

**Ausarbeitung und Politur von okklusalen und approximalen
Kompositoberflächen
in vivo**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Hornung, Katrin, geb. Kramer
aus Cottbus

Gießen 2005

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde
Abteilung Zahnerhaltungskunde und Präventive Zahnheilkunde

Leiter: Prof. Dr. Klimek
des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Gießen

Gutachter: Prof. Dr. M. Jung

Gutachter: PD Dr. J. Schneider

Tag der Disputation: 20.03.2006

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
2. Literaturübersicht	7
2.1 Zahnfarbene, plastische Seitenzahnrestorationen	7
2.1.1 Entwicklung der Komposite	7
2.1.2 Die plastische Kompositfüllung	8
2.1.2.1 Klassifikation der Komposite	9
2.1.2.2 Verschleißverhalten moderner Komposite	11
2.1.2.3 Die Polymerisationskontraktion	12
2.1.2.4 Die Matrizen-technik	15
2.1.2.5 Kontraindikationen	16
2.1.3 Bedeutung der Ausarbeitung und Politur von Kompositoberflächen	17
2.1.3.1 Plaquebildung	17
2.1.3.2 Verschleißfestigkeit und Abrasivität	19
2.1.3.3 Verfärbung	20
2.1.4 Ausarbeitung und Politur von Kompositen	21
2.1.4.1 Ausarbeitung	22
2.1.4.2 Politur	25
2.1.5 Die Beurteilung von Kompositoberflächen	28
2.1.5.1 Quantitative Methoden	28
2.1.5.2 Qualitative Beurteilungsmethoden	30
3. Material und Methode	31
3.1 Auswahl der Zähne	31
3.2 Das Füllungsmaterial	31
3.3 Das Einbringen der Kompositfüllungen	31
3.4 Die Bearbeitung der Kompositfüllungen	32
3.4.1 Okklusale Flächen	32
3.4.1.1 Die Ausarbeitung	32
3.4.1.2 Die Politur	34
3.4.1.2.1 Filzpolierer Diafix-oral (Müller Dental Vertrieb, Lindlar)	34
3.4.1.2.2 Two Striper MPS-Poliersystem (Premier Dental Products Co., Norristown, USA)	35
3.4.1.2.3 Silikonpolierer P403-W (Dentsply, Konstanz)	35

3.4.1.2.4	Hawe Occlubrush (Hawe neos, Bioggio)	35
3.4.2	Die Bearbeitung der zervikalen Approximalflächen.....	37
3.4.2.1	Diamantstreifen DS (Gebr. Brasseler, Lemgo)	37
3.4.2.2	Maschinelle Proxoshape-Feilen Proxo 2S und Proxo 3S (Intensiv, ViganelloLugano, Schweiz)	38
3.4.2.3	Finierstreifen Sof-Lex (3M Medica, Borken Westfalen)	38
3.4.2.4	Maschinelle Streifen- Hawe Elastrips (Hawe neos dental, Bioggio)	38
3.5	Die Replikaabformung.....	40
3.6	Die Replikaherstellung.....	40
3.7	Die Untersuchung der Replikaoberflächen.....	41
3.7.1	Die quantitative Beurteilung der polierten Füllungsoberflächen	41
3.7.1.1	Das Messverfahren zur Ermittlung der Oberflächenrauigkeit	41
3.7.1.2	Mikrotaster und Messprinzip	41
3.7.1.3	Die Messbedingungen	42
3.7.1.4	Der Messvorgang	43
3.7.1.5	Die Oberflächenparameter	43
3.7.2	Die qualitative Beurteilung der polierten Füllungsoberflächen	44
3.7.2.1	Die Vorbereitung der Replikaoberflächen	44
3.7.2.2	Die Modelloberflächen im Rasterelektronenmikroskop (REM).....	44
3.7.2.2.1	Die Auswertung der Übersichtsaufnahmen.....	45
3.7.2.2.2	Die Auswertung der okklusalen und approximal-zervikalen Detailaufnahmen.....	45
3.8	Statistische Methoden	46
3.9	Ethik.....	46
4.	Ergebnisse	47
4.1	Patientenstatistik	47
4.2	Photographische Dokumentation	48
4.3	Die Ergebnisse der quantitativen Oberflächenuntersuchung	52
4.3.1	Die okklusalen Poliermethoden im Vergleich	52
4.3.2	Die approximal-zervikalen Poliermethoden im Vergleich.....	55
4.4	Die Ergebnisse der qualitativen Oberflächenuntersuchungen	58
4.4.1	Die Übersichtsaufnahmen	58
4.4.2	Die Ergebnisse der okklusalen und approximal-zervikalen Detailaufnahmen	65

4.4.2.1	Die Detailaufnahmen der okklusalen Oberflächen	69
4.4.2.2	Die Detailaufnahmen der approximal-zervikalen Oberflächen	70
5.	Diskussion	73
5.1	Diskussion der Methode	73
5.1.1	Die Bearbeitung der Okklusalfächen	73
5.1.2	Die Politur der Okklusalfächen	74
5.1.3	Die Bearbeitung der zervikalen Approximalflächen	75
5.1.4	Die Replikaabformung	76
5.1.5	Profilometrie	77
5.1.6	Die Beurteilung der Oberflächenqualitäten	79
5.2	Diskussion der Ergebnisse	79
5.2.1	Die Beurteilung der Oberflächenrauigkeiten der polierten Okklusalfächen	79
5.2.2	Die Oberflächenrauigkeiten der polierten approximal-zervikalen Flächen	81
5.2.3	Die Ergebnisse der Übersichtsaufnahmen	82
5.3	Vergleich der Ergebnisse mit anderen Autoren	83
6.	Schlussfolgerung	89
7.	Zusammenfassung	91
8.	Summary	95
9.	Literaturverzeichnis	99
10.	Anhang	119
10.1	Charakterisierung des verwendeten Kompositmaterials	119
10.2	Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der quantitativen Untersuchungen ..	120
10.3	Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der qualitativen Untersuchungen	125

1. Einleitung

In den letzten Jahren hat der Wunsch der Patienten nach hochästhetischen und zugleich funktionell vollwertigen Zahnrestorationen erheblich zugenommen. Als ästhetisch gilt dabei eine Restauration, die das Erscheinungsbild eines natürlichen Zahnes möglichst perfekt rekonstruiert. Für den Bereich der Frontzähne stehen dafür bereits viele Jahre dentale Kunststoffe (Komposite) zur Verfügung. Die früheren Kompositmaterialien erwiesen sich jedoch für den okklusionstragenden, mechanisch stark beanspruchten Seitenzahnbereich als nicht geeignet. Aufgrund der verbesserten mechanisch-physikalischen Materialeigenschaften und der Entwicklung moderner Dentinadhäsivsysteme gewannen in den letzten Jahren die plastischen Komposite für die Restauration von Seitenzähnen zunehmend an Bedeutung. Die modernen Fein- und Feinstpartikelkomposite zeichnen sich im Gegensatz zu früheren Kompositen durch eine erhöhte Verschleißresistenz und geringere Abrasivität aus (**Krejci 1992, Leinfelder 1997, Small 2002**). Die verbesserte Dentinadhäsivtechnologie führte zur Reduktion von Randspaltbildungen und postoperativen pulpischen Beschwerden (**Cox et al. 1999, Dondal'Orologio et al. 1999**). Komposite können zum gegenwärtigen Zeitpunkt für die Restauration von kleinen und mittelgroßen, zirkulär schmelzbegrenzten Klasse I und II-Kavitäten empfohlen werden, bei denen die okklusale Belastung nicht ausschließlich auf der Restauration liegt (**Hickel et al. 2000**).

Es ist unbestritten, dass durch adäquates Ausarbeiten und Polieren der Kompositfüllungen eine verbesserte Ästhetik und größere Lebensdauer dieser erreicht werden. Kompositüberschüsse, kantige oder zerklüftete Oberflächen und große Oberflächenrauigkeiten fördern die Plaqueakkumulation und begünstigen somit parodontale Erkrankungen, Sekundärkaries und Verfärbungen.

Kompositfüllungen mit glatten Oberflächen zeigten eine geringere Verschleißrate und erwiesen sich als weniger abrasiv als raue Kompositoberflächen (**Willems et al. 1991, Tjan et al. 1989**). Darüber hinaus tragen glatte Füllungsoberflächen zu einer größeren Patientenzufriedenheit bei.

Neben der Untersuchung der Polierbarkeit der Kompositmaterialien per se ist es deshalb von großem Interesse, welche Methoden zur Ausarbeitung und Politur von Kompositfüllungen geeignet sind.

Der Einfluss verschiedener Ausarbeits- und Polierverfahren auf die Oberflächenrauigkeiten unterschiedlicher Kompositmaterialien ist Gegenstand zahlreicher experimenteller Untersuchungen. Die Ergebnisse dieser vorwiegend an planen Prüfkörpern durchgeführten Untersuchungen sind jedoch aufgrund des ausgeprägten Höcker-Fissurenreliefs und der schwer zugänglichen Approximalflächen von Seitenzähnen nur bedingt auf die klinische Situation von plastischen Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich übertragbar. In vivo Studien über die Ausarbeitung und Politur von direkten Kompositfüllungen existieren bisher nicht.

Ziel der vorliegenden klinischen Studie war es deshalb, die strukturierten Okklusalfächen und die schwer zugänglichen approximal-zervikalen Bereiche von Kompositfüllungen nach der Bearbeitung mit verschiedenen Poliermethoden in Bezug auf die Oberflächenrauigkeiten zu untersuchen. Darüber hinaus sollten Aussagen zu Formunregelmäßigkeiten der okklusalen Kompositoberflächen an Konturen und Übergängen nach der Politur getroffen werden.

2. Literaturübersicht

Das Gesundheitsbewusstsein und die ästhetischen Ansprüche der Patienten sind in den letzten Jahren gestiegen. Der Wunsch der Patienten nach zahnfarbenen Füllungen und ökologische Aspekte (**Chin et al. 2000**) führten zu einem Wandel der Füllungstherapie im Seitenzahngebiet.

Amalgam ist bis heute einer der am häufigsten verwendeten Dentalwerkstoffe. Es wird seit über 150 Jahren in der Zahnheilkunde als Füllmaterial verwendet. Amalgam gilt nach wie vor als ein für den okklusionstragenden Seitenzahnbereich gut geeigneter Füllungswerkstoff (**Eley 1997, Pieper et al. 1991**). Die nachgewiesene Quecksilberfreisetzung aus Amalgam und die silbrig-schwarze Farbe führen jedoch, trotz der positiven Materialeigenschaften, zunehmend zu Vorbehalten seitens der Patienten und der Zahnärzte gegenüber diesem Werkstoff. Die in den öffentlichen Medien häufig diskutierten klinischen Beschwerdebilder infolge einer Füllungstherapie mit Amalgam haben zusätzlich für erhebliche Verunsicherung geführt. Einige Berufsgruppen sehen im Amalgam eine Ursache für verschiedene neurologische Krankheitszustände wie z.B. die Alzheimer-Erkrankung oder multiple Sklerose. Jedoch konnte bisher die Toxizität von Amalgam wissenschaftlich nicht nachgewiesen werden (**Yip et al. 2003**). In einer neueren Studie wurde postuliert, dass Amalgam ein Risikofaktor bei Patienten mit Autoimmunerkrankungen darstellen kann (**Bartova et al. 2003**).

Für die Restauration von Seitenzähnen werden gegenwärtig neben Einlagefüllungen aus Metall- und Keramik eine Reihe zahnfarbener, plastischer Füllungswerkstoffe verwendet. Ein adäquater Amalgamersatz ist allerdings noch nicht gefunden worden (**Fülle-
mann et al. 1988, Nash et al. 2001**).

2.1 Zahnfarbene, plastische Seitenzahnrestaurationen

2.1.1 Entwicklung der Komposite

Von allen alternativen Materialien für Seitenzahnrestaurationen werden die Komposite am häufigsten angewendet (**Duncalf et al. 2000**).

In der Zahnmedizin werden unter Kompositen zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe verstanden, die nach dem Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten.

Schon Ende 1940 erfolgten erste Versuche, Materialien auf Kunststoffbasis für die Restauration von Zähnen herzustellen (**Leader 1948**). 1956 wurde von Raphael Bowen ein erstes Kunststoffmolekül entwickelt. Durch den Zusatz von anorganischen Füllpartikeln (Quarzmehl) gelang es Bowen, das erste Kompositmaterial herzustellen. Die von der chemischen Industrie weiterverbesserte Matrix wurde bekannt als „Bowen Kunststoff“ und entspricht der noch heute verwendeten Formel Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA). Die Patentierung der Formel erfolgte 1962 im National Bureau of Standards. In den darauf folgenden Jahren wurde die Matrix mit unterschiedlichen anorganischen Füllstoffen versetzt (Diamantstaubpartikel und Glasstaubpartikel). Diese Partikel bildeten den farb- und strukturgebenden Anteil des zahnfarbenen Werkstoffes, der als „Komposit“ bekannt wurde (**Belvedere 2001**).

Mitte 1960 kam ein Kompositwerkstoff auf den Dentalmarkt, welcher vorwiegend für Frontzahnrestaurationen konzipiert war und die Silikatzemente ablösen sollte. Lichthärtende Kunststoffe für den Seitenzahnbereich werden seit Anfang 1970 verwendet (**Small 2002**). Aufgrund von zahlreichen Forschungsaktivitäten und der Weiterentwicklung in den vergangenen 20 Jahren stehen heute für die ästhetische Seitenzahnrestauration hochwertige Feinhybrid- und Mikrofüllerkomposite zur Verfügung. Sie stellen einen unverzichtbaren Teil der ästhetischen Zahnheilkunde dar.

2.1.2 Die plastische Kompositfüllung

Der weit verbreitete, erfolgreiche Einsatz der direkten Kompositrestaurationen in der Füllungstherapie ist durch viele Publikationen belegt worden. Die Anwendung von minimalinvasiven Präparationstechniken und die daraus resultierende Schonung gesunder Zahnschubstanz gilt neben dem geringeren Kostenaufwand als großer Vorteil gegenüber anderen Amalgamalternativen. Aufgrund der weiterentwickelten Dentinadhäsivsysteme und der verbesserten Kompositmaterialien hat ihre Anwendung in der täglichen Praxis zugenommen.

Jedoch handelt es sich bei der Versorgung von Seitenzähnen mit direkten Kompositfüllungen auch gegenwärtig um ein komplexes und sensibles Verfahren (**Duncalf et al. 2000, Hickel 1997, Manhart et al. 2001-A, Nash et al. 2001, Ritter 2001**). Der Erfolg

hängt im Wesentlichen von der Berücksichtigung geeigneter Indikationen, von der korrekten Applikationstechnik und vom Können des Zahnarztes ab.

2.1.2.1 Klassifikation der Komposite

Unter dem Begriff Komposit werden eine Reihe unterschiedlicher Produkte zusammengefasst, die nachfolgend aufgeführt sind:

- Mikrofüllerkomposite
- Makrofüllerkomposite
- Hybridkomposite
- Niedrig visköse (fließfähige) Komposite
- Poly(mer)gläser
- Ormocere
- Kompomere
- Fließfähige Kompomere

Nach der Art und Größe der Füllpartikel (**Lutz et al. 1983-A**) unterscheidet man:

- konventionelle Komposite
- homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite
- Hybridkomposite

Der Anteil, die Größe und die Verteilung der anorganischen Füllpartikel beeinflussen entscheidend die mechanischen Eigenschaften der verschiedenen Materialien.

Konventionelle Komposite (= Makrofüllerkomposite) enthalten Füllpartikel mit einer Korngröße $> 1\mu\text{m}$ aus Glas, Glaskeramik oder Quarz. Die mittlere Teilchengröße dieser Komposite liegt bei $10\mu\text{m}$. Hauptnachteile sind ihre rauen Oberflächen und daraus folgend ihre schlechte Polierbarkeit und Verschleißresistenz. Die Polymerisationsschrumpfung dieser Werkstoffe ist gering.

Mikrofüllerkomposite enthalten hochdisperse Kieselsäuren mit einer mittleren Teilchengröße von $0,05\mu\text{m}$. Sie sind gut polierbar, behalten ihren Oberflächenglanz und

sind verschleißresistenter als konventionelle Komposite. Jedoch zeigen sie schlechtere mechanisch-physikalische Eigenschaften als diese.

Die Vorteile der genannten Komposittypen wurden durch die Kombination von Makro- und Mikrofüllern in den Hybridkompositen vereint. So konnten einige der ursprünglichen materialbedingten Probleme eliminiert werden. Die Größe der in den Hybridkompositen enthaltenen Glaspartikel wurde im Laufe der Zeit verringert, so dass heute eine weitere Differenzierung in Hybridkomposite (mittlere Partikelgröße $<10\ \mu\text{m}$), Feinpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße $<5\ \mu\text{m}$), Feinstpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße $<3\ \mu\text{m}$) sowie Submikrometerkomposite (mittlere Partikelgröße $<1\ \mu\text{m}$) vorgenommen wird (**Hickel et al. 2001**). Die Komposite zeichnen sich durch gute ästhetische Resultate bei gleichzeitiger Optimierung der mechanisch-physikalischen Eigenschaften aus (**Kullmann 1985**).

Ormocere, Kompomere und Poly(mer)gläser sind neu entwickelte Kompositmodifikationen.

Ormocere (organically modified ceramics) werden auch als anorganisch-organische Copolymere bezeichnet (**Hickel et al. 2001**). Anorganische Anteile sind hier über Schwefel- oder Stickstoffbrücken an die Matrix gebunden (**Hickel 1997**). Als Füllstoff ist neben Barium ein modifiziertes Apatit der Matrix beigegeben. Die anorganischen Anteile sollen gewährleisten, dass die Abrasion und die Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zu den üblichen Kompositen reduziert sind und nach dem Aushärten weniger Restmonomer vorhanden ist. Gegenüber konventionellen Hybridkompositen zeigten Ormocere eine höhere Verschleißresistenz (**Taktekin et al. 2004**).

Kompomere sind säuremodifizierte Methacrylate. Sie können als Kombination aus Kompositen und Glasionomern angesehen werden. Die organische Matrix dieser Materialien unterscheidet sich von den herkömmlichen Kompositen dahingehend, dass neben den essentiellen Monomeren der modifizierten Methacrylate (UDMA, BisGMA, etc.), bifunktionelle Monomere vorhanden sind, die gleichzeitig zwei Carboxylgruppen und zwei Kohlenstoffdoppelbindungsfunktionen enthalten (TCB, DCDMA) (**Meyer et al. 1998**). Gleichzeitig zur Polymerisation findet bei den Kompomeren eine Säure-Base-Reaktion statt.

Im feuchten Milieu zeigten Kompomere eine größere Wasseraufnahme als konventionelle Komposite (**Meyer et al. 1998, Martin et al. 1998**). Von der daraus resultierenden Materialexpansion wurde eine Kompensation der Polymerisationsschrumpfung erwartet. In einer in vitro Studie konnte jedoch gezeigt werden, dass das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung von Kompomeren mit dem von Hybridkompositen vergleichbar war (**Chen et al. 2003**).

Kompomere zeichnen sich durch eine stärkere Adhäsion an den Zahnhartsubstanzen, insbesondere am Dentin aus, zeigen aber im okklusionstragenden Seitenzahnbereich eine mangelhafte Verschleißfestigkeit (**Krejci et al. 1996**).

Sie werden für die Restauration von Milchzähnen verwendet, sowie für die Versorgung von Kavitäten permanenter Zähne ohne starke funktionelle Belastung (**Abdalla et al. 1997, Hse et al. 1997, van Dijken 1996**).

Bei den Poly(mer)gläsern handelt es sich um Komposite mit einer so genannten „organischen Glasmatrix“. Diese tetra- bzw. hexafunktionelle Matrix weist eine höhere Vernetzungsdichte als die Matrix herkömmlicher bifunktioneller Monomere auf. Der Matrix sind neben herkömmlichen Gläsern infiltrierbare, volumenvergrößernde Silikatgläser mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 8-11 µm beigemischt, die einen Volumenanteil von 92% (=65 Gew.%) ausmachen (**Hellwig et al. 2003**).

Ormocere, Kompomere und Poly(mer)gläser setzen geringe Mengen von Fluoridionen frei. Eine klinische Relevanz im Bezug auf das Entstehen von Sekundärkaries konnte bisher jedoch nicht nachgewiesen werden. Grundsätzlich lässt sich feststellen, dass die genannten Werkstoffe kaum wesentliche Verbesserungen in den Materialeigenschaften im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen zeigen.

2.1.2.2 Verschleißverhalten moderner Komposite

Der physiologische Schmelzverlust im Seitenzahnbereich beträgt 20-40 µm pro Jahr (**Lambrechts et al. 1987**). Ein Seitenzahnkomposit sollte deshalb eine ähnliche Verschleißfestigkeit aufweisen.

Bei früheren Kompositmaterialien wurde ein starker okklusaler Verschleiß beobachtet (**Wilder et al. 1999**). Diese Problematik kann inzwischen als überwunden gelten (**Krejci 1992, Leinfelder 1997, Small 2002**). Die Feinpartikelhybride zeigen heute ein Verschleißverhalten ähnlich dem von Amalgam (**Krejci 1992**).

Die Abrasivität am Schmelzantagonisten ist nur gering. Im Rahmen einer in vitro Langzeitstudie wurde Anfang der neunziger Jahre festgestellt, dass bei Feinpartikelhybridkompositen nach einem simulierten Zeitraum von fünf Jahren ein Schmelzverlust am Antagonisten von 28,3 µm vorlag (**Krejci 1992**).

Unterschiedliche Ergebnisse verschiedener Studien lassen die Frage offen, ob die neuesten, so genannten „stopfbaren“ Seitenzahnkomposite in ihrem Verschleißverhalten den Feinpartikelhybridkompositen überlegen sind (**Clelland et al. 2003, Ferracane et al. 1999, Manhart et al. 2000, Wang et al. 2004**). Im Bezug auf die Abrasivität der Komposite konnte in vitro nachgewiesen werden, dass keine signifikanten Unterschiede für Mikrofüllerkomposite und „stopfbare Komposite“ vorlagen. Im Vergleich zu Feinpartikelhybridkompositen war jedoch die Abrasivität am Schmelzantagonisten signifikant geringer (**Clelland et al. 2003**).

Die Oberflächentextur sowie die Größe, Form, Verteilung und Härte der Füllkörper haben entscheidenden Einfluss auf das Verschleißverhalten der Komposite (**Willems et al. 1991**). Verschiedene Kompositmaterialien wurden hinsichtlich ihres Verschleißverhaltens untersucht. Die chemische Zusammensetzung der Füllkörper und der Anteil der Füllkörper sollen demnach größeren Einfluss auf das Verschleißverhalten haben, als die Größe und Verteilung der Füllkörper (**Nagarajan et al. 2004**).

Verschiedene Kompositmaterialien, bei denen die Füllergöße, der Anteil der Füllkörper und die chemische Zusammensetzung der Füllkörper gleich waren, zeigten in vitro eine unterschiedliche Verschleißfestigkeit. Dies soll mit der unterschiedlichen chemischen Zusammensetzung der Matrix oder mit den verschiedenen Polymerisationsmethoden im Zusammenhang stehen (**Mandikos et al. 2001**).

2.1.2.3 Die Polymerisationskontraktion

Zum gegenwärtigen Zeitpunkt können Komposite für folgende Indikationen im Seitenzahnbereich verwendet werden:

- kleine Klasse I - und Klasse II – Kavitäten (Erstversorgung, minimalinvasive Präparation)
- mittelgroße, schmelzbegrenzte Klasse I- und II- Kavitäten (okklusale Belastung nicht ausschließlich auf der Restauration)

Bei größeren Füllungsvolumina führt die materialbedingte Polymerisationskontraktion bei der Aushärtung des Komposits zu erhöhter Randspaltbildung (**Lambrechts et al. 1987**).

Die Ursache dieser Materialkontraktion liegt darin, dass sich bei der Polymerisation die Monomere zu einem Netzwerk verbinden, welches ein geringeres Volumen einnimmt, als die Monomermoleküle selbst.

Das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung ist abhängig von der Materialzusammensetzung und der Verarbeitung (**Small 2002**) und wird mit ein bis sechs Volumenprozent angegeben (**Marxkors et al. 1988, Lambrechts et al. 1987, Small 2002**). Postoperative Überempfindlichkeiten, Randspaltbildungen oder Füllungsfrakturen bei okklusaler Belastung sind Folgen dieser Materialeigenschaft.

Der erhöhte Anteil von anorganischen Füllpartikeln in modernen Kompositen führte zu einer geringeren Polymerisationsschrumpfung. Kontrovers diskutiert wird, ob die hochviskösen, so genannten „stopfbaren Komposite“ bei der Polymerisation weniger als die herkömmlichen Hybridmaterialien schrumpfen (**Hickel et al. 2001, Kocsarski et al. 2002, Loguercio et al. 2004, Manhart et al. 2001-B**).

Bei den niedrigviskösen, fließfähigen Kompositen ist das Verhältnis Matrix/anorganische Füller erhöht (**Ritter 2001, Hickel et al. 2001**). Die mechanischen Festigkeitswerte der fließfähigen Komposite sind geringer als die der Hybridkomposite und die Polymerisationsschrumpfung ist größer (**Attar et al. 2003, Oberholzer et al. 2004**). Sie ermöglichen jedoch eine sehr gute Benetzung des Dentins und werden neben der Verwendung für kleine okklusale Defekte, Klasse V-Läsionen und Fissurenversiegelungen u.a. auch als Schicht zwischen Dentinbonding und Kompositfüllung empfohlen. Aufgrund ihres geringeren Elastizitätsmoduls soll diese Schicht Kontraktionsspannungen ausgleichen („Stress-breaker“-Funktion) (**Bayne et al. 1998, Unterbrink et al. 1999, Hickel et al. 2001**).

Die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung auf das klinische Verhalten einer Kompositfüllung werden durch die Insertionstechnik beeinflusst. In mehreren Studien wurde der Einfluss der Insertionstechnik (vertikale, schräge oder horizontale Inkrementtechnik oder „bulk fill“- Technik) auf das Ausmaß der Randspaltbildung untersucht (**Lutz et al. 1986-B, Versluis et al. 1996, Kovarik et al. 1993, Wilson, E.G. et al.**

1990). Die Mehrheit der Anwender bevorzugt das Einbringen von Inkrementen von bis zu zwei Millimeter Schichtstärke (**Small 2002, Deliperi et al. 2002**).

Bei der Inkrementtechnik soll durch die jeweils nachfolgende Schicht die Kontraktions-schrumpfung der vorangegangenen Schicht ausgeglichen werden, sodass nur die Schrumpfung der letzten Schicht Auswirkungen auf den Verbund zum Zahn hat (**Hickel et al. 2001**).

Das vollständige Durchdringen des Füllmaterials mit Licht und die Möglichkeit der individuellen Farbgestaltung (**Belvedere 2001**) sind weitere Vorteile der Schichttechnik.

Rastelli et al. verglichen in einer in vivo Studie an Milchzahnmolaren drei verschiedene Insertionstechniken und stellten eine bessere Randadaptation nach Einbringen des Komposits in der „bulk-fill“- Technik fest. (**Rastelli et al. 2001**). Kuijs et. al konnten keine wesentlichen Unterschiede zwischen dem Einbringen des Komposits in mehreren Schichten und in einer Portion im Bezug auf das Ausmaß der Polymerisationskontraktion feststellen (**Kuijs et al. 2003**).

Eine weitere Möglichkeit die Polymerisationskontraktion zu beeinflussen, wird in der Position der Lichtquelle gesehen. Aufgrund der Hypothese, dass die Schrumpfung der Komposite in Richtung des Lichteinfalls stattfindet, soll die Lichtaktivierung des Komposits durch die Zahnhartsubstanzen hindurch eine bessere Adaptation des Komposits an der Kavitätenwand zur Folge haben (**Lutz et al. 1986-A**). Jedoch konnte in neueren Studien kein signifikanter Einfluss der Position der Lichtquelle auf die Polymerisations-schrumpfung festgestellt werden (**Versluis et al. 1998**). Die bessere marginale Adaptation ist eher auf die Reduktion der Lichtintensität beim Durchdringen der Zahnhartsubstanzen, als auf die Richtung des einfallenden Lichtstrahls zurückzuführen (**Lösche et al. 1993**).

Die Verwendung von lichtleitenden Kunststoffkeilchen führte im zervikalen Kavitätenbereich zu einer verbesserten Randadaptation (**Lutz et al. 1992, Lösche 1999**). Jedoch werden bei Kompositen im Vergleich mit Amalgam noch immer signifikant öfter imperfekte approximal-zervikale Füllungsänder beobachtet (**Duncalf et al. 2000**).

Zur Aktivierung lichthärtender Komposite stehen gegenwärtig Halogenlampen, Plasmalampen und Laser zur Verfügung. Eine komplette Polymerisation des Komposits ist möglich bei einer adäquaten Lichtintensität (in Abhängigkeit von der Schichtstärke) und einer vollständigen Durchdringung des Komposits mit Licht. Zusätzliche Faktoren für eine gute Lichtdurchdringung sind die korrekte Wellenlänge des Lichtes sowie die Farbe, Konsistenz und Zusammensetzung des Kompositmaterials (**Stoll et al. 2002**). Eine infolge mangelhafter Lichtdurchdringung unvollständig polymerisierte Kompositfüllung zieht aufgrund des verbleibenden Monomers in den Dentintubuli toxische Pulpreaktionen nach sich (**Ritter 2001**).

Die Lichtintensität sollte bei Halogenlampen mindestens 400 mW/cm² betragen (**Belvedere 2001, Stoll et al. 2002, Nash et al. 2001**). Nach Anwendung einer zweistufigen Lichtaktivierung wurde in vitro die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung nachgewiesen (**Lim et al. 2002**). Bei der so genannten Soft-Start-Polymerisation wird die Polymerisation mit einer geringen Lichtenergie gestartet und nach wenigen Sekunden mit der zur vollständigen Polymerisation notwendigen Energie weitergeführt. Entstehende Spannungen innerhalb des Materials können dabei über einen verlängerten Aushärtungszeitraum ausgeglichen werden (**Hickel et al. 2001**). Eine bessere marginale Adaptation konnte nachgewiesen werden (**Mehl et al. 1997**).

Der Einfluss von Lichtquellen hoher Lichtintensität (Plasmalampen und Laser) auf die Polymerisationsschrumpfung ist Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. Eine in vitro Studie zeigte, dass die Effektivität der Lichthärtung durch Plasmalampen stark von der Art des Photoinitiators beeinflusst wird (**Hofmann et al. 2000**). Stoll et al. konnten bei Verwendung von Plasmalampen keinen nachteiligen Einfluss auf die Randadaptation von Kompositfüllungen nachweisen (**Stoll et al. 2002**). Untersuchungen zur Polymerisation mit Lasern zeigten vermehrt Schmelzrandfrakturen bzw. Randspalten (**Lösche et al. 1994, Puppala et al. 1996**).

2.1.2.4 Die Matrizentechnik

Bei Kompositfüllungen der Klasse II ist nach wie vor die Gestaltung eines funktionellen anatomischen Kontaktpunktes schwierig (**Nash et al. 2001, Kocsarski et al. 2002**). Die Gestaltung des Approximalkontaktes ist bei den hochviskösen Kompositen ebenso wie bei den klassischen Hybridkompositen eine Frage der Matrizentechnik, da die Viskosität der Komposite das elastische Rückstellvermögen einer nicht exakt adaptierten Mat-

rize nicht kompensieren kann (**Hickel et al. 2001, Peumans et al. 2000**). Die neuen „stopfbaren Komposite“ sind jedoch aufgrund des höheren Glasfülleranteils eher in der Lage, ein Matrizenband zu deformieren (**Nash et al. 2001**).

Aufgrund ihrer Lichtdurchlässigkeit wurden lange Zeit transparente Matrizen in Verbindung mit Lichtkeilen favorisiert. Untersuchungen von Dietrich et al zeigten, dass auch mit Metallmatrizen zervikal randdichte Füllungen gelegt werden können (**Dietrich et al. 1999**). In einer vergleichenden Studie von transparenten Matrizen und Metallmatrizen konnten signifikant weniger Kompositüberschüsse bei Verwendung von Metallmatrizen festgestellt werden (**Mullejans et al. 2003**). Individuelle, dünne vorkonturierte Metallmatrizen ermöglichen in den meisten Fällen eine gute Füllungskontur und straffe Kontaktpunkte ohne Kompositüberschuss (**Ritter 2001, Hickel et al. 2001**).

2.1.2.5 Kontraindikationen

Allergien und Überempfindlichkeiten gegenüber Inhaltsstoffen von Kompositen und Adhäsiven stellen absolute Kontraindikationen für Kompositfüllungen dar (**Hickel et al. 2000, ADA 1998**).

Bei den nachfolgend aufgeführten Situationen ist die Indikation bisher mit Einschränkungen zu sehen:

a) Verarbeitungsprobleme:

- z.B. erschwerte Zugänglichkeit
- mangelnde Isolierungsmöglichkeit gegenüber Feuchtigkeit (Kontamination mit Speichel oder Blut)

b) Funktionelle Besonderheiten:

- z.B. bei starken Parafunktionen mit ausgeprägter Facettenbildung

c) Zahnbezogene Variablen:

- z.B. Zähne mit besonders hoher okklusaler Belastung ohne Abstützung auf natürlicher Zahnhartsubstanz
- dentinbegrenzte Kavitäten

2.1.3 Bedeutung der Ausarbeitung und Politur von Kompositoberflächen

Die Notwendigkeit, zahnärztliche Restaurationen mit einer gut geglätteten Oberfläche zu versehen, ist aus karies- und paradontalprophylaktischen, sowie aus ästhetischen Gründen unbestritten (**Mörmann et al. 1977**).

Die Oberflächenqualität von zahnärztlichen Füllungen hat direkte Auswirkungen auf die Plaquebildung und -retention, die Verschleißresistenz, die Abrasivität und die Verfärbungstendenz der Restauration. Sie beeinflusst somit die Langlebigkeit der Restauration und das klinische Erscheinungsbild der angrenzenden anatomischen Strukturen (**Berestegui et al. 1992, Nagem Filho et al. 2003, Herrgott et al. 1989, Hoelscher et al. 1998**). Darüber hinaus tragen hochglanzpolierte, glatte Oberflächen zu einer besseren Ästhetik und höheren Patientenzufriedenheit bei. Um eine Kompositfüllung möglichst natürlich aussehen zu lassen, sollte ihre Oberfläche die einer Schmelzoberfläche imitieren (**Krejci et al. 1999**). Sie sollte sowohl glänzend, als auch strukturiert sein. Visuell können Patienten schon Profilunregelmäßigkeiten von ca. 20 µm wahrnehmen (**Heath et al. 1993**).

2.1.3.1 Plaquebildung

Die Ansammlung von Plaque ist ein wesentlicher Faktor für die Entstehung von Karies und Parodontitis (**Berestegui et al. 1992, Boghosian et al. 1987, Bollen et al. 1997**). Neben mechanischen Eigenschaften ist die Plaqueakkumulation eine der bedeutendsten Faktoren im Bezug auf die Langlebigkeit der Restauration (**Kawai et al. 2001**).

Physikalisch verläuft die bakterielle Adhäsion und Retention in vier Phasen (**Bollen et al. 1997**):

- a) Transport des Bakteriums zur Hartsubstanzoberfläche durch Brownsche Molekularbewegung, konvektivem Transport durch Flüssigkeitsbewegung und aktive Chemotaxis der Bakterien
- b) Initiale Bakterienadhäsion durch Interaktion von Van-der-Waals-Kräften und elektrostatischen Kräften
- c) Feste Verbindung zwischen Bakterium und Oberfläche durch kovalente bzw. ionische Interaktionen oder direkten Kontakt

- d) Kolonisation der Oberfläche aufgrund der Bildung eines Biofilms auf der Oberfläche durch Vermehrung von Bakterien des existierenden Monolayers und spezifische interbakterielle Adhäsion

Nachweisliche Bedeutung für die Plaqueakkumulation besitzen die Oberflächenrauigkeit, die freie Oberflächenenergie (**Bollen et al. 1997, Quirynen 1994, Quirynen et al. 1995, Quirynen et al. 1990, Kawai et al. 2000**), sowie die Kontur und der Randschluss einer Restauration (**Sorensen 1989**).

Die initiale Bakterienkolonisation hat Lokalisationen auf Hartsubstanzoberflächen zur Voraussetzung, die dem Speichel als Regionen der Mikrostationen dienen und für die sich anschließende Plaquegenese Mikroretentionsstellen darstellen (**Mierau 1984**).

Raue Oberflächen sind bevorzugte Stellen für Plaqueretention, da die Bakterien gegenüber Scherkräften geschützt sind und dadurch genügend Zeit haben, direkten Kontakt zur Oberfläche herzustellen oder Distanzen zu überbrücken (**Bollen et al. 1997**).

Einige in vivo Studien an Implantatoberflächen ermittelten einen arithmetischen Mittenrauwert von $0,2 \mu\text{m}$ als den Schwellenwert für die Rauigkeit, unter dem keine weitere Reduktion der Plaqueakkumulation festzustellen war (**Quirynen et al. 1990, Bollen et al. 1996, Quirynen et al. 1996**). Ein Anstieg der Oberflächenrauigkeiten über diesen Schwellenwert resultierte in einem simultanen Anstieg der Plaqueakkumulation (**Bollen et al. 1997, Zissig et al. 2000**).

Verschiedene Untersuchungen belegen den Einfluss der Oberflächenrauigkeit auf die Plaqueakkumulation. Ein Anstieg der Oberflächenrauigkeit von Kunststoffstreifen über einen arithmetischen Mittenrauwert von zwei Mikrometer führte z.B. im Vergleich zu glatten Oberflächen ($0,12 \mu\text{m}$) zu einem starken Anstieg der Bakterienkolonisation. An Implantatpfosten wurde belegt, dass ein Anstieg der Oberflächenflächenrauigkeit eine signifikant höhere Plaqueakkumulation nach sich zog (**Bollen et al. 1997**).

Ebenso konnte an verschiedenen Füllungsmaterialien ein direkter Einfluss der Oberflächenrauigkeiten auf die Plaquemenge nachgewiesen werden (**Eick et al. 2004**).

Kawai et. al. stellten in einer in vitro Studie eine positive Korrelation zwischen der Rauigkeit keramischer Oberflächen und der Plaquemenge fest (**Kawai et al. 2000**).

Die Oberflächen verschiedener Werkstoffe besitzen unterschiedlich freie Oberflächenenergien. Je größer die freie Oberflächenenergie eines Materials ist, umso günstiger ist die Voraussetzung für die Ansammlung von Plaque, eine stärkere Bindung der Plaque an die Materialoberfläche und die Selektion spezifischer Bakterien (**Quirynen et al. 1995**). Oberflächenrauigkeit und freie Oberflächenenergie beeinflussen einander. Jedoch spielt die freie Oberflächenenergie, verglichen mit der Oberflächenrauigkeit, eine untergeordnete Rolle, da die in vivo auftretende Pellikelbildung die primär unterschiedlichen Oberflächenenergien angleicht (**Bollen et al. 1997, Quirynen et al. 1995**).

Die Plaquebildung in Abhängigkeit von verschiedenen Dentalwerkstoffen per se ist Gegenstand mehrerer Studien. Eine neuere Studie untersuchte die Adhäsion von Plaquekomponenten in Abhängigkeit von unterschiedlichen Füllungsmaterialien. Es wurde festgestellt, dass an unpolierten Oberflächen die größte Bakterienadhäsion an Amalgam, gefolgt von Komposit und Gold stattfand. An unpolierten Keramikoberflächen konnte die geringste Bakterienadhäsion beobachtet werden. Wurden diese Füllungsoberflächen jedoch mit anerkannten Polierverfahren bearbeitet, änderte sich diese Rangfolge. Bei den polierten Oberflächen konnte die größte Bakterienadhäsion an Gold, gefolgt von Amalgam und Keramik beobachtet werden. Die geringste Bakterienadhäsion konnte an polierten Kompositoberflächen nachgewiesen werden; die Unterschiede in der Bakterienadhäsion zu den Keramiken waren aber nur geringfügig und nicht signifikant (**Kawai et al. 2001**).

Der nachweisliche Einfluss der Oberflächenrauigkeit und der freien Oberflächenenergie auf die supragingivale Plaquebildung macht die Forderung nach glatten Oberflächen mit geringer freier Oberflächenenergie zur Reduktion von Karies und Parodontitis deutlich (**Quirynen et al. 1995**).

2.1.3.2 Verschleißfestigkeit und Abrasivität

Neben der Materialzusammensetzung per se werden diese Parameter von der Oberflächenrauigkeit beeinflusst (**Ratanapridakul et al. 1989**). Glatte Oberflächen erhöhen die Verschleißfestigkeit und reduzieren die Abrasivität einer Kompositfüllung (**Willems et al. 1991**). Aufgrund der erhöhten Friktion im Bereich der okklusalen Kontaktflächen zeigen raue Kompositoberflächen eine höhere Verschleißrate (**Tjan et al. 1989**). Mandikos et al. konnten an indirekten Kompositoberflächen eine positive Korrelation zwi-

schen der Oberflächenrauigkeit und der Verschleißrate nachweisen (**Mandikos et al. 2001**).

In einer *in vivo* Studie an Milchzähnen über den Einfluss der Ausarbeitung von Kompositfüllungen auf deren Verschleißrate wurde festgestellt, dass die Verschleißresistenz bearbeiteter Oberflächen geringer war, als die der unbearbeiteten Oberflächen. Erklärt wird dies damit, dass zum einen das Vorhandensein geringer Oberflächenunregelmäßigkeiten nach der Bearbeitung zu einer ungleichen Kraftverteilung beim Kauvorgang führte. Zum anderen können durch die schnell rotierenden Ausarbeitungsinstrumente Mikrorisse im Kompositgefüge verursacht worden sein, welche die mechanischen Eigenschaften der Kompositfüllungen herabsetzten (**Ratanapridakul et al. 1989**). Es ist kritisch anzumerken, dass die okklusale Beanspruchung in der Gruppe mit bearbeiteten Oberflächen höher war, als bei der unbearbeiteten Vergleichsgruppe.

In einer neuen *in vitro* Studie an Oberflächen von Nanofüllerkompositen konnte keine positive Korrelation zwischen der durch Bearbeitungsmethoden verursachten Oberflächenrauigkeiten und der Verschleißresistenz dieser Komposite nachgewiesen werden. Die Nanofüllerkomposite wiesen gegenüber herkömmlichen Kompositen eine erhöhte Verschleißresistenz auf; der Einfluss des bei mechanischer Belastung auftretenden Materialverlustes auf die Oberflächenqualität war zu vernachlässigen (**Turssi et al. 2005**).

2.1.3.3 Verfärbung

Neben externen Auflagerungen können Sekundärkaries, Randspaltbildungen und interne Materialverfärbungen zu unästhetischen Verfärbungen der Kompositfüllungen führen. Wasseraufnahme, eine Veränderungen bei der Polymerisation und Photooxydation sollen u. a. für interne Verfärbungen verantwortlich sein (**Seghi et al. 1990, Ferracane et al. 1985, Buchalla et al. 2002**).

In einer *in vitro* Studie über die Veränderung von Opazität und Farbe von verschiedenen Füllungsmaterialien wurde festgestellt, dass alle chemisch härtenden Komposite nach vier Wochen eine dunklere Farbe und geringere Opazität zeigten, während lichthärtende Komposite ihre Farbe und Opazität nur geringfügig veränderten (**Inokoshi et al. 1996**). Bei lichthärtenden Kompositen konnte ein direkter Einfluss der Lichtdurchdringung auf die Farbveränderungen der Komposite nachgewiesen werden (**Imazato et al. 1995**).

Über die Verfärbung von Kunststoffen durch Farblösungen (**Satou et al. 1989**), Kaffee und Tee (**Um et al. 1991**) wurde berichtet.

Oberflächenverfärbungen stehen in direktem Bezug zur Oberflächenglätte von Zähnen und Restaurationen (**Herrgott et al. 1989**).

Die Verfärbung von polierten Mikro- und Hybridkompositoberflächen mit einer Erythrosinlösung war geringer als bei der unpolierten Vergleichsgruppe (**Dietschi et al. 1994**).

Rauere Kompositfüllungen führten zu einer stärkeren Verfärbung mit einer Tabaklösung als glatte Oberflächen; beim Kontakt mit Orangenöl zeigte sich allerdings keine Korrelation der Verfärbung mit der Rauigkeit der Oberfläche, sondern eher mit dem chemischen (hydrophoben) Charakter der Kompositmatrix (**Shintani et al. 1985**).

In einer neueren Studie wurde postuliert, dass die Verfärbungstendenz und die Oberflächenrauigkeit von Kompositen direkt von der Materialzusammensetzung des Komposits (Monomer- und Füllerpaketelzusammensetzung) und der angewendeten Politurmethode beeinflusst wurden. Eine geringe Verfärbungstendenz korrelierte generell mit einer geringen Wasserabsorptionsrate, einem geringem Matrixanteil und einem ausreichenden Glanz nach der Oberflächenbearbeitung (**Reis et al. 2003**).

2.1.4 Ausarbeitung und Politur von Kompositen

Die Ausarbeitung und Politur von Kompositen erweist sich aufgrund der unterschiedlichen Härte von Matrix und anorganischen Füllern als problematisch. Um eine ästhetisch ansprechende Restauration mit glatter Oberfläche zu erhalten, sind folgende Arbeitsschritte notwendig (**Krejci et al. 1984, Jung 1998**):

a) Ausarbeitung:

- Grobes Ausarbeiten und Beseitigen von Kompositüberschüssen
- Konturieren (Gestaltung des Höcker- und Fissurenreliefs)
- Feinausarbeitung (Beseitigung von Riefen und Kanten, initiale Reduktion der Rautiefen)

b) Politur:

- weitere Reduktion der verbliebenen Rautiefen, Optimierung der Oberflächengüte

2.1.4.1 Ausarbeitung

Das Ziel des Ausarbeitens ist es, Kompositüberschüsse und scharfe Kanten zu beseitigen und kontinuierliche Übergänge zur natürlichen Zahnschubstanz zu schaffen. Ebenso bedingt die Beschaffenheit der Füllungssoberfläche an sich die Notwendigkeit einer Ausarbeitung. Die gegen eine flexible Kunststoffmatrize ausgehärteten Kompositoberflächen sind relativ glatt (**Chung 1994, Hoelscher et al. 1998, Wilson, F. et al. 1990, Yap et al. 1997**), aber zugleich füllstoffarm und unterscheiden sich in ihrer Farbe und Abrasionsresistenz von dem übrigen Füllungsmaterial. Des Weiteren sind freie Füllungssoberflächen aufgrund der Sauerstoffinhibitionschicht klebrig und weich und begünstigen die Plaqueakkumulation (**Krejci et al. 1999**).

Die Ausarbeitung von Kompositoberflächen erfordert den Einsatz rotierender Instrumente, die über eine ausreichende Schneidleistung verfügen, ohne die bearbeiteten Flächen zu stark aufzurauen (**Jung 1997**). Eine zu grobe Vorbearbeitung der Restauration erschwert die optimale Feinglättung in starkem Maße (**Mörmann et al. 1977**).

Flexible, aluminiumoxidbeschichtete Disks haben sich für die Oberflächenglättung aller Komposittypen bewährt (**Chen et al. 1988, Jung 1998, Eide et al. 1988, Herrgott et al. 1989, Hoelscher et al. 1998, Krejci et al. 1984, Roeder et al. 2000**). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Härte der Abrasivpartikel signifikant größer ist, als die der üblichen Füllstoffe für Komposite (**Tjan et al. 1989**). Somit ist ein gleichmäßiger Abtrag von Matrix und Füllstoffen möglich. Aufgrund der Tatsache, dass die Abrasivpartikel der Beschichtung in unterschiedlichen Körnungen vorliegen, ist sowohl die Ausarbeitung als auch die Politur mit diesen Disks möglich. Für eine optimale Glättung sollten sie sukzessive von grober bis extra-feiner Körnung angewendet werden (**Kanter et al. 1983**). Die Disks erweisen sich allerdings bei konkaven oder strukturierten Oberflächen, sowie bei approximal-zervikalen Flächen als nicht geeignet (**Chen et al. 1988, Tjan et al. 1989**). Aus geometrischen Gründen können sie nicht in alle Feinheiten des Oberflächenreliefs eindringen (**Schmid et al. 1991**).

Für die Grobausarbeitung und Überschussbeseitigung, das Konturieren und die Feinausarbeitung der strukturierten okklusalen Kompositoberflächen von Prämolaren und Molaren sind starre, rotierende Instrumente notwendig. Gegenwärtig werden überwiegend Diamantfinierer, Hartmetallfinierer und/oder rotierende Steine verwendet (**Berastegui et al. 1992, Boghosian et al. 1987, Chen et al. 1988, Eide et al. 1988, Goldstein et al. 1989, Jung 1998**). Jeder der genannten Finierer verursacht Oberflächenrauigkeiten in unterschiedlicher Ausprägung (**Berastegui et al. 1992**).

Die Vor- und Nachteile der Instrumente werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Diamantfinierer gelten aufgrund der großen Abtragsleistung als effektiv für die Bearbeitung von Kompositoberflächen, jedoch weisen die bearbeiteten Oberflächen starke Rauigkeiten auf (**Goldstein et al. 1989, Jung 1997, Jung 1998**). Die Diamantkorngrößen der verwendeten Finierer haben dabei direkten Einfluss auf die Rauigkeitswerte der Kompositoberflächen. Präparierdiamanten werden aufgrund der beobachteten Oberflächendestruktionen für das Bearbeiten von Kompositoberflächen abgelehnt (**Krejci et al. 1984**). In einer in vitro Studie zeigten Feinpartikelkompositoberflächen nach der Anwendung von Finierdiamanten mit einer Partikelgröße von 24 µm bis 40 µm einen arithmetischen Mittenrauwert (Ra) von ca. 1,8 µm, während Diamantfinierer mit feineren Partikeln (ca. 15 µm) glattere Oberflächen hinterließen (Ra ca. 1,0 µm) (**Jung 1997**). Über vergleichbare Rautiefen von Diamant- und Hartmetallfinierern wurde ebenfalls berichtet (**Krejci et al. 1984, Lutz et al. 1983-B, Pratten et al. 1988**).

In einer in vitro Studie konnte mit feinen Diamantfinierern eine glattere Oberfläche als mit Hartmetallfinierern erzielt werden (**Herrgott et al. 1989**).

Kaplan postulierte, dass die durch Diamantfinierer entstandenen Unregelmäßigkeiten in der Kompositoberflächen weniger tief waren, als die durch Hartmetallfinierer verursachten Profilvertiefungen (**Kaplan et al. 1996**).

Die mit Hartmetallfinierern bearbeiteten Komposite zeigten einerseits gut geglättete Oberflächen. Andererseits wurden Oberflächendestruktionen (**Krejci et al. 1984**) und eine geringere Schneidleistung gegenüber Diamantfinierern festgestellt (**Jung 1997, Boghosian et al. 1987**). Ihre Standzeit scheint geringer zu sein als die von Diamantfinierern (**Jung 1997**). Während Hartmetallfinierer für die Ausarbeitung von mikrogefüllten Kompositen nicht empfohlen werden, wird die Ausarbeitung von Hybridkompositen mit Hartmetallfinierern positiv beurteilt (**Berastegui et al. 1992, Jung 1997, Kaplan et**

al. 1996, Kullmann 1985). Nach der Oberflächenbearbeitung von Hybridkompositen mit Hartmetallfinierern unterschiedlicher Schneidenzahl konnten arithmetische Mittenrauwerte von ca. $0,7 \mu\text{m}$ ermittelt werden (**Berastegui et al. 1992, Hoelscher et al. 1998, Jung 1997**).

Gute Resultate für die Feinausarbeitung von Hybridkompositen konnten bei der Kombination von $30 \mu\text{m}$ feinen Diamantfinierern für die Überschussbeseitigung gefolgt von Hartmetallfinierern erreicht werden (**Jung 1997**).

Rotierende Steine aus Aluminiumoxid, Siliziumkarbid und Siliziumoxid werden für die Ausarbeitung von Kompositen nicht empfohlen. Sie hinterlassen große Oberflächenrauigkeiten (**Eide et al. 1988, Pratten et al. 1988, Yap et al. 1997**) und schon nach kurzem Gebrauch zeigen sie einen unrunder Lauf (**Jung 1998, Krejci et al. 1984**). Durch ihre Exzentrizität wirken sie wie Schlagwerkzeuge und führen zu unzähligen Mikrotraumen auf der Kompositoberfläche. Aufgrund der geringen Schneidleistung der rotierenden Steine wird in der Regel mit zu hohem Druck gearbeitet. Über eine Beschädigung der organischen Kompositphase durch Hitzeentwicklung wurde berichtet (**Whitehead et al. 1989**).

Approximal-zervikale Überschüsse sollten durch das Verkeilen der Matrize vermieden werden (**Hickel et al. 2001**). Die Ausarbeitung der approximal-zervikalen Füllungsflächen stellt sich als besonders schwierig dar. Aufgrund der engen anatomischen Lage zum Nachbarzahn sind diese Bereiche für starre und flexible rotierende Instrumente schwer zugänglich.

Zur Beseitigung von Überschüssen werden hier manuelle Finierstreifen (**Whitehead et al. 1990**), maschinelle Finierstreifen und flache diamantierte Feilen (**Mörmann et al. 1977**) eingesetzt.

Manuelle Finierstreifen stehen in Form von diamantierten Metallstreifen und aluminiumoxidbelegten Kunststoffstreifen zur Verfügung. In einer vergleichenden Studie von vier verschiedenen Typen von manuellen Finierstreifen wiesen die Kompositoberflächen und deren angrenzende Schmelzbereiche am häufigsten nach der Bearbeitung mit Metallstreifen Oberflächendestruktionen auf (**Whitehead et al. 1990**).

Aufgrund der geringen Reibung und kinetischen Energie zwischen Finierstreifen und bearbeiteter Oberfläche konnten im Vergleich zu rotierenden Finierinstrumenten weniger Destruktionen an Komposit- und angrenzenden Schmelzoberflächen beobachtet werden (**Whitehead et al. 1990**). Obwohl mit den manuellen Streifen kein optimaler Glättungseffekt der bearbeiteten Oberflächen erreicht werden kann, sind sie derzeit unverzichtbar für die Bearbeitung schwer zugängiger Approximalbereiche.

Über den Einfluss von maschinell angetriebenen Finierstreifen auf die Oberflächenqualität von Kompositfüllungen existieren gegenwärtig keine Studien.

Unterschiedlich grobe diamantierte Feilen ermöglichen durch oszillierende Bewegungen die Bearbeitung von engen Approximalräumen. Mit einer Abstufung in drei Körnungen von 80 μm , 40 μm und 15 μm gelang eine effektive Vorpolitur (**Mörmann et al. 1983**). Die alleinige Anwendung einer 50 μm feinen diamantierten Feile erwies sich für die Bearbeitung der zervikalen Ränder der Kompositfüllungen als zu grob (**Small et al. 1992**).

2.1.4.2 Politur

Die Politur widmet sich der bestmöglichen Reduktion von Rauigkeiten und Unregelmäßigkeiten, die durch die rotierenden Finierinstrumente verursacht wurden. Nach ästhetischen Gesichtspunkten ist eine polierte Füllungsoberfläche nur dann akzeptabel, wenn die Lichtreflexion des Füllmaterials der Reflexion von Zahnschmelz entspricht. Dies wird erreicht bei Oberflächenrauigkeiten von weniger als einem Mikrometer (**Northeast et al. 1988**). Als anzustrebende Oberflächenrauigkeit nach Politur wird der arithmetische Mittenrauwert von antagonistierenden Schmelzoberflächen (ca. 0,64 μm) gesehen (**Willems et al. 1991**).

Gegenwärtig stehen dem Zahnarzt verschiedene Polierverfahren für die rotierende Bearbeitung von Kompositen zur Verfügung. Neben flexiblen Disks werden Silikonpolierer, diamantimprägnierte Filzpolierer, abrasive Polierbürstchen sowie Polierpasten auf Diamant- oder Aluminiumoxidbasis verwendet (**Schmid et al. 1991**).

Die Ergebnisse nach der Politur von Kompositoberflächen mit Silikonpolierern sind sehr unterschiedlich. Dies liegt neben der Zusammensetzung des Kompositmaterials

darin begründet, dass die Abrasivpartikel der verschiedenen Silikonpolierer in Art, Größe und Härte variieren und die Anzahl der Arbeitsschritte zur Oberflächenpolitur nicht identisch ist (**Goldstein et al. 1989, Jung 2002, Jung et al. 2003-A, Northeast et al. 1988, Reis et al. 2002, Tjan et al. 1989**).

Neben der Oberflächenglättung mit einem einzelnen Silikonpolierer finden Poliersysteme Anwendung, die zwei oder mehrere Arbeitsschritte erfordern. Die Politur erfolgt hier aufgrund der sukzessiven Anwendung der Polierer mit abnehmender Korngröße der Abrasivpartikel. Als Abrasivkörper dienen Diamant-, Siliziumdioxid-, Siliziumkarbid- oder Aluminiumoxidpartikel in sehr unterschiedlichen Korngrößen. Diese sind neben Vernetzern und Farbpigmenten in eine elastische Trägermatrix eingebettet.

Beim Vorliegen von harten Füllpartikeln, wie bei Hybridkompositen, wurde ein selektives Abtragen der Kompositmatrix beschrieben (**Tjan et al. 1989, Jung 1998, Reis et al. 2002**). Deshalb sollten für eine effektive Oberflächenglättung die Abrasivpartikel der Silikonpolierer in Relation zu den Füllpartikeln des Komposits härter sein (**Chandler et al. 1971**).

Die Silikonpolierer liegen vorwiegend als Polierspitzen und -kelche vor. Weitere Varianten des Arbeitsteils existieren in Form von Polierrädern und -linsen. Der Arbeitsteil von Silikonpolierern soll sich aufgrund seiner Größe für fein ausgearbeitete Okklusalfächen nicht eignen und Randdestruktionen verursachen (**Krejci et al. 1984, Schmid et al. 1991**).

Die Effektivität von diamantierten Filzpolierern bei der Politur von Kompositoberflächen erwies sich als stark abhängig von der Art der vorangegangenen Ausarbeitung (**Jung 2002, Jung et al. 2003-A**).

Gute Ergebnisse wurden nach der Vorbehandlung eines Feinpartikelhybridkomposits mit Diamant- und Hartmetallfinierern erreicht. Der arithmetische Mittenrauwert war signifikant niedriger als nach Ausarbeitung mit flexiblen Disks (**Jung 1998, Jung et al. 1997, Jung et al. 2003-A**). Bei der Politur eines mikrogefüllten Komposits mit einem diamantierten Filzpolierer wurden Rauigkeitswerte erreicht, die den Ergebnissen nach Politur mit flexiblen Disks entsprachen und geringer waren, als die Rauigkeitswerte natürlicher Schmelzoberflächen (**Wirz et al. 1993**). Die diamantimprägnierten Filzpolierer sind zum einmaligen Gebrauch vorgesehen.

Eine große Auswahl von diamantierten und aluminiumoxidhaltigen Poliergelen führt in Verbindung mit Applikatoren aus Filz oder Kunststoff zu schmelzähnlichen Oberflächen.

Mikrogefüllte Komposite sowie Hybridkomposite zeigen in Abhängigkeit von der Vorbehandlung nach der Bearbeitung mit Poliergelen glatte Oberflächen (**Whitehead et al. 1989**). Dabei haben die Art der Abrasivpartikel, sowie deren Größe entscheidenden Einfluss auf das Polierergebnis (**Jung 1998, Kaplan et al. 1996**). Diamantierte Poliergele erwiesen sich für die Politur von Kompositoberflächen als effektiver im Vergleich zu Poliergelen mit Aluminiumoxidpartikeln (**Sen et al. 2002**). Der zusätzliche Einsatz einer Polierpaste nach Bearbeitung von Kompositoberflächen mit flexiblen Disks oder Silikonpolierern hatte keine weitere Reduktion der Rauigkeiten zur Folge (**Tjan et al. 1989, Tate et al. 1992**). Ein Poliersystem, bestehend aus zwei unterschiedlich groben, diamantierten Gelen konnte nach der Vorbehandlung eines Feinpartikelkomposits mit verschiedenen Diamantfinierern im Vergleich zu anderen Poliermethoden die glattesten Oberflächen erzielen (**Hondrum et al. 1997**).

Abrasiv Polierbürstchen erwiesen sich als sehr gut geeignet für die Politur strukturierter Oberflächen. Die Spezialfasern dieser Bürstchen enthalten siliziumkarbidhaltige Abrasivkörper. Mit den Bürstchen konnten hochglänzende Kompositoberflächen erzielt werden, deren Oberflächenrelief weniger stark eingeebnet wurde als bei der Bearbeitung von Kompositen mit Silikonpolierern und flexiblen Disks (**Krejci et al. 1999**). Die Politur der Kompositfüllungen kann mit und ohne Wasserkühlung erfolgen. Derzeit existieren keine vergleichenden Studien über Oberflächenunterschiede nach der Bearbeitung mit und ohne Wasser. Die Politureffekte konnten durch eine Kombination der abrasiven Bürstchen mit Prophylaxepolierpasten nicht verbessert werden (**Schmidlin et al. 2002**). Vorteilhaft ist die mehrfache Verwendbarkeit dieser Polierbürstchen (**Krejci 1999**).

Gegenwärtig liegen in der Literatur zahlreiche Studien über die Ausarbeitung und Politur von Kompositen vor. Die Mehrzahl dieser Studien stützt sich auf die Untersuchung von Probekörpern der jeweiligen Werkstoffe. Kompositfüllungen mit anatomisch geformten Oberflächen wurden in wenigen in vitro Studien untersucht. Klinische Studien zur Ausarbeitung und Politur von direkten Kompositfüllungen existieren bisher nicht.

2.1.5 Die Beurteilung von Kompositoberflächen

Die objektive Erfassung und Beurteilung der Mikrostrukturen von Werkstückoberflächen ist dem Menschen weder visuell noch sensorisch möglich. Deshalb bedient man sich zur Beurteilung von Oberflächen verschiedener quantitativer sowie qualitativer Untersuchungsmethoden.

2.1.5.1 Quantitative Methoden

Um Untersuchungsergebnisse vergleichbar zu machen, benötigt man Messeinrichtungen, die zuverlässig und normgerecht geeignete Kenngrößen ermitteln.

Eine objektive quantitative Methode für die Beurteilung von Oberflächen sind profilometrische Rauigkeitsmessungen.

Das am häufigsten in der Zahnheilkunde angewendete Verfahren ist die profilometrische Untersuchung der Oberflächen nach dem elektrischen Tastschnittverfahren.

Ein mechanischer Taster (Diamantspitzen mit unterschiedlichem Durchmesser) fährt die Werkstückoberfläche in definiertem Abstand zeilenartig und mit konstanter Geschwindigkeit ab. Profilunregelmäßigkeiten der Oberfläche führen zu Auslenkungen des Mikrotasters. Dieser fungiert als induktiver Messwertempfänger und wandelt die mechanischen Bewegungen linear in elektrische Spannung um. Dieses der Oberfläche entsprechende elektrische Signal wird vom Messgerät verstärkt, gleichgerichtet und evtl. gefiltert. Nach Auswertung der Messung in einem zugehörigen Rechner werden die Oberflächenparameter auf dem Bildschirm oder ausgedruckten Messprotokollen dargestellt.

Auf Grund der Spitzenradien mechanischer Taster von 3-10 μm ist es problematisch, sie zum Prüfen von Oberflächen, deren Rauigkeiten sehr gering im Verhältnis zum Durchmesser der Tastspitze sind, anzuwenden. Darüber hinaus sind mechanische Taster auf Grund der Geometrie ihrer Tastspitze nicht in der Lage, steile Profilverläufe korrekt wiederzugeben. Sie führen zu einem Abflachen von steilen und negativen Profilen (**Jung 1998**).

Alternativ werden optische Mikrotaster in Form eines Laserbündels verwendet. Hierbei führen Profilunregelmäßigkeiten über eine korrespondierende Vertikalbewegung des Tastarmes zum Nachfokussieren des Lasers auf der Oberfläche. Der Vorteil des Verfahrens liegt darin, dass die Messungen berührungsfrei vorgenommen werden und somit im

Gegensatz zum mechanischen Abtasten keine Beschädigungen des Prüflings oder Verschleiß des Tasters auftreten. Es ist dadurch möglich, auch weiche, brüchige oder elastisch verformbare Prüflinge zu untersuchen. Nachteilig bei diesem Verfahren ist das Auftreten des sog. Kanteneffektes bei steilen Profilverläufen oder unter-sich-gehenden Stellen. Das Laserlicht wird beim Überschreiten von Kanten gestreut und kann somit das Signal vom Profilboden zum Detektor verfälschen. Dies resultiert in einem Übersteuern des Tasters (**Feinprüf 1990**).

Eine Studie über den Einfluss unterschiedlicher Tastsysteme auf die profilometrische Ermittlung von Rauigkeitsparametern ergab, dass beim Vorliegen großer gemittelter Rautiefen von ca. 20 μm die Wahl des Tastsystems nur geringen Einfluss auf die Messergebnisse hatte. Bei Rautiefen, die kleiner als 10 μm waren, konnten signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Zur Beurteilung von Oberflächen mit Rauigkeiten von weniger als 2 μm erwiesen sich demnach mechanische Tastsysteme nur als bedingt geeignet. Optischen Tastsystemen wurde bei geringen Rauigkeiten eine ausreichende Präzision bescheinigt (**Jung 1998**).

Profilometrische Rauigkeitsmessungen nach dem Tastschnittverfahren werden in zahlreichen Studien angewendet, die sich mit der Untersuchung der Oberflächenglätte verschiedener Dentalwerkstoffe beschäftigen (**Berastegui et al. 1992, Bollen et al. 1997, Eide et al. 1988, Kanter et al. 1983, Pantke et al. 1990, Setcos et al. 1999, Shintani et al. 1985, Tate et al. 1992, Winkler et al. 1994, Yap et al. 1997**).

Zur Beschreibung von Oberflächenrauigkeiten dienen häufig folgende Parameter:

- die gemittelte Rautiefe R_z
- der arithmetische Mittenrauwert R_a
- die maximale Rautiefe R_{max}

Hierbei handelt es sich um Vertikalparameter. Nachteilig ist, dass diese Parameter die Oberflächenrauigkeit nur durch die Profilamplituden beschreibt. Aussagen über die Form einer Oberfläche sind somit nicht möglich. Alternativ könnte die Anzahl der Profilunregelmäßigkeiten auf eine bestimmte Strecke bezogen durch Hybridparameter wie das Profillängenverhältnis (LR) beschrieben werden.

Weitere quantitative Verfahren sind Lichtreflexionsmessungen oder die Bestimmung von Metalloberflächen durch Gasadsorption. Aussagen zu tatsächlichen vorhandenen Rautiefen können jedoch hierbei nicht getroffen werden.

Mikroskopische Techniken (Scanning tunnel microscopy, Atomic force microscopy) erlauben Auflösungen bis in den Nanometerbereich. Für die Beurteilung von finierten und polierten Oberflächen sind diese apparativ aufwendigen Methoden jedoch nicht notwendig, da eine Auflösung bis in den Nanometerbereich zu diesem Zweck nicht sinnvoll erscheint (**Jung 1998**) und die Repräsentativität der Größe der untersuchten Areale fraglich ist.

2.1.5.2 Qualitative Beurteilungsmethoden

Damit eine möglichst umfassende Beschreibung von Oberflächen erfolgen kann, ergänzen die meisten Wissenschaftler ihre quantitativen Untersuchungsmethoden durch eine qualitative Evaluierung.

Die qualitative Beurteilung kann durch visuelle Betrachtung (**Heath et al. 1993**), Lichtmikroskopie (**Jung 1995**) oder im Rasterelektronenmikroskop (**Boghosian et al. 1987**, **Stoll et al. 2002**, **Whitehead et al. 1990**) erfolgen.

Der Vorteil qualitativer Methoden ist die Gesamtbetrachtung der Oberflächen. Die gemessenen Oberflächenrauigkeiten können interpretiert werden, d.h. eine Differenzierung in materialbedingte Rauigkeiten (Porositäten, Lunker) und in Rauigkeiten auf Grund der Bearbeitungsverfahren oder in Profilunregelmäßigkeiten in Folge von Beschädigungen ist möglich.

Aussagen über die Ausprägung von Rauigkeiten sind jedoch nur näherungsweise möglich und abhängig von mehreren Faktoren wie z.B. dem Neigungswinkel des Präparates (**Goldstein et al. 1989**, **Jung 1998**).

Zur Gesamtbeurteilung von Oberflächenrauigkeiten findet man in der Literatur verschiedene Kombinationsmöglichkeiten quantitativer und qualitativer Verfahren.

Am häufigsten werden die Verfahren Profilometrie und Rasterelektronenmikroskopie kombiniert (**Chung 1994**, **Herrgott et al. 1989**, **Jung 1997**, **Jung et al. 1997**, **Kaplan et al. 1996**, **Krejci et al. 1984**, **Reis et al. 2003**, **Reis et al. 2002**, **Sen et al. 2002**, **Tjan et al. 1989**, **Venz 1983**, **Whitehead et al. 1989**, **Willems et al. 1991**).

3. Material und Methode

3.1 Auswahl der Zähne

Alle Füllungen wurden im permanenten Gebiss gelegt und betrafen vitale Prämolaren und Molaren aller vier Quadranten.

Die Versorgungsnotwendigkeit ergab sich aus dem Vorliegen von Primärkaries oder erneuerungsbedürftiger alter Füllungen. Füllungen an Zähnen mit abradierten Kauflächen wurden von der Untersuchung ausgeschlossen. Das Patientenalter wurde auf den Bereich zwischen 10 und 65 Jahren festgelegt.

Die Füllungstherapie aller Zähne erfolgte stets durch denselben Behandler.

Die Anzahl der in die Untersuchung einbezogenen Zähne wurde auf insgesamt 80 festgelegt, wobei zu gleichen Teilen Prämolaren und Molaren ausgewählt wurden. Die Ausdehnung der Füllungen war stets mehrflächig, d.h. die Füllung bestand stets aus einer Okklusal- und mindestens einer Approximalfläche.

3.2 Das Füllungsmaterial

Als Material wurde das Feinpartikelhybridkomposit Herculite XRV (Kerr/Hawe, Bioggio, Schweiz) ausgewählt. Das Kompositmaterial lag vor als Drehspritzenapplikation mit jeweils 4 g Schmelz- oder Dentinmasse in unterschiedlichen Farben. Die Auswahl der Kompositfarbe erfolgte individuell. Als Dentinadhäsiv kam das zur Produktkette gehörende Optibond Solo plus (Kerr/Hawe) zur Anwendung. Die Zusammensetzung des Kompositmaterials, sowie die verwendeten Farben sind den Tabellen im Anhang zu entnehmen.

3.3 Das Einbringen der Kompositfüllungen

Bei den zur Kompositfüllung vorgesehenen Zähnen erfolgte zunächst, wenn erforderlich, das Excavieren kariöser Läsionen. Gegebenenfalls wurden alte Füllungen vorher vollständig entfernt. Eine indirekte Überkappung mit Kalziumhydroxid (Kerr-life, Kerr, Orange, CA, USA), sowie das Legen einer Unterfüllung mittels Glasionomerkement (Ketac bond 3M Espe, Seefeld) schloss sich bei Vorliegen pulpennaher Bezirke an. Die Kavitätenform bestand in einer kastenförmigen Ausgestaltung des okklusalen und ap-

proximalen Anteils. Es erfolgte keine Ansträgung der Kavitätenränder. Die Kavitätenränder waren zirkulär schmelzbegrenzt.

Die Kompositfüllungen wurden unter absoluter Trockenlegung mittels Kofferdam gelegt. Zur Kontaktpunkt- und Approximalraumgestaltung dienten Kunststoffmatrizen mit Metallklemme (Lucifix Matrixsystem transparent Nr.785s, Kerr/Hawe, Bioggio, Schweiz) in zwei verschiedenen Größen, die mittels unterschiedlich breiter Ahornkeilchen (Kerr/Hawe) approximal fixiert wurden. Es erfolgte die Schmelz- und Dentinätzung mit 38% Phosphorsäure (Dental Etching Gel, Pulpdent Corporation, Watertown, USA). Die Einwirkzeit der Säure betrug für Schmelzbereiche 40 sec. und für Dentinbereiche 15 sec. Nach dem Absprühen der Säure mit Wasserspray und anschließender Trocknung mit Luft schlossen sich das Konditionieren mit Optibond solo plus nach Angaben des Herstellers und das Füllen mit Herculite XRV in Mehrschichttechnik an. Das Komposit wurde mit dem Füllspatel PFI 179 und dem Kugelstopfer PFI 18 schichtweise in die Kavität eingebracht (Densply Ash Instruments, Addlestone, GB). Diese Füllinstrumente sind vom Hersteller speziell für das Einbringen von Kompositen in die Kavität konzipiert worden. Die einzelnen Kompositen-schichten von bis zu 2 mm Dicke wurden für jeweils 40 sec. von labial und oral mittels Polymerisationslampe (Polylux, Satelec, Mettmann) lichtgehärtet. Ein Vorkonturieren der okklusalen Füllungsflächen erfolgte in Anlehnung an das natürliche Höcker-Fissurenrelief des Zahnes. Dazu wurde das Kompositmaterial mit leichtem Überschuss eingebracht und im plastischen Zustand mittels Füllspatel und Kugelstopfer modelliert. Im Anschluss erfolgte die Lichthärtung.

3.4 Die Bearbeitung der Kompositfüllungen

3.4.1 Okklusale Flächen

Die Oberflächenbearbeitung der Okklusalflächen erfolgte in zwei Schritten. Zuerst wurden die Kompositflächen ausgearbeitet und im Anschluss poliert. Die Ausarbeitung umfasste die Arbeitsschritte Überschussbeseitigung, Konturieren und Finieren der okklusalen Füllungsflächen. Die Politur diente der Reduktion verbliebener Rauigkeiten.

3.4.1.1 Die Ausarbeitung

Die Methode der Ausarbeitung war für alle okklusalen Füllungsflächen gleich und erfolgte mit starren, rotierenden Instrumenten.

Für die Ausarbeitung der Okklusalfächen kamen die in Tabelle 1 aufgeführten und in Abbildung 1 dargestellten rotierenden Feinkorndiamantfinierer in drei unterschiedlichen Formen (Kugel-, Hohlkehl- und Flammenform) und anschließend die formkongruenten Hartmetallfinierer (Fa. Brasseler, Savannah, GA, USA) zur Anwendung.

Tabelle 1: Eigenschaften der zur Ausarbeitung benutzten Schleifkörper

	Korngröße/Schneidenzahl	Form	Kenn-Nummer
Feinkorndiamant	24-40 μm	kugelförmig	806 314 001 514 023
	24-40 μm	hohlkehlförmig	806 314 537 514 012
	24-40 μm	flammenförmig	806 314 540 514 009
Hartmetallfinierer	20	kugelförmig	500 314 001 071 023
	8	hohlkehlförmig	500 314 537 072 012
	12	flammenförmig	500 314 496 071 009



Abbildung 1: Darstellung der zur Ausarbeitung verwendeten rotierenden Finierer

Die Finierer wurden in ein fabrikneues, rotes Titanwinkelstück (TE 200, Sirona Dental Systems, Bensheim) eingespannt. Die Ausarbeitung erfolgte bei einer Motordrehzahl von 10000 U/min mit Wasserspray. Jeder Finierer kam für die Ausarbeitung von fünf Füllungen zur Anwendung und wurde danach durch einen fabrikneuen Finierer ersetzt.

Zuerst wurden stets mit einem Feinkorndiamant die Kompositüberschüsse entfernt und die Okklusion zum Gegenkiefer optimiert. Die Füllungsänder konnten je nach Zugän-

gigkeit mit dem kugelförmigen oder hohlkehlförmigen Diamantfinierer ausgearbeitet werden. Danach diente die kugelförmige Ausführung der Diamantfinierer zur Ausarbeitung konvexer Okklusallbereiche (z.B. Höckerabhänge). Der hohlkehlförmige oder der flammenförmige Diamantfinierer wurde zum Konturieren der strukturierten Okklusallbereiche (z.B. Fissuren) verwendet. Im Anschluss erfolgte die Bearbeitung der Okklusallflächen mit formkongruenten Hartmetallfinierern zur vorbereitenden Glättung (Finieren) der Füllungsoberfläche.

3.4.1.2 Die Politur

Für die Politur der okklusalen Kompositfüllungen sollten, wie in Tabelle 2 sichtbar, vier verschiedene Poliermethoden Anwendung finden. Die Auswahl einer bestimmten Poliermethode wurde in der jeweiligen Situation durch eine Randomisierungsliste festgelegt. Es erfolgte eine Aufteilung der Zähne in Prämolaren und Molaren. Auf jede Poliermethode entfielen somit 20 Proben (zehn Prämolaren und zehn Molaren). Zur Politur dienten stets fabrikneue Polierkörper. Die rotierenden Polierinstrumente wurden in ein fabrikneues blaues Titanwinkelstück (T1 TE 40, Sirona, Langen) mit blauem Titan-aufsatzkopf (T1TK4, Sirona, Langen) eingespannt. Die Politur erfolgte bei allen vier Methoden nach Angaben des jeweiligen Herstellers. Jede Füllungsfläche wurde zwei Minuten poliert.

Tabelle 2: Die okklusalen Poliermethoden

Poliermethode	Abrasivpartikel	Partikelgröße
Diafix-oral	Diamantpartikel	3-5 μm
MPS Two- Striper	Diamantpartikel	4-6 μm / 1 μm
Silikonpolierer P403-W	Siliziumcarbid	3-5 μm
Occlubrush	Siliziumcarbid	5 μm

3.4.1.2.1 Filzpolierer Diafix-oral (Müller Dental Vertrieb, Lindlar)

Hierbei ist ein walzenförmiger, rotierender Polierkörper bestehend aus einer mit Diamantpartikeln versehenen Filzmatrix fest mit einem Kunststoffschäft für Winkelstücke verbunden (Abbildung 2a). Die Diamantpartikel entsprechen einer Größe von 3-5 μm

und sind mittels Wachs in die Filzmatrix eingebettet. Es existieren zwei verschiedene Breiten (2 mm und 4 mm). In der vorliegenden Studie wurde lediglich die schmalere Variante verwendet. Die Politur erfolgte bei 3000 U/min ohne Wasserkühlung.

3.4.1.2.2 Two Striper MPS-Poliersystem (Premier Dental Products Co., Norristown, USA)

Das Poliersystem besteht aus zwei diamantierten Gelen, die mittels angerauten, geringgradig flexiblen Kunststoffträgern oder rotierenden Bürstchen nacheinander appliziert werden. Die Bürstchen werden vom Hersteller für die Politur von Glattflächen empfohlen. In der vorliegenden Studie kamen nur die Kunststoffträger zur Anwendung, da es sich um strukturierte Flächen handelte (Abbildung 2b).

Das Gel 1 für die Vorpolitur enthält Diamantpartikel in der Größenordnung von 4-6 μm . Das Gel 2 beinhaltet die feineren Diamantpartikel ($<1 \mu\text{m}$) und ist für die Endpolitur vorgesehen. Die Politur wurde ohne Spray bei 6000 U/min durchgeführt.

3.4.1.2.3 Silikonpolierer P403-W (Dentsply, Konstanz)

Der Arbeitsteil dieses rotierenden Silikonpolierers besteht aus einer Gummimischung mit Siliziumcarbid-Abrasivkörpern der Korngröße 3-5 μm , der Schaft besteht aus rostfreiem Stahl. Bei dem Instrument handelt es sich um eine Polierspitze (Abbildung 2c). Das Polierverfahren ist somit einstufig. Die Politur erfolgte mit Spraykühlung bei 5000 U/min.

3.4.1.2.4 Hawe Occlubrush (Hawe neos, Bioggio)

Bei der Hawe Occlubrush handelt es sich um ein rotierendes Polierbürstchen in drei verschiedenen Ausführungen: als regulärer Kelch, als kleiner Kelch und als Spitze. In der vorliegenden Studie wurde lediglich die Spitze zur Politur verwendet (Abbildung 2d).

Die Bürstchen bestehen aus einem Metallschaft für Winkelstücke, der fest mit den Borsten verbunden ist. Die Spezialfasern der Borsten bestehen aus aromatischem Polyamid. Siliziumcarbid-Abrasivkörper einer mittleren Korngröße von 5 μm sind in diese Fasern integriert. Bindemittel werden keine verwendet.

Die Politur kann mit oder ohne Spray bei 5000-10000 U/min vorgenommen werden. In der vorliegenden Studie wurde bei 10000 U/min mit Spray poliert.

Abbildung 2: Die okklusalen Poliermethoden



a) Der diamantimprägnierte Filzpolierer Diafix-oral in der Breite 2 mm mit Winkelstückschaft



b) Two Striper MPS-Poliersystem bestehend aus zwei diamantierten Poliergelen, Papierblock und Kunststoffträger mit Winkelstückschaft



c) Der Siliziumcarbidpartikel enthaltende Silikonpolierer P 403-W als Polierspitze mit Winkelstückschaft



d) Das Siliziumcarbidpartikel enthaltende Polierbürstchen Hawe Occlubrush als Polierspitze mit Winkelstückschaft

3.4.2 Die Bearbeitung der zervikalen Approximalflächen

Als zervikale Approximalfläche wurde das Füllungsareal unterhalb des Kontaktpunktes zum Nachbarzahn bezeichnet. Dieser schwer zugängliche Bereich konnte nicht mit rotierenden Instrumenten bearbeitet werden. Die Ausarbeitung der zervikalen Approximalflächen umfasste die Überschussbeseitigung und das Finieren der zervikalen Approximalflächen und erfolgte nach jeweils vier unterschiedlichen Methoden (Tabelle 3). Jede Methode war für die Bearbeitung von jeweils 10 Prämolaren- und 10 Molarenflächen vorgesehen, d.h. auf jede Methode entfielen somit 20 Proben. Die Reihenfolge der Bearbeitungsmethoden wurde durch eine Randomisierungsliste festgelegt. Für die Ausarbeitung kamen stets fabrikneue Instrumente bzw. Materialien zur Anwendung, die nach Angaben des jeweiligen Herstellers eingesetzt wurden.

Tabelle 3: Die approximal-zervikalen Politurmethoden

Poliermethode	Abrasivpartikel	Partikelgröße
Diamantstreifen DS	Diamantpartikel	30 µm und 15 µm
Proxoshape Proxo 2S u. 3S	Diamantpartikel	40 µm und 15 µm
3M Soflexstreifen 1954	Aluminiumoxid	100 µm und 40 µm
Hawe Elastrips	Aluminiumoxid	74 µm, 37 µm, 13 µm, 3µm

3.4.2.1 Diamantstreifen DS (Gebr. Brasseler, Lemgo)

Die diamantierten, sterilisierbaren Edelstahlstreifen stehen in zwei verschiedenen Breiten (3,75 mm und 2,5 mm) zur Verfügung (Abbildung 3a). Die unterschiedlich grob gekörnten Polieroberflächen sind farbkodiert (blau=mittel 45 µm, rot=fein 30 µm und gelb=extrafein 15 µm).

In der vorliegenden Studie wurden die blau codierten Streifen nicht verwendet. Zur Politur wurden die Polierstreifen mit der unbelegten Streifenmitte in den Approximalraum eingeführt.

Jede Füllungsfläche wurde nacheinander folgend mit den feinen Streifen (DS25F und DS37F) und extrafeinen Diamantstreifen (DS25EF und DS37EF) durch manuell geführte Horizontalbewegungen bearbeitet.

3.4.2.2 Maschinelle Proxoshape-Feilen Proxo 2S und Proxo 3S (Intensiv, Viganello-Lugano, Schweiz)

Die zwei farbkodierten Proxoshape-Feilen besitzen eine diamantierte Oberfläche in unterschiedlichen Körnungen (gelb 40 μm , rot 15 μm ; Abbildung 3b). Nach dem Einspannen der Feilen in einen Spezialansatz für Winkelstücke (T1 Titan TK 19/04, Sirona, Langen), führen diese entsprechend der Motordrehzahl oszillierende Hubbewegungen von 0,4 mm Auslenkung aus. Alle Füllungsflächen dieser Gruppe wurden zuerst mit der groben (Proxo 2S), anschließend mit der feinen Feile (Proxo 3S) bearbeitet. Die Politur erfolgte bei 10000 U/min unter Spraykühlung. Die Proxoshape-Feilen sind sterilisierbar und für den mehrmaligen Gebrauch vorgesehen. Jede Feile kam für die Ausarbeitung von fünf Oberflächen zur Anwendung und wurde danach durch eine fabrikneue Feile ersetzt.

3.4.2.3 Finierstreifen Sof-Lex (3M Medica, Borken Westfalen)

Die Sof-Lex-Streifen bestehen aus einem unbelegten Mittelteil, der das Einführen in den Approximalraum ermöglicht, sowie aus zwei unterschiedlich groben mit Aluminiumoxid belegten Polierenden (100 μm und 40 μm ; Abbildung 3c).

Die Streifen liegen in einer breiten und schmalen Ausführung vor. In der vorliegenden Studie fand nur die schmale Variante Anwendung. Die Politur erfolgte mittels manuell geführter Horizontalbewegungen von grob nach fein.

3.4.2.4 Maschinelle Streifen- Hawe Elastrips (Hawe neos dental, Bioggio)

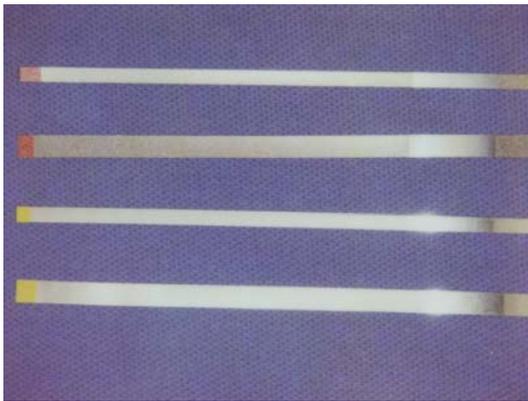
Bei den in Abbildung 3d dargestellten Hawe Elastrips handelt es sich um ein Sortiment von Polierstreifen, welche mittels Winkelstück angetrieben werden. An einem Ende der Streifen befindet sich eine Schlinge zum Einhängen eines exzentrischen Spezialmandrells. Dieses ist im Winkelstück eingespannt und erzeugt eine rotierend-exzentrische Bewegung. Der Polierstreifen wird auf diese Weise in eine Horizontalbewegung versetzt. Das andere Ende der Polierstreifen ist mit einem federnden Gummiring versehen, der ein vibrationsfreies, kontrolliertes manuelles Führen gewährleisten soll.

Die Politur erfolgt auf Grund der sukzessiven Anwendung der vier unterschiedlich gekörnten, aluminiumoxidbelegten Polierstreifen. Die Farbkodierung weiß, blau, gelb und

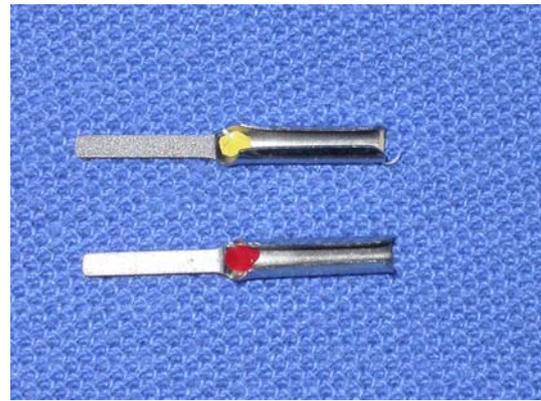
rosa symbolisiert die Körnung des Abrasivkörpers (grobkörnig 74 μm , mittel 37 μm , fein 13 μm und extrafein 3 μm).

Die Streifen werden gespannt und mit dem unbeschichteten Teil über den Kontaktpunkt in den Interdentalraum eingebracht. Das montierte Mandrell kann dann in die Schlinge eingehängt werden und wird bei 4000 –6000 U/min in Aktion gesetzt.

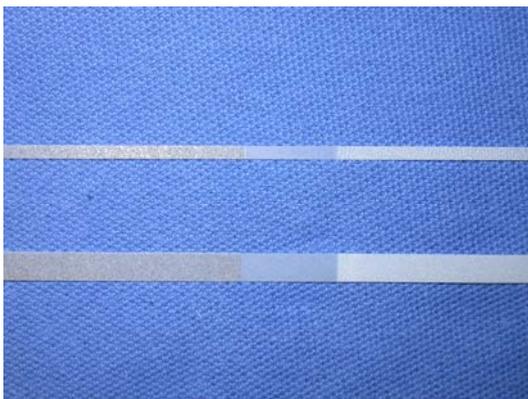
Abbildung 3: Die approximal-zervikalen Poliermethoden



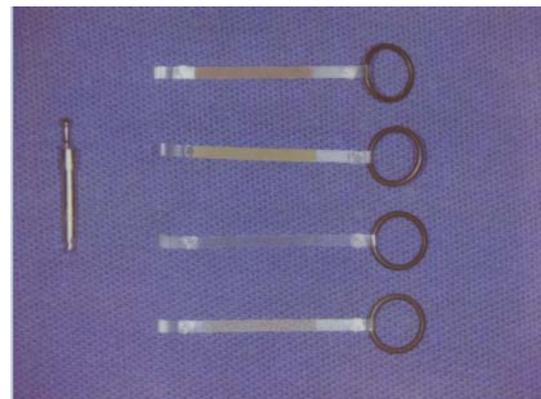
a) Diamantstreifen DS mit 30 μm (rot, oben) und 15 μm Diamantkörnung (gelb, unten) in den Breiten 2,5 mm und 3,75 mm



b) Proxoshape-Feilen Proxo 2S mit 40 μm Diamantkörnung (oben) und Proxo 3S mit 15 μm Diamantkörnung (unten)



c) Finierstreifen Sof-Lex in schmäler und breiter Ausführung; dargestellt ist das mit gröberen (links) und das mit feineren (rechts) Aluminiumoxidpartikeln belegte Polierende, sowie die unbelegte Streifenmitte



d) Maschinelle Streifen Hawe Elastrips belegt mit Aluminiumoxidpartikeln der Größe 75 μm , 37 μm , 13 μm und 3 μm (von unten nach oben), sowie Mandrell mit Winkelstückschaf

3.5 Die Replikaabformung

Die ausgearbeiteten und polierten Füllungsflächen wurden mit der zweizeitigen Korrekturabformtechnik abgeformt. Dabei kam ein kondensationsvernetztes Silikon in zwei unterschiedlichen Konsistenzen zur Anwendung (Blend-a-scon, Procter & Gamble, Schwalbach). Ein mit knetbarem Silikon beschickter partieller Abformlöffel aus Metall wurde über die gut getrockneten Füllungsflächen appliziert und lieferte nach Aushärtung den Vorabdruck. Die Beseitigung grober Überschüsse und störender Interdentalsepten der Nachbarzähne sollte das Reponieren des Löffels erleichtern und zusammen mit eingeschnittenen Abflussrillen zu einer korrekten Abformung führen. Daraufhin konnte mit einer Spritze die dünn fließende Korrekturmasse in den Approximalraum, auf die Okklusalfäche der Füllungen und auf den Abformlöffel appliziert werden, bevor der Abformlöffel reponiert wurde. Nach dem Aushärten der Korrekturmasse erfolgte die Entnahme des Löffels zusammen mit dem Abformmaterial.

3.6 Die Replikaherstellung

Vor dem Ausgießen der Replikaabformung wurde diese mittels 70% Ethylalkohols gereinigt und mit Druckluft getrocknet. Das Anbringen von Silikonstops am mesialen und distalen Löffelrand diente dazu, die anfangs dünnfließende Modellmasse am Ort zu halten. Die Modellherstellung erfolgte mit dem Epoxidharz Stycast 1266 (Grace N.V. Specialty Polymers, Westerlo, Belgien).

Um eine luftblasenfreie Modellmasse zu erhalten, wurden 4,0 g Paste mit 1,1 ml Flüssigkeit manuell vorgemischt und danach für drei Minuten im Vakuummischgerät weitergemischt. Das angemischte Epoxidharz wurde zehn Minuten auf ca. 30°C erwärmt. Im Anschluss erfolgte das Ausgießen der Abformung. Nach 24 Stunden Aushärtungszeit wurden die Replikamodelle aus der Abformmasse entnommen. Mit einer Kunststofffräse konnten die zu untersuchenden Füllungen von Nachbarzähnen separiert werden. Die dabei entstandenen Verunreinigungen wurden mit Druckluft entfernt.

3.7 Die Untersuchung der Replikaoberflächen

3.7.1 Die quantitative Beurteilung der polierten Füllungsoberflächen

3.7.1.1 Das Messverfahren zur Ermittlung der Oberflächenrauigkeit

Die Rauigkeitsmessungen wurden nach dem elektrischen Tastschnittverfahren (mechanische Profilometrie) gemäß DIN 4768 (**DIN-Normen 1995**) durchgeführt. Hierbei tastet ein mit einem Vorschubgerät mechanisch verbundener Mikrotaster das Profil von Oberflächen entlang einer Schnittlinie ab und übermittelt die Messwerte einer zentralen Auswerteinheit. Als Messgerät wurde das Perthometer S8P (Mahr GmbH, Göttingen) verwendet.

3.7.1.2 Mikrotaster und Messprinzip

Bei dem verwendeten Mikrotaster handelte es sich um einen mechanischen Taster (FRW 750, Mahr, Göttingen) mit einem Tastspitzenradius von 10 µm und einem Kegelwinkel von 90°. Der Taster arbeitete mit einer Messkraft von 6,0 mN.

Der mechanische Taster lag ohne zusätzliche Führung frei auf der Oberfläche der Probe auf und wurde zeilenartig über die zu untersuchende Oberfläche bewegt. Er fungierte dabei als induktiver Messwertaufnehmer. Die Auslenkungen des Tasters beim Abfahren der Modelloberflächen werden in elektrische Spannung umgewandelt. Über einen Bildschirm erfolgte die Darstellung der Profilverläufe und Messwtergebnisse. Nach jeweils fünf Einzelmessungen wurden diese in Form eines Protokolls ausgedruckt.

Die gesamte Messapparatur ruhte auf dem schwingungsgedämpften Messtisch VW-3036-OPT-0330 (Newport, Fountain Valley, USA).

3.7.1.3 Die Messbedingungen

Die strukturierten Okklusalflächen und die zervikalen Glattflächen unterschieden sich erheblich in ihrer Größe und Oberflächenbeschaffenheit.

Dies erforderte unterschiedliche Messbedingungen für die okklusale und zervikale Gruppe. Innerhalb einer Messgruppe galten die gleichen Messbedingungen. Die Messbedingungen für die okklusalen und approximalen Einzelmessungen sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Messbedingungen

	okklusal	approximal-zervikal
Taststrecke LT	1,75 mm	0,56 mm
Messstrecke LM	1,25 mm	0,4 mm
Vertikalbereich VB	625,0 μm	625,0 μm
Grenzwellenlänge c	0,25 mm	0,08 mm
Filterung	Gauß-Filter	Gauß-Filter

Die Taststrecke LT gemäß DIN 4768 (**DIN-Normen 1995**) ist als die Gesamtstrecke der vom Taster auf der Probenoberfläche zurückgelegten Strecke definiert. Jede Taststrecke wird in eine Vorlaufstrecke, fünf Einzelmessstrecken und eine Nachlaufstrecke unterteilt. Vor- und Nachlaufstrecke sind aus messtechnischen Gründen erforderlich. Der Taststrecke sind die Grenzwellenlänge und die Geschwindigkeit, mit der der Taster die Oberfläche abtastet zugeordnet.

Für die Auswahl der optimalen Taststreckenlänge war die Füllungsflächengröße der Proben von Bedeutung. Die Okklusalflächen konnten mit einer Taststreckenlänge von 1,750 mm erfasst werden, während die wesentlich kleineren approximal-zervikalen Flächen die Auswahl einer kürzeren Taststrecke (0,560 mm) erforderlich machten.

Die Messstrecke LM gemäß DIN 4768 (**DIN-Normen 1995**) stellt den Teil der Taststrecke dar, der zur Ermittlung der Messwerte dient. Sie wird aus fünf Einzelmessstrecken gebildet. Die unterschiedlich langen Taststrecken für okklusal und approximal bedingten unterschiedlich lange Messstrecken.

Der Vertikalbereich kennzeichnet den Umfang des Messbereiches. Die Werte für den Vertikalbereich richten sich nach der Empfindlichkeit des angeschlossenen Tasters. Die Auswahl des Vertikalbereiches richtet sich nach der Rauigkeit der Probe. Um die Messbedingungen für beide Messgruppen zu vereinheitlichen, wurde der gleiche Vertikalbereich gewählt.

3.7.1.4 Der Messvorgang

In Vorbereitung auf die Messung wurden die Replikamodelle unter einem Stereomikroskop (Nikon, Japan) auf die zur Messung erforderliche Qualität überprüft. Replikaoberflächen, die Verunreinigungen, Lufteinschlüsse oder mechanische Irritationen aufwiesen wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Mittels plasteliner Masse konnten die einzelnen Replikamodelle auf dem Messtisch positioniert werden. Im Anschluss erfolgte das Abtasten der Oberflächen mit dem mechanischen Mikrotaster. Der Taster wurde vor jeder neuen Messreihe mit dem Einstellnormal PEN 10 (Mahr, Göttingen) kalibriert. Die mechanische Verbindung des Tasters mit der Vorschubeinheit PRK (Mahr, Göttingen) ermöglichte das zeilenartige Abfahren der Replikamodelle mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,1 mm/s. Jede Oberfläche wurde in fünf parallelen Tastschnitten abgetastet. Die Abtastung der Okklusalfächen erfolgte von bukkal nach oral, während die zervikalen Approximalflächen von zervikal nach okklusal abgetastet wurden. Wenn es die Größe der Füllungsflächen zuließ, wurde ein konstanter Abstand zwischen den abgetasteten Linien am Messtisch eingestellt (0,5 mm). Konnte ein Replikamodell auf diese Weise nicht abgetastet werden, erfolgte das Weitersetzen des Tasters individuell.

3.7.1.5 Die Oberflächenparameter

Das Ermitteln der Oberflächenrauigkeit erfolgte durch Berechnung der gemittelten Rauiefe Rz. Dieser Oberflächenparameter ist als das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen fünf aneinanderfolgender Messstrecken definiert und beschreibt die Oberflächenunregelmäßigkeiten in ihrer vertikalen Dimension.

Als weiterer Rauigkeitsparameter wurde der arithmetische Mittenrauwert Ra ermittelt. Dieser Parameter ist als arithmetischer Mittelwert der absoluten Werte der Profilabweichungen innerhalb einer Messstrecke definiert.

3.7.2 Die qualitative Beurteilung der polierten Füllungsflächen

Die qualitative Beurteilung der Füllungsflächen sollte Aussagen zu Formunregelmäßigkeiten an Konturen und Übergängen, sowie Oberflächenrauigkeiten nach der Politur ermöglichen. Dazu waren eine Betrachtung im Rasterelektronenmikroskop (REM) und die Anfertigung von Übersichts- und Detailaufnahmen vorgesehen. Von jedem Replikamodell sollte eine Übersichtsaufnahme und jeweils eine Detailaufnahme von okklusal und approximal angefertigt werden. Verwendet wurde das Rasterelektronenmikroskop Philips PSEM 500 (Philips Electronics, MD Eindhoven, Niederlande). Die Betriebsspannung des Gerätes wurde auf 25 kV eingestellt.

3.7.2.1 Die Vorbereitung der Replikaoberflächen

Die Replikaoberflächen wurden im Ultraschallbad für zwei Minuten gereinigt und anschließend mit Druckluftspray getrocknet.

Alle Replikamodelle wurden mit einem elektrisch leitenden Spezialkleber für Rasterelektronenmikroskopie (Leit-C nach Göcke, Neubauer Chemikalien, Münster) auf Probehaltern fixiert. Als Voraussetzung für die Betrachtung im Rasterelektronenmikroskop erfolgte das Bedampfen der nicht leitenden Replikamodelle mit einer elektrisch leitenden Goldschicht in der Sputteranlage SCD 040 (Balzers Union, Liechtenstein).

Dies fand unter folgenden Bedingungen statt:

- Druck 0,1 mbar
- Stromstärke 20 mA
- Zeitdauer 5 min
- fünfmaliges Fluten der Sputterkammer mit Stickstoff

3.7.2.2 Die Modelloberflächen im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Alle 80 Replikamodelle wurden im Rasterelektronenmikroskop betrachtet.

Bei 74 der 80 Modelle konnten jeweils eine Übersichts- und eine okklusale Detailaufnahme angefertigt werden. Bei 64 dieser Modelle wurde eine Detailaufnahme der approximal-zervikalen Oberfläche hergestellt.

3.7.2.2.1 Die Auswertung der Übersichtsaufnahmen

Die Übersichtsaufnahmen erfassten die gesamte Okklusalfäche der Proben (10-fache Monitorvergrößerung). Zur Auswertung wurden im Anschluss photographische Abzüge des Formates 16x12 cm erstellt. Bei der qualitativen Auswertung der Übersichtsaufnahmen wurden Gestaltabweichungen 1. und 2. Ordnung gemäß DIN 4760 (**DIN-Normen 1995**) beurteilt, d.h. die Qualität von Konturen und Übergängen nach der Politur. Jede Übersichtsaufnahme wurde jeweils einer der folgenden drei Kategorien zugeordnet:

- Ü1: abgerundete Konturen
- Ü2: wenige kantige Übergänge/ einzelne zerklüftete Areale
- Ü3: überwiegend kantige Übergänge/ zahlreiche zerklüftete Areale

3.7.2.2.2 Die Auswertung der okklusalen und approximal-zervikalen Detailaufnahmen

Die okklusalen und approximal-zervikalen Füllungsflächen sollten zusätzlich auf die qualitative Ausprägung der Rauigkeit nach der Politur untersucht werden.

Bei 80-facher Monitorvergrößerung wurden Detailaufnahmen erstellt, die wiederum Vorlage für 16x12 cm große Photoabzüge lieferten. Durch Überlagerung der Abzüge mit einem Raster bestehend aus 48 gleichgroßen Quadraten erfolgte die Aufteilung der Füllungsoberflächen in 2x2 cm große Felder. Jedes einzelne Feld konnte nun im Bezug auf die Ausprägung der Rauigkeit einer der folgenden drei Kategorien zugeordnet werden:

- R1: glatte, homogene Oberflächen
- R2: geringe Rauigkeiten
- R3: starke Rauigkeiten

Die einer bestimmten Kategorie zugeordneten Einzelfelder wurden addiert. Der prozentuale Anteil der jeweiligen Kategorie an der Gesamtfelderzahl der Füllungsoberfläche ließ eine semiquantitative Beurteilung der polierten Füllungsflächen zu.

3.8 Statistische Methoden

Die Untersuchungsergebnisse wurden mit dem Programm MS Excel 2000 für Windows erfasst und dargestellt.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit der Software SPSS für Windows (Version 6.1.3.).

Der Einfluss von der Methode und der Lokalisation der Füllungsoberfläche in der Prämolaren- oder Molarenregion auf die quantitativen Daten (Rz, Ra) wurde mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch geprüft. Für die gemessenen Werte konnte Normalverteilung vorausgesetzt werden.

Die Übersichtsaufnahmen konnten mit Hilfe des Chiquadrat-Tests für Kreuztabellen statistisch geprüft werden. Die Unterschiede zwischen den vier Methoden bezüglich ihrer qualitativen Beurteilung auf kantig oder abgerundet wurden dabei zusammen bzw. getrennt für die Prämolaren- und Molarenregion beurteilt.

Die statistische Prüfung der Detailaufnahmen erfolgte nach dem nonparametrischen Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben. Es handelte sich hierbei um ein ein-dimensionales Verfahren. Es lag keine Normalverteilung der Messwerte vor.

3.9 Ethik

Eine ausführliche Beratung vor Beginn der Behandlung setzte die Patienten über die Ziele der Studie, sowie über die angewandten Methoden in Kenntnis. Ihr Einverständnis bekundeten die Patienten im Anschluss mit der Unterschrift eines schriftlichen Aufklärungsbogens. Bei den hier verwendeten Werkstoffen und rotierenden Instrumenten handelte es sich um zugelassene Medizinprodukte, die bereits längere Zeit im Rahmen zahnärztlicher Therapiemaßnahmen in der Patientenbehandlung eingesetzt wurden.

Nach telefonischer Absprache mit dem Vorsitzenden der Ethikkommission Prof. Dr. Habermann vor Beginn der Studie wurde auf eine Prüfung der Studie durch die Kommission verzichtet.

4. Ergebnisse

4.1 Patientenstatistik

An der Studie nahmen insgesamt 54 Patienten teil, wobei 37 Patienten (68,52%) weiblichen und 17 Patienten (31,48%) männlichen Geschlechts waren. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 35 Jahre. Der jüngste Patient war 11 Jahre, der älteste Patient 64 Jahre alt.

Von den 80 versorgten Zähnen befanden sich 48 Zähne im Oberkiefer (60%) und 32 Zähne im Unterkiefer (40%). Am häufigsten wurden der erste Molar im Oberkiefer (n=19) versorgt. Die am häufigsten restaurierten Zähne im Unterkiefer waren der erste Molar und zweite Prämolare (beide n=10) (Tabelle 5).

Es wurden jeweils 40 Prämolaren und Molaren gefüllt. Auf die Gruppe der Prämolaren entfielen 35 zweiflächige und 5 dreiflächige Füllungen. Die Gruppe der Molaren bestand aus 32 zweiflächigen und 8 dreiflächigen Füllungen.

Tabelle 5: Anzahl und Lokalisation der untersuchten Zähne

Anzahl der Füllungen	4	10	3	7	6	7	9	2
Zähne Oberkiefer	17	16	15	14	24	25	26	27
Zähne Unterkiefer	47	46	45	44	34	35	36	37
Anzahl der Füllungen	4	3	6	2	5	4	7	1

4.2 Photographische Dokumentation

In den Abbildungen 4 bis 8 soll exemplarisch das klinische Vorgehen bei einer direkten Klasse II – Restauration mit Komposit dargestellt werden.

Die Abbildung 4 zeigt eine insuffiziente, okklusale-mesial gelegene Füllung des Zahnes 14. Der distale Bereich des Zahnes zeigte keinen pathologischen Befund. Die Sensibilitätsprüfung mit Kältespray erwies sich als positiv.

Nach vollständiger Entfernung der defekten Zementfüllung und kastenförmiger Präparation der schmelzbegrenzten Kavität wurden pulpennahe Bereiche mit Kalziumhydroxid und einer Unterfüllung aus Glasionomerezement abgedeckt. Unter absoluter Trockenlegung mittels Kofferdam erfolgte die Schmelz- und Dentinätzung (Abbildung 5), das Konditionieren und das schichtweise Einbringen der Dentin- und Schmelzkompositmasse (Abbildung 6a und b).

Die Kompositoberfläche konnte im Anschluss ausgearbeitet und poliert werden. Die klinische Situation nach dem Beseitigen grober Überschüsse und der okklusalen Adjustierung mit Diamant- gefolgt von Hartmetallfinierern ist in der Abbildung 7 dargestellt. Abbildung 8 zeigt die polierte Okklusalfäche der Kompositfüllung.



Abbildung 4: Klinische Ausgangssituation mit insuffizienter Zementfüllung des Zahnes 14

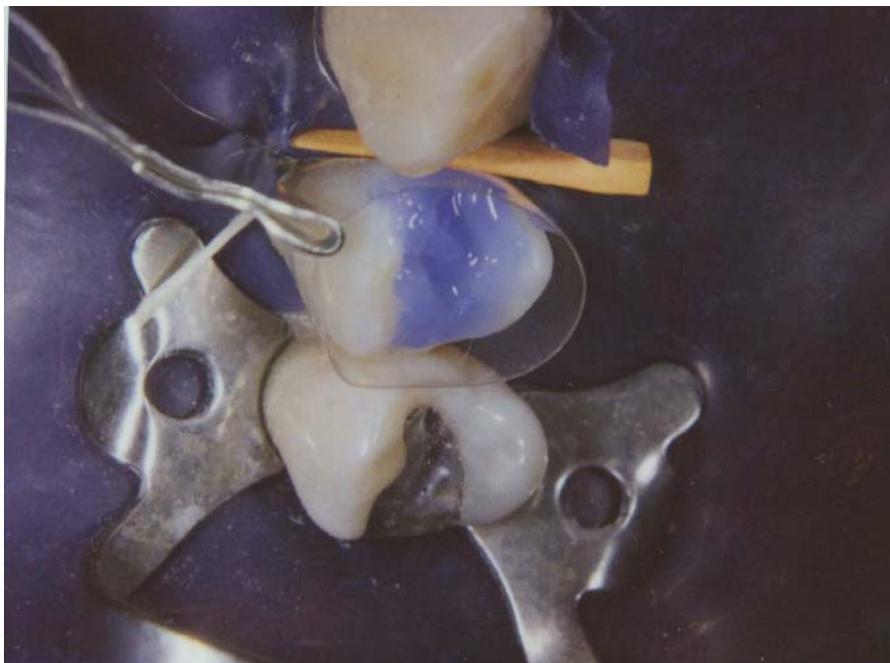


Abbildung 5: Klinische Situation nach Anlegen einer transparenten Kunststoffmatrize und eines Ahornkeilchens während der Schmelz- und Dentinätzung mit 38% Phosphorsäure an Zahn 14



a)



b)

Abbildung 6: Klinische Situation an Zahn 14 nach dem Einbringen der Kompositmassen in mehreren Schichten

- a) Zustand nach Dentinschichtung
- b) Zustand nach Schmelzschichtung



Abbildung 7: Klinische Situation der Kompositfüllung an Zahn 14 nach der Ausarbeitung mit Diamantfinierern, gefolgt von Hartmetallfinierern

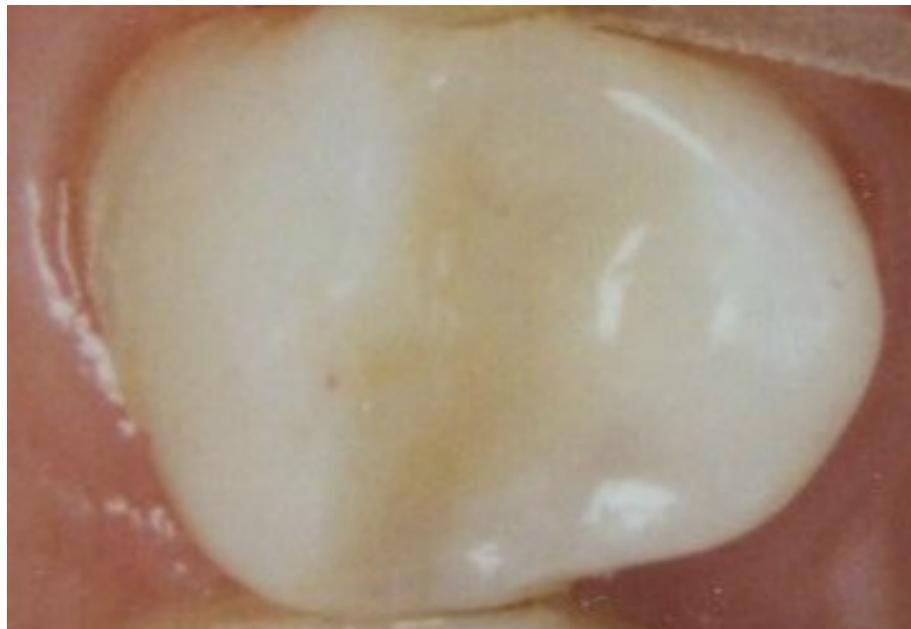


Abbildung 8: Klinische Situation nach okklusaler Politur mit dem Silikonpolierer P 403-W an Zahn 14

4.3 Die Ergebnisse der quantitativen Oberflächenuntersuchung

Bei den okklusalen Füllungsflächen kamen insgesamt 75 von 80 Flächen zur Untersuchung. Davon wurden 36 Prämolarenoberflächen und 39 Molarenoberflächen ausgewertet.

In der Gruppe der approximalen Füllungsflächen wurden 44 von 80 Replikaproben untersucht (20 Prämolarenflächen und 24 Molarenflächen). Die übrigen Proben konnten wegen qualitativer Mängel nicht ausgewertet werden.

4.3.1 Die okklusalen Poliermethoden im Vergleich

Die Unterschiede zwischen den vier Poliermethoden im Hinblick auf die erreichten Oberflächenrauigkeiten waren nur geringfügig und statistisch nicht signifikant ($p=0,547$ für Rz und $0,325$ für Ra).

Bei den okklusalen Proben erzielte der Silikonpolierer P403-W mit einer gemittelten Rautiefe von $3,67\ \mu\text{m}$ und einem arithmetischen Mittenrauwert von $0,93\ \mu\text{m}$ die glattesten Füllungsflächen (Abbildung 9). Die nach den anderen drei Poliermethoden bearbeiteten Oberflächen wiesen geringfügig höhere Messwerte auf. Für die gemittelte Rautiefe wurden dabei Messwerte von $4,37\ \mu\text{m}$ (Occlubrush) bis $4,46\ \mu\text{m}$ (Diafix-oral) ermittelt. Die arithmetischen Mittenrauwerte reichten von $1,11\ \mu\text{m}$ (Diafix-oral) bis $1,19\ \mu\text{m}$ (Occlubrush).

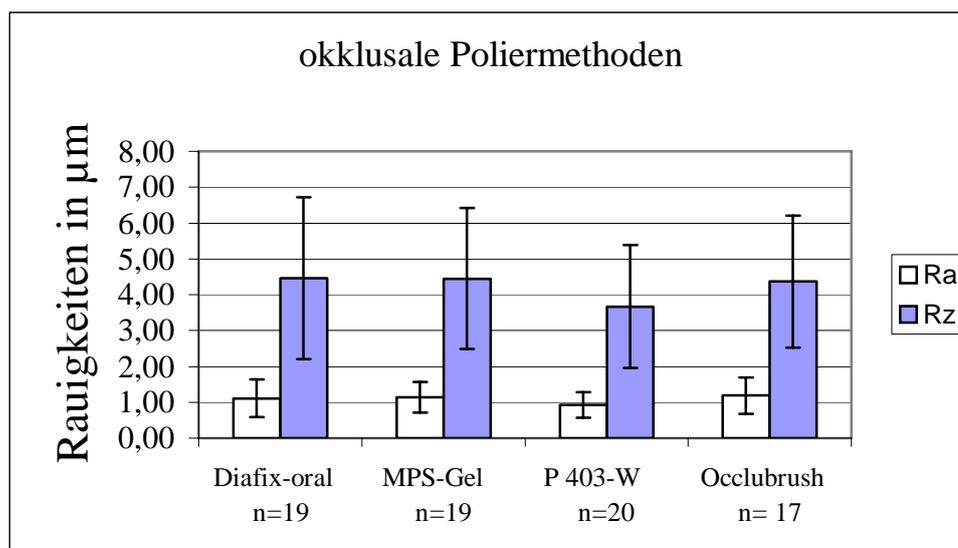


Abbildung 9: Rauigkeit (Ra und Rz in μm) okklusaler Komposit-Füllungsflächen (Mittelwerte und Standardabweichung) nach Ausarbeitung und Politur

Bei der separaten Auswertung der Messergebnisse für die Prämolaren- (Region 1) und Molarenoberflächen (Region 2) zeigte der Vergleich der Polierergebnisse der vier Methoden untereinander, dass in der Prämolarenregion und in der Molarenregion nur geringfügige, nicht signifikante Unterschiede zwischen den Methoden im Bezug auf die erzielte Oberflächenglätte vorlagen (Prämolarenregion: $p=0,587$ für Rz und $p=0,226$ für Ra; Molarenregion: $p=0,429$ für Rz und $p=0,436$ für Ra). Sowohl in der Prämolarenregion (Rz Prämolar= $3,66 \mu\text{m}$ und Ra Prämolar = $0,90 \mu\text{m}$), als auch in der Molarenregion (Rz Molar= $3,68 \mu\text{m}$ und Ra Molar= $0,95 \mu\text{m}$) führte die Politur mit dem Silikonpolierer P 403-W zu den glattesten Oberflächen. Die größten Rauigkeiten hinterließ bei den Prämolarenoberflächen die Poliermethode MPS Two Striper mit einem Mittenrauwert von $1,22 \mu\text{m}$ und einer gemittelten Rautiefe von $4,72 \mu\text{m}$. Bei den Molarenoberflächen verblieben die größten Rauigkeiten nach der Politur mit dem Diafix-oral Filzpolierer (Rz= $4,82 \mu\text{m}$ und Ra= $1,22 \mu\text{m}$; Abbildung 10 und 11).

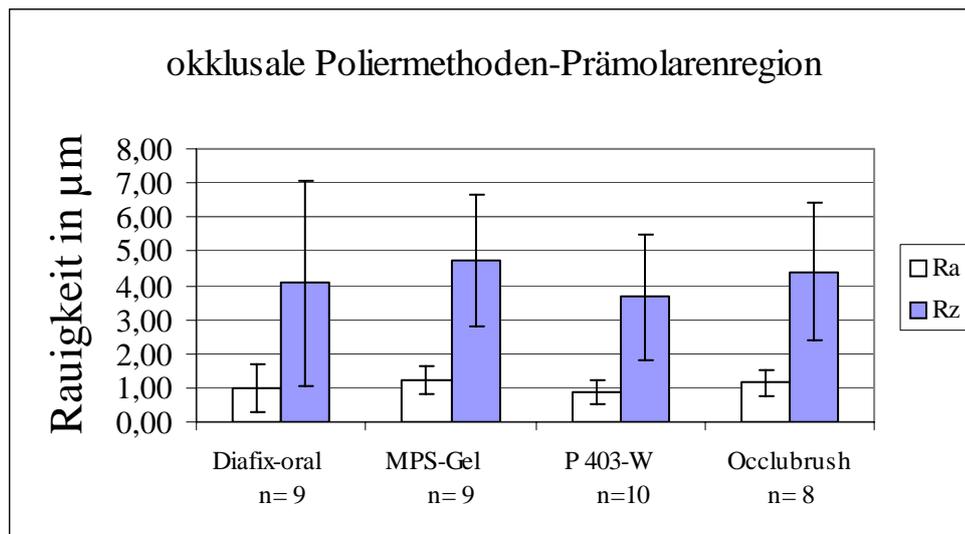


Abbildung 10: Rauigkeit (Ra und Rz in μm) okklusaler Komposit-Füllungsflächen in der Prämolarenregion (Mittelwerte und Standardabweichung) nach Ausarbeitung und Politur

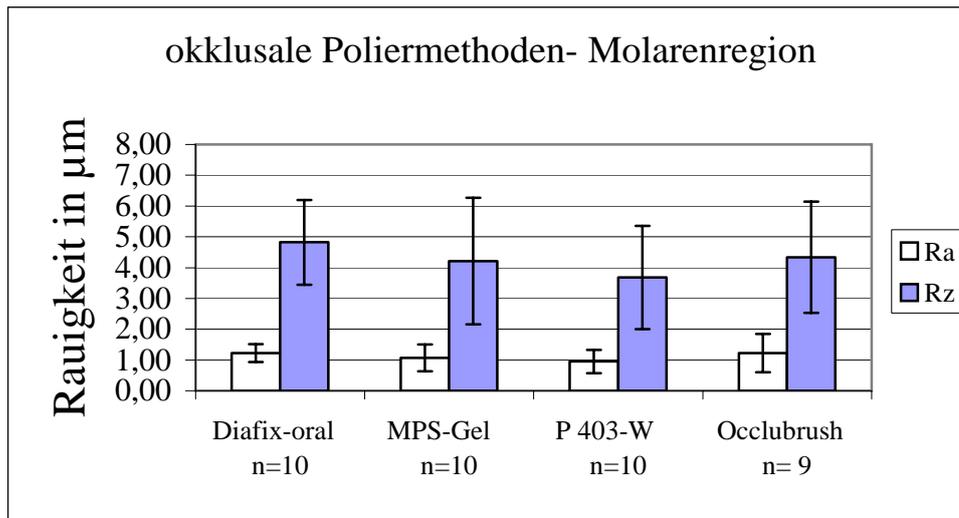


Abbildung 11: Rauigkeit (Ra und Rz in μm) okklusaler Komposit-Füllungsflächen in der Molarenregion (Mittelwerte und Standardabweichung) nach Ausarbeitung und Politur

Die okklusalen Kompositflächen der Prämolaren ($Rz= 4,19 \mu\text{m}$ und $Ra = 1,06 \mu\text{m}$) waren nur geringfügig glatter als die der Molaren ($Rz=4,26 \mu\text{m}$ und $Ra=1,11 \mu\text{m}$). Die Rauigkeiten sämtlicher okklusaler Füllungsflächen in der Prämolarenregion unterschieden sich nicht signifikant von denen in der Molarenregion ($p=0,880$ für Rz und $p=0,593$ für Ra).

4.3.2 Die approximal-zervikalen Poliermethoden im Vergleich

Die Messergebnisse der polierten approximal-zervikalen Füllungsoberflächen zeigten nur geringe, statistisch nicht signifikante Unterschiede zwischen den vier approximal-zervikalen Poliermethoden ($p=0,869$ für Rz und $p=0,653$ für Ra). Wie in Abbildung 12 ersichtlich, führten die maschinellen Streifen (Hawe Elastrip) zu den glattesten Füllungsoberflächen ($Rz=1,57 \mu\text{m}$ und $Ra=0,34 \mu\text{m}$). Die Politur mit den Diamantstreifen ($Rz=1,70 \mu\text{m}$ und $Ra=0,40 \mu\text{m}$), maschinellen Proxoshape-Feilen ($Rz=1,77 \mu\text{m}$ und $Ra=0,43 \mu\text{m}$) und Sof-Lex-Finierstreifen ($Rz=1,81 \mu\text{m}$ und $Ra=0,41 \mu\text{m}$) erzielte geringfügig rauere Kompositoberflächen.

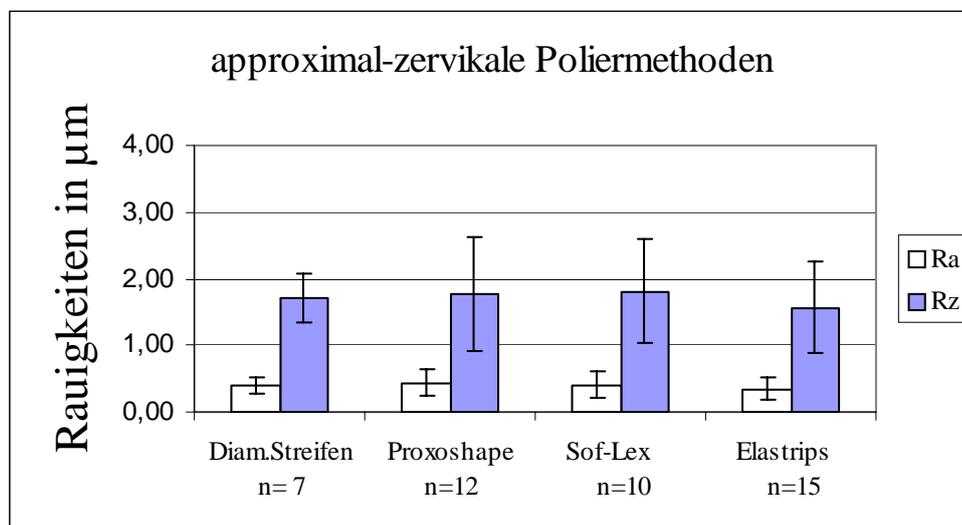


Abbildung 12: Rauigkeit (Ra und Rz in μm) approximaler Komposit-Füllungsflächen (Mittelwerte und Standardabweichung) nach der Bearbeitung

Die getrennte Auswertung für die polierten approximal-zervikalen Oberflächen von Prämolaren (Region 1) und Molaren (Region 2) zeigte, dass in beiden Regionen der Einfluss der vier unterschiedlichen approximal-zervikalen Politurmethode auf die erzielte Oberflächenglätte nur geringfügig und statistisch nicht signifikant war (Prämolarenregion: $p=0,812$ für Rz und $p=0,418$ für Ra; Molarenregion: $p=0,758$ für Rz und $p=0,828$ für Ra).

Bei den Prämolaren lagen nach Anwendung der Sof-Lex- Finierstreifen die glattesten Oberflächen mit einer gemittelten Rautiefe von $1,35\ \mu\text{m}$ und einem Mittenrauwert von $0,30\ \mu\text{m}$ vor. Die anderen drei Poliermethoden erzielten geringfügig größere Rauigkeiten mit Messwerten von $1,46\ \mu\text{m}$ - $1,95\ \mu\text{m}$ für Rz und $0,31\ \mu\text{m}$ - $0,48\ \mu\text{m}$ für Ra (Abbildung 13).

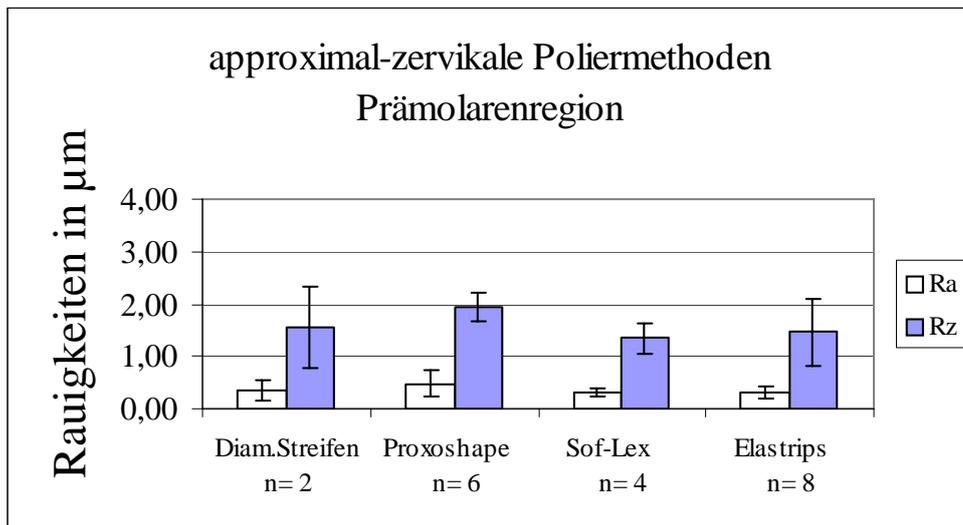


Abbildung 13: Rauigkeit (Ra und Rz in μm) approximaler Komposit-Füllungsflächen in der Prämolarenregion (Mittelwerte und Standardabweichung) nach der Bearbeitung

Bei den Molaren konnten nach der Bearbeitung mit den Proxoshape-Feilen Proxo 2S und 3S die geringsten Rauigkeiten ermittelt werden ($R_z=1,60 \mu\text{m}$ und $R_a=0,37 \mu\text{m}$). Die anderen drei Poliermethoden hinterließen geringfügig rauere Oberflächen ($1,70 \mu\text{m}$ - $2,12 \mu\text{m}$ für R_z und $0,37 \mu\text{m}$ - $0,48 \mu\text{m}$ für R_a ; Abbildung 14).

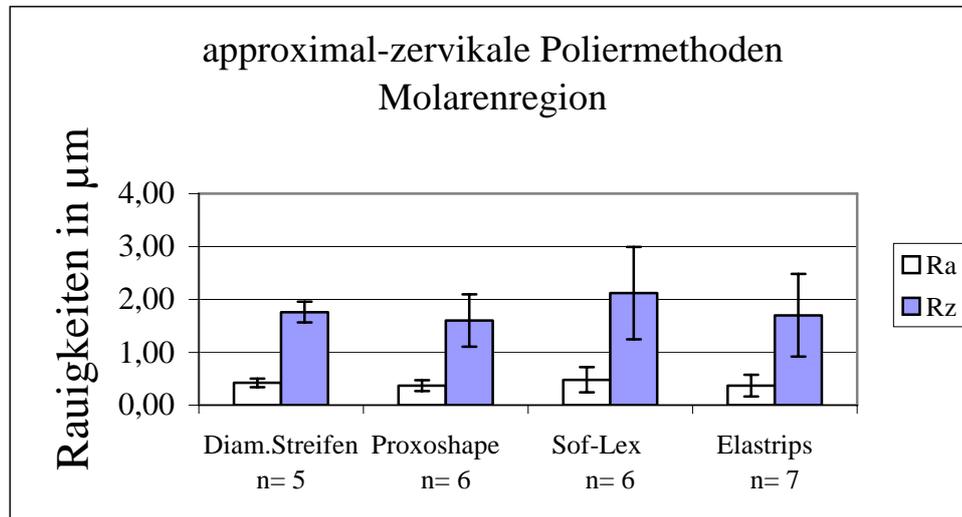


Abbildung 14: Rauigkeit (R_a und R_z in μm) approximaler Komposit-Füllungsflächen in der Molarenregion (Mittelwerte und Standardabweichung) nach der Bearbeitung

Die Mittelwerte aller vier approximal-zervikaler Poliermethoden waren für die Prämolarenoberflächen ($R_z=1,60 \mu\text{m}$, $R_a=0,37 \mu\text{m}$) nur geringfügig niedriger, als für die Molarenoberflächen ($R_z=1,79 \mu\text{m}$, $R_a=0,41 \mu\text{m}$); die Unterschiede erwiesen sich als nicht signifikant ($p=0,377$ für R_z und $p=0,428$ für R_a).

4.4 Die Ergebnisse der qualitativen Oberflächenuntersuchungen

74 von 80 rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen konnten für die Beurteilung der Oberflächengüte nach Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten genutzt werden.

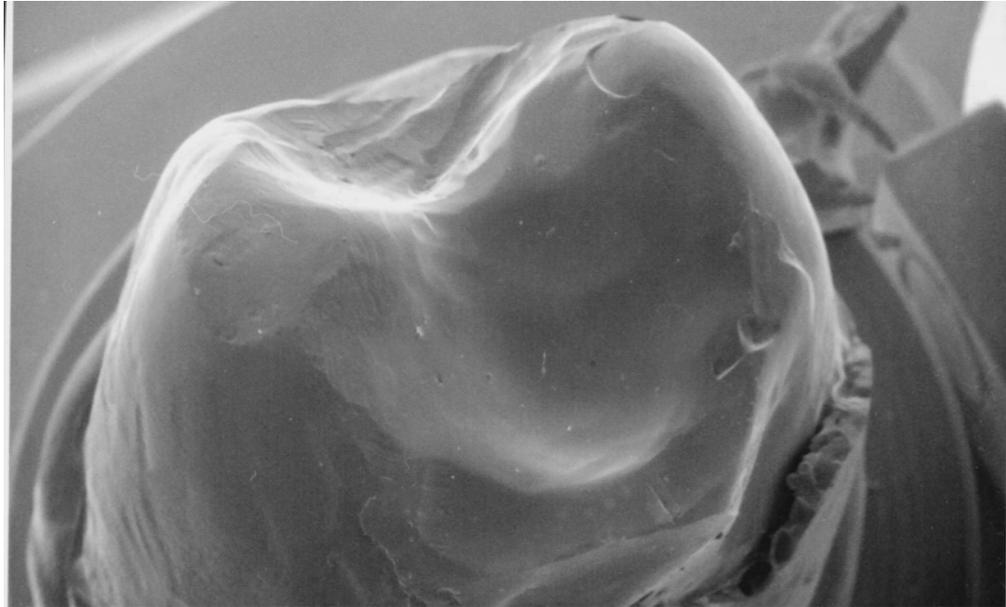
4.4.1 Die Übersichtsaufnahmen

Bei den Übersichtsaufnahmen wurden Formunregelmäßigkeiten der Kompositoberflächen an Konturen und Übergängen betrachtet.

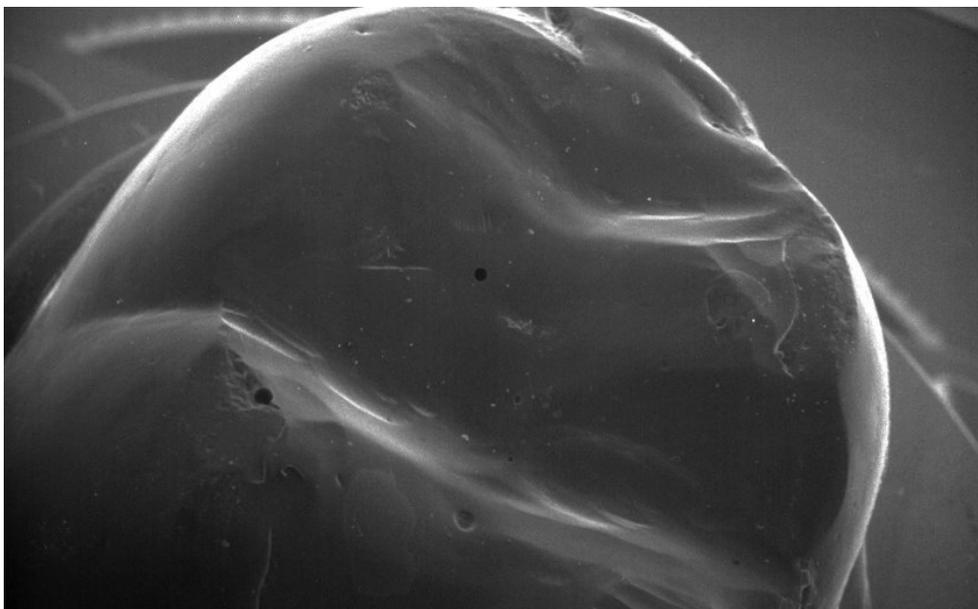
Der Gesamteindruck der Kompositoberfläche ließ die Zuordnung zu einer der Kategorien (Ü1-abgerundet; Ü2-wenige kantige Übergänge und/oder einzelne zerklüftete Areale; Ü3-zahlreiche kantige Übergängen und/oder zahlreiche zerklüftete Areale) zu. In den Abbildungen 15 bis 17 sind je zwei Beispiele für die drei Bewertungskategorien dargestellt.

In Abbildung 15a und 15b ist exemplarisch je eine zweiflächige Kompositfüllung eines Prämolaren und Molaren dargestellt. In beiden Fällen erfolgte die Ausarbeitung mit einem Feinkorndiamant gefolgt von einem Hartmetallfinierer. Anschließend wurden beide Füllungsoberflächen mit dem Silikonpolierer P 403-W bearbeitet. Die Okklusalfäche beider Füllungen weist abgerundete Konturen auf. Kantige Übergänge oder zerklüftete Areale waren nicht erkennbar. Kompositoberflächen mit diesem Erscheinungsbild wurden der Kategorie Ü1 (abgerundete Konturen) zugeordnet.

Abbildung 15: REM-Übersichtsaufnahmen von Seitenzahn-Kompositfüllungen mit überwiegend abgerundeten Konturen: Zuordnung zu Kategorie Ü1



a) Zweiflächige Kompositfüllung an einem Prämolaren nach Ausarbeitung und Politur mit dem Silikonpolierer P 403-W



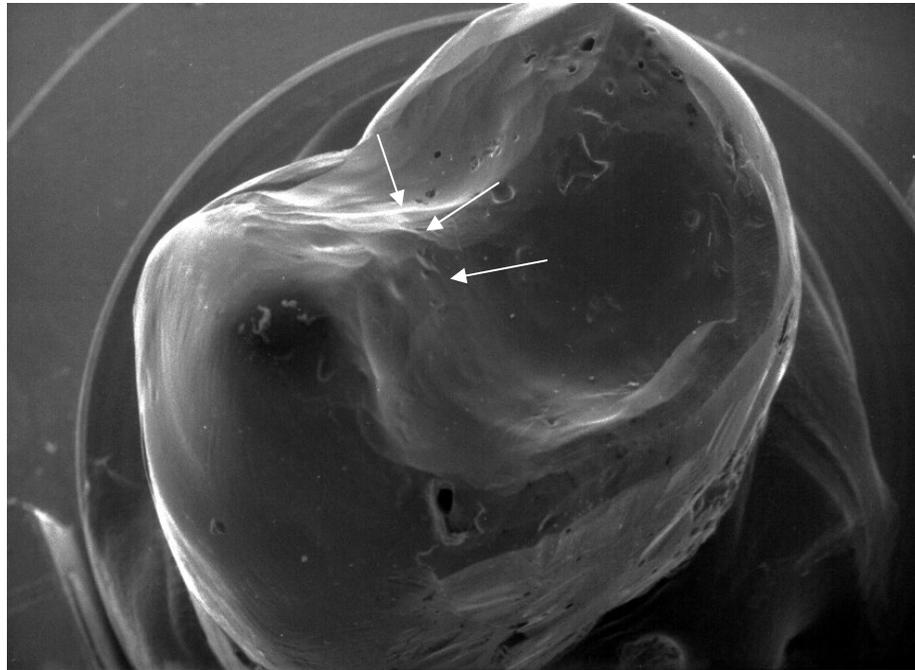
b) Zweiflächige Kompositfüllung an einem Molaren nach Ausarbeitung und Politur mit dem Silikonpolierer P 403-W

Wenige kantige Übergänge, sowie vereinzelte zerklüftete Areale waren charakteristisch für die Kompositfüllungen, die der Kategorie Ü2 entsprachen.

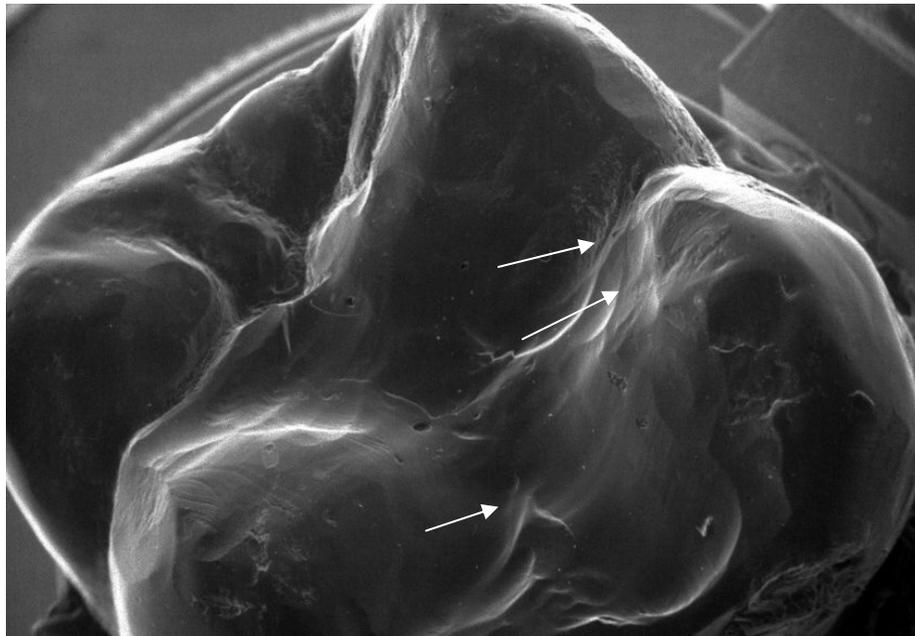
Die Abbildung 16a zeigt das Replikamodell eines oberen ersten Prämolaren, der mit einer zweiflächigen Kompositfüllung versorgt wurde. Nach der Ausarbeitung wurde die okklusale Füllungsoberfläche mit der MPS Two Striper-Methode poliert. Neben glatten, homogenen Oberflächenanteilen imponieren besonders im Bereich der bukkalen Höckerabhänge am bukkalen Füllungsrand einige kantige Areale.

Vereinzelte kantige Oberflächenareale sind im Bereich der mesialen Randleiste und an den Höckerabhängen eines oberen ersten Molaren mit einer zweiflächigen Kompositfüllung sichtbar (Abbildung 16b). Die okklusale Oberflächenpolitur erfolgte mit der MPS Two Striper-Methode. Beide Füllungsoberflächen wurden der Kategorie Ü2 zugeordnet.

Abbildung 16: REM-Übersichtsaufnahmen von Seitenzahn-Kompositfüllungen mit wenigen kantigen Übergängen (Pfeile); Zuordnung zu Kategorie Ü2



a) Zweiflächige Kompositfüllung an einem Prämolaren nach Ausarbeitung und Politur mit der MPS Two Stripper-Methode



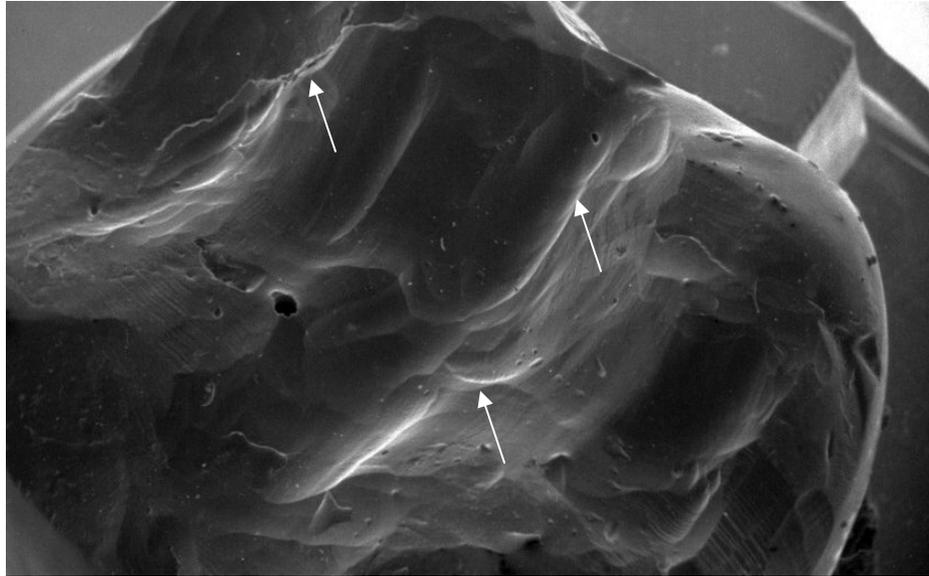
b) Zweiflächige Kompositfüllung an einem Molaren nach Ausarbeitung und Politur mit der MPS Two Stripper-Methode

Bei Vorhandensein von überwiegend kantigen Übergängen und zahlreichen zerklüfteten Arealen wurde eine Zuordnung in Kategorie Ü3 vorgenommen.

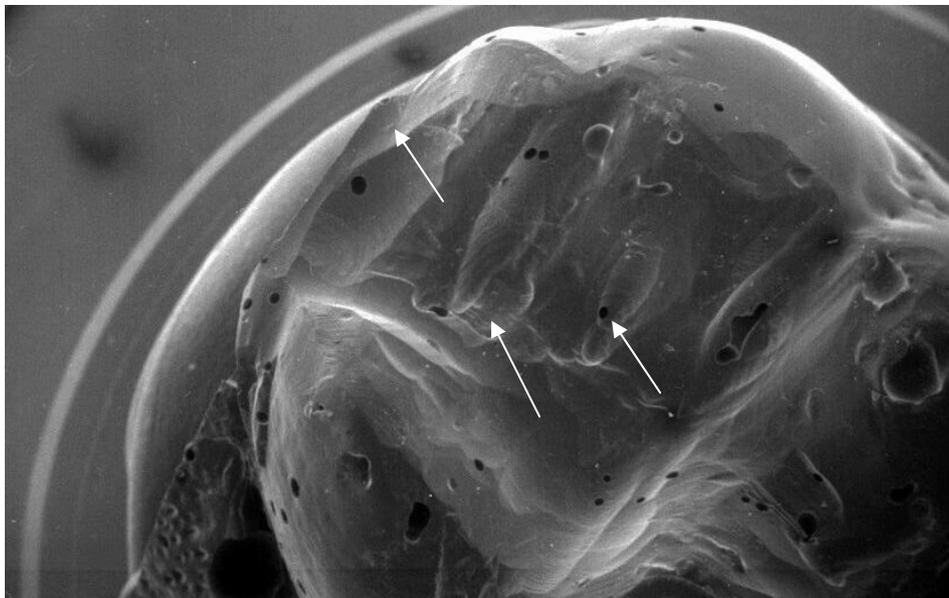
Nach der Ausarbeitung und anschließenden Politur der Molarenkaufäche mit der Occ-lubrushmethode imponierten im Bereich der Randleiste sowie im Bereich der Höcker-abhänge vorwiegend kantige Areale. Die Übergänge zum natürlichen Zahnschmelz wa-ren ebenfalls kantig (Abbildung 17a).

Die Abbildung 17b zeigt die zweiflächige Kompositfüllung eines weiteren unteren ers-ten Molaren. Die Politur der okklusalen Oberfläche erfolgte ebenfalls mit der Occ-lubrushmethode. Zahlreiche kantige Areale sind auf der gesamten okklusalen Füllungs-oberfläche vorhanden. Die Zuordnung der beschriebenen Füllungsoberflächen erfolgte deshalb zu Kategorie Ü3.

Abbildung 17: REM-Übersichtsaufnahmen von Seitenzahn-Kompositfüllungen mit zahlreichen kantigen Übergängen (Pfeile); Zuordnung zu Kategorie Ü3



a) Zweiflächige Kompositfüllung an einem Molaren nach Ausarbeitung und Politur mit der Occlbrushmethode



b) Zweiflächige Kompositfüllung an einem Molaren nach Ausarbeitung und Politur mit der Occlbrushmethode

34 der ausgewerteten Übersichtsaufnahmen zeigten zu annähernd gleichen Teilen abgerundete Konturen (45,95%), während 33 der ausgewerteten Übersichtsaufnahmen vereinzelt kantige Übergänge und/oder zerklüftete Areale aufwiesen (44,59%). Sieben Oberflächen wurden mit zahlreichen zerklüfteten Arealen der Kategorie Ü3 zugeordnet (9,46%).

„Abgerundete Konturen“ wurden nach der Applikation des Silikonpolierers P 403-W in 70,6% und nach der Politur mit dem Filzpolierer Diafix-oral in 55% festgestellt (Abbildung 18). Nach der Politur mit der MPS Two Stripper- Methode zeigten über die Hälfte der Oberflächen vereinzelt kantige Übergänge und/oder zerklüftete Areale (52,9%). In 41,2% lagen abgerundete Konturen vor.

Die Occlubrushmethode erzielte in 22,22% abgerundete Konturen. 50% der Restaurationen zeigten vereinzelt kantige Übergänge und/oder zerklüftete Areale und 27,8% wurden der Kategorie „zahlreiche kantige Übergänge/zerklüftete Areale“ zugeordnet. Die Applikation der Occlubrush führte im Vergleich zu den anderen drei okklusalen Poliermethoden signifikant häufiger zu zahlreichen kantigen Übergängen bzw. zerklüfteten Arealen ($p=0,008$).

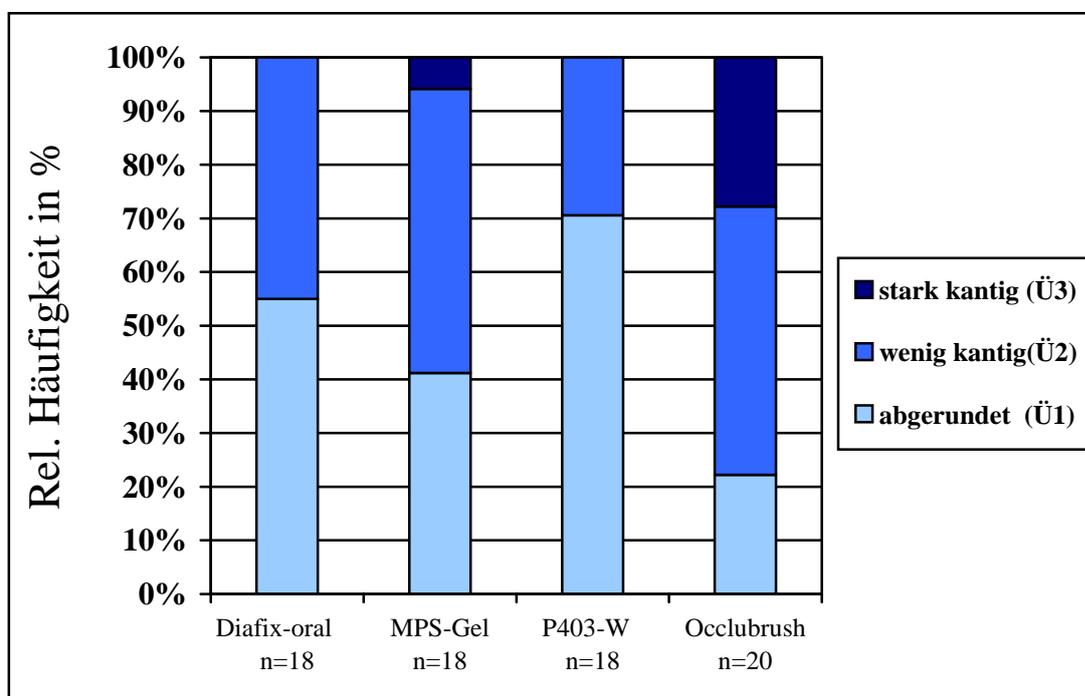


Abbildung 18: Formunregelmäßigkeiten an Konturen und Übergängen von okklusalen Kompositfüllungen: Anteile der Kategorien Ü1 bis Ü3 nach Bearbeitung mit vier verschiedenen Poliermethoden

4.4.2 Die Ergebnisse der okklusalen und approximal-zervikalen Detailaufnahmen

Jede okklusale und approximal-zervikale Detailaufnahme wurde durch Überlagerung mit einem Raster in kleine Bereiche unterteilt; jedes einzelne Rasterfeld wurde einer Bewertungskategorie (R1 bis R3) zugeordnet. Rasterfelder, die Bereiche außerhalb der Füllungsänder darstellten, blieben unberücksichtigt. Zahlreiche Kompositoberflächen wiesen mehr als eine der drei Kategorien auf. In den Abbildungen 19 bis 24 sind exemplarisch jeweils eine okklusale und eine approximal-zervikale Oberfläche für die unterschiedliche Ausprägung der Oberflächenrauigkeiten dargestellt.

Kategorie R1

Glatte, homogene Oberflächenareale ohne sichtbare Bearbeitungsspuren waren für die Kategorie R1 charakteristisch.

Beispielhaft ist in Abbildung 19 eine Detailaufnahme von einer okklusalen Füllungsfläche eines Prämolaren dargestellt, die mit dem Filzpolierer Diafix-oral bearbeitet wurde.



Abbildung 19: Glatte, homogene Oberflächen im Bereich der Höckerabhänge einer Kompositfüllung; Zustand nach Politur mit dem Filzpolierer Diafix-oral: Zuordnungsbeispiel für glatte, homogene Oberflächen (Kategorie R1)

Abbildung 20 zeigt eine Detailaufnahme von einer approximal-zervikalen Füllungs-oberfläche eines Prämolaren, die mit maschinellen Streifen (Hawe Elastrips) bearbeitet wurde. Neben geringen Bearbeitungsspuren am linken Bildrand liegen überwiegend glatte, homogene Areale vor.

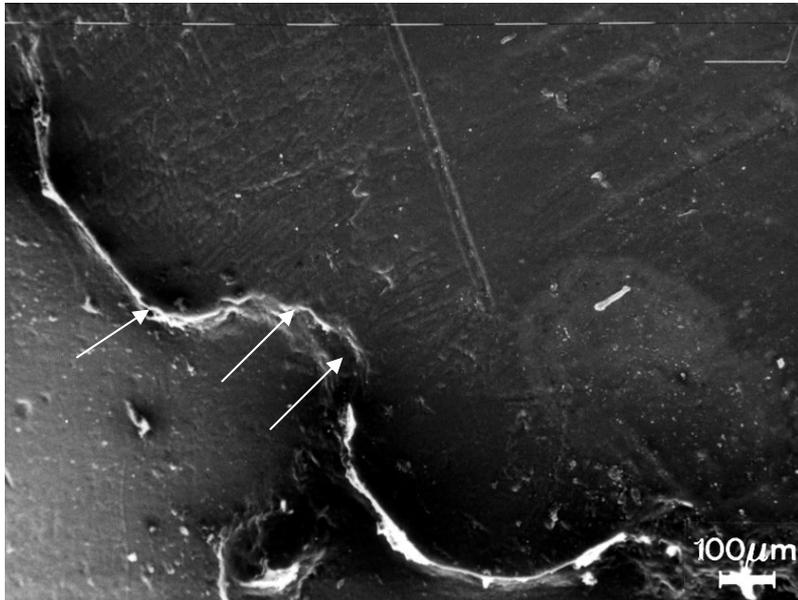


Abbildung 20: Glatte, homogene Areale einer approximal-zervikalen Kompositoberfläche; Zustand nach Politur mit Hawe Elastrips: Zuordnungsbeispiel für glatte, homogene Oberflächen (Kategorie R1); von oben links nach unten rechts verlaufender Füllungsrand (Pfeile)

Kategorie R2

Oberflächenareale mit geringen Rauigkeiten wurden der Kategorie R2 zugeordnet. Die Abbildung 21 zeigt die mit der MPS Two Stripper-Methode polierte okklusale Oberfläche eines Molaren. Neben einer starken Bearbeitungsspur am linken oberen Bildrand imponierten vorwiegend Areale mit geringen Rauigkeiten.

Die approximal-zervikale Füllungsfläche eines Prämolaren wurde mit den maschinellen Proxoshape-Feilen (Proxo S2 und Proxo S3) bearbeitet und zeigt überwiegend vereinzelte, gering ausgeprägte Bearbeitungsspuren (Kategorie R2; Abbildung 22).



Abbildung 21: Geringe Rauigkeiten (Kategorie R2) an der Randleiste und Fissur einer okklusalen Kompositoberfläche; Zustand nach Politur mit der MPS Two Stripper-Methode

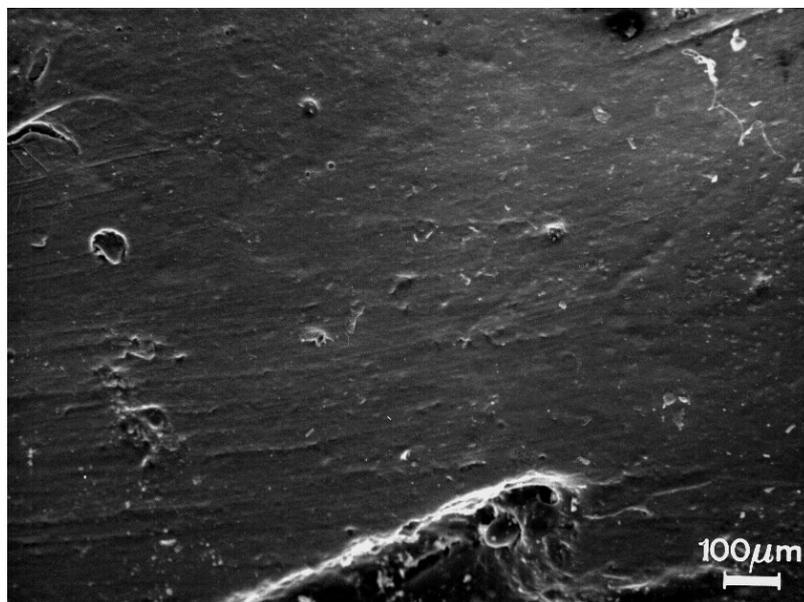


Abbildung 22: Vereinzelt, gering raue Oberflächenareale (Kategorie R2) im Bereich einer approximal-zervikalen Kompositfüllung; Zustand nach Politur mit den Proxoshape-Feilen

Kategorie R3

Die Füllungsflächen, die der Kategorie R3 zugeordnet wurden, zeigten starke Rauigkeiten.

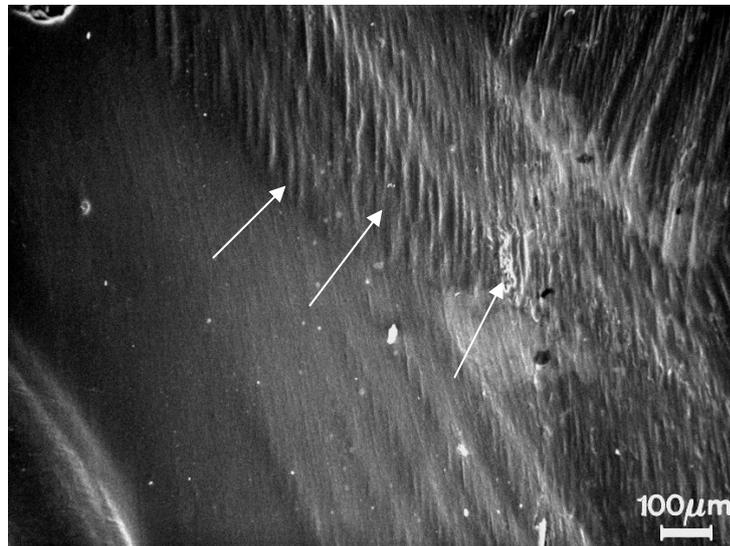


Abbildung 23: Starke Rauigkeiten (Kategorie R3) im Bereich der Randleiste und Fissur einer Kompositfüllung (Pfeile); Zustand nach Politur mit der MPS Two Stripper-Methode

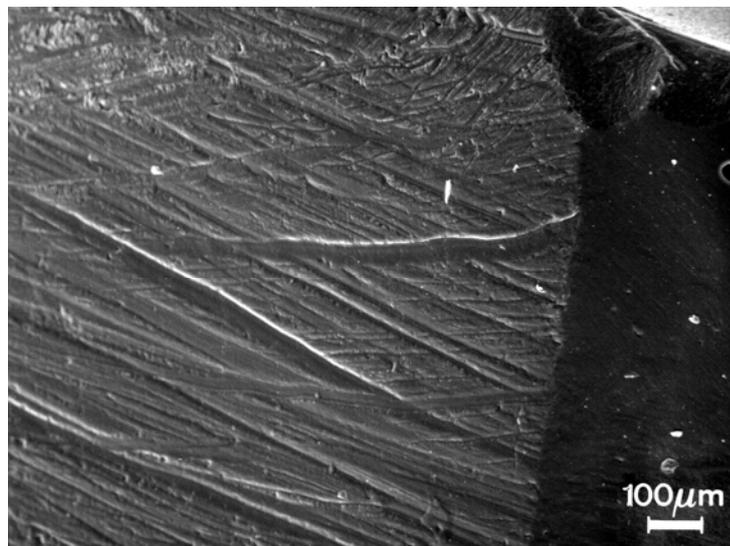


Abbildung 24: Starke Rauigkeiten (Kategorie R3) im Bereich einer approximal-zervikalen Kompositfüllung; Zustand nach Politur mit den diamantierten Streifen

In Abbildung 23 sind neben wenigen, gering rauen und glatten Arealen vorwiegend Oberflächenareale mit starken Bearbeitungsspuren sichtbar (rechte Bildhälfte). Die dar-

gestellte okklusale Molarenoberfläche wurde mit der Poliermethode MPS Two Striper bearbeitet.

Eine stark raue approximal-zervikale Füllungsoberfläche wurde z.B. nach der Bearbeitung eines Prämolaren mit den Proxoshape-Feilen beobachtet (Abbildung 24).

4.4.2.1 Die Detailaufnahmen der okklusalen Oberflächen

Die qualitative Beurteilung der Rauigkeiten mit dem Rasterelektronenmikroskop bestätigten die, durch die Profilometrie ermittelten, quantitativen Ergebnisse.

74 Detailaufnahmen der untersuchten Okklusalfächen wurden ausgewertet. Sechs Okklusalfächen wurden von der Auswertung ausgeschlossen.

Wie aus Abbildung 25 ersichtlich ist, konnten nach Bearbeitung mit jeder der vier okklusalen Poliermethoden am häufigsten glatte, homogene Oberflächen (50,73-59,38%) beobachtet werden. „Geringe Rauigkeiten“ (25,37-33,69%) und „starke Rauigkeiten“ (13,58-23,90%) lagen weniger häufig vor.

Es wurde kein statistisch signifikanter Einfluss der verschiedenen Poliermethoden auf die Ausprägung der Oberflächenrauigkeiten der okklusalen Anteile der Kompositfüllungen festgestellt. Dies traf auf jede der drei Bewertungskategorien „glatte, homogene Oberflächen“ ($p=0,652$), „geringe Rauigkeiten“ ($p=0,910$) und „starke Rauigkeiten“ ($p=0,361$) zu.

Die mit dem Filzpolierer Diafix-oral polierten Oberflächen wurden mit 59,4% am häufigsten der Kategorie „glatte, homogene Oberfläche“ zugeordnet. Das Verfahren MPS Two Striper (52,6%), der Silikonpolierer P 403-W (51,1%) und die Occlubrush (50,7%) erzielten nur geringfügig niedrigere Anteile glatter, homogener Oberflächen.

Nach der Bearbeitung mit dem Silikonpolierer P 403-W betrug der Anteil der Oberflächen, die der Bewertungskategorie „geringe Rauigkeiten“ zugeordnet wurde, 33,7%. Geringfügig niedrigere Anteile erzielten die Poliermethoden MPS Two Striper (31,3%), Diafix oral (27,0%) und Occlubrush (25,4%) in dieser Bewertungskategorie.

In der Kategorie „starke Rauigkeiten“ war mit 23,9% der Anteil der Oberflächen nach Anwendung der Occlubrushmethode am größten und mit 13,6% nach Politur mit dem

Diafix-oral- Verfahren am geringsten. Nach der Politur mit dem Silikonpolierer (15,2%) und dem MPS Two Striper-Verfahren (16,1%) konnten nahezu gleiche Anteile an stark rauhen Oberflächen ermittelt werden.

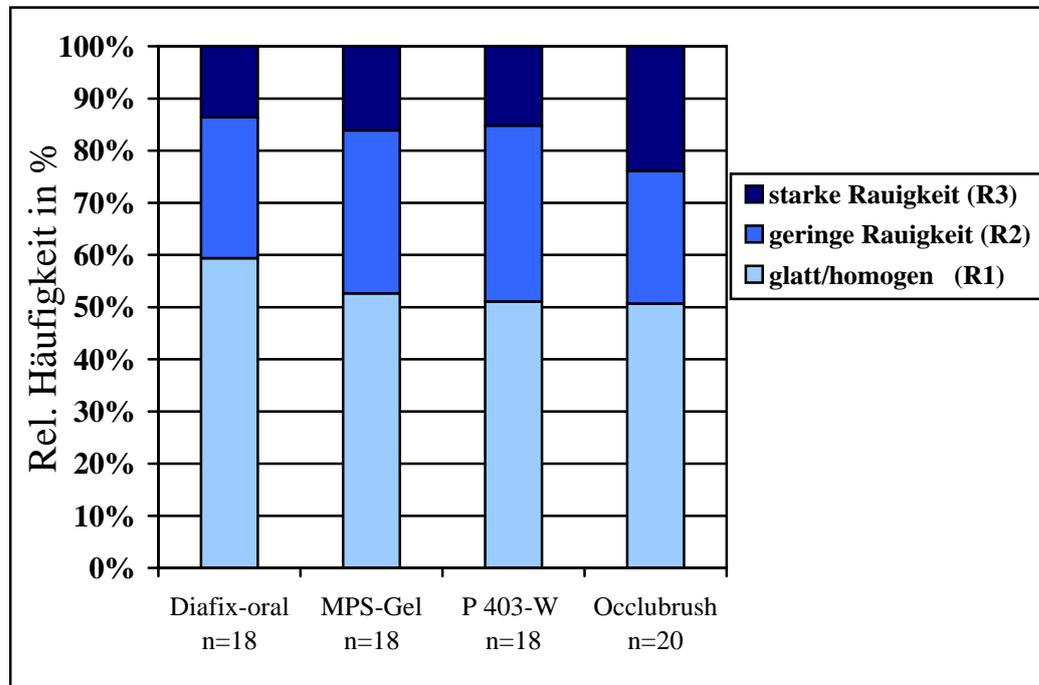


Abbildung 25: Relative Häufigkeiten unterschiedlicher Rauigkeitsausprägungen (R1-R3) nach Politur okklusaler Kauflächen mit vier verschiedenen Methoden

4.4.2.2 Die Detailaufnahmen der approximal-zervikalen Oberflächen

64 Approximalflächen konnten zur Untersuchung herangezogen werden.

Der Einfluss der verschiedenen Poliermethoden auf die Ausprägung der Oberflächenrauigkeiten der approximal-zervikalen Anteile der Kompositfüllungen war statistisch nicht signifikant. Dies wurde für alle drei Bewertungskategorien „glatte, homogene Oberflächen“ ($p=0,383$), „geringe Rauigkeiten“ ($p=0,376$) und „starke Rauigkeiten“ ($p=0,495$) bestätigt.

Nach der Politur der approximal-zervikalen Oberflächen mit den vier approximal-zervikalen Poliermethoden zeigten die Detailaufnahmen am häufigsten Areale mit starken Oberflächenrauigkeiten (31,3-53,5%). Weniger häufig lagen Areale mit glatten, homogenen Oberflächen (24,5-43,8%) und Areale mit „geringen Rauigkeiten“ vor (14,6-27,2%; Abbildung 26).

Nach der Politur mit den maschinellen Streifen konnte am häufigsten eine Zuordnung der approximal-zervikalen Oberflächenanteile zu der Bewertungskategorie „glatt und homogen“ erfolgen (43,8%). Geringfügig niedrigere Anteile erzielte die Politurmethode mit diamantierten Streifen (40,5%). Die Oberflächenanteile in der Bewertungskategorie „glatt und homogen“ lagen nach der Politur mit Sof-Lex-Streifen bei 30,6% und nach der Bearbeitung mit maschinellen Feilen bei 24,5%.

Oberflächenanteile mit „geringen Rauigkeiten“ wurden nahezu gleich häufig nach der Bearbeitung mit Sof-Lex-Streifen (27,2%), maschinellen Streifen (24,9%) und maschinellen Feilen (21,9%) beobachtet. Die niedrigsten Anteile in dieser Bewertungskategorie erzielte die Bearbeitung der Kompositflächen mit diamantierten Streifen (14,6%).

Die mit den maschinellen Feilen bearbeiteten Kompositoberflächen wurden mit 53,5% am häufigsten der Kategorie „starke Rauigkeiten“ zugeordnet. Die Bearbeitung mit diamantierten Streifen (45,0%) und Sof-Lex-Streifen (42,2%) führte annähernd gleich häufig zu starken Rauigkeiten. Die geringsten Oberflächenanteile in der Kategorie „starke Rauigkeiten“ lagen nach der Bearbeitung mit maschinellen Streifen vor (31,3%).

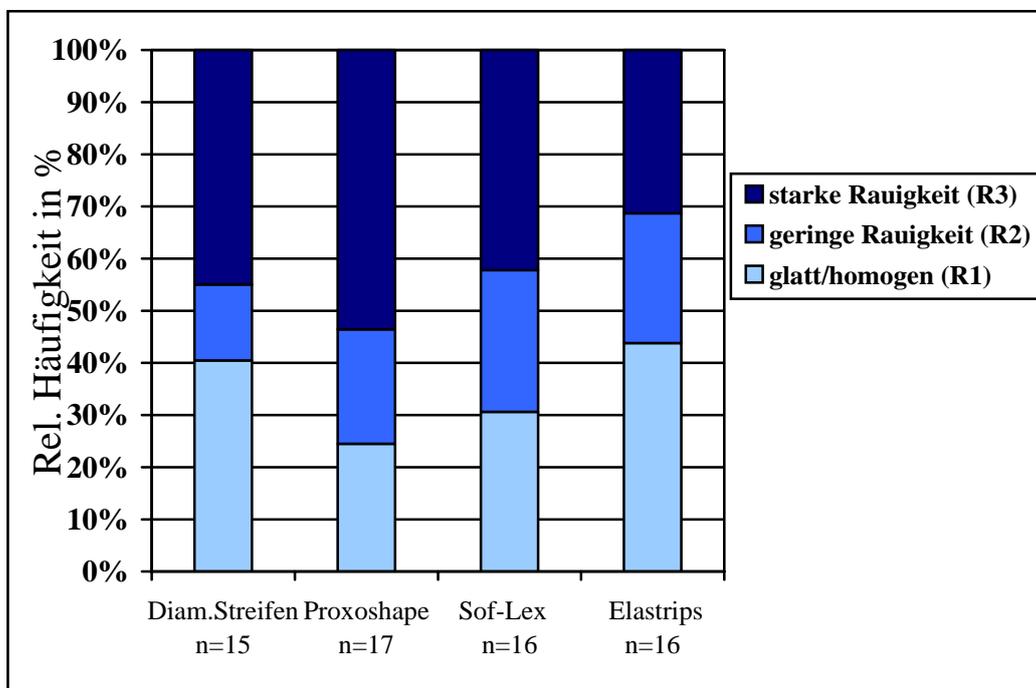


Abbildung 26: Relative Häufigkeiten unterschiedlicher Rauigkeitsausprägungen (R1-R3) nach Politur approximal-zervikaler Kauflächen mit vier verschiedenen Methoden

5. Diskussion

Die Langlebigkeit einer Kompositrestauration wird entscheidend von der Oberflächenqualität beeinflusst. Als Folgen rauer Oberflächen wurden die vermehrte Anlagerung von Plaque und Plaquebestandteilen (**Kawai et al. 2001**), eine größere Tendenz zu Verfärbungen (**Dietschi et al. 1994**), sowie eine verringerte Bruchresistenz nachgewiesen (**Graf et al. 1998**). Gut polierte Kompositrestaurationen sind gegenüber rauen weniger abrasiv an antagonistischen Oberflächen und zeigen eine höhere Abrasionsresistenz (**Tjan et al. 1989**). Ziel der vorliegenden in vivo Studie war deshalb, unterschiedliche Methoden für die Politur von Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich auf deren klinische Eignung zu prüfen. Es sollten Aussagen über die Rauigkeiten von strukturierten Okklusalfächen und von schwer zugängigen approximal-zervikalen Flächen nach der Politur getroffen werden.

5.1 Diskussion der Methode

Um vergleichbare Ergebnisse zu gewährleisten, wurden bei der Auswahl der zur Untersuchung vorgesehenen Zähne stark abradierete Zähne ausgeschlossen. Die annähernd planen Füllungen abradierter Zähne gewährleisten sowohl eine bessere Zugängigkeit für Polierinstrumente als auch ein leichteres profilometrisches Vermessen. Die Ergebnisse wären deshalb für die Mehrzahl der Seitenzahnfüllungen nicht repräsentativ gewesen.

Als Füllmaterial für den Seitenzahnbereich wurde das Feinpartikelhybridkomposit (Herculite XRV) aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften und der guten Polierbarkeit ausgewählt.

In vorangegangenen in vitro Studien konnten günstige Rauigkeitswerte nach Politur von Herculiteoberflächen ermittelt werden (**Chung 1994, Herrgott et al. 1984, Northeast et al. 1988**). In einer neueren Studie wurde nachgewiesen, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den finierten Oberflächen von Herculite XRV und sog. „stopfbaren“ Seitenzahnkomposite im Bezug auf verbliebene Rauigkeiten vorlag (**Jung et al. 2003-B**).

5.1.1 Die Bearbeitung der Okklusalfächen

In der vorliegenden Studie erfolgte die Ausarbeitung der Kompositfüllungen stets zuerst mit Feinkorndiamanten (ca.30 µm), gefolgt von formkongruenten Hartmetallfinierern.

Die Eignung dieses Verfahrens zur Ausarbeitung von Kompositoberflächen war in vorangegangenen Studien evaluiert worden. Sehr gute Schneidleistungen der Diamantfinierer und eine gute Vorglättung der Kompositoberflächen durch Hartmetallfinierer konnten in einer in vitro Studie ermittelt werden (**Jung 1997**). Die Bearbeitung von Herculite XRV-Probeoberflächen mit 30 µm feinen Diamantfinierern gefolgt von Hartmetallfinierern führte nachweislich zu einer Reduktion der Oberflächenrauigkeiten um mehr als die Hälfte im Vergleich zu den Oberflächenrauigkeiten der grob finierten Proben (**Jung et al. 1997**).

In einer klinischen Studie über die Ausarbeitung und Politur von laborgefertigten Keramik- und Kompositinlays führte die Verwendung von Feinkorndiamanten gefolgt von Hartmetallfinierern signifikant häufiger zu kontinuierlichen Übergängen und glatteren Oberflächen als die Ausarbeitung mit zwei Diamantfinierern unterschiedlicher Körnung (**Jung 1998**).

Die Auswahl der verwendeten Instrumentenformen erfolgte nach deren Eignung für die einzelnen Füllungsareale. Erfahrungen mit diesen Formen lagen bereits auf Grund der o.g. klinischen Studie (**Jung 1998**) vor. Für die Okklusalflächen kamen der kugelförmige und hohlkehlförmige Finierer zum Einsatz. Die kugelförmigen Instrumente wurden für die okklusalen Füllungsänder, für konvexe Bereiche (z.B. Höckerabhänge), sowie für die okklusale Adjustierung verwendet. Die Bearbeitung der Fissureneinziehungen erfolgte mit dem hohlkehlförmigen und flammenförmigen Finierer.

Jeder Finierer wurde nach fünfmaliger Anwendung ausgetauscht, um Verschleißerscheinungen und deren negative Auswirkungen auf das Polierergebnis entgegenzuwirken.

5.1.2 Die Politur der Okklusalflächen

In vielen Studien wurde belegt, dass Komposite nach der Bearbeitung mit flexiblen Disks gut geglättete Oberflächen aufwiesen (**Chen et al. 1988, Eide et al. 1988, Herrgott et al. 1989, Pratten et al. 1988, Wilson, F. et al. 1990**). Da sich flexible Disks für die Bearbeitung von strukturierten Oberflächen wie der Okklusalfäche nicht eignen (**Chen et al. 1988, Tjan et al. 1989**), wurde in der vorliegenden Studie auf deren Anwendung verzichtet. Für die strukturierten Okklusalflächen wurden vier verschiedene Poliermethoden ausgewählt, die häufig in der zahnärztlichen Praxis angewendet werden

(imprägnierte Filzräder, Poliergele, Silikonpolierer und abrasive Bürstchen). Weitere Voraussetzungen waren, dass die Poliermethoden wenigstens zwei unterschiedliche Arten von Abrasivpartikeln (Diamant- und Siliziumkarbidpartikel) und nicht mehr als zwei Applikationsschritte für die Politur enthalten sollten.

Über den Silikonpolierer P 403-W lagen noch keine wissenschaftlichen Studien vor. Die anderen drei okklusalen Poliermethoden hatten in vorausgegangenen in vitro Studien (**Baumstieger 1996, Jung et al. 1997, Jung et al. 2003-A, Krejci et al. 1999, Sen et al. 2002**) und einer in vivo Studie (**Jung 1998**) gute Glättungseffekte erzielt.

Um Verfälschungen der Politurergebnisse aufgrund von Verschleißerscheinungen vorzubeugen, wurden alle Polierinstrumente für die Okklusalfächen nur einmal angewendet. Die Sterilisierbarkeit des Silikonpolierers P 403-W und der Hawe Occlubrush bietet jedoch grundsätzlich die Möglichkeit, diese Instrumente mehrmals zur Politur zu verwenden.

5.1.3 Die Bearbeitung der zervikalen Approximalflächen

Die Region unterhalb des Kontaktpunktes (zervikale Approximalfläche) ließ aufgrund der sehr engen Beziehung zum Nachbarzahn und zur Gingiva keine Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten zu. Alternativ kamen hier maschinelle Feilen und Streifen, sowie manuelle Streifen zum Einsatz. Da die Streifen und Feilen nur einseitig mit Abrasivpartikeln belegt sind, ist sichergestellt, dass die Flächen benachbarter Zähne vor Bearbeitungsspuren geschützt sind. Die Eignung von Proxoshape-Feilen und manuellen Streifen zur Ausarbeitung von Kompositoberflächen ist bisher in wenigen Studien untersucht worden (**Mörmann et al. 1977, Mörmann et al. 1983, Jung 1998, Whitehead et al. 1990**).

Eine klinische Studie zeigte nach der Anwendung von Proxoshape-Feilen und Sof-Lex-Streifen einen Anteil von verbliebenen Kompositüberschüssen von 10-39% (**Jung 1998**).

Das Bearbeiten der Oberflächen mit manuellen und maschinellen Streifen und Feilen erwies sich bei straffen Kontakten zum Nachbarzahn oder kleinen und schmalen Approximalräumen als schwierig.

Besonders anspruchsvoll war das Einbringen der maschinellen Hawe-Elastrips in schwer zugängliche Approximalräume posterior gelegener Seitenzähne. Darüber hinaus

stellte bei dieser Methode die sukzessive Anwendung von vier Streifen unterschiedlicher Körnung einen erhöhten Zeit- und Materialaufwand dar.

Bei allen vier approximal-zervikalen Bearbeitungsmethoden wurden die angrenzenden lateralen Füllungsbereiche, die schon rotierend ausgearbeitet werden konnten, zwangsläufig mitbearbeitet. Deshalb blieben die approximal-lateralen Füllungsanteile bei der Untersuchung unberücksichtigt.

5.1.4 Die Replikaabformung

Im Gegensatz zu einigen in vitro Untersuchungen ist die Evaluierung von Oberflächenrauigkeiten in vivo nur indirekt, d.h. über das Herstellen von Modellen möglich.

Als teilweise unbefriedigend muss die Darstellung der Approximalräume nach der Korrekturabformtechnik gesehen werden. Nur 64 der 80 approximal-zervikalen Flächen gewährleisteten eine Auswertung (30 Prämolarenflächen und 34 Molarenflächen). Zu geringe Schichtstärken des Abformmaterials, unvollständige Abformungen in schmalen Interdentalräumen oder ein Abreißen des Abformmaterials bei der Löffelentnahme waren die Ursache dafür, dass einige Proben nicht der erforderlichen Qualität entsprachen. Diese Proben wurden von der weiteren Untersuchung ausgeschlossen.

In einer vorangegangenen Studie (**Jung 1998**) kam ein von Roulet et al. modifiziertes Abformverfahren zur Anwendung, welches eine bessere Darstellung der zervikalen Füllungsänderer gewährleiste sollte (**Roulet et al. 1984**). Hierbei wurde die Okklusalfächen im Vorabdruck nach dessen Entnahme von mesial nach distal mit einem Skalpell eingeschnitten. Nach Aushärtung der Korrekturphase erfolgte die separate Entfernung des Abdrucklöffels. Im Anschluss konnte die Abformung nach vestibulär oder lingual aufgeklappt werden und der am Zahn verbliebene Teil in toto entnommen werden.

Jedoch standen auch nach diesem Verfahren 25% der Proben für die weitere Untersuchung nicht zur Verfügung (**Jung 1998**).

Für die Replikaerstellung wurde ein Epoxidharz verwendet. Im Vergleich zu anderen Modellmaterialien (z.B. Gipse) zeichnet es sich durch eine sehr homogene Oberfläche und gute Detailwiedergabe aus (**Borchers 1996**).

5.1.5 Profilometrie

In der vorliegenden Studie sollten quantitative Daten über Oberflächenrauigkeiten erhoben werden, die unter der Voraussetzung von gleichen Messbedingungen den Vergleich mit Ergebnissen anderer Studien zulassen.

Die Profilometrie stellt ein sehr häufig verwendetes Verfahren zur Untersuchung von Oberflächenrauigkeiten dar. Aus bereits beschriebenen Gründen ist die Erfassung von geringsten Oberflächenrauigkeiten (Rautiefen von weniger als zwei Mikrometer) mit mechanischen Tastern limitiert. Optische Tastsysteme mit einem Focusdurchmesser von einem Mikrometer gestatten hier eine präzisere Auflösung.

Die Mehrzahl der Studien, bei denen Tastschnittgeräte für die Untersuchung von Oberflächenrauigkeiten zur Anwendung kamen, wurden an planen Prüfkörper durchgeführt. In der vorliegenden Studie sollten jedoch strukturierte Oberflächen erfasst werden. Die quantitative Erfassung von Rauigkeiten mit dem elektronischen Tastschnittverfahren wirft hier mehrere Schwierigkeiten bei der Durchführung auf. Im Vergleich zu planen Flächen ist es problematisch, dass die Tastsysteme nur über einen begrenzten Vertikalbereich von max. $\pm 750\mu\text{m}$ verfügen (**Mahr GmbH 1991**). Der Abstand zwischen den Höckerspitzen und dem Fissurengrund menschlicher Zähne beträgt jedoch in vielen Fällen mehr als 1,5 mm. Die Auswahl einer Tastspitze mit geringem Spitzenradius stellt zwar einerseits eine bessere Auflösung von Profilunregelmäßigkeiten sicher, andererseits ist hierbei die korrespondierende vertikale Auslenkungsmöglichkeit sehr gering. Ein verhältnismäßig großer Tastspitzenradius gewährleistet wiederum eine größere vertikale Auslenkung, aber die Messwerte sind weniger präzise (**Jung et al. 1997, Joniot et al. 2000, Whitehead et al. 1999**).

Für das Abtasten der strukturierten Okklusalfächen war es deshalb notwendig, ein vergleichsweise einfaches Tastsystem mit einem Spitzenradius von 10 μm auszuwählen. Eine Randanalyse der Kompositfüllungen war nicht Gegenstand der Untersuchung. Somit wurde der Taster vor Beginn der Messung so auf der Füllungsoberfläche positioniert, dass trotz der verhältnismäßig geringen vertikalen Auslenkungsmöglichkeit eine ausreichend große Taststrecke vom Höckerabhang durch die Fissur bis zum gegenüberliegenden Höcker gemessen werden konnte.

Um vergleichbare Messergebnisse zu ermitteln, musste sichergestellt werden, dass die Tasterspitze nicht außerhalb der Füllungsoberfläche aufgesetzt wurde. Mit bloßem Auge war es bei einigen Replikamodellen sehr schwierig, die exakte Ausdehnung der Füllung zu erkennen. Das Arbeiten unter dem Stereomikroskop gewährleistete in diesen Fällen die korrekte Positionierung des Tasters.

Die Proben wurden mit fünf parallelen Tastschnitten abgetastet. Bei planen Prüfkörpern ist es möglich, einen konstanten Abstand zwischen den abgetasteten Linien einzuhalten. Im Gegensatz dazu wurde bei den strukturierten Oberflächen auf Grund von Unregelmäßigkeiten im Modell oder einer geringen Füllungsgröße der Abstand der Messlinien teilweise individuell festgelegt.

Hatten zwei Punkte innerhalb der gewählten Messstrecke einen größeren vertikalen Abstand als 1,5 mm, musste das Weitersetzen des Tasters ebenfalls individuell vorgenommen werden. Vorteilhaft war es in diesen Fällen, dass die Modelle zum Vermessen nicht starr auf dem Messtisch montiert waren, sondern mittels plasteliner Masse positioniert wurden. Der Neigungswinkel zwischen Füllungsoberfläche und Tasterspitze konnte somit individuell verändert werden. Das Abtasten dieser Oberflächenlinien war daraufhin bei der Mehrzahl der Proben möglich.

Fünf der insgesamt 80 Okklusalfächen (4 Prämolaren- und eine Molarenfläche) konnten mit dem mechanischen Tastschnittverfahren nicht erfasst werden. Bei zwei Prämolarenflächen und einer Molarenflächen war der vertikale Abstand zweier Punkte einer Messstrecke für das Vermessen der Oberfläche zu groß. Bei weiteren zwei Prämolarenflächen waren Materialfehler des Replikamodells Ursache dafür, dass die Okklusalfäche nicht adäquat abgetastet werden konnte.

Von den 80 Approximalflächen eigneten sich nur 44 Oberflächen (20 Prämolaren- und 24 Molarenflächen) für das mechanische Tastschnittverfahren. Die anderen Replikaproben konnten aufgrund mangelhafter Modellherstellung durch die bereits erwähnten Schwierigkeiten bei der Abdrucknahme, sowie aufgrund von Materialfehlern nicht abgetastet werden. Proben, bei denen das zu vermessende zervikale Oberflächenareal zu klein war, wurden ebenfalls von der quantitativen Untersuchung ausgeschlossen.

Die für die Studie gewählten Rauigkeitsparameter R_a und R_z sind Vertikalparameter. Der arithmetische Mittenrauwert R_a wurde ausgewählt, um einen Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen zahlreicher anderer Studien zu ermöglichen. Dieser Parameter

beschreibt jedoch nicht sehr anschaulich die tatsächlichen Tiefen der Oberflächenunregelmäßigkeiten.

Um einen bessere Vorstellung von den Profilhöhen zu gewinnen, wurde die gemittelte Rautiefe R_z als zusätzlicher Parameter ausgewählt.

5.1.6 Die Beurteilung der Oberflächenqualitäten

Das Ziel der zusätzlichen Betrachtung der Oberflächen im Rasterelektronenmikroskop war es, weitere Informationen über die Ausprägungen der Rauigkeiten zu erhalten und eine Interpretation der Messwerte zu ermöglichen. Durch die rasterelektronenmikroskopische Betrachtung der polierten Flächen war es zum einen möglich, Flächen auszuwerten, die profilometrisch nicht erfasst werden konnten. Zum anderen konnte differenziert werden, ob es sich bei den ermittelten quantitativen Parametern um bearbeitungsbedingte Rauigkeiten sowie Formunregelmäßigkeiten und Konturen handelte oder um Fehler im Replikamaterial (Lunker, mechanische Beschädigungen oder Verunreinigungen) oder Unregelmäßigkeiten im Kompositmaterial. Bei sechs der insgesamt 80 Replikaprobe konnten bei der Betrachtung im Rasterelektronenmikroskop Fehler im Replikamodell erkannt werden. Diese Proben wurden daraufhin von der qualitativen Untersuchung ausgeschlossen.

Eine ästhetische Kompositfüllung zeichnet sich neben dem möglichst schmelzähnlichen Glanz durch abgerundete, harmonische Konturen und Übergänge aus. Die Übersichtsaufnahmen ermöglichten Aussagen zu Formunregelmäßigkeiten an Konturen und Übergängen der Kompositfüllungen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Die Beurteilung der Oberflächenrauigkeiten der polierten Okklusalfächen

Da in experimentellen Studien über das Finieren und Polieren von Kompositen mit rotierenden Instrumenten häufig plane Probekörper verwendet werden, sind die erzielten Oberflächenqualitäten dieser in vitro Untersuchungen Resultate der Bearbeitung unter Idealbedingungen. In der vorliegenden in vivo Studie fand die Politur mit rotierenden Instrumenten an strukturierten Oberflächen statt. Die Oberflächenqualität der polierten Kompositfüllungen wurde von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Die Oberflächenrauigkeit war vom Einfluss der Abrasivpartikel auf die Kompositoberfläche und von der

Zugänglichkeit für die rotierenden Instrumente abhängig. Diese wiederum war abhängig von der Instrumentenform und der Struktur der Oberfläche.

Die Auswertung der vorliegenden quantitativen Resultate ergab, dass zwischen den vier okklusalen Poliermethoden nur geringe Unterschiede im Hinblick auf die Ausprägung von messbaren Rauigkeiten vorlagen. Die Größe der Abrasivpartikel der okklusalen Polierinstrumente war in der vorliegenden Studie bei allen vier Poliermethoden annähernd gleich. Dies könnte erklären, warum nur geringfügige Unterschiede in der Oberflächenglätte der Kompositflächen nach der Politur nachweisbar waren.

Tendenziell glattere Füllungsflächen wurden nach der Bearbeitung mit dem Silikonpolierer P 403-W gemessen. Dies könnte u.a. darin begründet liegen, dass die in der Gummimatrix eingebetteten Siliziumkarbidpartikel eine größere Abrasivität als die Polierpartikel der anderen drei Instrumente aufwiesen und somit die nach dem Finieren verbliebenen Oberflächenrauigkeiten der Kompositoberfläche besser geglättet werden konnten. Darüber hinaus erwies sich die Geometrie der Silikonpolierspitze bei der Politur der strukturierten Okklusalfächen als vorteilhaft.

Die Aussagen der quantitativen Untersuchung konnten durch die Ergebnisse der Auswertung der Detailaufnahmen bestätigt werden.

Nach Anwendung der vier okklusalen Poliermethoden wurden nur tendenzielle Unterschiede im Bezug auf die Oberflächenglätte in allen drei Bewertungskategorien festgestellt. Alle Poliermethoden hinterließen in über der Hälfte aller bewerteten Füllungsareale (50,73-59,5%) glatte, homogene Oberflächen. Am häufigsten konnten die mit dem Filzpolierer Diafix-oral bearbeiteten Oberflächenflächenareale dieser Bewertungskategorie zugeteilt werden.

Die mit der Occlubrushmethode bearbeiteten Flächen wurden geringfügig häufiger der Kategorie „stark rau“ zugeteilt. Auf den vorliegenden Detailaufnahmen der mit der Occlubrush bearbeiteten Oberflächen waren zum Teil deutliche Bearbeitungsspuren durch die Ausarbeitungsmethode sichtbar. Darin kann die Begründung für eine geringfügig häufigere Zuordnung zu „stark rau“ Oberflächenarealen nach Politur mit der Occlubrush gesehen werden.

Die separate Auswertung der quantitativ und qualitativ ermittelten Untersuchungsergebnisse für die Prämolaren- und die Molarenregion zeigte, dass sich, trotz der unterschiedlichen Instrumentenformen, Abrasivpartikel und Applikationsweisen der ver-

schiedenen rotierenden Poliermethoden, alle vier Methoden annähernd gleich gut für die Glättung von okklusalen Prämolaren- und Molarenoberflächen eigneten.

Unabhängig von der Poliermethode wurden die erzielten Rauigkeiten aller Prämolarenoberflächen mit denen aller Molarenoberflächen verglichen. Hierbei zeigte die quantitative Auswertung, dass die Oberflächen der Prämolaren nur geringfügig glatter als die der Molaren waren. Die diesbezügliche Untersuchung der Detailaufnahmen bestätigte diese Feststellung. Die Vermutung, dass zum einen das unterschiedliche Höcker-Fissurenrelief von Prämolaren und Molaren und zum anderen die Position der Zähne in der Mundhöhle und damit die Zugänglichkeit für die Politur einen deutlichen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnte, wurde somit nicht bestätigt.

5.2.2 Die Oberflächenrauigkeiten der polierten approximal-zervikalen Flächen

Die quantitativen Messergebnisse zeigten, dass alle vier approximal-zervikalen Methoden zu vergleichbaren, statistisch nicht signifikant unterschiedlichen Ergebnissen führten. Die geringsten Rauigkeiten konnten nach der Bearbeitung mit den Hawe Elastrips ermittelt werden. Die Messergebnisse wurden durch die qualitative Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Detailaufnahmen bestätigt. Die Kompositoberflächen zeigten nach der Bearbeitung mit den vier approximal-zervikalen Methoden nur geringe Unterschiede bezüglich der verbliebenen Rauigkeiten. Nach Anwendung der diamantierten Streifen, der Proxoshape-Feilen und der Sof-Lex-Streifen konnten am häufigsten „stark raue“ Oberflächen beobachtet werden. Lediglich die maschinellen Streifen (Hawe Elastrips) hinterließen mit 43,8% der bewerteten Areale geringfügig häufiger glatte und homogene Oberflächen als die drei anderen Methoden. Die Abrasivkörper des vierten bzw. letzten Polierstreifens dieser Methode waren mit drei Mikrometer wesentlich feiner als die der anderen drei Poliermethoden (15 µm Diamantpartikel bei Proxoshape-Feilen und Diamantfinierstreifen und 40 µm Aluminiumoxidpartikel bei Sof-Lex-Streifen). Zusammen mit einer effizienten Vorglättung durch die von grobkörnig bis fein abgestuften Streifen führte dies offensichtlich zu einem geringfügig, nicht signifikant besseren Glättungseffekt.

„Stark raue Oberflächen“ waren am häufigsten nach Bearbeitung der Oberflächen mit den Proxoshape-Feilen sichtbar. Aufgrund des starren Instrumentes konnte im Vergleich zu den anderen Poliermethoden kein gleichmäßiges Anlegen an die konvexe approximal-zervikale Oberfläche erfolgen. Beim punktuellen Anlegen der Feile kann bei

entsprechender Handhabung ein hoher Druck entstehen, der zu stärkeren Aufrauungen der Oberfläche aufgrund von Riefenbildung führt. Bei flexiblen Finier- und Polierstreifen entwickelt sich demgegenüber kein großer Druck, da sie sich dem gesamten approximalen Zahnumfang angleichen können.

Getrennt nach der Füllungslage in der Prämolaren- oder Molarenregion, unterschieden sich die quantitativen Ergebnisse der approximal-zervikalen Poliermethoden nur unwesentlich und statistisch nicht signifikant.

Die qualitative Auswertung der Detailaufnahmen bestätigte, dass nur tendenzielle Unterschiede zwischen den Poliermethoden sowohl in der Prämolaren- als auch in der Molarenregion vorlagen. Alle vier Poliermethoden waren somit in gleicher Weise für die Bearbeitung der approximal-zervikalen Prämolaren- und Molarenflächen geeignet.

Unabhängig von der Poliermethode unterschieden sich die polierten Oberflächen der Prämolaren- und Molarenoberflächen hinsichtlich der verbliebenen Rauigkeiten nur gering, d.h. für die Bearbeitung der approximal-zervikalen Oberflächen spielte die Position der entsprechenden Zähne in der Mundhöhle eine untergeordnete Rolle. Für eine adäquate Bearbeitung scheint es wichtiger zu sein, dass die zu bearbeitenden Oberflächenregionen für die entsprechenden Instrumente bzw. Materialien gut zugänglich sind.

Obwohl die Mehrzahl der Füllungsareale nach der Bearbeitung mit den approximal-zervikalen Bearbeitungsmethoden stark raue Oberflächen zeigte, kann auf deren Einsatz nicht verzichtet werden. Rotierende Instrumente sind für die Bearbeitung von Kompositflächen unterhalb des Kontaktpunktes auf Grund der großen Verletzungsgefahr für Gingiva und Nachbarzahn nicht geeignet.

5.2.3 Die Ergebnisse der Übersichtsaufnahmen

Die Ergebnisse der rasterelektronischen Auswertung im Bezug auf Abrundung der Konturen unterstrichen die wichtige Bedeutung von qualitativen Untersuchungen in Ergänzung zu quantitativ ermittelten Rauigkeitswerten.

70,6 % aller mit dem Silikonpolierer bearbeiteten Flächen zeigten abgerundete Konturen. Da auch bei den Detailaufnahmen der Oberflächen, die mit dem Silikonpolierer bearbeitet wurden, weniger grobe Bearbeitungsspuren vom vorangegangenen Finieren

sichtbar waren, muss davon ausgegangen werden, dass die Siliziumkarbidabrasivkörper das Einebnen von Kanten durch einen gewissen Substanzabtrag erlauben.

Weniger gut eigneten sich die Poliermethoden Diafix-oral und Two Striper MPS. Mit diesen Methoden wurde nur ca. jede zweite Füllungskontur adäquat abgerundet.

Nach der Anwendung der Occlubrushmethode zeigten die Okklusalfächen signifikant häufiger zahlreiche kantige Übergänge und/oder zahlreiche zerklüftete Areale. Demzufolge kann festgestellt werden, dass unter klinischen Bedingungen die Kombination von Siliziumabrasivkörpern und Kunststoffborsten zu einer insuffizienten Beseitigung von Kanten führte. Dies könnte in der Instrumentenform der Occlubrush begründet liegen, in der Art der Abrasivpartikel oder darin, wie die Abrasivpartikel in den Kunststoffborsten verankert sind. Da die abrasiven Bürstchen nicht geeignet waren, gröbere Finierspuren einzuebnen, ist es nicht verwunderlich, dass die Fähigkeit Kanten abzurunden, ebenso unzureichend war.

5.3 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Autoren

Gegenwärtig liegen in der Literatur zahlreiche Studien über die Ausarbeitung und Politur von Kompositen vor. Die Mehrzahl dieser Studien stützt sich auf die Untersuchung von Probekörpern der jeweiligen Werkstoffe. Kompositfüllungen mit anatomisch geformten Oberflächen wurden in wenigen in vitro Studien untersucht. Nur eine in vivo Studie (**Jung 1998**) beschäftigte sich mit der Ausarbeitung und Politur von indirekten Kompositrestaurationen. Klinische Studien zur Ausarbeitung und Politur von direkten Kompositfüllungen existieren jedoch bisher nicht.

Zahlreiche in vitro Untersuchungen über den Effekt von Finier- und Poliermethoden wurden an dem Feinpartikelhybridkomposit Herculite durchgeführt (**Berastegui et al. 1992, Boghosian et al. 1987, Chung 1994, Clelland et al. 2003, Herrgott et al. 1989, Jung et al. 2003-A, Jung et al. 2003-B, Tate et al. 1996, Whitehead et al. 1989, 1990**). Die darin ermittelten Rauigkeitsmesswerte von polierten Herculiteoberflächen variieren in Abhängigkeit von den verwendeten Methoden erheblich.. Nach der Anwendung von superfeinen Sof-Lex-Disks konnte z.B. ein Mittenrauwert (R_a) von $0,11 \mu\text{m}$ ermittelt werden. Dieser Wert differierte nur um $0,01 \mu\text{m}$ von dem Mittenrauwert der Oberflächen, die gegen eine Mylar-Matrize ausgehärtet wurden (**Herrgott et al. 1989**). Der von Setcos et al. (**Setcos et al. 1999**) ermittelte Mittenrauwert nach der sukzessiven

Anwendung von Sof-Lex-Disks war dagegen erheblich größer ($0,35\ \mu\text{m}$). Die Mittenrauwerte von Herculiteoberflächen betragen nach der Bearbeitung mit Gummipolierern $0,18\ \mu\text{m}$ und nach Bearbeitung mit Polierpasten $0,25\ \mu\text{m}$ (**Chung 1994**).

Nach der *in vitro* Ausarbeitung mit Feinkorndiamanten ($30\ \mu\text{m}$) gefolgt von formkongruenten Hartmetallfinierern und der anschließenden Politur lag der durchschnittliche Mittenrauwert für Herculiteoberflächen bei ca. $0,6\ \mu\text{m}$ (**Jung et al. 2003-A**). Demgegenüber war der durchschnittliche Mittenrauwert der polierten strukturierten okklusalen Herculiteflächen in der vorliegenden *in vivo* Studie deutlich größer ($1,09\ \mu\text{m}$).

Hoelscher et al. fanden nach der Bearbeitung des Hybridkomposits Prisma TPH keinen signifikanten Einfluss verschiedener Politurmethoden auf die Oberflächenglätte (**Hoelscher et al 1998**). Dies stimmt tendentiell mit dem Ergebnis der vorliegenden Studie überein.

Mit Ausnahme des Silikonpolierers P 403-W waren die anderen okklusalen Poliermethoden bereits Gegenstand von experimentellen Studien. Der Filzpolierer Diafix-oral und die Poliermethode Two Striper MPS wurden darüber hinaus in klinischen Studien angewendet.

Bei der Politur von Feinpartikelhybridkompositproben, die vorher mit $25\ \mu\text{m}$ feinen Diamantfinierern ausgearbeitet worden waren, erzielten die abrasiven Occlubrushbürstchen einen Mittenrauwert (Ra) von $0,3\ \mu\text{m}$ (**Krejci et al. 1999**). Der korrespondierende Rauigkeitswert der vorliegenden Studie beträgt das Vierfache ($1,19\ \mu\text{m}$). Dies ist vor allem darauf zurückzuführen, dass bei der vorliegenden Studie anatomisch geformte Kauflächen untersucht wurden. Darüber hinaus muss davon ausgegangen werden, dass die Politurbedingungen (Vorbearbeitung der Oberflächen, unterschiedlicher Anpressdruck des Instrumentes gegen die Kompositoberfläche, Dauer der Politur, Kompositwerkstoff) möglicherweise Abweichungen aufwiesen.

Bei Hybridkompositproben, die nach der gleichen Methode wie in der vorliegenden Studie finiert wurden, führte die Applikation des Diafix-oral-Polierers zu Mittenrauwerten von $0,25\ \mu\text{m}$ bis $0,6\ \mu\text{m}$ (**Jung 2002, Jung et al. 2003-A, Jung et al. 1997**). Demgegenüber ist der Mittenrauwert in der vorliegenden Studie mit $1,1\ \mu\text{m}$ auch bei dieser Poliermethode höher als in den experimentellen Studien. Es wurde darauf hingewiesen,

dass die Politurergebnisse bei dieser Methode stark von der Vorbehandlung beeinflusst werden. Da die Ausarbeitung bei strukturierten Oberflächen sehr viel schwieriger als an planen Prüfkörpern ist, erklären sich die gemessenen Abweichungen.

Diamantierte Polierpasten erzielten in einer in vitro Studie an zwei verschiedenen sog. „stopfbaren“ Seitenzahnkompositen sehr unterschiedliche Oberflächenrauigkeiten (Solitaire Ra=0,12 µm und Alert Ra=0,43 µm; **Reis et al. 2002**). Hondrum et al. erzielten mit dem Poliersystem MFS/MPS (45, 20 und 15 µm feine Diamantfinierer gefolgt von MPS-Poliergel) an Prismakompositproben einen Mittenrauwert von 0,61 µm (**Hondrum et al. 1997**). Herculiteproben wiesen nach der Applikation des gleichen Poliersystems deutlich rauere Oberflächen (Ra=1,5 µm) auf (**Kaplan et al. 1996**).

Gute Poliereffekte (Ra=0,47 µm) konnten in einer in vitro Studie an Proben aus dem Feinpartikelhybridkomposit Tetric nachgewiesen werden, die wie in der vorliegenden Studie mit Diamant- gefolgt von Hartmetallfinierern vorbearbeitet wurden und im Anschluss mit der Two Striper MPS-Methode poliert wurden (**Jung 1998**).

Demgegenüber war bei dieser Poliermethode der Mittenrauwert der strukturierten okklusalen Herculiteoberflächen der vorliegenden Untersuchung mit 1,14 µm ebenfalls deutlich größer.

Die im Vergleich zu in vitro Studien erhöhten Schwierigkeiten bei der Ausarbeitung und Politur unter klinischen Bedingungen (Höcker-/Fissurenrelief der Okklusalfächen, Erreichbarkeit der Füllungsoberflächen für die Polierinstrumente) lassen vermuten, dass in experimentellen Studien generell deutlich geringere Rauigkeitswerte nach der Politur zu erwarten sind, als in klinischen Studien an strukturierten Oberflächen.

Qualitative Rauigkeitsuntersuchungen von indirekten Kompositfüllungen nach der Applikation von Diafix-oral und MPS-Gel zeigten in Übereinstimmung mit der vorliegenden Studie, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Methoden im Bezug auf die Oberflächenglätte nachweisbar war. Glatte Oberflächen waren vorherrschendes Merkmal sowohl für indirekte als auch für direkte Kompositfüllungen. Die Häufigkeit der glatten Oberflächen lag mit 65-80% bei den indirekten Restaurationen höher, als bei den direkten Restaurationen (50-60%). Geringere Rauigkeiten kamen weniger häufig vor (5-12% bei indirekten und 12-22% bei direkten Restaurationen) (**Jung**

et al. 2004). Die Unterschiede könnten darin begründet liegen, dass Kompositinlays bereits vor dem Eingliedern in die Kavität eine exzellent geglättete Oberfläche aufweisen und demzufolge nicht alle Oberflächenareale ausgearbeitet werden müssen.

In einer klinischen Studie über Ausarbeitung und Politur von Kompositinlays konnte in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie kein Unterschied zwischen dem Diafix-oral-Filzpolierer und dem MPS-Poliergel im Hinblick auf das Abrunden von okklusalen Konturen gefunden werden (**Jung et al. 2004**). Sowohl bei den direkten als auch bei den indirekten Kompositrestaurationen waren die Kategorien „abgerundete Konturen“ und „wenige kantige Übergänge“ vorherrschend. Nur 8,4% der direkten Kompositfüllungen und 5% der Kompositinlays zeigten „zahlreiche kantige Übergänge“.

Für den Vergleich der eigenen Untersuchungsergebnisse der approximal-zervikalen Poliermethoden mit denen anderer Autoren steht nur eine sehr begrenzte Anzahl von wissenschaftlichen Studien zur Verfügung.

Whitehead et al. verglichen den Effekt von vier verschiedenen Polierstreifen auf die Oberflächenbeschaffenheit von Füllungsmaterialien und angrenzenden Schmelzarealen *in vitro*. Die Oberflächen wurden hierfür im Rasterelektronenmikroskop betrachtet und nach subjektivem Empfinden einer Skala von 0 (keine Unregelmäßigkeiten) bis 10 (stark ausgeprägte Unregelmäßigkeiten) visuell zugeordnet. Es wurde festgestellt, dass an Herculiteoberflächen u.a. die Sof-Lex-Streifen geringere Oberflächenunregelmäßigkeiten als die Metallstreifen verursachten (**Whitehead et al. 1990**). Die quantitative und qualitative Untersuchung der vorliegenden Studie konnte jedoch keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Sof-Lex-Streifen und den diamantimprägnierten Metallstreifen ermitteln.

Mörmann et al. stellte eine gute Eignung von Proxoshape-Feilen für die Beseitigung von Überschüssen und für eine effektive Vorpolitur in schwer zugängigen Approximalbereichen fest (**Mörmann et al. 1983**). Die erzielten Rauigkeiten waren etwa halb so groß wie die nach der Ausarbeitung der Oberflächen mit rotierenden Instrumenten gleicher Körnung. Die Rauigkeiten waren jedoch wesentlich größer, als dies nach einer optimalen Glättung durch Polierinstrumente der Fall ist. In der vorliegenden Studie wur-

den vorwiegend stark raue Areale nach Anwendung der Proxoshape-Feilen beobachtet, der Unterschied zu den anderen Methoden war statistisch nicht signifikant.

Jung untersuchte die zervikalen Anteile von Kompositinlays nach der Bearbeitung mit Sof-Lex-Streifen und Proxoshape-Feilen im Bezug auf die Ausprägung von Rauigkeiten (**Jung 1998**). Übereinstimmend mit der vorliegenden Studie traten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Methoden in den Kategorien „glatte Oberflächen“ und „geringe Rauigkeiten“ auf. Jedoch konnten im Vergleich zu eigenen Ergebnissen ca. 20% häufiger überwiegend glatte Areale beobachtet werden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Inlays vor dem Einsetzen in die Kavität bereits gut geglättete Oberflächen aufwiesen.

In der Kategorie „starke Rauigkeiten“ wurde bei den Zervikalflächen der Kompositinlays mit 21,2% ein großer Anteil an starker Riefenbildung für die Proxoshapemethode registriert. Der Unterschied zu der Bearbeitung mit Sof-Lex-Streifen (11,4%) war statistisch signifikant. Die Zervikalflächen der direkten Kompositrestaurationen zeigten ebenfalls am häufigsten stark raue Oberflächenareale nach der Bearbeitung mit den Feilen (53,5%). Jedoch war der Unterschied zu den anderen Methoden statistisch nicht signifikant.

Über Oberflächenrauigkeiten von Kompositoberflächen nach der Anwendung von maschinell angetriebenen Polierstreifen sind keine wissenschaftlichen Veröffentlichungen bekannt.

6. Schlussfolgerung

Unter klinischen Bedingungen erzielten verschiedene Poliermethoden wie diamant-imprägnierte Filzräder, diamantierte Poliergele und Silikonpolierer mit Abrasivpartikeln aus Siliziumkarbid vergleichbare Effekte im Bezug auf die Qualität okklusaler Kompositoberflächen. Verglichen mit den anderen Poliermethoden führte die Anwendung der Occlubrushmethode signifikant häufiger zu einer ungenügenden Abrundung kantiger Areale.

Diafix-oral, MPS-Gel und der Silikonpolierer P 403-W können für die Politur okklusaler Kompositoberflächen empfohlen werden, wenn ein adäquates vorbereitendes Finieren vorgesehen ist. Aufgrund der Fixation der Diamantpartikel mit Hilfe von Wachs, kann der Diafix-oral Filzpolierer nicht wieder verwendet werden. Aus klinischer Sicht stellt dies einen Nachteil dar.

Während maschinelle Feilen und manuelle diamant- und aluminiumoxidbelegte Streifen bei der Bearbeitung der approximal-zervikalen Kompositflächen vorwiegend zu stark rauen Oberflächen führten, erzielten die maschinellen Hawe-Elastrips geringfügig häufiger glatte und gering raue Oberflächen.

Alle Poliermethoden eigneten sich sowohl für die Prämolaren- als auch für die Molarenregion gleich gut.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass erhebliche Unterschiede zwischen dem Finieren und Polieren von Kompositoberflächen unter experimentellen und klinischen Bedingungen im Bezug auf die erzielten Oberflächenrauigkeiten existieren.

7. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss von jeweils vier verschiedenen Ausarbeitungs- und Politurmethode n auf die strukturierten Okklusalflächen und die approximal-zervikalen Flächen von mehrflächigen Seitenzahn-Kompositfüllungen unter klinischen Bedingungen zu untersuchen.

Dazu wurden 80 mehrflächige Seitenzahnkavitäten mit Optibond solo konditioniert und mit dem Feinpartikelhybridkomposit Herculite XR V in Mehrschichttechnik gefüllt.

Die initiale Ausarbeitung der Okklusalflächen sämtlicher Füllungen erfolgte mit einer Sequenz aus kugel-, hohlkehl- und flammenförmigen Feinkorndiamanten und formkongruenten Hartmetallfinierern.

An jeweils 20 Proben (10 Prämolaren- und 10 Molarenoberflächen) wurde die abschließende Politur der Okklusalflächen mit einem diamantierten Filzpolierer, einem System bestehend aus zwei diamantierten Poliergelen, einem Silikonpolierer sowie mit einem abrasiven Bürstchen durchgeführt.

Zur Bearbeitung der approximal-zervikalen Flächen kamen an jeweils 20 Proben (bestehend aus 10 Prämolaren- und 10 Molarenoberflächen) zwei unterschiedliche manuell zu benutzende Polierstreifen in jeweils zwei Körnungen, maschinelle Feilen in zwei unterschiedlichen Körnungen und maschinell angetriebene Polierstreifen in vier unterschiedlichen Körnungen zur Anwendung.

Die Oberflächen der im Anschluss mit Hilfe der Replikatechnik abgeformten Proben wurden einer quantitativen Untersuchung mit dem elektronischen Tastschnittverfahren unterzogen und danach im Rasterelektronenmikroskop (REM) qualitativ beurteilt.

Bei 10-facher Vergrößerung ermöglichten die REM-Übersichtsaufnahmen die Beurteilung der Okklusalflächen hinsichtlich Gestaltabweichungen 1. und 2. Ordnung und eine Zuordnung zu den Kategorien Ü1 (abgerundete Konturen), Ü2 (wenige kantige Übergänge, einzelne zerklüftete Areale) und Ü3 (überwiegend kantige Übergänge, zahlreiche zerklüftete Areale).

Die qualitative Beurteilung der Oberflächenrauigkeiten der Okklusal- und Approximal-zervikalflächen erfolgte bei 80-facher Vergrößerung. Die in den Detailaufnahmen sichtbaren Oberflächenareale konnten den Kategorien R1 (glatte, homogene Oberflächen), R2 (geringe Rauigkeiten) und R3 (starke Rauigkeiten) zugeordnet werden.

Die statistische Auswertung der quantitativen Ergebnisse erfolgte mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse. Die Ergebnisse der Übersichtsaufnahmen konnten mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests für Kreuztabellen statistisch geprüft werden. Die statistische Prüfung der Detailaufnahmen erfolgte nach dem nonparametrischen Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben.

Die Auswertung der okklusalen Messwerte zeigte, dass die glattesten Füllungsflächen mit dem Silikonpolierer erzielt wurden. Die Poliererergebnisse der vier okklusalen Methoden unterschieden sich im Hinblick auf die quantitative Ausprägung von Rauigkeiten jedoch nur geringfügig und statistisch nicht signifikant.

Die qualitative Beurteilung der Rauigkeiten im Rasterelektronenmikroskop zeigte nach Anwendung aller vier Methoden überwiegend glatte, homogene Oberflächen (50,7%-59,4%). Signifikante Unterschiede zwischen den Methoden waren nicht feststellbar.

Nach Anwendung des Silikonpolierers P 403-W war die Ausprägung der okklusalen Konturen überwiegend durch abgerundete Übergänge gekennzeichnet (70,6%). Die Methoden Two Striper MPS und der Diafix-oral Filzpolierer führten nur ca. bei der Hälfte der untersuchten Oberflächen zu abgerundeten Konturen. Die Applikation der Occ-lubrush führte mit 27,8% signifikant häufiger zu zahlreichen kantigen Übergängen bzw. zerklüfteten Arealen ($p=0,002$).

Die Analyse der Messwerte der approximal-zervikalen Oberflächen zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Bearbeitungsmethoden im Hinblick auf die quantitative Ausprägung von Rauigkeiten. Die mit den Hawe Elastrips bearbeiteten Oberflächen wiesen die geringsten gemessenen Rauigkeiten auf.

Bei den Detailaufnahmen der approximal-zervikalen Flächen wurden nach Bearbeitung mit den diamantierten Streifen, Proxoshape-Feilen und Sof-Lex-Streifen am häufigsten

raue Oberflächen (42,2%-53,5%) festgestellt. Nach Bearbeitung der Oberflächen mit den Proxoshape-Feilen wurden mehr als die Hälfte aller bewerteten Areale dieser Kategorie zugeteilt. Nach Anwendung der Hawe Elastrips konnten weniger häufig stark raue Areale registriert werden (31,3%). In 43,8% erzielte diese Methode glatte, homogene Oberflächenareale.

Aus den Ergebnissen konnte gefolgert werden, dass sich die Occlubrushmethode im Vergleich zu den anderen okklusalen Poliermethoden weniger gut für das Abrunden von Kanten direkter okklusaler Kompositfüllungen eignet. Auf Grund der vergleichbar guten Polierergebnisse der Methoden Diafix-oral, Two Striper MPS und Silikonpolierer P 403-W könnte aus wirtschaftlicher Überlegung heraus der Silikonpolierer Vorteile haben.

Bei der Bearbeitung der approximal-zervikalen Kompositflächen stellen maschinell angetriebene Polierstreifen eine viel versprechende Alternative zu den manuellen Streifen und maschinellen Polierfeilen dar. Jedoch sollten die Ergebnisse der vorliegenden Studie durch weitere Untersuchungen untermauert werden.

8. Summary

The purpose of this study was to evaluate the effect of four polishing methods on the occlusal and the approximal-cervical surfaces of direct Class II composite restorations under clinical conditions.

80 posterior permanent teeth with Class II cavities were conditioned using Optibond solo and filled with the hybrid composite Herculite XRV in multi-layer technique.

All restorations were finished occlusally with using sequence of 30 μm diamonds followed by tungsten carbide finishing instruments. The diamonds and tungsten carbide instruments were applied in three different shapes (spherical, chamfer and flame).

The occlusal surfaces of 20 restorations, each consisting of 10 premolars and 10 molars, were polished with one of the following methods: diamond-impregnated felt wheels, a set of two polishing gels, rubber polishers and abrasive brushes.

For finishing the approximal-cervical surfaces four different methods were used, each on 20 restorations (half of them were localized in premolars, the other half in molars): two techniques with polishingstrips for manual use (both in two different abrasive particle sizes), oscillating files with two different diamond particle sizes and a set of poli-shingstrips with four different sizes of abrasive particles for handpiece application.

Replicas of the restored teeth were fabricated and the occlusal and approximal-cervical surfaces were evaluated quantitatively with the help of profilometry. Qualitative evaluation was performed with the scanning electron microscope (SEM).

Photomicrographs at an original magnification x10 (overviews) were made of the occlusal surfaces. These overviews were assessed in three categories with respect to the roundness of the occlusal relief: Ü1 (smooth rounding), Ü2 (few edged contours) and Ü3 (predominantly edged contours).

Qualitative evaluation of surface roughness of the occlusal and approximal-cervical surfaces was made with the help of photomicrographs at an original magnification x80

(details). The surface areas of the occlusal and the approximal-cervical details were assigned to the categories R1 (smooth surfaces), R2 (minor roughness) and R3 (severe roughness).

Statistical analysis of the roughness data was done with two-way Anova. The results of the qualitative examination were statistically evaluated with Chi-squared test for crosstables (SEM overviews) and with the non-parametrical Kruskal-Wallis test for independent samples (SEM details).

The quantitative evaluation showed that there was no significant effect of the four different polishing methods on the roughness of the occlusal composite surfaces. The rubber polisher achieved the lowest roughness values.

SEM evaluation demonstrated that the category “smooth surfaces” was predominant (50,7%-59,4%) for the occlusal surfaces treated by one of the four different polishing methods. Significant differences between the polishing methods were not realized.

“Smooth rounding” was the predominant quality after application of the rubber polisher P 403-W (70,6%). After application of the Diafix-oral felt wheel and the MPS-gel, only about half of the occlusal surfaces showed this quality. The use of the Occlubrush led to predominately edged contours in 27,8%. Compared to the other three polishing methods, the differences with respect to the quality of the occlusal relief were significant ($p=0,002$).

The roughness measurements of the approximal-cervical surfaces showed that there was no significant effect of the four different polishing methods on approximal-cervical surface roughness. The Hawe Elastrips achieved the lowest roughness values.

The photomicrographs of details showed that there were predominantly areas of severe roughness (42%-53%) after application of the Diamond strips, Proxoshape files and Sof-Lex strips. After application of the Proxoshape files more than the half of the examined areas were assigned to this category. The surface areas finished with the Hawe Elastrip method showed “severe roughness” only in 31,3%. In 43,8% the areas finished with this method were characterized by “smooth surfaces”.

From the results it was concluded that the use of Occlubrush was of limited efficiency with respect to achieving rounded occlusal contours. Because of the comparable good polishing results of the methods Diafix-oral, MPS Two Stripper and rubber polisher P 403-W, from an economical point of view the rubber polisher could have advantages.

Mechanically used polishing strips represent a very promising alternative to manual application of polishing strips and oscillating files. Nevertheless, additional clinical studies are needed.

9. Literaturverzeichnis

Abdalla, A.I., H.A. Alhadainy, F. Garcia-Godoy:

Clinical evaluation of glass ionomers and compomers in Class V carious lesions.

Am J Dent 10 (1997), 18-20.

ADA Council on Scientific Affairs, ADA Council on Dental Benefits and Programs.

Statement on posterior resin-based composites.

J Am Dent Assoc 129 (1998), 1627-1628.

Attar, N., L.E. Tam, D. McComb:

Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites.

J Can Dent Assoc 69 (2003), 516-521.

Bartova, J., J. Prochazkova, Z. Kratka, K. Bebetkova, Z. Venklikova, I. Sterzl:

Dental amalgam as one of the risk factors in autoimmune diseases.

Neuroendocrinol Lett 24 (2003), 65-67.

Baumstieger, M.:

Untersuchungen über die Wirksamkeit unterschiedlicher Politurverfahren für Hybridkomposite in vitro.

Med Diss Giessen (1996)

Bayne, S.C, J.Y. Thompson, E.J. Jr. Swift, P. Stamatiades, M. Wilkerson:

A characterisation of first-generation flowable composites.

J Am Dent Assoc 129 (1998), 567-577.

Belvedere, P.C.:

Contemporary posterior direct composites using state-of-the-art Techniques

Dent Clin North Am (2001), 49-70.

Berastegui, E., C.Canalda, E. Brau, C. Miquel:

Surface roughness of finished composite resins.

J Prosthet Dent 68 (1992), 742-749.

Boghossian, A.A., R.G. Randolph, V.J. Jekkals:

Rotary instrument finishing of microfilled and small-particle hybrid composite resins.

J Am Dent Assoc 115 (1987), 299-301.

Bollen, C.M.L., P. Lambrechts, M. Quirynen:

Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A view of the literature.

Dent Mater 13 (1997), 258-269.

Bollen, C.M.L., W. Papaioannou, J. Van Eldere, E. Schepers, M. Quirynen, D. van Steenberghe:

The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis.

Clin Oral Imp Res 7 (1996), 201-211.

Borchers, L. :

Modellwerkstoffe.

In K. Eichner und H.-K. Kappert, (Ed.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.

Band I Grundlagen und Verarbeitung;

Hüthig Verlag: Heidelberg (1996), 1-29.

Buchalla W., T. Attin, R.D. Hilgers, E. Hellwig:

The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and microfilled composite.

J Prosthet Dent 87 (2002), 264-270.

Chandler H.H., R.L. Bowen, G.C. Paffenbarger:

Method for finishing composite restorative materials.

J Am Dental Assoc 83 (1971), 344-384.

Chen, H.Y., J. Manhart, K.-H. Kunzelmann, R. Hickel:

Polymerization contraction stress in light-cured compocer restorative materials.

Dent Mater 19 (2003), 597-602.

Chen, R.C.S., C.N.Chan, K.C. Chan:

A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite.

J Prosthet Dent 59 (1988), 292-297.

Chin, G., J. Chong, A. Kluczewska, A. Lau, S. Gorjy, M. Tennant:

The environmental effects of dental amalgam.

Australian Dental J 45 (2000), 246-249.

Chung, K.:

Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites.

Dent Mater 10 (1994), 325-330.

Clelland N.L., S.C. Villarroel, L.A. Knobloch, R.R. Seghi:

Simulated oral wear of packable composites.

Oper Dent 28 (2003), 830-837.

Cox, C.F., A.A. Hafez, N. Akimoto, M. Orsuki, J.C. Mills:

Biological basis for clinical success: pulp protection and the tooth-restoration interface.

Pract Periodont Aesthet Dent 11 (1999), 819-826.

Deliperi, S., D.N. Bardwell:

An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations.

J Am Dent Assoc 133 (2002), 1387-1398.

Dietrich, T., A.C. Lösche, G.M. Lösche, J.F. Roulet:

Marginal adaption of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine.

J Dent 27 (1999), 119-128.

Dietschi D., G.Campanile, J. Holz, J.M. Meyer:

Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study.

Dent Mater 10 (1994), 353-362.

Dijken van, J.W.:

3-year clinical evaluation of a compomer, a resin-modified glassionomer and a resin composite in Class III restorations.

Am J Dent 9 (1996), 195-198.

DIN-Normen:

DIN 4760 Gestaltabweichungen Begriffe Ordnungssystem.

In DIN Deutsches Institut für Normung e.V., (Ed): DIN Taschenbuch 1 Mechanische Technik Grundnormen;

Beuth Verlag GmbH: Berlin, Wien, Zürich (1995), 293-294.

DIN-Normen:

DIN 4768 Ermittlung der Rauigkeitskenngrößen Ra, Rz, Rmax mit elektrischen Tastschnittgeräten Begriffe Messbedingungen.

In DIN Deutsches Institut für Normung e.V., (Ed): DIN Taschenbuch 1 Mechanische Technik Grundnormen;

Beuth Verlag GmbH: Berlin, Wien, Zürich (1995), 295-297.

Dondi dall'Orologio, G., R. Lorenzi, M. Anselmi, V. Opisso:

Dentin desensitizing effects of Gluma Alternare, Health- Dent Desensitizer and Scotchbond Multipurpose.

Am J Dent 12 (1999), 103-106.

Duncalf, W.V., H. F. Wilson:

A comparison of the marginal and internal adaption of amalgam and resin composite restorations in small to moderate-sized Class II preparations of conventional design.

Quintessence Int 31 (2000), 347-352.

Eick, S, E. Glockmann, B. Brandl, W. Pfister:

Adherence of Streptococcus mutans to various restorative materials in a continuous flow system.

J Oral Rehabil 31 (2004); 278-285.

Eide,R., A.B. Tveit:

Finishing and polishing of composites.

Acta Odontol Scand 46 (1988), 307-312.

Eley, B.M.:

The future of dental amalgam: a review of literature. Part I: Dental amalgam structure and corrosion.

Br Dent J 182 (1997), 247-249.

Feinprüf:

Optischer Mikrotaster Focodyn. Produktinformation Feinprüf GmbH, Göttingen (1990).

Ferracane J.L., K.K. Choi, J.R. Condon:

In vitro wear of packable dental composites.

Compend Contin Educ Dent Suppl 25 (1999), 60-66.

Ferracane J.L., J.B. Moser, E. H. Greener:

Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins.

J Prosthet Dent 54 (1985), 483-487.

Fülleman, J., F. Lutz:

Direktes Kompositinlay.

Schweiz Mschr Zahnmed 98 (1988), 759-764.

Goldstein,G.R, S.Wakenine:

Surface roughness evaluation of composite resin polishing techniques.

Quintessence Int 20 (1989), 199-204.

Graf, A., J. Sindel, A. Kern, A. Petschelt:

Influence of surface roughness on strength of machinable materials.

J of Dental Research 77 (1998), 941.

Heath, J.R., J.H. Jordan, D.C. Watts:

The effect of time of trimming on the surface finish of anterior composite resins

J Oral Rehabil 20 (1993), 45-52.

Hellwig E., J. Klimek, T. Attin:

Einführung in die Zahnheilkunde.

3. Auflage (2003) Urban & Fischer München/Jena.

Herrgott, A.-M.L., T.L. Ziemiecki, J.B. Dennison:

An evaluation of different composite resin systems finished with various abrasives.

J Am Dent Assoc, Vol 119 (1989), 729-732.

Hickel, R.:

Moderne Füllungswerkstoffe.

Carl Hanser Verlag München, Dtsch. Zahnärztliche Z 52 (1997), 9.

Hickel, R., B. Klaiber, K. Ott, F. Roulet, G. Schmalz:

Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich.

Gemeinsame Stellungnahme der DGZKM und der DGZ.

Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000), 211-217.

Hickel, R., K.-H. Kunzelmann, P. Lambrechts, J. Pertigao, G. Vanherle, B. Van Meerbeek, R. Frankenberger, J. De Munck:

Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis

Dent Net Masters 3 M Espe Expert Education (2001), 46-67.

Hoelscher, D.C., A.M.L. Neme, F.E. Pink, P.J. Hughes:

The Effect of Three Finishing Systems on Four Esthetic Restorative Materials.

Oper Dent 23 (1998), 36-42.

Hofmann, N., B. Hugo, K. Schubert, B. Klaiber:

Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites.

Clin Oral Invest 4 (2000), 140-147.

Hondrum, S.O., R. Fernandez jr.:

Contouring, finishing and polishing Class 5 restorative materials.

Oper Dent. 22 (1997), 30-36.

Hse, K.M., S.H. Wei:

Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results.

J Am Dent Assoc 128 (1997), 1088-1096.

Imazato, S., H. Tarumi, K. Kobayashi, H. Hiraguri, K. Oda, Y. Tsuchitani:

Relationship between the degree of conversion and internal discoloration of light-activated composite.

Dent Mater 14 (1995), 23-30.

Inokoshi, S., M.F. Burrow, M. Kataumi, T. Yamada, T. Takatsu:

Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials.

Oper Dent 21 (1996), 73-80.

Joniot, S.B., G.L. Gregoire, A.M. Auther, Y.M. Roques:

Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins.

Oper Dent 25 (2000), 311-315.

Jung, M.:

Vergleichende Oberflächenbearbeitung lichthärtender Glasionomerfüllungsmaterialien.

Dtsch Zahnärztl Z 50 (1995), 160-163.

Jung, M.:

Surface Roughness and Cutting Efficiency of Composite Finishing Instruments.

Oper Dent 22 (1997), 98-104.

Jung, M.:

Ausarbeitung und Politur von laborgefertigten Keramik- und Kompositinlays
in vitro und in vivo.

Habilitationsschrift, Giessen (1998)

Jung, M.:

Finishing and polishing of a hybrid composite and heat-pressed glass ceramic.

Oper Dent 27 (2002), 175-183.

Jung, M., M. Baumstieger, J. Klimek:

Effectiveness of diamond-impregnated felt wheels for polishing a hybrid composite.

Clin oral Invest 1 (1997), 71-76.

Jung, M., H. Bruegger, J. Klimek:

Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing.

Oper Dent 28 (2003-A), 816-824.

Jung, M., S. Voit, J. Klimek:

Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing.

Oper Dent 28 (2003-B), 53-59.

Jung, M., O. Wehlen, J. Klimek:

Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in vivo: occlusal surfaces.

Oper Dent 29 (2004), 131-141.

Kanter, J., R.E. Koski, M.S. Bogdan:

How to achieve the best surface polish on composite resins.

CDAJ 11 (1983), 40-44.

Kaplan B.A., G.R. Goldstein, T.V. Vijayaraghavan, I.K. Nelson:

The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: A profilometric and scanning electron microscopy study.

J Prosthet Dent 76 (1996), 34-38.

Kawai, K., M. Urano, S. Ebisu:

Effect of surface Roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans.

J Prosthet Dent 83 (2000), 664-667.

Kawai, K., M. Urano:

Adherence of Plaque Components to different restorative Materials.

Oper Dent 26 (2001), 396-400.

Koczarski, M., A.C. Corredor:

Direct posterior composite restorations: simplified success through a systematic approach.

Pract Proced Aesthet Dent 14 (2002), 87-94.

Kovarik, R.E., J.W. Ergle:

Fracture roughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering.

J Prosthet Dent 69 (1993), 557-560.

Krejci, I:

Zahnfarbene Restaurationen: Qualität, Potential und Indikationen.

Carl Hanser Verlag München Wien (1992), 149-383.

Krejci, I, F. Lutz:

Kompositfüllungen – das 1x1 des Ausarbeitens.

Schweiz Mschr Zahnmed 94 (1984), 1015-1028.

Krejci, I, F. Lutz, R. Boretti:

Resin composite polishing-Filling the gaps.

Quintessence Int 30 (1999), 490-495.

Krejci, I, M. Petrac, F. Lutz:

Wear and marginal adaptation of resin-reinforced glass-ionomer class II restorations.

Acta Med Dent Helv 1 (1996), 117-122.

Kuijs, R.H., W.M. Fennis, C.M. Kreulen, M. Barink, N. Verdonschot:

Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations?

J Dent Res 82 (2003), 967-971.

Kullmann, W.:

Die Oberflächenbeschaffenheit sog. Hybrid-Komposite:

Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 915-921.

Lambrechts, P., M. Braem, G.Vanherle:

Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives.

Oper Dent 12 (1987), 53-78.

Leader, S.A.:

Direct acrylic fillings.

Br Dent J 84 (1948), 214-215.

Leinfelder, K.F.:

Resin restorative systems.

J Am Dent Assoc 128 (1997), 573-581.

Lim, B.S., J.L.Ferracane, R.L. Sakaguchi, J.R.Condon:

Reduction of polymerisation contraction stress for dental composites by two-step light-activation.

Dent Mater 18 (2002), 436-444.

Loguercio, A.D., J.R. De Oliveira Bauer, A. Reis, R.H. Grande:

In vitro mikroleakage of packable composites in Class II restorations.

Quintessence Int 35 (2004), 29-34.

Lösche A.C, G.M. Lösche, J.F. Roulet:

Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse II Kompositfüllungen.

Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994), 590-594.

Lösche G.M., C.M. Neuerburg, J.F. Roulet:

Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse II – Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 48 (1993), 26-30.

Lösche G.M.:

Marginal adaption of Class II composite fillings:guided polymerisation vs reduced light intensity.

J Adhes Dent 1 (1999), 31-39.

Lutz, F., I. Krejci, F. Barbakow:

Restoration quality in relation to wedge-mediated light channeling.

Quintessence Int 23 (1992), 763-767.

Lutz, F., I. Krejci, B. Lüscher, T.R. Oldenburg:

Improved proximal margin adaption of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges.

Quintessence Int 17 (1986-A), 659-664.

Lutz, F., I. Krejci, T.R. Oldenburg:

Elimination of polymerisation stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique.

Quintessence Int 17 (1986-B), 777-784.

Lutz, F., R.W. Phillips:

A classification and evaluation of composite resin systems.

J Prosthet Dent 50 (1983-A), 480-488.

Lutz, F., J.C. Setcos, R.W. Phillips:

New finishing instruments for composite resins.

J Am Dent Assoc 107 (1983-B), 575-580.

Mahr-GmbH:

Betriebsanleitung Perthometer S8P. Oberflächenmessgerät zur Erfassung, graphischen Darstellung, Auswertung und Protokollierung von Oberflächenprofilen.

Göttingen (1991).

Mandikos, M.N., G. P. McGivney, E. Davis, P.J. Bush, J. M. Carter:

A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins.

J Prosthet Dent 85 (2001), 386-395.

Manhart, J., H.Y.Chen, R. Hickel:

The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations.

J Am Dent Assoc 132 (2001-A), 639-645.

Manhart, J., K.H. Kunzelmann, H.Y.Chen, R. Hickel:

Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins.

Dent Mater 16 (2000), 33-40.

Manhart, J., M. Schmidt, H.Y.Chen, K.H. Kunzelmann, R. Hickel:

Marginal Quality of Tooth-Colored Restorations in Class II Cavities after artificial Aging

Oper Dent 26 (2001-B), 357-366.

Marigo, L., M. Rizzi, G.La Torre, G. Rumi:

3-D Surface Profile Analysis:

Different finishing methods for resin composites.

Oper Dent 26 (2001), 562-568.

Martin. N., N. Jedyakiewicz:

Measurement of water sorption in dental composites.

Biomaterials 19 (1998), 73-77.

Marxkors, R., H. Meiners:

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.

3. Auflage (1988), Carl Hanser Verlag München-Wien.

Mehl, A., R. Hickel, K.H. Kunzelmann:

Physical Properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerisation".

J Dent 25 (1997), 321-330.

Meyer, J.M., M.A. Cattani-Lorente, V. Dupuis:

Compomers: between glass-ionomer cements and composites.

Biomaterials 19 (1998), 529-539.

Mierau, H.-D.:

Beziehungen zwischen Plaquebildung, Rauigkeit der Zahnoberfläche und Selbstreinigung.

Dtsch Zahnärztl Z 39 (1984), 691-698.

Mörmann, W., E. Lietha-Elmer, Ch. Meier, F. Lutz:

Oberflächenanalyse von zwei Kompositfüllungsmaterialien nach unterschiedlicher Feinausarbeitung und Endversiegelung

Schweiz Mschr Zahnmed 87 (1977), 667-683.

Mörmann, W., F.Lutz, Z. Curilovic:

Die Bearbeitung von Gold, Keramik und Amalgam mit Composehape-Diamantschleifern und Proxoshape-Interdentalfeilen.

Wissenschaft und Forschung 8 (1983), 1575-1583.

Mullejans, R., M.O. Badawi, W.H. Raab, H. Lang:

An in vitro comparison of metal and transparent matrices use for bonded class II resin composite restorations.

Oper Dent. 28 (2003), 122-126.

Nagarajan, V.S., S. Jahanmir, V.P. Thompson:

In vitro contact wear of dental composites.

Dent Mater 20 (2004), 63-71.

Nagem Filho, H., M.T. D´Azevedo, H.D. Nagem, F.P. Marsola:

Surface Roughness of composite resins after finishing and polishing.

Braz Dent J 14 (2003), 37-41.

Nash R.W., R.A. Lowe, K. Leinfelder:

Using packable composites for direct posterior placement.

J Am Dent Assoc 132 (2001), 1099-1104.

Northeast, S.E., R.van Noort:

Surface characteristics of finished posterior composite resins.

Dent Mater 4 (1988), 278-288.

Oberholzer, T.G., C.H. Pameijer, S.R. Grobler, R.J. Rossouw:

Volumetric polymerisation shrinkage of different dental restorative materials.

SADJ 59 (2004), 8-12.

Pantke, A., D. Schüttler, R.W. Hüttemann, H. Pantke:

Vergleichende Untersuchungen verschiedener Methoden zur Beurteilung von Oberflächenstrukturen präparierter Zähne.

Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 386-391.

Peumans, M., B. van Meerbeek, K. Asscherickx, S. Simon, Y., Abe, P. Lambrechts, gG. Vanherle:

Do condensable composites help to achieve better proximal contacts?

Dent Mater 17 (2001), 533-541.

Pieper, K., G. Meyer, B.Marienhagen, A. Motsch: Eine Langzeitstudie an Amalgam- und Kunststoff-Füllungen.

Dtsch Zahnärztl Z 46 (1991), 222-225.

Pratten, D.H., G.H. Johnson:

An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite.

J Prosthetic Dent 60 (1988), 154-158.

Puppula, R., A. Hedge, A.K. Munshi:

Laser and light cured composite resin restorations: In- vitro comparison of isotope and dye penetrations.

J Clin Pediatr Dent 20 (1996), 213.

Quirynen, M.:

The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intraoral hard substantia on the microbiology of the supra- and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments.

J Dent 22 (1994), 13-16.

Quirynen, M., C.M.L. Bollen:

The influence of surface roughness and surface free energy on supra- and subgingival plaque formation in man.

J Clin Periodontol 22 (1995), 1-14.

Quirynen, M., Bollen, C.M.L., W. Papaioannou, J. Van Eldere, D. van Steenberghe:

The influence of titanium abutments surface roughness on plaque and gingivitis.

Short-term observations.

Int J Oral & Maxillifac Implants 11 (1996), 169-178.

Quirynen, M., M. Marechal, H.J. Busscher, A.H. Weerkamp, P.L. Darius, D. van Steenberghe:

The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation.

J Clin Periodontol 17 (1990), 138-144.

Rastelli F.P., R. de Sousa Vieira, M.C. Souza Rastelli:

Posterior composite restorations in primary molars: an in vivo comparison of three restorative techniques.

J Clin Pediatr Dent 25 (2001), 227-230.

Ratanapridakul, K., F. Leinfelder, J. Thomas:

Effect of finishing on the in vivo wear rate of a posterior composite resin.

J Am Dent Assoc 118 (1989), 333-335.

Reis, A.F., M. Giannini, J.R. Lovadino, G.M. Ambrosano:

Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins.

Dent Mater 19 (2003), 12-18.

Reis, A.F., M. Giannini, J.R. Lovadino, C.T. Santos Dias:

The effect of six polishing systems on the roughness of two packable resin-based composites.

J Am Dental Assoc 15 (2002), 193-197.

Ritter v., A.:

Posterior resin-based composite restorations: clinical recommendations for optimal success.

J Esthet Restor Dent 13 (2001), 88-99.

Roeder, L.B., W.H. Tate, J.M. Powers:

Effect of Finishing and Polishing Procedures on the Surface Roughness of Packable Composites.

Oper Dent 25 (2000), 534-543.

Roulet J.F., T. Hirt, F.Lutz :

Surface roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites.

J Oral Rehab 11 (1984), 499-509.

Satou, N., A.M. Khan, I. Matsumae, J. Satou, H. Shintani:

In vitro color change of composite-based resins.

Dent Mater 5 (1989), 384-387.

Schmid, O., I. Kreijci, F. Lutz:

Ausarbeitung von adhäsiven zahnfarbenen Inlays aus Komposit und Keramik.

Schweiz Mschr Zahnmed 101 (1991), 177-184.

Schmidlin, P.R., B. Sener, F. Lutz:

Cleaning and polishing efficiency original efficacy of abrasive-bristle brushes and prophylaxis paste on resin composite materials in vitro.

Quintessence Int 33 (2002), 691-699.

Seghi, R.R., M.D. Gritz, J. Kim:

Colometric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerisation.

Dent Mater 6 (1990), 133-137.

Sen, D., G. Goller, H. Issever:

The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins.

J Prosthet Dent 88 (2002), 527-532.

Setcos, J.C., B. Tarim, S. Suzuki:

Surface finish produced on resin composite by new polishing systems.

Quintessence Int 30 (1999), 169-173.

Shintani,H., J. Satou, N. Satou, T.I. Hayashihara:

Effects of various finishing methods on staining and accumulation of Streptococcus mutans HS-6 on composite resins.

Dent Mater 1 (1985), 225-227.

Small B.W.:

Direct resin composites for 2002 and beyond.

Gen Dent 50 (2002), 30-33.

Small, K.L., M.H. Goldfogel, S.M. Newman:

Effectiveness of reciprocal- action instrumentation for polishing composite resin: An in vitro study.

J Esthet Dent 4 (1992), 208-215.

Sorensen, J.A.:

A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems.

J Prosthet Dent 62 (1989), 264-269.

Stoll, R., K. Kook, K.-H. Kunzelmann, P.Zöfel, V. Stachniss:

Influence of a high speed polymerization method of the marginal integrity of composite fillings in class-II cavities.

Clin Oral Invest 4 (2002), 42-49.

Taktekin D.A., F.C. Yanikoglu, F.O. Bozkurt, B. Kologlu, H. Sur:

Selected characteristics of an Ormocer and conventional hybrid resin composite.

Dent Mater 20 (2004), 487-497.

Tate, W.H., E.J. DeSchepper, M.A.E. Cody, T. Cody:

Quantitative Analysis of six Composite Polishing Techniques on a Hybrid Composite Material.

J Esthet Dent 4 (1992), 30-32.

Tate, W.H., J.M.Powers:

Surface Roughness of Composites and Hybrid Ionomers.

Oper Dent 21 (1996), 53-58.

Tjan, H.L., C.A. Chan:

The polishability of posterior composites.

J Prosthetic Dent 61 (1989), 138-146.

Turssi, C.P., J.L. Ferracane, M.C. Serra:

Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures.

Dent Mater 21 (2005), 641-648.

Um, C.M., I.E. Ruyter:

Staining of resin based veneering materials with coffee and tea.

Quintessence Int 22 (1991), 377-386.

Unterbrink, G.L., W.H. Liebenberg:

Flowable resin composites as „filled adhesives“: literature review and clinical recommendations.

Quintessence Int 30 (1999), 249-257.

Versluis A., W.H. Douglas, M. Cross, R.L. Sakaguchi:

Does an incremental filling technique reduce polymerisation shrinkage stresses?

J Dent Res 75 (1996), 871-878.

Versluis A., D. Tantbirojn, W.H. Douglas :

Do dental composites always shrink toward the light?

J Dent Res 77 (1998), 1435-1445.

Wang L., F.C. Garcia, P. Amaranta de Araujo, E.B. Franco, R.F. Mondelli:

Wear resistance of packable resin composites after simulated toothbrushing tests.

J Esthet Restor Dent 16 (2004), 303-314.

Whitehead, S.A., N.H.F. Wilson:

The nature and effects of composite finishing pastes.

J Dent 17 (1989), 234-240.

Whitehead, S.A., N.H.F. Wilson, D.C. Watts:

The effects of approximal finishing strips.

Restor Dent (1990), 20-29.

Whitehead, S.A., A.C. Shearer, D.C. Watts, N.H.F. Wilson:

Comparison of two stylus methods for measuring surface texture.

Dent Mater 15 (1999), 79-86.

Wilder A.D., K.N. May, S.C. Bayne, D.F. Taylor, K.F. Leinefelder:

Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations.

J Esthet Dent 11 (1999), 135-142.

Willems, G., P. Lambrechts, M. Braem, M. Vuylsteke-Wauters, G. Vanherle:

The surface Roughness of Enamel-to-Enamel Contact Areas compared with the Intrinsic Roughness of Dental resin Composites.

J Dent Res 70 (1991), 1299-1305.

Wilson, E.G., M. Mandrajieff, T. Brindock:

Controversies in posterior composite resin restorations.

Dent Clin North Am 34 (1990), 27-44.

Wilson F., J.R. Heath, D.C. Watts:

Finishing composite restorative materials.

J Oral Rehabil 17(1990), 79-87.

Winkler, M.M., B.K. Moore:

Correlations of bond strength with surface roughness using a new roughness measurement technique.

Dent Mater 10 (1994), 222-229.

Wirz, J., A. Amberg, F. Schmidli:

Polierbarkeit nichtmetallischer Werkstoffe.

Quintessenz 44 (1993), 1685-1695.

Yap, A.U., K.W. Lye, C.W. Sau:

Surface Characteristics of Tool-colored Restoratives Polished Utilizing Different Polishing Systems.

Oper Dent 22 (1997), 260-265.

Yip, H.K., D.K. Li, D.C. Yau:

Dental amalgam and human health.

Int Dent J 53 (2003), 464-468.

Zissig A.J., G.L.Polyzois, S.A. Yannikalis, A. Harrison:

Roughness of dental materials: a comparative study.

Int J Prosthodont 13 (2000), 136-140.

10. Anhang

10.1 Charakterisierung des verwendeten Kompositmaterials

Tabelle 1: Bestandteile des Feinpartikelhybridkomposites Herculite XRV

Kompositmatrix*	Bis-GMA TEGDMA EBADMA
Füllerart und -größe*	bedampftes SiO ₂ Zinkoxyd TiO ₂ Ba-Al-Borosilikatglas 0,3-0,6 µm
Gew% der Füllerpartikel**	78
Vol% der Füllerpartikel**	59
Vickershärte***	82 (VHN 0,5/30)

*Produktinformation Kerr/Karlsruhe, **Manhart et al. (2001-A)

***Hofmann et al. (2000)

Tabelle 2: Verwendete Schmelz- und Dentinmassen

Herculite XRV	Farbe	Chargennummer
Schmelzmasse	A2	3604-22860
	A3	3604-22861
	A3,5	3604-22862
	B2	3604-22865
	B3	3604-22866
	B4	3604-22867
Dentinmasse	A3	3604-22875
	B1	3604-22878
	B4	3604-22388

10.2 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der quantitativen Untersuchungen

Tabelle 3: Ergebnisse der quantitativen Untersuchung der okklusalen Oberflächen nach der Politur

Zahn	Lage	Meth., okkl.	RZ, okkl.	RA, okkl.
1	1	2	3,8	1,0
2	1	1	7,7	1,9
3	1	3	1,8	0,4
4	1	4	4,0	1,1
5	1	4	4,7	1,4
6	1	3	5,3	1,0
7	1	1	2,5	0,6
8	1	2	6,8	1,6
9	1	2	6,9	1,8
10	1	1	10,2	2,4
11	1	2	2,7	0,6
12	1	3	3,1	0,6
13	1	4	1,7	0,6
14	1	4		
15	1	4	7,6	1,5
16	1	2	5,8	1,4
17	1	3	3,6	1,0
18	1	3	6,8	1,5
19	1	1	1,4	0,5
20	1	1	4,2	0,7
21	1	3	1,1	0,5
22	1	4	2,7	0,8
23	1	4	5,3	1,6
24	1	4	2,8	0,8
25	1	2	5,0	1,3
26	1	3	5,3	1,3
27	1	3	2,4	0,7
28	1	4		
29	1	4	6,4	1,4
30	1	3	2,3	0,9
31	1	2	3,1	1,0
32	1	1	1,3	0,4
33	1	1		
34	1	2		
35	1	1	4,0	1,0
36	1	2	1,8	0,7
37	1	3	4,9	1,1
38	1	2	6,6	1,6
39	1	1	2,8	0,8
40	1	1	2,5	0,5

Fortsetzung Tabelle 3: Ergebnisse der quantitativen Untersuchung der okklusalen Oberflächen nach der Politur

Zahn	Lage	Meth., okkl.	RZ, okkl.	RA, okkl.
41	2	1	6,0	1,4
42	2	3	5,0	1,2
43	2	1	4,2	1,2
44	2	4	4,5	1,3
45	2	2	1,5	0,4
46	2	2	5,2	1,5
47	2	3	7,6	1,7
48	2	4		
49	2	2	4,8	1,2
50	2	1	6,7	1,6
51	2	1	4,3	0,9
52	2	2	4,3	0,9
53	2	3	3,7	1,1
54	2	3	2,1	0,6
55	2	1	3,6	1,1
56	2	4	4,2	0,9
57	2	3	3,9	1,3
58	2	3	3,9	1,0
59	2	3	2,1	0,7
60	2	3	2,8	0,5
61	2	4	4,3	2,3
62	2	4	7,3	1,9
63	2	4	1,4	0,5
64	2	4	6,7	1,7
65	2	1	5,4	1,4
66	2	1	5,1	1,3
67	2	2	5	1,3
68	2	1	6,7	1,6
69	2	2	2,3	0,6
70	2	4	3,5	0,8
71	2	1	2,9	0,8
72	2	2	3	0,8
73	2	4	2,8	0,6
74	2	1	3,3	0,9
75	2	2	7,2	1,5
76	2	2	7,1	1,7
77	2	3	3,5	0,8
78	2	4	4,4	1,0
79	2	2	1,7	0,8
80	2	3	2,2	0,6

Tabelle 4: Ergebnisse der quantitativen Untersuchung der approximal-zervikalen Oberflächen nach der Bearbeitung

Zahn	Lage	Meth., appr.	RZ, appr.	RA, appr.
1	1	6	2,3	0,5
2	1	7	1,6	0,4
3	1	6		
4	1	7	1,1	0,2
5	1	8	1,5	0,3
6	1	5		
7	1	5		
8	1	6	1,2	0,3
9	1	6	4,1	1,0
10	1	5		
11	1	5	2,1	0,5
12	1	7		
13	1	8	2,7	0,5
14	1	5		
15	1	7		
16	1	7		
17	1	6		
18	1	7		
19	1	6		
20	1	8	1,5	0,4
21	1	7	1,1	0,3
22	1	6	1,2	0,4
23	1	5		
24	1	8	1,3	0,3
25	1	8		
26	1	8	1,5	0,4
27	1	8		
28	1	7		
29	1	6	1,2	0,3
30	1	8	1,2	0,2
31	1	7	1,6	0,3
32	1	5		
33	1	5		
34	1	7		
35	1	8	1,6	0,3
36	1	6	1,7	0,4
37	1	5	1	0,2
38	1	6		
39	1	5		
40	1	8	0,4	0,1

Fortsetzung Tabelle 4: Ergebnisse der quantitativen Untersuchung der approximal-zervikalen Oberflächen nach der Bearbeitung

Zahn	Lage	Meth.,appr.	RZ, appr.	RA, appr.
41	2	8	1,6	0,4
42	2	6	2,2	0,5
43	2	8	2,8	0,6
44	2	6	2	0,4
45	2	8	1,2	0,2
46	2	6		
47	2	5	1,9	0,5
48	2	8	0,6	0,1
49	2	5		
50	2	5	1,7	0,4
51	2	7	1,2	0,3
52	2	5	1,7	0,4
53	2	8		
54	2	5	2	0,5
55	2	7	2,6	0,6
56	2	7	2,1	0,5
57	2	7		
58	2	7	1,6	0,3
59	2	7	3,6	0,9
60	2	5	1,5	0,3
61	2	7		
62	2	5		
63	2	8	2	0,5
64	2	5		
65	2	6		
66	2	5		
67	2	6	1,5	0,4
68	2	7		
69	2	7	1,6	0,3
70	2	6		
71	2	8		
72	2	8	1,2	0,2
73	2	8	2,5	0,6
74	2	5		
75	2	6	1,2	0,3
76	2	7		
77	2	8		
78	2	6		
79	2	6	1,8	0,4
80	2	6	0,9	0,2

Legende:**Lage:**

1=Prämolarenregion

2=Molarenregion

Methode, okklusal:

1=Diafix-oral

2=Two Striper MPS

3=Silikonpolierer P 403-W

4=Hawe Occlubrush

Methode, approximal-zervikal:

5=Diamantierte Streifen

6=Proxoshapefeilen

7=Sof-Lex-Streifen

8=Hawe Elastrips

quantitative Messwerte Rz und Ra:Rz=gemittelte Rautiefe in μm Ra=Mittenrauwert in μm **freie Zeilen:**

Fehlende Werte aufgrund nicht zur Untersuchung geeigneter Proben

10.3 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der qualitativen Untersuchungen

Tabelle 5: Ergebnisse der qualitativen Untersuchung der okklusalen Oberflächen nach der Politur

Zahn	Lage	Meth., okkl.	Übersicht (Ü)	Detail			Gesamt
				R1	R2	R3	
1	1	2	2	35	13	0	48
2	1	1	1	30	5	6	41
3	1	3	1	25	6	17	48
4	1	4	1	11	11	4	26
5	1	4	1	48	0	0	48
6	1	3	1	3	5	0	8
7	1	1	1	34	5	5	44
8	1	2	1	14	28	0	42
9	1	2	1	23	17	2	42
10	1	1	2	33	13	0	46
11	1	2	1	43	5	0	48
12	1	3	1	43	0	5	48
13	1	4	2	31	10	6	47
14	1	4	2	17	18	11	46
15	1	4	2	18	7	22	47
16	1	2	1	35	0	0	35
17	1	3	2	44	0	0	44
18	1	3	3	3	3	0	6
19	1	1	1	15	29	4	48
20	1	1	1	28	9	10	47
21	1	3	1	31	14	0	45
22	1	4	1	48	0	0	48
23	1	4	1	2	13	33	48
24	1	4	2	12	20	13	45
25	1	2	1	15	8	25	48
26	1	3					
27	1	3					
28	1	4	2	45	0	0	45
29	1	4	2	2	13	17	32
30	1	3	1	26	12	10	48
31	1	2	1	17	25	0	42
32	1	1	1	46	2	0	48
33	1	1					
34	1	2					
35	1	1	1	17	20	10	47
36	1	2	1	22	14	10	46
37	1	3	1	40	8	0	48
38	1	2	1	31	13	2	46
39	1	1	1	12	24	10	46
40	1	1	2	27	17	0	44

Fortsetzung Tabelle 5: Ergebnisse der qualitativen Untersuchung der okklusalen Oberflächen nach der Politur

Zahn	Lage	Meth., okkl.	Übersicht (Ü)	Detail			Gesamt
				R1	R2	R3	
41	2	1	2	45	0	0	45
42	2	3	2	18	12	0	30
43	2	1	1	29	8	1	38
44	2	4	1	3	2	31	36
45	2	2	1	0	0	36	36
46	2	2					
47	2	3	1	35	0	8	43
48	2	4	2	32	3	13	48
49	2	2	1	29	10	5	44
50	2	1					
51	2	1	1	18	20	6	44
52	2	2	1	48	0	0	48
53	2	3	1	19	29	0	48
54	2	3	1	4	39	5	48
55	2	1	1	45	0	0	45
56	2	4	2	16	32	0	48
57	2	3	1	20	4	19	43
58	2	3	1	7	18	22	47
59	2	3	1	27	18	0	45
60	2	3	1	0	46	2	48
61	2	4	2	9	24	14	47
62	2	4	2	26	15	6	47
63	2	4	1	20	28	0	48
64	2	4	2	29	1	18	48
65	2	1	1	7	18	23	48
66	2	1	1	28	8	8	44
67	2	2	1	6	7	0	13
68	2	1	2	13	16	19	48
69	2	2	1	28	20	0	48
70	2	4	1	31	4	6	41
71	2	1	1	29	11	8	48
72	2	2	1	16	23	9	48
73	2	4	1	17	13	18	48
74	2	1	1	25	14	0	39
75	2	2	1	29	19	0	48
76	2	2	1	13	6	29	48
77	2	3	1	3	17	24	44
78	2	4	2	33	11	0	44
79	2	2	1	5	35	7	47
80	2	3	1	28	17	0	45

Tabelle 6: Ergebnisse der qualitativen Untersuchung der approximal-zervikalen Oberflächen nach der Bearbeitung

Zahn	Lage	Meth., appr.- zervikal	Detail			Gesamt
			R1	R2	R3	
1	1	6	0	5	8	13
2	1	7				
3	1	6	23	23	0	46
4	1	7	0	3	3	6
5	1	8	10	19	0	29
6	1	5	0	0	11	11
7	1	5	0	0	3	3
8	1	6	15	19	0	34
9	1	6	0	0	20	20
10	1	5	40	2	0	42
11	1	5	0	0	17	17
12	1	7	31	14	0	45
13	1	8	30	2	14	46
14	1	5	7	1	32	40
15	1	7	13	20	14	47
16	1	7				
17	1	6	5	8	29	42
18	1	7	0	5	0	5
19	1	6	0	2	32	34
20	1	8	0	0	38	38
21	1	7	0	4	39	43
22	1	6	34	10	2	46
23	1	5				
24	1	8	3	0	26	29
25	1	8				
26	1	8				
27	1	8				
28	1	7				
29	1	6	0	0	28	28
30	1	8	15	18	12	45
31	1	7	14	15	19	48
32	1	5				
33	1	5				
34	1	7				
35	1	8	11	0	0	11
36	1	6	0	4	44	48
37	1	5	6	6	0	12
38	1	6	0	3	33	36
39	1	5	20	9	16	45
40	1	8	34	10	4	48

Fortsetzung Tabelle 6: Ergebnisse der qualitativen Untersuchung der approximal-zervikalen Oberflächen nach der Bearbeitung

Zahn	Lage	Meth., appr.- zervikal	Detail			Gesamt
			R1	R2	R3	
41	2	8	10	6	26	42
42	2	6	0	0	17	17
43	2	8	19	11	10	40
44	2	6	3	0	45	48
45	2	8	21	17	3	41
46	2	6				
47	2	5	0	2	18	20
48	2	8	18	11	11	40
49	2	5				
50	2	5				
51	2	7	0	5	43	48
52	2	5	22	4	10	36
53	2	8	38	0	3	41
54	2	5	0	10	21	31
55	2	7	34	8	3	45
56	2	7	2	1	28	31
57	2	7	6	7	33	46
58	2	7	5	4	20	29
59	2	7	0	8	0	8
60	2	5	9	12	23	44
61	2	7	0	29	15	44
62	2	5	19	0	3	22
63	2	8	0	8	7	15
64	2	5	39	6	3	48
65	2	6				
66	2	5	13	12	23	48
67	2	6	18	3	26	47
68	2	7	11	16	5	32
69	2	7	11	0	0	11
70	2	6	4	4	26	34
71	2	8	0	4	0	4
72	2	8	21	18	6	45
73	2	8	9	12	11	32
74	2	5	14	4	30	48
75	2	6	8	11	17	36
76	2	7	34	4	0	38
77	2	8				
78	2	6				
79	2	6	11	23	0	34
80	2	6	29	19	0	48

Legende:**Lage:**

1=Prämolarenregion

2=Molarenregion

Methode, okklusal:

1=Diafix-oral

2=Two Striper MPS

3=Silikonpolierer P 403-W

4=Hawe Occlubrush

Methode, approximal-zervikal:

5=Diamantierte Streifen

6=Proxoshapefeilen

7=Sof-Lex-Streifen

8=Hawe Elastrips

Übersicht (Übersichtsaufnahmen) der Kategorie Ü1-Ü3:

Ü1= runde Konturen

Ü2= wenige kantige Übergänge/einzelne zerklüftete Areale

Ü3= überwiegend kantige Übergänge/ zahlreiche zerklüftete Areale

Detail (Detailaufnahmen) der Rauigkeitskategorie R1-R3:

R1= ausgewertete Felder mit Einstufung der Rauigkeit= glatt/homogen

R2= ausgewertete Felder mit Einstufung der Rauigkeit= geringe Rauigkeit

R3= ausgewertete Felder mit Einstufung der Rauigkeit= starke Rauigkeit

Gesamt:

Gesamtzahl aller auswertbaren Felder

freie Zeilen:

Fehlende Werte aufgrund nicht zur Untersuchung geeigneter Proben

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten 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.

Für die Überlassung des Themas dieser Studie danke ich Herrn Prof. Dr. Klimek.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Jung für die vorzügliche und freundliche Betreuung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Herrn Magdowsky danke ich für die ausführliche Einarbeitung am Rasterelektronenmikroskop. Ebenso möchte ich mich herzlich bei Herrn Bethge für die Unterstützung bei der Entwicklung der REM-Aufnahmen bedanken.

Eine große Hilfe bei der prüfstatistischen Auswertung der Daten war Herr Pabst vom Institut für Medizinische Informatik.

Mein Dank gilt ferner meinem Ehemann Kai für die Unterstützung und stetige Motivation während der Durchführung dieser Arbeit und besonders meinen Kindern Lydia und Jonas, die auf viele gemeinsame Stunden mit mir verständnisvoll verzichtet haben.

Lebenslauf

Name: Katrin Hornung

Geburtstag: 25. Februar 1965

Geburtsort: Cottbus

Familienstand: verheiratet mit Kai Hornung, Zahnarzt
zwei Kinder (Tochter Lydia Hendrikje Hornung, Sohn Jonas Hornung)

Eltern: Dr. Ralf Kramer, Arzt
Marianne Kramer, geb. Nawrocki, Krankenschwester

Geschwister: Karsten Kramer, Arzt

Ausbildung: 1971-1979 Polytechnische Oberschule „Gerhart Hauptmann“
Werdau
1979-1983 Erweiterte Oberschule „Alexander v. Humboldt“
Werdau
Juli 1983 Abitur
09/1983-08/1984 humanmedizinisches Vorpraktikum im Kreiskrankenhaus Werdau, Assistenz im Dentallabor und in der Poliklinik für Zahnheilkunde Werdau
1984-1989 Studium der Zahnheilkunde an der Friedrich Schiller-Universität Jena
07/1989 Staatsexamen und Verteidigung einer Diplomarbeit zum Thema „Die Osteomyelitis und Osteoradionekrose des Kieferknochens“
08/1989 Approbation zur Zahnärztin

Beruflicher Werdegang: 09/1989-11/1989 Zahnärztin in der Poliklinik der Stadt Jena und Hospitation in der Abteilung für Parodontologie der Friedrich-Schiller-Universität Jena
05/1990-12/1990 Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. Edwin Hofmann Bad Hersfeld
06/1991-06/1995 Leiterin der Bundeswehrzahnarztgruppe in Sontra
Seit 11/1995 niedergelassen in eigener Zahnarztpraxis in Langgöns, Obergasse 54

Tätigkeitsschwerpunkte: Parodontologie, Kieferorthopädie, ästhetische Zahnheilkunde