

Untersuchung der Oberflächenbeschaffenheit eines Nanokomposits nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen**

**vorgelegt von Daniela Jung
aus Braunfels**

Gießen 2013

**Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde**

Abteilung Zahnerhaltungskunde und Präventive Zahnheilkunde

Direktor: Prof. Dr. J. Klimek

der Universitätsklinik Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen

Gutachter: Prof. Dr. M. Jung

Gutachter: Prof. Dr. D. Heidemann

Tag der Disputation: 14.02.2014

Inhalt

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	4
2.1 Komposite in der Zahnmedizin	4
2.2 Geschichte der Komposite	5
2.3 Arten von Kompositen	6
2.3.1 Makrofüllerkomposite	6
2.3.2 Mikrofüllerkomposite	6
2.3.3 Hybridkomposite	7
2.3.4 Weiterentwickelte Materialien	7
2.3.4.1 Kompomere	7
2.3.4.2 Ormocere	8
2.3.4.3 Polygläser	8
2.3.4.4 Nanofüllerkomposite	9
2.4 Bedeutung der Ausarbeitung und Politur von Kompositen	11
2.5 Ausarbeitung und Politur	12
2.6 Methoden zur Beurteilung von Kompositoberflächen	18
2.6.1 Quantitative Beurteilung	19
2.6.2 Qualitative Beurteilung	21
3. Material und Methode	23
3.1 Komposit	24
3.2 Herstellung der Prüfkörper	24
3.3 Flexible Disc-Systeme	26
3.3.1 Sof-Lex (3M ESPE, Seefeld)	26

3.3.2 Sof-Lex XT (3M ESPE, Seefeld).....	27
3.3.3 Opti Disc (KerrHawe, Bioggio, Schweiz).....	28
3.3.4 Super-Snap (Shofu Dental GmbH, Ratingen)	29
3.3.5 Flexi-Snap (Edenta AG, Schweiz)	30
3.3.6 Mooreflex Scheiben (Kentzler Kaschner Dental, Ellwangen)	31
3.4 Die Bearbeitungsverfahren	33
3.5 Bearbeitung der Kompositoberfläche	34
3.6 Quantitative Beurteilung.....	35
3.6.1 Messbedingungen	36
3.7 Qualitative Beurteilung.....	39
3.7.2 Vorbereitung der Proben und Messung	39
3.7.2.1 Disc-Systeme.....	40
3.8 Materialeigenschaften der Disc-Systeme	41
3.8.1 Vorbereitung der Proben und Messung	41
4. Ergebnisse	44
4.1 Profilometrische Ergebnisse	44
4.1.1 Mittenrauwerte R_a	45
4.1.2 Profillängenverhältnis LR.....	47
4.2 Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse.....	50
4.2.1 Rasterelektronenmikroskopie der Disc-Oberflächen	55
4.3 Ergebnisse der Materialprüfung	57
5. Diskussion	59
5.1 Methodenkritik	59
5.1.1 Studiendesign.....	59
5.1.2 Auswahl der untersuchten Disc-Systeme	60
5.1.3 Bearbeitung der Prüfkörper	60

5.1.4 Methoden zur Evaluierung der Kompositoberfläche.....	61
5.1.4.1 Quantitative Beurteilung.....	61
5.1.4.2 Qualitative Beurteilung.....	62
5.1.5 Materialeigenschaften der Disc-System und Polierverhalten	63
5.2 Diskussion der Ergebnisse.....	64
5.3 Literaturvergleich	66
5.3.1 Vergleich mit den Ergebnissen anderer Autoren.....	66
5.3.2 Limitation des Literaturvergleichs	70
5.4 Klinische Relevanz der Ergebnisse und Schlussfolgerung.....	71
6. Zusammenfassung.....	73
7. Literaturverzeichnis	81
8. Anhang.....	88
9. Danksagung.....	94

1. Einleitung

Der Wunsch des Patienten nach ästhetisch ansprechenden Füllungen im Front- und Seitenzahnbereich wird immer größer [Espelid et al., 2006]. Langjährige Weiterentwicklungen dentaler Komposite erlauben es heute, diese sowohl im ästhetisch sichtbaren Frontzahnbereich als auch im okklusionstragenden Seitenzahnbereich einzusetzen. Auch bei praktizierenden Zahnärzten sind Komposite als Füllungsmaterial inzwischen das Mittel der Wahl und werden Amalgamrestorationen vorgezogen [Vidnes-Kopperud et al., 2009].

Unter Kompositen versteht man zahnfarbene plastische Füllungswerkstoffe, welche sich aus drei Hauptbestandteilen zusammensetzen: der organischen Matrix, der dispersen Phase und der Verbundphase. Komposite unterscheiden sich hauptsächlich durch ihre Zusammensetzung, Größe, Form und dem volumenmäßigen Anteil ihrer Füllkörper.

Durch die ständige Weiterentwicklung und Optimierung dieses Füllungswerkstoffes ist es gelungen, Nanokomposite herzustellen, welche sowohl den ästhetischen Ansprüchen für Füllungen im Frontzahnbereich genügen als auch, aufgrund ihrer hohen mechanischen Härte und ihres geringen Verschleißverhaltens, im okklusionstragenden Seitenzahnbereich eingesetzt werden können [Mitra et al., 2003]. Die Wechselwirkungen dieser Art Komposite mit unterschiedlichen Poliermethoden ist bisher nur selten Gegenstand von wissenschaftlichen Studien gewesen.

Nach dem Einbringen im plastischen Zustand und anschließendem Aushärten der Kompositfüllung ist als abschließende Maßnahme die Ausarbeitung und Politur derselben notwendig. Ausarbeitung und Politur werden in mehreren Schritten vorgenommen: Überschussentfernung, Konturierung, Finieren und Polieren. Auf diese Weise wird die anatomische Formgestaltung optimiert sowie Okklusion und Artikulation adjustiert. Zusätzlich erreicht man eine Glättung der Oberfläche, welche die Anheftung von Plaque erschwert und somit auch das Auftreten von Sekundärkaries und Parodontitis reduziert [Quirynen & Bollen, 1995; Quirynen et al., 1990]. Zum Grob- und Feinausarbeiten stehen

unterschiedliche Instrumente zur Verfügung. Entscheidend für die Wahl der Instrumente ist die Struktur der zu bearbeitenden Fläche. Es werden Hartmetallfinierer und diamantierte Instrumente für strukturierte Flächen und flexible Disc-Systeme für konvexe Flächen angeboten. Das endgültige Polieren strukturierter Oberfläche erfolgt dann durch Gummipolierer, diamantierte Filzpolierer, Polierbürsten oder Polierpasten. Konvexe Flächen können mit flexiblen Disc-Systemen poliert werden. Die meisten Systeme zum Ausarbeiten und Polieren von Kompositoberflächen bestehen aus unterschiedlichen, aber aufeinander abgestimmten Instrumenten.

Rotierende Disc-Systeme werden von verschiedensten Herstellern angeboten. Sie bestehen aus einseitig oder beidseitig mit Abrasivpartikeln belegten Scheiben. Die flexiblen Disc-Systeme werden mit unterschiedlichen Drehzahlen und mit oder ohne Verwendung einer Wasserkühlung eingesetzt. Die unterschiedlichen Bedingungen ihrer Anwendung und deren Auswirkungen auf die Effektivität der Discs sind bisher kaum in wissenschaftlichen Arbeiten untersucht worden. Zudem ist auffällig, dass häufig lediglich ein bestimmtes flexibles Disc-System Gegenstand wissenschaftlicher Studien war, nämlich die sogenannten Sof-Lex Discs. Diese wurden in jüngerer Zeit beispielsweise in Publikationen von Barbosa et al. (2005), Borges et al. (2004), Celik & Ozgunaltay (2009), Gedik et al. (2005), Jung et al. (2007b), Koh et al. (2008), Radlanski & Best (2007) und Uctasli et al. (2007) evaluiert. Die übrigen verfügbaren Disc-Systeme wurden in nur wenigen Untersuchungen beurteilt oder noch gar nicht bewertet.

Oberflächenevaluationen nach Anwendung flexibler Disc-Systeme auf Kompositoberflächen kommen zu teilweise stark differenten Ergebnissen. Beschreibungen der Wirkung von flexiblen Disc-Systemen auf die Oberflächenstruktur von modernen Nanokompositen sind dabei selten.

Ziel der vorliegenden in vitro Studie war es, die Oberflächenbeschaffenheit eines modernen Nanokomposits nach der Ausarbeitung und Politur mit sechs unterschiedlichen flexiblen Disc-Systemen profilometrisch und rasterelektronenmikroskopisch zu bewerten. Dabei wurden die Disc-Systeme bei

unterschiedlichen Anwendungsbedingungen im Hinblick auf Drehzahlen und Wasserkühlung getestet.

Zusätzlich wurde die Flächenpressung der jeweiligen Disc-Systeme evaluiert und mögliche Zusammenhänge zu der resultierenden Oberflächenqualität der Komposite nach der Anwendung der Disc-Systeme beschrieben.

2. Literaturübersicht

2.1 Komposite in der Zahnmedizin

In der Zahnmedizin kommen grundsätzlich zwei unterschiedliche Arten von Kunststoffen zur Anwendung. Dies sind einerseits Prothesenkunststoffe, andererseits Füllungskunststoffe, sogenannte Komposite.

Unter Kompositen versteht man zahnfarbene Füllungskunststoffe, welche chemisch oder unter Energiezufuhr aushärten. Die drei Hauptbestandteile der Komposite sind: die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase.

Die organische Matrix besteht aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven, wie zum Beispiel Weichmacher oder optische Aufheller. Monomere sind multifunktionelle Methacrylate. Gebräuchliche Monomere sind Bis-GMA (2,2-Bis[4(3'-methacryloyl-oxy-2'-hydroxypropoxy)-phenyl]propan), UDMA (7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxo-5,12-diazahexadecan-1,16-dioxy-dimethacrylat), TEDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) und Bis-EDMA (2,2-Bis[4(3'-methacryloyloxyethoxy)phenyl]propan), Abb. 1). Initiatoren zerfallen durch Aktivierung in energiereiche Moleküle, welche dann mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren. Stabilisatoren verhindern die vorzeitige Polymerisation.

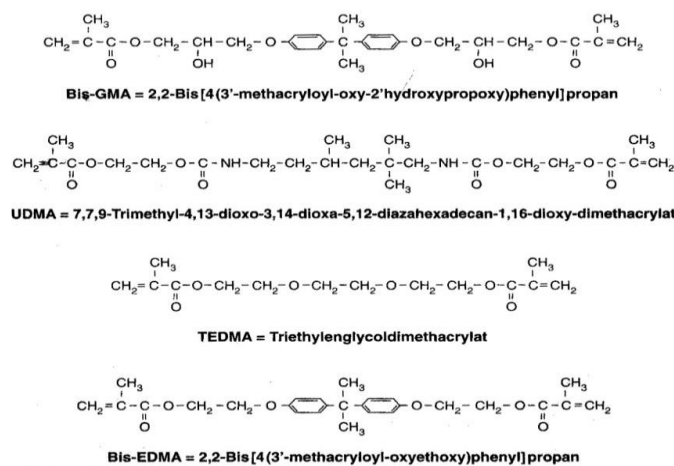


Abbildung 1: Chemische Zusammensetzung der gebräuchlichsten zahnärztlichen Monomere [Hellwig et al., 2007]

Die disperse Phase setzt sich aus Füllern zusammen. Füller verbessern Eigenschaften wie Druck- und Zugfestigkeit, Verschleißfestigkeit und das Elastizitätsmodul des Komposits. Durch Füller werden die Polymerisations-schrumpfung, die Wasseraufnahme und der linear thermische Ausdehnungs-koeffizient verringert. Als anorganische Füllstoffe werden Quarz, Keramik und Siliziumoxid verwendet.

Die Verbundphase stellt die Verbindung zwischen der organischen Matrix und der dispersen Phase her. Sie setzt sich aus Silanen und Kopolymeren zusammen.

2.2 Geschichte der Komposite

Bereits in den 1950er Jahren befasste sich Bowen mit der Entwicklung von Kunstharzsystemen in der Füllungstherapie. Er entwickelte das sogenannte Bis-GMA, welches im Wesentlichen eine Verbindung aus Epoxidharz und Acrylaten darstellte [Glenn, 1979]. Später wurden anorganische Füllstoffe wie Quarzsand oder Glas zugesetzt, um die Materialeigenschaften zu verbessern. Aufgrund der relativ groben Füllstoffpartikel war die Oberfläche recht rau und das Verschleißverhalten in vivo unbefriedigend. Zusätzlich waren die verwendeten Komposite nicht farbstabil und zeigten eine hohe Wasseraufnahme [Glenn, 1979; Roulet & Roulet-Mehrens, 1982]. Die anfänglichen Komposite aus Dimethacrylaten und Quarzgläsern waren nicht röntgenopak [Roulet & Roulet-Mehrens, 1982]. 1974 waren die ersten Komposite mit Mikrofüllern auf dem Markt erhältlich. Ab 1985 wurden auch Hybridkomposite kommerziell vermarktet.

Seit ihrer Einführung sind Komposite von der Wissenschaft umfassend geprüft und erforscht worden. Ausschlaggebend für deren Bewertung ist letztendlich der Erfolg in klinischen Langzeitstudien. Hickel et. al fassten diese Studien zusammen, und zeigten, dass mit Kompositen sehr gute Ergebnisse in Bezug auf die klinische Verweildauer erzielt werden können [Hickel et al., 2005; Ilie & Hickel, 2011].

2.3 Arten von Kompositen

Komposite unterscheiden sich hauptsächlich in ihrer Zusammensetzung, Größe und der Form ihrer Füllkörper. Eine weitere Rolle spielt der Füllanteil im Komposit, dieser wird in Gewichtsprozent angegeben. Im Folgenden werden die wichtigsten Kompositstypen vorgestellt.

2.3.1 Makrofüllerkomposite

Makrofüllerkomposite enthalten ca. 75 Gew. % anorganische Füllstoffe [Hellwig et al., 2007]. Durch ihren hohen Füllstoffanteil weisen diese Komposite gute physikalische Eigenschaften auf. Die durchschnittliche Füllkörpergröße liegt zwischen 2-15µm [Lutz et al., 1983]. Als Füllstoffe dienen durch Mahlen zerkleinerte, unregelmäßig geformte Partikel aus Oxiden (Quarz, Aluminiumoxid, Boroxid), Silikaten (Aluminiumsilikate) oder durch Zugabe entsprechender Oxide (BaO, B₂O₃, SrO) variierte Aluminiumsilikatgläser. Makrofüllerkomposite können wegen der großen Härteunterschiede ihrer Komponenten nicht poliert, sondern nur geglättet werden. Die Oberfläche der Komposite wirkt anfänglich glatt, weil zunächst nur die organische Komponente zutage tritt [Marxkors, 2005]. Diese wird jedoch sehr bald abradert und tieferliegende Füllstoffpartikel werden freigelegt. Erst jetzt setzt der Abrasionsschutz durch die harte, anorganische Komponente ein. Es resultiert eine Oberfläche, deren Rauigkeit von der Zahl, Größe und Verteilung der Partikel bestimmt wird und somit charakteristisch für das betreffende Material ist. Die Abrasion der Matrix schreitet, wenn auch verzögert, fort, so dass die aus der Oberfläche ragenden Teilchen zunehmend ihren Halt verlieren und schließlich aus der Matrix herausbrechen, wobei sie eine entsprechende Vertiefung und erhöhte Rauigkeiten hinterlassen [Marxkors, 2005].

2.3.2 Mikrofüllerkomposite

Der Füllstoffgehalt von Mikrofüllerkompositen beträgt 50 Gew.% [Hellwig et al., 2007]. Die durchschnittliche Füllkörpergröße liegt bei 0,005-0,05µm. Die Füllkörper setzen sich aus feinsten pyrogenen Siliziumdioxid Partikeln zusammen [Marxkors, 2005]. Vorteile dieser Komposite sind die gute Polierbarkeit [Chung, 1994] und die damit verbundene gute Oberflächenqualität.

Die Verschleißresistenz liegt über der von Makrofüllern. Nachteilig sind schlechtere mechanisch-physikalische Eigenschaften wie eine geringere Festigkeit, ein höherer thermischer Ausdehnungskoeffizient und eine stärkere Polymerisationsschrumpfung [Lutz et al., 1983].

2.3.3 Hybridkomposite

Hybridkomposite setzen sich aus Makrofüllern (85-90%) und Mikrofüllern (10-15%) zusammen. Es wird zwischen Feinst-, Fein- und Grobpartikelhybridkompositen unterschieden. Feinpartikelhybridkomposite besitzen eine Füllkörpergröße von 0,3-2 μ m, Grobpartikelhybridkomposite eine von 2-10 μ m [Lutz et al., 1983]. Als Feinstpartikelhybridkomposite werden Komposite bezeichnet, deren Füllkörpergröße unter 1,5 μ m liegen [Hellwig et al., 2007]. Hybridkomposite vereinen die gute Oberflächenqualität und Verschleißfestigkeit der Mikrofüllerkomposite mit der Volumenkonstanz und den insgesamt günstigeren mechanischen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite [Marxkors, 2005]. Aufgrund der günstigeren physikalischen und mechanischen Eigenschaften, wie die geringere Polymerisationsschrumpfung und eine höhere physikalische Festigkeit [Yap et al., 1997], können Hybridkomposite für Füllungen im okklusionstragenden Seitenzahnbereich eingesetzt werden [Cobb et al., 2000].

2.3.4 Weiterentwickelte Materialien

Um die werkstoffkundlichen Eigenschaften von Kompositen weiter zu optimieren, ist die Forschung auf der Suche nach neuen Materialien, die sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich gleichwertig eingesetzt werden können. Als Weiterentwicklungen sind Kompomere, Ormocere, Polygläser und auch Nanokomposite zu nennen. Diese werden im Folgenden besprochen.

2.3.4.1 Kompomere

Kompomere sind von den Kompositen abgeleitete lichthärtende Füllungswerkstoffe, bei denen die Eigenschaften der Komposite (hohe Festigkeit und Feuchtigkeitstoleranz unmittelbar nach der Polymerisation) mit denen der Glas-Ionomer-Zemente (unmittelbare Haftung an Zahnhartsubstanz,

kontinuierliche Fluoridfreisetzung) kombiniert werden sollen [Marxkors, 2005]. Die Fluoridfreisetzung ist jedoch deutlich geringer als bei herkömmlichen Glas-Ionomer-Zementen [Wiegand et al., 2007]. Zusätzlich weisen Kompomere antimikrobielle Wirkungen auf, wodurch ein Auftreten von Sekundärkaries verringert werden kann. Diese Wirkung beruht auf der Fluoridfreisetzung, einem erniedrigten pH-Wert während der Abbindereaktion und der Freisetzung von weiteren Ionen [Marczuk-Kolada et al., 2006]. Aufgrund ihres geringen Abrasionswiderstandes eignen sich Kompomere vor allem für den Einsatz im Milchgebiss [Hellwig et al., 2007]. Zum Einsatz im ästhetisch sichtbaren Bereich eignen sich Kompomere aufgrund ihrer erhöhten Wasseraufnahme nicht, da es hierbei auch leicht zur Einlagerung von verfärbenden Substanzen kommen kann.

2.3.4.2 Ormocere

Bei Ormoceren besteht die Matrix im Gegensatz zu herkömmlichen Kompositen aus einem anorganischen Netzwerk, welches mit organischen Methacrylatgruppen versetzt ist, die nach dem Polymerisationsstart vernetzen. Diese Reaktion wird, wie bei anderen Kompositen, mit Licht in Gang gesetzt [Hellwig et al., 2007]. Da die Acrylate kovalent an die Silikatgerüste gebunden sind, können keine Restmonomere freigesetzt werden. Dies wirkt sich positiv auf die Biokompatibilität von Ormoceren aus [Marxkors, 2005]. Im Vergleich zu Hybridkompositen schneiden Ormocere bei okklusaler und zervikaler Verwendung als Füllungsmaterial nach zyklischer Belastung deutlich schlechter ab [Kournetas et al., 2004]. Kournetas et al. (2004) vermuteten, dass bei Ormocer-Füllungssystemen die Reaktion der Haftvermittler auf die wechselnden Belastungsimpulse für die geringere Qualität an den Rändern und im Inneren von Klasse-II-Restorationen verantwortlich ist.

2.3.4.3 Polygläser

Die Matrix von Polygläsern besteht aus tetra- bis hexafunktionellen Molekülen, die eine höhere Vernetzungsdichte aufweisen als die Matrix herkömmlicher bifunktioneller Monomere. In dieser Matrix befinden sich volumenvergrößernde polyglobuläre Füllstoffe, welche Fluorid freisetzen. Sie machen einen

Volumenanteil von 92 Vol.-% aus [Hellwig et al., 2007]. Olivera & Marques (2008) kamen zu dem Ergebnis, dass Polygläser ästhetisch mit Keramik gleichzusetzen sind und durch ihr gutes Abrasionsverhalten mit Goldinlays verglichen werden können. Es besteht jedoch eine geringere Biegefestigkeit, ein niedrigeres Elastizitätsmodul und eine größere Frakturhäufigkeit von Polygläsern gegenüber herkömmlichen Kompositen [Manhart et al., 2000]. Insgesamt zeigt sich die Gruppe der Polygläser als sehr inhomogen. Auf dem Markt befinden sich solche mit guten physikalischen Eigenschaften und solche, die eher als fraglich einzustufen sind [Manhart et al., 2001].

2.3.4.4 Nanofüllerkomposite

Nanofüllerkomposite unterscheiden sich deutlich von allen bisher vorgestellten dentalen Füllungsmaterialien. Die Füllkörper aller bisher besprochenen Materialien werden durch Mahlprozesse hergestellt. Dies bedeutet, dass die Füllkörper bis zu einer Größe von 100nm gemahlen werden („top-down“ Effekt). Bei den in Nanofüllerkompositen verwendeten Füllkörpern wird ein neuartiges Prinzip angewendet. Es werden mithilfe von chemischen Syntheseprozessen Partikel mit einer Größe von wenigen Nanometern hergestellt, durch den sogenannten „bottom-up“ Effekt [Mitra et al., 2003]. Einzelne Füllstoffkörper zeigen nach diesem Verfahren einen Durchmesser von 20-75nm. Mitra et al. (2003) unterteilen die Gruppe der Nanofüllerkomposite in zwei weitere Untergruppen: Nanohybridkomposite und Nanopartikelkomposite. Bei Nanohybridkompositen handelt es sich um Werkstoffe, welche nicht rein mit Nanopartikeln versetzt sind, sondern zusätzlich noch weitere konventionelle Füllstoffe wie zum Beispiel Glasfüller aufweisen. Reine Nanopartikelkomposite sind nur mit Nanofüllern versetzt. Diese Füllstoffe können wiederum in zwei Untergruppen aufgeteilt werden. Hierbei unterscheidet man Füllstoffe, welche einzeln und ohne Verknüpfung zu anderen vorliegen, sogenannte Nanomere, von Füllstoffen, welche als Verbund vorliegen, sogenannte Nanokluster [Mitra et al., 2003]. Nanofüllerkomposite weisen gute mechanische Eigenschaften und eine sehr gute Polierbarkeit auf. Die gute Polierbarkeit und die damit verbundene Oberflächenbeschaffenheit kann mit Mikrofüllerkompositen verglichen werden [Mitra et al., 2003]. Mitra et al. weisen darauf hin, dass die

endgültige Partikelgröße von Nanokompositen durch den Zusammenschluss von Nanoklustern zwar mit der von Hybridkompositen gleichzusetzen ist, aber ihr Abrasionsverhalten in vivo einen anderen Mechanismus zeigt. Die Nanokluster teilen sich bei normalen Abrasionsprozessen in Nanomere. Somit ist das Nanokomposit abrasionsstabiler [Mitra et al., 2003]. Dieses Verhalten der Nanofüllerkomposite erklärt auch ihre gute Polierbarkeit. Einzelne Teile der Nanokluster können beim Polieren abgetragen werden. Dadurch entsteht eine homogene Oberfläche [Mitra et al., 2003]. Dies konnten auch Yap et al. (2004) belegen. Sie zeigten, dass das von ihnen untersuchte Nanofüllerkomposit nach der Bearbeitung mit 320 Grit Sandpapierscheiben und Super-Snap Disks (Shofu Dental) zusammen mit dem von ihnen verwendeten Ormocer die glatteste Oberfläche aufwies. Die Oberflächenrauigkeit wurde hier mit der Rauigkeit von Glasionomermaterial, Komposomen und Mikrofüllerkompositen, welche mit der gleichen Bearbeitungsmethode vorbereitet wurden, verglichen.

Nanopartikelkomposite stellen insgesamt eine sehr inhomogene Gruppe in Bezug auf ihre Oberflächenstruktur nach der Ausarbeitung dar. Einige zeigen eine signifikant glattere Oberfläche als Hybridkomposite, andere sind hingegen mit der Oberfläche der Hybridkomposite vergleichbar [Jung et al., 2007a; Jung et al., 2007b].

Nanopartikelkomposite mit hohem Füllkörpergehalt widerstehen am besten dem Verschleiß durch Bürsten und dem Abnutzungsprozess und zeigen eine glattere Oberfläche als Komposite mit niedrigerem Füllkörpergehalt [Senawongse & Pongprueksa, 2007].

Die klinische Verweildauer von Nanokompositfüllungen ist mit der von Keramikinlays zu vergleichen. Die Dreijahresüberlebensrate liegt für Nanokompositfüllungen bei 94% [Lange & Pfeiffer, 2009]. Ein direkter Vergleich zwischen dem Nanokomposit Filtek Supreme und einem Mikrohybridkomposit nach einer 3-jährigen klinischen Verweildauer in Klasse II Kavitäten wurde von Palaniappan et al. (2009) durchgeführt. Beide Komposite genügten nach 3 Jahren klinischer Verweildauer den ADA-Richtlinien von 2001 für zahnfarbene Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich [Palaniappan et al., 2009].

2.4 Bedeutung der Ausarbeitung und Politur von Kompositen

Sauerstoff beeinträchtigt die Polymerisation von Kompositen, so dass bei Luftzutritt die oberflächliche Schicht bis zu einer Tiefe von 150µm nicht ausreichend härtet. Dies macht das Ausarbeiten nach der Aushärtung und das damit verbundene Entfernen dieser Schicht unumgänglich [R. Marxkors, 2005; Ruyter, 1981]. Eine bearbeitete Kompositoberfläche ist gegenüber chemischen Reaktionen widerstandsfähiger und besitzt einen höheren Härtegrad [Collard et al., 1991]. In der Praxis ist es weiterhin kaum möglich beim Einbringen und Aushärten der Füllungsmaterialien eine exakte und übergangslose Adaptation an den Kavitätenrand zu erzielen. Krejci & Lutz (1984) stellten zur Ausarbeitung und Politur von Kompositen umfangreiche Überlegungen an. Sie unterteilen drei Ausarbeitungsschritte, das Grobausarbeiten, das Feinausarbeiten und das Polieren. Das Grobausarbeiten zielt auf das Entfernen von Überschüssen und der oberflächlichen Inhibitionsschicht ab. Das Feinausarbeiten, welches sich wiederum in Konturieren und Finieren unterteilen lässt, dient zur Konturierung der Oberfläche, so dass die Morphologie des Zahnes wieder hergestellt und die Füllungsoberfläche okklusal adjustiert werden kann. Das Finieren dient zur vorbereitenden Glättung der Oberfläche und zur definitiven Ausarbeitung der Füllungsänder. Beim Polieren werden die noch verbliebenen Rauigkeiten geglättet und somit eine homogen erscheinende und ästhetisch glänzende Oberfläche geschaffen [Krejci & Lutz, 1984]. Die Instrumente für die Ausarbeitung und Politur sind so aufeinander abgestimmt, dass ihre Schleifleistung abnimmt, der Glättungseffekt gleichzeitig zunimmt und weder Kompositmaterialien noch Zahnhartsubstanz beschädigt werden [Hellwig et al., 2007].

Das Glätten der Oberfläche ist zusätzlich nötig, damit das Anheften von Plaque erschwert wird. Eine raue Oberfläche erleichtert sekundär die Anlagerung von Plaque. Hierbei konnte beobachtet werden, dass die Plaqueakkumulation mit der Rautiefe zunimmt [Berastegui et al., 1992; Rimondini et al., 1997]. Dies begünstigt in der Folge die Bildung von Sekundärkaries [Bollen et al., 1997; Kawai & Urano, 2001; Kawai et al., 2000; Morgan, 2004] und Parodontitis [Claman et al., 1986; Nadarajah et al., 1997]. Hieraus resultiert die Forderung

nach einer möglichst glatten und homogenen Oberfläche, welche mit geeigneten Polierinstrumenten erreicht werden kann [Roeder et al., 2000].

Nach Auffassung von Willems et al. (1991) sollte bei der Ausarbeitung und Politur von Kompositen mindestens die Oberflächenqualität des antagonistischen Schmelzes erreicht werden. Hierzu werden in der Literatur Mittenrauwerte zwischen 0,25 bis 0,7 μ m für den natürlichen Schmelz angegeben [Kullmann, 1985; Willems et al., 1991].

Ein weiteres Qualitätskriterium für Kompositoberflächen stellen Farbstabilität und Glanz dar. Kompositoberflächen können durch Substanzen wie Tee, Kaffee, Cola, Rotwein oder Tabak chemisch angegriffen und verfärbt werden [Chan et al., 1980; Lu et al., 2003]. Hierbei konnte belegt werden, dass ein direkter Zusammenhang zwischen den vorhandenen Rauigkeitswerten und der Stärke der Verfärbungen vorlag [Hondrum & Fernández, 1997; Morgan, 2004]. Es besteht weiterhin eine direkte Beziehung zwischen Rauigkeit und Glanz einer Kompositfüllung. Somit zeigen glattere Füllungen ein ästhetisch besseres Ergebnis [Kameyama et al., 2008].

Patienten sind in der Lage Rauigkeitsunterschiede zwischen 0,25 bis 0,5 μ m mit ihrer Zunge zu unterscheiden [Jones et al., 2004]. Aus diesem Grund fordern Jones et al. (2004), dass eine Füllungsoberfläche eine Rauigkeit von 0,5 μ m nicht überschreiten sollte, damit Patienten diese nicht als störend empfinden.

2.5 Ausarbeitung und Politur

Die Ausarbeitung und Politur von Kompositoberflächen lässt sich in unterschiedliche Arbeitsschritte einteilen. Zu Beginn jeder Ausarbeitung steht die Überschussentfernung, anschließend wird die Füllungsoberfläche konturiert, finiert und abschließend poliert.

Für die Grobausarbeitung einer Kompositoberfläche werden verschiedenste Instrumente auf dem Markt angeboten, wie Hartmetallfinierer, diamantierte Instrumente und flexible Disc-Systeme. Das anschließende Finieren und Polieren erfolgt dann entweder mit unterschiedlichen aber aufeinander abgestuften Instrumenten, oder mit einstufigen Systemen. Hierfür stehen

Gummipolierer auf Silikonbasis, diamantimprägnierte Filzpolierer, siliciumcarbimidprägnierte Polierbürsten, flexible Disc-Systeme oder Polierpasten auf Diamant- oder Aluminium-oxidbasis zur Verfügung. Vergleicht man einstufige Systeme mit mehrstufigen Systemen, ist festzustellen, dass einstufige Systeme unter bestimmten Bedingungen ebenfalls eine klinisch ausreichend glatte Oberfläche hervorrufen können [Ozel et al., 2008; Watanabe et al., 2006].

Weiterhin muss man zwischen der Ausarbeitung und Politur von strukturierten Oberflächen, wie bei Klasse I Kavitäten, und der Ausarbeitung und Politur von leicht konvexen Oberflächen, wie bei Klasse III, IV und V Kavitäten, unterscheiden. Zum Ausarbeiten und Finieren im okklusalen Bereich werden starre rotierende Instrumente benötigt. Dies können unter anderem Diamant- und Hartmetallfinierer sein [Jung et al., 2005]. Das endgültige Polieren der Oberfläche erfolgt dann mit Gummipolierern, Filzpolierern, Polierbürsten oder Polierpasten.

Diamantfinierer eignen sich vor allem zum Grobausarbeiten und Konturieren von Kompositoberflächen, da ihr Abtrag höher ist als der von Hartmetallfinierern [Barbosa et al., 2005; Berastegui et al., 1992; Jung, 1997]. Durch ihr erhöhtes Abtragverhalten kommt es bei der Anwendung von Diamantfinierern im angrenzenden Schmelzbereich zu Mikrorissen. Aus diesem Grund wurde gefordert, dass der Schmelz geschont werden muss [Xu et al., 1997]. Die Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung mit Diamantfinierern oder Hartmetallfinierern wurde in einer Vielzahl von Studien untersucht. Die Mehrzahl der Studien kam zu dem Ergebnis, dass Diamantfinierer eine größere Oberflächenrauigkeit als Hartmetallfinierer hinterlassen [Jung, 1997; Jung et al., 2007b; Jung et al., 2003b; Roeder et al., 2000]. Pratten und Johnson (1988) hingegen konnten keinen Unterschied in der Oberflächenrauigkeit eines Komposites nach der Bearbeitung mit Diamant- und Hartmetallfinierern feststellen. Vereinzelt konnte auch nachgewiesen werden, dass Hartmetallfinierer eine größere Oberflächenrauigkeit als Diamantfinierer hinterlassen [Brackett et al., 1997; Lutz & Phillips, 1983]. Auch die Körnung der Diamantfinierer spielt eine Rolle für die Oberflächenrauigkeit von Kompositen.

Finierer mit feineren Körnungen liefern eine glattere Oberfläche als solche mit gröberem Körnung [Nagem Filho et al., 2003]. Nagem Filho et al. (2003) konnten keine frakturierten Teile oder Risse im Komposit nach der Bearbeitung mit Diamantfinierern feststellen. Hartmetallfinierer weisen eine signifikant kleinere Abtragsleistung im Vergleich zu Diamantfinierern auf [Jung, 1997] und haben aufgrund der schnelleren Abnutzung eine kürzere Standzeit [Kullmann, 1985]. Insgesamt werden Hartmetallfinierer in der Literatur unterschiedlich bewertet. Dies hängt jeweils vom zu bearbeitenden Komposittyp ab. Hartmetallfinierer wurden bei der Bearbeitung von Mikrofüllerkompositen in der Literatur überwiegend negativ bewertet [Krejci & Lutz, 1984]. Bei der Anwendung in Verbindung mit Hybrid-kompositen wurden die Ergebnisse überwiegend positiv bewertet [Berastegui et al., 1992; Jung, 1997, 2002; Kullmann, 1985].

Gummipolierer werden in vielen verschiedenen Arten auf dem Markt angeboten. Sie stellen insgesamt eine sehr inhomogene Gruppe in Bezug auf den jeweiligen Aufbau der Poliersysteme und deren Polierverhalten dar. Man muss dabei die verwendete Matrix, die darin eingebetteten Partikel und deren Korngröße, die Anzahl der Arbeitsschritte und das verwendete Komposit berücksichtigen. Häufig werden Polierer mit eingearbeiteten Silicium- oder Aluminiumoxidpartikeln verwendet. Zahlreiche Untersuchungen haben sich mit dem Polierverhalten von Gummipolierern mit Silicium- [Northeast & van Noort, 1988; Stoddard & Johnson, 1991; Tjan & Chan, 1989] und Aluminiumoxidpartikeln [Ashe et al., 1996; Stoddard & Johnson, 1991] beschäftigt. Northeast & van Noort (1988) kamen bei Vergleichen dieser beiden Poliererarten zu dem Ergebnis, dass Gummipolierer mit Siliciumpartikeln zu einer glatteren Oberfläche führen als solche mit Aluminiumoxidpartikeln. Vergleichsergebnisse zeigten, dass Gummipolierer eine deutlich rauere Oberfläche hinterlassen als das Sof-Lex System [Ashe et al., 1996; Bouvier et al., 1997; Koh et al., 2008; Stoddard & Johnson, 1991; Tjan & Chan, 1989]. Untersuchungen des mehrstufigen Astropol Poliersystems zeigten unterschiedliche Ergebnisse. In einigen Studien zeigte dieses System im Vergleich mit Sof-Lex rauere Oberflächen [Celik & Ozgunaltay, 2009; Gedik et al., 2005]. Andere Studien hingegen konnten nachweisen, dass Astropol

glattere Oberflächen als Sof-Lex erzeugte [Jung et al., 2003a; Jung et al., 2007a; Lu et al., 2003]. Auf dem Markt befinden sich inzwischen auch einstufige Gummipoliersysteme. Jung et al. (2007) kamen zu dem Ergebnis, dass das untersuchte System Enhance/PoGo glattere Oberflächen als Sof-Lex hervorrief. Eine weitere Studie kam jedoch zu dem Ergebnis, dass Sof-Lex niedrigere Oberflächenrauigkeiten als Enhance/PoGo erzeugte [Koh et al., 2008]. Für die Politur von Nanokompositen und dünnfließenden Kompositen können einstufige Gummipoliersysteme inzwischen erfolgreich eingesetzt werden [Korkmaz et al., 2008; Ozel et al., 2008].

Die Bearbeitung von Kompositoberflächen mit diamantimprägnierten Filzpolierern wurde bisher nur von wenigen Arbeitsgruppen untersucht [Jung, 2002; Jung et al., 2003a; Jung et al., 2005; Jung et al., 2004]. Diese Untersuchungen zeigten, dass die Oberflächenrauigkeit nach der Anwendung von diamantimprägnierten Filzpolierern stark von der vorangegangenen Ausarbeitungsmethode beeinflusst wurde. Bei der Ausarbeitung mit Diamantfinierern verschiedener Korngrößen, der Ausarbeitung mit Hartmetallfinierern mit unterschiedlicher Schneidenzahl oder der Ausarbeitung mit zwei Diamant- und einem Hartmetallfinierer und abschließender Politur durch diamantimprägnierten Filzpolierer konnten niedrigere Mittenrauwerte als bei der Ausarbeitung und Politur mit Sof-Lex Discs erzielt werden. Erfolgte jedoch die vorangehende Ausarbeitung nur mit einem 30µm Diamantfinierer, wurden deutlich höhere Mittenrauwerte als bei der Ausarbeitung und Politur mit Sof-Lex Discs erzielt.

Polierbürsten stellen ein System für die Anwendung im okklusalen Seitenzahnbereich dar. Bis zum heutigen Zeitpunkt liegen nur wenige Untersuchungen über das Polierverhalten dieser mit Siliciumcarbid imprägnierten Polierbürsten vor. Jung et al. (2005) konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen der Oberflächenrauigkeit nach der Verwendung mit Polierbürsten und drei weiteren Systemen (Diafix-oral, MPS-Gel, P 403-W) feststellen. Durch rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen konnte jedoch gezeigt werden, dass das Polierbürstensystem deutlich mehr grobe Riefen und Kanten hervorrief, als alle weiteren untersuchten Systeme [Jung et

al., 2005]. Schmidlin et al. (2002) konnten in ihrer Untersuchung ebenfalls das gute Polierverhalten von Polierbürsten nachweisen. Riefen oder Kanten zeigten sich in dieser Studie aber nicht. Die Bürsten sind zum Ausarbeiten von konkaven Oberflächen, anatomisch geformten Kauflächen sowie strukturierten Oberflächen geeignet. Sie polieren diese ohne die jeweiligen spezifischen Oberflächenbeschaffenheiten zu verändern [Krejci et al., 1999]. Durch das Ausarbeiten mit einem 30µm Diamantfinierer und dem anschließenden Polieren mit Polierbürsten resultierten nur ungenügend glatte Oberflächen. Somit kann diese Kombination nicht empfohlen werden [Jung et al., 2007a].

Northeast et al. (1988) kamen zu dem Ergebnis, dass Aluminiumoxidpolierpasten das Mittel der Wahl beim Polieren von okklusalen Füllungen darstellten. Sie erzeugten eine mit dem Sof-Lex System vergleichbar glatte Oberfläche auf Hybridkompositen und stopfbaren Kompositen [Northeast & van Noort, 1988; Ryba et al., 2002; Turssi et al., 2000]. Der Substanzabtrag durch Aluminiumoxidpaste war jedoch sehr gering [Northeast & van Noort, 1988]. Neben Aluminiumoxidpolierpaste wurde auch Diamantpolierpaste in mehreren Studien untersucht. Im direkten Vergleich ergab die Politur mit Diamantpolierpaste eine glattere Oberfläche auf Kunststoffen, welche für provisorische Kronenversogungen verwendet werden [Sen et al., 2002]. Zusätzlich zu dem alleinigen Einsatz von Polierpaste kann diese auch mit weiteren Poliersystemen kombiniert werden. In der Kombination mit dem Enhance System ergaben sich sehr gute Ergebnisse in Bezug auf die Oberflächenbeschaffenheit unterschiedlicher Komposite [Attar, 2007; Gedik et al., 2005].

Die Ausarbeitung und Politur von leicht konvexen Oberflächen erfordert im Gegensatz zu konturierten Oberflächen andere Systeme. Hier haben sich vor allem flexible Disc-Systeme bewährt, da sie sich flächig an die auszuarbeitende zahnfarbene Füllung anlegen können. Es befinden sich derzeit mindestens sechs unterschiedliche, jeweils aufeinander abgestufte Systeme auf dem Markt.

Als mehrstufiges Disc-System wurden vermehrt Sof-Lex Discs in Studien untersucht. Hierbei ergab sich, dass mit Sof-Lex Discs im Vergleich zu anderen Systemen eine glattere Oberfläche erzielt werden konnte [Barbosa et al., 2005;

Borges et al., 2004; Celik & Ozgunaltay, 2009; Gedik et al., 2005; Jung et al., 2007b; Koh et al., 2008; Radlanski & Best, 2007; Uctasli et al., 2007]. Das Sof-Lex Disc System ist in der Lage sowohl die Füllkörper als auch die umgebende Matrix gleichmäßig abzutragen und zu polieren [Roeder et al., 2000].

Diese Eigenschaft wurde auch für das ähnlich aufgebaute Sof-Lex XT System nachgewiesen. Eide und Tveit (1988) untersuchten das Sof-Lex XT System im Vergleich zu anderen Ausarbeitungs- und Poliersystemen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass dieses System im Bereich von Klasse III, IV und V Kavitäten effektiv eingesetzt werden kann. Scheibe et al. (2009) untersuchten Sof-Lex XT Discs im Vergleich zu Filzpolierern und dem PoGo System. Diese Untersuchung ergab, dass Sof-Lex XT größere Rauigkeiten als die anderen untersuchten Systeme hervorrief [Scheibe et al., 2009]. Andere Studien zeigten hingegen, dass das Sof-Lex XT System geringere Rauigkeiten als andere Poliersysteme hervorrufen kann [Eide & Tveit, 1990; Ryba et al., 2002; St Germain & Meiers, 1996]. Ein direkter Vergleich der beiden Sof-Lex Systeme ist in der Literatur bis heute nicht vorzufinden.

Das Super-Snap System zeigte im Vergleich mit Sof-Lex Discs ein ebenso gutes Ergebnis bei der Anwendung auf unterschiedlichen lighthärtenden zahnfarbenen Füllungsmaterialien [da Costa et al., 2011; Radlanski & Best, 2007; Setcos et al., 1999]. Auch im Vergleich mit anderen Poliersystemen produzierte das Super-Snap System die geringsten Rauigkeitswerte bei der Anwendung auf Nanokompositen [Baseren, 2004; Watanabe et al., 2006]. Im direkten Vergleich zum einstufigen PoGo System konnte das Super-Snap System vergleichbare Oberflächenrauigkeiten auf einem stopfbaren Komposit (Solitaire II) hervorrufen. Bei der Anwendung auf einem Hybridkomposit (Esthet-X) waren die Oberflächenrauigkeiten nach der Anwendung von Super-Snap größer als nach der Anwendung von PoGo [Bashetty & Joshi, 2010]. Watanabe et al. (2005) zeigten, dass das Super-Snap System geringere Oberflächenrauigkeiten als einstufige Poliersysteme hervorrufen kann.

Obwohl die besprochenen Disc-Systeme sehr gute Ergebnisse in Bezug auf ihr Polierverhalten zeigten, ist ihr Einsatz auf planen und leicht konvexen Oberflächen begrenzt. Im okklusionstragenden Bereich mit Höcker-Fissuren-

Relief können sie nicht eingesetzt werden, ohne dass das Relief beschädigt wird [Baseren, 2004; Krejci et al., 1999; Northeast & van Noort, 1988].

Weiterhin muss man unterscheiden, unter welchen Nutzungsbedingungen flexible Discs eingesetzt werden. Die Herstellerempfehlungen zur Anwendung von Wasserkühlung sind unterschiedlich. Dies spiegelt sich auch in der Literatur wieder. Senawongse & Pongprueksa (2007) untersuchten das Sof-Lex System ohne die Anwendung von Wasserkühlung. Es liegen jedoch auch Studien vor, in denen das genannte System in Kombination mit Wasserkühlung während der Anwendung untersucht wurde [Jung et al., 2007a; Jung et al., 2007b; Nagem Filho et al., 2003; van Dijken & Ruyter, 1987]. Auch das Sof-Lex XT System und das Super-Snap System wurden ohne den Einsatz von Wasserkühlung untersucht [Eide & Tveit, 1988; Watanabe et al., 2006]. Koh et al. (2008) untersuchten das Opti Disc-System in Kombination mit Wasserkühlung. Ein direkter Vergleich zwischen der Bearbeitung mit und ohne Wasserkühlung innerhalb eines Versuchsaufbaus wurde an vier unterschiedlichen Kompositen durchgeführt. Es konnte eine signifikant glattere Oberfläche nach der Bearbeitung ohne Wasserkühlung im Vergleich zur Bearbeitung mit Wasserkühlung beobachtet werden [Dodge et al., 1991].

Auch die Umdrehungszahl bei der Anwendung von flexiblen Disc-Systemen muss bei der Untersuchung der resultierenden Oberflächenrauigkeiten berücksichtigt werden. Hierzu gibt es in der Literatur sehr unterschiedliche Angaben. Die angewendeten Umdrehungszahlen reichten von 3000 U/min [Jung et al., 2007a; Jung et al., 2007b] bis zu 24000 U/min [Eide & Tveit, 1988]. Vergleichende Untersuchungen über den Zusammenhang von Umdrehungszahl und Oberflächenrauigkeit liegen bis zum heutigen Zeitpunkt nicht vor.

2.6 Methoden zur Beurteilung von Kompositoberflächen

Die Beurteilung der Rauigkeit und Mikrostruktur einer Oberfläche ist mit dem menschlichen Auge nur in begrenztem Maße möglich. Um die Oberflächenbeschaffenheit eines Prüfkörpers zu beschreiben, sind unterschiedliche Unter-

suchungsmethoden verfügbar. Im Wesentlichen unterscheidet man quantitative und qualitative Verfahren zur Evaluation von Oberflächen.

2.6.1 Quantitative Beurteilung

Die in der Zahnheilkunde am häufigsten eingesetzte Methode zur quantitativen Beurteilung von Oberflächen ist die sogenannte Profilometrie. Bei der Profilometrie handelt es sich um ein elektronisches Tastschnittverfahren, welches die grafische Darstellung von Oberflächen ermöglicht. Ein entsprechender Messplatz besteht aus einem Mikrotaster, einem Vorschubgerät und einem Gerät zur Auswertung der erhaltenen Daten. Der Mikrotaster tastet das Profil der Oberfläche entlang einer Schnittlinie ab und übermittelt die Messwerte weiter zur Auswertung. Die Erfassung der horizontalen Daten erfolgt durch das Vorschubgerät, die vertikalen Daten werden vom Mikrotaster erfasst.

Das Abtasten der Oberfläche kann taktil mithilfe eines mechanischen Tasters oder mit einem optischen Mikrotaster erfolgen. Der mechanische Taster ist mit einer Diamantspitze ausgestattet und kann Unebenheiten durch direktes Abfahren der Probe erfassen. Die Radien der Diamantspitze liegen meist zwischen 2,5 und 10µm. Das mechanisch erfasste Signal wird in ein elektrisches umgewandelt und zur Auswertung weiter vermittelt. Ein Nachteil des mechanischen Tasters liegt darin, dass er nur begrenzt auf gekrümmten Oberflächen zum Einsatz kommen kann. Zusätzlich werden durch das Abtasten, in Abhängigkeit von der Härte der zu untersuchenden Oberfläche, Furchen produziert und dadurch ist eine Verfälschung der Messergebnisse möglich und ein erneutes Abtasten mit reproduzierbaren Werten eingeschränkt [Heintze et al., 2006; Wassell et al., 1994]. Whitehead et al. (1999) konnten nachweisen, dass die Messungen durch mechanische Taster die Rauigkeit einer Oberfläche unterschätzen. Dies liegt auch darin begründet, dass Strukturen von Oberflächen einen geringeren Durchmesser als die Diamantspitze des Tasters aufweisen können. Die Messeinrichtung ist somit nicht in der Lage, diese feindimensionierten Strukturen zuverlässig abzubilden [Whitehead et al., 1999].

Als Alternative zu mechanischen Tastern werden in wissenschaftlichen Untersuchungen häufig optische Taster verwendet, sogenannte Lasertaster [Jung, 2002; Jung et al., 1997; Jung et al., 2007a; Jung et al., 2007b; Jung et al., 2003b; Wassell et al., 1994]. Der Vorteil dieser Methode liegt in ihrem berührungslosen Erfassen der Oberfläche. Somit werden keine Schäden auf der zu untersuchenden Oberfläche produziert. Beim Messvorgang werden Laserstrahlen mit einer Wellenlänge von $780\mu\text{m}$ auf die Probenoberfläche fokussiert. Die Reflexion der Strahlen wird dann in einem Mikroobjektiv abgebildet. Dies erzeugt ein Signal im Fokusedetektor. Ein Elektromotor wird so gesteuert, dass der Fokus (Durchmesser $1\mu\text{m}$) immer auf der Oberfläche der Probe liegt. Das Nachfokussieren erfolgt durch Vertikalbewegungen der Tastspitze. Diese Vertikalbewegungen der Tastspitze führen zu Auslenkungen, welche in elektrische Signale umgewandelt werden. Aus diesen elektrischen Signalen und der damit verbundenen Vertikalbewegung werden die Messwerte ermittelt.

Um nicht nur eine einzelne Messstrecke einer Probe erfassen zu können, sondern eine annähernd dreidimensionale Darstellung zu ermöglichen, bedient man sich des Verfahrens der Parallelaufzeichnung. Hierzu werden mehrfach parallel liegende Tastschnitte des Prüfkörpers aufgezeichnet. Die einzelnen Tastschnitte liegen in definierten Abständen zueinander. Die zur Parallelaufzeichnung erforderliche Querverschiebung des Prüfkörpers erfolgt manuell oder mithilfe einer vollautomatisch angesteuerten Antriebseinheit.

Ein Vergleich von mechanischen und optischen Tastern ergab, dass mechanische Taster eher die durch die Politur hervorgerufene Rauigkeit wiedergeben, optische Taster eher die Struktur des Materials selbst [Joniot et al., 2006].

Die Charakterisierung der Rauigkeit einer Oberfläche erfolgt durch die Angabe unterschiedlicher Oberflächenparameter. Diese werden durch die Werte R_a , R_{max} und R_z gekennzeichnet. Der arithmetische Mittenrauwert R_a stellt innerhalb der Messstrecke den arithmetischen Mittelwert der absoluten Werte der Profilabweichungen dar [Deutsche Norm, 1995b]. Definitionsgemäß ist die gemittelte Rautiefe R_z das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen Z_i fünf aneinander

grenzender Einzelmessstrecken [Deutsche Norm, 1995a]. R_{\max} beschreibt die Rautiefe, die gemäß der Definition die größte der auf der gesamten Messstrecke vorkommenden Einzelrautiefen ist [Deutsche Norm, 1995a]. Zusätzlich zu diesen Parametern lässt sich auch das Profillängenverhältnis LR bestimmen. LR ist nach DIN Norm 4762/1 definiert als das Verhältnis zwischen der gestreckten Profillänge und der Länge der Messstrecke [Deutsche Norm, 1995a]. Unter gestreckter Profillänge versteht man dabei die Länge des vorher unebenen Profils, nachdem es zu einer ebenen Linie ausgezogen wurde. Dieser Parameter erlaubt es, sowohl die vertikale als auch die horizontale Dimension zu bestimmen. Somit lassen sich Rückschlüsse auf die Anzahl der Profilunregelmäßigkeiten ziehen [Jung et al., 1997].

R_a ist in der zahnärztlichen Literatur der gebräuchlichste Wert zur Erfassung von Oberflächenrauigkeiten und wurde von zahlreichen Autoren zur quantitativen Beschreibung von Oberflächen angewendet, wie bei Chung (1994), Joniot et al. (2006), Kameyama et al. (2008), Koh et al. (2008), Lu et al. (2003), Nagem Filho et al. (2003), Ozel et al. (2008), Quirynen et al. (1990), Roeder et al. (2000), Uctasli et al. (2007), Wassell et al. (1994) und Yap et al. (2004). Im Gegensatz zum häufig verwendeten Mittenrauwert R_a werden die Parameter R_{\max} [Berastegui et al., 1992] und R_z [Berastegui et al., 1992; Whitehead et al., 1995, 1999] seltener angewendet. Die Bewertung der Oberflächenrauigkeit nur mithilfe der Mittenrauwerte aus R_a ist aber laut Whitehead et al. (1999) nicht aussagekräftig genug. R_a zeigt nach deren Aussage eine vereinfachte Form der Amplituden einer Oberfläche, aber nicht deren Gesamtprofil. In Kombination mit der gemittelten Rautiefe R_z ergibt sich ein verbessertes Gesamtbild der Oberfläche [Whitehead et al., 1999]. Es sollten also solche Parameter in Kombination zueinander gewählt werden, die Auskunft über die Oberflächenrauigkeit und die Form der Oberfläche geben können [Whitehead et al., 1995].

2.6.2 Qualitative Beurteilung

Die qualitative Beurteilung von Proben stellt eine weitere Methode zur Oberflächenbewertung dar. In vielen Studien wird sie ergänzend zur Profilometrie herangezogen, wie bei Ashe et al. (1996), Jung (1997, 2002),

Jung et al. (1997), Jung et al. (2003b), Krejci et al. (1999), Northeast & van Noort (1988), Schmidlin et al. (2002), Stoddard & Johnson (1991) und Tjan & Chan (1989). Durch das Verfahren der qualitativen Beurteilung lassen sich materialbedingte von bearbeitungsbedingten Rauigkeiten unterscheiden. Hierbei ist zum Beispiel das Auftreten einer Schmierschicht nach der Bearbeitung ohne Wasserkühlung nur durch eine qualitative Beurteilung nachweisbar. Die Rasterelektronenmikroskopie (REM) ist ein System zur qualitativen Beurteilung. Dabei wird ein Elektronenstrahl in einem bestimmten Muster über den Prüfkörper geführt. Wechselwirkungen zwischen den Elektronen und dem Objekt erzeugen das Bild. Der Vorteil liegt in der großen Tiefenschärfe. Es ließ sich mithilfe der REM nachweisen, dass die Kompositmatrix selektiv poliert wurde und die Füllkörper des Komposits nahezu unpoliert blieben [Northeast & van Noort, 1988; Tjan & Chan, 1989]. Mehrere Untersucher nutzten die REM in Kombination mit Profilometrie, wie bei Jung (1997, 2002), Jung et al. (2007b), Jung et al. (2003b), Jung et al. (2004), Ozel et al. (2008), Pratten & Johnson (1988), Radlanski & Best (2007), Roulet & Roulet-Mehrens (1982), Scougall-Vilchis et al. (2009) und Suzuki et al. (1995).

3. Material und Methode

Der Versuchsaufbau hatte zum Ziel, die Oberflächenstruktur eines Nanokomposites nach der Bearbeitung mit sechs unterschiedlichen Disc-Systemen zu bewerten. Die Bearbeitung der Prüfkörper mit Discs erfolgte unter vier unterschiedlichen Bedingungen (Abb. 2); in Gruppe 1 wurden die vorher hergestellten Prüfkörper bei 5000 U/min mit Wasserkühlung bearbeitet, in Gruppe 2 bei 10000 U/min mit Wasserkühlung, in Gruppe 3 bei 5000 U/min ohne Wasserkühlung und in Gruppe 4 bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung. Die Bearbeitung erfolgte jeweils mit 6 flexiblen Disc-Systemen. Zur anschließenden Beurteilung der Probenoberfläche wurde die optische laserbasierte Profilometrie sowie die Untersuchung mittels Raster-elektronenmikroskopie herangezogen.

In einem separaten Versuchsaufbau wurde der Einfluss der Materialeigenschaften der Disc-Systeme, insbesondere die Steifigkeit der Discs, auf deren Polierverhalten untersucht. Dazu wurde der Anpressdruck der Disc-Systeme gegen eine schiefe Ebene ermittelt.

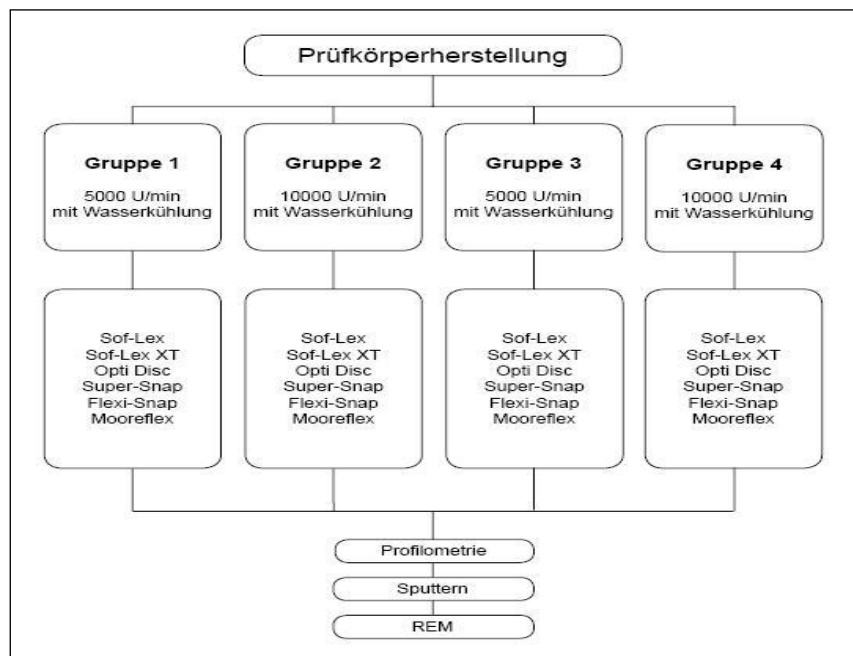


Abbildung 2: Überblick über den Versuchsaufbau zur Bearbeitung von Nanokomposit-Prüfkörpern mit flexiblen Disc-Systemen. Pro Gruppe jeweils n=48 Prüfkörper.

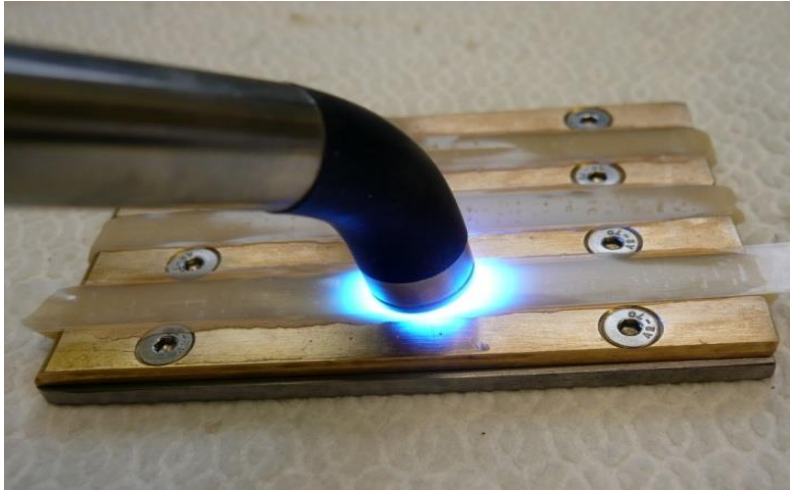


Abbildung 4: Aushärten der Prüfkörper durch eine Polymerisationslampe in der Metallschablone

Um eine standardisierte Oberfläche der Prüfkörper zu erreichen, wurden diese mit einer 400 Grit Sandpapierscheibe (Leco Corporation, St Joseph, MI, USA) unter Wasserberieselung bei 400g Belastung 5 Minuten lang bearbeitet. Dieses erfolgte durch Montage der Prüfkörper auf dem Exakt-Trennschleifsystem (Exakt-Apparatebau O. Hermann, Norderstedt).

Anschließend wurden die Prüfkörper unter einem Stereomikroskop (Stemi SV 6, Snn.-Nr. 138824 00/90, Zeiss, Göttingen) auf Unebenheiten der Oberfläche, Lufteinschlüsse oder Fremdkörper untersucht. Fehlerhafte Prüfkörper wurden aussortiert. Die Prüfkörper wurden nun bei 100% Luftfeuchtigkeit in einer feuchten Kammer bei Zimmertemperatur zwei Wochen aufbewahrt.

3.3 Flexible Disc-Systeme

3.3.1 Sof-Lex (3M ESPE, Seefeld)

Das Sof-Lex System ist einseitig mit Aluminiumoxidpartikeln beschichtet. Der Hersteller bietet Discs mit 9,5mm Durchmesser und 12,7mm Durchmesser an. Im Zentrum der Disc befindet sich ein Metallring, welcher zur Montage auf dem Mandrell dient. Unterschiedlich große Aluminiumoxidpartikel definieren vier Abstufungen der Discs. Discs mit einer Korngröße von 50-90µm dienen der groben Ausarbeitung. Bei der mittleren Stufe liegen Korngrößen von 10-40µm vor, welche zum Konturieren vorgesehen sind. Scheiben mit 3-9µm Korngröße sind zum Finieren geeignet, Discs mit 1-7µm Korngröße zum Polieren [3MEspe]. Zur Unterscheidung der einzelnen Abstufungen sind die Discs eingefärbt. Dadurch sind die groben Discs an ihrer schwarzen Färbung, die mittleren an ihrer dunkelblauen Färbung, die feinen an ihrer himmelblauen Färbung und die superfeinen an ihrer hellblauen Färbung erkennbar (Abb. 5).

Im vorliegenden Versuch wurden Discs mit einem Durchmesser von 12,7mm in allen vier Abstufungen verwendet.

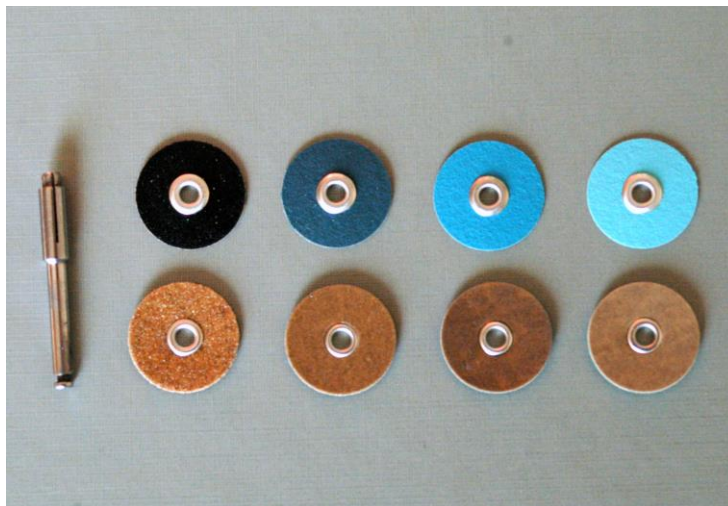


Abbildung 5: Sof-Lex System (v.l.n.r.) Mandrell, Abstufung grob, mittel, fein und sehr fein. In der oberen Reihe die farbkodierte unbelegte Rückseite, in der unteren Reihe die Arbeitsseite mit Abrasivpartikeln

3.3.2 Sof-Lex XT (3M ESPE, Seefeld)

Dieses flexible Disc-System ist ähnlich aufgebaut wie das Sof-Lex System. Es liegt hier jedoch eine dünnere Scheibenkonstruktion vor, welche insbesondere für das Konturieren und Polieren schlecht zugänglicher approximaler Restaurationen geeignet ist. Es werden Discs mit einem Durchmesser von 12,7mm und 9,5mm vom Hersteller angeboten. Im Zentrum der Discs befindet sich ein Metallring, welcher zur Montage auf dem Mandrell dient. Die Discs sind ebenfalls mit Aluminiumoxidpartikeln beschichtet und in vier Abstufungen für den klinischen Gebrauch verfügbar. Dabei entspricht die Korngröße dem des vorher spezifizierten Sof-Lex Systems. Diese liegt bei 50-90 μ m für die groben Discs, bei 10-40 μ m für die mittleren Discs, bei 3-9 μ m für die feinen Discs und bei 1-7 μ m für die sehr feinen Discs [3MEspe]. Zur Unterscheidung der unterschiedlichen Abstufungen sind die Discs eingefärbt. Dadurch sind die groben Discs an ihrer dunkelorange Färbung, die mittleren Discs an ihrer orangen Färbung, die feinen Discs an ihrer hellorange Färbung und die superfeinen an ihrer gelben Färbung erkennbar (Abb. 6).

Im vorliegenden Versuch wurden Discs mit einem Durchmesser von 12,7mm in allen vier Abstufungen verwendet.

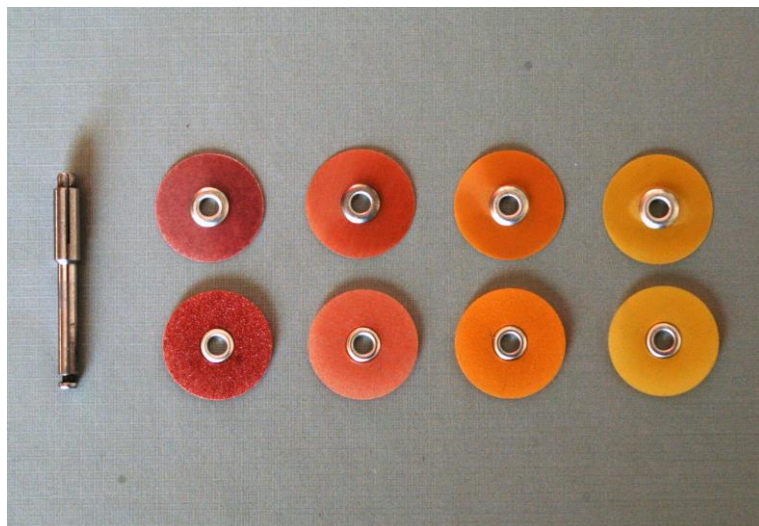


Abbildung 6: Sof-Lex XT Systeme, (v.l.n.r.) Mandrell, Abstufung grob, mittel, fein und sehr fein. In der oberen Reihe die farbkodierte unbelegte Rückseite, in der unteren Reihe die Arbeitsseite mit Abrasivpartikeln.

3.3.3 Opti Disc (KerrHawe, Bioggio, Schweiz)

Das Opti Disc-System ist einseitig mit Aluminiumoxidpartikeln beschichtet. Es ist für den klinischen Gebrauch in drei Durchmessern erhältlich (9,6mm, 12,6mm und 15,9mm). Im Zentrum der Discs befindet sich ein Kunststoffring, welcher zum Befestigen des Mandrells dient und durch seine Farbkodierung die unterschiedlichen Abstufungen kennzeichnet. Hierfür ist die grobe Abstufung schwarz eingefärbt, die mittlere Abstufung blau, die feine Abstufung hellblau und die extrafeine Abstufung weiß (Abb. 7). Die mittlere Korngröße liegt bei ca. 80µm für die groben Discs, bei ca. 40µm für die mittleren Discs, bei ca. 20µm für die feinen Discs und bei ca. 10µm für die extrafeinen Discs [kerrDental, 2012].

Im vorliegenden Versuch wurden Discs mit einem Durchmesser von 12,6mm in allen vier Abstufungen verwendet.

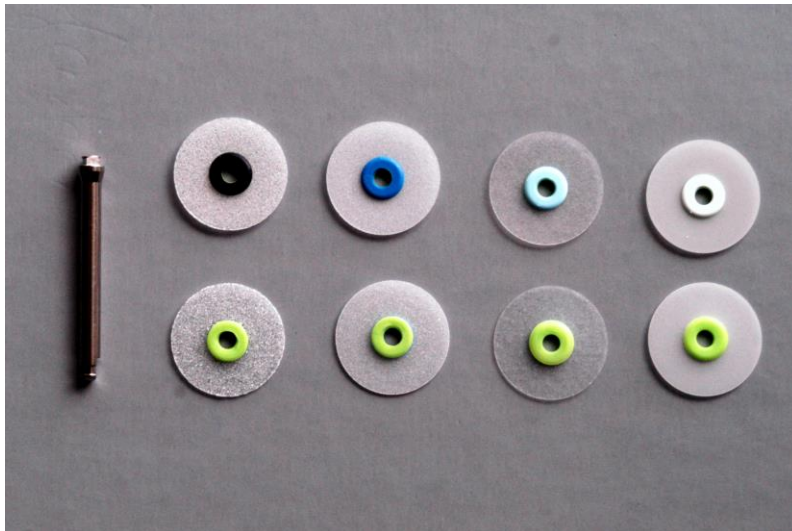


Abbildung 7: Opti Disc-System (v.l.n.r.) Mandrell, Abstufung grob, mittel, fein, extrafein. In der oberen Reihe die unbelegte Seite, in der unteren Reihe die jeweils mit Abrasivpartikeln belegte Arbeitsseite.

3.3.4 Super-Snap (Shofu Dental GmbH, Ratingen)

Super-Snap Discs sind in den Abstufungen grob und mittel mit Siliziumkarbidpartikeln und in den Abstufungen fein und extrafein mit Aluminiumoxidpartikeln beschichtet. Sie sind für den klinischen Gebrauch in den Durchmessern 12mm (Standard) und 8mm (Mini) erhältlich. Im Zentrum der Discs befindet sich eine Kunststoffhalterung, welche zur Befestigung der Discs am Mandrell dient. Es sind vier Abstufungen mit unterschiedlichen Korngrößen erhältlich. Die Abstufung grob ist in beiden Größen immer nur stirnseitig beschichtet, die drei weiteren Abstufungen sind in beiden Größen jeweils nur stirnseitig oder auch beidseitig beschichtet lieferbar. Die mittlere Partikelgröße der Abstufungen liegt bei ca. 60µm für die groben Discs, bei ca. 30µm für die mittleren Discs, bei ca. 20µm für die feinen Discs und bei ca. 7µm für die extrafeinen Discs [ShofuDental, 2012]. Zur Unterscheidung der jeweiligen Abstufung sind die Discs eingefärbt. Die groben Discs sind durch ihre schwarze Färbung, die mittleren durch ihre violette Färbung, die feinen durch ihre grüne Färbung und die extrafeinen durch ihre rote Färbung erkennbar (Abb. 8).

Im vorliegenden Versuch wurden Discs der Größe Standard 12mm in allen vier Abstufungen einseitig beschichtet verwendet.

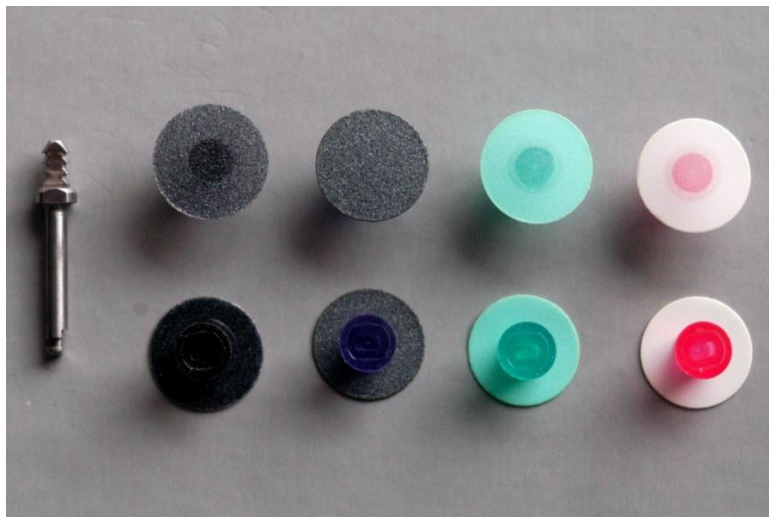


Abbildung 8: Super-Snap System (v.l.n.r.) Mandrell, Abstufung grob, mittel, fein und extrafein. In der oberen Reihe die mit Abrasivpartikeln belegte Arbeitsseite, in der unteren Reihe die Rückseite mit der Kunststoffhalterung für das Mandrell.

3.3.5 Flexi-Snap (Edenta AG, Schweiz)

Flexi-Snap Discs sind doppelseitig mit Aluminiumoxidpartikeln beschichtet. Sie werden in den Durchmessern 12mm und 8mm für den klinischen Gebrauch angeboten. Im Zentrum der Discs befindet sich eine Kunststoffhalterung, welche zur Befestigung der Discs am Mandrell dient. Es sind vier Abstufungen mit unterschiedlichen Korngrößen erhältlich. Die mittlere Partikelgröße der jeweiligen Abstufungen liegt bei 151 μ m für die groben Discs, bei 107-126 μ m für die mittleren Discs, bei 40 μ m für die feinen Discs und bei 15 μ m für die ultrafeinen Discs [Edenta, 2012]. Zur Unterscheidung der jeweiligen Abstufung sind die Discs eingefärbt. Die groben Discs sind durch ihre grüne Färbung, die mittleren Discs durch ihre blaue Färbung, die feinen Discs durch ihre rote Färbung und die extrafeinen Discs durch ihre weiße Färbung erkennbar (Abb. 9).

Im vorliegenden Versuch wurden Scheiben mit 12mm Durchmesser in allen vier Abstufungen verwendet.



Abbildung 9: Flexi-Snap System (v.l.n.r.) Mandrell, Abstufung grob, mittel, fein und ultrafein. In der oberen Reihe die mit Abrasivpartikeln belegte Arbeitsseite, in der unteren Reihe die Rückseite mit der Kunststoffhalterung für das Mandrell.

3.3.6 Mooreflex Scheiben (Kentzler Kaschner Dental, Ellwangen)

Mooreflex Scheiben sind einseitig mit Aluminiumoxidpartikeln beschichtet. Sie sind mit einem Standard Metallzentrum in den Durchmessern 13mm und 16mm erhältlich und mit einem Mini Metallzentrum in den Durchmessern 9mm, 13mm und 16mm. Das Metallzentrum dient zur Befestigung der Discs am Mandrell. Es werden vier Abstufungen der Korngrößen angeboten. Die durchschnittliche Korngröße liegt bei ca. 123 μm für die groben Discs, bei ca. 30 μm für die mittleren Discs, bei ca. 9 μm für die feinen Discs und bei ca. 5 μm für die ultrafeinen Discs [Kentzler-KaschnerDental, 2012]. Zur Unterscheidung der jeweiligen Abstufung sind die Discs eingefärbt. Die groben Discs sind durch ihre weiße Färbung, die mittleren Discs durch ihre grüne Färbung, die feinen Discs durch ihre blaue Färbung und die ultrafeinen Discs durch ihre gelbbraune Färbung erkennbar (Abb. 10).

Im vorliegenden Versuch wurden Discs mit Mini Metallzentrum und einem Durchmesser von 13mm in allen vier Abstufungen verwendet.



Abbildung 10: Mooreflex System (v.l.n.r.) Mandrell, Abstufung grob, mittel, fein und ultrafein. In der oberen Reihe die unbelagte Seite, in der unteren Reihe die jeweils mit Abrasivpartikeln belegte Arbeitsseite.

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht der untersuchten Disc-Systeme in den jeweiligen Abstufungen mit genauen Angaben zu Bestellnummern, zur Art der Abrasivpartikel, Korngrößen der Abstufungen und Chargen Bezeichnungen.

Tabelle 1: Übersicht der untersuchten Disc-Systeme

Produkt Hersteller	Bestell Nr.	Art der Abrasivpartikel	Korngröße der Abstufung	Chargen Bezeichnung
Sof-Lex 3M ESPE, Seefeld	Schwarz / grob: 1982C Dunkelblau / mittel: 1982M Himmelblau / fein: 1982F Hellblau / superfein: 1982SF	Al ₂ O ₃	Schwarz / grob = 50-90µm Dunkelblau / mittel = 10-40µm Himmelblau / fein = 3-9µm Hellblau / superfein = 1-7µm	- Grob N114457 - Mittel P080725 -Fein P080624 - Superfein P080724
Sof-Lex XT 3M ESPE, Seefeld	Dunkelorange / grob: 2382C Orange / mittel: 2382M Hellorange / fein: 2382F Gelb / superfein: 2382SF	Al ₂ O ₃	Dunkelorange / grob = 50-90µm Orange / mittel = 10-40µm Hellorange / fein = 3-9µm Gelb / superfein = 1-7µm	- Grob N113898 - Mittel P080722 - Fein P080730 - Superfein P080731
Super-Snap Shofu Dental, Ratingen	Schwarz / grob: L506 Violett / mittel: L508 Grün / fein: L501 Rot / extrafein: L502	grob und mittel = SiC fein und extrafein = Al ₂ O ₃	Schwarz / grob = 60µm Violett / mittel = 30µm Grün / fein = 20µm Rot / extrafein = 7µm [Shofu Dental, Ratingen]	-grob LOT 0108007 -mittel LOT 0508011 -fein LOT 0308001 -extrafein LOT 0308003
Opti Disc KerrHawe, Bioggio, Schweiz	Komposit Surface Treatment Kit: 4200	Al ₂ O ₃	Schwarz / grob = 80µm Blau / mittel = 40µm Hellblau / fein = 20µm Weiß / extrafein = 10µm	Komposit Surface Treatment Kit LOT 2954920
Flexi-Snap Edenta, Schweiz	Grün / grob: 1260UM Blau / mittel: 1270UM Rot / fein: 1280UM Weiß / ultrafein: 1290UM	Al ₂ O ₃	Grün / grob = 151µm Blau / mittel = 107-126µm Rot / fein = 40µm Weiß / ultrafein = 15µm	-grob LOT T05.002 -mittel LOT T05.003 -fein LOT T04.001 -ultrafein LOT T01.006
Mooreflex Scheiben Kentzler-Kaschner Dental, Ellwangen	Weiß / grob: REF00792 Grün / mittel: REF00793 Blau / fein: REF00794 Gelbbraun / ultrafein: REF00795	Al ₂ O ₃	Weiß / grob = 123 µm Grün / mittel = 30 µm Blau / fein = 9 µm Gelbbraun / ultrafein = 5 µm	-grob LOT R908/53 -mittel LOT 0742 -fein LOT R778/53 -ultrafein LOT I065

3.4 Die Bearbeitungsverfahren

Identische Prüfkörper wurden nach dem Zufallsprinzip vier verschiedenen Bearbeitungsverfahren zugeordnet. Es wurden zwei Bearbeitungsmodi (mit und ohne Wasserkühlung) und zwei Drehzahlbereiche (5000 U/min und 10000 U/min) definiert.

- Gruppe 1 bei 5000 U/min mit Wasserkühlung
- Gruppe 2 bei 10000 U/min mit Wasserkühlung
- Gruppe 3 bei 5000 U/min ohne Wasserkühlung
- Gruppe 4 bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung

Insgesamt wurden aus jeder Gruppe 8 Prüfkörper pro Disc-System bearbeitet. Daraus ergab sich bei sechs Disc-Systemen ein Probenumfang von n=48 Prüfkörper je Gruppe und ein Gesamtprobenumfang von n=192 Prüfkörpern (Tab. 2).

Tabelle 2: Einteilung der Bearbeitungsverfahren in Gruppen

System	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
Sof-Lex n=32	5000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	10000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	5000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8	10000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8
Sof-Lex XT n=32	5000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	10000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	5000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8	10000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8
Opti Disc n=32	5000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	10000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	5000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8	10000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8
Super-Snap n=32	5000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	10000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	5000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8	10000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8
Flexi-Snap n=32	5000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	10000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	5000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8	10000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8
Mooreflex n=32	5000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	10000 U/min Mit Wasserkühlung n=8	5000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8	10000 U/min Ohne Wasserkühlung n=8

Zusätzlich zu den 4 bearbeiteten Gruppen wurde eine Kontrollgruppe gebildet. Diese bestand ebenfalls aus 8 Prüfkörpern. Die Prüfkörper wurden nach dem gleichen Verfahren hergestellt. Nach Entfernung des Kunststoffstreifens wurde die Oberfläche allerdings nicht weiter bearbeitet. Die spätere Vermessung durch den Lasertaster erfolgte auf der unbearbeiteten Oberfläche.

3.5 Bearbeitung der Kompositoberfläche

Um eventuelle Gewöhnungs- und Lerneffekte auszuschließen, wurde eine Randomisierungsliste für das verwendete Disc-System und hinsichtlich der Variablen „Umdrehungszahl“ und „Wasserkühlung“ erstellt. Somit war die Auswahl eines Prüfkörpers zu einer der vier Gruppen nicht willkürlich, sondern erfolgte streng nach der in der Liste vorgegebenen randomisierten Reihenfolge.

Des Weiteren wurde die Anzahl der Prüfkörper auf zwei Personen mit unterschiedlich langer praktischer Erfahrung hälftig zur Bearbeitung aufgeteilt.

Die Prüfkörper wurden an einer Haltevorrichtung fixiert, um eine reproduzierbare und sichere Positionierung während der Ausarbeitung zu gewährleisten.

Um identische Bedingungen zu schaffen, wurden alle Prüfkörper an derselben Behandlungseinheit (Sirona M1, Siemens, Bensheim) bearbeitet. Es wurde ausnahmslos dasselbe blaue Winkelstück (20 LH Intramatic Lux 3 mit Kopfteil 68 LH, KaVo, Biberach/Riss) benutzt. Die Drehzahlbestimmung der in das Winkelstück eingespannten Mandrelle erfolgte mittels eines Laser-Drehzahlmessers (DT-10L, Voltcraft, Hirschau).

Die Bearbeitung der Prüfkörper erfolgte manuell. Der Bewegungsablauf wurde als wischende Bewegung in immer gleicher Richtung definiert. Dies erfolgte in Anlehnung an die Studie von Fruits et. al (1996). Die Bearbeitungszeit der Prüfkörper lag pro Abstufung bei 20 Sekunden, daraus resultiert eine Gesamtbearbeitungszeit pro Prüfkörper von 80 Sekunden. Die flexiblen Discs wurden jeweils nur einmal benutzt und nach einer Prüfkörperbearbeitung durch neue Discs ersetzt.

Zur Beseitigung von Bearbeitungsrückständen wurden die Prüfkörper anschließend mit 70%igem Ethanol gereinigt, mit einem Wasserstrahl gespült und unter Luftstrom getrocknet.

3.6 Quantitative Beurteilung

In der vorliegenden Studie wurde zur Evaluierung der Oberfläche die Methode der Rauigkeitsmessung mit einem elektronischen Tastschnittgerät gewählt. Diese Methode ermöglicht eine quantitative Aussage über die Oberflächenbeschaffenheit der Prüfkörper.

Die profilometrische Oberflächenuntersuchung der bearbeiteten Prüfkörper wurde mithilfe des Perthometer S8P (Mahr GmbH, Göttingen) durchgeführt.

Der komplette Messplatz besteht aus einem Mikrotaster, einem Vorschubgerät und dem Perthometer S8P (Abb. 11).

Der gesamte Messplatz war im Rahmen der vorliegenden Studie auf einem pneumatisch gelagerten Messtisch (VW-3036-OPT-0330-, Newport, Fountain Valley, USA) platziert, um Beeinflussungen der Messergebnisse durch Erschütterungen oder Schwingungen zu vermeiden.



Abbildung 11: Optischer Mikrotaster Focodyn zur Erfassung der Mikrostruktur der abzutastenden Oberfläche, gekoppelt an das Vorschubgerät PRK. Am linken Rand der vollautomatisch gesteuerte Vorschubtisch zur Ausführung des Modus Parallelaufzeichnung.

Der optische Mikrotaster Focodyn (Rodenstock, München) ist ein Instrument zur Erfassung von Mikrostrukturen von Oberflächen und arbeitet nach dem Prinzip der dynamischen Fokussierung. Das Infrarotlicht der enthaltenen Laserdiode wird über einen Kollimator parallelisiert, zu einem Fokus von $1\mu\text{m}$ gebündelt, über ein Prisma zum Mikroobjektiv geführt und auf die Probenoberfläche geleitet. Das Mikroobjektiv erfasst das von der Oberfläche reflektierte Licht und leitet es zum Fokusedetektor weiter, welcher das optische Signal in ein elektrisches umwandelt. Dieses Signal steuert einen Elektromotor im Focodyn so, dass der Fokus auf dem abgetasteten Oberflächenpunkt liegt. Sind Profilunregelmäßigkeiten vorhanden, wird der Messhebel durch eine entsprechende Vertikalbewegung derart bewegt, dass der Abstand zwischen Werkstückoberfläche und Tastspitze konstant bleibt. Die jeweilige Auslenkung des Messhebels wird mithilfe eines induktiven Wandlers in ein elektrisches Signal umgewandelt und zur Messwertermittlung weiterverarbeitet.

3.6.1 Messbedingungen

Für die profilometrische Oberflächenbeurteilung wurden folgende Messbedingungen festgelegt:

- Vertikalbereich VB

Der Vertikalbereich legt den Bereich der vertikalen Auflösung des Mikrotasters fest. Um eine optimale Auflösung des Mikrotasters zu erreichen ist der VB möglichst gut der zu messenden Profilamplitude anzupassen. Daraus folgt, dass der VB so klein wie möglich gewählt werden muss. Außerdem richten sich die Werte des Vertikalbereichs nach der Empfindlichkeit des angeschlossenen Tasters. Der Mikrotaster Focodyn ist ausgelegt für einen Vertikalbereich von $\pm 12,5\mu\text{m}$, $\pm 62,5\mu\text{m}$ oder $\pm 250,0\mu\text{m}$.

Für die vorliegenden Messungen erwies sich ein Vertikalbereich von $62,5\mu\text{m}$ als geeignet.

- Taststrecke L_T

In der vorliegenden Studie wurde eine Taststrecke L_T von 1,750mm festgelegt. Dieser Taststrecke ist nach DIN 4768 eine Geschwindigkeit der Messeinheit von 0,1mm/s und eine Grenzwellenlänge λ_c von 0,250mm zugeordnet [Deutsche Norm, 1995b]. Jede Taststrecke wird in sieben gleich große Abschnitte unterteilt, eine Vorlaufstrecke, 5 Einzelmessstrecken und eine Nachlaufstrecke. Zur Auswertung werden nur die 5 Einzelmessstrecken heran gezogen, Vor- und Nachlaufstrecke sind aus messtechnischen Gründen erforderlich. Die Länge der Gesamtmessstrecke entspricht der Länge von 5 Grenzwellenlängen λ_c gemäß Din 4768 [Deutsche Norm, 1995b].

- Messstrecke L_M

Die Messstrecke ist der Teil der gesamten Taststrecke, welcher sich nach Abzug der aus technischen Gründen notwendigen Vor- und Nachlaufstrecke ergibt. Die Messstrecke sollte der fünffachen Länge der Grenzwellenlänge entsprechen [Deutsche Norm, 1995b]. Daraus ergibt sich für die vorliegende Studie eine Messstrecke L_M von 1,250mm.

Um eine dreidimensionale, topographische Darstellung der Oberfläche zu ermöglichen, wurde die Option Parallelaufzeichnung des Perthometers genutzt (Abb. 12). Mithilfe einer Antriebseinheit werden bei dieser Option mehrere parallel liegende Tastschnitte des Prüfkörpers vollautomatisch generiert, welche in gleichem Abstand zueinander liegen. In der vorliegenden Studie wurde $N_Y=8$ Tastbewegungen pro Prüfkörper eingestellt, wobei immer N_Y+1 Tastschnitte, also 9 Tastschnitte, durchgeführt werden. Die y-Taststrecke L_Y wurde wie auch die x-Taststrecke mit 1,750mm eingestellt. Somit ergab sich eine quadratische Tastfläche. Die y-Tastbewegung und somit der Abstand zwischen den einzelnen Schnitten lag bei $D_Y=0,219$ mm.

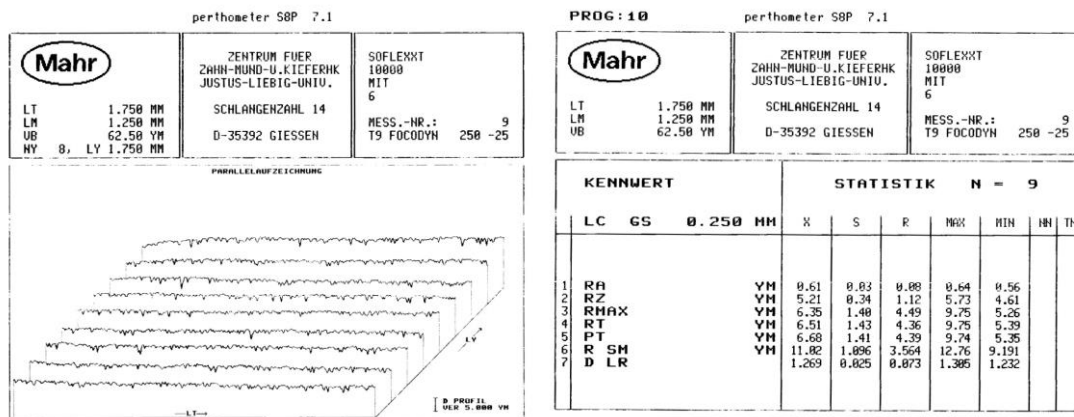


Abbildung 12: Parallelaufzeichnung einer Probe mit dazugehöriger deskriptiv-statistischer Auswertung.

Vor Beginn jeder Messreihe wurde eine Kalibrierung des Tasters mithilfe eines Einstellnormals (PEN-10-1, Feinprüf GmbH, Göttingen), welches eine 8,1µm tiefe Rille aufweist, vorgenommen.

Laut DIN 4768 ist eine Fläche in der Richtung abzutasten, in der sich der größte Rauheitswert ergibt. Daher wurde die Messung der Oberfläche senkrecht zur Orientierung der Riefen vorgenommen [Deutsche Norm, 1995b].

Zur Charakterisierung der Oberflächentopographie wurden folgende Parameter ausgewertet:

- der arithmetische Mittenrauwert R_a zur Erfassung des arithmetischen Mittelwertes der absoluten Werte der Profilabweichung,
- das Profillängenverhältnis LR, welches das Verhältnis zwischen der gestreckten Profillänge und der Länge der Messstrecke beschreibt.

Die statistische Berechnung wurde mittels einer univariaten Varianzanalyse durchgeführt. Hierbei wurden die Werte R_a und LR untersucht.

Wegen vorkommender Wechselwirkungen wurden für die weitere statistische Berechnung zwei Gruppen gebildet; Proben welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden und Proben welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden. Diese Gruppen wurden durch einen Post-Hoc Test nach Tukey-HSD untersucht.

3.7 Qualitative Beurteilung

Die qualitative Beurteilung wurde durch eine Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop XL 20 (Philipps, Eindhoven, Niederlande) vorgenommen.

Die Geräteeinstellungen am REM für die qualitative Beurteilung wurden wie folgt für alle gemessenen Proben festgelegt:

- Arbeitsspannung 25 kV,
- Stromstärke 16 μ A,
- High Definition Modus,
- Slow Scan 2.

3.7.2 Vorbereitung der Proben und Messung

Von den 8 Prüfkörpern welche mit den gleichen Disc Systemen und Bearbeitungsmodi bearbeitet wurden, wurden jeweils 3 Proben zufällig ausgewählt. Man kommt somit auf einen Gesamtprobenumfang für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung von n=72 Proben. Die Proben wurden mithilfe eines leitfähigen Spezialklebers (Leit-C nach Göcke, Neubauer Chemikalien, Münster) auf Rastertellern befestigt. Um die Leitfähigkeit der Prüfkörper für die raster-elektronenmikroskopische Aufnahme zu erreichen, wurden diese mit einem leitenden Überzug in Form von Golddampf versehen. Hierzu wurde eine Sputteranlage des Types SCD 040 (Bal-Tec, Balzers, Liechtenstein) genutzt. An der Sputteranlage wurden folgende Geräteeinstellungen gewählt:

- Stromstärke: 20 mA,
- Leerlaufspannung: 160 V,
- Zeit: 4 min,
- Druck: 0,1 mbar.

Von jeder Probe wurden repräsentative Oberflächenausschnitte jeweils bei 200facher und 1500facher Monitorvergrößerung am Rasterelektronenmikroskop (Abb. 13) eingestellt und die Ausschnitte als TIFF-Datei abgespeichert.

Zur Beurteilung der Oberflächenausschnitte wurden diese nach folgenden Kriterien ausgewertet:

- keine Riefen oder Porositäten,
- wenige Riefen oder Porositäten,
- überwiegend Riefen oder Porositäten.

Die Beurteilung der Oberflächenausschnitte erfolgte durch zwei unabhängige Untersucher.

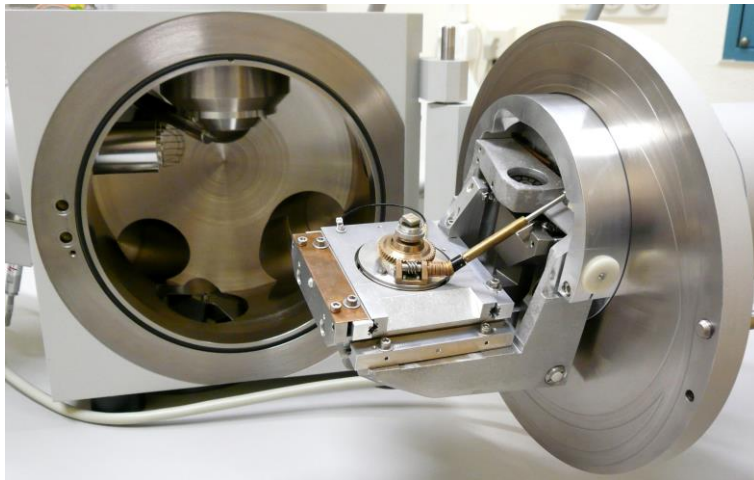


Abbildung 13: Eingespannte Probe vor dem Einschleusen in die Probenkammer am Rasterelektronenmikroskop XL20.

3.7.2.1 Disc-Systeme

Zur Charakterisierung der Abrasivpartikel auf der Arbeitsseite der untersuchten Disc-Systeme wurden diese rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Hierfür wurde die jeweilige Abstufung „fein“ ausgewählt. Diese Auswahl wurde aufgrund der Art der Abrasivpartikel und der Korngröße getroffen. In der

Abstufung „fein“ liegen bei allen sechs Disc-Systemen Al_2O_3 Abrasivpartikeln vor. Die Korngröße liegt im Bereich zwischen 3-40 μm .

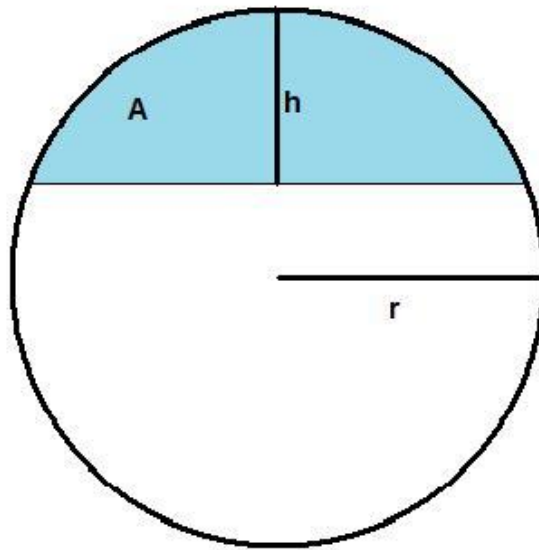
3.8 Materialeigenschaften der Disc-Systeme

In einer separaten Versuchsreihe wurden die Materialeigenschaften der Disc-Systeme bewertet. Um den Einfluss des Basismaterials der Disc-Rückseite auf das Polierergebnis zu evaluieren, wurde der Druck beim Anpressen der Discs gegen eine schiefe Ebene mittels einer elektromechanischen Kleinlast Prüfmaschine (Emma 300, Selbstbau der Technischen Hochschule Mittelhessen, Campus Gießen) ermittelt.

3.8.1 Vorbereitung der Proben und Messung

Bei einem Gesamtprobenumfang von $n=144$ wurden für jedes System 24 Discs, das heißt jeweils 6 Discs pro Abstufung, langsam gegen eine im Winkel von 45° geneigte Metallplatte (rostfreier Edelstahl 1.4301), die auf einen PVC Block aufgeklebt war, geführt (Abb. 14). Die dabei benötigten Kräfte wurden in Abhängigkeit vom zurückgelegten Weg registriert. Zur Berechnung der Flächenpressung wurde die maximale Kraft vor dem Erreichen des Kontaktes zwischen dem inneren Ring und der schiefen Ebene gemessen und in Relation mit der für das jeweilige System charakteristischen aktiven Fläche gesetzt. Aufgrund der Differenz der Durchmesser und der Größe des inneren Rings wurde eine Berechnung des aktiv genutzten Kreissegmentes für jedes Disc-System nach folgender Formel durchgeführt [Weisenstein, 2012]:

$$A = r^2 \arccos\left(1 - \frac{h}{r}\right) - \sqrt{2rh - h^2}(r - h)$$



A = Kreissegmentfläche; r = Radius; h = Höhe des Kreissegments

Daraus ergaben sich für jedes Disc-System folgende aktiv genutzte Segmentflächen, die Grundlage für die Ermittlung der Flächenpressung war:

- Sof-Lex / Sof-Lex XT: 34,78 mm²,
- Opti Disc : 32,27 mm²,
- Super-Snap / Flexi-Snap: 31,31 mm²,
- Mooreflex: 34,69 mm².

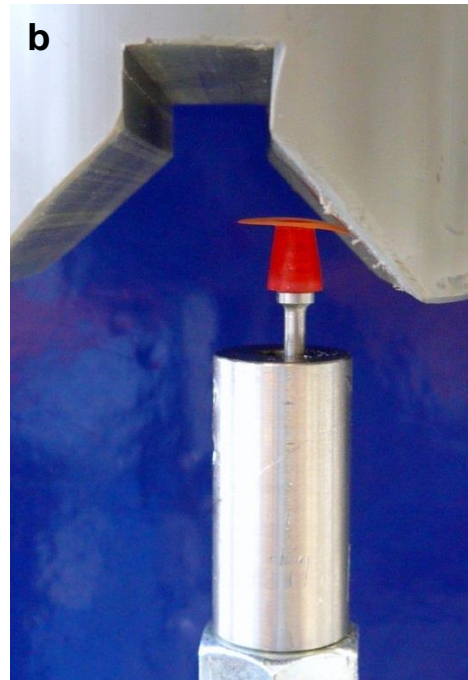


Abbildung 14: Versuchsanordnung zur Ermittlung der Kraft beim Anpressen der Discs gegen eine schiefe Ebene; Flexi-Snap Disc mit initialem Kontakt zu der Testfläche beim Beginn der Messung (a) und bei zunehmendem Kontakt während der Messung (b).

Die statistische Auswertung erfolgte mittels einer nichtparametrischen Korrelation nach Spearman zwischen dem arithmetischen Mittenrauwert R_a und dem gemessenen Anpressdruck der Disc-Systeme.

4. Ergebnisse

4.1 Profilometrische Ergebnisse

Die Kontrollgruppe mit den unbearbeiteten Prüfkörperoberflächen zeigte die niedrigsten Rauigkeitswerte ($R_a=0,17 \pm 0,04\mu\text{m}$; $LR=1,02 \pm 0,01$; Abb. 15 und 16). Aufgrund der großen Unterschiede innerhalb der R_a und LR Werte zwischen der Kontrollgruppe und der Testgruppe wurde die Kontrollgruppe von den prüfstatistischen Berechnungen ausgeschlossen.

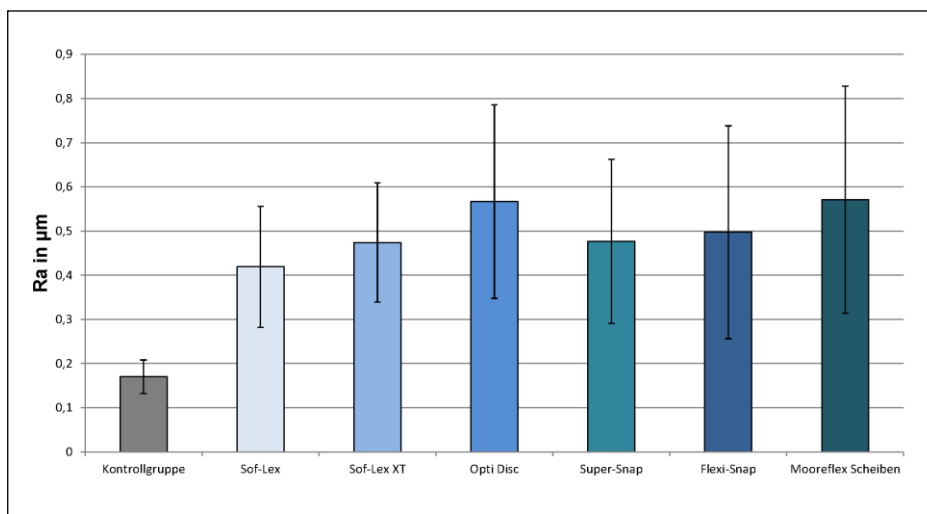


Abbildung 15: Mittelwerte und Standardabweichung der Oberflächenrauigkeiten der Kompositoberfläche nach der Bearbeitung durch die untersuchten Disc-Systeme für R_a in μm (pro Disc-System jeweils $n=32$ Prüfkörper)

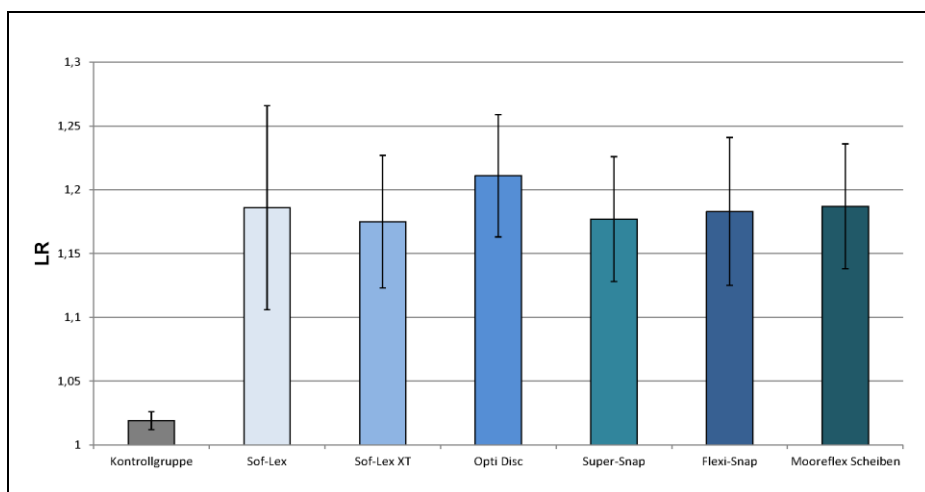


Abbildung 16: Mittelwerte und Standardabweichung der Oberflächenrauigkeit der Kompositoberfläche nach der Bearbeitung durch die untersuchten Disc-Systeme für LR (pro Disc-System jeweils $n=32$ Prüfkörper)

4.1.1 Mittenrauwerte R_a

Die Oberflächenrauigkeit des Nanopartikelkomposits wurde im Hinblick auf R_a durch die verschiedenen Disc-Systeme signifikant beeinflusst ($p=0,003$). Die Bearbeitungsmodi hatten einen unterschiedlich ausgeprägten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit der Kompositoberfläche. Der Effekt der Wasserkühlung ($p<0,001$) war sehr deutlich. Es zeigten sich signifikante Wechselwirkungen zwischen den verwendeten Disc-Systemen und dem Modus „Wasserkühlung“ ($p<0,001$). Der Einfluss der Umdrehungszahl war im Gegensatz zum Einfluss der Wasserkühlung weniger deutlich, diese übte aber dennoch einen signifikanten Einfluss ($p=0,037$) aus.

Aufgrund der signifikanten Interaktionen wurden in der weiteren statistischen Berechnung zwei Gruppen gebildet: Proben, welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden, beziehungsweise Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden.

Innerhalb der Gruppe mit Wasserkühlung hatte der verwendete Disc-Typ einen signifikanten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit des Nanopartikelkomposites ($p<0,001$). Die Versuchsgruppe, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurde, zeigte ebenfalls signifikante Unterschiede in Bezug auf den verwendeten Disc-Typ ($p=0,012$) sowie die angewendete Umdrehungszahl ($p=0,020$).

Bei Proben, welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden, zeigte das Sof-Lex System die geringsten R_a Werte ($R_a=0,52\pm 0,13\mu\text{m}$). Die größten Rauigkeiten wurden von Mooreflex Scheiben ($R_a=0,78\pm 0,19\mu\text{m}$), Opti-Disc ($R_a=0,73\pm 0,17\mu\text{m}$) und Flexi-Snap ($R_a=0,68\pm 0,19\mu\text{m}$; Abb. 17) hervorgerufen.

Innerhalb der Versuchsgruppen ohne Wasserkühlung erreichte das Flexi-Snap System die geringsten R_a Werte ($R_a=0,31\pm 0,10\mu\text{m}$). Die größten Rauigkeitswerte wurden durch Sof-Lex Discs verursacht ($R_a=0,43\pm 0,13\mu\text{m}$; Abb.17).

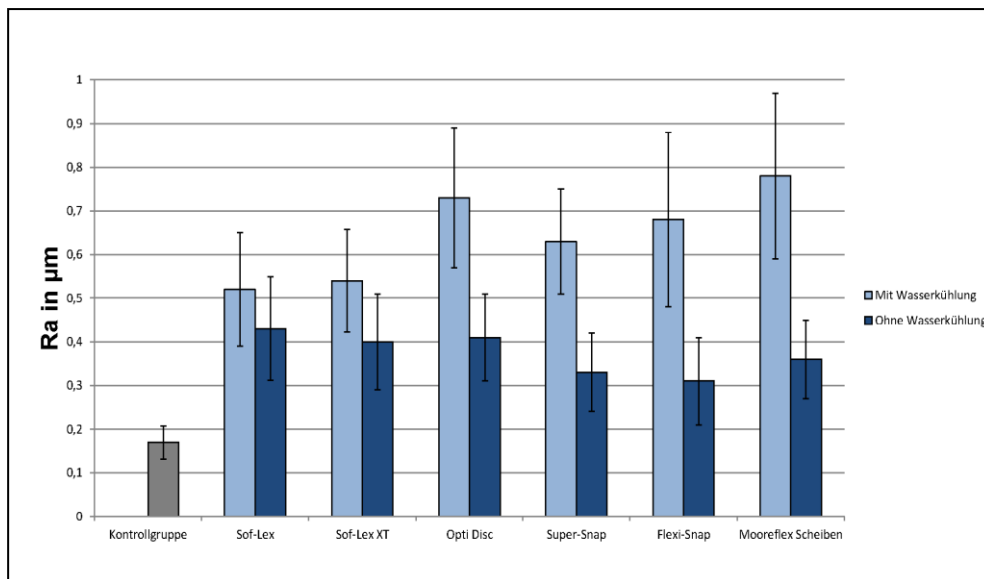


Abbildung 17: Arithmetische Mittenrauwerte (R_a ; MW \pm SA; n=16 je Säule) von Kompositoberflächen nach der Bearbeitung mit den untersuchten Disc-Systemen, unterschieden nach dem Modus „Wasserkühlung“.

Die gemessenen Mittenrauwerte R_a zeigten für die Anwendung mit Wasserkühlung (Tab. 3) signifikante Unterschiede zwischen Sof-Lex und Opti Disc ($p=0,005$), Sof-Lex und Flexi-Snap ($p=0,044$) sowie Sof-Lex und Mooreflex ($p=0,000$). Signifikante Unterschiede waren ebenfalls zwischen Sof-Lex XT und Opti Disc ($p=0,021$) sowie zwischen Sof-Lex XT und Mooreflex ($p=0,001$) vorhanden.

Tabelle 3: Mittenrauwert R_a von Filtek Supreme Oberflächen nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen im Modus „Wasserkühlung“; Unterschiede zwischen den Disc-Systemen (p -Werte; Post-Hoc-Test nach Tukey-HSD); Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen sind grau gekennzeichnet.

	R_a (MW / SA)	Sof-Lex	Sof-Lex XT	Opti Disc	Super- Snap	Flexi- Snap
Sof-Lex	0,52 / 0,130					
Sof-Lex XT	0,54 / 0,118	0,996				
Opti Disc	0,73 / 0,16	0,005	0,021			
Super- Snap	0,63 / 0,12	0,357	0,664	0,513		
Flexi-Snap	0,68 / 0,20	0,044	0,142	0,974	0,924	
Mooreflex	0,78 / 0,19	0,000	0,001	0,933	0,090	0,535

Die Mittenrauwerte R_a ohne Wasserkühlung (Tab. 4) zeigten signifikante Unterschiede zwischen Sof-Lex und Flexi-Snap Discs ($p=0,034$). Bei allen weiteren Systemen konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Tabelle 4: Mittenrauwert R_a von Filtek Supreme Oberflächen nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen im Modus „ohne Wasserkühlung“; Unterschiede zwischen den Disc-Systemen (p -Werte; Post-Hoc-Test nach Tukey-HSD); Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen sind grau gekennzeichnet.

	R_a (MW / SA)	Sof-Lex	Sof-Lex XT	Opti Disc	Super- Snap	Flexi- Snap
Sof-Lex	0,43 / 0,119					
Sof-Lex XT	0,40 / 0,11	0,989				
Opti Disc	0,41 / 0,10	0,995	1,000			
Super- Snap	0,33 / 0,09	0,086	0,311	0,262		
Flexi-Snap	0,31 / 0,10	0,034	0,156	0,126	0,999	
Mooreflex	0,36 / 0,09	0,539	0,892	0,850	0,915	0,747

4.1.2 Profillängenverhältnis LR

Bei globaler Betrachtung wurde die Oberflächenrauigkeit des untersuchten Nanokomposits im Hinblick auf LR durch die verschiedenen Disc-Systeme zwar erkennbar, jedoch nicht signifikant beeinflusst ($p=0,074$). Die Bearbeitungsmodi hatten einen unterschiedlich ausgeprägten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit der Kompositoberflächen. Der Effekt der Wasserkühlung war sehr deutlich ($p<0,001$). Es zeigten sich signifikante Wechselwirkungen zwischen den verwendeten Disc-Systemen und dem Modus „Wasserkühlung“ ($p<0,001$). Der Einfluss der Umdrehungszahl war im Gegensatz zum Einfluss der Wasserkühlung weniger deutlich ausgeprägt, übte aber dennoch einen signifikanten Einfluss aus ($p=0,035$).

Aufgrund signifikanter Wechselwirkungen wurden in der weiteren statistischen Berechnung zwei Gruppen gebildet: Proben, welche mit Wasserkühlung

bearbeitet wurden, und Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden.

Innerhalb der Gruppe mit Wasserkühlung hatte der verwendete Disc-Typ einen signifikanten Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit des Nanopartikelkomposits ($p < 0,001$). Die Versuchsgruppe, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurde, zeigte ebenfalls signifikante Unterschiede in Bezug auf den verwendeten Disc-Typ ($p = 0,002$).

Bei Proben, welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden, zeigte das Sof-Lex XT System die geringsten LR Werte ($LR = 1,211 \pm 0,053$). Die größten Rauigkeiten wurden durch Opti-Disc hervorgerufen ($LR = 1,290 \pm 0,06$; Abb. 18).

Die gemessenen LR Werte mit Wasserkühlung (Tab. 5) zeigten signifikante Unterschiede zwischen Sof-Lex und Opti Disc ($p < 0,001$), Sof-Lex und Super-Snap ($p = 0,036$), Sof-Lex und Flexi-Snap ($p = 0,004$), Sof-Lex und Mooreflex ($p = 0,005$), sowie Sof-Lex XT und Opti Disc ($p = 0,004$).

Bei der Anwendung von Discs ohne Wasserkühlung konnten die niedrigsten LR Werte durch Flexi-Snap erzeugt werden ($LR = 1,094 \pm 0,05$). Die höchsten LR Werte wurden durch Sof-Lex verursacht ($LR = 1,157 \pm 0,07$; Abb. 18).

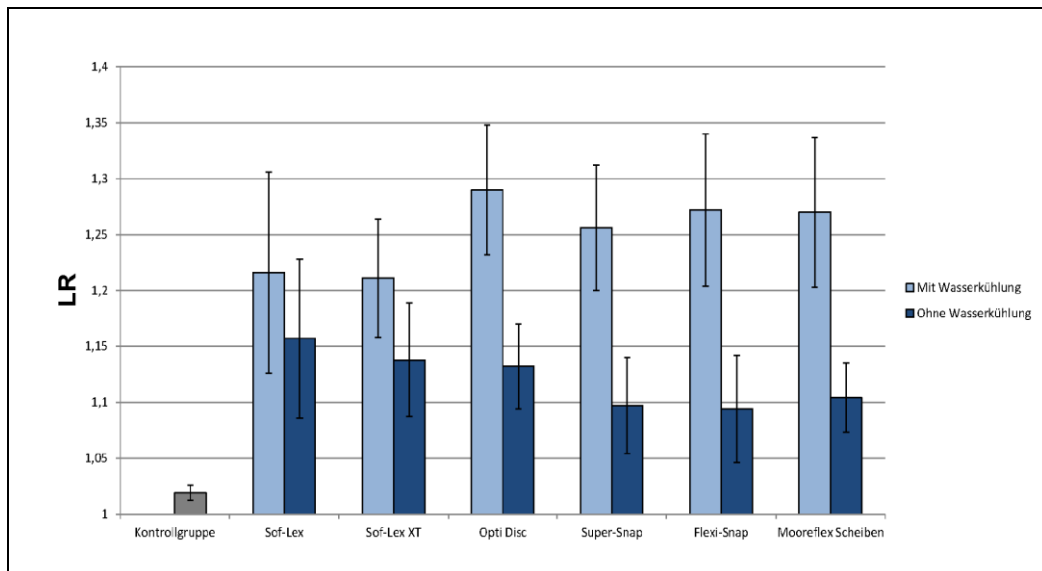


Abbildung 18: Profillängenverhältnis (LR; MW \pm SA; n=16 je Säule) von Kompositoberflächen nach der Bearbeitung mit den untersuchten Disc-Systemen, unterschieden nach dem Modus „Wasserkühlung“.

Tabelle 5: Profillängenverhältnis LR von Filtek Supreme Oberflächen nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen im Modus „Wasserkühlung; Unterschiede zwischen den Disc-Systemen (p-Wert; Post-Hoc-Test nach Tukey-HSD); Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen sind grau gekennzeichnet.

	LR (MW / SA)	Sof- Lex	Sof-Lex XT	Opti Disc	Super- Snap	Flexi- Snap
Sof-Lex	1,216 / 0,090					
Sof-Lex XT	1,211 / 0,053	0,935				
Opti Disc	1,290 / 0,058	0,000	0,004			
Super- Snap	1,256 / 0,056	0,036	0,298	0,577		
Flexi-Snap	1,272 / 0,068	0,004	0,059	0,949	0,975	
Mooreflex	1,270 / 0,067	0,005	0,069	0,933	0,982	1,000

Signifikante Unterschiede für die LR Werte ohne Wasserkühlung (Tab. 6) zeigten sich zwischen Sof-Lex und Super-Snap ($p=0,015$), Sof-Lex und Flexi-Snap ($p=0,008$), sowie Sof-Lex und Mooreflex ($p=0,041$). Alle weiteren Systeme zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 6: Profillängenverhältnis LR von Filtek Supreme Oberflächen nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen im Modus „ohne Wasserkühlung“; Unterschiede zwischen den Disc-Systemen (Post-Hoc-Test nach Tukey-HSD); Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen sind grau gekennzeichnet.

	LR (MW / SA)	Sof- Lex	Sof-Lex XT	Opti Disc	Super- Snap	Flexi- Snap
Sof-Lex	1,157 / 0,071					
Sof-Lex XT	1,138 / 0,051	0,903				
Opti Disc	1,132 / 0,038	0,719	0,999			
Super- Snap	1,097 / 0,043	0,015	0,203	0,390		
Flexi-Snap	1,094 / 0,048	0,008	0,136	0,284	1,000	
Mooreflex	1,104 / 0,031	0,041	0,379	0,615	0,999	0,994

4.2 Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse

Bei der rasterelektronenmikroskopischen Evaluation der bearbeiteten Kompositoberfläche waren die unterschiedlichen Bestandteile des Komposits erkennbar. So waren die organische Matrix als dunkle Bereiche und die darin eingebetteten Füllkörper als helle Areale dargestellt.

Kompositoberflächen, welche bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, zeigten in der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung zwischen den einzelnen Disc-Systemen nur geringe qualitative Unterschiede (Abb. 19). Die Oberflächen waren homogen und die Übergänge zwischen Matrix und Füllkörper wirkten unscharf und verwaschen. Bearbeitungsbedingte Riefen waren in unterschiedlicher Ausprägung erkennbar.

Bei der Bewertung der Proben mit Wasserkühlung (Abb. 20) konnten bei allen Poliersystemen Porositäten und Riefen festgestellt werden, und zwar unabhängig von der angewendeten Umdrehungszahl. Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, zeigten hingegen deutlich seltener Porositäten oder Riefen.

Unterschiede der Oberflächenbeschaffenheit nach der Politur bei 5000 U/min und bei 10000 U/min konnten nur bei zwei Systemen nachgewiesen werden. Hierbei konnten die Disc-Systeme Flexi-Snap und Mooreflex bei höheren Umdrehungszahlen Oberflächen mit deutlich geringerer Anzahl von Porositäten und Riefen erzeugen als bei niedrigeren Umdrehungszahlen (Abb. 21).

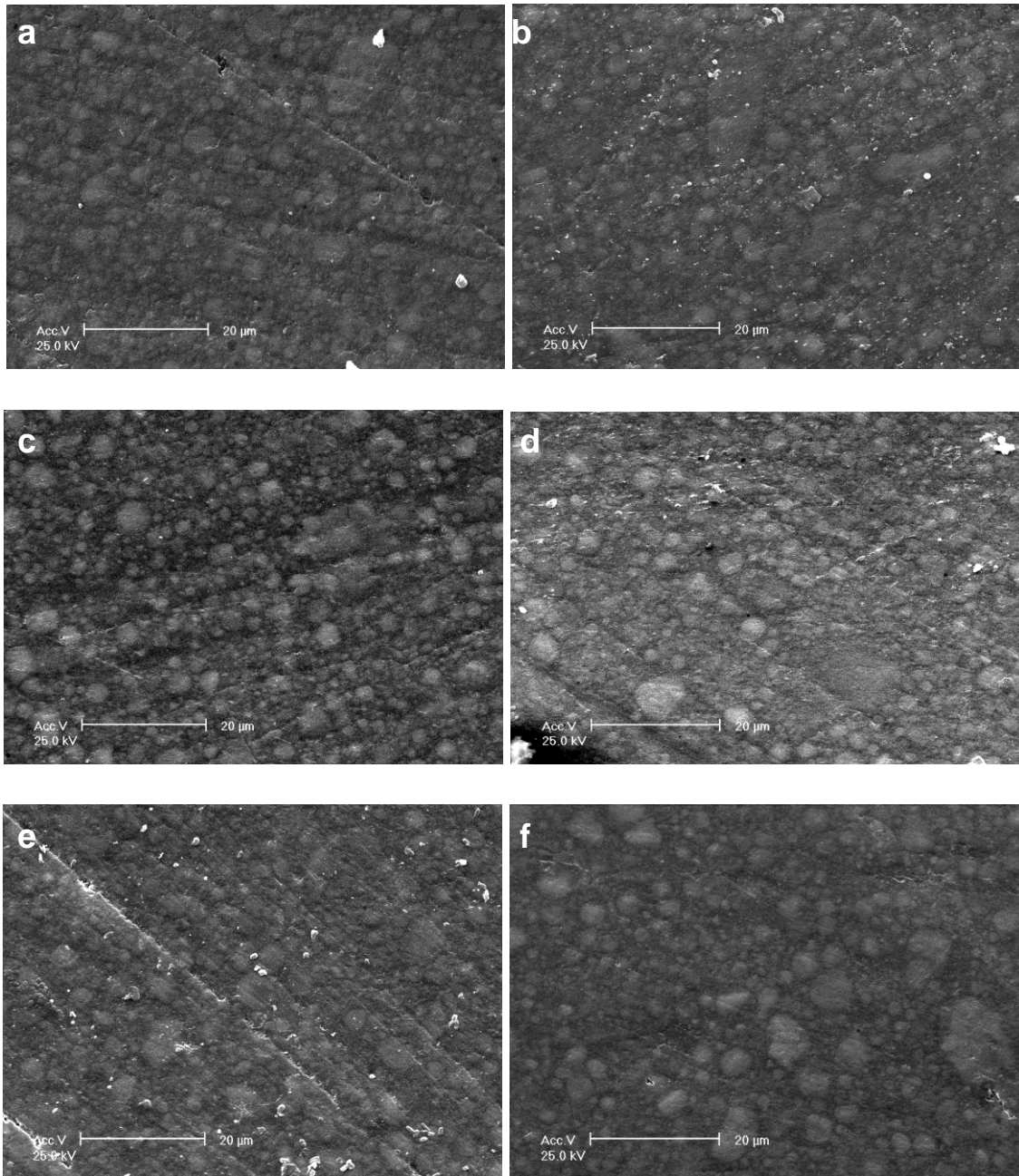


Abbildung 19: Kompositoberflächen nach der Bearbeitung bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung. Es konnten keine deutlichen Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen festgestellt werden: Sof-Lex (a), Sof-Lex XT (b), Opti Disc (c), Super-Snap (d), Flexi-Snap (e) und Mooreflex (f).

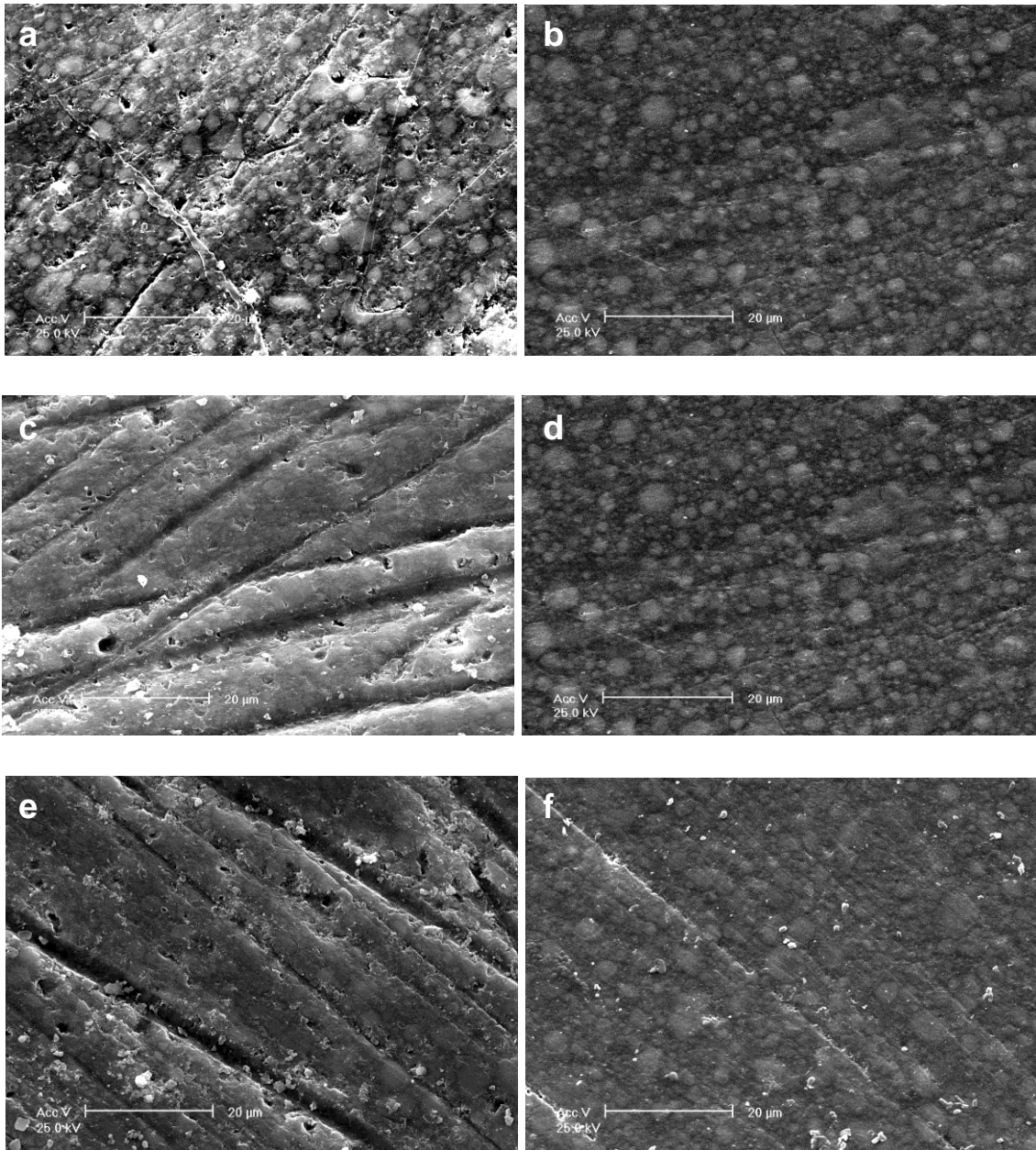


Abbildung 20: Vermehrte Riefen und Porositäten bei Proben, welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden: Sof-Lex XT bei 10000 U/min (a), Opti Disc bei 10000 U/min (c), Flexi-Snap bei 10000 U/min (e). Geringere Riefen und Porositäten bei Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden: Sof-Lex XT bei 10000 U/min (b), Opti Disc bei 10000 U/min (d), Flexi-Snap bei 10000 U/min (f).

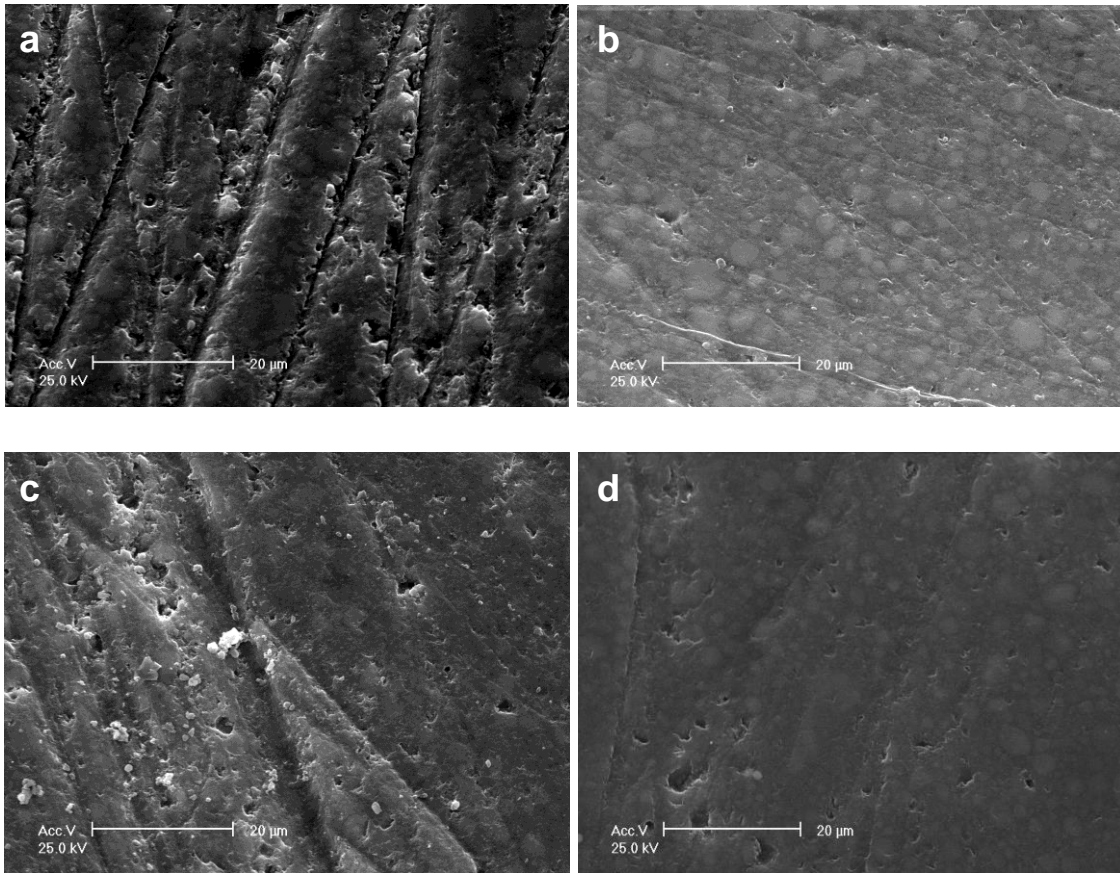


Abbildung 21: Oberflächen nach der Bearbeitung bei 5000 U/min und 10000 U/min, jeweils mit Wasserkühlung. Hierbei zeigt sich eine deutlich vermehrte Riefen- und Porositätenbildung bei geringerer Drehzahl: Flexi-Snap (a) und Mooreflex (c); bei höherer Drehzahl konnte eine geringere Riefen- und Porositätenbildung beobachtet werden: Flexi-Snap (b) und Mooreflex (d).

Bei Proben ohne Wasserkühlung konnten bei allen untersuchten Systemen eine Schmierschicht beobachtet werden, insbesondere bei Opti Disc (Abb. 22). Diese Schmierschicht war optisch durch ein Verwischen der Kompositoberfläche erkennbar, möglicherweise durch eine Verschmelzung der Matrix und der Füllkörper während des Polierprozesses. Die Schmierschicht verursachte eine Einebnung von bearbeitungsbedingten Riefen und Porositäten und somit auch eine geringere Oberflächenrauigkeit bei der Profilometrie der Kompositoberfläche. Bei Proben welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden konnte ein Auftreten einer Schmierschicht nicht oder nur im geringem Ausmaß beobachtet werden. Dies könnte darauf hinweisen, dass durch die vermehrte Hitzeentwicklung ohne die Anwendung von Wasserkühlung eine Verschmelzung der Matrix begünstigt wurde. Einen Einfluss der unterschiedlichen Drehzahlen

auf die Ausbildung einer Schmierschicht konnte in der vorliegenden rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung nicht beobachtet werden.

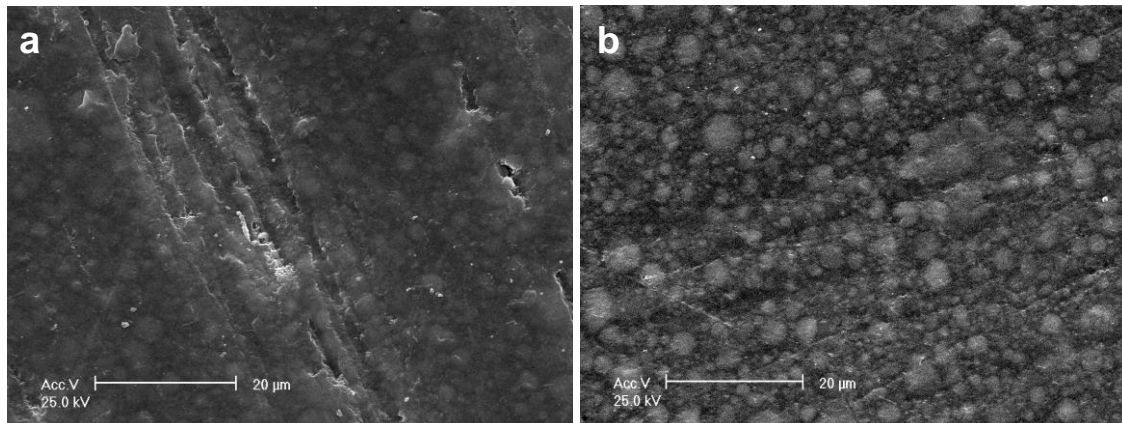


Abbildung 22: Deutlich zu erkennende Schmierschicht auf der Kompositoberfläche nach der Bearbeitung mit Mooreflex bei 5000 U/min ohne Wasserkühlung (a) und nach der Bearbeitung mit Opti Disc bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung (b).

Da keine qualitativen Unterschiede zwischen den Poliersystemen im REM erkennbar waren, wurde eine semiquantitative Auswertung der Proben im REM ausschließlich in Bezug auf die Bearbeitungsmodi vorgenommen (Tab. 7). Hierbei wurde die Oberfläche nach den Kriterien Riefen und Porositäten untersucht.

Dies ergab, dass Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, zu 34,7% keine Riefen oder Porositäten aufzeigten. Bei 61,1% der Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, zeigten sich wenig Riefen oder Porositäten und 4,2% dieser Proben zeigten viele Riefen oder Porositäten. Bei keiner der Proben, welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden, konnten keine Riefen oder Porositäten festgestellt werden. Es zeigten sich bei 51,4% der Proben wenige Riefen oder Porositäten und bei 48,6% viele Riefen oder Porositäten.

Bezüglich des Einflusses der Umdrehungszahlen ergab sich Folgendes: Bei Proben, welche mit 5000 U/min bearbeitet wurden, konnten folgende Oberflächenqualitäten beobachtet werden: Bei 15,3% der Proben konnten keine Riefen oder Porositäten festgestellt werden, bei 52,8% der Proben wenig Riefen oder Porositäten und bei 31,9% viele Riefen oder Porositäten. Proben, welche bei 10000 U/min bearbeitet wurden, zeigten in 19,4% der Fälle keine Riefen

oder Porositäten, 59,7% zeigten wenige Riefen oder Porositäten und 20,8% zeigten viele Riefen oder Porositäten.

Tabelle 7: Beurteilung der REM-Auswertung der bearbeiteten Kompositoberflächen in unterschiedlichen Bearbeitungsmodi bei 1500-facher Bildschirmvergrößerung

		Oberflächenqualität		
		Keine Riefen / Porositäten	Wenig Riefen / Porositäten	Viele Riefen / Porositäten
Bearbeitungsmodus	Ohne Wasserkühlung (n=72)	34,7%	61,1%	4,2%
	Mit Wasserkühlung (n=72)	0,0%	51,4%	48,6%
	5000 U/min (n=72)	15,3%	52,8%	31,9%
	10000 U/min (n=72)	19,4%	59,7%	20,8%

4.2.1 Rasterelektronenmikroskopie der Disc-Oberflächen

Zur Bewertung der Beschichtung der Disc-Träger mit Abrasivpartikeln wurden rasterelektronenmikroskopische Bilder von allen Disc-Systemen angefertigt (Abb. 23). Hierbei handelte es sich jeweils um die Abstufung „fein“. Elektronenmikroskopisch lassen sich deutliche Unterschiede der Oberflächenbeschaffenheit der Disc-Systeme erkennen. Nach Herstellerangaben liegen die Größen der Abrasivpartikel in den Abstufungen „fein“ zwischen 3 µm (Sof-Lex und Sof-Lex XT) und bis zu 40 µm (Flexi-Snap). Diese Größenunterschiede konnten in dieser Deutlichkeit in der vorliegenden REM-Untersuchung nicht gezeigt werden. Es lagen auf jeder Disc unterschiedlich große Abrasivpartikel vor. Die deutlichsten Größenunterschiede zeigten sich auf dem Sof-Lex System (a) und Opti Disc (d). Die anderen untersuchten Systeme wiesen ebenfalls Größenunterschiede auf, diese waren jedoch nicht so ausgeprägt. Insgesamt lagen die Abrasivpartikel in unterschiedlicher Anzahl und Anordnung auf den Discs vor. So liessen sich bei den Systemen Flexi-Snap und Mooreflex deutlich

mehr Abrasivpartikel pro Flächeneinheit erkennen als bei den Systemen Sof-Lex und Opti Disc. Bei den Systemen Sof-Lex (a), Opti Disc (d) und Flexi-Snap (e) lagen die Abrasivpartikel isoliert vor. Die Systeme Sof-Lex XT (b), Super-Snap (c) und Mooreflex (f) zeigten hingegen Abrasivpartikel, welche ineinander verschmolzen und nicht mehr als einzelne Partikel erkennbar waren.

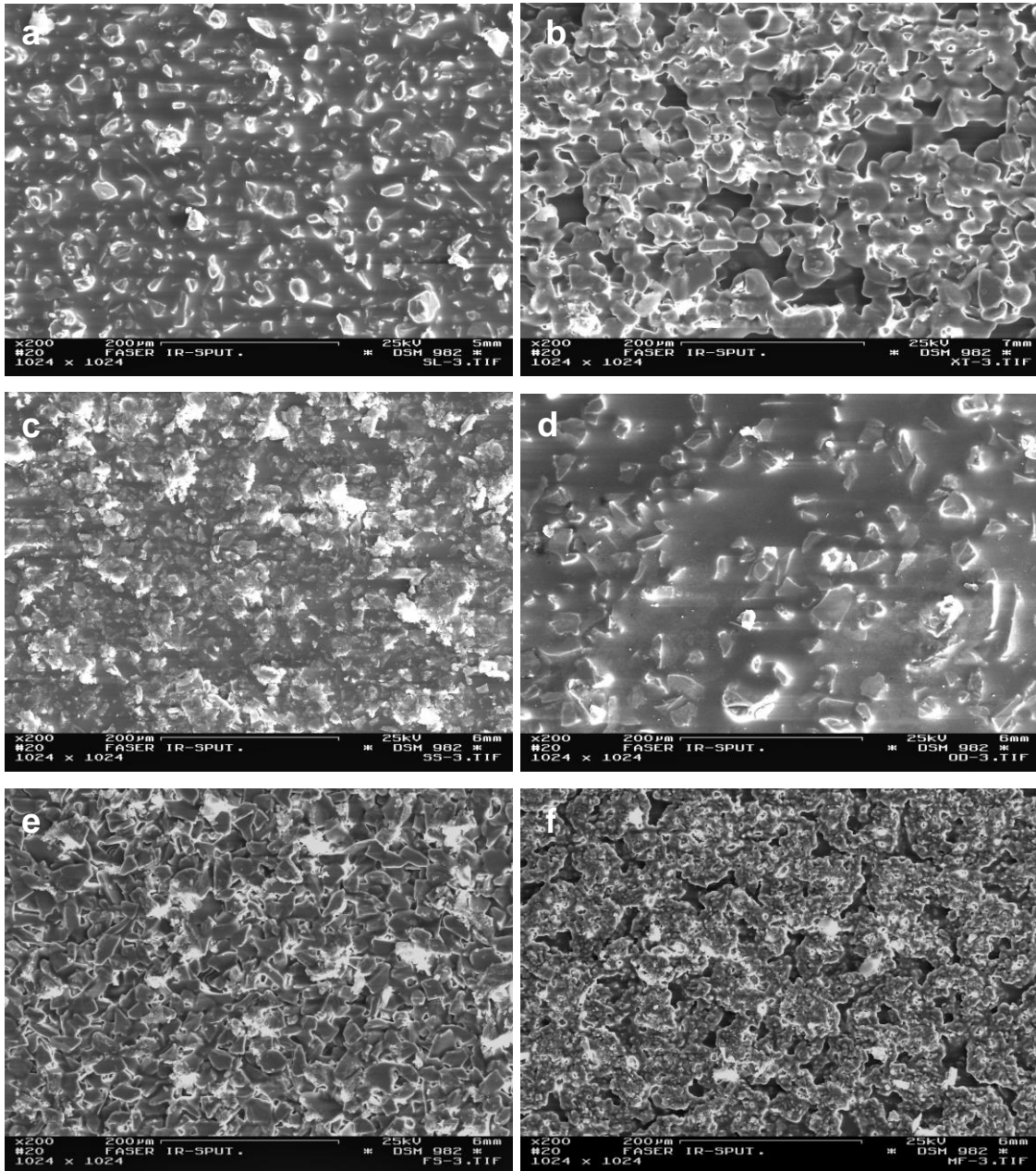


Abbildung 23: REM-Darstellung der Oberfläche der Disc-Träger aller Disc-Systeme mit Abrasivpartikeln in der jeweiligen Abstufung "fein": Sof-Lex (a), Sof-Lex XT (b), Super-Snap (c), Opti Disc (d), Flexi-Snap (e), Mooreflex (f).

4.3 Ergebnisse der Materialprüfung

Abb. 24 zeigt die für die Disc-Systeme ermittelten Anpresskräfte in Relation zu der aktiv genutzten Segmentfläche.

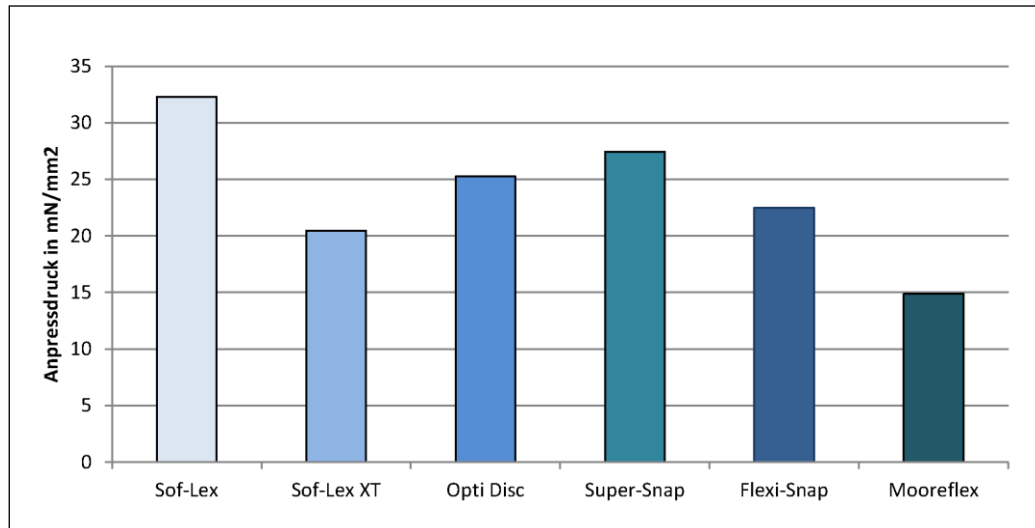


Abbildung 24: Anpressdruck von sechs Disc-Systemen (MW aus n=24 Discs je Disc-System) bei maximalem Kontakt mit einer 45° Ebene.

Man erkennt, dass der Anpressdruck bei dem Sof-Lex System am größten war ($32,31 \text{ mN/mm}^2$). Der geringste Druck beim Anpressen gegen die Testfläche wurde für Mooreflex festgestellt ($14,88 \text{ mN/mm}^2$).

Setzt man nun die gemessenen Werte für den Anpressdruck der verschiedenen Disc-Systeme in Relation zu den korrespondierenden Oberflächenrauigkeiten (Mittenrauwert R_a), so erkennt man, dass für fünf der sechs Disk-Systeme mit zunehmendem Anpressdruck eine Tendenz zu geringeren Oberflächenrauigkeiten festzustellen war (Abb. 25). Dies traf für das Opti Disc System nur eingeschränkt zu, bei dem eine hohe Rauigkeit mit mittlerem Anpressdruck korrelierte. Die statistische nichtparametrische Korrelation nach Spearman von arithmetischem Mittenrauwert und Anpressdruck der Disc-Systeme betrug $p=0,208$. Ähnliche Ergebnisse ergaben sich für die Korrelation von Profillängenverhältnis und Anpressdruck ($p=0,538$).

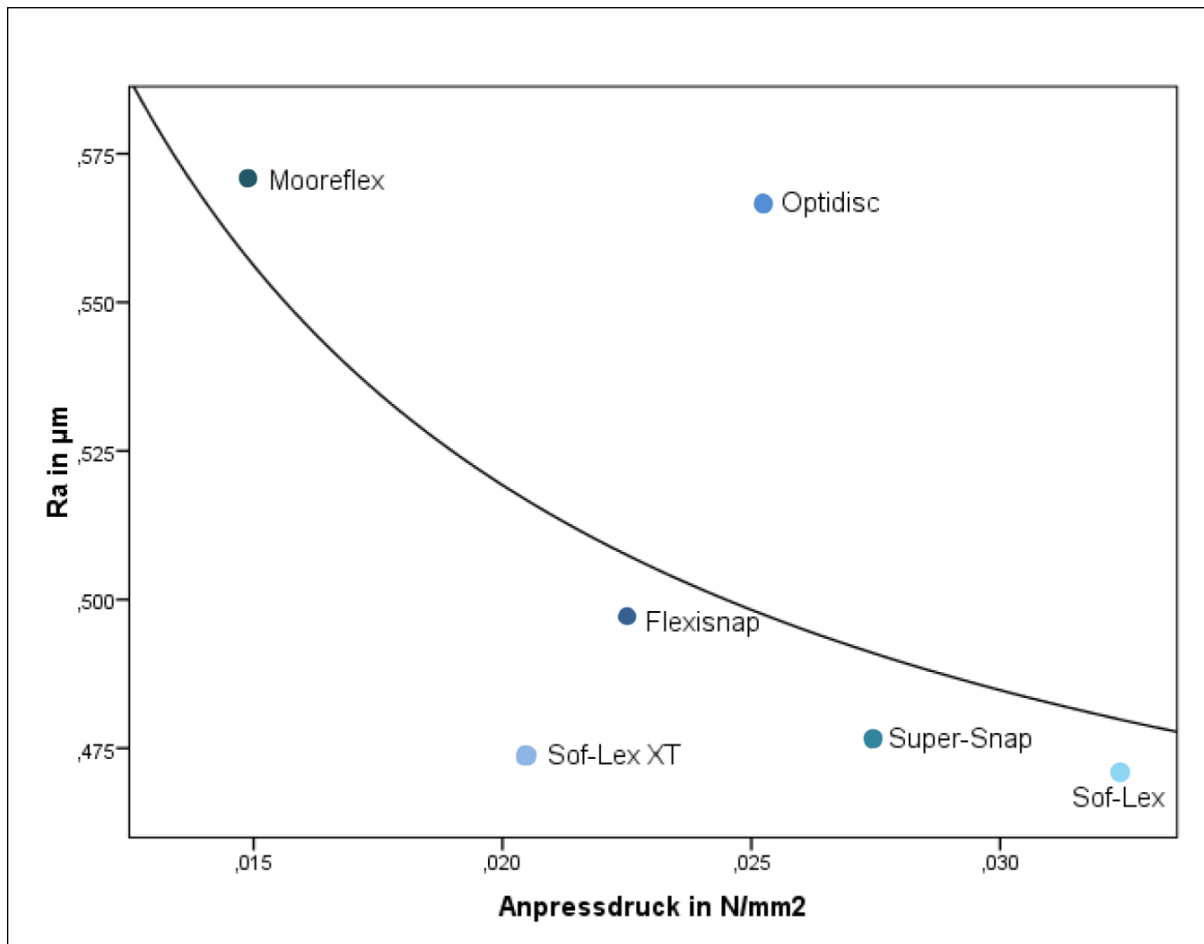


Abbildung 25: Streudiagramm mit S-förmiger Kurvenanpassung für den Anpressdruck der verschiedenen Disc-Systeme und der jeweils korrespondierenden Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung von Kompositprüfkörpern; arithmetische Mittenrauwerte Ra (MW von n=32 Prüfkörpern je Disc-System) und Anpressdruck (MW aus n=24 Discs je Disc-System).

5. Diskussion

5.1 Methodenkritik

5.1.1 Studiendesign

Die vorliegende Studie zur Oberflächenbeschaffenheit eines Nanokomposits nach der Bearbeitung mit flexiblen Disc-Systemen wurde unter in vitro Bedingungen an planen Prüfkörpern durchgeführt. Diese Art der Untersuchung stellt ein häufig angewendetes und bewährtes Verfahren zur Verifizierung der Wechselwirkungen zwischen Komposit-, Ausarbeitungs- und Politurverfahren dar [Attar, 2007; Baseren, 2004; Borges et al., 2004; Celik & Ozgunaltay, 2009; Joniot et al., 2006; Jung, 1997; Jung et al., 1997; Jung et al., 2003a; Jung et al., 2003b; Korkmaz et al., 2008; Lu et al., 2003; Roeder et al., 2000; Yap et al., 2004]. Die direkte Übertragbarkeit der Ergebnisse auf klinische Bedingungen ist so jedoch nur eingeschränkt möglich. Bei der vorliegenden in vitro Studie stand der idealisierte Einfluss des Ausarbeitungs- und Polierverfahrens, also die direkte Interaktion zwischen Schleifkörper und Oberfläche des Füllungsmaterials, im Vordergrund. Die im klinischen Umfeld vorhandenen Wechselwirkungen zwischen umgebendem Gewebe und dem eventuell erschwerten anatomischen Zugang zur Kompositoberfläche sowie die morphologischen Besonderheiten der natürlichen Zahnoberfläche konnten im Rahmen der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt werden. In vitro Untersuchungen an extrahierten Zähnen kommen den klinischen Bedingungen näher, sind aber in der Literatur nur selten zu finden [Berastegui et al., 1992; Krejci et al., 1999; Mitchell et al., 2002; Radlanski & Best, 2007]. Ebenso liegen aufgrund des erhöhten Aufwandes und der dafür benötigten Replika-Technik nur vereinzelt reine in vivo Studien vor [Jung et al., 2005; Jung et al., 2004]. Der hier beschriebene in vitro Versuchsaufbau entspricht dem Literaturstandard und lässt somit eine Vergleichbarkeit zu anderen in vitro Studien zu (siehe Kapitel 5.3).

5.1.2 Auswahl der untersuchten Disc-Systeme

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Oberflächenbeschaffenheit eines Nanokomposits nach der Bearbeitung mit 6 verschiedenen Disc-Systemen zu bewerten. Die unterschiedlichen Disc-Systeme wurden so gewählt, dass möglichst alle auf dem Markt erhältlichen Systeme untersucht wurden. In die Untersuchung wurden sowohl bewährte und in der Literatur häufig beschriebene Systeme, wie Sof-Lex [Attar, 2007; Barbosa et al., 2005; Celik & Ozgunaltay, 2009; Jung, 2002; Jung et al., 2003a; Jung et al., 2007a; Jung et al., 2007b; Jung et al., 2003b; Ozel et al., 2008; Radlanski & Best, 2007], als auch seltener evaluierte Systeme (z.B. Sof-Lex XT und Opti-Disc) aufgenommen. Die Systeme Flexi-Snap sowie Mooreflex Scheiben sind bisher nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen gewesen.

5.1.3 Bearbeitung der Prüfkörper

Die bearbeiteten Prüfkörper wurden in der vorliegenden Studie anhand der Kriterien „Wasserkühlung“ und „Umdrehungszahl“ in vier Gruppen unterteilt. Um einen Vergleich der Ergebnisse durchführen zu können, wurden bei allen sechs untersuchten Disc-Systemen die gleichen Bedingungen hinsichtlich der Umdrehungszahl und Wasserkühlung gewählt. Verschleißeffekte wurden ausgeschlossen, indem für jeden bearbeiteten Prüfkörper eine neue Disc verwendet wurde. Die Prüfkörper wurden von zwei Personen mit unterschiedlich langer praktischer Erfahrung bearbeitet. Die Bearbeitung erfolgte nach einer Randomisierungsliste, um Gewöhn- und Lerneffekte möglichst zu vermeiden. Alle Prüfkörper wurden mit demselben Winkelstück (20 LH Intramatic Lux 3 mit Kopfteil 68 LH, KaVo, Biberach/Riss) und an derselben Behandlungseinheit (Sirona M1, Siemens, Bensheim) bearbeitet. Der Bearbeitungsmodus wurde vor Versuchsstart als wischende Bewegung definiert, in Anlehnung an die Studie von Fruits et al. (1996). Fruits et al. empfehlen diese Art der Anwendung, weil damit die beste Oberflächenqualität mit den geringsten Rauigkeiten hervorgerufen werden konnte.

5.1.4 Methoden zur Evaluierung der Kompositoberfläche

5.1.4.1 Quantitative Beurteilung

An eine ideale Methode zur quantitativen Beurteilung einer Kompositoberfläche nach ihrer Bearbeitung sind folgende Anforderungen zu stellen:

- keine Beschädigung des Präparates durch die Untersuchung,
- eine mehrdimensionale Erfassung der Oberfläche,
- die Möglichkeit der Erfassung unterschiedlicher Oberflächenparameter,
- ein geringer apparativer Aufwand,
- eine hohe Genauigkeit der Messvorrichtung,
- eine einfache Auswertung der Ergebnisse,
- quantifizier- und reproduzierbare Ergebnisse.

Diese Anforderungen sind in der praktischen Anwendung nicht in vollem Umfang realisierbar. So schließen sich eine sehr hohe Genauigkeit und ein geringer apparativer Aufwand in der Regel gegenseitig aus. Um die geeignete Untersuchungsmethode zu wählen, muss die zugrunde liegende Fragestellung berücksichtigt werden.

Die Profilometrie stellt eine in der Zahnmedizin häufig eingesetzte und etablierte Untersuchungsmethode dar. Hierbei werden zwei unterschiedliche Verfahren zur Erfassung der Oberfläche eingesetzt: mechanische und optische Taster. In der vorliegenden Studie kam ein optischer Taster in Form eines Lasertasters zum Einsatz. Die Vorteile des Lasertasters liegen in seiner höheren Genauigkeit, welche durch den kleineren Tastspitzendurchmesser von $1\mu\text{m}$ zustande kommt. Bei mechanischen Tastern liegt der Tastspitzenradius meist zwischen $2,5$ und $10\mu\text{m}$. Hierin begründet sind Ungenauigkeiten der Messergebnisse [Whitehead et al., 1999]. In der vorliegenden Studie wurden R_a Werte von $0,3\mu\text{m}$ gemessen (Flexi-Snap bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung). Diese liegen somit deutlich unter der Abtastpräzision eines mechanischen Tasters. Aufgrund des direkten Kontaktes zwischen der Diamantspitze des mechanischen Tasters und dem Prüfkörper kann es zu einer Beschädigung der Oberfläche durch Furchenbildung und somit zu ungenauen Ergebnissen kommen. Aus diesem Grund sind reproduzierbare Werte bei

erneutem Abtasten der Oberfläche nicht möglich [Heintze et al., 2006; Wassell et al., 1994].

Eine mehrdimensionale Darstellung der Oberfläche kann durch die Profilometrie nicht realisiert werden. Eine annähernd dreidimensionale Darstellung der Oberfläche kann jedoch durch mehrere parallel zueinander angeordnete Taststrecken erreicht werden. Hierfür wurde die Einstellung Parallelaufzeichnung am verwendeten Pertometer S8P gewählt.

Die profilometrische Messung der Oberfläche ermöglicht es, unterschiedliche Rauigkeitsparameter zu erfassen. Diese erlauben die quantitative Beschreibung der Oberfläche. In der Literatur wird häufig der arithmetische Mittenrauwert R_a angegeben. Dieser wurde unter anderem in folgenden Studien angewendet: Chung (1994), Joniot et al. (2006), Kameyama et al. (2008), Koh et al. (2008), Lu et al. (2003), Nagem Filho et al. (2003), Ozel et al. (2008), Quirynen et al. (1990), Roeder et al. (2000), Uctasli et al. (2007), Wassell et al. (1994) und Yap et al. (2004). Aufgrund der häufigen Anwendung dieses Parameters lassen sich Studien untereinander vergleichen. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Ergebnisse durch die Parameter R_a und LR quantitativ erfasst. R_a ist der arithmetische Mittenrauwert, LR beschreibt das Profillängenverhältnis. Dieser Parameter erfasst zusätzlich zu der vertikalen auch die horizontale Dimension der untersuchten Oberfläche und lässt somit beispielsweise Rückschlüsse auf die Anzahl von Profilunregelmäßigkeiten zu [Jung et al., 1997]. Die alleinige Anwendung von R_a als Parameter zur Erfassung der Oberflächenrauigkeit ist unzureichend. Eine valide Bewertung basiert auf der Kombination von Parametern zur Erfassung der Oberflächenrauigkeit und der Oberflächenform [Whitehead et al., 1995, 1999]. Dies war hier durch die Verwendung von R_a und LR gewährleistet.

5.1.4.2 Qualitative Beurteilung

Als Ergänzung zur Profilometrie eignet sich die Methode der qualitativen Beurteilung zum Erfassen der Oberflächenstruktur. Die Kombination aus quantitativer und qualitativer Beurteilung wurde deshalb in zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen angewendet: Ashe et al. (1996), Jung

(1997, 2002), Jung et al. (1997), Krejci et al. (1999), Northeast & van Noort (1988), Roeder et al. (2000), Schmidlin et al. (2002), Stoddard & Johnson (1991) und Tjan & Chan (1989). In der vorliegenden Untersuchung wurde das Verfahren der Rasterelektronenmikroskopie (REM) zur qualitativen Beurteilung genutzt. Mithilfe des REM lassen sich materialbedingte von bearbeitungsbedingten Rauigkeiten, welche durch die Profilometrie nur ungenügend differenziert werden können, unterscheiden. Weiterhin ist das Auftreten einer Schmierschicht nachweisbar. Eine Interpretation der in der Profilometrie ermittelten Rauigkeitswerte ist nur mithilfe der qualitativen Beurteilung durch das REM möglich. Die Erfassung der rasterelektronenmikroskopischen Daten ist rein deskriptiv. Eine Vergleichbarkeit mit anderen Studien ist eingeschränkt, da keine objektiven Daten, etwa durch Zahlenwerte, vorliegen. Aus diesem Grund muss die qualitative Beurteilung immer als ergänzendes Untersuchungsverfahren gewertet werden. Weiterhin müssen die Proben vor der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung gesputtert werden. Dies bedeutet, dass die Oberfläche mit einer dünnen Goldschicht überzogen wird. Hieraus resultiert, dass die so bearbeiteten Prüfkörper für weitere Untersuchungen unbrauchbar sind, zum Beispiel für profilometrische Kontrollmessungen.

5.1.5 Materialeigenschaften der Disc-System und Polierverhalten

Um Zusammenhänge zwischen den Materialeigenschaften der untersuchten Disc-Systeme und deren Polierverhalten zu untersuchen wurden in der vorliegenden Studie Materialprüfungen durchgeführt. Der Versuchsaufbau wurde anwendungsnah angelegt, indem die im Mandrell eingespannten Discs gegen eine im 45° Winkel angebrachte Fläche bewegt wurden. Die daraus resultierenden Daten wurden durch die maximale Kraft pro Fläche (N/mm^2) ausgedrückt. Mit dem geschilderten Verfahren wurde erstmalig versucht, den maximalen Anpressdruck verschiedener flexibler Disc-Systeme zu quantifizieren und mit den korrespondierenden R_a Werten in Relation zu setzen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Patienten sind in der Lage, Rauigkeitsunterschiede im Bereich von 0,25 bis 0,5µm mit ihrer Zunge zu unterscheiden. Dies entspricht der Rauigkeit der natürlichen Schmelzoberfläche [Jones et al., 2004]. Aus diesem Grund fordern Jones et al., dass eine Füllungsoberfläche eine Rauigkeit von 0,5µm nicht überschreiten sollte.

Rauigkeitswerte von 0,5µm konnten von allen Systemen bei der Bearbeitung mit 10000 U/min und 5000 U/min ohne Wasserkühlung unterboten werden. Bei der Bearbeitung mit Wasserkühlung waren die Rauigkeitswerte aller Systeme über der geforderten Höchstgrenze von 0,5µm. Sof-Lex und Sof-Lex XT konnten Oberflächen-rauigkeiten im Bereich von 0,5µm erzielen.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Oberflächenbearbeitung ohne Wasserkühlung zu glatteren Oberflächen führte. Dies gilt für alle untersuchten Disc-Systeme und für alle verwendeten Umdrehungszahlen. Bei einer Bearbeitung mit 10000 U/min war die Oberflächenrauigkeit im Gegensatz zu der Bearbeitung mit 5000 U/min noch geringer.

Mit Wasserkühlung konnte Sof-Lex die glattesten Oberflächen hervorrufen. Das Mooreflex System erzeugte mit Wasserkühlung die rauesten Oberflächen. Die Mittenrauwerte lagen deutlich über den geforderten 0,5µm.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass eine Anwendung der Disc-Systeme ohne Wasserkühlung zu besseren Ergebnissen führt. Hierbei spielt die angewendete Umdrehungszahl keine entscheidende Rolle, da ohne Wasserkühlung die geforderten 0,5µm Oberflächenrauigkeit immer unterboten wurden. Die Umdrehungszahl sollte jedoch nicht zu hoch gewählt werden. Durch eine erhöhte Umdrehungszahl kann es zu Schädigungen der Pulpa durch die entstehende Hitzeentwicklung kommen. Weiterhin können schnell rotierende Discs zu traumatischen Schäden am umgebenden Gewebe führen.

Die unterschiedlichen Ergebnisse der Systeme lassen sich nur unzureichend erklären. Da bei allen Systemen in den Abstufungen fein und superfein die gleichen Abrasivpartikel aus Al₂O₃ verwendet wurden, können die Unterschiede

aus der Größe der aufgetragenen Abrasivpartikel oder der verwendeten Einbettung in das Trägermaterial resultieren. Des Weiteren konnte in den rasterelektronen-mikroskopischen Aufnahmen der Disc-Systeme gezeigt werden, dass die Polierkörper in unterschiedlicher Anzahl pro Fläche auf den Disc-Oberflächen haften. Ein direkter Zusammenhang zwischen Größe, Anzahl und Anordnung der Abrasivpartikel auf der Disc-Oberfläche und dem Polierverhalten der untersuchten Disc-Systeme konnte nicht festgestellt werden.

In Bezug auf die eingestellte Umdrehungszahl konnte für alle Disc-Systeme einheitlich beobachtet werden, dass höhere Umdrehungszahlen geringere Rauigkeitswerte hervorriefen. Möglicherweise führen höhere Umdrehungszahlen zu einer intensiveren Bearbeitung der Kompositoberfläche durch die Disc-Systeme. Zudem könnte der intensivere Kontakt mit den jeweiligen Abrasivpartikeln bei hohen Umdrehungsgeschwindigkeiten zu einer stärkeren Einebnung der Oberflächenrauigkeiten beitragen.

Deutlich unterschiedliche Ergebnisse wurden bei der Versuchsreihe mit und ohne Wasserkühlung verzeichnet. Hierbei waren vor allem bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung deutlich niedrigere R_a Werte messbar als bei allen anderen Bearbeitungsmethoden.

In der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung konnte besonders in diesem Bearbeitungsmodus die Ausbildung einer Schmierschicht nachgewiesen werden. Eine Schmierschicht wurde schon in früheren Studien nach der Anwendung von flexiblen Disc-Systemen von mehreren Autoren beschrieben [Lambrechts & Vanherle, 1982; Pearson & Messing, 1979; van Dijken & Ruyter, 1987]. Das Auftreten einer Schmierschicht wird vermutlich durch die Hitzeentwicklung während der Ausarbeitungs- und Polierprozesse begünstigt, vor allem bei der Anwendung ohne Wasserkühlung [Jones et al., 2005; van Dijken & Ruyter, 1987; van Noort & Davis, 1984]. Diese Beobachtung konnte auch in der vorliegenden Studie belegt werden. Hierbei zeigte sich die Schmierschicht vor allem nach der Bearbeitung bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung.

Nach dem Reinigen der Kompositoberfläche mit einer Zahnbürste ergaben sich rauere Oberflächen [Lambrechts & Vanherle, 1982; van Dijken & Ruyter, 1987]. Dies legt die Vermutung nahe, dass die vorher beobachtete Schmierschicht durch das Reinigen mit einer Zahnbürste entfernt wird. Ob dies wirklich der Fall ist müssen weitere Studien belegen.

5.3 Literaturvergleich

5.3.1 Vergleich mit den Ergebnissen anderer Autoren

Sof-Lex

Das Sof-Lex System wurde durch Senawongse et al. (2007) in Verbindung mit dem Nanokomposit Filtek Supreme untersucht. Hierbei ergaben sich sehr niedrige Rauigkeitswerte. In der zitierten Studie wurden die Prüfkörper nach der Aushärtung nicht mit Sandpapier bearbeitet, sondern direkt durch Sof-Lex Discs. Diese wurden ohne Wasserkühlung bei 12000 U/min und pro Abstufung 1min lang eingesetzt. Durch diese Bearbeitung traten Rauigkeitswerte (R_a) von 0,029-0,038 μm auf. Die Werte wurden durch Profilometrie mittels eines mechanischen Tasters bestimmt [Senawongse & Pongprueksa, 2007]. Die in der zitierten Studie gemessenen R_a Werte liegen deutlich unter denen der vorliegenden Studie. Eine Vergleichbarkeit zu dieser Studie im Versuchsaufbau besteht nur für die Gruppe, in welcher die Prüfkörper bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden. Die gemessenen R_a Werte der vorliegenden Studie lagen bei 0,41 μm und damit deutlich über denen von Senawongse et al. Die zum Teil erheblichen Differenzen lassen sich durch unterschiedliche Messbedingungen erklären. Hierbei könnte der angewendete Taster eine entscheidende Rolle spielen. Zudem wurden die Prüfkörper vor der Bearbeitung nicht mit Sandpapier geglättet. Die höheren Drehzahlen können ebenfalls einen Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit nach der Bearbeitung haben. Zusätzlich hat bei manueller Anwendung der jeweilige Behandler einen nennenswerten Einfluss auf die resultierende Oberflächenbeschaffenheit [Jung et al., 2008].

Koh et al. (2008) untersuchten das Sof-Lex System in Verbindung mit Filtek Supreme, ebenfalls unter ähnlichen Bedingungen wie in der vorliegenden

Studie. Es ergaben sich R_a Werte von $0,8 \pm 0,21 \mu\text{m}$. Insgesamt lagen die gemessenen R_a Werte dieser Studie für alle untersuchten Systeme und Materialien etwas höher als in der vorliegenden. Der Versuchsaufbau war jedoch sehr ähnlich gestaltet. Er unterscheidet sich hauptsächlich in der profilometrischen Oberflächenmessung der bearbeiteten Prüfkörper. Bei dieser wurden unterschiedliche Geräte zur Messung der Oberflächenstruktur eingesetzt.

Eine weitere Studie untersuchte ebenfalls das Sof-Lex System in Verbindung mit Filtek Supreme [Erdemir et al., 2012]. Hierbei wurden ohne Wasserkühlung die Abstufungen mittel, fein und superfine für jeweils 10 Sekunden angewendet. Die abschließende profilometrische Oberflächenmessung ergab R_a Werte von $0,17 \pm 0,05 \mu\text{m}$. Diese gemessenen Werte liegen unter denen für die vorliegende Studie gemessenen Werten für R_a . Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die Abstufung grob in der zitierten Studie nicht angewendet wurde. Die angewendete Methode der profilometrischen Oberflächenmessungen unterscheidet sich ebenfalls von der in der vorliegenden Studie angewandten. Dies spielt ebenfalls eine Rolle.

Zwei weitere Untersuchungen wurden unter ähnlichen Bedingungen wie in der hier vorliegenden Studie durchgeführt. Sie nutzten ebenfalls Filtek Supreme und bearbeiteten dieses mit Sof-Lex Discs. Die Bearbeitung wurde bei 3000 U/min mit Wasserkühlung durchgeführt und die so bearbeiteten Oberflächen wurden mittels Profilometrie durch einen Lasertaster untersucht [Jung et al., 2007a; Jung et al., 2007b]. Beide Untersuchungen ergaben R_a Werte im Bereich von $0,5 \mu\text{m}$. In der vorliegenden Studie wurde bei ähnlichen Bedingungen und mit 5000 U/min und Wasserkühlung ein R_a Wert von $0,51 \mu\text{m}$ erreicht. Diese Beobachtung bestätigt, dass unter ähnlichen methodischen Bedingungen in unterschiedlichen Studien annähernd gleiche Ergebnisse erzielt werden können.

Sof-Lex XT

Die Anwendung von Sof-Lex XT auf unterschiedlichen Hybridkompositen wurde von Scheibe et al. (2009) untersucht. Hierbei wurden die Abstufungen fein,

mittel und superfein der Sof-Lex XT Discs jeweils 20 Sekunden ohne Wasserkühlung angewendet. Über die angewendete Umdrehungszahl liegen keine genauen Angaben vor. Die Oberflächenrauigkeit wurde mittels eines mechanischen Tasters erfasst. Hierbei ergaben sich R_a Werte zwischen $0,65 \pm 0,39\mu\text{m}$ und $1,37 \pm 0,32\mu\text{m}$ für die unterschiedlichen Komposite. Die gemessenen R_a Werte für die Bearbeitung ohne Wasserkühlung lagen in der vorliegenden Studie hingegen für 5000 U/min bei $0,42\mu\text{m}$ und für 10000 U/min bei $0,38\mu\text{m}$. Damit liegen beide Werte deutlich unter den von Scheibe et al. (2009) gemessenen Werten. Dies lässt sich durch die unterschiedlichen Messbedingungen erklären. Weiterhin wurden unterschiedliche Kompositmaterialien untersucht. Auch der Einfluss der Personen, welche die Bearbeitung der Kompositoberfläche durchführen, spielt eine Rolle.

Eide und Tveit (1988) untersuchten Sof-Lex XT Discs in Verbindung mit einem Mikrofüllerkomposit (Silux) und einem Hybridkomposit (P39). Hierbei wurden alle vier auf dem Markt erhältlichen Abstufungen von Sof-Lex XT eingesetzt. Die erste Abstufung (grob) wurde bei 12000 U/min für 10 Sekunden verwendet. Die drei darauf folgenden jeweils bei 24000 U/min für 10 Sekunden. Die Bearbeitung erfolgte ohne Wasserkühlung. Die Oberflächenrauigkeit wurde anschließend durch Profilometrie bestimmt. Die gemessenen R_a Werte lagen bei beiden Kompositen im Bereich von $0,2\mu\text{m}$. In der vorliegenden Studie lagen die gemessenen R_a Werte, welche durch Sof-Lex XT bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung erreicht wurden bei $0,38\mu\text{m}$. Ein Vergleich der beiden Ergebnisse ist nur in begrenztem Rahmen möglich, da unterschiedliche Komposite eingesetzt wurden und die angewendete Umdrehungszahl in der zitierten Studie von Eide und Tveit deutlich höher lag.

Das Polierverhalten von Sof-Lex XT Discs auf unterschiedlichen Kompositen wurde ebenfalls von Ryba et al. (2002) untersucht. Hierbei wurden die Abstufungen mittel, fein und superfein für jeweils 10 Sekunden pro Abstufung mit 60000 U/min angewendet. Über den Bearbeitungsmodus Wasserkühlung liegen keine Angaben vor. Die profilometrische Untersuchung wurde mittels eines mechanischen Tasters mit einem Tastspitzenradius von $5\mu\text{m}$ durchgeführt. Hierbei wurden R_a Werte zwischen $0,102\mu\text{m}$ und $0,205\mu\text{m}$

gemessen. Die gemessenen R_a Werte von Ryba et al. können am ehesten mit den Werten aus der vorliegenden Studie verglichen werden, welche bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung gemessen wurden. Diese liegen bei $0,38\mu\text{m}$ und somit über den von Ryba et al. gemessenen Werten. Hierbei spielt vor allem die deutlich höhere Umdrehungszahl bei der Anwendung eine entscheidende Rolle. Weiterhin wurden die profilometrischen Messungen mittels eines mechanischen Tasters durchgeführt.

Opti Disc

Studien über das Opti Disc-System sind in der Literatur sehr selten. Zurzeit ist nur eine vergleichbare Untersuchung bekannt. In dieser Untersuchung wird Filtek Supreme in Verbindung mit dem Opti Disc-System angewendet. Die Bearbeitung erfolgte pro Abstufung für 10 Sekunden bei 10000 U/min mit Wasserkühlung. Die gemessenen R_a Werte lagen bei $0,93 \pm 0,28\mu\text{m}$ [Koh et al., 2008]. In der vorliegenden Studie wurde bei 10000 U/min und mit Wasserkühlung ein durchschnittlicher R_a Wert von $0,67\mu\text{m}$ gemessen und dieser liegt damit unterhalb des von Koh et al. gemessenen Wertes. Wie Fruits et al. (1996) zeigen konnten, kann diese Ungenauigkeit auf die Art der Applikation zurückgeführt werden. Weiterhin liegen unterschiedliche Messbedingungen vor.

Super-Snap

Super-Snap wurde unter verschiedenen Bedingungen im Rahmen von wissenschaftlichen Studien untersucht. Watanabe et al. (2006) untersuchten unterschiedliche Komposite nach der Bearbeitung mit Super-Snap. Hierfür wurden die beiden feinsten Abstufungen jeweils 30 Sekunden bei 5000 U/min ohne Wasserkühlung verwendet. Die Profilometrie erfolgte mittels eines mechanischen Tasters. Dies führte zu Ergebnissen (R_a) im Bereich zwischen $0,045\mu\text{m}$ und $0,097\mu\text{m}$ [Watanabe et al., 2006]. Im Zentrum einer weiteren Studie stand das Super-Snap System unter Anwendung aller vier Abstufungen ohne Wasserkühlung. Es wurden fünf unterschiedliche Komposite eingesetzt. Die profilometrischen Ergebnisse der Untersuchungen ergaben R_a Werte im Bereich von $0,14\mu\text{m}$ bis $0,33\mu\text{m}$ [Barbosa et al., 2005]. In der vorliegenden

Studie liegen die R_a Werte der Prüfkörper, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, zwischen $0,30\mu\text{m}$ und $0,35\mu\text{m}$ und damit im Bereich der Ergebnisse von Barbosa et al., obwohl in dieser Studie andere Kompositmaterialien untersucht wurden. Die Studie von Watanabe et. al konnte deutlich niedrigere R_a Werte nachweisen. Hierdurch zeigt sich, dass die Art der Profilometrie mehr Einfluss auf die Ergebnisse haben kann als der Anwendungsmodus oder die verwendeten Materialien.

Flexi-Snap und Mooreflex

Für diese Systeme liegen in der Literatur keine Untersuchungen vor.

5.3.2 Limitation des Literaturvergleichs

Profilometrische Untersuchungen einer Oberfläche liefern quantifizierte, objektive Werte der Oberflächenrauigkeit. Dennoch lassen sich nicht alle Studien ohne weiteres miteinander vergleichen, da die Untersuchungsbedingungen sich unterscheiden bzw. die Ergebnisse der Untersuchungen durch bestimmte Faktoren beeinflusst werden können. Einflussfaktoren auf die Ergebnisse von Oberflächenuntersuchungen können sein:

- das verwendete Komposit,
- Form und Größe der Prüfkörper,
- die verwendeten Ausarbeitungs- und Politurinstrumente,
- die Vorgehensweise bei der Oberflächenbearbeitung,
 - o Bearbeitungsdauer
 - o Wasserkühlung
 - o Anpressdruck und Größe der Auflagefläche der Instrumente
 - o Umdrehungszahl
 - o Art der Bearbeitung (manuell / Maschinell)
 - o Art der manuellen Applikation
- das Messverfahren,
 - o mechanischer Taster oder Lasertaster
 - o der verwendete Messparameter
 - o Geräteeinstellungen.

Da in den letzten Jahrzehnten sehr viele Studien zum Thema Oberflächenbearbeitung von Kompositen durchgeführt und veröffentlicht wurden, umfasste der vorliegende Literaturvergleich ausschließlich Studien, in welchen ähnliche Bedingungen und gleiche Poliersysteme verwendet wurden.

5.4 Klinische Relevanz der Ergebnisse und Schlussfolgerung

Die Übertragbarkeit der Ergebnisse aus der vorliegenden in vitro Studie auf klinische Verhältnisse ist limitiert. In der Praxis müssen zum Teil schwer zugängliche Stellen in der Mundhöhle bearbeitet werden. Hierbei muss bei der Bearbeitung zusätzlich auf die umgebenden Weichteile und eine Schonung der selbigen geachtet werden. Weiterhin spielen der Faktor Zeit und eine ausreichende Wasserkühlung eine wichtige Rolle. Um den Faktor Zeit zu berücksichtigen wurde in der vorliegenden Studie eine Begrenzung von 20 Sekunden pro Abstufung und Prüfkörper festgelegt. Eine ausreichende Wasserkühlung wird in der Praxis für die Vitalerhaltung des Zahnes gefordert. Aus den profilometrischen Messungen dieser Studie folgt jedoch, dass bei einer Bearbeitung ohne Wasserkühlung und mit höheren Drehzahlen glattere Oberflächen erreicht werden können. Dies gilt durchgehend für alle untersuchten Systeme.

Grundsätzlich gibt es keinen Konsens, welche Rautiefen nach der Politur von Kompositoberflächen erreicht werden sollten. Mehrere Eigenschaften wie zum Beispiel Plaqueakkumulation, Verschleiß, Ästhetik und werkstoffkundliche Parameter werden durch eine Abnahme der Oberflächenrauigkeit positiv beeinflusst. Deshalb erscheint es zum gegenwertigen Zeitpunkt sinnvoll, eine größtmögliche Reduktion der Oberflächenrauigkeit bei der Politur von Kompositoberflächen anzustreben.

Statistisch lassen sich signifikante Unterschiede von R_a in Bezug auf das untersuchte Disc-System ($p=0,003$) und die angewendete Umdrehungszahl ($p=0,037$) feststellen. Weiterhin zeigte sich eine Signifikanz der R_a Werte hinsichtlich des Prüfkriteriums Wasserkühlung ($p\leq 0,001$) und für Wechselwirkungen zwischen verwendetem Disc-Systemen und Wasserkühlung ($p\leq 0,001$).

Die Messergebnisse für LR zeigten einen erkennbaren, aber statistisch nicht signifikanten Einfluss in Bezug auf die untersuchten Disc-Systeme ($p=0,074$). Die angewendete Umdrehungszahl zeigte eine Signifikanz von $p=0,035$. Weiterhin zeigte sich eine Signifikanz der LR Werte hinsichtlich des Prüfkriteriums Wasserkühlung ($p\leq 0,001$) und für Wechselwirkungen zwischen verwendetem Disc-System und Wasserkühlung ($p\leq 0,001$).

Aufgrund der Ergebnisse und der klinischen Erfordernisse erscheint bei der Anwendung von flexiblen Discs auf Nanokompositoberflächen eine Kombination von trockenem Bearbeitungsmodus bei geringer Drehzahl sinnvoll. Auf diese Weise können Nebenwirkungen der Disc-Anwendung, wie Hitzeentwicklung und Verletzungsgefahr, minimiert werden, während der Glättungseffekt der Discs optimiert wird. Im Hinblick auf die verwendeten Disc Fabrikate konnten die geringsten Rauigkeitswerte bei trockener Anwendung mit dem Flexi-Snap System erzielt werden. Insgesamt konnten aber alle untersuchten Systeme bei der Anwendung ohne Wasserkühlung die von Jones et al. (2004) geforderten Oberflächenrauigkeiten von unter $0,5\mu\text{m}$ erreichen. Welches Disc-System unter klinischen Bedingungen am effizientesten ist, müssen separate Studien zeigen.

6. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden in vitro Studie war es, die Oberflächenbeschaffenheit eines Nanokomposits nach der Ausarbeitung und Politur mit sechs unterschiedlichen flexiblen Disc-Systemen profilometrisch und im Rasterelektronenmikroskop (REM) zu bewerten. Dabei wurden sechs Disc-Systeme bei unterschiedlichen Drehzahlen im Modus „Wasserkühlung“ und „ohne Wasserkühlung“ getestet. Zusätzlich wurde die Flächenpressung der jeweiligen Disc-Systeme evaluiert und mögliche Zusammenhänge zu der resultierenden Oberflächenqualität der Komposite nach der Anwendung der Disc-Systeme beschrieben.

Es wurde das Nanokomposit Filtec Supreme XT (3M Espe, Seefeld) verwendet. Aus diesem Komposit wurden n=192 Prüfkörper der Größe 7x7x4mm hergestellt. Um eine standardisierte Oberfläche der Prüfkörper zu erreichen, wurden diese mit einer 400 Grit Sandpapierscheibe (Leco Corporation, St Joseph, MI, USA) unter Wasserberieselung und mit 400g Belastung 5 Minuten bearbeitet. Die Bearbeitung der Prüfkörper erfolgte durch sechs unterschiedliche Disc-Systeme, Sof-Lex (3M Espe, Seefeld), Sof-Lex XT (3M Espe, Seefeld), Opti Disc (Kerr Hawe, Bioggio, Schweiz), Super-Snap (Shofu Dental GmbH, Ratingen), Flexi-Snap (Edenta AG, Schweiz) und Mooreflex (Kentzler Kaschner Dental, Ellwangen). Im Testaufbau wurden 4 Gruppen gebildet. Die Bearbeitung der Prüfkörper erfolgte manuell mit demselben blauen Winkelstück (20LH Intramatic Lux 3 mit Kopfteil 68 LH, KaVo, Biberach/Riss). In der ersten Gruppe erfolgte die Bearbeitung bei 5000 U/min mit Wasserkühlung, in der zweiten bei 10000 U/min mit Wasserkühlung, in der dritten bei 5000 U/min ohne Wasserkühlung und in der vierten bei 10000 U/min ohne Wasserkühlung. Pro Gruppe und Disc-System wurden 8 Prüfkörper bearbeitet. Daraus resultierte ein Gesamtprobenumfang von n=192 Prüfkörpern.

Die profilometrische Oberflächenuntersuchung der bearbeiteten Prüfkörper wurde mithilfe des Perthometer S8P (Feinprüf GmbH, Göttingen) durchgeführt. Zur Charakterisierung der Oberflächenrauigkeit wurden die Rauigkeits-

parameter arithmetischer Mittenrauwert (R_a) und Profillängenverhältnis (LR) verwendet.

Die statistische Auswertung der profilometrischen Ergebnisse erfolgte mittels einer univariaten Varianzanalyse und anschließendem Post-Hoc-Test nach Tukey.

Für die qualitative Untersuchung der Proben im REM wurden jeweils 3 Prüfkörper für jeden der vier Bearbeitungsmodi pro Disc-System nach dem Zufallsprinzip ausgewählt. Daraus resultierte ein Gesamtprobenumfang von $n=72$ Proben. Die qualitative Beurteilung wurde mit dem Raster-elektronenmikroskop XL 20 (Philipps, Eindhoven, Niederlande) vorgenommen. Die Auswertung der hieraus erlangten Daten erfolgte rein deskriptiv.

Die Materialprüfungen der Discs wurden an einer elektronischen Kleinlast-Prüfmaschine (Emma 300, Selbstbau der Technischen Hochschule Mittelhessen, Campus Giessen) durchgeführt. Pro untersuchtes Disc-System wurden 24 Discs auf ihre Materialeigenschaften getestet. Somit kam man auf einen Gesamtprobenumfang von $n=144$ flexible Discs. Zur Testung wurden die Discs mit dem zugehörigen Mandrell gegen eine im 45° Winkel angebrachte Fläche bewegt. Gemessen wurde die maximale Kraft in N, welche vor dem unmittelbaren Kontakt des jeweiligen Disczentrums mit der schiefen Ebene erzielt wurde. Diese wurde ins Verhältnis zu dem jeweiligen aktiven Kreissegment der Disc gesetzt, um so die maximale Kraft in N pro Fläche zu bestimmen. Mögliche Korrelationen der erlangten Daten mit der Oberflächenrauigkeit (R_a) wurden durch Berechnung der nichtparametrischen Korrelation nach Spearman geprüft.

In der vorliegenden Studie zeigten die Messergebnisse für R_a signifikante Unterschiede sowohl zwischen den untersuchten Disc-Systemen ($p \leq 0,05$) als auch im Hinblick auf die angewendete Umdrehungszahl ($p \leq 0,05$). Höchst signifikant waren die R_a Werte in Bezug auf den Einfluss der Wasserkühlung ($p \leq 0,001$); Wechselwirkungen zwischen verwendetem Disc-System und Wasserkühlung waren nachweisbar ($p \leq 0,001$).

Die Messergebnisse für LR zeigten signifikante Unterschiede in Bezug auf die angewendete Umdrehungszahl ($p \leq 0,05$) und den Einfluss der Wasserkühlung ($p \leq 0,001$). Wechselwirkungen zwischen Disc-System und Wasserkühlung waren nachweisbar ($p \leq 0,001$).

Für den Mittenrauwert R_a zeigte im Modus „Wasserkühlung“ der verwendete Disc-Typ einen signifikanten Einfluss ($p < 0,001$). Im Modus „ohne Wasserkühlung“ hatte der verwendete Disc-Typ ($p = 0,012$) und die angewendete Umdrehungszahl signifikanten Einfluss ($p = 0,020$).

Für das Profillängenverhältnis LR zeigte im Modus „Wasserkühlung“ der verwendete Disc-Typ signifikanten Einfluss ($p < 0,001$). Im Modus „ohne Wasserkühlung“ zeigte ebenfalls der verwendete Disc-Typ signifikanten Einfluss ($p = 0,002$).

Insgesamt wurden die niedrigsten Rauigkeitswerte durch das Flexi-Snap System ohne Wasserkühlung erzielt ($R_a = 0,31 \pm 0,10$ und $LR = 1,094 \pm 0,048$). Die höchsten R_a bzw. LR Werte im Modus „ohne Wasserkühlung“ wurden durch Sof-Lex hervorgerufen ($R_a = 0,43 \pm 0,119$ und $LR = 0,157 \pm 0,071$).

Im Modus „Wasserkühlung“ rief das Sof-Lex System die niedrigsten R_a Werte hervor ($R_a = 0,52 \pm 0,130$). Die höchsten R_a Werte wurden durch das Mooreflex System erzeugt ($R_a = 0,78 \pm 0,19$).

Im Modus „Wasserkühlung“ rief das Sof-Lex XT System die geringsten LR Werte hervor ($LR = 1,211 \pm 0,053$). Die höchsten LR Werte wurden durch Opti Disc generiert ($LR = 1,290 \pm 0,058$).

Signifikante Unterschiede zwischen den Disc Systemen variierten in Abhängigkeit von der Zuordnung zu den vier Testgruppen.

Die REM Befunde zeigten nur sehr geringe Unterschiede in der Oberflächenqualität der Kompositprüfkörper in Bezug auf die untersuchten Disc-Systeme. Der Modus „Wasserkühlung“ hatte hingegen deutlichen Einfluss auf die Struktur der Kompositoberflächen. Auf allen REM-Aufnahmen von Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, waren nur wenige Riefen und Porositäten vorhanden; 34,7% der Proben wiesen keine Riefen oder

Porositäten auf, 61,1% wenige Riefen oder Porositäten und 4,2% viele Riefen oder Porositäten. Proben, welche mit Wasserkühlung bearbeitet wurden, zeigten deutlich häufiger Riefen und Porositäten. Keine dieser Proben war frei von Riefen oder Porositäten, 51,4% der Proben zeigten wenige Riefen oder Porositäten und 48,6% der Proben viele Riefen oder Porositäten. Zusätzlich konnte bei Proben, welche ohne Wasserkühlung bearbeitet wurden, das Auftreten einer Schmierschicht beobachtet werden.

Die Flexibilitätsmessungen ergaben, dass keine Korrelation zwischen der maximalen Kraft pro Fläche und dem Oberflächenparameter R_a festgestellt werden konnte ($p=0,957$).

Grundsätzlich gelten für Werkstoffe im oralen Umfeld niedrige Rauigkeiten und glatte Oberflächen als vorteilhaft im Hinblick auf Plaqueakkumulation, Abrasionsfestigkeit und Verschleiß, werkstoffkundliche Parameter sowie patientenbezogene Eigenschaften. Es gibt allerdings bis zum heutigen Zeitpunkt keinen allgemein akzeptierten Rauigkeitsgrenzwert für Kompositoberflächen. Aus diesem Grund sollte immer dem System der Vorzug gegeben werden, welches die geringsten Rauigkeiten auf einer Kompositoberfläche hervorruft. In der vorliegenden Studie wurden die geringsten Rauigkeitswerte durch das Flexi-Snap System ohne Wasserkühlung hervorgerufen. Die Umdrehungszahl sollte eher niedrig gewählt werden um eine zu starke Hitzeentwicklung in der klinischen Anwendung zu vermeiden. Zusätzlich besteht bei höheren Umdrehungszahlen die Gefahr, dass Nachbarstrukturen wie Gingiva, Weichgewebe oder Nachbarzähne verletzt werden. Aus diesen Überlegungen ergibt sich, dass nach den vorliegenden Ergebnissen eine Anwendung des Flexi-Snap Systems bei 5000 U/min ohne Wasserkühlung zu empfehlen ist. Ob die weiteren untersuchten Systeme für die klinische Anwendung geeignet oder ungeeignet sind, lässt sich durch die vorliegenden in-vitro Daten nicht abschließend beantworten.

Summary

The objective of the present in vitro study was to evaluate profilometrically and under the scanning electron microscope (SEM) the surface integrity of a nanocomposite after preparation and polishing with six different flexible disc systems. Six disc systems were tested at different revolution speeds in the "water cooling" and the "no water cooling" mode. The surface pressure of the relevant disc systems was also evaluated and possible associations with the resulting surface quality of the composites after application of the disc systems were described.

The nanocomposite Filtec Supreme XT (3M Espe, Seefeld, Germany) was used. A total of $n=192$ specimens measuring $7 \times 7 \times 4$ mm were produced from this composite. In order to achieve a standardised surface of the specimens, these were processed for 5 minutes with a 400 Grit sandpaper disc (Leco Corporation, St Joseph, MI, USA) under water irrigation and 400g pressure. The specimens were treated by six different disc systems: Sof-Lex (3M Espe, Seefeld, Germany), Sof-Lex XT (3M Espe, Seefeld, Germany), Opti Disc (Kerr Hawe, Bioggio, Switzerland), Super-Snap (Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany), Flexi-Snap (Edenta AG, Switzerland) and Mooreflex (Kentzler Kaschner Dental, Ellwangen, Germany). Four groups were formed in the test setup. The specimens were treated manually using the same blue contra-angle handpiece (20LH Intramatic Lux 3 with head 68 LH, KaVo, Biberach/Riss). In the first group the specimens were processed at 5,000 rpm with water cooling; in the second group at 10,000 rpm with water cooling, in the third group at 5,000 rpm with no water cooling, and in the fourth group at 10,000 rpm with no water cooling. A total of 8 specimens per group and disc system resulted in a total sample size of $n=192$ specimens.

The profilometric surface examination of the polished specimens was carried out using the perthometer S8P (Feinprüf GmbH, Göttingen, Germany). The roughness parameters "arithmetic mean roughness" (R_a) and "profile length ratio" (LR) were used to characterize the surface roughness.

The profilometric results were statistically evaluated based on a univariate variance analysis and subsequent Tukey's post-hoc test.

For the qualitative examination of the samples in SEM, 3 specimens were randomly selected from each group and disc system. This resulted in a total sample size of $n=72$ samples. The qualitative assessment was carried out using the scanning electron microscope XL 20 (Philips, Eindhoven, Netherlands). The evaluation of the data obtained from this was purely descriptive.

The material tests of the discs were performed on an electronic small-load testing machine (Emma 300, self-construction by the Technische Hochschule Mittelhessen, Giessen Campus). 24 discs per investigated disc system were tested for their material properties. This resulted in a total sample size of $n=144$ flexible discs. For testing the discs were moved against a surface tilted at a 45° angle. The maximum force reached before direct contact of the respective disc centre with the tilted plane was measured in N. This was put in relation to the respective active circular segment of the disc, in order to determine the maximum force in N per surface area. Possible correlations of the obtained data with the surface roughness (R_a) were verified by calculating Spearman's non-parametric correlation.

In the present study the test readings for R_a showed significant differences, both between the tested disc systems ($p \leq 0.05$) and with respect to the applied revolution speed ($p \leq 0.05$). Highly significant were the R_a values in relation to the influence of water cooling ($p \leq 0.001$); interdependencies between the disc system used and water cooling were detectable ($p \leq 0.001$).

The test readings for LR showed significant differences in relation to the applied revolution speed ($p \leq 0.05$) and the influence of water cooling ($p \leq 0.001$). Interdependencies between the disc system and water cooling were detectable ($p \leq 0.001$).

In the "water cooling" mode the disc type used had a significant influence ($p < 0.001$) on the mean roughness R_a . In the "no water cooling" mode the disc type used ($p = 0.012$) and the applied revolution speed had a significant influence ($p = 0.020$).

In the "water cooling" mode the disc type used had a significant influence ($p < 0.001$) on the profile length ratio LR. In the "no water cooling" mode the disc type used also had a significant influence ($p = 0.002$).

Overall, the lowest roughness values were obtained with the Flexi-Snap system with no water cooling ($R_a = 0.31 \pm 0.10$ and $LR = 1.094 \pm 0.048$). The highest R_a and LR values in the "no water cooling" mode were produced by Sof-Lex ($R_a = 0.43 \pm 0.119$ and $LR = 0.157 \pm 0.071$).

In the "water cooling" mode the Sof-Lex system produced the lowest R_a values ($R_a = 0.52 \pm 0.130$). The highest R_a values were generated by the Mooreflex system ($R_a = 0.78 \pm 0.19$).

In the "water cooling" mode the Sof-Lex XT system generated the lowest LR values ($LR = 1.211 \pm 0.053$). The highest LR values were generated by Opti Disc ($LR = 1.290 \pm 0.058$).

Significant differences between the disc systems varied among the four test groups.

In SEM only very minor differences in the surface quality of the composite specimens were found in relation to the disc systems tested. The "water cooling" mode, on the other hand, had a significant influence on the structure of the composite surfaces. All SEM images of samples that were processed without water cooling showed only a few grooves and porosities; 34.7% of the samples had no grooves or porosities, 61.1% had few grooves or porosities, and 4.2% had many grooves or porosities. Samples that were processed with water cooling showed grooves and porosities significantly more often. None of these samples were free of grooves or porosities; 51.4% of the samples had few grooves or porosities and 48.6% of the samples had many grooves or porosities. In addition, the development of a smear layer was observed in samples that were processed without water cooling.

The flexibility measurements showed that no correlation was established between the maximum force per surface area and the surface parameter R_a ($p = 0.957$).

As a general rule low roughness and smooth surfaces are considered beneficial in the oral environment in terms of plaque accumulation, abrasion resistance and erosion, material science parameters, as well as patient-related characteristics. At the current time, however, there is no generally accepted roughness limit for composite surfaces. For this reason preference should always be given to the system that produces the least roughness on a composite surface. In the present study the lowest surface roughness values were produced by the Flexi-Snap system with no water cooling. The revolution speed selected should preferably be low to avoid too much heat generation in clinical application. Higher speeds also pose the risk of injury to adjacent structures such as gingivae, soft tissue or adjacent teeth. Based on these considerations and the results at hand, the recommendation is to use the Flexi-Snap system at a speed of 5,000 rpm without water cooling. The available in vitro data provide no conclusive answer as to whether the other systems tested are suitable or unsuitable for clinical use.

7. Literaturverzeichnis

- 3MEspe: Sof-Lex Finier- und Poliersysteme - Technisches Produkt Profil; Seefeld / Germany, 3M Espe; 2002.
- Ashe MJ, Tripp GA, Eichmiller FC, George LA, Meiers JC: Surface roughness of glass-ceramic insert-composite restorations: Assessing several polishing techniques. *J Am Dent Assoc* 1996;127:1495-1500.
- Attar N: The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:27-35.
- Barbosa SH, Zanata RL, Navarro MF, Nunes OB: Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Br Dent J* 2005;16:39-44.
- Baseren M: Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl* 2004;19:121-134.
- Bashetty K, Joshi S: The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent* 2010;13:34-38.
- Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C: Surface roughness of finished composite resins. *J Prosthet Dent* 1992;68:742-749.
- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M: Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater* 1997;13:258-269.
- Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR: Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:42-47; discussion 48.
- Bouvier D, Duprez JP, Lissac M: Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *J Oral Rehabil* 1997;24:888-894.
- Brackett WW, Gilpatrick RO, Gunnin TD: Effect of finishing method on the microleakage of class v resin composite restorations. *Am J Dent* 1997;10:189-191.
- Celik C, Ozgunaltay G: Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness of tooth-colored materials. *Quintessence Int* 2009;40:783-789.
- Chan KC, Fuller JL, Hormati AA: The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthet Dent* 1980;43:542-545.
- Chung KH: Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* 1994;10:325-330.

- Claman LJ, Koidis PT, Burch JG: Proximal tooth surface quality and periodontal probing depth. *J Am Dent Assoc* 1986;113:890-893.
- Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE: The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: A comparison. *J Am Dent Assoc* 2000;131:1610-1615.
- Collard SM, Vogel JJ, Ladd GD: Respirability, microstructure and filler content of composite dusts. *Am J Dent* 1991;4:143-151.
- da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL: Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: Evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent* 2011;36:205-212.
- Deutsche Norm: DIN Deutsches Institut für Normung e.V., (Ed): DIN-Taschenbuch, 1 Mechanische Technik Grundnormen; Beuth Verlag GmbH: Berlin, Wien, Zürich, 1995, 293-297.
- Dodge WW, Dale RA, Cooley RL, Duke ES: Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dent Mater* 1991;7:18-20.
- Edenta: <http://www.zerodental.de/kataloge/labor/product%20innovations%202007.pdf> ; 2012.
- Eide R, Tveit AB: Finishing and polishing of composites. *Acta Odontol Scand* 1988;46:307-312.
- Eide R, Tveit AB: Finishing and polishing glass-ionomer cements. *Acta Odontol Scand* 1990;48:409-413.
- Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E: The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent* 2012;6:198-205.
- Espelid I, Cairns J, Askildsen JE, Qvist V, Gaarden T, Tveit AB: Preferences over dental restorative materials among young patients and dental professionals. *Eur J Oral Sci* 2006;114:15-21.
- Gedik R, Hurmuzlu F, Coskun A, Bektas OO, Ozdemir AK: Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc* 2005;136:1106-1112.
- Glenn JF: Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. Comments on dr. Bowen's presentation. *J Dent Res* 1979;58:1504-1506.
- Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V: A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* 2006;22:1051-1062.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T: Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Einführung in die Zahnerhaltung, Urban & Fischer: München, 2007, 181-277 (4. Auflage).

- Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, Garcia-Godoy F, Manhart J: Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent* 2005;18:198-211.
- Hondrum SO, Fernández R: Contouring, finishing, and polishing class 5 restorative materials. *Oper Dent* 1997;22:30-36.
- Jones CS, Billington RW, Pearson GJ: The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 2004;196:42-45; discussion 31.
- Jones CS, Billington RW, Pearson GJ: Laboratory study of the loads, speeds and times to finish and polish direct restorative materials. *J Oral Rehabil* 2005;32:686-692.
- Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G: Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent* 2006;31:39-46.
- Jung M: Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent* 1997;22:98-104.
- Jung M: Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent* 2002;27:175-183.
- Jung M, Baumstieger M, Klimek J: Effectiveness of diamond-impregnated felt wheels for polishing a hybrid composite. *Clin Oral Investig* 1997;1:71-76.
- Jung M, Bruegger H, Klimek J: Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing. *Oper Dent* 2003a;28:816-824.
- Jung M, Eichelberger K, Klimek J: Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent* 2007a;32:347-355.
- Jung M, Hornung K, Klimek J: Polishing occlusal surfaces of direct class ii composite restorations in vivo. *Oper Dent* 2005;30:139-146.
- Jung M, Otte A, Klimek J: Is surface roughness of resin composites affected by operator's performance? *Am J Dent* 2008;21:3-6.
- Jung M, Sehr K, Klimek J: Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* 2007b;32:45-52.
- Jung M, Voit S, Klimek J: Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* 2003b;28:53-59.
- Jung M, Wehlen O, Klimek J: Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: Occlusal surfaces. *Oper Dent* 2004;29:131-141.
- Kameyama A, Nakazawa T, Haruyama A, Haruyama C, Hosaka M, Hirai Y: Influence of finishing/polishing procedures on the surface texture of two resin composites. *Oper Dent* 2008;2:56-60.

- Kawai K, Urano M: Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent* 2001;26:396-400.
- Kawai K, Urano M, Ebisu S: Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000;83:664-667.
- Kentzler-KaschnerDental:<http://www.kkd-topdent.de/bilder/downloads/prod/katalog-kkd-d-gb-web.pdf>; 2012.
- kerrDental: http://www.kerrdental.eu/media/488840/optidisc_ss_e.pdf; 2012.
- Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P: Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:138-145.
- Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G: The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent* 2008;33:44-50.
- Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J: Marginal and internal adaptation of class ii ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig* 2004;8:123-129.
- Krejci I, Lutz F: Kompositfüllungen - das 1x1 des Ausarbeitens. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1984;94:1015-1028.
- Krejci I, Lutz F, Boretti R: Resin composite polishing--filling the gaps. *Quintessence Int* 1999;30:490-495.
- Kullmann W: Die Oberflächenbeschaffenheit sog. Hybrid-Komposite. *Dtsch Zahnarztl Z* 1985;40:915-921.
- Lambrechts P, Vanherle G: Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of sem and profilometer. li. Following tooth cleaning procedures. *J Oral Rehabil* 1982;9:203-216.
- Lange RT, Pfeiffer P: Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Oper Dent* 2009;34:263-272.
- Lu H, Roeder LB, Powers JM: Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:297-303; discussion 304.
- Lutz F, Phillips RW: A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50:480-488.
- Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T: Kompositklassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1983;93:914-929.
- Manhart J, Chen HY, Hickel R: The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 2001;132:639-645.
- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R: Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000;53:353-361.

- Marczuk-Kolada G, Jakoniuk P, Mystkowska J, Iuczaj-Cepowicz E, Waszkiel D, Dabrowski JR, Leszczynska K: Fluoride release and antibacterial activity of selected dental materials. *Postepy Hig Med Dosw (Online)* 2006;60:416-420.
- Marxkors M: Füllungswerkstoffe. In: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag: Köln, 2005, 255-280 (5.Auflage).
- Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH: Iatrogenic tooth abrasion comparisons among composite materials and finishing techniques. *J Prosthet Dent* 2002;88:320-328.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN: An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003;134:1382-1390.
- Morgan M: Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16:211-217; quiz 218.
- Nadarajah V, Neiders ME, Cohen RE: Local inflammatory effects of composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18:367-368, 370, 372-364; quiz 376.
- Nagem Filho H, D'Azevedo MT, Nagem HD, Marsola FP: Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Br Dent J* 2003;14:37-41.
- Northeast SE, van Noort R: Surface characteristics of finished posterior composite resins. *Dent Mater* 1988;4:278-288.
- Olivera AB, Marques MM: Esthetic restorative materials and opposing enamel wear. *Oper Dent* 2008;33:332-337.
- Ozel E, Korkmaz Y, Attar N, Karabulut E: Effect of one-step polishing systems on surface roughness of different flowable restorative materials. *Dent Mater* 2008;27:755-764.
- Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P: Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybrid composite. *Dent Mater* 2009;25:1302-1314.
- Pearson GJ, Messing JJ: The abrasivity of finishing agents used on composite filling material. *J Dent* 1979;7:105-110.
- Quirynen M, Bollen CM: 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* 1995;22:1-14.
- Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D: The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17:138-144.
- Radlanski RJ, Best T: New carbide finishing burs to reduce polishing efforts of light-cured restorations. *Quintessence Int* 2007;38:e555-563.

- Rimondini L, Farè S, Brambilla E, Felloni A, Consonni C, Brossa F, Carrassi A: The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J Periodontol* 1997;68:556-562.
- Roeder LB, Tate WH, Powers JM: Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Oper Dent* 2000;25:534-543.
- Roulet JF, Roulet-Mehrens TK: The surface roughness of restorative materials and dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes. *J Periodontol* 1982;53:257-266.
- Ruyter IE: Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand* 1981;39:27-32.
- Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF: Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent* 2002;27:243-247.
- Scheibe KG, Almeida KG, Medeiros IS, Costa JF, Alves CM: Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci* 2009;17:21-26.
- Sen D, Goller G, Issever H: The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *J Prosthet Dent* 2002;88:527-532.
- Senawongse P, Pongprueksa P: Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:265-273; discussion 274-265.
- Setcos JC, Tarim B, Suzuki S: Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int* 1999;30:169-173.
- ShofuDental:http://www.shofu.de/deutsch/deutsch/produkte/ansicht_produk_t.php?bereich=021&hg_id=2&ug_id=6&pg_id=13&p_id=57&status=1&lang=d; 2012.
- St Germain HA, Meiers JC: Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Oper Dent* 1996;21:103-109.
- Stoddard JW, Johnson GH: An evaluation of polishing agents for composite resins. *J Prosthet Dent* 1991;65:491-495.
- Tjan AH, Chan CA: The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent* 1989;61:138-146.
- Turssi CP, Saad JR, Duarte SL, Rodrigues AL: Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent* 2000;13:136-138.
- Uctasli MB, Arisu HD, Omurlu H, Eliguzeloglu E, Ozcan S, Ergun G: The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:89-96.
- van Dijken JW, Ruyter IE: Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontol Scand* 1987;45:337-346.

- van Noort R, Davis LG: The surface finish of composite resin restorative materials. *Br Dent J* 1984;157:360-364.
- Vidnes-Kopperud S, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I: Factors influencing dentists' choice of amalgam and tooth-colored restorative materials for class ii preparations in younger patients. *Acta Odontol Scand* 2009;67:74-79.
- Wassell RW, McCabe JF, Walls AW: Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater* 1994;10:269-274.
- Watanabe T, Miyazaki M, Moore BK: Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Quintessence Int* 2006;37:61-67.
- Weisenstein EW: <http://mathworld.wolfram.com/circularsegment.html>; 2012.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH: Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil* 1995;22:421-427.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH: Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater* 1999;15:79-86.
- Wiegand A, Buchalla W, Attin T: Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater* 2007;23:343-362.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G: The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* 1991;70:1299-1305.
- Xu HH, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED: Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *J Dent Res* 1997;76:1698-1706.
- Yap AU, Lye KW, Sau CW: Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent* 1997;22:260-265.
- Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ: Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2004;29:100-104.

8. Anhang

Das folgende Kapitel zeigt eine tabellarische Darstellung der Einzelwerte der profilometrischen Auswertung. Zunächst werden die verwendeten Abkürzungen erläutert.

R_a = arithmetischer Mittenrauwert

LR = Profillängenverhältnis

Material	Probe	Wasserkühlung	Drehzahl	R_a (μm)	LR
Sof-Lex	1	Ja	5000	0,43	1,208
Sof-Lex	2	Ja	5000	0,66	1,254
Sof-Lex	3	Ja	5000	0,64	1,257
Sof-Lex	4	Ja	5000	0,46	1,195
Sof-Lex	5	Ja	5000	0,49	1,198
Sof-Lex	6	Ja	5000	0,44	1,120
Sof-Lex	7	Ja	5000	0,46	1,149
Sof-Lex	8	Ja	5000	0,47	1,179
Mittelwert				0,51	1,195
Standardabweichung				0,09	0,047
Sof-Lex	1	Nein	5000	0,44	1,159
Sof-Lex	2	Nein	5000	0,34	1,122
Sof-Lex	3	Nein	5000	0,85	1,371
Sof-Lex	4	Nein	5000	0,38	1,113
Sof-Lex	5	Nein	5000	0,24	1,063
Sof-Lex	6	Nein	5000	0,43	1,094
Sof-Lex	7	Nein	5000	0,36	1,092
Sof-Lex	8	Nein	5000	0,50	1,114
Mittelwert				0,44	1,141
Standardabweichung				0,18	0,097
Sof-Lex	1	Ja	10000	0,86	1,543
Sof-Lex	2	Ja	10000	0,55	1,206
Sof-Lex	3	Ja	10000	0,67	1,276
Sof-Lex	4	Ja	10000	0,42	1,208
Sof-Lex	5	Ja	10000	0,53	1,169
Sof-Lex	6	Ja	10000	0,35	1,128
Sof-Lex	7	Ja	10000	0,41	1,222
Sof-Lex	8	Ja	10000	0,42	1,136
Mittelwert				0,53	1,236
Standardabweichung				0,17	0,133
Sof-Lex	1	Nein	10000	0,49	1,246
Sof-Lex	2	Nein	10000	0,48	1,197

Sof-Lex	3	Nein	10000	0,42	1,163
Sof-Lex	4	Nein	10000	0,33	1,139
Sof-Lex	5	Nein	10000	0,40	1,114
Sof-Lex	6	Nein	10000	0,41	1,188
Sof-Lex	7	Nein	10000	0,42	1,207
Sof-Lex	8	Nein	10000	0,35	1,129
Mittelwert				0,41	1,173
Standardabweichung				0,06	0,045
Sof-Lex XT	1	Ja	5000	0,25	1,049
Sof-Lex XT	2	Ja	5000	0,50	1,198
Sof-Lex XT	3	Ja	5000	0,52	1,191
Sof-Lex XT	4	Ja	5000	0,53	1,266
Sof-Lex XT	5	Ja	5000	0,52	1,228
Sof-Lex XT	6	Ja	5000	0,65	1,284
Sof-Lex XT	7	Ja	5000	0,62	1,259
Sof-Lex XT	8	Ja	5000	0,85	1,264
Mittelwert				0,56	1,217
Standardabweichung				0,17	0,076
Sof-Lex XT	1	Nein	5000	0,32	1,100
Sof-Lex XT	2	Nein	5000	0,30	1,072
Sof-Lex XT	3	Nein	5000	0,32	1,098
Sof-Lex XT	4	Nein	5000	0,46	1,166
Sof-Lex XT	5	Nein	5000	0,41	1,145
Sof-Lex XT	6	Nein	5000	0,51	1,185
Sof-Lex XT	7	Nein	5000	0,53	1,191
Sof-Lex XT	8	Nein	5000	0,54	1,211
Mittelwert				0,42	1,146
Standardabweichung				0,10	0,051
Sof-Lex XT	1	Ja	10000	0,44	1,203
Sof-Lex XT	2	Ja	10000	0,46	1,178
Sof-Lex XT	3	Ja	10000	0,63	1,229
Sof-Lex XT	4	Ja	10000	0,57	1,172
Sof-Lex XT	5	Ja	10000	0,58	1,192
Sof-Lex XT	6	Ja	10000	0,53	1,216
Sof-Lex XT	7	Ja	10000	0,48	1,188
Sof-Lex XT	8	Ja	10000	0,57	1,261
Mittelwert				0,53	1,205
Standardabweichung				0,07	0,030
Sof-Lex XT	1	Nein	10000	0,34	1,084
Sof-Lex XT	2	Nein	10000	0,37	1,116
Sof-Lex XT	3	Nein	10000	0,66	1,229
Sof-Lex XT	4	Nein	10000	0,28	1,119
Sof-Lex XT	5	Nein	10000	0,28	1,066
Sof-Lex XT	6	Nein	10000	0,35	1,124
Sof-Lex XT	7	Nein	10000	0,39	1,181
Sof-Lex XT	8	Nein	10000	0,40	1,128
Mittelwert				0,38	1,131
Standardabweichung				0,12	0,052

Opti Disc	1	Ja	5000	1,04	1,363
Opti Disc	2	Ja	5000	0,60	1,245
Opti Disc	3	Ja	5000	1,03	1,377
Opti Disc	4	Ja	5000	0,85	1,356
Opti Disc	5	Ja	5000	0,61	1,262
Opti Disc	6	Ja	5000	0,75	1,377
Opti Disc	7	Ja	5000	0,70	1,269
Opti Disc	8	Ja	5000	0,69	1,263
Mittelwert				0,78	1,314
Standardabweichung				0,17	0,059
Opti Disc	1	Nein	5000	0,38	1,150
Opti Disc	2	Nein	5000	0,36	1,129
Opti Disc	3	Nein	5000	0,42	1,147
Opti Disc	4	Nein	5000	0,51	1,158
Opti Disc	5	Nein	5000	0,45	1,149
Opti Disc	6	Nein	5000	0,52	1,192
Opti Disc	7	Nein	5000	0,77	1,255
Opti Disc	8	Nein	5000	0,45	1,109
Mittelwert				0,48	1,161
Standardabweichung				0,13	0,045
Opti Disc	1	Ja	10000	0,49	1,199
Opti Disc	2	Ja	10000	0,65	1,231
Opti Disc	3	Ja	10000	0,91	1,314
Opti Disc	4	Ja	10000	0,61	1,238
Opti Disc	5	Ja	10000	0,73	1,319
Opti Disc	6	Ja	10000	0,70	1,341
Opti Disc	7	Ja	10000	0,80	1,300
Opti Disc	8	Ja	10000	0,45	1,193
Mittelwert				0,67	1,267
Standardabweichung				0,15	0,058
Opti Disc	1	Nein	10000	0,26	1,056
Opti Disc	2	Nein	10000	0,49	1,146
Opti Disc	3	Nein	10000	0,33	1,110
Opti Disc	4	Nein	10000	0,36	1,135
Opti Disc	5	Nein	10000	0,28	1,074
Opti Disc	6	Nein	10000	0,31	1,096
Opti Disc	7	Nein	10000	0,35	1,122
Opti Disc	8	Nein	10000	0,28	1,081
Mittelwert				0,33	1,103
Standardabweichung				0,07	0,031
Super-Snap	1	Ja	5000	0,79	1,338
Super-Snap	2	Ja	5000	0,77	1,305
Super-Snap	3	Ja	5000	0,76	1,338
Super-Snap	4	Ja	5000	0,66	1,301
Super-Snap	5	Ja	5000	0,67	1,250
Super-Snap	6	Ja	5000	0,48	1,192
Super-Snap	7	Ja	5000	0,56	1,214
Super-Snap	8	Ja	5000	0,53	1,208

Mittelwert				0,65	1,268
Standardabweichung				0,12	0,060
Super-Snap	1	Nein	5000	0,33	1,095
Super-Snap	2	Nein	5000	0,27	1,075
Super-Snap	3	Nein	5000	0,45	1,158
Super-Snap	4	Nein	5000	0,27	1,080
Super-Snap	5	Nein	5000	0,27	1,077
Super-Snap	6	Nein	5000	0,57	1,183
Super-Snap	7	Nein	5000	0,44	1,156
Super-Snap	8	Nein	5000	0,23	1,057
Mittelwert				0,35	1,110
Standardabweichung				0,12	0,048
Super-Snap	1	Ja	10000	0,48	1,183
Super-Snap	2	Ja	10000	0,72	1,317
Super-Snap	3	Ja	10000	0,59	1,242
Super-Snap	4	Ja	10000	0,62	1,233
Super-Snap	5	Ja	10000	0,77	1,302
Super-Snap	6	Ja	10000	0,49	1,206
Super-Snap	7	Ja	10000	0,70	1,280
Super-Snap	8	Ja	10000	0,46	1,182
Mittelwert				0,60	1,243
Standardabweichung				0,12	0,052
Super-Snap	1	Nein	10000	0,35	1,121
Super-Snap	2	Nein	10000	0,28	1,072
Super-Snap	3	Nein	10000	0,30	1,053
Super-Snap	4	Nein	10000	0,21	1,040
Super-Snap	5	Nein	10000	0,25	1,074
Super-Snap	6	Nein	10000	0,39	1,153
Super-Snap	7	Nein	10000	0,31	1,097
Super-Snap	8	Nein	10000	0,28	1,068
Mittelwert				0,30	1,085
Standardabweichung				0,06	0,037
Flexi-Snap	1	Ja	5000	0,84	1,305
Flexi-Snap	2	Ja	5000	0,73	1,302
Flexi-Snap	3	Ja	5000	0,95	1,424
Flexi-Snap	4	Ja	5000	0,78	1,324
Flexi-Snap	5	Ja	5000	0,43	1,192
Flexi-Snap	6	Ja	5000	0,52	1,247
Flexi-Snap	7	Ja	5000	0,56	1,225
Flexi-Snap	8	Ja	5000	0,50	1,194
Mittelwert				0,66	1,277
Standardabweichung				0,19	0,078
Flexi-Snap	1	Nein	5000	0,27	1,062
Flexi-Snap	2	Nein	5000	0,39	1,118
Flexi-Snap	3	Nein	5000	0,29	1,072
Flexi-Snap	4	Nein	5000	0,34	1,099
Flexi-Snap	5	Nein	5000	0,38	1,127
Flexi-Snap	6	Nein	5000	0,32	1,118

Flexi-Snap	7	Nein	5000	0,25	1,066
Flexi-Snap	8	Nein	5000	0,18	1,044
Mittelwert				0,30	1,088
Standardabweichung				0,07	0,031
Flexi-Snap	1	Ja	10000	0,61	1,224
Flexi-Snap	2	Ja	10000	0,71	1,289
Flexi-Snap	3	Ja	10000	0,81	1,319
Flexi-Snap	4	Ja	10000	1,11	1,356
Flexi-Snap	5	Ja	10000	0,45	1,178
Flexi-Snap	6	Ja	10000	0,53	1,243
Flexi-Snap	7	Ja	10000	0,82	1,296
Flexi-Snap	8	Ja	10000	0,58	1,228
Mittelwert				0,70	1,267
Standardabweichung				0,21	0,058
Flexi-Snap	1	Nein	10000	0,24	1,065
Flexi-Snap	2	Nein	10000	0,47	1,240
Flexi-Snap	3	Nein	10000	0,24	1,076
Flexi-Snap	4	Nein	10000	0,24	1,068
Flexi-Snap	5	Nein	10000	0,29	1,077
Flexi-Snap	6	Nein	10000	0,56	1,153
Flexi-Snap	7	Nein	10000	0,26	1,059
Flexi-Snap	8	Nein	10000	0,26	1,060
Mittelwert				0,32	1,100
Standardabweichung				0,12	0,064
Mooreflex	1	Ja	5000	0,66	1,255
Mooreflex	2	Ja	5000	0,62	1,225
Mooreflex	3	Ja	5000	0,70	1,231
Mooreflex	4	Ja	5000	0,71	1,271
Mooreflex	5	Ja	5000	0,83	1,293
Mooreflex	6	Ja	5000	1,10	1,369
Mooreflex	7	Ja	5000	1,10	1,369
Mooreflex	8	Ja	5000	0,73	1,259
Mittelwert				0,81	1,284
Standardabweichung				0,19	0,057
Mooreflex	1	Nein	5000	0,34	1,091
Mooreflex	2	Nein	5000	0,34	1,089
Mooreflex	3	Nein	5000	0,35	1,092
Mooreflex	4	Nein	5000	0,30	1,078
Mooreflex	5	Nein	5000	0,48	1,162
Mooreflex	6	Nein	5000	0,49	1,168
Mooreflex	7	Nein	5000	0,37	1,110
Mooreflex	8	Nein	5000	0,44	1,113
Mittelwert				0,39	1,113
Standardabweichung				0,07	0,034
Mooreflex	1	Ja	10000	0,90	1,362
Mooreflex	2	Ja	10000	0,75	1,219
Mooreflex	3	Ja	10000	0,41	1,134
Mooreflex	4	Ja	10000	0,66	1,224

Mooreflex	5	Ja	10000	0,76	1,276
Mooreflex	6	Ja	10000	0,61	1,217
Mooreflex	7	Ja	10000	0,96	1,256
Mooreflex	8	Ja	10000	0,96	1,366
Mittelwert				0,75	1,257
Standardabweichung				0,19	0,078
Mooreflex	1	Nein	10000	0,25	1,070
Mooreflex	2	Nein	10000	0,35	1,121
Mooreflex	3	Nein	10000	0,23	1,077
Mooreflex	4	Nein	10000	0,31	1,077
Mooreflex	5	Nein	10000	0,46	1,143
Mooreflex	6	Nein	10000	0,24	1,069
Mooreflex	7	Nein	10000	0,55	1,109
Mooreflex	8	Nein	10000	0,31	1,091
Mittelwert				0,34	1,095
Standardabweichung				0,11	0,027
Kontrollgruppe	1	Nein	keine	0,15	1,014
Kontrollgruppe	2	Nein	keine	0,20	1,021
Kontrollgruppe	3	Nein	keine	0,13	1,012
Kontrollgruppe	4	Nein	keine	0,21	1,033
Kontrollgruppe	5	Nein	keine	0,18	1,019
Kontrollgruppe	6	Nein	keine	0,13	1,013
Kontrollgruppe	7	Nein	keine	0,13	1,013
Kontrollgruppe	8	Nein	keine	0,22	1,025
Mittelwert				0,17	1,019
Standardabweichung				0,04	0,007

9. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Martin Jung danke ich für die Überlassung des Themas sowie die freundliche Betreuung bei der Durchführung der Arbeit.

Mein Dank gilt Herrn Magdowsky für die ausführliche Einarbeitung am Rasterelektronenmikroskop.

Des Weiteren danke ich Frau Meier für die labortechnischen Ratschläge.

Mein Dank gilt meiner Familie für die stetige Unterstützung und Motivation. Insbesondere danke ich meinem Vater, der mir bei der Korrektur der Arbeit eine wertvolle Hilfe war.

Nicht zuletzt danke ich Alena Schoberth, die mir ausdauernd und hilfreich bei der grafischen Gestaltung zur Seite stand.

Erklärung zur Dissertation

„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 eine Plagiatserkennungssoftware bzw. eine internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.

Ort, Datum

Unterschrift