zwischen den drei verwendeten Füllungsmaterialien konnten allerdings keine statistisch signifikanten Unterschiede für die Füllungsoberflächen in Bezug auf den untersuchten Parameter R_{a1} (Baseline) festgestellt werden. Dies war aus werkstoffkundlicher Sicht auf Grund von experimentellen Studien zu erwarten gewesen, da sowohl die niedriger gefüllten Flowmaterialien als auch die hochgefüllten Komposite glatte Oberflächen nach Politur aufwiesen (**Uctasli et al. 2004, Ozel et al. 2008**). So kamen *Uctasli et al.* (2004) im Vergleich von drei fließfähigen und drei stopfbaren Kompositen zu dem Ergebnis, dass nach Politur mit Sof-Lex Scheiben die verschiedenen Füllungsoberflächen keine signifikanten Unterschiede aufwiesen. Die ermittelten arithmetischen Mittenwerte R_a lagen bei den niedrig gefüllten Materialien zwischen $0,23 - 0,34 \mu\text{m}$, bei den hochgefüllten Materialien bei $0,23 - 0,38 \mu\text{m}$. Diese statistisch nicht signifikanten Unterschiede bezüglich des Parameters R_a nach Politur zwischen den Oberflächen der verschiedenen Kompositmaterialien konnte nun klinisch bestätigt werden.

Nach einjähriger klinischer Gebrauchsperiode waren die Werte für den arithmetischen Mittenrauwert R_{a2} bei allen Füllungsmaterialien gestiegen, wiesen allerdings keine signifikanten Unterschiede zu den zuvor ermittelten Werten für R_{a1} auf. Darüber hinaus waren die Werte für R_{a2} bei allen drei Kompositmaterialien nahezu gleich hoch.

Aus diesem Ergebnis lässt sich schlussfolgern, dass die verwendeten Materialien in Bezug auf ihre Oberflächenqualität einer Veränderung unterlagen, welche zu raueren Materialoberflächen führte, unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial. Diese Erhöhung der Oberflächenrauigkeit war bei allen Materialien nicht signifikant, so dass man zwar

von einer messbaren, in ihrer Ausprägung aber geringen Verschlechterung der Oberflächengüte sprechen kann. Dies ist insofern interessant, da sich die beiden Füllungsmaterialien Filtek Supreme XT body und Filtek Z250 durch einen hohen Fülleranteil auszeichneten, wohingegen beim fließfähigen Filtek Supreme XT Flowable Restorative dieser Anteil deutlich reduziert war. In der Literatur wird ein Zusammenhang zwischen vermindertem Fülleranteil und schlechteren physikalischen Materialeigenschaften beschrieben (**Bayne et al. 1998; Attar et al. 2003; Clelland et al. 2005; Schultz et al. 2010**). *Clelland et al.* (2005) untersuchten hoch- und niedrig-viskose Füllungswerkstoffe und kamen zu dem Ergebnis, dass die Abrasionsbeständigkeit bei den fließfähigen Kompositen schlechter war als bei den hochgefüllten Füllungswerkstoffen. Auch *Schultz et al.* (2010) schlussfolgerten, dass die fließfähigen Komposite mit geringerem Fülleranteil schlechtere mechanische Eigenschaften aufwiesen als Komposite mit hohem Fülleranteil, da sie neben der geringeren Abrasionsbeständigkeit auch Risse in der Oberfläche der fließfähigen Materialien nachweisen konnten. Demzufolge wäre nach einjähriger klinischer Gebrauchsdauer zu erwarten gewesen, dass die Oberfläche eines niedrig gefüllten Komposits abweicht von der eines hochgefüllten Füllungsmaterials. Dies konnte in der vorliegenden klinischen Studie jedoch nicht bestätigt werden. Möglicherweise sind die abrasiven Einflüsse auf Füllungen im Zahnhalsbereich geringer ausgeprägt als im direkten antagonistischen Kontakt.

Die Ergebnisse des untersuchten Parameters Rz spiegelten die Ergebnisse des Parameters Ra wieder. Auch hier konnten keine signifikanten Unterschiede weder zwischen den verwendeten Füllungsmaterialien festgestellt werden, noch ein signifikanter Einfluss der 12-monatigen klinischen Gebrauchsperiode auf die Oberflächenqualität in Bezug auf den untersuchten Parameter Rz. Allerdings hatten sich die Werte für Rz ebenfalls nach der einjährigen Gebrauchsperiode gegenüber den Baseline- Werten erhöht.

Die Werte der gemittelten Rautiefe Rz lagen zwischen 8 - 9 μm . Verglichen mit einer durchschnittlichen Streptokokkus - Bakteriengröße von 0,6 – 1,5 μm (**Shintani et al. 1985**) lassen diese Rautiefen die Aussage zu, dass Bakterien in diesen Oberflächenrauigkeiten mechanische Retention finden können. Die unter klinischen Bedingungen erzielten Rauigkeitswerte sind unter diesem Aspekt nicht akzeptabel und verbesserungswürdig.

Die Werte für das Profillängenverhältnis LR zeigten ebenso weder signifikante Unterschiede zwischen den Füllungsmaterialien noch zwischen den ermittelten Baselinedaten und den Recallwerten.

Dies unterstreicht, dass sich die Materialien weder zum Zeitpunkt der Ausarbeitung und Politur unmittelbar nach dem Legen der Füllung (Baseline) noch nach 12-monatiger Gebrauchsperiode (Recall) quantitativ voneinander unterschieden.

5.2.2 Diskussion der qualitativen Ergebnisse

Die qualitativen Ergebnisse ergaben sich aus dem paarweisen Vergleich der Baselineaufnahmen einer Probe und der entsprechenden Recallaufnahme.

Kritisch anzumerken ist hierbei die Schwierigkeit, den annähernd gleichen Füllungsbe- reich bei der Beurteilung zu erfassen. Eine dauerhafte Markierung der Füllungsoberfläche durch eine Vertiefung oder Anbringung einer Erhebung hätte zu einer Vereinfachung beim Aufsuchen des gleichen Füllungsabschnittes geführt. Allerdings konnte aus ethi- schen Gründen eine Markierung nicht angebracht werden, da es sich für die Patienten um eine definitive Füllungsversorgung handelte, die eine optimal glatte Oberflächenbe- arbeitung erforderte. Daher wurde versucht, stets den zentralen Bereich einer Füllungs- fläche bei beiden Aufnahmen zu untersuchen.

Die zuvor beschriebene Erwartung, dass der werkstoffkundliche Unterschied zwischen den beiden stopfbaren und dem fließfähigen Komposit sich in unterschiedlichen Oberflä- chentexturen auf den rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen widerspiegeln würde, konnte nicht bestätigt werden.

So wurden für die beiden Nanokomposite ähnliche Oberflächenveränderungen bei der Mehrzahl der Aufnahmen festgestellt. Dies betraf sowohl die Abnahme der Bearbeitungs- spuren bei der Mehrzahl der Aufnahmen, als auch die zu beobachtende stärker ausge- prägte Oberflächenfeinstruktur und den Anteil der Porositäten bei 200facher Monitorver- größerung.

Bei dem Feinpartikel-Hybridkomposit wurde ebenfalls bei der Mehrzahl der Aufnahme- paare in der Kategorie Bearbeitungsspuren eine Abnahme festgestellt, allerdings bezüg- lich der Oberflächenfeinstruktur und der Porositäten bei der Mehrzahl der Füllungen keine Veränderungen.

Hier scheint der Unterschied in der Materialklasse zwischen den Nanopartikelkompositen und dem Feinpartikel-Hybridkomposit möglicherweise größeren Einfluss zu haben auf die Oberflächentextur nach einjähriger Gebrauchsperiode als die Konsistenz (niedrig viskos/hoch viskos) der Werkstoffe. Im Gegensatz zu den Füllungsflächen des Feinpartikel-Hybridkomposits könnte die Zunahme der Porositäten bei beiden Nanopartikel-Kompositen auf einen etwas schwächeren Matrix-Füllerverbund im Vergleich zu Filtek Z250 hindeuten, welcher zu vereinzelt Partikelaussprengungen im Laufe der Gebrauchsperiode führte. Hinweise auf diesen Zusammenhang können vereinzelt in der Literatur gefunden werden. So führte *Drummond* (2008) als Hauptgrund für Mikrofrakturen in Kompositoberflächen ein Versagen innerhalb der organischen Matrix oder in der Verbundphase an. Er konnte dies sowohl bei einem Mikrohybridkomposit als auch bei dem Nanopartikel-Komposit Filtek Supreme durch Auswertung rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen nachweisen. Dabei stellte er die Vermutung an, dass die Agglomeration der Nanopartikel zu größeren Clustern diese Frakturbildung begünstige. *Hahnel et al.* (2010) simulierten eine 12-monatige Gebrauchsdauer mit fünf Kompositwerkstoffen und kamen zu dem Schluss, dass unterschiedliche Werkstoffe nicht im selben Maße in ihren physikalisch-mechanischen Eigenschaften durch die Gebrauchsperiode verändert wurden. So verringerte sich die Biegefestigkeit von Filtek Supreme XT deutlich, was nach Ansicht der Autoren in vivo zu Frakturen innerhalb des Werkstoffes führen könnte. Darüber hinaus vermuteten sie, dass Temperaturschwankungen während einer Gebrauchsperiode eine Schwächung der Verbundphase des Werkstoffes aufgrund unterschiedlicher thermischer Expansionskoeffizienten zwischen organischer und anorganischer Phase verursachen könnten. Einen Unterschied im thermischen Verhalten zwischen den beiden Füllungswerkstoffen (Nanopartikel-Komposit/ Feinpartikel- Hybridkomposit) konnte die Studie von *Nica et al.* (2009) zeigen. In dieser konnte nachgewiesen werden, dass der thermische Expansionskoeffizient für Filtek Supreme XT doppelt so hoch war wie für Filtek Z250. Im Vergleich der beiden Komposite fanden *Curtis et al.* (2008) heraus, dass die Biegefestigkeit bei Filtek Supreme XT gegenüber Filtek Z250 deutlicher nach 12-monatiger Lagerung der Proben im Wasserbad abnahm. Sie erklärten die verschlechterten Werkstoffeigenschaften durch die gestiegene Wasseraufnahme in den Kompositen, welches zum einen die organische Phase zum anderen die Verbundphase zwischen organischer Matrix und disperser Phase schwäche. Da sich die organische Matrix zwischen den beiden Kompositen nahezu nicht unterschied, schlussfolgerten sie, dass diese Ergebnisse auf die differierenden anorganischen Phasen zurückzuführen seien. Sie erklärten dies mit

der unterschiedlichen Größe, Morphologie der Füllkörper und möglichen Porositäten innerhalb der Nanoclusters. In einer weiteren Studie kamen *Curtis et al.* (2009) zu dem Schluss, dass die in Filtek Supreme XT vorhandenen Nanocluster eine größere Tendenz zur Fraktur aufwiesen als die Füllkörper des Hybridkomposits Filtek Z250.

Rastelli et al. (2012) untersuchten ebenfalls Filtek Supreme XT und Filtek Z250 und kamen zu dem Ergebnis, dass differierende Materialeigenschaften eher auf die unterschiedlichen dispersen Phasen als auf die organische Matrix zurückzuführen waren. So konnten sie einen höheren Polymerisationsgrad und eine höhere Oberflächenhärte bei Filtek Z250 gegenüber dem Nanopartikel-Komposit feststellen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die qualitativen Ergebnisse die Aussagen der quantitativen Daten um wichtige Punkte ergänzen. So zeigten die profilometrischen Ergebnisse der Oberflächenrauigkeiten bei beiden Nanopartikel-Kompositen und dem Hybridkomposit keine signifikanten Unterschiede zwischen den Baselineproben und den Proben nach 12-monatiger Gebrauchsperiode. Bei der Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen allerdings wurden werkstoffkundlich bedingte Unterschiede in der Oberflächenqualität zwischen den Nanopartikel-Kompositen und dem Feinpartikel-Hybridkomposit nach einjähriger Gebrauchsperiode festgestellt.

Ein weiterer Erklärungsansatz könnte sein, dass die gemessene Rauigkeit zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline) in erster Linie eine Rauigkeit hervorgerufen durch die Bearbeitungsinstrumente sein könnte, bei gleichzeitiger Abdeckung des Kompositmaterials mit einer Schmierschicht. Die Beobachtung einer Schmierschicht wurde in verschiedenen Studien nach Bearbeitung mit Sof-Lex Scheiben beschrieben (**Pearson & Messing 1979; Lambrechts & Vanherle 1982; van Dijken & Ruyter 1987, Jones et al. 2005; Jung 2013**). *Jones et al.* (2005) erklärten das Auftreten einer Schmierschicht durch die entstehende Hitzeeinwirkung beim Polierprozess, welcher die organische Matrix schmelze und diese durch Wischbewegungen auf der Oberfläche verteile und somit Unebenheiten auf der Füllungsoberfläche nivelliere. *Jung* (2013) untersuchte die Oberflächenbeschaffenheit von Filtek Supreme XT body nach der Ausarbeitung und Politur mit flexiblen Disk-Systeme mit und ohne Wasserkühlung. Es konnte insbesondere eine Schmierschicht bei Proben, die ohne Wasserkühlung poliert wurden, festgestellt werden und – in geringerem Ausmaß – bei Proben, die mit Wasserkühlung bearbeitet wurden.

Im Laufe der Gebrauchsperiode unter Einfluss von physikalisch-mechanischen und chemischen Reizen wurde diese Schmierschicht abgetragen und die Kompositoberfläche

freigelegt, welche zu einer stärkeren Exposition des Kompositgefüges und damit einer Zunahme der Feinstruktur geführt hat. Das freigelegte Kompositgefüge entsprach in seinen profilometrischen Rauigkeitswerten der initial gemessenen, polierten Oberflächenstruktur. Dies zeigt die wesentliche Bedeutung von rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen von Kompositoberflächen neben rein messtechnisch erfassten Ergebnissen. Die alleinige Ermittlung von Rauigkeitswerten hätte in diesem Fall zu der Annahme verleitet, dass bei gleichen Messergebnissen die Oberflächen gleich seien, ohne die oben beschriebenen Veränderungen zu erfassen.

5.3 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Autoren

Der Vergleich mit den Studien anderer Autoren wird zum einen durch die geringe Anzahl klinischer Studien erschwert, zum anderen sind auch die überwiegend experimentellen Oberflächenstudien nicht standardisiert. Daher beschränkt sich der nachfolgende Literaturvergleich auf Studien, welche ebenfalls die verwendeten Nanokomposite und/oder das Feinpartikel-Hybridkomposit untersuchten bzw. das gleiche Poliersystem anwendeten. Darüber hinaus wurden Studien zum Vergleich herangezogen, welche den arithmetischen Mittenrauwert Ra erfassten.

Vergleicht man zunächst die Baselinedaten der vorliegenden Untersuchung mit experimentellen Studien wie zum Beispiel *Senawongse et al. (2007)*, *Silikas et al. (2005)*, *Erdemir et al. (2012)* und *Nagem et al. (2003)*, so fällt auf, dass die ermittelten Werte für den Rauigkeitsparameter Ra nach Politur mit Sof-Lex Scheiben deutlich höher lagen. Die in vitro- Studien erreichten Werte für Ra von 0,029 - 0,47 μm für Filtek Supreme XT beziehungsweise Filtek Z250, wohingegen diese klinische Studie für Ra 0,99 - 1,114 μm ermittelte.

Senawongse et al. (2007) untersuchten die Füllungsmaterialien Filtek Supreme XT und Filtek Z250 und führten eine Politur mit Sof-Lex Scheiben durch. Die dabei erreichten Werte für Ra lagen bei 0,029 - 0,038 μm für Filtek Supreme XT und 0,105 μm für Filtek Z250. Diese gravierenden Abweichungen von den in dieser Studie erreichten Ra –Werten können neben den unterschiedlichen Resultaten von in vivo- und in vitro Oberflächenstudien auch in der Verwendung unterschiedlicher Tastsysteme begründet sein. *Senawongse et al.* verwendeten einen mechanischen Taster mit 2 μm Spitzenradius, welcher eine geringere Messgenauigkeit aufweist als der optische Taster Focodyn. Darüber hinaus

wurden die Probekörper ausschließlich mit Sof-Lex Disks ausgearbeitet und poliert. Diese wurden unter einer transparenten Matrize in einer Probenform ausgehärtet und anschließend ohne Wasserkühlung in vier Arbeitsschritten für jeweils 1 min pro Polierscheibe (Sof-Lex Scheiben von grob bis sehr fein) unter 120000 U/min poliert. So stand in dieser Versuchsanordnung bereits eine optimal glatte Probenoberfläche vor nachfolgender Ausarbeitung und Politur zur Verfügung. Zudem konnte *Jung* (2013) zeigen, dass eine Politur ohne Wasserkühlung zu geringeren Werten für Ra führt.

Silikas et al. (2005) ermittelten Rauigkeitswerte (Ra) nach Politur mit Sof-Lex Scheiben für Filtek Supreme von 0,125 µm und 0,161 µm für Filtek Z250. Diese Werte liegen um das 5,8 fache unter den bei dieser in vivo Untersuchung erzielten Ergebnissen. Wie bei *Senawongse et al.* erfolgte die Politur ohne Wasserkühlung und die Profilometrie wurde ebenfalls mit einem mechanischen Taster (Diamantspitzenradius 5 µm) durchgeführt. Dennoch kamen *Silikas et al.* bezüglich der Oberflächenrauigkeit beider Komposite nach Politur ebenfalls zu dem Ergebnis, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Oberflächen des Nanopartikel-Komposits und des Feinpartikel-Hybridkomposits gefunden werden konnten. Zudem waren die ermittelten Werte für den Parameter Ra wie in der vorliegenden Studie bei dem Komposit Filtek Z250 höher als bei Filtek Supreme.

Erdemir et al. (2012) verwendeten zur Politur die gleiche Polierfolge wie in dieser Studie und untersuchten das Nanokomposit Filtek Supreme XT. In dieser experimentellen Studie wurden Werte für Ra von 0,17 µm ermittelt. Die Profilometrie wurde mit einem mechanischen Taster mit einem Tastspitzenradius von 5 µm durchgeführt und die Politur erfolgte ohne Wasserkühlung für 30 Sekunden pro Polierscheibe. Einen vergleichbaren Studienaufbau wies die Untersuchung von *Gönülol et al.* (2012) auf. Diese kamen bei der Untersuchung von den beiden Kompositen auf ähnliche, leicht höhere Messergebnisse für Ra wie die zuvor zitierte Studie. Sie ermittelten Ra = 0,24 – 0,32 µm für Filtek Supreme und Ra = 0,23 µm für Filtek Z250. Allerdings wurde ein mechanischer Taster mit einem etwas kleineren Tastspitzenradius von 2 µm verwendet. Höhere Oberflächenrauigkeiten als die zuvor genannten Studien ermittelte die Studiengruppe von *Nagem et al.* (2003) für Filtek Z250 (Ra = 0,47 µm). In dieser in vitro Studie erfolgte die Ausarbeitung der Kompositoberfläche allerdings mit feinen und sehr feinen Diamanten. Die Politur wurde mit Sof-Lex Scheiben, vergleichbar mit der vorliegenden Studie, durchgeführt. Die quantitative Evaluierung erfolgte mit einem mechanischen Taster (Tastspitzenradius 5 µm). *Koh et al.* (2008) ermittelten für Filtek Supreme vergleichbar hohe Werte für den Rauigkeitsparameter Ra wie die vorliegende Studie nach Politur (Ra=

0,80 ± 0,21 µm). Allerdings erfolgte nach Herstellung der Probekörper keine Ausarbeitung, sondern lediglich ein Aufrauen der Oberfläche durch Schleifdisks. Darüber hinaus wurde ein mechanischer Taster mit einem Tastspitzenradius von 2,5 µm verwendet.

Experimentelle Studien verwenden häufig plane Probekörper der jeweils zu untersuchenden Komposite unter Idealbedingungen. Vergleicht man die Ergebnisse für den arithmetischen Mittenrauwert Ra dieser in vitro-Studien untereinander, so sind zwar Abweichungen in den Rauigkeitswerten vorhanden, allerdings liegen sämtliche Werte für den arithmetischen Mittenrauwert unter den in vivo erzielten Werten der vorliegenden Studie.

Faktoren wie insbesondere die angewandte Messmethodik haben Auswirkungen auf die Ergebnisse und können zur Erklärung der unterschiedlichen Rauigkeitswerte innerhalb der experimentellen Studien herangezogen werden. *Jung* (1998) konnte zeigen, dass eine deutliche Abnahme der gemessenen Rautiefen bei zunehmenden Tastspitzenradien feststellbar war. Unterschiede im Versuchsaufbau wie zum Beispiel das verwendete Kompositmaterial oder die verwendeten Ausarbeitungs- und Polierinstrumente (**Jung et al. 2007a**), können als weitere Einflussgrößen herangezogen werden. Allerdings sind diese Faktoren von geringerem Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit und erklären nicht die gravierende Abweichung der gemessenen Rauigkeitswerte der vorliegenden Studie um teilweise ein Vielfaches gegenüber den Ergebnissen experimenteller Studien. Dies zeigt den entscheidenden Einfluss klinischer Bedingungen auf die Qualität von Füllungsflächen.

Nur eine klinische Studie zur Ausarbeitung und Politur von direkten Kompositfüllungen liegt in der Literatur bisher vor (**Jung et al. 2005**). In dieser wurden Rauigkeiten von 0,93 – 1,19 µm bei dem untersuchten Feinpartikel-Hybridkomposit nach Politur von okklusalen Füllungsflächen ermittelt. Diese Rauigkeitswerte entsprechen den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung.

Vergleicht man nun die Recalldaten der vorliegenden Untersuchung mit den Ergebnissen anderer Autoren, so können wiederum nur experimentelle Studien herangezogen werden. In vivo Studien zur Ausarbeitung und Politur von direkten Kompositfüllungen mit einer Nachuntersuchung der Füllungsflächen (Recall) existieren bisher nicht.

Studien, welche eine Alterung der Füllungsfläche in vitro simulierten und somit als Vergleich zu den Ergebnissen für Ra nach einer einjährigen Gebrauchsperiode (Recall)

dienen können, kamen zu Ergebnissen für Ra von 0,19 - 0,54 μm (**Neme et al. 2003; Senawongse et al. 2007; Teixeira et al. 2005; Oliveira et al. 2012**).

Verglichen mit diesen in vitro Resultaten, liegen auch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit für Ra nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall) mit 1,103 - 1,154 μm deutlich höher.

In vitro Studien simulieren die Alterung beziehungsweise die Abnutzung der Füllungs-oberfläche mit Hilfe von Maschinen mit Drei-Körper-Abrasion. Die Vergleichbarkeit dieser Studien untereinander wird bereits durch die unterschiedlichen Versuchsaufbauten mit veränderten Parametern wie Anzahl der Bürstzyklen, Druck des Bürstkopfes auf die Probenoberfläche, verwendetes Medium zwischen Bürstenkopf und Füllungs-oberfläche, um nur einige aufzuzählen, erschwert.

Dennoch zeigen die Studien, dass es wie in der vorliegenden Untersuchung zu einer erhöhten Rauigkeit nach Simulation einer Gebrauchsperiode bei den untersuchten Kompositen kommt (**Neme et al. 2003; Senawongse et al. 2007; Teixeira et al. 2005; Oliveira et al. 2012**).

Die notwendige Anzahl an Bürstbewegungen, die eine 12-monatige Gebrauchsperiode simulieren, ist in der Literatur umstritten (**Goldstein et al. 1991**).

Teixeira et al. (2005) konnten einer Erhöhung der Rauigkeit nach 100000 Putzzyklen von anfänglich 0,20 μm für Ra bei Filtek Z250 und Filtek Supreme auf 0,41 μm beziehungsweise 0,54 μm ermitteln. Sie verwendeten Zahnpasta und Wasser im Verhältnis 1:1 als Medium, die Maschine simulierte den Bürstvorgang mit 1,5 Bürstbewegungen/s und einem Anpressgewicht auf die Probenoberfläche von 250 g. Lagen die Rauigkeitszunahmen (Ra) bei der vorliegenden Studie für Filtek Supreme XT zwischen 9-11 % und bei Filtek Z250 bei ca. 4 % nach der einjährigen Gebrauchsperiode, sind die mehr als doppelt so rauen Probenoberflächen sehr wahrscheinlich dem Versuchsaufbau geschuldet. *Teixeira et al.* gingen von der Annahme aus, dass 10000 Bürstbewegungen eine einjährige Gebrauchsperiode simulieren. Somit waren ihre ermittelten Werte das Ergebnis einer simulierten 10-jährigen und nicht wie in der vorliegenden in vivo Studie einer einjährigen Gebrauchsperiode.

Ebenfalls deutlich höhere Rauigkeitszunahmen ermittelten *Oliveira et al.* (2012) sowie *Neme et al.* (2003) für Filtek Z250 nach 100000 beziehungsweise 60000 Putzzyklen. Die Werte für Ra erhöhten bei der Studiengruppe von *Oliveira et al.* von anfänglich 0,08 μm auf 0,19 μm (Zunahme von 138,5%). *Neme et al.* ermittelten sogar eine Zunahme von über 214 %, der arithmetische Mittenrauwert stieg von initial 0,07 μm auf 0,22 μm .

Eine moderatere Rauigkeitszunahme nach Bürstsimulation um ca. 36% für Filtek Supreme und Filtek Z250 erzielte die Studiengruppe von *Senawongse et al.* (2007). Allerwährendings kamen in dieser Studie deutlich weniger Bürstzyklen zum Einsatz (20000 Zyklen).

Zimmer und Lieding (2014) fanden heraus, dass die Mehrheit der Bevölkerung zweimal täglich die Zähne putzt und eine zweiminütige Zahnputzzeit nach Befragung angab. Geht man von der Überlegung aus, dass ein vollbezahntes Gebiss mit 32 Zähnen insgesamt 96 zu putzende Zahnoberflächen aufweist, verbleibt eine Putzdauer pro Fläche von 2,5 s pro Tag. Dies ergibt eine Putzdauer pro Jahr und Zahnfläche von ca. 913 s. Verglichen mit in vitro Studien, die Zahnbürstmaschinen verwenden, welche 1,3 -1,5 Bürstbewegungen /s ausführen, würde dies klinisch eine deutlich geringere Anzahl von Bürstbewegungen bedeuten als in den experimentellen Studien simuliert wurde.

Dies erschwert den Vergleich der klinischen Studie mit in vitro Studien und sollte in weiteren Untersuchungen verifiziert werden.

5.4 Schlussfolgerung

Die im Rahmen der Zielsetzung dieser Studie zu prüfenden Hypothesen konnten bestätigt werden.

Unter klinischen Bedingungen erzielte nach initialer Ausarbeitung die Politur mit Sof-Lex Scheiben unmittelbar nach dem Legen der Füllungen (Baseline) bei den Nanopartikel-Kompositen Filtek Supreme XT body und Filtek Supreme XT Flowable Restorative sowie bei dem Feinpartikel - Hybridkomposit Filtek Z250 vergleichbare Effekte in Bezug auf die Oberflächenqualität der Komposite.

Bei der Nachuntersuchung nach einjähriger Gebrauchsdauer (Recall) wiesen die Oberflächen der Zahnhalsfüllungen aller drei Komposite höhere Rauigkeitswerten auf als zum Zeitpunkt der Füllungslegung (Baseline). Diese Veränderungen waren allerdings nur von geringem Umfang und statistisch nicht signifikant. Darüber hinaus konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Oberflächenqualität zwischen den drei verwendeten Kompositwerkstoffen nach einjähriger Gebrauchsperiode festgestellt werden.

Unter dem Gesichtspunkt der Oberflächenrauigkeit haben sich alle untersuchten Komposite unter klinischen Bedingungen innerhalb von einem Jahr bewährt. Man kann keine Empfehlung zur Favorisierung für einen der Werkstoffe zur Restauration von Klasse – V - Kavitäten aussprechen, allerdings zeigte die Oberfläche des Feinpartikel-Hybridkomposits unter dem Rasterelektronenmikroskop geringere Veränderungen in der Oberflächenstruktur als die beiden Nanopartikel-Komposite. Dies ließe eventuell eine bessere Oberflächenstabilität im Vergleich mit den beiden anderen Kompositen unter klinischen Bedingungen vermuten.

Verglichen mit experimentellen Studien sind die erzielten Oberflächenrauigkeiten zum Zeitpunkt der Füllungslegung und nach einjähriger Gebrauchsperiode in der vorliegenden klinischen Studie deutlich höher. Versuchsaufbauten, die eine Gebrauchsperiode simulieren sollen, kommen im Vergleich mit der vorliegenden Studie zu stärkeren Rauigkeitszunahmen auf Kompositoberflächen. Dies zeigt, dass erhebliche Unterschiede zwischen dem Ausarbeiten und Polieren von Kompositoberflächen unter in vivo und in vitro Bedingungen in Bezug auf die ermittelten Oberflächenrauigkeiten existieren und nur klinische Studien eine realistische Einschätzung der Oberflächenqualitäten restaurativer Werkstoffe ermöglichen.

Auf Grund der großen Zahl von jährlich neu erscheinenden Produkten von Kompositen sowie Ausarbeitungs- und Polierinstrumenten sind jedoch klinische Studien für eine umfassende Beurteilung der Werkstoffvielfalt nicht durchführbar. Daher werden experimentelle Studien als initiales Screening für die Eignung von Füllungswerkstoffen und Schleifkörpern auch zukünftig unumgänglich sein. Allerdings sollten Prognosen aus experimentellen Studien nicht 1:1 auf das Verhalten in der klinischen Situation gezogen werden.

Weitere in vivo Studien sowie standardisierte Versuchsaufbauten sind notwendig, um die bisherigen Studienergebnisse zu sichern beziehungsweise zu erweitern.

6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden klinischen Studie war die Untersuchung der Füllungsoberfläche von drei unterschiedlichen Kompositmaterialien im Zahnhalsbereich unmittelbar nach Legen der Füllung und nach einer klinischen Verweildauer von einem Jahr. Die in dieser Studie verwendeten Kompositmaterialien waren zwei Nanopartikel-Komposite, Filtek Supreme XT Flowable Restorative und Filtek Supreme XT body sowie das Feinpartikel-Hybridkomposit Filtek Z250.

Das Vorliegen von drei zu behandelnden Zahnhalsdefekten bei einem Patienten führte zum Einschluss in die Studie. Die Klasse-V-Kavitäten wurden mit je einem Füllungsma-terial der drei zu untersuchenden Komposite versorgt. Insgesamt wurden 72 Füllungen gelegt.

Die Ausarbeitung der Füllungen erfolgte mit einem flammenförmigen Hartmetallfinierer, die Politur mit Hilfe von Sof-Lex Scheiben in drei Polierstufen.

Zur Untersuchung der Füllungsoberflächen wurden Replikaabformungen unmittelbar nach Politur (Baseline) und nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall) genommen und Prüfkörper der Füllungsoberflächen aus Epoxidharz hergestellt.

Es folgte die quantitative Evaluierung der Füllungsoberflächen mit dem elektronischen Tastschnittverfahren. Dabei wurden die Parameter Ra, Rz und LR ermittelt.

Anschließend wurden die Proben zur qualitativen Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop beurteilt. Bei 200facher Monitorvergrößerung erfolgte im paarweisen Ver-gleich der Baselineaufnahme zur Recallaufnahme die Untersuchung der Oberflächen. Da-bei wurden Veränderungen hinsichtlich der Bearbeitungsspuren, der Oberflächenfein-struktur und vorhandener Porositäten evaluiert. Bei 1500facher Monitorvergrößerung wurde zusätzlich die Oberflächenfeinstruktur untersucht.

Die qualitative Evaluierung wurde durch zwei unabhängige Untersucher nach vorheriger Kalibrierung vorgenommen.

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte durch die einfaktorielle Varianzanalyse (Anova), Tukey-HSD und dem T-Test für verbundene Stichproben.

Bezüglich der gemessenen Parameter Ra, Rz und LR wurden keine signifikanten Unter-schiede zwischen den Kompositen nach initialer Politur festgestellt. Die Werte für den arithmetischen Mittenrauwert Ra lagen zwischen 0,99 μm und 1,11 μm .

Nach einjähriger Gebrauchsperiode konnten bei allen Kompositoberflächen höhere Werte für Ra ermittelt werden ($Ra_2 = 1,10 - 1,15 \mu m$). Diese Zunahme der Oberflächenrauigkeit war allerdings in geringem Maße und nicht signifikant. Darüber hinaus konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Oberflächenqualität zwischen den drei verwendeten Kompositwerkstoffen nach einjähriger Gebrauchsdauer festgestellt werden.

Bei der Beurteilung der rasterelektronischen Aufnahmen konnten Veränderungen der Oberflächenbeschaffenheit bei allen Kompositen nach einjähriger Gebrauchsperiode beobachtet werden. Eine Abnahme der Bearbeitungsspuren wurde bei der Mehrzahl aller Kompositoberflächen festgestellt (43,5 -56,3%). Gegenüber den beiden Nanopartikel-Kompositen zeigte das Feinpartikel-Hybridkomposit die geringsten Oberflächenveränderungen im Vergleich der Baseline- zu den Recallaufnahmen.

Beobachtet werden konnten das Verschwinden einer Schmierschicht nach initialer Politur und das Hervortreten des Kompositgefüges nach der einjährigen Gebrauchsperiode.

Aus den Ergebnissen kann gefolgert werden, dass nahezu gleiche Rauigkeitswerte nicht das Ergebnis gleicher Oberflächen sein müssen. Das freigelegte Kompositgefüge entsprach in seinem profilometrischen Ergebnis der initial gemessenen, polierten Oberflächenstruktur.

Dies zeigt die wesentliche Bedeutung rasterelektronenmikroskopischer Untersuchungen von Kompositoberflächen neben rein messtechnisch erfassten Ergebnissen.

Alle drei verwendeten Komposite haben sich klinisch für die Verwendung als Werkstoff in Klasse -V- Kavitäten nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie bewährt. Die geringen Veränderungen in der Oberflächenbeschaffenheit des Feinpartikel- Hybridkomposits lassen eine eventuell längerfristige Stabilität gegenüber den Nanopartikel-Kompositen unter klinischen Bedingungen vermuten. Jedoch sollten die Ergebnisse der vorliegenden Studie durch weitere Untersuchungen erhärtet werden.

7 Summary

The aim of the present clinical study was to evaluate the surface of three different composite filling materials in the cervical area immediately after placement and after one year clinical wear. The composite materials used in this study were two nanoparticle composites, Filtek Supreme XT Flowable Restorative and Filtek Supreme XT body, as well as the fine particle hybrid composite Filtek Z250.

The presence of three cervical defects to be treated in a patient led to inclusion in the study. The class V cavities were each supplied with a filling material of the three composites to be examined. A total of 72 fillings were placed.

The preparation of fillings was carried out using a flame-shaped carbide finishing bur, the polish using Sof-Lex discs in three polishing steps.

In order to examine the restoration surfaces, replica impressions were taken immediately after polishing (baseline) and after one year of use (recall) and samples of the restoration surfaces were made from epoxy resin.

The quantitative evaluation of the filling surfaces was accomplished using profilometric analyses. The parameters Ra, Rz and LR were determined.

The samples were then evaluated for qualitative analysis in the scanning electron microscope. The pairwise comparison of baseline and recall images was done at 200 x monitor magnification. Changes in the extent of drilling grooves, the quality of surface fine structure and numbers and extent of porosities were evaluated. The surface fine structure was additionally examined at 1500x monitor magnification.

The qualitative evaluation was performed by two independent examiners after prior calibration.

Data collected were statistically analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA) and by Turkey- HSD followed by t-test.

Regarding the measured roughness parameters Ra, Rz and LR, no significant differences were found between the composites after initial polishing. The values for the average Ra were between 0.99 μm and 1.11 μm .

After a year's period of clinical wear higher values for Ra could be determined in all composite surfaces ($Ra_2 = 1,10 - 1,15 \mu\text{m}$). However, this increase in surface roughness was small and not significant. Moreover, among all three composite materials no statistical significance of the surface quality could be observed after one year of clinical wear.

In the evaluation of the scanning electron micrographs, changes in the surface texture of all composites were observed. A decrease in the extent of drilling grooves was observed in the majority of all composite surfaces (43.5 - 56.3%). Compared to the two nanoparticle composites, the fine particle hybrid composite showed the slightest surface changes in the comparison of baseline to recall images.

The disappearance of an initial smear layer after polishing and the protrusion of the composite structure after one-year clinical wear could be observed.

From the results it can be concluded that almost the same roughness values need not be the result of the same surface qualities. The exposed composite structure corresponded in its profilometric result to the initially measured, polished surface structure.

This turns out the essential importance of scanning electron microscopic examinations of composite surfaces in addition to results purely recorded by measurements.

All three composites used have been clinically proven for use as material in class V cavities according to the results of the present study. The small changes in the surface texture of the fine particle hybrid composite suggest a possible long-term stability in contrast to the nanoparticle composites under clinical conditions. However, the results of the present study should be confirmed by further investigations.

8 Literaturverzeichnis

Alandia-Roman CC, Cruvinel DR, Sousa AB, Pires-de-Souza FC & Panzeri H 2013 Effect of cigarette smoke on color stability and surface roughness of dental composites. *J Dent* **41** (Suppl 3) 73-79.

Almeida GS, Poskus LT, Guimaraes JG & da Silva EM 2010 The effect of mouthrinses on salivary sorption, solubility and surface degradation of a nanofilled and a hybrid resin composite. *Oper Dent* **35** 105-111.

Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE & Hardigan PC 2011 Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* **39** (Suppl 1) 9-17.

Asmussen E & Peutzfeldt A 1998 Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* **14** 51-56.

Attar N, Tam LE & McComb D 2003 Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* **69** 516-521.

Attar N, Turgut MD, Güngör HC 2004 The Effect of flowable resin composites as gingival increments on the microrleakage of posterior resin composites *Oper Dent* **29** 162-167.

Attin T, Buchalla W & Hellwig E 2006 Effect of topical fluoride application on toothbrushing abrasion of resin composites. *Dent Mater* **22** 308-313.

Attin T, Buchalla W, Trett A & Hellwig E 1998 Toothbrushing abrasion of polyacid-modified composites in neutral and acidic buffer solutions. *J Prosthet Dent* **80** 148-150.

Attin T, Hannig C, Wiegand A & Attin R 2004 Effect of bleaching on restorative materials and restorations--a systematic review. *Dent Mater* **20** 852-861.

Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC & Ozkan S 2010 Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent* **103** 221-227.

Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP & Palma-Dibb RG 2005 Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent* **30** 213-219.

Barakah HM, Taher NM 2014 Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *J Prosthet Dent* **112** 625-631.

Barbosa SH, Zanata RL, Navarro MF & Nunes OB 2005 Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Braz Dent J* **16** 39-44.

Baroudi K, Saleh AM, Silikas N & Watts DC 2007 Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *J Dent* **35** 651-655.

Bartlett DW & Shah P 2006 A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res* **85** 306-312.

Baseren M 2004 Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl* **19** 121-134.

Bashetty K, Joshi S 2010 The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent* **13** 34-38.

Basting RT, Fernandez YF, Ambrosano GM & de Campos IT 2005 Effects of a 10% carbamide peroxide bleaching agent on roughness and microhardness of packable composite resins. *J Esthet Restor Dent* **17** 256-262.

Baumstieger A 2005 Effektivität unterschiedlicher Poliersysteme für Hybridkomposite unter praxisähnlichen Bedingungen. *Med Diss Giessen*.

Bayne SC, Heymann HO & Swift EJ, Jr. 1994 Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* **125** 687-701.

Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P & Wilkerson M 1998 A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* **129** 567-577.

Berastegui E, Canalda C, Brau E & Miquel C 1992 Surface roughness of finished composite resins. *J Prosthet Dent* **68** 742-749.

Bharti R, Wadhvani KK, Tikku AP & Chandra A 2010 Dental amalgam: An update. *J Conserv Dent* **13** 204-208.

Boer WM 1999 Moderne Konzepte für die adhäsive Füllungstherapie. *Phillip J* **16** 252-259.

Boghossian AA, Randolph RG & Jekkals VJ 1987 Rotary instrument finishing of microfilled and small-particle hybrid composite resins. *J Am Dent Assoc* **115** 299-301.

Bollen CM, Lambrechts P & Quirynen M 1997 Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* **13** 258-269.

Borchers L 2005 Modellwerkstoffe. In *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung; Band 1 Grundlagen und Verarbeitung*, 8. Auflage, 1-29. K Eichner & HK Kappert. Thieme Verlag.

Bottenberg P, Alaerts M & Keulemans F 2007 A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: three-year results. *J Dent* **35** 163-171.

Bottenberg P, Jacquet W, Alaerts M & Keulemans F 2009 A prospective randomized clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Five-year results. *J Dent* **37** 198-203.

Bouschlicher MR, Cobb DS & Boyer DB 1999 Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Oper Dent* **24** 20-25.

Bowen RL 1963 Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* **66** 57-64.

Buchgraber B, Kqiku L, Allmer N, Jakopic G & Stadler P 2011 Surface roughness of one nanofill and one silorane composite after polishing. *Coll Antropol* **35** 879-883.

Buonocore MG 1955 A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* **34** 849-853.

Cahn RW, Haasen P & Kramer EJ 1992 Medical and dental materials. *Materials science and technology* **14** 214-234.

Campbell-Keys W & Verrall RJ 1978 The finishing of composite restorations in the surgery. *Dent Update* **5** 105-110.

Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K & Olsson J 2001 Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin.. *Biomaterials* **22** 481-487.

Cattani-Lorente MA, Bouillaguet S, Godin C & Meyer JM 2001 Polymerization shrinkage of ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater* **1** 25-26.

Celik C & Ozgunaltay G 2009 Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness of tooth-colored materials. *Quintessence Int* **40** 783-789.

Celik C , Ozgunaltay G, Attar N 2007 Clinical Evaluation of flowable resins in non-cariious cervical lesions: two-year results. *Oper Dent* **32** 313-321.

Chandler HH, BOWEN RL & Paffenbarger GC 1971 Method for finishing composite restorative materials. *J Am Dent Assoc* **83** 344-348.

Chen HY, Manhart J, Kunzelmann KH & Hickel R 2003 Polymerization contraction stress in light-cured compomer restorative materials. *Dent Mater* **19** 597-602.

Chen MH 2010 Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* **89** 549-560.

Chen RC, Chan DC & Chan KC 1988 A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite. *J Prosthet Dent* **59** 292-297.

Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP & Palma-Dibb RG 2006 Evaluation of the surface hardness of composite resins before and after polishing at different times. *J Appl Oral Sci* **14** 188-192.

Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ & Charlton D 2000 Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent* **12** 216-226.

Chung KH 1994 Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* **10** 325-330.

Chung KH & Greener EH 1990 Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* **17** 487-494.

Clelland NL, Pagnotto MP, Kerby RE & Seghi RR 2005 Relative wear of flowable and highly filled composite. *J Prosthet Dent* **93** 153-157.

Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA & Denehy GE 2000 The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc* **131** 1610-1615.

Cooley RL, Barkmeier WW, Matis BA & Siok JF 1987 Staining of posterior resin restorative materials. *Quintessence Int* **18** 823-827.

Curtis AR, Shortall AC, Marquis PM, Palin WM 2008 Water uptake and strength characteristics of nanofilled resin-based composite. *J Dent* **36** 186-193.

Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM 2009 The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: Characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. *Dent Mater* **25** 180-187.

da Cas NV, Ruat GR, Bueno RP, Pachaly R & Pozzobon RT 2013 Effect of whitening toothpaste on superficial roughness of composite resin. *Gen Dent* **61** 8-11.

da Costa J., Adams-Belusko A, Riley K & Ferracane JL 2010 The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* **38** (Suppl 2) 123-128.

da Silva EM, Doria J, da Silva JJ, Santos GV, Guimaraes JG & Poskus LT 2013 Longitudinal evaluation of simulated toothbrushing on the roughness and optical stability of microfilled, microhybrid and nanofilled resin-based composites. *J Dent* **41** 1081-1090.

da Silva E, de Sa RC, Dias D, da SS, Amaral C & Guimaraes J 2014 Effect of Toothbrushing-mouthrinse-cycling on Surface Roughness and Topography of Nano-filled, Microfilled, and Microhybrid Resin Composites. *Oper Dent* **39** 521-529.

de Andrade IC, Basting RT, Lima-Arsati YB, do Amaral FL, Rodrigues JA & Franca FM 2011 Surface roughness evaluation and shade changes of a nanofilled resin composite after bleaching and immersion in staining solutions. *Am J Dent* **24** 245-249.

Deutsches Institut für Normung 1986 DIN - Normen, DIN 4772 Elektrische Tastschnittgeräte zur Messung der Oberflächenrauheit nach dem Tastschnittverfahren. DIN Taschenbuch 11 Längenprüftechnik 1 Grundnormen Meßgeräte *Beuth Verlag GmbH*. 228-236.

Deutsches Institut für Normung 1995 DIN - Normen, DIN 4768 Ermittlung der Rauheitskenngrößen Ra, Rz, Rmax mit elektrischen Tastschnittgeräten; Begriffe; Meßbedingungen. DIN Taschenbuch 1 Mechanische Technik Grundnormen *Beuth Verlag GmbH*. 295-297.

Dietschi D, Campanile G, Holz J & Meyer JM 1994 Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater* **10** 353-362.

Dodge WW, Dale RA, Cooley RL, Duke ES 1991 Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dent Mater J* **7** 18-20.

Drummond JL 2008 Degradation, fatigue and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res* **87** 710-719.

Duschner H 2001 Die dreidimensionale Darstellung mikroskopischer Strukturen mit CLSM. *Zahnärztliche Mitteilungen* **91** 24-27.

3M Espe Technisches Produkt Profil.2005. 3M Espe AG Seefeld.

Eccles JD 1979 Dental erosion of nonindustrial origin. A clinical survey and classification. *J Prosthet Dent* **42** 649-653.

Efes BG, Dorter C & Gomec Y 2006a Clinical evaluation of an ormocer, a nanofill composite and a hybrid composite at 2 years. *Am J Dent* **19** 236-240.

Efes BG, Dorter C, Gomec Y & Koray F 2006b Two-year clinical evaluation of ormocer and nanofill composite with and without a flowable liner. *J Adhes Dent* **8** 119-126.

Eick S, Glockmann E, Brandl B & Pfister W 2004 Adherence of Streptococcus mutans to various restorative materials in a continuous flow system. *J Oral Rehabil* **31** 278-285.

Eide R & Tveit AB 1988 Finishing and polishing of composites. *Acta Odontol Scand* **46** 307-312.

Erdemir U, Sancakli HS & Yildiz E 2012 The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent* **6** 198-205.

Ernst C.P., Brandenbusch M, Canbek K, Meyer G, Fiedler TGF & Willershausen B 2003 Nanofüller- und Feinstpartikel-Hybridkomposit im klinischen Vergleich. *Dental Praxis* **11** 327-335.

Ernst, C. P. 2011 Update Komposite: Einführung - Teil 1-3. zmk online Bericht.

Ernst CP & Willershausen B 2003 Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztliche Mitteilungen* **7** 30-42.

Ersoy M, Civelek A, L'Hotelier E, Say EC & Soyman M 2004 Physical properties of different composites. *Dent Mater J* **23** 278-283.

Ferracane JL 1995 Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* **6** 302-318.

Ferracane JL 2011 Resin composite--state of the art. *Dent Mater* **27** 29-38.

Ferracane JL, Choi KK & Condon JR 1999 In vitro wear of packable dental composites. *Compend Contin Educ Dent* **25** (Suppl) 60-66.

Ferracane JL, Condon JR & Mitchem JC 1992 Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites. *J Dent Res* **71** 1628-1632.

Ferreira RS, Lopes GC & Baratieri LN 2004 Direct posterior resin composite restorations: considerations on finishing/polishing. Clinical procedures. *Quintessence Int* **35** 359-366.

Field J, Waterhouse P & German M 2010 Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent* **38** 182-190.

Folwaczny M, Loher C, Mehl A, Kunzelmann KH & Hickel R 2001 Class V lesions restored with four different tooth-colored materials--3-year results. *Clin.Oral Investig* **5** 31-39.

Foster J. and Walker R. J 1974 Dental filling materials. US Patent No.3825518.

Frankenberger R 2010 Adhäsiv-Fibel. *Spitta Verlag*, Balingen.

Frankenberger R 2013 Adhäsive Zahnheilkunde. *Deutscher Zahnärzte Verlag*, Köln.

Frankenberger R, Schmidt G, Krämer N & Petschelt A 1999 Fließfähige Komposite (Flowables). *Quintessenz* **50** 1145-1154.

FRT Fries Research & Technology GmbH 2006 Prospekt Optische Oberflächenmessgeräte und Chromatischer Weißlichtsensor (CWL).

Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Maltezos MB, Mercante DE & Davidson JM 2010 Three-year clinical evaluation of two flowable composites. *Quintessence Int* **41** 497-503.

Ganss C, Klimek J, Borkowski N 2002 Characteristics of tooth wear in relation to different nutritional patterns including contemporary and medieval subjects. *Eur J Oral Sci* **110** 54-60

Ganss C, Lussi A & Schlueter N 2012 Dental erosion as oral disease. Insights in etiological factors and pathomechanisms, and current strategies for prevention and therapy. *Am J Dent* **25** 351-364.

Geurtsen W 1989 *Klinik der Kompositfüllung*. *Hanser Verlag*, München.

Giannini M, Di FM, Pacheco R, Boaro LC & Braga R 2013 Characterization of Water Sorption, Solubility, and Roughness of Silorane- and Methacrylate-based Composite Resins. *Oper Dent* **39** 264-272.

Goel VK, Khera SC, Ralston JL & Chang KH 1991 Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. *J Prosthet Dent* **66** 451-459.

Goldstein GR, Lerner T 1991 The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *J Prosthet Dent* **66** 498-500.

Goldstein GR & Waknine S 1989 Surface roughness evaluation of composite resin polishing techniques. *Quintessence Int* **20** 199-204.

Gönülol N & Yilmaz F 2012 The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent* **40** 64-70.

Graf A, Sindel J, Kern A & Petschelt A 1998 Influence of surface roughness on strength of machinable materials. *J Dent Res* **77** 941(2480).

Grippio JO 1991 Abrasions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* **3** 14-19.

Güler AU, Duran I, Yücel A & Özkan P 2010 Effects of air polishing powders on the surface roughness of composite resins. *J Dent Sci* **5** 136-143.

Gurbuz A, Ozkan P, Yilmaz K, Yilmaz B & Durkan R 2013 Effect of At-Home Whitening Strips on the Surface Roughness and Color of a Composite and an Ormocer Restorative Material. *J Prosthodont* **22** 69-73.

Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M 2010 Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent* **35** 412-419.

Hassan AM, Nabih SM, Mossa HM, Baroudi K 2015 The effect of three polishing systems on surface roughness of flowable, microhybrid, and packable resin composites. *J Int Soc Prev Community Dent* **5** 242-247.

Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ & Andreus SB 1988 Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent Mater* **4** 116-121.

Heath JR, Jordan JH & Watts DC 1993 The effect of time of trimming on the surface finish of anterior composite resins. *J Oral Rehabil* **20** 45-52.

Heath JR & Wilson HJ 1976 Surface roughness of restorations. *Br Dent J* **140** 131-137.

Heintze SD 2006 How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* **22** 712-734.

Heintze SD & Cavalleri A 2006 Retention of restorations placed in noncarious cervical lesions after centric and eccentric occlusal loading in a chewing simulator--A pilot study. *J Adhes Dent* **8** 169-174.

Hellwig E, Klimek J & Attin J 2013 Einführung in die Zahnerhaltung. 6.Aufl., *Deutscher Zahnärzte Verlag*, Köln.

Helvatjoglou-Antoniadi M, Papadogianis Y, Koliniotou-Kubia E & Kubias S 1991 Surface hardness of light-cured and self-cured composite resins. *J Prosthet Dent* **65** 215-220.

Hennig AC, Helbig EB, Haufe E, Richter G & Klimm HW 2004 Die Versorgung von Klasse-V-Kavitäten mit dem Ormocer-basierten Füllungssystem Admira. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **114** 104-114.

HeraeusTechnologie.Flammenhydrolyse. 2013
<http://heraeusquarzglas.de/de/technologiekompetenz/herstellverfahren/Production.aspx> .

Herrgott AM, Ziemiecki TL & Dennison JB 1989 An evaluation of different composite resin systems finished with various abrasives. *J Am Dent Assoc* **119** 729-732.

Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A & Fosalve P 2006 Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **11** 215-220.

Hickel R 1997 Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* **52** 572-584.

Hickel R, Ernst H.P., Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Schmalz G & Staehle HJ 2005 Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahngebiet - Indikation und Lebensdauer. *Dtsch Zahnärztl Z* **60** 534-545.

Hickel R, Meier C, Schiele R, Raab W & Petschelt A 1991 Nebenwirkungen von Amalgam? - Eine interdisziplinäre Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* **46** 542-544.

Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE & Hughes PJ 1998 The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent* **23** 36-42.

Hondrum SO & Fernandez R, Jr. 1997 Contouring, finishing, and polishing Class 5 restorative materials. *Oper Dent* **22** 30-36.

Hosoya Y, Shiraishi T, Puppin-Rontani RM & Powers JM 2011 Effects of acidulated phosphate fluoride gel application on surface roughness, gloss and colour of different type resin composites. *J Dent* **39** 700-706.

Hse KM, Leung SK & Wei SH 1999 Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J* **44** 1-11.

Hse KM & Wei SH 1997 Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. *J Am Dent Assoc* **128** 1088-1096.

Ikejima I, Nomoto R & McCabe JF 2003 Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* **19** 206-211.

Ilie N & Hickel R 2006 Silorane-based dental composite: Behavior and Abilities. *Dent Mater* **25** 445-454.

Ilie N & Hickel R 2009 Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* **25** 810-819.

Ilie N & Hickel R 2011 Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* **56** 59-66.

Ilie N, Kunzelmann KH & Hickel R 2003 Werstoffkundliche Untersuchungen zu Komposmen. *Dtsch Zahnärztl Z* **58** 667-673.

Ilie N, Kunzelmann KH & Hickel R 2005 Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* **60** 321-334.

Imfeld T 1996 Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* **104** 151-155.

Janda R 1988a Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I). *Quintessenz* **6** 1067-1073.

Janda R 1988b Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (III). *Quintessenz* **8** 1393-1398.

Janda R 2007 Polymerisierbare Füllungsmaterialien. *DFZ* **5** 37-47.

Jefferies SR 1998 The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* **42** 613-627.

Jefferies SR 2007 Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am* **51** 379-397.

Jefferies SR, Barkmeier WW & Gwinnett AJ 1992 Three composite finishing systems: a multisite in vitro evaluation. *J Esthet Dent* **4** 181-185.

Jones CS, Billington RW & Pearson GJ 2004 The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* **196** 42-45.

Jones CS, Billington RW & Pearson GJ 2005 Laboratory study of the loads, speeds and times to finish and polish direct restorative materials. *J Oral Rehabil* **32** 686-692.

Jones CS, Billington RW, Pearson GJ 2006 Interoperator variability during polishing. *Quintessence Int* **37** 183-190.

Jung D 2013 Untersuchung der Oberflächenbeschaffenheit eines Nanokomposits nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen. *Dissertation*, Giessen

Jung M 1994 Der Einfluß unterschiedlicher Finierer auf Kompositoberflächen. *Dtsch Zahnärztl Z* **49** 884-888.

- Jung M 1995 Vergleichende Oberflächenbearbeitung lichthärtender Glasionomer-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* **50** 160-163.
- Jung M 1997 Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent* **22** 98-104.
- Jung M 1998 Ausarbeitung und Politur von laborgefertigten Keramik- und Kompositinlays in vitro und in vivo. *Habilitationsschrift*, Giessen.
- Jung M 2002 Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent* **27** 175-183.
- Jung M, Baumstieger M & Klimek J 1997 Effectiveness of diamond-impregnated felt wheels for polishing a hybrid composite. *Clin Oral Investig* **1** 71-76.
- Jung M, Bruegger H & Klimek J 2003a Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing. *Oper Dent* **28** 816-824.
- Jung M, Eichelberger K & Klimek J 2007a Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent* **32** 347-355.
- Jung M, Hornung K & Klimek J 2005 Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Oper Dent* **30** 139-146.
- Jung M, Otte A & Klimek J 2008 Is surface roughness of resin composites affected by operator's performance? *Am J Dent* **21** 3-6.
- Jung M, Sehr K & Klimek J 2007b Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* **32** 45-52.
- Jung M, Voit S & Klimek J 2003b Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* **28** 53-59.
- Jung M, Wehlen O & Klimek J 2004 Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Oper Dent* **29** 131-141.
- Jung T & Borchers L 2005 Schleif - und Poliermittel. In Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. Band1: Grundlagen und Verarbeitung, 8.Auflage, *Georg Thieme Verlag KG*, Stuttgart.

Kanter J, Koski RE & Bogdan MS 1983 How to achieve the best surface polish on composite resins. *CDA J* **11** 40-44.

Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV & Nelson IK 1996 The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* **76** 34-38.

Kawai K & Urano M 2001 Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent* **26** 396-400.

Kawai K, Urano M & Ebisu S 2000 Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* **83** 664-667.

Kim KH, Park JH, Imai Y & Kishi T 1994 Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *J Dent Res* **73** 499-504.

Klimm W & Graehn G 1993 Der keilförmige Defekt. *Quintessenz Verlags-GmbH*, Berlin.

Knock FE and Glenn JF 1951 Dental material und method. US Pat Off 2558139

Koh R, Neiva G, Dennison J & Yaman P 2008 Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract* **9** 138-145.

Korkmaz Y, Ozel E, Attar N & Aksoy G 2008 The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent* **33** 44-50.

Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C & Geis-Gerstorfer J 2004 Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig* **8** 123-129.

Krejci I & Lutz F 1984 Kompositfüllungen - das 1 x 1 des Ausarbeitens. *Schweiz Monats-schr Zahnmed* **94** 1015-1028.

Krejci I & Lutz F 1991 Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent* **19** 24-32.

Krejci I, Lutz F & Boretti R 1999 Resin composite polishing--filling the gaps. *Quintessence Int* **30** 490-495.

Kubo S, Yokota H, Yokota H & Hayashi Y 2003 Effect of low-viscosity resin-based composite on the microleakage of cervical restorations. *Am J Dent* **16** 244-248.

Kubo S, Yokota H, Yokota H & Hayashi Y 2010 Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-carious cervical lesions. *J Dent* **38** 191-200.

Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ & Buckthal JE 1988 Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* **58** 33-45.

Labella R, Lambrechts P, Van MB & Vanherle G 1999 Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* **15** 128-137.

Lambrechts P, Debels E, Van LK, Peumans M & Van MB 2006 How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* **22** 693-701.

Lambrechts P & Vanherle G 1982 Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer. *J Oral Rehabil* **9** 169-182.

Leader SA 1948 Direct acrylic fillings. *Br Dent J* **84** 214.

Leinfelder KF, Bayne SC & Swift EJ, Jr. 1999 Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent* **11** 234-249.

Lepri CP & Palma-Dibb RG 2012 Surface roughness and color change of a composite: influence of beverages and brushing. *Dent Mater J* **31** 689-696.

Levitch LC, Bader JD, Shugars DA & Heymann HO 1994 Non-carious cervical lesions. *J Dent* **22** 195-207.

Lien W & Vandewalle KS 2010 Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* **26** 337-344.

Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS & Cohen RE 2003 Noncarious cervical lesions and abfractions: a re- evaluation. *J Am Dent Assoc* **134** 845-850.

Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS & Cohen RE 2004 Effects of occlusal load on cervical lesions. *J Oral Rehabil* **31** 225-232.

Lohbauer U, Muller FA & Petschelt A 2008 Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater* **24** 250-256.

Lu H, Roeder LB, Lei L & Powers JM 2005 Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent* **17** 102-108.

Lutz F & Phillips RW 1983 A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* **50** 480-488.

Lutz F, Setcos JC & Phillips RW 1983 New finishing instruments for composite resins. *J Am Dent Assoc* **107** 575-580.

Mahmoud S, El-Embaby A & Abdallah A 2014 Clinical performance of ormocer, nanofilled, and nanoceramic resin composites in Class I and Class II restorations: a three-year evaluation. *Oper Dent* **39** 32-42.

Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM & Hamama HH 2008 Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth. *J Adhes Dent* **10** 315-322.

Mahr-GmbH 1986 Focodyn Optischer Mikrotaster für Perthometer Profile. Göttingen

Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ & Carter JM 2001 A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* **85** 386-395.

Manhart J 2006 Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. *Quintessenz* **57** 465-481.

Manhart J, Chen HY & Hickel R 2001a The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* **132** 639-645.

Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K & Hickel R 2001b Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* **29** 123-130.

- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY & Hickel R 2000 Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* **16** 33-40.
- Marchan SM, White D, Marchan QM, Dhuru V & Smith WA 2013 Surface properties of dental nanocomposites after finishing with rigid rotary instruments. *Oper Dent* **38** 519-527.
- Martin N & Jedyakiewicz N 1998 Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials* **19** 77-83.
- Marxkors R & Meiners H 2005 Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. *Deutscher Ärzte-Verlag*, Köln.
- McCool JI, Boberick KG & Baran GR 2001 Lifetime predictions for resin-based composites using cyclic and dynamic fatigue. *J Biomed Mater Res* **58** 247-253.
- Mei L, Busscher HJ, van der Mei HC & Ren Y 2011 Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent Mater* **27** 770-778.
- Meiners H & Lehmann KM 1998 Klinische Materialkunde für Zahnärzte. *HanserVerlag*, München, Wien.
- Meyer JM, Cattani-Lorente MA & Dupuis V 1998 Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials* **19** 529-539.
- Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF & Kaidonis JA 2009 Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J* **54** 2-8.
- Mitchell CA, Pintado MR & Douglas WH 2002 Iatrogenic tooth abrasion comparisons among composite materials and finishing techniques. *J Prosthet Dent* **88** 320-328.
- Mitra SB, Wu D & Holmes BN 2003 An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* **134** 1382-1390.
- Mjor IA, Moorhead JE & Dahl JE 1999 Selection of restorative materials in permanent teeth in general dental practice. *Acta Odontol Scand* **57** 257-262.
- Morgan M 2004 Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* **16** 211-217.

Nadarajah V, Neiders ME & Cohen RE 1997 Local inflammatory effects of composite resins. *Compend Contin Educ Dent* **18** 367-374.

Nagem FH, D'Azevedo MT, Nagem HD & Marsola FP 2003 Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent J* **14** 37-41.

Neme AL, Frazier KB, Roeder LB & Debner TL 2002 Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent* **27** 50-58.

Neme AM, Wagner WC, Pink FE & Frazier KB 2003 The effect of prophylactic polishing pastes and toothbrushing on the surface roughness of resin composite materials in vitro. *Oper Dent* **28** 808-815.

Nica I, Rusu V, Cimpoesu N, Vizureanu P, Aluculesei A 2009 Thermal and structural properties of nano- and micro-filled composites. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi* **113** 892-898.

Northeast SE & van Noort R 1988 Surface characteristics of finished posterior composite resins. *Dent Mater* **4** 278-288.

O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F & Lambert S 1984 The surface roughness and gloss of composites. *J Dent Res* **63** 685-688.

Oliveira GU, Mondelli RF, Charantola RM, Franco EB, Ishikiriama SK & Wang L 2012 Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci* **20** 510-516.

Ozel E, Korkmaz Y, Attar N & Karabulut E 2008 Effect of one-step polishing systems on surface roughness of different flowable restorative materials. *Dent Mater J* **27** 755-764.

Özgunaltay G, Yazici AR & Görücü J 2003 Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil* **30** 218-224.

Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ & Messer HH 2000 Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater* **16** 412-419.

Palamara JE, Palamara D, Messer HH & Tyas MJ 2006 Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *J Dent* **34** 185-194.

Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM & Randall RC 2005 The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* **21** 852-863.

Pantke A 1990 Zur Reproduzierbarkeit von Oberflächenrauigkeiten in vivo mittels Elastomer, Kunststoff und Replika. *Dtsch Zahnärztl Z* **45** 341-344.

Pantke A, Schüttler D, Hüttemann RW & Pantke H 1985 Vergleichende Untersuchungen verschiedener Methoden zur Beurteilung von Oberflächenstrukturen präparierter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* **40** 386-391.

Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K & Powers JM 2004 Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *Am J Dent* **17** 262-266.

Park S-H, Krejci I & Lutz F 2000 Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time. *J Prosthet Dent* **83** 660-663.

Pearson GJ & Messing JJ 1979 The abrasivity of finishing agents used on composite filling material. *J Dent* **7** 105-110.

Pelka M, Krämer N & Kunzelmann KH 1993 Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. *Dtsch Zahnärztl Z* **48** 488-491.

Pelka MA, Altmaier K, Petschelt A & Lohbauer U 2010 The effect of air-polishing abrasives on wear of direct restoration materials and sealants. *J Am Dent Assoc* **141** 63-70.

Peyton JH 2004 Finishing and polishing techniques: direct composite resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* **16** 293-298.

Porto IC, de Aguiar FH, Brandt WC & Liporoni PC 2013 Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites. *J Dent* **41** 732-739.

Pratten DH & Johnson GH 1988 An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *J Prosthet Dent* **60** 154-158.

Premovic M, Ramic B, Stojanac I, Drobac M & Petrovic L 2012 One-year clinical evaluation of compomer restorations in cervical lesions of different aetiology. *Med Pregl* **65** 115-121.

Qin W, Song Z, Ye YY & Lin ZM 2013 Two-year clinical evaluation of composite resins in non-carious cervical lesions. *Clin Oral Investig* **17** 799-804.

Quirynen M 1994 The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra- and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments. *J Dent* **22** 13-16.

Quirynen M & Bollen CM 1995 The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* **22** 1-14.

Quirynen M, Bollen CM, Willems G & van SD 1994 Comparison of surface characteristics of six commercially pure titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* **9** 71-76.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL & van SD 1990 The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* **17** 138-144.

Radlanski RJ & Best T 2007 New carbide finishing burs to reduce polishing efforts of light-cured restorations. *Quintessence Int* **38** 555-563.

Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MI, Bagnato VS, Hernandez AC 2012 The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech* **75** 758-765.

Rathore M, Singh A & Pant VA 2012 The dental amalgam toxicity fear: a myth or actuality. *Toxicol Int* **19** 81-88.

Reinhardt JW, Denehy GE, Chan KC, Rittman BR, Heitkamp DJ & Smith TF 1983 Determining smoothness of polished microfilled composite resins. *J Prosthet Dent* **49** 485-490.

Reis AF, Giannini M, Lovadino JR & Ambrosano GM 2003 Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* **19** 12-18.

Reis AF, Giannini M, Lovadino JR & dos Santos Dias CT 2002 The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resin-based composites. *Am J Dent* **15** 193-197.

Rimondini L, Fare S, Brambilla E, Felloni A, Consonni C, Brossa F & Carrassi A 1997 The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J Periodontol* **68** 556-562.

Roeder LB, Tate WH & Powers JM 2000 Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Oper Dent* **25** 534-543.

Roulet JF 1988 Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch Zahnärztl Z* **43** 887-892.

Roulet JF & Roulet-Mehrens TK 1982 The surface roughness of restorative materials and dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes. *J Periodontol* **53** 257-266.

Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D & Facht M 2003 Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. *Dtsch Zahnärztl Z* **58** 533-537.

Scheibe KG, Almeida KG, Medeiros ES, Costa JF & Alves CM 2009 Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci* **17** 21-26.

Schiele R 1991 Die Amalgamfüllung - Verträglichkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* **46** 515-518.

Schmidlin PR, Sener B & Lutz F 2002 Cleaning and polishing efficacy of abrasive-bristle brushes and a prophylaxis paste on resin composite material in vitro. *Quintessence Int* **33** 691-699.

Schmidseder J & Munz T 1998 *Ästhetische Zahnmedizin*. 2 Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

Schultz S, Rosentritt M, Behr M & Handel G 2010 Mechanical properties and three-body wear of dental restoratives and their comparative flowable materials. *Quintessence Int* **41** 1-10.

Scurria MS & Powers JM 1994 Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent* **71** 174-177.

Senawongse P & Pongprueksa P 2007 Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* **19** 265-273.

Sharafeddin F & Jamalipour G 2010 Effects of 35% carbamide peroxide gel on surface roughness and hardness of composite resins. *J Dent (Tehran)* **7** 6-12.

Shearer AC, Kusy RP, Whitley JQ, Heymann HO & Wilson NH 1994 Finishing of MGC Dicor material. *Int J Prosthodont* **7** 167-173.

Shintani H, Satou J, Satou N, Hayashihara H & Inoue T 1985 Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater* **1** 225-227.

Silikas N, Kavvadia K, Eliades G & Watts D 2005 Surface characterization of modern resin composites: a multitechnique approach. *Am J Dent* **18** 95-100.

Sindel J 1998 Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. *Zahnärztliche Mitteilungen* **88** 48-50.

Soares LE, Cortez LR, Zarur RO & Martin AA 2012 Scanning electron microscopy and roughness study of dental composite degradation. *Microsc Microanal* **18** 289-294.

Soderholm KJ 1988 Die hydrolytische Degradation von Composites; Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen. *Phillip J Restaur Zahnmed* **5** 323-328.

Soderholm KJ 1989 Die hydrolytische Degradation von Composites; Teil II: Folgen für die Anwendung in der Praxis. *Phillip J Restaur Zahnmed* **6** 75-78.

Soeno K, Matsumura H, Kawasaki K & Atsuta M 2000 Influence of acidulated phosphate fluoride agents on surface characteristics of composite restorative materials. *Am J Dent* **13** 297-300.

Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B & Sur H 2004 Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater* **20** 487-497.

Tanoue N, Matsumura H & Atsuta M 2000 Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent* **84** 93-97.

Tate WH, DeSchepper EJ & Cody T 1992 Quantitative analysis of six composite polishing techniques on a hybrid composite material. *J Esthet Dent* **4** (Suppl) 30-32.

Tate WH & Powers JM 1996 Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent* **21** 53-58.

Teixeira EC, Thompson JL, Piascik JR & Thompson JY 2005 In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent* **17** 172-180.

Tjan AH & Chan CA 1989 The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent* **61** 138-146.

Tocha, J. 2013 Die In-vitro-Auswirkungen konventioneller und experimenteller Pulverstrahlapplikationen auf Komposit-, Dentin- und Schmelzoberflächen. *Dissertation*, Gießen.

Trauth KG, Godoi AP, Colucci V, Corona SA & Catirse AB 2012 The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Braz Oral Res* **26** 209-214.

Turker SB & Biskin T 2003 Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different esthetic restorative materials. *J Prosthet Dent* **89** 466-473.

Turkun LS & Celik EU 2008 Noncarious class V lesions restored with a polyacid modified resin composite and a nanocomposite: a two-year clinical trial. *J Adhes Dent* **10** 399-405.

Turssi CP, Saad JR, Duarte SL, Jr. & Rodrigues AL, Jr. 2000 Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent* **13** 136-138.

Uctasli MB, Arisu HD, Omurlu H, Eliguzeloglu E, Ozcan S & Ergun G 2007 The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract* **8** 89-96.

Uctasli MB, Bala O & Gullu A 2004 Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs.

J Oral Rehabil **31** 1197-1202.

van Dijken JW 1996 3-year clinical evaluation of a compomer, a resin-modified glass ionomer and a resin composite in Class III restorations. *Am J Dent* **9** 195-198.

van Dijken JW & Ruyter IE 1987 Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontol Scand* **45** 337-346.

Venz S 1983 Optische und profilometrische Untersuchung zur Politur und Oberflächen-glätte von Komposits. *ZWR* **92** 31-37.

Voltarelli FR, Santos-Daroz CB, Alves MC, Cavalcanti AN & Marchi GM 2010 Effect of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composites. *J Appl Oral Sci* **18** 585-590.

Wang L, Francisconi LF, Atta MT, Dos Santos JR, Del Padre NC, Gonini A, Jr. & Fernandes KB 2011 Effect of bleaching gels on surface roughness of nanofilled composite resins. *Eur J Dent* **5** 173-179.

Warren DP, Colescott TD, Henson HA & Powers JM 2002 Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. *J Esthet Restor Dent* **14** 245-251.

Wassell RW, McCabe JF & Walls AW 1994 Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater* **10** 269-274.

Wattanapayungkul P & Yap AU 2003 Effects of in-office bleaching products on surface finish of tooth-colored restorations. *Oper Dent* **28** 15-19.

Wattanapayungkul P, Yap AU, Chooi KW, Lee MF, Selamat RS & Zhou RD 2004 The effect of home bleaching agents on the surface roughness of tooth-colored restoratives with time. *Oper Dent* **29** 398-403.

Weinmann W, Thalacker C & Guggenberger R 2005 Siloranes in dental composites. *Dent Mater* **21** 68-74.

Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H & Krol JJ 1992 An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng* **14** 412-418.

Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC & Wilson NH 1995 Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil* **22** 421-427.

Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC & Wilson NH 1999 Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater* **15** 79-86.

Whitehead SA & Wilson NH 1989 The nature and effects of composite finishing pastes. *J Dent* **17** 234-240.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G 1993 Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* **24** 641-658.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP & Vanherle G 1992 A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* **8** 310-319

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M & Vanherle G 1991 The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* **70** 1299-1305.

Wilson F, Heath JR & Watts DC 1990 Finishing composite restorative materials. *J Oral Rehabil* **17** 79-87.

Wirz J, Amberg A & Schmidli F 1993 Polierbarkeit nichtmetallischer Werkstoffe. *Quintessenz* **44** 1685-1695.

Wolter H, Storch W & Ott H 1994 New inorganic/organic copolymer (Ormocers) for dental applications. *MRS Proceedings* **346** 143-149.

Wood I, Jawad Z, Paisley C & Brunton P 2008 Non-cariou cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent* **36** 759-766.

Yalcin F, Korkmaz Y & Baseren M 2006 The effect of two different polishing techniques on microleakage of new composites in Class V restorations. *J Contemp Dent Pract* **7** 18-25.

Yap AU, Chung SM, Chow WS, Tsai KT & Lim CT 2004a Fracture resistance of compomer and composite restoratives. *Oper Dent* **29** 29-34.

Yap AU, Lim LY, Yang TY, Ali A & Chung SM 2005a Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper Dent* **30** 129-133.

Yap AU, Lye KW & Sau CW 1997 Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent* **22** 260-265.

Yap AU, Sau CW & Lye KW 1998 Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil* **25** 456-461.

Yap AU, Tan CH & Chung SM 2004b Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* **29** 269-274.

Yap AU, Tan DT, Goh BK, Kuah HG & Goh M 2000 Effect of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent* **25** 202-208.

Yap AU, Wu SS, Chelvan S & Tan ES 2005b Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives. *Oper Dent* **30** 99-104.

Yap AU, Yap SH, Teo CK & Ng JJ 2004c Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* **29** 100-104.

Yap SH, Yap AU, Teo CK & Ng JJ 2004d Polish retention of new aesthetic restorative materials over time. *Singapore Dent J* **26** 39-43.

Zakir M, Al Kheraif AA, Asif M, Wong FS & Rehman IU 2013 A comparison of the mechanical properties of a modified silorane based dental composite with those of commercially available composite material. *Dent Mater* **29** 53-59.

Zimmer S, Lieding L 2014 Gewohnheiten und Kenntnisse zur Mundhygiene in Deutschland - Ergebnisse einer bevölkerungsrepräsentativen Befragung. *Dtsch Zahnärztl Z* **69** 584-593.

9 Anhang

In diesem Kapitel sind die Einzelwerte der quantitativen und die Ergebnisse der qualitativen Oberflächenevaluierung tabellarisch aufgeführt.

Angefügt ist in Tabelle 8.3 die Auflistung der verwendeten Werkstoffe und in Abb.8.1 die Zustimmung zur klinischen Studie durch die Ethikkommission.

In Tabelle 8.1 werden folgende Abkürzungen benutzt:

Pat. = Patient

Werkst. = Kompositwerkstoff

Werkst.1= Filtek Supreme XT Flowable Restorative

Werkst.2= Filtek Supreme XT body

Werkst.3= Filtek Z 250

Ra₁= arithmetischer Mittenrauwert Ra zum Zeitpunkt der Füllungslegung in µm

Rz₁= gemittelte Rautiefe Rz zum Zeitpunkt der Füllungslegung in µm

LR₁= Profillängenverhältnis LR zum Zeitpunkt der Füllungslegung

Ra₂= arithmetischer Mittenrauwert Ra zum Zeitpunkt der Recalluntersuchung in µm

Rz₂= gemittelte Rautiefe Rz zum Zeitpunkt der Recalluntersuchung in µm

LR₂= Profillängenverhältnis zum Zeitpunkt der Recalluntersuchung

Tab.8.1: Profilometrische Auswertung (Ra, Rz, LR) von 72 Füllungsoberflächen bei 15 Patienten direkt nach Füllungslegung (Baseline) und nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall).

Probe	Pat.	Werkst.	Ra ¹	Rz ¹	LR ¹	Ra ²	Rz ²	LR ²
1	1	1	1,06	7,47	1,495	1,57	12,62	1,696
2	2	1	0,97	8,50	1,576	1,06	8,63	1,571
3	3	1	0,99	8,89	1,520	0,98	8,29	1,516
4	4	1	0,69	6,32	1,447	1,37	9,69	1,518
5	5	1	1,56	11,96	1,688	1,86	12,28	1,455
6	6	1	1,22	10,29	1,602	1,49	8,81	1,438
7	2	1	0,73	6,63	1,455	1,30	9,84	1,475
8	2	1	1,09	9,13	1,650	0,98	8,48	1,540
9	7	1	1,50	11,32	1,636	0,73	6,68	1,427
10	8	1	0,57	5,73	1,241	1,03	8,86	1,498
11	3	1	1,00	8,01	1,525	0,75	6,40	1,565
12	9	1	0,92	6,96	1,481	1,15	7,98	1,533
13	7	1	0,95	8,52	1,593	0,80	7,03	1,520
14	10	1	0,98	8,97	1,557	0,87	7,14	1,463
15	11	1	0,93	8,73	1,484	1,00	9,31	1,534

Tab.8.1 (Forts.): Profilometrische Auswertung (Ra, Rz, LR) von 72 Füllungsflächen bei 15 Patienten direkt nach Füllungslegung (Baseline) und nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall).

Probe	Pat.	Werkst.	Ra ¹	Rz ¹	LR ¹	Ra ²	Rz ²	LR ²
16	12	1	0,94	7,54	1,473	0,80	6,93	1,503
17	4	1	1,14	9,22	1,429	1,29	12,42	1,531
18	13	1	0,96	8,90	1,580	1,01	7,93	1,467
19	3	1	0,93	7,36	1,476	1,48	11,90	1,529
20	14	1	1,91	14,17	1,736	0,93	7,67	1,509
21	8	1	0,94	8,02	1,613	1,36	11,38	1,596
22	8	1	0,90	7,94	1,513	1,25	10,80	1,612
23	5	1	0,90	7,59	1,489	0,87	7,32	1,516
24	15	1	0,92	8,42	1,492	1,01	8,27	1,551
25	1	2	1,36	9,80	1,676	1,15	8,19	1,499
26	2	2	0,81	7,24	1,558	0,97	8,47	1,610
27	3	2	1,36	11,6	1,572	1,26	9,38	1,520
28	4	2	1,06	8,95	1,481	0,98	8,71	1,518
29	5	2	0,91	8,95	1,370	2,09	12,72	1,457
30	6	2	1,09	7,76	1,547	0,88	6,58	1,397
31	2	2	0,85	7,65	1,474	1,03	8,95	1,565
32	2	2	0,90	8,05	1,526	1,46	12,02	1,696
33	7	2	1,31	10,86	1,700	0,97	8,78	1,509
34	8	2	0,70	6,81	1,464	1,04	9,34	1,514
35	3	2	0,82	6,54	1,478			
36	9	2	0,82	6,93	1,549	1,06	9,05	1,542
37	7	2	0,97	8,56	1,568	0,94	8,23	1,567
38	10	2	0,92	7,32	1,585	1,25	10,23	1,545
39	11	2	0,81	7,81	1,494	0,89	7,70	1,502
40	12	2	0,94	7,98	1,504	1,15	10,01	1,617
41	4	2	0,93	8,11	1,557	1,00	9,00	1,515
42	13	2	1,31	9,97	1,661	0,91	8,01	1,430
43	3	2	0,82	7,65	1,540	1,27	10,68	1,574
44	14	2	1,57	11,76	1,624	0,97	8,06	1,521
45	8	2	0,82	7,32	1,507	1,19	10,45	1,650
46	8	2	1,00	8,58	1,732	0,83	7,58	1,456
47	5	2	0,84	6,36	1,457	0,84	6,36	1,452
48	15	2	0,83	7,13	1,544	1,24	10,38	1,541
49	1	3	1,39	10,79	1,671	1,48	10,07	1,536
50	2	3	1,13	9,14	1,499	1,04	9,09	1,623
51	3	3	1,29	11,11	1,574	1,21	9,63	1,578
52	4	3	1,69	12,94	1,763	1,18	9,68	1,556
53	5	3	0,93	8,51	1,496	1,85	12,32	1,544
54	6	3	1,48	10,87	1,745	0,91	6,79	1,436

Tab.8.1 (Forts.): Profilometrische Auswertung (Ra, Rz, LR) von 72 Füllungsflächen bei 15 Patienten direkt nach Füllungslegung (Baseline) und nach einjähriger Gebrauchsperiode (Recall).

Probe	Pat.	Werkst	Ra ¹	Rz ¹	LR ¹	Ra ²	Rz ²	LR ²
55	2	3	0,84	7,22	1,511	1,83	15,49	1,656
56	2	3	0,85	7,81	1,495	1,05	9,42	1,618
57	7	3	0,84	7,57	1,460	1,18	10,10	1,595
58	8	3	0,73	6,46	1,314	1,24	9,02	1,452
59	3	3	0,94	8,02	1,518	0,84	6,79	1,486
60	9	3	1,08	9,22	1,623	1,03	8,38	1,532
61	7	3	1,02	8,93	1,755	0,93	8,08	1,560
62	10	3	0,89	8,05	1,511	0,77	6,69	1,438
63	11	3	0,92	7,43	1,532	1,00	7,77	1,510
64	12	3	0,76	6,55	1,464	0,78	6,74	1,459
65	4	3	0,89	7,65	1,558	0,95	7,81	1,494
66	13	3	0,91	6,91	1,473	0,89	7,51	1,456
67	3	3	0,94	8,20	1,585	1,08	9,69	1,558
68	14	3	2,26	15,77	1,678	1,24	10,28	1,585
69	8	3	1,11	8,73	1,488	1,32	11,27	1,499
70	8	3	1,31	10,24	1,567	1,36	10,81	1,454
71	5	3	1,09	8,89	1,481	1,20	9,84	1,513
72	15	3	1,44	12,20	1,632	1,33	10,58	1,492

In Tabelle 8.2 finden folgende Abkürzung Verwendung:

B200 = Beurteilung der Veränderung der Bearbeitungsspuren bei 200facher Monitorvergrößerung

B+ = Zunahme der Bearbeitungsspuren

Bo = Bearbeitungsspuren unverändert

B- = Abnahme der Bearbeitungsspuren

F200 = Beurteilung der Veränderung der Oberflächenfeinstruktur bei 200facher Monitorvergrößerung

F+ = Feinstruktur stärker ausgeprägt

Fo = Feinstruktur unverändert

F- = Feinstruktur geringer ausgeprägt

P200= Beurteilung der Veränderung des Anteils der Porositäten bei 200facher Monitorvergrößerung

P+ = Zunahme des Anteils der Porositäten
 Po = Anteil der Porositäten unverändert
 P- = Abnahme des Anteils der Porositäten

Material = Kompositwerkstoff
 1= Filtek Supreme XT Flowable Restorative
 2= Filtek Supreme XT body
 3= Filtek Z250

F1500= Beurteilung der Veränderung der Oberflächenfeinstruktur bei 1500facher Monitorvergrößerung

2. ZA = Qualitative Beurteilung durch zweiten Zahnarzt/Untersucher

Tab.8.2: Qualitative Auswertung (Bearbeitungsspuren, Oberflächenfeinstruktur, Porositäten) von 72 Füllungsflächen bei 15 Patienten im Vergleich der Bildpaare (Baseline-Aufnahme, Recall-Aufnahme) von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen bei 200facher und 1500facher Monitorvergrößerung durch zwei Untersucher.

Probe	B200	F200	P200	F1500	Material	B200 2.ZA	F200 2..ZA	P200 2.ZA	F1500 2.ZA
1	—	—	+	—	1	o	—	—	—
2	—	+	+	+	1	+	+	+	+
3	—	+	+	+	1	—	+	+	+
4	o	+	o	+	1	—	o	o	+
5	—	o	+	+	1	—	+	+	+
6	+	+	+	o	1	+	+	+	+
7	o	+	+	+	1	o	+	+	o
8	—	+	o	o	1	—	+	o	o
9	—	—	o	—	1	—	—	o	—
10	o	+	+	+	1	o	+	+	+
11	o	o	o	—	1	o	—	o	—
12	—	+	+	+	1	—	+	+	+
13	+	o	—	—	1	+	o	—	—
14	o	o	o	o	1	o	o	o	o
15	—	+	+	o	1	—	+	+	o
16	o	+	—	o	1	o	+	—	+
17	—	o	—	o	1	—	o	—	o
18	—	o	—	o	1	—	o	—	o
19	—	+	+	o	1	—	+	+	o
20	—	—	+	o	1	—	—	+	o
21	o	—	—	—	1	o	—	—	—
22	—	—	—	—	1	—	—	—	—
23	o	o	—	o	1	—	o	—	—
24	o	o	o	o	1	o	o	o	o

Tab.8.2 (Forts.): Qualitative Auswertung (Bearbeitungsspuren, Oberflächenfeinstruktur, Porositäten) von 72 Füllungsflächen bei 15 Patienten im Vergleich der Bildpaare (Baseline-Aufnahme, Recall-Aufnahme) von Zahnhalsfüllungen mit drei verschiedenen Kompositen bei 200facher und 1500facher Monitorvergrößerung durch zwei Untersucher.

Probe	B200	F200	P200	F1500	Material	B200 2.ZA	F200 2..ZA	P200 2.ZA	F1500 2.ZA
25	—	+	+	+	2	—	+	+	+
26	—	—	+	—	2	—	—	+	—
27	—	0	+	+	2	—	0	+	0
28	—	+	+	+	2	—	0	+	0
29	—	+	+	+	2	—	+	+	+
30	0	0	—	—	2	—	—	—	—
31	—	0	+	+	2	—	0	+	+
32	0	0	0	0	2	0	+	0	+
33	—	—	+	0	2	—	—	0	0
34	—	+	+	+	2	—	+	+	+
35					2	kein Recall!!			
36	0	+	+	0	2	0	+	+	+
37	+	+	—	0	2	+	+	—	+
38	+	+	—	+	2	+	+	—	+
39	—	+	0	+	2	0	0	0	0
40	+	+	0	+	2	+	+	0	+
41	+	+	—	0	2	+	+	—	0
42	+	+	+	0	2	+	+	+	0
43	—	0	+	0	2	—	+	+	0
44	0	0	+	0	2	0	0	+	0
45	0	+	+	0	2	0	+	+	+
46	0	0	+	0	2	0	0	+	0
47	0	0	+	0	2	0	0	+	0
48	+	+	+	+	2	+	+	+	+
49	+	+	0	0	3	+	+	0	0
50	—	—	—	0	3	—	0	—	0
51	—	—	+	+	3	—	0	+	+
52	—	0	+	0	3	—	0	+	0
53	—	0	0	0	3	—	0	0	0
54	—	—	0	0	3	—	—	0	0
55	0	0	0	0	3	0	—	0	0
56	0	0	0	0	3	0	0	0	0
57	—	—	0	0	3	—	—	0	—
58	—	0	0	+	3	—	0	0	0
59	0	0	+	0	3	0	0	+	0
60	0	0	+	0	3	0	0	+	0
61	0	0	0	0	3	0	0	0	0
62	—	+	0	0	3	—	+	0	+
63	—	0	+	0	3	—	0	+	0
64	—	0	+	0	3	—	0	+	0
65	0	0	+	0	3	0	0	+	0
66	+	+	0	+	3	0	+	0	+
67	—	—	+	0	3	—	—	+	—
68	—	—	+	0	3	—	—	+	—
69	+	0	0	0	3	+	0	0	0
70	0	+	0	0	3	—	+	0	0
71	0	—	0	0	3	0	—	0	—
72	—	—	0	0	3	—	—	0	0

Tab.8.3 Verwendete Materialien

Füllungswerkstoff	Farbe	Artikelnummer	Lot-NR.
Filtek Supreme XT Flowable Restorative	A3	3913A3	7EA
	A3,5	3913A3,5	7AN
Filtek Supreme XT body	A3	3910A3B	7JK
	A3,5	3910A3,5B	7FC
	B3	3910B3B	7AX
Filtek Z250	A3	6020A3	7HB
	A3,5	6020A3,5	7BC
	B3	6020B3	7XB
Adhäsiv: Adapter Prompt L-Pop		41925	438175
Hartmetallfinierer		H48LQ.314.012	
Retraktionsfaden Gingi-Plain		11105M	

Polierscheiben	Farbcode	Kenn-Nr.	Abrasivpartikel	Korngröße
	dunkelblau	1981M	Aluminiumoxid	29 µm
	blau	1981F	"	14 µm
	hellblau	1981SF	"	5 µm

Zur Verfügung gestellte Zahnpflegemittel der Firma GABA, Lörrach	
Zahnbürste	elmex inter x Medium Cello
Zahnpaste	aronal/elmex Mundhygiengeset, 2 x 75 ml
Zahnseide	elmex Zahnseide gewachst/ ungewachst



Ethik-Kommission, Gaffkystr. 11c, D-35385 Gießen

Herrn
Prof. Dr. M. Jung
Zahnklinik
Poliklinik für Zahnerhaltungskunde
Schlangenzahl 14
35385 Gießen

**ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. Dr. K.L. Schmidt**

Gaffkystr. 11c
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470 / 47660

Gießen, 24. April 2007

Dr. Kr./

AZ.: 60/07

Titel: Oberflächenqualität von Klasse V Kompositfüllungen in Abhängigkeit von der klinischen Verweildauer.

Sitzung am 12.04.07

Sehr geehrte(r) Antragsteller/Antragstellerin,

Bezeichnet Herr Volker Jung,

wir bedanken uns für die Vorstellung Ihres Forschungsprojektes. Im Folgenden erhalten Sie das Votum der Gießener Ethik-Kommission zur oben genannten Studie:

- Es handelt sich um eine Erstbegutachtung für den Leiter der Klinischen Prüfung (LKP)
- Es handelt sich um eine Anschlussbegutachtung
- Eingesandte Unterlagen:
- Formalisierter Antrag
 - Ausführliche Darstellung des Vorhabens (Studienprotokoll)
 - Patienten/Probanden-Information und -Einwilligungserklärung, Version vom 29.03.07
 - Wegeversicherung, Angebot vom 27.03.07

Der Antrag wurde unter ethischen, medizinisch-wissenschaftlichen und rechtlichen Gesichtspunkten geprüft. Soweit betreffend, wurde **das auf Seite 2 wiedergegebene Protokoll** unter Berücksichtigung des Good Clinical Practice for Trials on Medicinal Products in the European Community (ICH-GCP) erstellt. Es bezieht sich auf die vorgelegte Fassung des Antrags.

- Forderungen der Ethik-Kommission, soweit darin aufgeführt, wurden inzwischen erfüllt.
- Sie stimmt dem Vorhaben zu.
- Sie stimmt dem Vorhaben unter Auflagen zu (siehe S. 2).
- Sie stimmt dem Vorhaben nicht zu (siehe S. 2).

Die Ethik-Kommission erwartet, daß ihr bis 31.12.08 ohne Aufforderung ein kurzer Bericht auf beigefügtem (roten) Formblatt übermittelt wird. Er soll mitteilen, ob das Ziel der Studie erreicht wurde, ob ethische, medizinisch-wissenschaftliche oder rechtliche Probleme aufgetreten sind, und ob das Ergebnis publiziert ist/wird. Unabhängig davon ist die Ethik-Kommission über alle Änderungen des Prüfplans zu unterrichten. Ihr sind alle schweren unerwünschten Wirkungen mitzuteilen, soweit sie im Bereich der Zuständigkeit dieser Ethik-Kommission aufgetreten sind. Bei überregionalen Studien sind sie auch dem LKP mitzuteilen.

Die ärztliche und juristische Verantwortung des Leiters der klinischen Prüfung und der an der Prüfung teilnehmenden Ärzte bleibt entsprechend der Beratungsfunktion der Ethik-Kommission durch unsere Stellungnahme unberührt.

Abb.8.1: Zustimmung der Ethikkommission zur klinischen Studie.

Auszug aus dem Protokoll der Kommissionsitzung vom 12.04.2007:

Prof. Jung trägt vor. Die unizentrische, nur in Gießen durchgeführte Studie soll die Oberflächenqualität von drei Komposit-Füllungsmaterialien evaluieren. Hauptzielkriterium ist die Quantifizierung eventueller Oberflächenrauigkeiten. Die Untersuchungen erfolgen unmittelbar nach Platzieren der Füllung und nach einer Verweildauer von einem Jahr. Untersucht werden insgesamt 24 gemischtgeschlechtliche ambulante Patienten im Alter von 18 bis 75 Jahren. Die Studie ist randomisiert und einfach blind. Jeder Patient erhält gleichzeitig drei verschiedene Füllungen. Hintergrund der Studie ist das längerfristige Ziel, eine ideale Glättung von Füllungsoberflächen zu finden, um die Plaques-Bildung soweit wie möglich zu unterbinden.

Nach eingehender Diskussion (die Voraussetzungen des § 20, Abs. 8, MPG sind gegeben) stimmt die Kommission dem Vorhaben zu mit dem Vorschlag und der Anregung von Herrn Dr. Bödeker, im Rahmen des recht aufwändigen Designs der Studie noch einmal zu prüfen, welche der drei Hypothesen die wichtigste sei, damit unter medizin-statistischen Aspekten kein Konflikt mit sog. multiplen Tests bestehe.

(Ende)

Wir wünschen Ihnen für Ihr Forschungsprojekt viel Erfolg.



Prof. Dr. K. L. Schmidt
Vorsitzender

Die Namen der bei dieser Sitzung anwesenden Mitglieder sind durch Unterstreichung hervorgehoben.

Mitglieder: Frau Dr. Blüters-Sawatzki (Pädiatrie); Dr. Bödeker (Informatik); Herr Brumhard (Pharmazie); Dr. Gödicke (Bürgerliches Recht); Dr. Repp (Pharmakologie); Prof. Schmidt, Vorsitzender, (Rheumatologie); Prof. Schwemmlé, stv. Vorsitzender (Chirurgie); Prof. Weiler (Rechtsmedizin).

Vertreter: Prof. Dreyer (Pharmakologie); Prof. Dudeck (Informatik); Prof. Federlin, (Innere Medizin); Prof. Schapp (Bürgerliches Recht); Frau Prof. Kemkes-Matthes (Innere Medizin); Frau Kreckel (Pharmazie); Prof. Künzel (Gynäkologie); Prof. Lasch (Innere Medizin); Prof. Dr. Riße (Rechtsmedizin).

P.S.: Bitte informieren Sie die Ethik-Kommission unter Benutzung des beigegeführten Formulars über den Beginn der Studie!

Abb.8.1 (Forts.): Zustimmung der Ethikkommission zur klinischen Studie.

10 Ehrenwörtliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch einer Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Giessen, den 25.07.2017

Kai Hornung

11 Danksagung

Ich bedanke mich herzlich bei Prof. Dr. Martin Jung für die Überlassung des Themas dieser Studie. Ferner für die vorzügliche und freundliche Betreuung bei der Anfertigung dieser Arbeit, für seine unendliche Geduld bei den einzelnen Korrekturen und der Unterstützung bei der prüfstatistischen Auswertung.

Herrn Dr. Martin Hardt danke ich für die Einführung in die Elektronenmikroskopie und die wertvolle Hilfe bei der Erstellung der REM-Aufnahmen.

Frau Birgit Meier danke ich für viele labortechnische Ratschläge.

Abschließend möchte ich mich besonders bei meiner Ehefrau Katrin bedanken für die Unterstützung und stetige Motivation während der Anfertigung dieser Arbeit. Ohne Ihr Verständnis und das Einräumen von Zeitfenstern für das Schreiben dieser Arbeit, trotz des anfallenden Pensums in unserer Gemeinschaftspraxis, wäre die Arbeit nicht zustande gekommen. Darüber hinaus möchte ich mich bei meinen Kindern Lydia und Jonas bedanken, die auf viele Stunden mit mir verzichten mussten und mich stets motivierten die Arbeit zu beenden.