



Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde

Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

**Eigenschaften von Kompositen
zum Stumpfaufbau hinsichtlich
Verschleiß und Beschleifbarkeit**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von

FEKRY SITO

aus Arbil/Irak

Hamburg 2008

Angenommen von der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg am: 19.05.2008

Veröffentlicht mit Genehmigung
der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, die Vorsitzende: Prof. Dr. U. Platzer

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter: PD Dr. H. Seedorf

Prüfungsausschuss, 3. Gutachter: PD Dr. P. Schmage

Inhaltsverzeichnis		Seite
1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	4
2.1	Anforderungen an den Stumpfaufbau	4
2.2	Konzepte und Materialien zum Stumpfaufbau	5
2.3	Bewertungen von Aufbaumaterialien	11
2.4	Kompositeigenschaften hinsichtlich des Verschleißes	13
2.5	Kompositeigenschaften hinsichtlich der Beschleifbarkeit	19
3	ZIEL DER UNTERSUCHUNG	22
4	MATERIAL UND METHODEN	22
4.1	Versuchsdesign	22
4.2	Materialien	24
4.3	Herstellung der Prüfkörper	26
4.3.1	Vorbereitung der Prüfkörper für die Abrasionsversuche	26
4.3.2	Vorbereitung der Prüfkörper für die Beschleif-Untersuchung	32
4.4	Versuchsdurchführung	34
4.4.1	Härtemessung	34
4.4.2	Abrasionstest	35
4.4.3	Untersuchung der Beschleifdauer	40
4.4.4	Messung der Rautiefen	41
4.4.5	Rasterelektronenmikroskopische Oberflächenanalyse	42
4.5	Statistische Auswertung	42
5	ERGEBNISSE	43
5.1	Ergebnisse der Härtemessung nach Vickers	43
5.2	Ergebnisse der Verschleißmessung nach ACTA	46
5.3	Oberflächenrauigkeit nach ACTA	50
5.3.1	Mittenrautiefe R_A	50
5.3.2	Gemittelte Rautiefe R_Z nach ACTA	52
5.3.3	Maximalrautiefe R_{max} nach ACTA	55

5.4	Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Materialoberflächen vor und nach ACTA	57
5.5	Beschleifdauer der Aufbaumaterialien und Dentin	65
5.6	Vergleich der Rauigkeiten nach Beschleifen und Abrasion der Aufbaumaterialien	68
5.6.1	Mittenrautiefe R_A	68
5.6.2	Gemittelte Rautiefe R_Z nach Beschleifen und ACTA	71
5.6.3	Maximalrautiefe R_{max} nach Beschleifen und ACTA	74
6	DISKUSSION	77
6.1	Diskussion der Verschleißergebnisse	77
6.2	Diskussion der Beschleifergebnisse	82
7	SCHLUSSFOLGERUNGEN	86
8	ZUSAMMENFASSUNG	88
9	LITERATURVERZEICHNIS	91
10	DANKSAGUNG	101
11	LEBENS LAUF	102
12	BESTÄTIGUNG	103

Meiner Frau Ilham und meinem Sohn Raman Sito
in Liebe und Dankbarkeit gewidmet

1 EINLEITUNG

Ausgedehnte koronale Zahnschubstanzdefekte werden üblicherweise mittels Überkronung versorgt. Vor der Restauration muss die zerstörte koronale Zahnschubstanz zuerst mit einem geeigneten Stumpfufbaumaterial ergänzt werden, bevor die Zähne als Kronenstumpf präpariert und die prothetische Rekonstruktion angefertigt werden kann (PAUL & SCHÄRER 1996, O`KEEFE & POWERS 2001, GÖRÜCÜ et al. 2006).

Die Aufbaufüllung hat die Aufgabe, den zerstörten Anteil des Zahnes wiederherzustellen. Gleichzeitig soll die Pulpa vor chemischen, mechanischen sowie thermischen Einflüssen geschützt werden, weshalb das Aufbaufüllungsmaterial gute Biokompatibilität und geringe thermische Leitfähigkeit besitzen soll. Vom Aufbaufüllungsmaterial wird außerdem gefordert, dass es dauerhaft eine ausreichende Festigkeit und Stabilität unter der Krone behält sowie eine gute Haftfestigkeit zum Dentin herstellt. Neben der Stabilisierung der Restzahnschubstanz dient der Aufbau des Stumpfes dazu, unregelmäßige Defekte auszublocken, so dass eine ideale Präparation des Stumpfes entsprechend den Präparationsrichtlinien und eine präzise Abformung möglich sind (CHRISTENSEN 1996, IBBETSON 2002, RZANNY et al. 2004, DGZMK-Stellungnahme 2005). Um die Präparation gleichmäßig durchzuführen, ist es sinnvoll, wenn sich das Aufbaumaterial und das Dentin ähnlich beschleifen lassen. Weiterhin ist es wünschenswert, dass dabei eine gewisse Rauigkeit erzeugt wird, die für die Zementhaftung günstig ist, ohne den Zementabfluss zu behindern (CHRISTENSEN 1999).

Die Empfehlungen für den Stumpfufbau werden nach vitalen und endodontisch behandelten Zähnen sowie nach geringen und ausgedehnten Defekten untergliedert (PAUL & SCHÄRER 1996, DGZMK-Stellungnahmen 2003b und 2005). Für den Stumpfufbau vitaler Zähne wurden bis vor wenigen Jahren zumeist Zinkphosphatzement und Glaspolyalkenoatzement empfohlen (RZANNY et al. 2002). Diese Zemente haften weitgehend mechanisch an der Zahnschubstanz und verhalten sich beim Beschleifen weicher als Dentin (LASSON 2005). Für geringe Schubstanzdefekte haben sie ihre Berechtigung behalten. Endodontisch behandelte Zähne wurden bereits früher mit autopolymerisierenden Hybridkompositen gefüllt (CHRISTENSEN 1999). Dadurch sollten die in ihrer Stabilität geschwächten, frakturanfälligen Zähne besser rekonstruiert werden,

auch wenn damit nicht die ursprüngliche Stabilität des Zahnes wiederhergestellt werden konnte (KOBÄ 2005). Inzwischen haben sich sowohl für vitale als auch für devitale Zähne zum Aufbau von ausgedehnten Zahnschubstanzdefekten vor einer Überkronung Kompositmaterialien etabliert (DUKE 2000, STÖBER & RAMMELSBURG 2005, LUTHARDT 2004, DGZMK-Stellungnahme 2003b und 2005). Ihre Vorteile bestehen in einer dem Dentin ähnlichen Härte und entsprechenden Beschleifeigenschaften des Aufbaumaterials. Zudem sollen durch den chemischen Haftverbund des Dentinadhäsivs ein mikrobielles Leakage in die Kavität vermieden sowie höhere Haftfestigkeiten zwischen Aufbaumaterial und Dentin erzeugt werden, wodurch die fraktur anfällige Restzahnschubstanz bei ausgedehnten Defekten besser geschützt wird (BOLHUIS et al. 2001, FRANKENBERGER 2002, DGZMK-Stellungnahme 2005).

Mitunter wird erst während der Behandlung eines Zahnes mit ausgedehntem koronalen Schubstanzdefekt klar, dass die Indikation für eine Füllungstherapie überschritten und eine Überkronung indiziert ist. Der Patient wird überraschend mit der Therapieplanänderung konfrontiert. Der Defekt wird dann in derselben Behandlung mit einem geeigneten Aufbaumaterial rekonstruiert, um idealerweise in der nächsten Sitzung die Kronenpräparation durchführen zu können. Ökonomisch wäre es weder sinnvoll, zunächst ein Provisorium anzufertigen, das später wieder ausgetauscht werden müsste, noch ein definitives Seitenzahnkomposit für den Aufbau zu verwenden. Allerdings werden in der Praxis nicht alle Zähne, bei denen die Indikation für eine Überkronung gestellt wurde und die entsprechend mit einem Stumpfaufbaukomposit rekonstruiert wurden, unverzüglich mit einer Krone versorgt (CREUGERS et al. 2005). Aus verschiedensten Gründen kann sich die Anfertigung der Krone verzögern, weil beispielsweise erst eine Parodontalbehandlung durchgeführt werden muss, oder der Patient schiebt die Überkronung auf, so dass dann die Aufbaukomposite über längere Zeit der Kaubelastung und dem Mundmilieu ausgesetzt sind.

Sowohl Zahnhartsubstanz als auch Aufbau- und Füllungsmaterialien verschleifen physiologisch im Mund durch Nahrungsaufnahme und antagonistische Zahnkontakte (CHRISTENSEN 2000b, GRAF 2001). Die Abrasion wird durch pathologische Vorgänge wie z.B. Bruxismus verstärkt (KON et al. 2006). Wenn das Aufbaumaterial weniger widerstandsfähig gegen Verschleiß ist als die Zahnhartsubstanz, kommt es zu einer Stufenbildung zwischen Zahn und

Restaurationsmaterial. Infolgedessen sinkt u.U. die Okklusionsebene ab. Andererseits kann auch durch eine zu geringe Abrasivität der Materialien, wie beispielsweise bei Keramik, der Antagonist beschädigt werden (WASSELL et al. 2002). Mittels ACTA-Abrasionstests werden üblicherweise In-vitro-Verschleißuntersuchungen durchgeführt (ROSENTRITT et al. 2003, HEINTZE et al. 2006). Dabei interessieren ebenfalls die Oberflächenrauigkeiten der Materialien nach Verschleiß, da eine zunehmende Rauigkeit die Plaqueakkumulation verstärken und das Risiko der Sekundärkariesbildung erhöhen würde (QUIRYNEN & BOLLEN 1995). Für definitive Restaurationsmaterialien liegt eine Vielzahl von Abrasionsstudien vor, für Aufbaumaterialien fehlen diese Erfahrungen jedoch (FERRACANE 2006).

Ungeklärt ist bislang, welche Auswirkungen eine Verzögerung der Präparation des aufgebauten Zahnes hat und wie stark sich die verschiedenen Aufbaumaterialien abnutzen. Eine fehlende Langzeitstabilität der Aufbaukomposite würde durch Bisslagenveränderung, Mikroleakage bzw. Sekundärkariesbildung und Bruchgefahr der Restzahnschubstanz die klinische Situation verschlechtern (SHILLINGBURG et al. 1985, KHERA et al. 1990, MJÖR & MOFFENETTI 2000, RZANNY et al. 2004, KOBAYASHI 2005). Die Relevanz dieser Frage resultiert aus der gängigen Praxis, Zähne mit Aufbaufüllungen zu versehen, auch wenn der Zeitpunkt noch nicht bekannt und die Finanzierung der Überkronung noch nicht gesichert ist. Fraglich bleibt, ob in Fällen, in denen die Weiterversorgung des aufgebauten Zahnes ungeklärt ist, die Verwendung eines Aufbaukomposites empfohlen werden kann. Darüber hinaus soll anhand der Beschleifeigenschaften der verschiedenen Aufbaumaterialien untersucht werden, welche Produkte aus der Vielzahl der angebotenen Materialien präferiert werden sollten (STOBER & RAMMELSBURG 2005). Durch Produktmodifikationen, wie z.B. der Veränderung der Fließfähigkeit, ist die Übertragbarkeit früherer Untersuchungen nicht eindeutig geklärt (LASSON 2005).

In der vorliegenden Untersuchung sollten zehn Aufbaukomposite unter standardisierten Bedingungen hinsichtlich ihrer Härte, ihres Verschleißes und ihrer Oberflächenrauigkeit mit zwei Glaspolyalkenoatzementen und vier definitiven Seitenzahnkompositen verglichen sowie ihre Beschleifeigenschaften im Vergleich zum Dentin bestimmt werden.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Anforderungen an den Stumpfaufbau

Aufbaufüllungen ersetzen durch Karies oder Trauma verlorengegangene Zahnhartsubstanz zur Vorbereitung einer Präparation für eine indirekt hergestellte Restauration (Abb. 1). Eine Aufbaufüllung muss folgende Funktionen erfüllen (SHILLINGBURG et al. 1985, CHRISTENSEN 1993 und 2000, PAUL & SCHÄRER 1996, COMBE et al. 1999, DUKE 2000, O'KEEFE & POWERS 2001, FRANKENBERGER 2002, RZANNY et al. 2002, LUTHARDT 2004, DGZMK-Stellungnahme 2005):

1. Die *dichte Versiegelung der vorhandenen Dentinwunde* dient dem Schutz gegen thermische, chemische und bakterielle Reize und erfordert einen dauerhaften chemischen bzw. mechanischen Haftverbund zur Restzahnschubstanz sowie eine dauerhafte Beständigkeit des Materials.
2. Die *Stabilisierung der gesunden Restzahnhartsubstanz* vermeidet Zahnfrakturen und erfordert ein Material mit ausreichender Härte und Druck- und Scherfestigkeit.
3. Das *Schaffen von Retentionsflächen* gelingt durch eine gute Präparierbarkeit und dentinähnliche Beschleifbarkeit des Aufbaumaterials. Bei guter Verankerung des Aufbaus können Retentionsflächen im Aufbau liegen.
4. Die *Vereinfachung und Erleichterung von Präparation und Abformung* erlaubt ein farblich gegen die Zahnschubstanz abgrenzbares Material mit moderater Oberflächenrauigkeit nach der Präparation, so dass die Abformung nicht behindert und die Zementhaftung der Restauration günstig ist.



Abb. 1: Endodontisch behandelter Molar mit blauem Aufbaukomposit rekonstruiert und zur Restauration mit einer Krone präpariert.

2.2 Konzepte und Materialien zum Stumpfaufbau

Verschiedene Materialien werden für die Verwendung als Stumpfaufbau angeboten. Zu den klinisch bewährten Werkstoffen zählen Phosphat- und Glaspolyalkenoatzemente, Amalgame sowie Komposite und Goldlegierungen (ARCORIA et al. 1989, MILLSTEIN 1991, YAMAN & THORSTEINSSON 1992, MILOT & STEIN 1992, CHRISTENSEN 1993, FAN et al. 1995, COSTA et al. 1997, GEURTSSEN et al. 1998, BAGHDADI 2002). Das Aufbaumaterial ist nicht zuletzt auch von dem gewählten Restaurationsmaterial abhängig, d.h. einem zahnfarbenen Aufbau unter einer Keramikrestauration (CHRISTENSEN 1999, LUTHARDT 2004).

Amalgam ist nicht nur aufgrund der Amalgamdiskussion obsolet, sondern auch um eine Korrosion mit dem Metall der Krone zu vermeiden, (GROSS & HARRISON 1989, PAUL & SCHÄRER 1996, DGZMK-Stellungnahme 2005). Zur Verankerung von Amalgam wären zudem zusätzliche Unterschnitte in der koronalen Restsubstanz erforderlich. Nichtsdestoweniger sind die Härte- und Stabilitätswerte von Amalgam als Aufbaumaterial gut (WASSELL et al. 2002).

Die Empfehlungen zum Stumpfaufbau richten sich nach der **Defektgröße** (PAUL & SCHÄRER 1996, CHRISTENSEN 2000, IBBETSON 2002, LUTHARDT 2004, DGZMK-Stellungnahme 2005):

- geringe Substanzdefekte,
- ausgedehnte Substanzdefekte.

Von der Defektgröße ist die Indikation überhaupt zu einer indirekten Restauration abhängig: Sollen ausgedehnte Klasse I- und II-Seitenzahnschubstanzdefekte mit guter 10-Jahres-Überlebensrate restauriert und Höckerfrakturen vermieden werden, sind indirekte Restaurationen zu bevorzugen (LUTHARDT 2006). CHRISTENSEN (2000) unterscheidet *Füller* und *Aufbaumaterialien*: Füller dienen lediglich zum Ausblocken kleiner Mulden oder geringer Defekte im Stumpf, während mit Aufbaumaterialien ausgedehnte Defekte des Stumpfes restauriert werden. An Aufbaumaterialien werden demzufolge höhere Anforderungen hinsichtlich Haftfestigkeit am Dentin und Stabilisierung des Stumpfes gestellt.

Darüberhinaus wird unterschieden, ob ein

- vitaler oder
- endodontisch behandelter Zahn

zu restaurieren ist. (PAUL & SCHÄRER 1996, CHRISTENSEN 1996, DGZMK-Stellungnahmen 2003b und 2005).

Bei einem **vitalen Zahn** steht die Pulpenverträglichkeit des Aufbaumaterials im Vordergrund: Die Pulpa darf nicht durch chemische oder thermische Reize beeinträchtigt werden. Zur koronalen Ergänzung vitaler Stümpfe werden aktuell meist Glaspolyalkenoatzemente, Kunststoff-verstärkte GPZ, Kompomere und Komposite verwendet.

Die konventionellen Materialien Phosphat- und Glaspolyalkenoatzemente sind praxiserprobt (DE WALD et al. 1990, WILSON et al. 1999, BOLHUIS et al. 2001, DGZMK-Stellungnahme 2005). Der Nachteil ist, dass diese Zemente durch ihre vergleichsweise geringe Haftung zum Dentin und ihre geringere Bruchstabilität die Restzahnschicht weniger stabilisieren und demzufolge nicht für ausgedehnte Defekte geeignet sind (ZIEBERT & DHURU 1995, BONILLA et al. 2000, RZANNY et al. 2002, KOBAYASHI 2005). Aufgrund dieser mangelnden Haftfestigkeit können die Retentionsflächen innerhalb der Aufbauten nicht zur Friktion dienen. Die Zemente verhalten sich beim Beschleifen weicher als die Zahnschicht, so dass bei der Präparation oft zu viel von dem Aufbaumaterial abgetragen und der Stumpf zu konisch präpariert wird (STOBER & RAMMELSBURG 2005). Phosphat- und Glaspolyalkenoatzemente sind demzufolge nur für Stumpfaufbauten mit geringen Substanzdefekten geeignet, bei denen sie die geringen Defekte im Sinne einer Unterfüllung ausblocken können. Als Vorteile der Glaspolyalkenoatzemente sind der günstige Wärmeausdehnungskoeffizient und ihre Fluoridabgabe zu nennen (FRANKENBERGER et al. 1999). Die Verarbeitbarkeit der Glaspolyalkenoatzemente ohne absolute Trockenlegung, wie dies bei adhäsiven Stumpfaufbauten erforderlich ist, macht sie zu einer Alternative bei tief subgingivalen Defekten besonders in der Molarenregion (WILSON et al. 1999, DGZMK-Stellungnahme 2005). Unter praktischen Gesichtspunkten stellt der langsame Abbindemechanismus der Glaspolyalkenoatzemente ein Problem dar, denn der Stumpf wird häufig noch in derselben Sitzung nach dem Aufbau beschliffen. In der Primärphase der Abbindung wäre zunächst ein mindestens 30

minütiger Schutz der Zementoberfläche vor Feuchtigkeit wünschenswert. Danach dauert die Sekundärphase der Abbindung bis zu einem halben Jahr, währenddessen ein Feuchtigkeit Zutritt erforderlich ist, um Kraqueliersprünge durch Austrocknung zu vermeiden. Dies ist aber durch die Überdeckung mit der provisorischen bzw. definitiven Restauration nicht gewährleistet (TYAS & BURROW 2004).

Moderne Konzepte bevorzugen adhäsiv verankerte Aufbaufüllungen insbesondere bei großen koronalen Substanzdefekten. Dazu stehen kunststoffmodifizierte Glaspolyalkenoatzemente, Kompomere und Kunststoffe zur Verfügung (DGZMK-Stellungnahme 2005). Adhäsiv verankerte plastische Füllungsmaterialien sind jedoch nur dann indiziert, wenn eine ausreichende Möglichkeit der Trockenlegung gewährleistet ist. Andernfalls besteht die Gefahr der Randspaltbildung in dem Bereich, in dem der adhäsive Verbund nicht erfolgreich gelungen ist. Infolgedessen drohen bakterielles Mikroleakage, Sekundärkaries und eine geringere Haftfestigkeit der Aufbaufüllung (FRANKENBERGER 2002). Als Vorteile der Komposite als Aufbaumaterial werden gegenüber anderen Materialgruppen ihre höhere Haftfestigkeit zum Dentin und die bessere Stabilisierung der Restzahnschicht gesehen (RZANNY et al. 2002). Dadurch können Retentionsflächen im Aufbau liegen und die Friktion der Restauration erhöhen.

Nachteil der kunststoffmodifizierten Glaspolyalkenoatzemente und Kompomere ist ihre hygroskopische Expansion, d.h. sie nehmen auch nach dem Erhärten noch Wasser auf und expandieren. Dadurch können Keramikkrone frakturieren oder Galvanokrone aufbiegen. Aus diesen Gründen werden diese Materialgruppen nicht als Aufbaumaterial empfohlen, obwohl ihre Härte zur Präparation und ihre Adhäsion positiv zu bewerten wäre (ATTIN & BUCHALLA 1998, MITCHELL et al. 1999, SINDEL et al. 1999, BEHR et al. 2003).

Bei einem **endodontisch behandelten Zahn** steht die Vermeidung von Frakturen der Restzahnschicht und eines koronalen bakteriellen Mikroleakage im Vordergrund. Um eine adäquate Verankerung des koronalen Aufbaus zu erzielen, muss bei endodontisch behandelten Zähnen die Notwendigkeit eines Wurzelstiftes geklärt werden. Die Indikation für einen Wurzelstift ist nicht nur abhängig von der Defektgröße, sondern auch von der zu erwartenden Belastung auf die koronale Rekonstruktion durch die geplante prothetische Versorgung und

die dynamische Okklusion, besonders durch Bruxismus. Kleine Defekte werden adhäsiv mit einer definitiven Kompositfüllung restauriert. Nur mittlere bis ausgedehnte Defekte erfordern eine Überkronung, und davon wiederum nur die ausgedehnten Defekte einen Wurzelstift (NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2004). Verschiedene Stiftmaterialien stehen zur Verfügung:

- präfabrizierte Stifte, die bereits früher mit chemisch härtendem Komposit koronal ergänzt wurden. Hierzu haben sich heutzutage Aufbau- und Hybrid-Komposite durchgesetzt. Obwohl lichthärtende Komposite beliebt sind, behalten die chemisch härtenden Systeme zum Stumpfaufbau ihre Indikation. Zum einen kann eine gezielte Schrumpfung zum Aufschrumpfen des Materials auf den Retentionsteil eines Wurzelstiftes vorteilhaft sein, zum anderen kann die Erhärtung in nicht per Licht zu penetrierenden Bereichen sichergestellt werden. Flow-Komposite werden für den koronalen Aufbau nicht empfohlen (MONTCELLI et al. 2004, SADEK et al. 2007). Dennoch ist derzeit der Aufbau mit einem Monoblock populär, bei dem ein Faserverstärkter Kompositwurzelstift mit fließfähigem dual-härtendem Komposit inseriert und gleichzeitig aufgebaut wird.
- individuell gegossene Stift-Stumpfaufbauten aus Metalllegierung,
- gepresste Keramik-Stumpfaufbauten, die einen zahnfarbenen Wurzelstift aus Keramik oder faserverstärktem Komposit ergänzen.

Solange noch koronale Restzahnschubstanz besteht, kann ein adhäsiver Kompositaufbau durch Extension in die Kanaleingangsbereiche und das ehemalige Pulpencavum verankert werden. Derzeit wird ein sehr zurückhaltender Umgang mit Wurzelstiften empfohlen (BOLHUIS et al. 2001, DGZMK-Stellungnahme 2003a, LUTHARDT 2004, CREUGHERS et al. 2005). Fehlt die gesamte klinische Krone, sind Stift-Stumpfaufbauten unumgänglich (DGZMK-Stellungnahme 2003b). Laborgefertigte Stift-Stumpfaufbauten aus Goldgusslegierung oder Presskeramik haben den Nachteil der schlechteren Beschleifbarkeit: Da der Abtrag beim Beschleifen geringer ist als der des Dentins, entsteht leicht eine Stufe und somit ein Unterschnitt in der Präparation (LASSON 2005).

Unabhängig von dem verwendeten Aufbaumaterial und von der Frage, ob ein vitaler oder ein endodontisch behandelter Zahn restauriert werden soll, wird ein mindestens 1 bis 2 mm breiter Ferrule gefordert, d.h. eine über den Defekt in gesunde Zahnschubstanz hinausreichende Präparation (BOLHUIS et al. 2001, RAMMELBERG et al. 2001, WASELL et al. 2002, NERGIZ & SCHMAGE 2004, CREUGHERS et al. 2005, DGZMK-Stellungnahme 2005). Dadurch umfasst die Restauration den Defekt und stabilisiert den Stumpf. Ohne Ferrule-Präparation würde die gesamte koronale Belastung auf den Aufbau übertragen, so dass dessen Haftfestigkeit auf Dauer nicht ausreichen würde. Einflussfaktoren sind zudem die Steilheit der Präparation und der Befestigungszement: Auf dem Kompositaufbau erzielt ein Kompositzement höhere Haftfestigkeitswerte (RAMMELBERG et al. 2001). Früher verwendete Verankerungsmethoden wie parapulpäre Pins, Präparation von mechanischen Retentionen und Amalgam sind überholt, seitdem Dentinadhäsive zur chemischen Retention zur Verfügung stehen (SHILLINGBURG et al. 1985, JENDRITZKY et al. 1997, WILSON et al. 1999, IBBETSON 2002, WASELL et al. 2002). Die Fälle, in denen eine endodontische Behandlung aus prothetischer Indikation erfolgen muss, sollten dadurch minimiert werden (LUTHARDT 2004). DUKE (2000) und IBBETSON (2002) weisen darauf hin, dass zur Erwägung von minimalinvasivem Vorgehen durch adhäsiven Kompositaufbau ohne Pin- oder Wurzelstiftverankerung und der Erfüllung der Forderung nach langfristiger Funktionstüchtigkeit unter funktioneller Belastung der prothetischen Restauration zu wenig Informationen zur Verfügung stehen.

Komposite sind definitionsgemäß zusammengesetzte Werkstoffe. Der Zusatz von organischen Füllkörpern reduziert die Polymerisationsschrumpfung von ca. 15% auf 3% (FRANKENBERGER 2002). Trotzdem bleibt die Randspaltbildung aufgrund dieser Schrumpfung ein generelles Problem der Komposite (ASMUSSEN & PEUTZFELDT 2003). Klassisch wurden autopolymerisierende Komposite ohne Dentinkonditionierung insbesondere bei endodontisch behandelten Zähnen eingesetzt. Ihre Haftfestigkeit ist nicht ausreichend (JENDRITZKY et al. 1997). Außerdem besitzen diese in einer Portion applizierten Materialien eine besonders große Volumenkontraktion (VERSLUIS et al. 1993). Aufgrund des ungünstigen C-Faktors (Relation der Flächen mit Zahnkontakt zu freien Flächen in einer Kavität) resultieren aus der Schrumpfung

Randspaltbildung, mangelnde Retention der Aufbaufüllung und Frakturen der geschwächten Restzahnschubstanz. Für moderne Aufbaufomposite wird ein Dentinadhäsiv verwendet. Sein Zweck ist die chemische Retention und die marginale Dichtigkeit (IBBETSON 2002). Zu beachten ist, dass die Produkte techniksensitiv sind und nur die vom Hersteller vorgesehenen Adhäsiv-/Bonding-Systeme mit dem jeweiligen Komposit verwendet werden dürfen (O'KEEFE & POWERS 2001). Die Einhaltung der Herstellerempfehlung zur Verwendung des Aufbaufomposites mit dem entsprechenden Adhäsiv ist essentiell, da das Adhäsiv den Kontraktionsstress zwischen Dentin und Komposit reduziert. Trotz der Fortschritte der modernen Dentinverbundsysteme und Weiterentwicklungen auf dem Bereich der Kompositfchrumpfung darf keine absolute Dichtigkeit in allen Bereichen des Komposit-Stumpfufbaus erwartet werden. Insbesondere sind die Haftfestigkeiten der Aufbaufomposite mit Dentinadhäsiv im Dentin deutlich geringer als im Schmelz (RZANNY et al. 2004). Deshalb gilt auch bei Verwendung adhäsiver Komposit-Stumpfufbaumaterialien die Forderung nach der Präparation eines Ferrule. Ein Material mit Farbkontrast zum Dentin erleichtert die Präparation. Die Inkrementtechnik lässt sich mit den Aufbaufompositen nur schwer realisieren (VERSLUIS et al. 1996). Die Zeitspannen zwischen Stumpfufbau und Präparation sowie zwischen Präparation und Eingliederung der Krone sollten möglichst kurz gehalten werden (DGZMK-Stellungnahme 2005, BOLHUIS et al. 2006). Andernfalls droht Microleakage und Sekundärkaries besonders am gingivalen Rand der Restauration (MJÖR & MOFFENETTI 2000, RZANNY et al. 2004).

Die Weiterentwicklung der modernen Aufbaufomposite wird heute vor allem auf die Modifikation von Polymermatrix und Füllkörper sowie auf die Adhäsivsysteme fokussiert, um die Polymerisationsschrumpfung und den Verschleiß zu reduzieren sowie den Haftverbund zu erhöhen (O'KEEFE & POWERS 2001). Der Einsatz von Füllkörpern erhöht die Festigkeit, reduziert den Ausdehnungskoeffizienten und die Polymerisationsschrumpfung, verbessert das Handling und bietet Röntgenopazität (CHUNG & GREENER 1990, ILIE et al. 2005). Andererseits wird eine bestimmte Fließfähigkeit von Aufbaufompositen benötigt, um alle Bereiche des intrakoronalen Defektes auszufüllen. Die Aufbaufomposite erleichtern zudem die Beschleifbarkeit (STOBER & RAMMELSBURG 2005).

2.3 Bewertungen von Aufbaumaterialien

Zur Bewertung der Aufbaumaterialien interessiert neben ihrer Haftfestigkeit am Dentin auch ihre Härte, ihre Biege-, Druck- und Zugfestigkeit, ihre Volumenstabilität, ihr Elastizitätsmodul sowie ihr Verschleiß und ihre Beschleifeigenschaft (ZALKIND et al. 1998, COMBE et al. 1999, BONILLA et al. 2000, BURKE et al. 2000, COHEN et al. 2000, FRANKENBERGER 2002, ILIE et al. 2005, GÖRÜCÜ et al. 2006). Die Bruchfestigkeit von Kompositen und Amalgam war signifikant höher als die der Glaspolyalkenoatzemente (ZIEBERT & DHURU 1995, BONILLA et al. 2000, RZANNY et al. 2002). Komposite erwiesen sich gegenüber Glaspolyalkenoatzement in ihrer Druckfestigkeit überlegen (COHEN et al. 1992, CHO et al. 1999, COMBE et al. 1999, GÖRÜCÜ et al. 2006). Dabei erzielte das lichthärtende Hybridkomposit bessere Ergebnisse als das autopolymerisierende titanverstärkte Komposit (CHO et al. 1999). Glaspolyalkenoatzement erreichte die Mindestanforderungen (SAYGILI & SAHMALI 2002). Besonders kritisch wurde die Biegefestigkeit von Kompomeren und lichthärtenden Glaspolyalkenoatzementen eingeschätzt (FRANKENBERGER et al. 1999). Wichtig ist ebenfalls eine günstige Kombination der verschiedenen mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Materials (COMBE et al. 1999): Eine große Härte reicht ohne gute Festigkeitseigenschaften nicht aus (YAP et al. 2003, ILIE et al. 2005). CHUNG & GREENER (1990) fanden eine positive Korrelation zwischen Knoop-Härte und Füller-Konzentration. Obwohl Komposite einen hohen Elastizitätsmodus besaßen, erreichte ihre Druckfestigkeit nicht den Amalgamwert. Unterschiede zwischen den Festigkeitseigenschaften keramik- und titan-gefüllter Aufbaukomposite wurden nicht festgestellt (COMBE et al. 1999). Eine große Härte des Materials geht nicht zwangsläufig mit einer hohen Abrasionsstabilität einher, weshalb Testungen zu beiden Parametern durchgeführt werden müssen (MANDIKOS et al. 2001, ROSENTRITT et al. 2003, PLATH 2006).

Während bei den Kompositen ihre Kontraktionsschrumpfung einen Nachteil darstellt, ist die mögliche Expansion ein Problem der Glaspolyalkenoatzemente. Die Expansion kann durch Feuchtigkeit Zutritt aus den Dentintubuli auch nach der Befestigung der Krone anhalten (CHUTINAN et al. 2002).

Die Haftfestigkeit zum Dentin erwies sich als kritischer Faktor, da die Werte für alle untersuchten Aufbaukomposite zum Schmelz und zum Titan eines Wurzelstift-Retentionselementes höher waren. Die Komposite waren insgesamt dem Glaspolyalkenoatzement überlegen (RZANNY et al. 2002). Mögliche Inkompatibilitäten zwischen Adhäsivsystem und Komposit scheinen noch nicht abschließend aufgeklärt zu sein, da verschiedene Autoren in ihren Empfehlungen zu lichthärtenden oder autopolymerisierenden Adhäsiven in Kombination mit licht- oder chemisch härtenden Aufbaumaterialien unterschiedliche Angaben machen (O'KEEFE & POWERS 2001, WEGNER et al. 2004, BOLHUIS et al. 2006).

Der Faktor Alterung beeinflusst Härte und Bruchfestigkeit der Aufbaumaterialien, was für die Materialeigenschaften während der Funktionsdauer der Restauration von Bedeutung ist (TIRADO et al. 2001).

Nur wenige Arbeiten berichten über den klinischen Einsatz von Stumpfaufbaumaterialien:

In einer prospektiven Fünfjahresstudie an 99 Kompositaufbauten (Clearfil Core mit Clearfil Ray Posterior, Firma Kuraray) bei 87 Patienten ohne Überkronung mit und ohne Wurzelstifte wurde eine Überlebensrate von 100% ohne Wurzelstifte und 96% mit Wurzelstiften festgestellt (CREUGHES et al. 2005). Mit demselben Aufbaukomposit kam es zwar bis zu zehn Monate nach Überkronung zu keinem Retentionsverlust, aber 20% der Zähne hatten nach dem Zementieren der Kronen Hypersensibilitäten (SIMONS et al. 1999).

Ausgedehnte Defekte von 51 vitalen Molaren wurden mit lichthärtendem Glaspolyalkenoatzement aufgebaut und nach drei Monaten mit Kronen unter Einhaltung des Ferrule Designs versorgt. Die Aufbauten zeigten zu diesem Zeitpunkt keine Defekte und die Kronen waren nach einem Jahr nicht zu beanstanden (WILSON et al. 1999).

Kompositaufbauten (15%) gingen vor der Überkronung, z.B. durch Entfernen des Provisoriums, seltener verloren als Glaspolyalkenoataufbauten (28%). Dabei hielten die von Studierenden angefertigten Aufbauten signifikant schlechter als die der Ärzte (STOBER & RAMMELBERG 2005).

2.4 Kompositeigenschaften hinsichtlich des Verschleißes

Im Seitenzahnbereich werden Komposit- und Aufbaufüllungen ohne überdeckende laborgefertigte Restauration durch die antagonistischen Zahnkontakte bei funktionellen Kaubewegungen, durch die Chemie der Nahrungsmittel und durch Bruxismus belastet. Dabei können die Füllungsmaterialien ebenso wie die Zahnhartsubstanzen abradieren bzw. verschleifen. Natürliche Zähne verschlissen bei jungen Erwachsenen ohne Parafunktionen in zwei Jahren um ca. 20 µm (CHRISTENSEN et al. 2000). Wenn der Verschleiß der Füllungsmaterialien jedoch größer ist als der der umgebenden Zahnhartsubstanzen, kommt es zu einer Stufenbildung am Rand der Füllung. Die Bisslage kann sich insgesamt absenken und zu schwerwiegenden funktionellen Problemen führen und die Restauration wird durch die notwendige individuelle Bissregistrierung komplizierter. Eine Stufenbildung am Füllungsrand begünstigt ebenso das Ausbrechen von Schmelzprismen oder die Fraktur einzelner geschwächter Höcker der Restzahnschubstanz unter dynamischer Okklusion. Um diese Probleme zu vermeiden, wird von Seitenzahnkompositen und Stumpfaufbaumaterialien ein schmelzähnliches Abrasionsverhalten gefordert (JACOBI 1995). Definitive Seitenzahnkomposite erfüllen diese Forderungen bei kleiner bis mittlerer Kavitätengröße, dagegen ist das Abrasionsverhalten von ausgedehnten Kompositfüllungen u.U. mit Höckerersatz noch unklar (ROSENTRITT et al. 2003, FERRACANE 2006).

Verschleiß bedeutet einen graduellen Substanzverlust an der Oberfläche eines Materials als Folge physikalischer oder chemischer Einwirkungen (MAIR 1992, LAMBRECHTS et al. 2006). DAVIDSON & DE GEE (1996) und SINDEL et al. (1998) unterscheiden fünf verschiedene Verschleißarten:

- **Abrasiver Verschleiß** oder **Zwei-Medien-Verschleiß** erfolgt durch die Reibung zweier unterschiedlich harter Körper gegeneinander. Dabei gräbt sich der härtere in den weicheren Körper ein.
- **Erosiver Verschleiß** oder **Drei-Medien-Verschleiß** wird durch ein Medium von harten abrasiven Partikeln zwischen den beiden gegeneinander schleifenden Körpern erzeugt.

- **Ermüdungsverschleiß** resultiert aus wiederholter Überbeanspruchung der Materialoberfläche über deren Elastizitätsgrenze hinaus. Besonders bei spröden Materialien führt dies zur Rissbildung.
- **Adhäsiver Verschleiß** entsteht durch punktuelle Friktion zwischen zwei Oberflächen, bei deren Trennung der Kontaktbereich der weicheren Oberfläche mitgerissen wird.
- **Korrosiver Verschleiß** ist Folge einer chemischen Degradation der Materialoberfläche. Das in seiner Struktur geschwächte Material wird leichter herausgelöst.

Sowohl die Komposit- als auch die Glaspolyalkenoataufbaumaterialien sind aus Matrix, Füller und Verbundphase zusammengesetzte Werkstoffe. Der Fülleranteil erhöht die Härte, die Festigkeit und das Elastizitätsmodul des Materials, reduziert dagegen die Bruchfestigkeit. Komposite enthalten meist als Matrix Poly-Bis GMA, als Füller Glaspartikel und als Verbundsystem Silan. Glaspolyalkenoatzemente bestehen aus Polycarboxylaten als Matrix, aus Gläsern als Füller und Silikatgel als Verbundsystem. Beim Komposit ragen die Glaspartikel aus der Matrixoberfläche heraus, so dass kein mechanischer Verschleiß sondern vielmehr ein korrosiver oder Ermüdungsverschleiß der Matrix möglich ist. Dieser führt dann zum Herauslösen der an sich sehr stabilen Glaspartikel. Die Schwachstelle stellt dabei die Silanverbindung des Verbundsystems dar (BAUER et al. 1995, DAVIDSON & DE GEE 1996, SINDEL et al. 1998, ROSENTRITT et al. 2003, NAGARAJAN et al. 2004).

In vivo unterliegen Materialien auch in nicht kautragenden Bereichen Verschleißerscheinungen. Nach Abrasion erhöhte sich die Oberflächenrauigkeit der Füllungen und der Glanz reduzierte sich (LEE et al. 2005). Der Verschleiß verhielt sich proportional zur Füllungsgröße und umgekehrt proportional zum bereits erfolgten Abnutzungsgrad. D.h., der Verschleiß reduzierte sich, je mehr Material bereits verloren gegangen war, weil damit die Entfernung zum Antagonisten größer wurde. Gleichzeitig erfolgte der Verschleiß anfänglich als 2-Medien-Verschleiß, d.h. direkt abrasiv, und anschließend als 3-Medien-Verschleiß indirekt über Nahrungsmittel. Die vertikale Zerkleinerung der Nahrung führte zum einen zur Druckbelastung auf das Füllungsmaterial und zum anderen wurde der größte okklusale Verschleiß durch den horizontalen Anteil der

Kaubewegung verursacht. Gerade diese kombinierte Belastung verringerte die Lebensdauer von Kompositfüllungen (DAVIDSON & DE GEE 1996, SINDEL et al. 1998). Intraoral wurde der Materialverlust von Füllungen bestimmt, indem 3D-optische Aufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten voneinander subtrahiert wurden (DE LONG 2006).

Schließlich sollte auch der Einfluss der Zahnbürsten- und Zahnpastaabrasion sowie der chemischen Degradation berücksichtigt werden (KREJCI et al. 1990, PAGNIANO & JOHNSTON 1993).

Um die klinischen Verschleißvorgänge besser zu verstehen, wurde das ACTA-Verschleißgerät (**A**cademisch **C**entrum **T**andheelkunde **A**msterdam) zu *In vitro*-Untersuchungen entwickelt, das als Standardtestverfahren anerkannt ist. (DE GEE & PALLAV 1994, SINDEL 1998, LAMBRECHTS et al. 2006). Verschleißgeräte anderer Hersteller und Bauart wurden ebenfalls benutzt und erschweren die Vergleichbarkeit der Ergebnisse (ZANTNER et al. 2004, TURSSI et al. 2005, HEINTZE et al. 2006). Die FDA-Richtlinien empfehlen zwar den MTS-Verschleiß-Simulator, die meisten Autoren präferieren jedoch das Willytec-Gerät (Fa. Willytec, Gräfelfing), das auf dem ACTA-Prinzip beruht (HEINTZE 2006, ROSENTRITT et al. 2003, HEINTZE 2006, PLATH 2006). Das ACTA-Verschleißgerät besteht aus einem Versuchsrad und einem gegenläufig rotierenden Antagonistenrad, zwischen denen sich ein Breimedium z.B. aus Reis und Schalen von Hirsekeimen befindet. Als Flüssigkeit zum Anmischen des Abrasionsbreies wird künstlicher Speichel empfohlen (TURSSI et al. 2006). Als Antagonistenmaterial wird üblicherweise humaner Schmelz verwendet, aber auch der Einsatz von Keramik ist möglich (HEINTZE et al. 2006). Einflussparameter für den Verschleiß sind die Alterung der Materialien, der Anpressdruck beider Räder sowie der Schlupf des Breies zwischen den Radoberflächen (NAGARAJAN et al. 2006, CALLAGHAN et al. 2006, LAMBRECHTS et al. 2006). Üblicherweise wird bei einem Anpressdruck von 15 N, einer Kauhäufigkeit von 1 Hz und 200.000 Kauzyklen getestet. Der Schlupf wird durch verringerte Geschwindigkeit (meist 15% langsamer) des Antagonistenrades gegenüber dem Probenrad erzeugt und simuliert die Abgleitbewegung während des Kautvorganges (BAUER et al. 1995). Zur Auswertung wird die Oberfläche des Probenrades mit einem Messgerät abgetastet, das die Tiefe der Abrasionsspur in Bezug auf die nicht abradieren

Referenzbereiche beidseits am Rand berechnet (SINDEL et al. 1998). Als Referenzmaterial für den Substanzabtrag des plastischen Materials wurde Amalgam und für indirekte Restaurationen ein Keramikmaterial mit geringer Festigkeit empfohlen (HEINTZE 2006). Neben dem Substanzverlust interessiert auch die Oberflächenrauigkeit und dadurch die Glanzreduktion nach der Abrasion (LEE et al. 2005).

Für den Glaspolyalkenoatzement Ketac Fil (3M ESPE, Seefeld) wurde beispielsweise der erosive Verschleiß mit 15% Schlupf bei pH 7 mit 125 µm direkt nach dem Abbinden, mit 37 µm nach einem Jahr und mit 81 µm bei pH 5 gemessen. Zur Testung des Schleifverschleißes wurde der Schlupf auf 90% eingestellt, wobei der Abtrag 49 µm nach einem Jahr betrug. Für definitive Seitenzahnfüllungsmaterialien wurden erosive Verschleißwerte mit 15% Schlupf nach 4 monatiger Liegedauer mit 11-13 µm für Amalgam, mit 14-17 µm für Clearfil Ray Posterior (Kuraray, Osaka, Japan), mit 34-41 µm für Pertac Hybrid (3M Espe) und mit 43-55 µm für Tetric (Ivoclar Vivadent, Schaan Lichtenstein) angegeben (DAVIDSON & DE GEE 1996).

Ähnliche Ergebnisse erzielten auch BAUER et al. (1995) nach 24- stündiger und 6- monatiger Wasserlagerung: Amalgam als Referenzmaterial blieb bei 5-7 µm. Bei Tetric Ceram reduzierte sich der Verschleiß von 29 µm auf 19 µm. Der Verschleiß von Durafill (Heraeus-Kulzer) blieb mit 27-32 µm hoch. Die Verschleißwerte von Pertac Hybrid und Charisma erhöhten sich von 16-19 µm auf 25-26 µm.

Im 2-Medien-Verschleiß war der Abrieb der Mikrofüllerkomposite dagegen signifikant geringer als der der Hybridkomposite. Noch signifikant höhere Abrasionswerte wurden für die Kompomere festgestellt (ZANTNER et al. 2004). Die Diskrepanz zwischen den 2- und 3-Medien-Verschleißuntersuchungen wurde so erklärt, dass eine hohe Abrasionsfestigkeit bei den Mikrofüllerkompositen gemessen wird, da die Füller klein und ihr Matrixraum, d.h. der Abstand zwischen den Füllpartikeln, gering sind. Im 2-Medien-Versuch wurden grobe Füller durch das harte Abrasionsmedium herausgelöst, während das harte Medium an den Mikrofüllern schlechter angreifen konnte (ZANTNER et al. 2004). Der Hirsebrei als weiches Abrasivmedium im 3-Medien-Verschleiß verursacht vor allem einen Verlust der Komposit-Matrix. Theoretisch sollten auch hier die Mikrofüllerkomposite überlegen sein, allerdings zeigten die

Hybridkomposite im Vergleich zu den Mikrofüllerkompositen die bessere Verschleißfestigkeit. Trotz der größeren Füllkörper war der Füllkörperanteil bei den Hybridkompositen größer, so dass im 3-Medien-Verschleiß mehr Matrix bei den Mikrofüllerkompositen verloren wurde. Der höhere Verschleiß von einigen Kompositen nach 6 Monaten wurde so erklärt, dass die Wasserlagerung hydrolytisch die Silan-Verbindungschicht zerstört haben könnte (BAUER et al. 1995).

Rasterelektronenmikroskopische Studien von DE GEE & WERNER (2004) demonstrierten die unterschiedliche Oberflächengüte der Komposite nach Abrasion durch Ausrisse von Füllkörpern bzw. Herauswaschen der Matrix in Abhängigkeit von der Plastizität der Materialien. Bei der stopfbaren Form (Tetric Ceram) waren einzelne größere Füllkörper herausgerissen, während bei der fließfähigen Form (Tetric Flow) kleinere Porositäten in der Matrix entstanden waren.

DABANOGLU et al. (2003) gaben für Tetric Ceram 58 µm und für Grandio (Voco, Cuxhaven) 33 µm nach 3-Medien-Verschleiß nach der ACTA-Methode an. SCHULTZ (2003) fand mit derselben Methode 64 µm Verschleiß für Tetric Ceram, 15 µm für Grandio und 132 µm für Quixfil (Voco).

ROSENTRITT et al. (2003) verglichen den Verschleiß im zeitlichen Verlauf, den Füllstoffgehalt und die Härte verschiedener restaurativer Komposite miteinander. Erst nach 150.000 Zyklen traten signifikante Unterschiede im Verschleiß zwischen den Materialien auf: Tetric Ceram zeigte die höchsten Verschleißwerte mit 78 µm nach 150.000 Zyklen und mit 117 µm nach 200.000 Zyklen. Die übrigen vier Komposite, darunter Esthet X (Dentsply De Trey, Konstanz), unterschieden sich in ihrer Abrasion nicht signifikant voneinander: 58-66 µm nach 150.000 Zyklen und 76-92 µm nach 200.000 Zyklen. Die Vickers Härten aller fünf Materialien lagen zwischen 53 und 61 HV (55 HV Tetric Ceram). Der Füllstoffgehalt der Materialien lag zwischen 74 und 80 Gewichts-% (80 Gew.-% Tetric Ceram).

NAGARAJAN et al. (2004) wiesen darauf hin, dass Komposite mit großen Füllkörpern schneller verschlissen als Komposite mit mittlerer Füllkörpergröße. Geringe Varianzen in der Füllkörpergröße und in der Füllkörperzusammensetzung spielten eine untergeordnete Rolle gegenüber der Chemie der Füllkörper, die den Verbund zwischen Füllkörper und Matrix beeinflusste.

Abrasion und zunehmender Anpressdruck des Abrasionsmediums führten zu Degradationserscheinungen an der Kompositoberfläche. Sowohl die Füllergöße als auch ihre Form spielten beim Verschleiß eine Rolle (TURSSI et al. 2005, BLALOCK et al. 2006). Dabei sollten kleinere Partikel bevorzugt werden. Die Oberflächendegradation wurde mittels Micro-FTIR-Spektrometer bestimmt (NAGARAJAN et al. 2004, TURSSI et al. 2005).

CALLAGHAN et al. (2006) untersuchten die Verschleißseigenschaften von glasfaserverstärkten Kompositen in Abhängigkeit von der Faserlänge und dem Glasfasergehalt sowie dem Anpressdruck des Abrasionsmediums. Es zeigte sich eine vergleichbare Abrasion Hybridkompositen mit 5,7 Gew.-% Glasfasern und 3 mm Faserlänge gefüllten Kompositen. Der Anpressdruck korrelierte mit dem Verschleiß. Um einer übermäßigen Abrasion von hochviskösen, stopfbaren Füllungsmaterialien zu widerstehen, wurde die Versiegelung der Materialoberflächen mit Komposit beschrieben (BLALOCK et al. 2006): In einer klinischen 6-Monats-Studie an 52 Patienten zeigten die Kompositfüllungen aus Alert (Jeneric Pentron, Wallingford, CT, USA) und Surefil (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) mit Fortify (Bisco, Schaumber, IL, USA) signifikant geringere Abrasionswerte als ohne. Beim EQUIA-System (GC Europe, LEUVEN, Belgien) wird zur Versiegelung der Glaspolyalkenoatfüllung GC Fuji IX GP Extra, zur Erhöhung der Abrasionsfestigkeit und des Glanzes das nanogefüllte Komposit G-Coat Plus angeboten.

Die Oberflächengüte und der Glanz wurden in der Studie von LEE et al. (2005) beurteilt: Sechs Seitenzahnkomposite wurden 400.000 Abrasionszyklen ausgesetzt, was einem klinischen Gebrauch von drei Jahren entsprach. Die Abrasion betrug 35 bis 75 μm . Während sich der Glanz abhängig vom Kompositmaterial verringerte, variierten ihre durchschnittlichen Oberflächenrauigkeiten nicht (17-20 μm).

Sehr wenige Arbeiten beschäftigten sich mit der Abrasion von Aufbaumaterialien: MUSIKANT et al. (2003) verwendeten dazu keine ACTA-Methode, sondern ein 600 grit Schleifpapier mit 1000 Umdrehungen pro Minute. Durch die Bearbeitung reduzierte sich das Aufbaukomposit Ti-Core (EDS, South Hackensack, NJ, USA) mit 0,66-1,7 % am geringsten und die Aufbaukomposite Luxa-Core Automix (DMG, Hamburg) mit 11,28 % und Build-IT FR (Jeneric

Pentron) mit 11,38 % am stärksten. Core Paste (Dent Mat, Californien, USA) zeigte 6,89 % Reduktion.

2.5 Kompositeigenschaften hinsichtlich der Beschleifbarkeit

Nach dem Stumpfaufbau wird der Zahn zur Aufnahme der definitiven Restauration unter Einhaltung der Qualitätsrichtlinien präpariert (DGZMK-Stellungnahme 1999). Dieses erfolgt üblicherweise mit einem mittleren Diamantschleifkörper in zylindrischer oder torpedoförmiger Form mit einer Korngröße von 100 μm (KOMET 1989). Bei der Stumpfpräparation sollte das Aufbaumaterial die Forderung nach dentinähnlicher Beschleifbarkeit erfüllen. Anschließend soll das Aufbaumaterial eine präzise Abformung ermöglichen. Beim Einsetzen der fertiggestellten Restauration soll es durch seine Oberflächenrauigkeit und Festigkeit eine hohe und dauerhafte Retention der Restauration gewährleisten (FELTON et al. 1987, AYAD et al. 1996). Rautiefen zwischen 7 und 30 μm sind tolerierbar (KIMMEL 1998). Zu glatte Oberflächen reduzieren die Haftfestigkeit des Zementes (ZUMSTEIN & STRUB 1982, JUNTAVEE & MILLSTEIN 1992). Zu grobe Oberflächen erschweren die Repositionierung der Krone beim Zementieren. Dabei hat auch der Zement einen entscheidenden Einfluss (TUNTIPRAWON 1999).

STOBER & RAMMELSBURG (2005) berichteten über die subjektiven Erfahrungen hinsichtlich Handling und Beschleifbarkeit von 265 Stumpfaufbauten mit einem Glaspolyalkenoatzement (Ketac Silver, 3M Espe), einem stopfbaren (Rebilda D, Voco) und einem fließfähigen autopolymerisierenden Aufbaukomposit (Rebilda SC). Die Handhabung aller Materialien wurde gleichermaßen gut bewertet. Die Beschleifbarkeit des fließfähigen Komposits wurde am besten, gefolgt von dem stopfbaren Komposit und dem Glaspolyalkenoatzement eingeschätzt.

Um die Beschleifeigenschaften verschiedener Aufbaumaterialien jedoch standardisiert zu vergleichen, ist eine In vitro-Versuchsanordnung erforderlich, wie sie FELTON et al. (1987) und LASSON (2005) verwendet haben. Diese Versuchsanordnung bietet eine definierte Rotationsgeschwindigkeit und Wasserkühlung des Winkelstücks, konstanten Anpressdruck, identische Diamantschleifkörper und gleiche Beschleifflächen des Prüfkörpers.

JUNG & PANTKE (1991) untersuchten die Wirkung von Diamantschleifkörpern unterschiedlicher Körnung auf die Zahnhartsubstanz anhand der Rauigkeitkenngößen a) mittlere Rauigkeit R_A , b) maximale Rauigkeit R_{max} und c) Profillängenverhältnis LO. Signifikante Differenzen wurden zwischen den feinen und mittleren Rauigkeiten sowie geringe Differenzen zwischen den mittleren und groben Körnungen festgestellt. Eine Korrelation zwischen der Rautiefe und der Umdrehungsgeschwindigkeit wurde nicht nachwiesen. Diamanten mit mittlerer Körnung erzeugten eine mittlere Rauigkeit von ca. 3-4 μm , eine maximale Rauigkeit von 20-25 μm und ein Profillängenverhältnis von ca. 40 μm .

LASSON et al. (2005) verglichen den Substanzabtrag in Abhängigkeit von der Zeit und die Oberflächenrauigkeit von fünf Aufbaukompositen (Build-It, Core Paste, LuxaCore, Rebuilda, Ti-Core) und zwei Zementen (Phosphatzement und Ketac Fil) mit den Referenzgruppen Dentin, Amalgam und Goldlegierung nach standardisiertem Beschleifen mit Diamanten mittlerer und feiner Körnung und 5 N Anpressdruck. Der Substanzabtrag der Komposite Build-It und Rebuilda sowie Amalgam und Gold war mit einem 100 μm Diamanten signifikant niedriger als der des Dentins, während er bei den beiden Zementen und Ti-Core signifikant höher lag. Am dentinähnlichsten verhielten sich die Komposite Core Paste und LuxaCore. Als relevanter Faktor für den Substanzabtrag wurde die Diamantkörnung nachgewiesen: Beim Beschleifen mit einem feinkörnigen 30 μm - Diamanten unter sonst identischen Bedingungen verhielten sich Build-It und Rebuilda neben Amalgam am dentinähnlichsten. Dagegen war der Substanzabtrag beider Zemente und der Komposite Core Paste, Luxa-Core und Ti-Core signifikant höher und der der Goldlegierung signifikant niedriger als das Dentin (SCHMAGE et al. 2006). Die gemittelte Rauigkeit R_z des Dentins war beim Beschleifen mit dem 100 μm Diamanten mit ca. 30 μm am höchsten; alle Aufbaumaterialien zeigten Oberflächenrauigkeiten im geforderten Bereich von durchschnittlich 21-29 μm . Die Vickers-Härte des Dentins wurde in der Untersuchung mit 70-80 HV, die des Amalgams mit 165 HV und die der Goldlegierung mit 235 HV gemessen. Die Vickers-Härte der Aufbaukomposite lag ebenso wie die der Zemente bei 55-65 HV außer Core Paste mit ca. 85 HV. Demzufolge korrelierte die Härte nicht mit den Beschleifeigenschaften (LASSON 2005).

Aufbaufüllungen dienen der Rekonstruktion von ausgedehnten Kavitäten, bei denen eine indirekte Restauration geplant ist. Bis zu deren Präparation dienen sie zugleich als provisorische Füllung. Sollte sich die Verweildauer dieser provisorischen Füllung bis zur definitiven Versorgung verlängern, spielt der Faktor Verschleiß des verwendeten Materials eine wichtige Rolle. Die Anforderungen an ein Aufbaufüllungsmaterial sind zwar klar definiert, die Werkstoffeigenschaften hinsichtlich ihres Verschleißes wurden bislang noch nicht untersucht. Die als Aufbaufüllungsmaterial angebotenen Produkte wechseln ständig bzw. die Produktvielfalt erweitert sich. Daher müssen die Beschleifeigenschaften von Aufbaumaterialien, die bereits in einer früheren Arbeit untersucht wurden (LASSON 2005), für neue Materialien und solche mit modifizierter Zusammensetzung wiederholt werden.

3 ZIEL DER UNTERSUCHUNG

Im ersten Teil der Untersuchung wurden 16 Materialien, davon zehn Aufbaukomposite, zwei Glaspolyalkenoatzemente und vier definitive Seitenzahnkomposite auf ihre Härte geprüft, mittels ACTA-Abrasionsmaschine ihr Verschleiß gemessen, die resultierenden Oberflächenrauigkeiten bestimmt und die Oberflächenstrukturen rasterelektronenmikroskopisch dargestellt.

Im zweiten Teil der Untersuchung wurden die Beschleifeigenschaften der zehn Aufbaukomposite unter standardisierten Bedingungen und ihre anschließenden Oberflächenrauigkeiten evaluiert.

4 MATERIAL UND METHODE

4.1 Versuchsdesign

Die Abbildung 2 zeigt den Ablauf der Untersuchung. Im ersten Teil der Untersuchung wurden die Verschleißigenschaften von zehn Aufbaukompositen hinsichtlich der Zielparameter Substanzabtrag, Oberflächenrauigkeit und Oberflächenstruktur mit denen von zwei Polyalkenoatzementen und vier Seitenzahnkompositen verglichen. Im zweiten Teil der Untersuchung wurden die Beschleifeigenschaften der zehn Aufbaukomposite hinsichtlich der Zielparameter Präparationsdauer und Oberflächenrauigkeit mit kariesfreiem Dentin als Kontrollgruppe verglichen. Zunächst wurde von allen 16 Restaurationsmaterialien die Härte nach Vickers bestimmt. Die Verschleißprüfung erfolgte nach ACTA (DE GEE & PALLAV 1994), wobei der Abtrag jeweils rechts und links der Schleifspur gemessen wurde. Zur Darstellung der Oberflächenstrukturen vor und nach Abrasion wurden rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen angefertigt. Die Beschleifeigenschaften wurden unter standardisierten Bedingungen gemessen, indem die Zeiten gestoppt wurden, die ein 100 µm Diamant zum Durchschleifen des Probekörpers mit einer Anstelltiefe von 0,4 µm benötigte. Die Rauigkeiten der Oberflächen nach ACTA bzw. Beschleifen wurden nach den DIN-Kenngrößen mittlere Rautiefe R_A , gemittelte Rautiefe R_Z und maximale Rautiefe R_{max} ermittelt. Alle Messwerte wurden statistisch ausgewertet und auf signifikante Unterschiede geprüft.

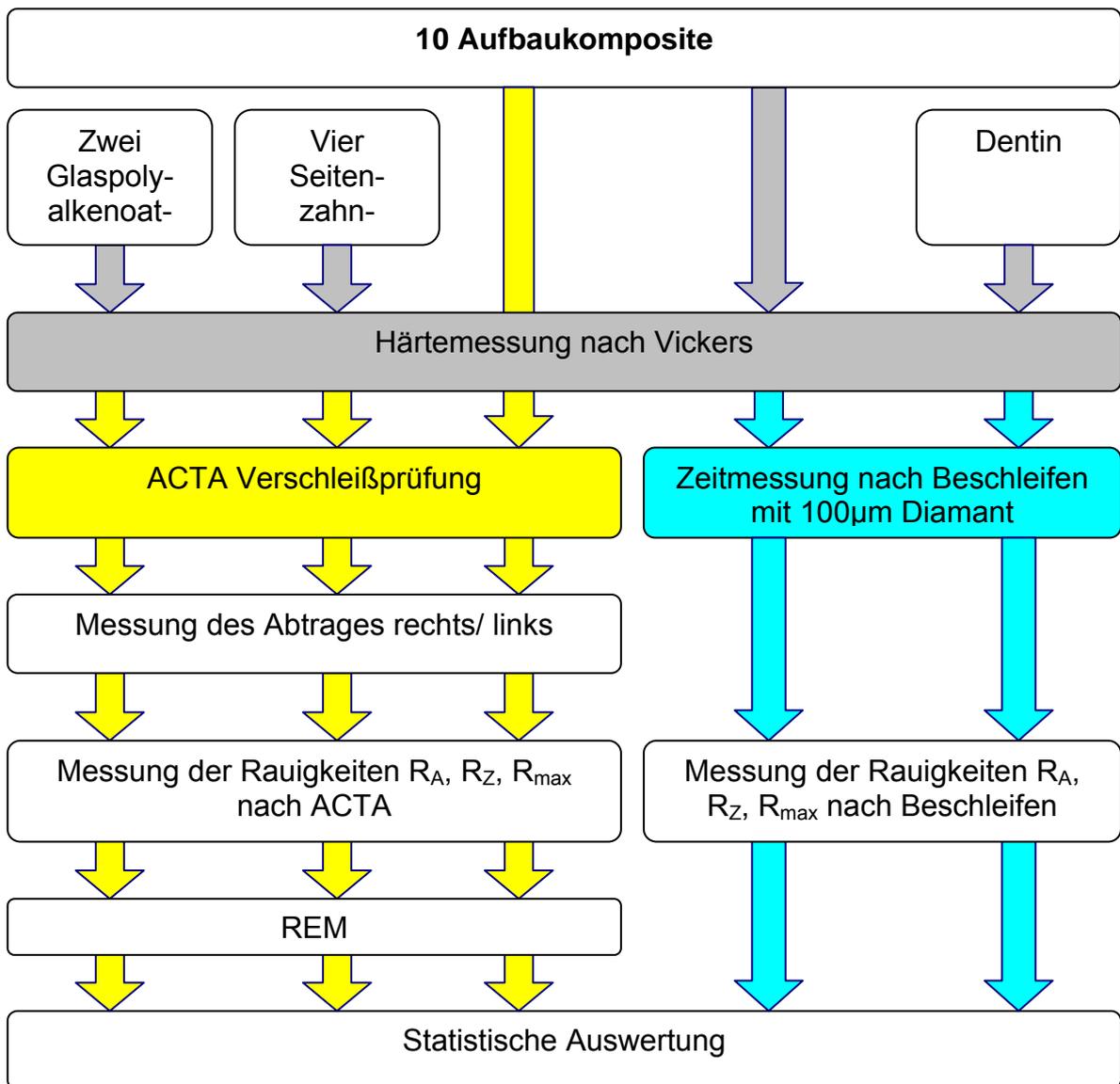


Abb. 2: Versuchsdesign

4.2 Materialien

Die 16 zu untersuchenden Materialien sind in Tabelle 1 aufgelistet und gliedern sich in drei Gruppen mit zehn Aufbaukompositen von verschiedenen Herstellern bzw. in verschiedenen Applikationsformen, zwei Glaspolyalkenoatzementen und vier Seitenzahnkompositen. Die zehn Aufbaukomposite unterschieden sich in ihrer Polymerisationsweise: chemisch härtend, Licht härtend bzw. dual härtend.

	Material	Firma/Ort	Eigenschaften	Polymerisationsweise
1	Ketac Fil	3M Espe, Seefeld	GPZ	selbst härtend
2	Ketac Molar	3M Espe	GPZ	selbst härtend
3	Built-It	Jeneric/ Pentron, Wallingford, USA	Stumpfaufbaukomposit	chemisch härtend
4	Chroma Core	Morita, Dietzenbach, Deutschland	Stumpfaufbaukomposit	dual härtend
5	Core Paste	Dent Mat, Santa Maria, California, USA	Stumpfaufbaukomposit	chemisch härtend
6	LuxaCore	DMG, Hamburg	Stumpfaufbaukomposit	dual härtend
7	LuxaCore Smart Mix	DMG	Stumpfaufbaukomposit dünnfließend	dual härtend
8	Multicore Flow	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Stumpfaufbaukomposit	dual härtend
9	Rebilda D	Voco, Cuxhaven	Stumpfaufbaukomposit	dual härtend
10	Rebilda LC	Voco	Stumpfaufbaukomposit	Licht härtend
11	Rebilda DC	Voco	Stumpfaufbaukomposit dünnfließend	dual härtend
12	Ti-Core	EDS, South Hackensack, USA	Stumpfaufbaukomposit	chemisch härtend
13	Ecusit	DMG	Seitenzahnkomposit	Licht härtend
14	Grandio	Voco	Seitenzahnkomposit	Licht härtend
15	Quixfil	Dentsply De Trey, Konstanz	Seitenzahnkomposit	Licht härtend
16	Tetric Evo Ceram	Ivoclar Vivadent	Seitenzahnkomposit	Licht härtend

Tab.1 : Getestete Materialien

Die Herstellerangaben sehen folgende Verarbeitungsweisen vor:

Die Glaspolyalkenoatzemente Ketac Fil und Ketac Molar wurden in Kapselform dargereicht. Die Kapseln wurden in der Spannzange (3M Espe) für 3 Sek. aktiviert und dann im Automix-Gerät für 10 Sek. angemischt. Danach stand eine Verarbeitungszeit von 60 Sek. zur Applikation zur Verfügung. Der Zement musste 10 Min. aushärten, bevor die Oberfläche bearbeitet werden konnte.

Die chemisch härtenden Stumpfaufbaukomposite Core Paste und Built-It wurden aus zwei pastösen Komponenten zu gleichen Anteilen zusammengemischt. Dazu wurde das Material innerhalb von 30 Sek. mit einem Spatel kräftig durchmischt, innerhalb von 60 Sek. verarbeitet und es erhärtete innerhalb von 5 Min.

Die übrigen chemisch und dual härtenden Stumpfaufbaumaterialien bestanden ebenfalls aus zwei Komponenten, die aber eine weichere bis fließfähige Konsistenz besaßen. Sie wurden automatisch aus zwei parallelen Spritzen mittels einer Mischkanüle zusammendosiert und durchmischt. Nach einer Applikationszeit von 30 bis 40 Sek. wurde 10 Min. für die Aushärtung abgewartet. Die Komposite LuxaCore und LuxaCore Smart Mix sowie Rebuilda D und Rebuilda DC unterschieden sich jeweils durch ihre Fließfähigkeit.

Die vier Seitenzahnkomposite sowie das lichthärtende Rebuilda LC wurden aus einer Tube entnommen, sofort mittels Inkrementtechnik in zwei Schichten appliziert und jede Schicht 180 Sek. mit der Blaulichtlampe der Firma Kulzer XS polymerisiert. Sie konnten danach sofort bearbeitet werden.

4.3 Herstellung der Prüfkörper

4.3.1 Vorbereitung der Prüfkörper für die Abrasionsversuche

Zur Untersuchung des Verschleißverhaltens wurde die anerkannte Methode nach ACTA (Academic Center for Dentistry Amsterdam) verwendet. Dazu wurde die Drei-Medien-Abrasionsmaschine (Fa. Willytec, München) genutzt (Abb. 3). Die Prüfkörper rotierten auf einem Rad für vier mal je 50.000 Zyklen insgesamt 200.000 Zyklen in dem Abrasionsmedium Hirse, danach wurde der Substanzabtrag gemessen.



Abb. 3: Drei-Medien-Abrasionsmaschine

Jedes Rad wurde mit jeweils zwölf Materialproben beschickt (Abb. 4 und 5). Drei Proben von jedem Material wurden in den Kammern eines Rades platziert. D.h. pro Rad konnten vier verschiedene Materialien getestet werden. Jede Kammer hat eine Größe von 10 mm Breite, 10 mm Länge und 5 mm Tiefe (Abb. 6). Das Probenrad besitzt einen Durchmesser von 51 mm. Für jedes Material waren 3 Messdurchgänge vorgesehen, so dass insgesamt $n = 9$ Einzelmessungen durchgeführt wurden. Um alle 16 Materialien zu testen, wurden insgesamt zwölf Räder befüllt. Die Bestückung der einzelnen Räder wurde dokumentiert.



Abb. 4: Gesamtes Proberad ohne Befüllung



Abb. 5: Mit Komposit befüllte Kammer im Detail.

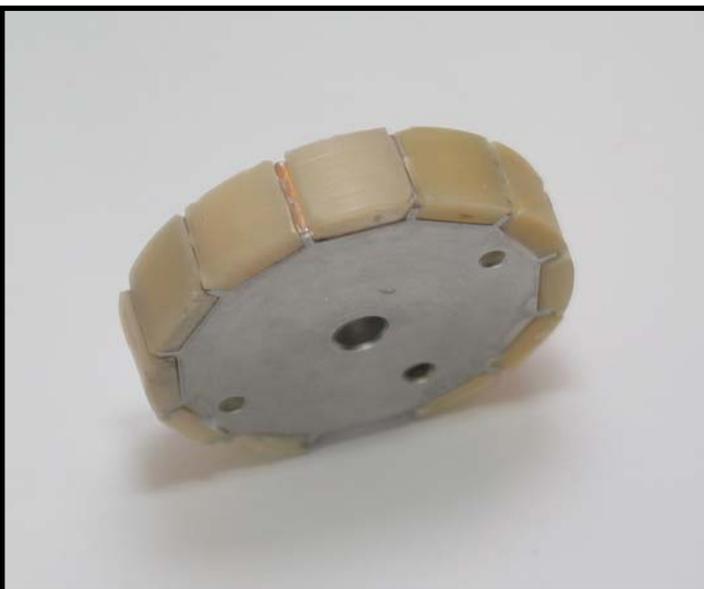


Abb. 6 : Gesamtes Proberad mit Befüllung

- Pastöse lichthärtende Materialien:

Die definitiven Seitenzahnkomposite Ecusit, Grandio, Quixfil und Tetric Evo Ceram wurden direkt in zwei Schritten in die Kammern für das Prüfmaterial des Rades eingebracht. Dazu wurden die Formscheiben links und rechts am Proberad montiert. Eine Kammer wurde jeweils bis zur Höhe der Stege halb mit dem Material blasenfrei gefüllt. Zwischen den bestückten Kammern musste jeweils eine Kammer frei bleiben, um eine bessere Beleuchtung zu ermöglichen. Das Proberad wurde in einen Lichtofen gestellt und 180 Sek. belichtet. Anschließend wurde die Kammer bis zum oberen Rand blasenfrei gefüllt und die Oberseite mit einer transparenten Folie bedeckt. Die Folie wurde mit Tesafilm fixiert und die Wölbung mit einer Glasplatte nachgeformt. Überschüssiges Kompositmaterial, das über die Stege gequollen war, wurde entfernt. Daraufhin wurde das Probenrad erneut 180 Sek. im Lichtofen belichtet. Unregelmäßigkeiten der Oberfläche wurden vorsichtig mit Schleifpapier P600 abgeschliffen.

- Dünnfließende lichthärtende Materialien:

Rebilda LC war das einzige dünnfließende lichthärtende Material in dem Versuch. Für dünnfließende Materialien wurde eine transparente Kunststoffform in den Maßen der Kammern verwendet. Die Form wurde mit einem Trennmittel dünn eingestrichen. Daraufhin wurde sie auf ein Stück Folie auf einen Objektträger gelegt und blasenfrei mit Rebilda LC gefüllt. Anschließend erfolgte eine Belichtung von allen Seiten für 180 Sek. Der Probekörper wurde entformt und erneut für 180 Sek. in den Lichtofen gestellt.

- Chemisch bzw. selbsthärtende Materialien:

Die autopolymerisierenden Materialien Built-It, Core Paste und Ti-Core sowie die Zemente Ketac Fil, Ketac Molar wurden exakt nach Herstellerangaben verarbeitet und die transparente Form in einem Durchgang aufgefüllt. Die Proben wurden jeweils 10 Min. im Drucktopf bei 40°C und 6 bar ausgehärtet und anschließend entformt.

- Dual härtende Materialien:

Dual härtende pastöse bzw. dünnfließende Materialien waren in dieser Untersuchung Chroma Core, LuxaCore, LuxaCore smart mix, Multicore Flow, Rebuilda D und Rebuilda DC. Sie wurden wie die lichthärtenden Materialien direkt in das Probenrad eingebracht. Diesmal wurden die Kammern in einem Schritt vollständig aufgefüllt, weil die Materialien dual erhärteten. Die dual härtenden Materialien wurden initial für 180 Sek. belichtet, und danach für 20 Min. in ein feuchtes Milieu bei 37°C gelegt. Anschließend wurde die Oberfläche – falls notwendig – plan geschliffen.

Alle ausgehärteten, separat hergestellten Prüfkörper wurden in den vorgesehenen Positionen in die Kammern der Proberäder mit Permacem (DMG) zwischen die direkt gefüllten Kammern eingeklebt. Danach mussten auch die Oberflächen dieser eingeklebten Prüfkörper angepasst werden, damit auf der Oberfläche keine Unregelmäßigkeiten durch Überstände oder Vertiefungen bestanden. Überstände konnten eingeschliffen werden, während Unterschuss die Neuanfertigung des Prüfkörpers erforderlich machte.

Rundschleifen des Probenrades

Vor dem Abrasionstest mussten die Oberflächen der Probenräder vollständig plan, gleichmäßig rund und mit vorbestimmtem Durchmesser eingeschliffen werden. Dazu wurde das Probenrad unter standardisierten Bedingungen rund geschliffen (Abb. 7):

Die Probenräder sind mit drei Bohrungen versehen. Die mittlere Bohrung legt die Position des Rades in ihrer Beziehung zur Abrasionmaschine bzw. zur Messeinrichtung eindeutig fest. Sie ist in der Weise vorgebohrt, dass sie nur in einer Richtung in den Befestigungszapfen auf die Maschine gesteckt werden kann. Mit der Gewichtstange und den Gewichten wird eine Andrucklast von 15 N eingestellt, wobei das Gewicht frei hängt. Das Probenrad wurde ohne Rührer für die späteren Abrasionsmedien auf die rechte Achse montiert und auf der gegenüberliegenden linken Achse wurde das grobe Diamantschleifrad angebracht. Der Behälter wurde mit ca. 400 ml destilliertem Wasser gefüllt und zur Kühlung der Räder während des Schleifvorganges in Position gebracht.

Die Anschlagsschraube wurde gerade so eingestellt, dass sich die Räder nicht berührten. Dann wurde das Gerät auf Einschleifen programmiert, wozu standardmäßig 50.000 Zyklen vorgesehen sind. Der linke Motor lief mit 130 U/min und der rechte mit 60 U/min. Beide Motoren waren rechts drehend.

Die Anschlagsschraube wurde dann soweit gelöst, bis sich Diamant- und Probenrad bei der höchsten Erhebung berührten. Bei jeder Berührung erlosch die Einschleifkontrollleuchte kurzzeitig. Dann wurde das Diamantrad langsam auf das Probenrad zu bewegt, so dass die Oberfläche immer gleichmäßiger wurde. Nachdem die gröberen Unebenheiten geglättet waren, wurde das Probenrad entnommen und die Justierscheibe eingelegt. Die Anschlagsschraube wurde wiederum soweit heraus gedreht, bis die Einschleifkontrollleuchte gerade nicht erlosch. In dieser Position wurde die Anschlagsschraube mit der Kontermutter fixiert. Dann wurde die Maschine so lange in Gang gesetzt, bis die Kontrollleuchte konstant leuchtete. Jetzt waren die Prüfkörper auf dem Probenrad auf eine exakte Dicke von 50 mm gebracht. Das grobe Diamantrad wurde durch ein Rad mit feiner Diamantierung ersetzt. Anschließend wurde der rechte Motor ebenfalls auf 130 U/min eingestellt und beide Motoren für eine weitere Minute in Gang gesetzt. Danach war das Probenrad fertig für den Test vorbereitet und wurde zwei Wochen bei Zimmertemperatur (20° C) in Wasser gelagert.

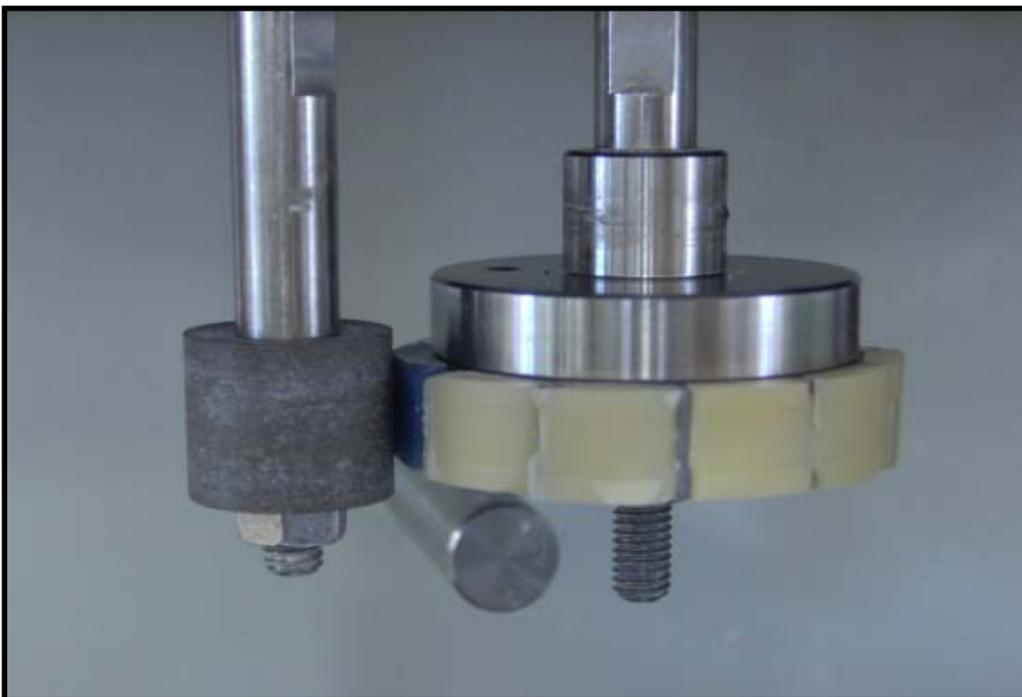


Abb. 7: Runds Schleifen des Probenrades mittels Diamantrad

4.3.2 Vorbereitung der Prüfkörper für die Beschleif-Untersuchung

Aus jedem der zehn Aufbaukomposit-Materialien wurden fünf Prüfkörper hergestellt. Diese wurden als Prüfkörperrohlinge mit Hilfe einer Matrize mit einer Länge von 4 cm, einer Breite von 1 cm und einer Tiefe von 0.5 cm angefertigt (Abb. 8). Die Dimension der Prüfkörper war so gewählt, dass sie in den Apparat eingespannt und mehrfach beschliffen werden konnten. Das Anmischen aller Materialien erfolgte streng nach Herstellerangaben. Vor der Applikation der Komposite in die Matrize wurden die Wände dünn isoliert. Die lichthärtenden Materialien wurden in Inkrementtechnik eingebracht. Nach dem Erhärten wurden die Prüfkörper aus der Matrize entfernt, gesäubert und bis zur Testung bei einer Temperatur von 37°C in feuchtem Milieu gelagert, um das Austrocknen der Materialien zu vermeiden.



Abb. 8: Matrize zur Prüfkörperherstellung

Zur Herstellung der fünf Prüfkörper aus Dentin als Kontrollgruppe wurde der Dentinkern aus extrahierten, menschlichen, intakten Molaren herausgesägt. Die Zähne waren in physiologischer Kochsalzlösung gelagert worden. Die Wurzeln wurden mit Hilfe einer Bandsäge (Exact Trenn-Schleif-System, Norderstedt) unter Wasserkühlung abgetrennt und die Krone unter Entfernung des Schmelzes zu Rechtecken beschliffen. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Block möglichst

weit koronal entnommen wurde und keine Hohlräume durch das Pulpacavum enthielt. Die Dentinblöcke wurden auf eine Länge von 1 cm und eine Höhe und Breite von je 5 mm zurecht geschliffen (Abb. 9). Jeweils zwei Dentinblöcke wurden zu einem Prüfblock von 1 cm Breite mit dem Kleber Technovit 7210 VLC (Heraus Kulzer, Wehrheim) zusammengefügt. An einer Stirnseite wurden 2 mm tiefe Bohrungen angelegt, in die jeweils ein 2 cm langer Draht (\varnothing 0,5 mm) mit Komposit eingeklebt wurde. Der Dentinblock mit Drahtverlängerung wurde mit der freien Stirnseite in eine Ecke der Matrize gelegt und mit dem Modellierkunststoff Pattern Resin (GC Germany, München) der freigebiebene Raum in der Matrize aufgefüllt. Auf diese Weise erhielten die Dentinprüfkörper eine Verlängerung, mit der sie in die Beschleifapparatur eingespannt werden konnten. Bis zu ihrer Verwendung wurden die Dentinproben in physiologischer Kochsalzlösung bei Zimmertemperatur gelagert.

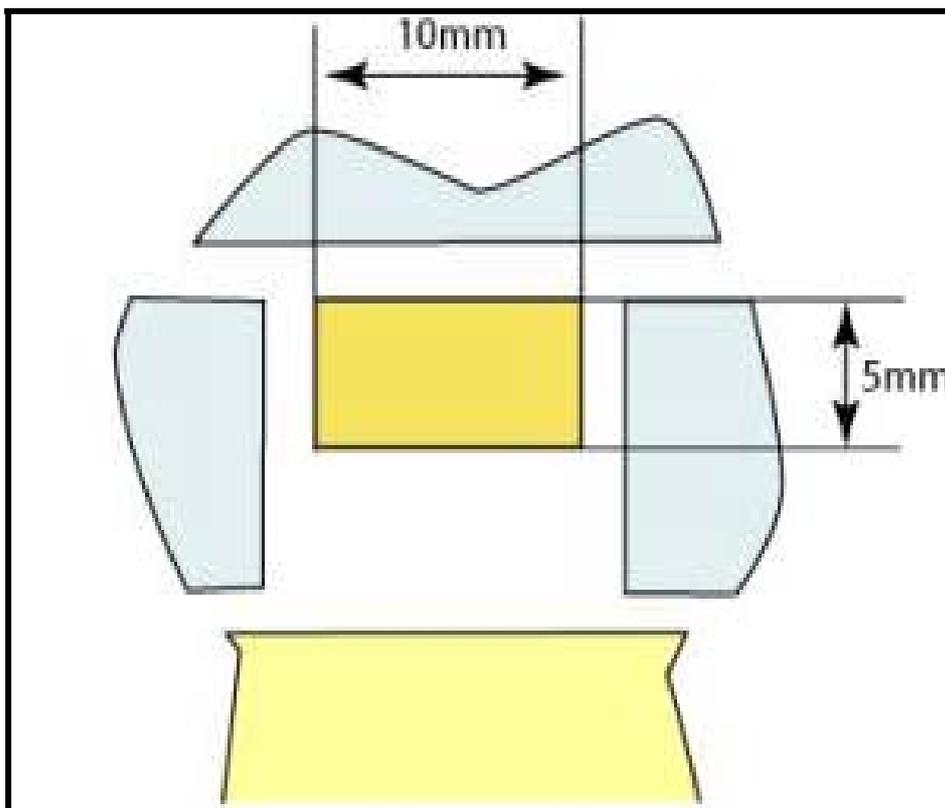


Abb. 9: Herstellung der Kontrollprüfkörper aus Dentin.

4.4 Versuchsdurchführung

4.4.1 Härtemessung

Die Härteprüfung erfolgte nach dem von *Vickers* beschriebenen Verfahren (MARXKORS & MEINERS 1982)

Dabei handelte es sich um einen diamantierten Eindringkörper in Pyramiden-Form mit einem Winkel von $\alpha=136^\circ$, der in die Oberfläche eines Prüfkörpers mit definierter Kraft gedrückt wurde. Anschließend wurde gemessen, welche Abdrucktiefe er in dem Prüfkörper hinterließ.

Der Prüfkörper lag während der Prüfung auf einer starren Unterlage. Die Messung wurde bei einer Temperatur von 20°C an der Universalprüfmaschine nach Zwick (Abb. 10) durchgeführt. Der Eindringkörper wurde an den Prüfkörper herangeführt und mit einer Kraft von 1 N rechtwinklig und schwingungsarm für 10 Sek. aufgebracht. Die Härte wird in der Einheit HV (Härte nach Vickers) gemessen.

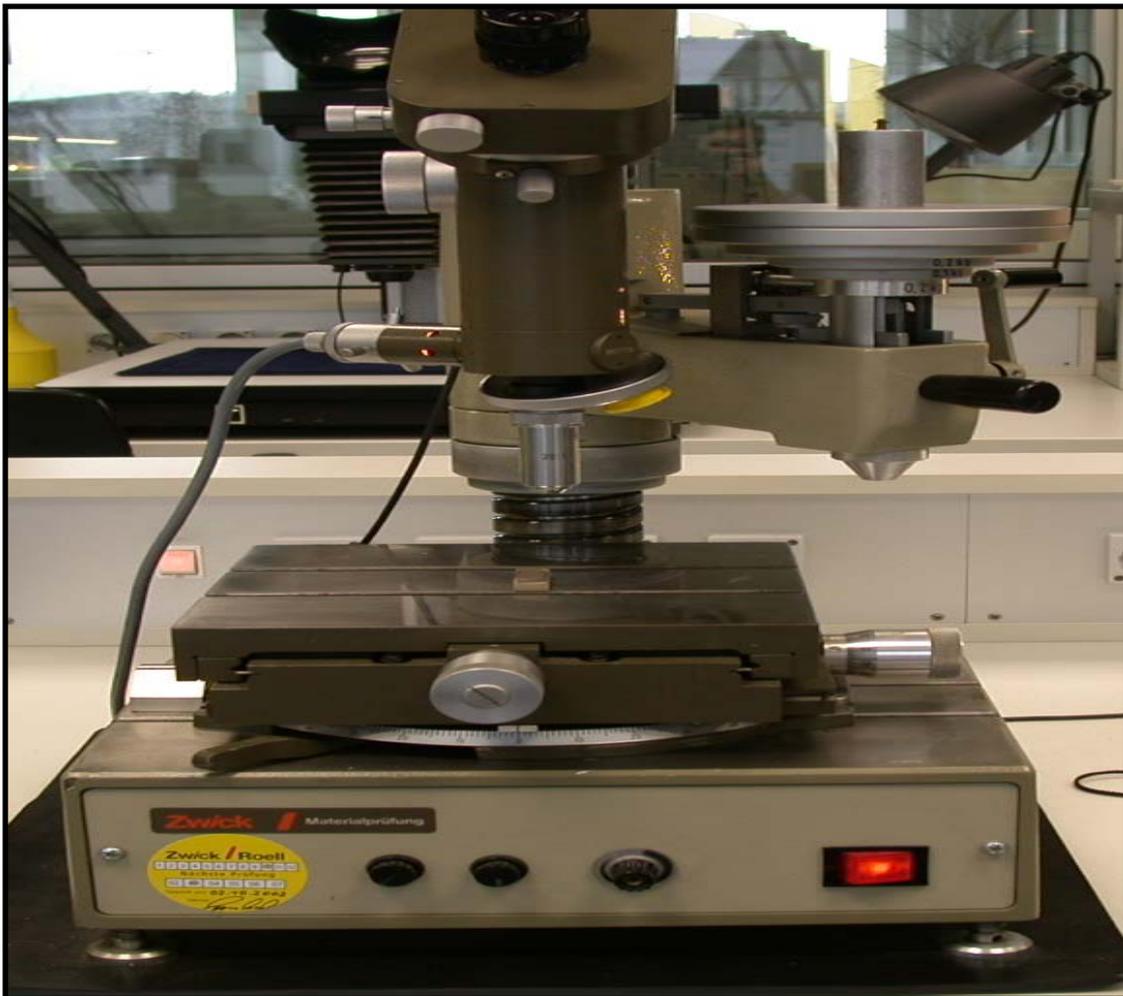


Abb. 10 : Härtemessung mit der Universalprüfmaschine nach Zwick

4.4.2 Abrasionstest

Als Abrasionsmedium wurde Hirse verwendet. Diese wurde folgendermaßen vorbereitet: In Portionen von $50 \pm 0,5$ g wurde gelbe Futterhirse 15 sek. in einer Kaffeemühle gemahlen. Die gemahlene Hirse wurde bis zu ihrer Verwendung in einem geschlossenen Behälter aufbewahrt.

Für die Abrasionsversuche mit der Drei-Medien-Abrasionsmaschine läuft das Probenrad auf der rechten Achse der Maschine und wird dabei mit einem definierten Gewicht gegen das entgegengesetzt drehende Antagonistenrad auf der linken Achse belastet (Abb. 11 und 12). Die antagonistische Belastung erfolgt in einem Medium aus feuchter Hirse als Abrasionsmedium.

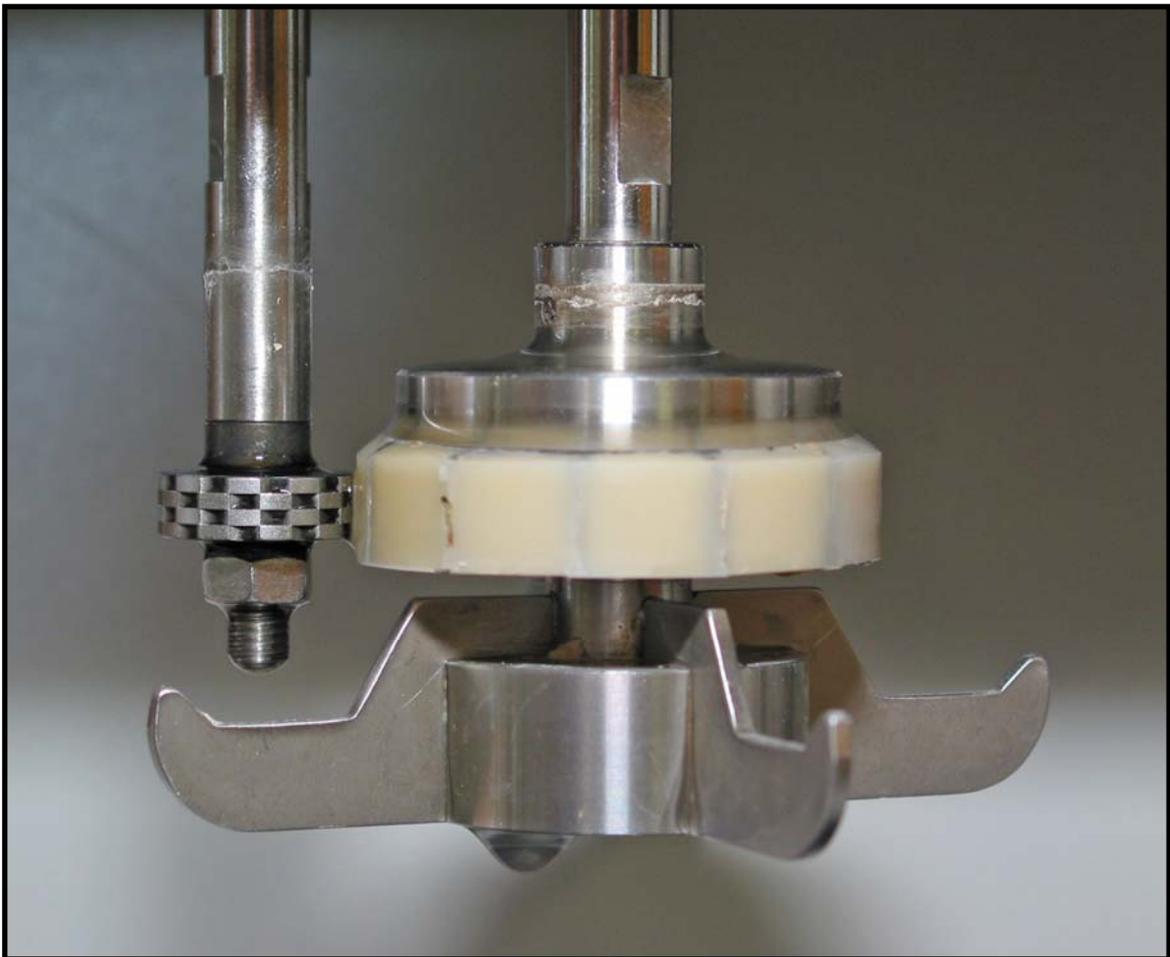


Abb. 11: Proben- und Antagonistenrad vorbereitet.

An der rechten Achse des Gerätes wurde mit dem jeweiligen Proberad der Rührer zum Durchmischen der Hirse und an der linken Achse das Antagonistenrad montiert, dessen Oberfläche aus rostfreiem Edelstahl bestand. Ein Gewicht von 15 N, das den Anpressdruck bestimmte, wurde frei eingehängt. In dem Behälter für das Abrasionsmedium wurden 150 g gemahlene Hirse sowie 220 g destilliertes Wasser vermengt. Für jeden neuen Versuchsdurchgang wurde ein frisches Abrasionsmedium verwendet. Der Behälter wurde so in Position gebracht, dass beide Räder vom Abrasionsmedium bedeckt waren, damit während des Beschleifens die Materialien nicht überhitzt wurden. Der linke Motor rotierte mit 130 U/min links drehend und der rechte Motor mit 60 U/min rechts drehend. Das Programm für den Versuchsablauf wurde eingestellt: Die vorgesehene Zyklusanzahl von 50.000 benötigte 12 Stunden. Das Programm wurde viermal mit 50.000 Zyklen wiederholt, bis die Zyklusanzahl von 200.000 Zyklen erreicht war. Bis zur Messauswertung wurde das Rad in destilliertem Wasser gelagert, um ein Austrocknen zu vermeiden.

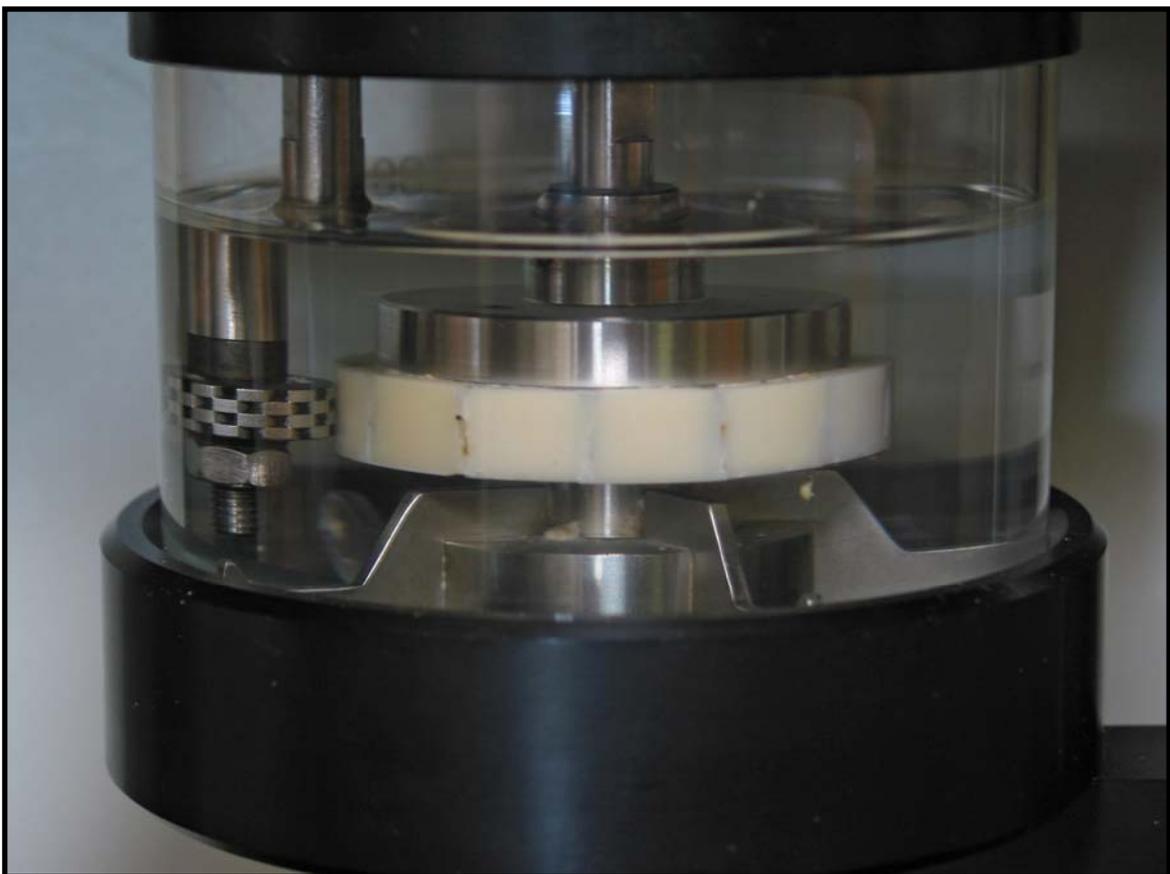


Abb. 12: Abrasionsmaschine in Funktion

Messung des Substanzabtrages durch Abrasion

Durch die Abrasion mit dem Antagonistenrad wurde auf jedem Prüfkörper eine 2 mm breite Schleifspur erzeugt (Abb. 13). Zur Auswertung wurde der Substanzabtrag innerhalb dieser Schleifspur bezogen auf die ursprüngliche Höhe des Prüfkörpers computergestützt erfasst.

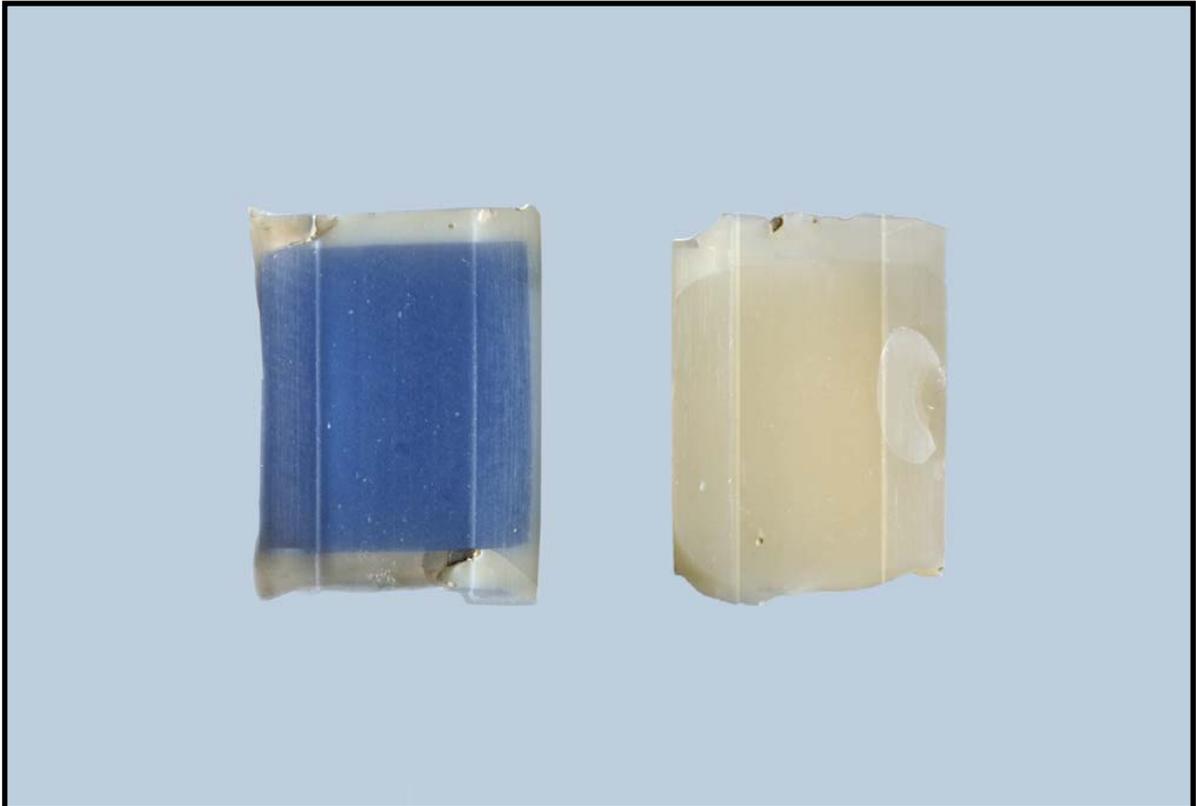


Abb. 13: Prüfkörper mit Schleifspur durch Abrasion

Die Vermessung des Substanzabtrages innerhalb der Schleifspur erfolgte folgendermaßen: Das gesamte Proberad wurde auf eine dafür vorgesehene Apparatur am Profilometer (Mahr Millitast 1085, Willytec) axial aufgesteckt und festgeschraubt (Abb. 14). Die Vermessung wurde mit dem Programm „DMA-MESS“ automatisiert durchgeführt. Der Stylus des Profilometers tastete jeden der 12 Prüfkörper auf dem Rad quer in insgesamt 40 Zeilen ab, die jeweils 100 µm gegeneinander versetzt waren (Abb. 15). In jeder Zeile wurden 90 Messpunkte quer durch die Schleifspur abgetastet und registriert. Die Vermessung beinhaltete die nicht abradierten Oberflächen des Prüfkörpers, die sich jeweils rechts und links der Schleifspur befanden und als Referenzhöhe dienten. Die Daten wurden von

dem Messprogramm ausgewertet. Mittels EXCEL Version 4,0 wurden beschriftete 3D-Grafiken erstellt, die nach Messschritten und Messreihen skaliert waren.



Abb. 14: Vermessung der Schleifspur

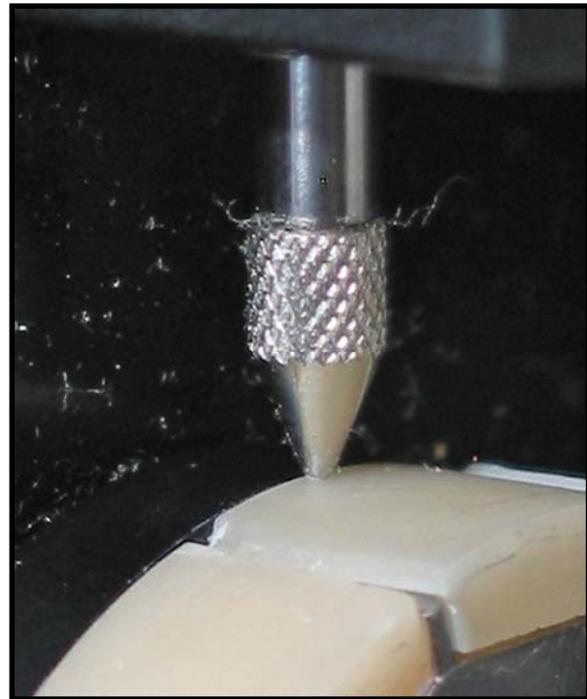


Abb. 15: Stylus des Profilometers auf der Probe

Auf diese Weise konnten Profile durch die Schleifspur dargestellt werden. Diese zeigten, dass der Substanzabtrag am stärksten an der rechten und linken Begrenzung der Schleifspur ausgeprägt war und sich zudem rechts und links ungleichmäßig tief darstellte. Daher wurden die jeweiligen zehn Einzelwerte der 90 Messpunkte pro Zeile zur Auswertung herangezogen, die in dem Bereich der rechten und linken Begrenzung der Schleifspur gemessen wurden (Abb. 16). Insgesamt wurden pro Prüfkörper 40 Zeilen mit je zehn Einzelmessungen für die rechte bzw. linke Spur vermessen, so dass bei einer Gruppengröße von $n = 9$ eine Datenmenge von 3600 Einzelmessungen für jedes Material zur Verfügung stand.

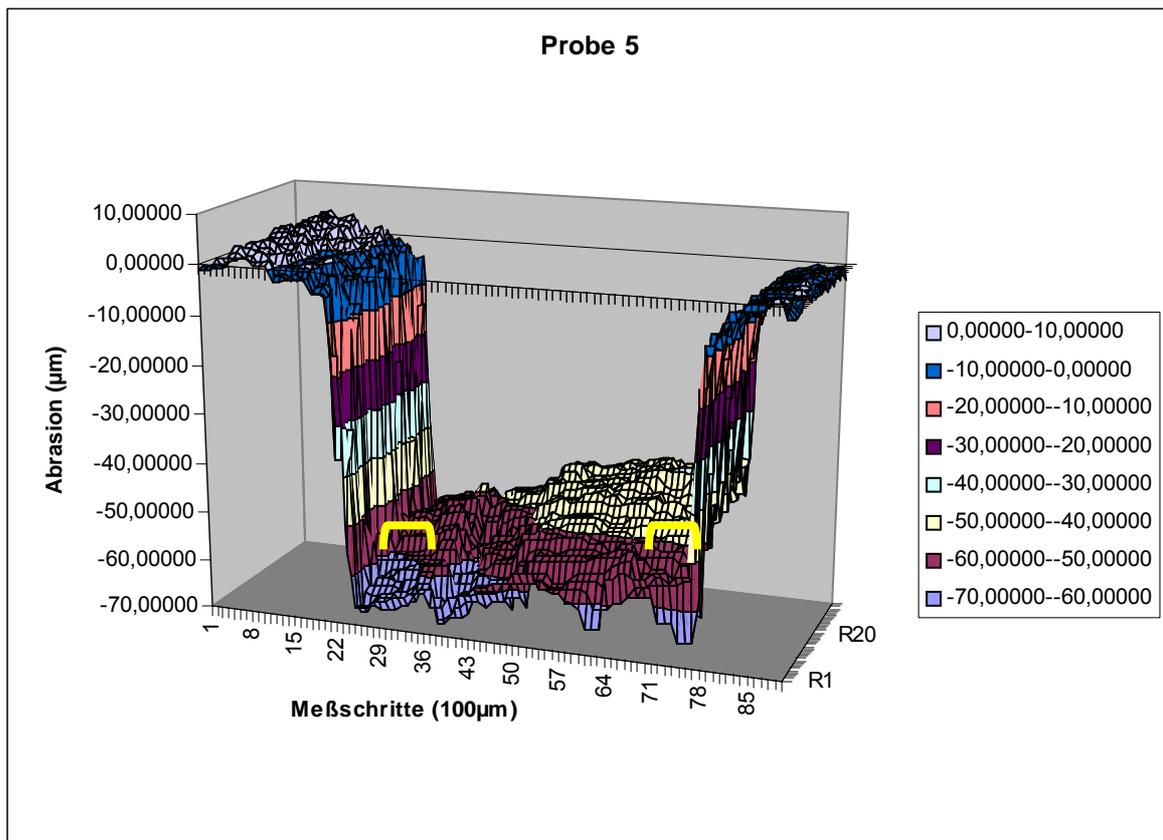


Abb. 16: Profil durch eine Schleifspur exemplarisch. Die Bereiche an der rechten und linken Seite der Schleifspur bestehend aus zehn Einzelwerten wurden pro gemessene Zeile berücksichtigt (gelbe Markierung).

Als weitere Parameter wurden die Oberflächenrauigkeiten nach Abrasion mittels 2D-Profilometrie und die Oberflächenstrukturen der Materialien an der rechten und linken Seite der Schleifspur mittels REM analysiert.

4.4.3 Untersuchung der Beschleifdauer

Für diese Untersuchung wurden die Prüfkörper in eine Versuchsanordnung eingespannt, die ein Beschleifen unter standardisierten Bedingungen als sog. gewichtsgeführte Präparation erlaubte (Abb. 17): Das Versuchsgerät bestand aus einem Schwebetisch, an dem das Winkelstück in einer Halterung fixiert war und mittels eines mit Druckluft betriebenen Luftlagerschlittens entlang des Werkstücks bewegt werden konnte. Das Winkelstück wurde mit einem definierten Anpressdruck durch ein 50 g Gewicht im rechten Winkel an den Prüfkörper herangeführt. Das Winkelstück (Übersetzung 1:5) wurde mit einem zylindrischen Diamantschleifkörper mit einer Körnung von $100\ \mu\text{m}$ (Fa. Brasseler, Lemgo) bestückt und bei einer konstanten Rotationsgeschwindigkeit von $150.000\ \text{U/min}$ unter Wasserkühlung von $50\ \text{ml/min}$ betrieben. Vom Prüfkörper wurde an seiner Stirnfläche auf einer Strecke von $1\ \text{cm}$ Substanz von $5\ \text{mm}$ Höhe abgeschliffen. Mit Hilfe einer Mikrometerschraube wurde dabei eine Anstelltiefe von $0,4\ \text{mm}$ eingestellt, was einem Abschleifen der Materialoberfläche beim Präparieren mit einer flächigen Auflage des Diamantschleifkörpers entsprach.

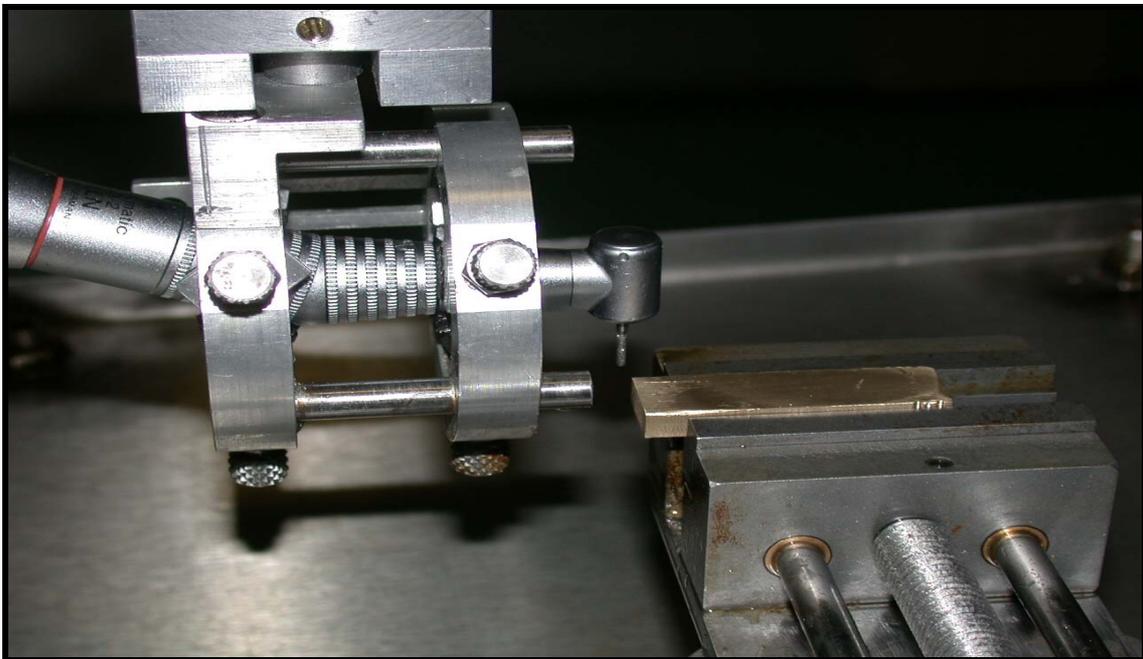


Abb.17: Versuchsanordnung zum Beschleifen des Prüfkörpers unter standardisierten Bedingungen

Die Zeit, die zum Abschleifen der Stirnfläche erforderlich war, wurde exakt gemessen. Nach dem Einstellen und Kalibrieren der Versuchsanordnung wurden alle Messungen unter denselben Bedingungen durchgeführt. Für jedes Material wurde ein neuer Diamant verwendet. Jeder Prüfkörper wurde dreimal abgeschliffen, so dass bei $n = 5$ Prüfkörpern pro Material je 15 Einzelwerte pro Gruppe gemessen wurden. Nach jeder Präparation wurde die Rautiefe mittels 2D-Profilometrie mit Messwiederholung bestimmt.

4.4.4 Messung der Rautiefen

Zur Rautiefenmessung wurden die Prüfkörperoberflächen mittels Perthometer (Fa. Feinprüf GmbH, Göttingen) auf einer Strecke von 5 mm abgetastet. Es handelte sich um ein lineares, elektromechanisches Abtastverfahren. Die Rauigkeitskenngrößen nach DIN wurden automatisch berechnet.

Die Prüfkörper ($n = 9$) der Abrasionsversuche wurden entlang der Schleifspur abgetastet. Die Prüfkörper der Beschleifversuche wurden nach jedem Abschleifen ($n = 15$) senkrecht zur Präparationsrichtung abgetastet.

Die ausgewerteten Rauigkeitskenngrößen waren:

- **Mittenrauigkeit R_A** (average) nach DIN 4768, ISO/DIS 4287/1: Der arithmetische Mittelwert aller Abweichungen des Rauheitsprofils von der Mittellinie innerhalb der Gesamtmessstrecke.
- **Gemittelte Rautiefe R_Z** nach DIN 4768: Der Mittelwert aus den Einzelrautiefen fünf aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken innerhalb der Gesamtmessstrecke. Dabei wird als Einzelrautiefe der senkrechte Abstand zwischen dem höchsten und tiefsten Profilverlauf der Einzelmessstrecke betrachtet.
- **Maximale Rautiefe R_{max}** nach DIN 4768: Die größte der fünf Einzelrautiefen von R_Z .

4.4.5 Rasterelektronenmikroskopische Oberflächenanalyse

Exemplarisch wurden Prüfkörper jedes Materials nach den Abrasionsversuchen ausgewählt. Sie wurden auf Aluminiumträgern mit Leitsilber fixiert und mit reinem Gold bei einer Schichtdicke von 20 nm besputtert (Sputter Coater, Bio-Rad, Watford Herfordshire, Großbritannien). Die definierte Schichtdicke wurde mittels eines Schichtdickenmonitors erzielt. Im Rasterelektronenmikroskop „Digital Scanning Microscope“ DSM 940 (Zeiss, Jena) wurden die Präparate bei verschiedenen Vergrößerungen untersucht. Dabei wurden die Strukturen innerhalb der Schleifspur nach der Abrasion mit denen in den Randbereichen verglichen, die der Oberfläche nach dem Glattschleifen entsprachen.

4.5 Statistische Auswertung

Alle Daten wurden mit Hilfe von Microsoft EXCEL Version 4.0 dokumentiert. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS/PC (Version 13.0). Zur statistischen Auswertung dienten nicht parametrische Testverfahren. Die Gruppen wurden einzeln mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests paarweise miteinander verglichen. Die Kurvenverläufe der verschiedenen Rauigkeitsmessungen wurden mit Hilfe der Korrelation nach Pearson auf Signifikanz getestet. Die Auswertungen erfolgten auf einem Signifikanzlevel von $\alpha=0,05$.

5 ERGEBNISSE

5.1 Ergebnisse der Härtemessung nach Vickers

Die Ergebnisse der Härtemessung aller verwendeten Materialien sind in Abbildung 18 grafisch dargestellt. In Tabelle 3 sind die signifikanten Unterschiede der Härtewerte zwischen den verschiedenen Materialien aufgelistet. Die Härte von Grandio mit durchschnittlich 117 HV war etwa um den Faktor 2 größer als die Härte aller übrigen Komposite und der Stumpfaufbaumaterialien auf Kompositbasis. Grandio unterschied sich von allen anderen Materialien und Dentin signifikant. Der Härtewert von Dentin betrug durchschnittlich 75 HV. Die Härten aller übrigen Materialien lagen signifikant unter dem Dentinwert. Die Aufbaukunststoffe Ti-Core mit durchschnittlich 35 HV, das dünnfließende LuxaCore Smart Mix mit durchschnittlich 42 HV und Multicore Flow mit durchschnittlich 43 HV zeigten die niedrigsten Härtewerte. Ti-Core unterschied sich außer von LuxaCore Smart Mix und Multicore Flow signifikant von allen übrigen Materialien.

In der Gruppe der Zemente unterschieden sich Ketac fil mit einer Härte von durchschnittlich 49 HV und Ketac Molar mit durchschnittlich 57 HV nicht signifikant voneinander, lagen aber signifikant unter dem Dentinwert. In der Gruppe der Aufbaukomposite wies Rebuilda D mit einem Wert von durchschnittlich 65 HV die höchste Härte auf und unterschied sich signifikant von allen anderen Materialien außer Core Paste und Ecusit. Die übrigen Aufbaukomposite erzielten durchschnittliche Ergebnisse zwischen 45 und 60 HV. Die unterschiedlichen Applikationsformen der Materialien eines Herstellers, d.h. LuxaCore und LuxaCore Smart Mix sowie Rebuilda D, Rebuilda LC und Rebuilda DC, unterschieden sich signifikant voneinander, wobei die fließfähige Form jeweils die geringste Härte besaß.

Innerhalb der Gruppe der Seitenzahnkomposite hatte Grandio den höchsten und Tetric Evo Ceram den niedrigsten Härtewert mit durchschnittlich 52 HV. Tetric Evo Ceram verhielt sich außer gegenüber Ketac Fil, Ketac Molar, Core Paste und Rebuilda DC signifikant zu den übrigen Aufbaumaterialien. Die Seitenzahnkomposite Ecusit mit durchschnittlich 68 HV und Quixfil mit durchschnittlich 70 HV reichten näher an den Dentinwert. Quixfil unterschied sich nicht signifikant gegenüber Core Paste und Ecusit nicht gegenüber Built-It, Core Paste sowie Rebuilda D und LC.

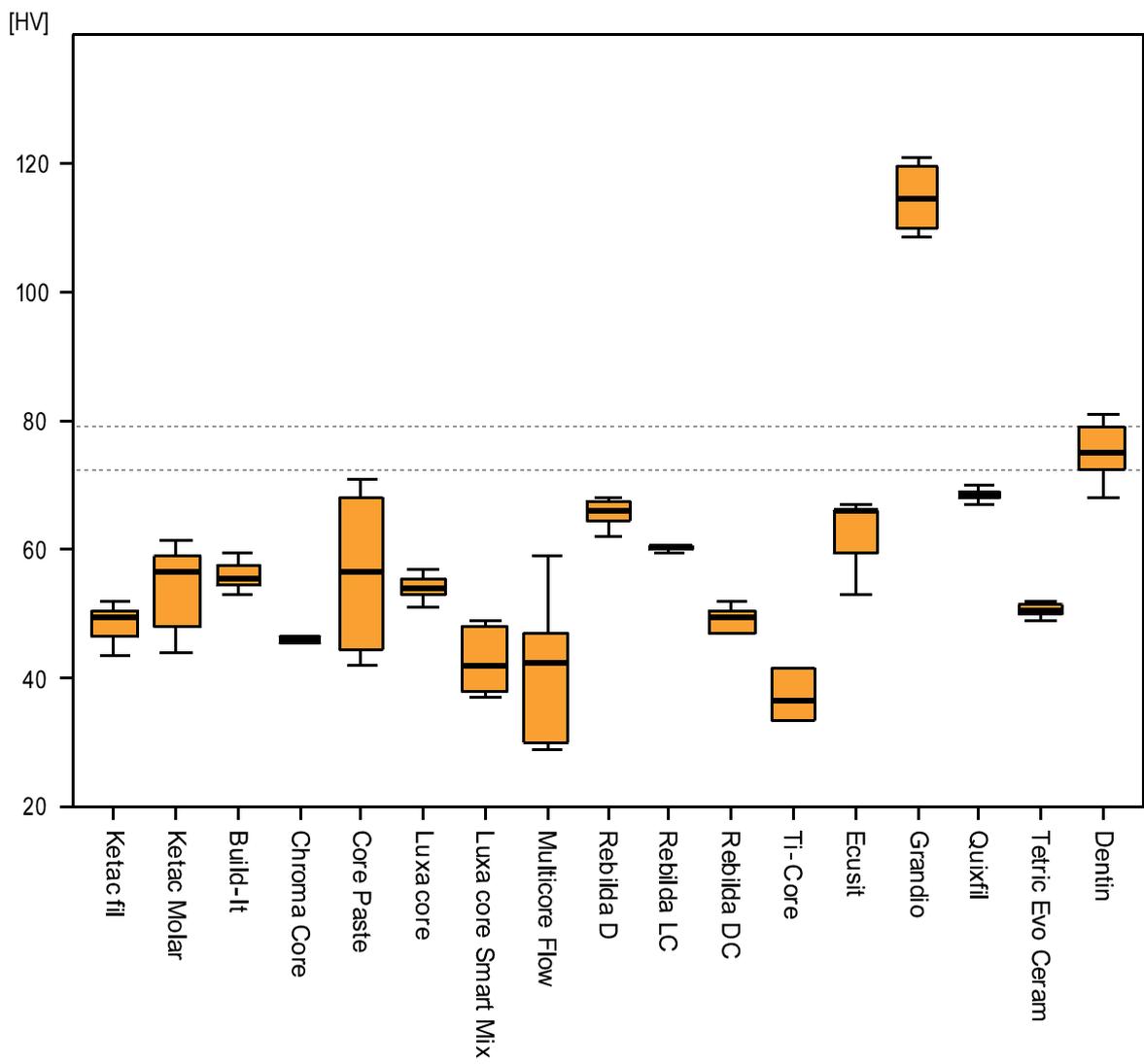


Abb. 18: Ergebnisse der Härtemessung in HV= Härte nach Vickers

HV	Ketac Fil	Ketac Molar	Build-It	Chroma Core	Core Paste	LuxaCore	LuxaCore Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Ecusit	Grandio	Quixfil	Tetric Evo Ceram
Ketac Fil		n.s	**	n.s	n.s	**	n.s	n.s	**	**	n.s	**	**	**	**	n.s
Ketac Molar	n.s		n.s	n.s	n.s	n.s	*	n.s	**	*	n.s	**	*	**	**	n.s
Build-It	**	n.s		**	n.s	n.s	**	*	**	**	**	**	n.s	**	**	**
Chroma Core	n.s	n.s	**		n.s	**	n.s	n.s	**	**	**	**	**	**	**	**
Core Paste	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	**	n.s	**	n.s	n.s
LuxaCore	**	n.s	n.s	**	n.s		**	n.s	**	**	**	**	*	**	**	*
LuxaCore Smart Mix	n.s	*	**	n.s	n.s	**		n.s	**	**	*	n.s	**	**	**	**
Multicore Flow	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		**	**	n.s	n.s	**	**	**	**
Rebilda D	**	**	**	**	n.s	**	**	**		**	**	**	n.s	**	*	**
Rebilda LC	**	*	**	**	n.s	**	**	**	**		**	**	n.s	**	**	**
Rebilda DC	n.s	n.s	**	**	n.s	**	*	n.s	**	**		**	**	**	**	n.s
Ti-Core	**	**	**	**	**	**	n.s	n.s	**	**	**		**	**	**	**
Ecusit	**	*	n.s	**	n.s	*	**	**	n.s	n.s	**	**		**	**	**
Grandio	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**		**	**
Quixfil	**	**	**	**	n.s	**	**	**	*	**	**	**	**	**		**
Tetric Evo Ceram	n.s	n.s	**	**	n.s	*	**	*	**	**	n.s	**	**	**	**	

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s nicht signifikant

Tab. 3: Signifikante Unterschiede der Härte der verschiedenen Materialien

5.2 Ergebnisse der Verschleißmessung nach ACTA

Die Ergebnisse der Substanzabtragsmessung durch Drei-Medien-Abrasion wurden jeweils für die rechte und linke Seite der Schleifspur ausgewertet und sind in Abbildung 19 grafisch dargestellt. Da es sich um eine Substanzreduktion handelt, d.h. negative Werte, und die Darstellung auf die ehemalige Oberflächenhöhe bezogen wurde, war die Abrasion umso größer, je weiter unten die Boxplots in der Grafik abgebildet sind. Die Ergebnisse der Auswertung des rechten und linken Spurbereiches variierten zwar in den verschiedenen Gruppen, indem die linken Werte größtenteils niedriger als die der rechten Seite lagen, die Unterschiede waren aber nicht statistisch signifikant. Die statistisch signifikanten Differenzen zwischen den verschiedenen Materialien wurden jeweils für den Substanzabtrag im rechten und linken Spurbereich getrennt voneinander berechnet und sind in den Tabellen 4 und 5 aufgelistet.

Grandio wies den niedrigsten Substanzabtrag von durchschnittlich 20 μm auf, was signifikant geringer gegenüber dem Substanzabtrag aller anderen Materialien war. Innerhalb der Gruppe der definitiven Seitenzahnkomposite lagen die Werte außer mit Grandio auf einem Level von durchschnittlich 40 bis 48 μm . Dabei wurden außer gegenüber Grandio nur zwischen Tetric Evo Ceram und Quixfil signifikante Unterschiede gefunden, wobei Quixfil den höheren Substanzabtrag zeigte.

In der Gruppe der Glaspolyalkenoatzemente bestanden keine signifikanten Differenzen, beide Materialien waren um durchschnittlich 65 bis 70 μm reduziert. Der Substanzabtrag in der Gruppe der Aufbaumaterialien verhielt sich unterschiedlich: Ti Core besaß mit einem Wert von durchschnittlich 88 μm den insgesamt höchsten Wert aller Gruppen und differierte aber nur im Vergleich zu Grandio signifikant sowie zu Tetric Evo Ceram und Ecusit im linken Spurbereich niedriger signifikant.

Die übrigen Aufbaumaterialien wiesen folgende Abrasionswerte auf:

- durchschnittlich 40 bis 50 μm für Built-It, Chroma Core und Rebuilda LC,
- durchschnittlich 50 bis 60 μm für Rebuilda DC und Multicore Flow sowie
- durchschnittlich 60 bis 75 μm für Core Paste, LuxaCore, LuxaCore Smart Mix und Rebuilda D.

Rebuilda LC wies einen signifikant geringeren Substanzabtrag gegenüber allen anderen Materialien außer den definitiven Seitenzahnkompositen, Built-It und

Chroma Core auf. Signifikante bzw. niedrig signifikante Differenzen wurden ebenfalls zwischen Core Paste, LuxaCore, LuxaCore Smart Mix, Multicore Flow und Rebilda D gegenüber Built-It, Chroma Core und Rebilda DC gefunden.

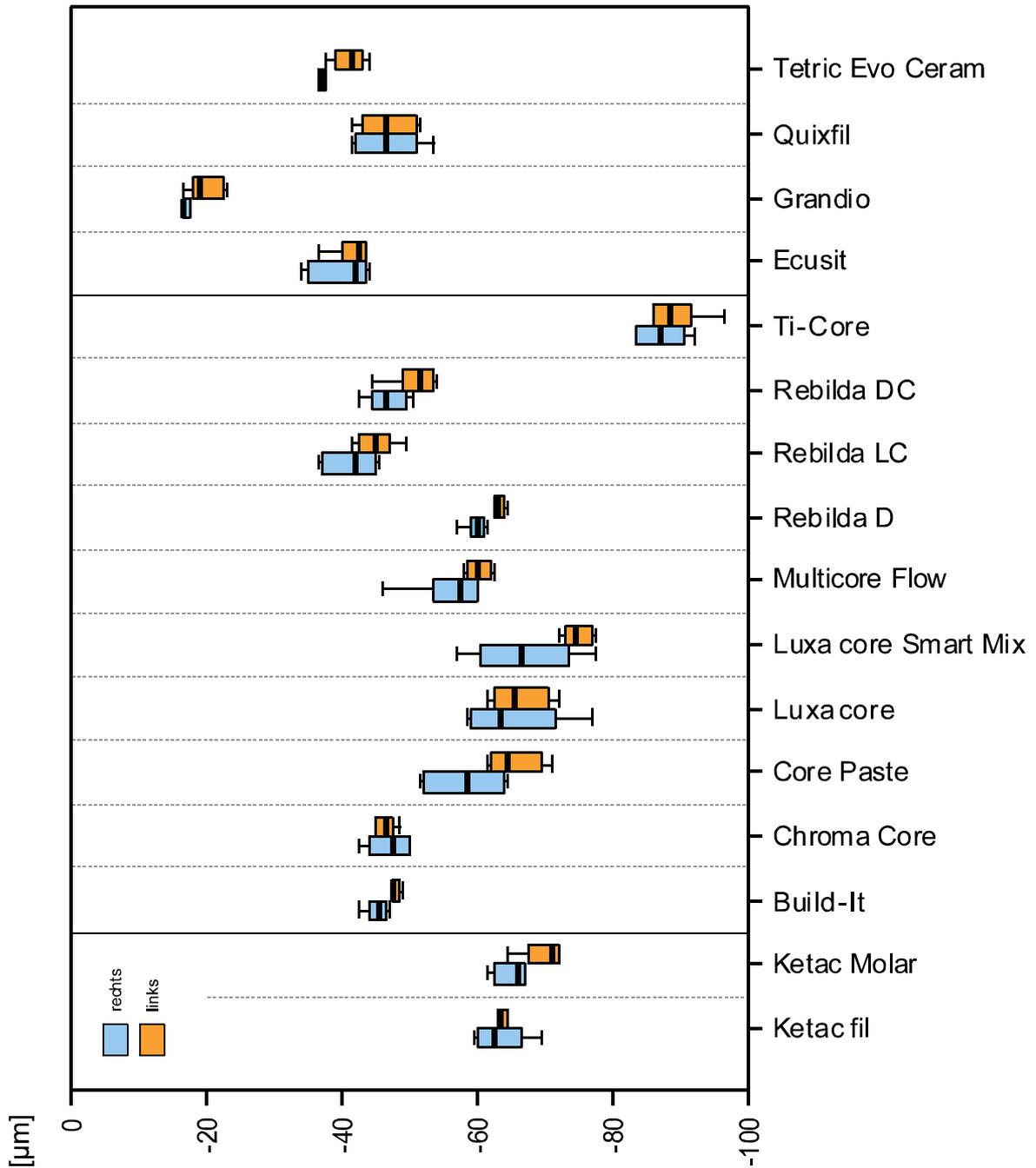


Abb.19: Verschleiß durch ACTA

Rechts	Ketac Fil	Ketac Molar	Build-It	Chroma Core	Core Paste	LuxaCore	LuxaCore Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Ecusit	Grandio	Quixfil	Tetric Evo Ceram
Ketac Fil	***	n.s	**	**	n.s	n.s	n.s	*	n.s	**	**	n.s	**	**	**	**
Ketac Molar	n.s	***	**	**	n.s	n.s	n.s	**	**	**	**	n.s	**	**	**	**
Build-It	**	**	***	n.s	**	**	**	*	**	n.s	n.s	n.s	*	**	n.s	**
Chroma Core	**	**	n.s	***	**	**	**	*	**	n.s	n.s	n.s	*	**	n.s	**
Core Paste	n.s	n.s	**	**	***	n.s	n.s	n.s	n.s	**	**	n.s	**	**	*	**
LuxaCore	n.s	n.s	**	**	n.s	***	n.s	*	n.s	**	**	n.s	**	**	**	**
LuxaCore Smart Mix	n.s	n.s	**	**	n.s	n.s	***	*	n.s	**	**	n.s	**	**	**	**
Multicore Flow	*	**	*	*	n.s	*	*	***	n.s	**	*	n.s	**	**	*	**
Rebilda D	n.s	**	**	**	n.s	n.s	n.s	n.s	***	**	**	n.s	**	**	**	**
Rebilda LC	**	**	n.s	n.s	**	**	**	**	**	***	*	n.s	n.s	**	n.s	n.s
Rebilda DC	**	**	n.s	n.s	**	**	**	*	**	*	***	n.s	*	**	n.s	**
Ti-Core	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	***	n.s	**	n.s	n.s
Ecusit	**	**	*	*	**	**	**	**	**	n.s	*	n.s	***	**	n.s	n.s
Grandio	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	***	**	**
Quixfil	**	**	n.s	n.s	*	**	**	*	**	n.s	n.s	n.s	n.s	**	*	**
Tetric Evo Ceram	**	**	**	**	**	**	**	**	**	n.s	**	*	n.s	**	**	***

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s nicht signifikant

Tab. 4: Signifikante Abrasionsdifferenzen der verschiedenen Materialien im rechten Spurbereich

Links	Ketac Fil	Ketac Molar	Build-It	Chroma Core	Core Paste	LuxaCore	LuxaCore Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Ecusit	Grandio	Quixfil	Tetric Evo Ceram
Ketac Fil		**	**	**	n.s	n.s	**	n.s	n.s	**	*	n.s	**	**	*	**
Ketac Molar	**		**	**	n.s	n.s	**	**	**	**	**	n.s	**	**	**	**
Build-It	**	**		n.s	**	**	**	**	**	n.s	n.s	n.s	**	**	n.s	**
Chroma Core	**	**	n.s		**	**	**	**	**	n.s	n.s	n.s	**	**	n.s	**
Core Paste	n.s	n.s	**	**		n.s	**	*	n.s	**	**	n.s	**	**	**	**
LuxaCore	n.s	n.s	**	**	n.s		**	*	n.s	**	**	n.s	**	**	**	**
LuxaCore Smart Mix	**	**	**	**	**	**		**	**	**	**	n.s	**	**	**	**
Multicore Flow	n.s	**	**	**	*	*	**		n.s	**	**	n.s	**	**	**	**
Rebilda D	n.s	**	**	**	n.s	n.s	**	n.s		**	**	n.s	**	**	**	**
Rebilda LC	**	**	n.s	n.s	**	**	**	**	**		*	n.s	n.s	**	n.s	n.s
Rebilda DC	*	**	n.s	n.s	**	**	**	**	**	*		n.s	**	**	n.s	**
Ti-Core	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		*	**	n.s	*
Ecusit	**	**	**	**	**	**	**	**	**	n.s	**	*		**	n.s	n.s
Grandio	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**		**	**
Quixfil	*	**	n.s	n.s	**	**	**	**	**	n.s	n.s	n.s	n.s	**		**
Tetric Evo Ceram	**	**	**	**	**	**	**	**	**	n.s	**	*	n.s	**	n.s	

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s nicht signifikant

Tab. 5: Signifikante Abrasionsdifferenzen der verschiedenen Materialien im linken Spurbereich

5.3 Oberflächenrauigkeit nach ACTA

Die Oberflächenrauigkeiten, die durch das Abrasionsmedium Hirse nach dem ACTA-Versuch auf der Oberfläche der Prüfmaterialien erzeugt wurden, sind in den Abbildungen 20 bis 22 für die drei berechneten Rauigkeitskenngrößen dargestellt. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien sind entsprechend den ausgewerteten Rauigkeitskenngrößen in den Tabellen 6 bis 8 angegeben.

5.3.1 Mittenrautiefe R_A

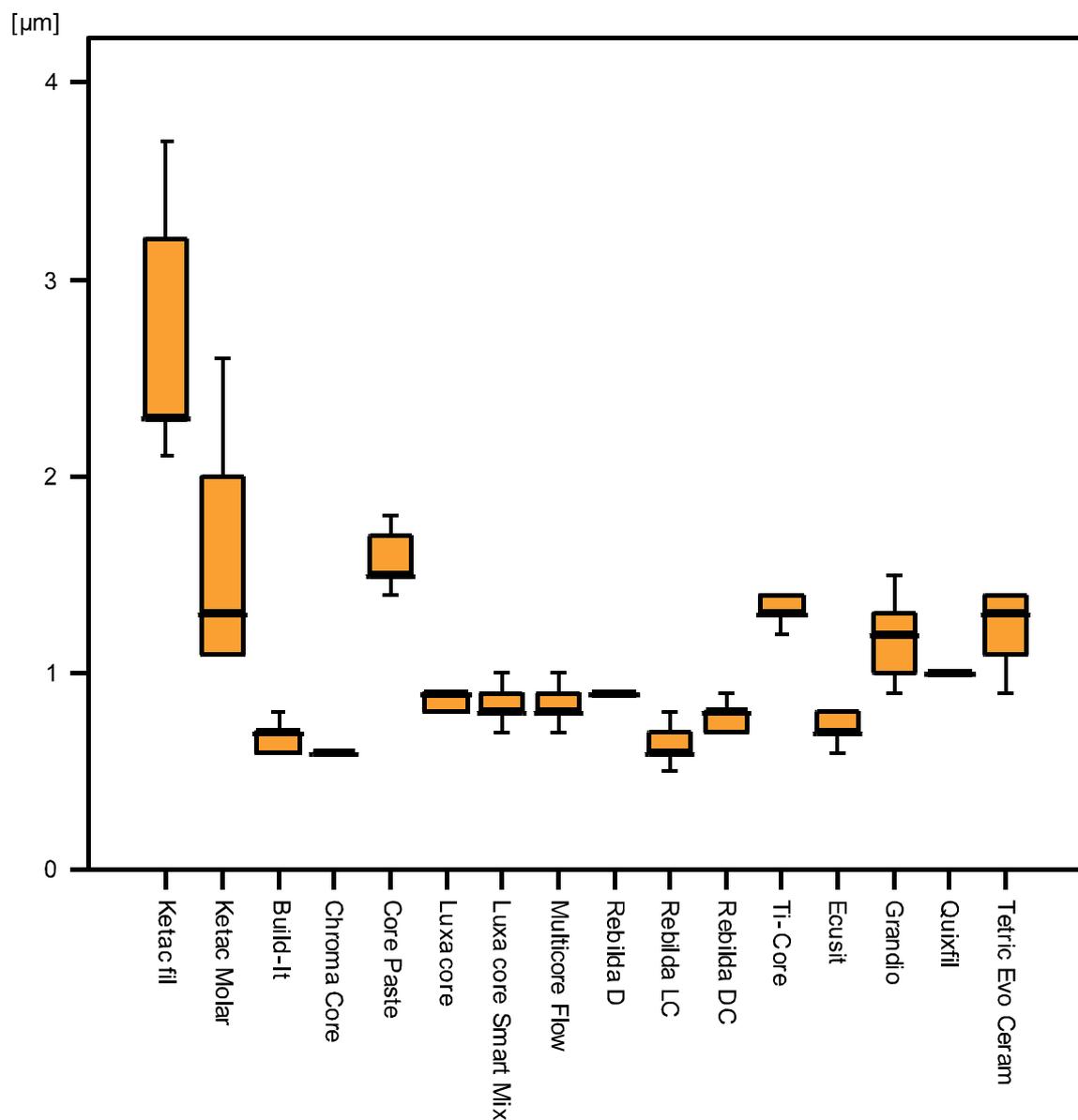


Abb. 20: Rautiefe R_A nach ACTA

RA	Ketac Fil	Ketac Molar	Build-It	Chroma Core	Core Paste	LuxaCore	LuxaCore Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Ecusit	Grandio	Quixfil	Tetric Evo Ceram
Ketac Fil	***	*	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
Ketac Molar	*	***	**	**	n.s.	**	**	**	**	**	**	n.s.	**	n.s.	*	n.s.
Build-It	**	**	***	n.s.	**	n.s.	*	*	*	n.s.	n.s.	**	n.s.	**	**	**
Chroma Core	**	**	n.s.	***	**	*	*	*	*	n.s.	*	**	n.s.	**	**	**
Core Paste	**	n.s.	**	**	***	**	**	**	**	**	**	n.s.	**	*	**	*
LuxaCore	**	**	n.s.	*	**	***	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	**	*
LuxaCore Smart Mix	**	**	*	*	**	n.s.	***	n.s.	n.s.	*	n.s.	**	n.s.	*	*	*
Multicore Flow	**	**	*	*	**	n.s.	n.s.	***	n.s.	*	n.s.	**	n.s.	*	*	*
Rebilda D	**	**	*	*	**	n.s.	n.s.	n.s.	***	*	n.s.	**	*	*	*	*
Rebilda LC	**	**	n.s.	n.s.	**	n.s.	*	*	*	***	n.s.	**	n.s.	**	**	**
Rebilda DC	**	**	n.s.	*	**	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	***	**	n.s.	*	**	*
Ti-Core	**	n.s.	**	**	n.s.	**	**	**	**	**	**	***	**	n.s.	**	n.s.
Ecusit	**	**	n.s.	n.s.	**	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.	**	***	**	**	**
Grandio	**	n.s.	**	**	*	*	*	*	*	**	*	*	**	***	n.s.	n.s.
Quixfil	**	*	**	**	**	**	*	*	*	**	**	**	**	n.s.	***	n.s.
Tetric Evo Ceram	**	n.s.	**	**	*	*	*	*	*	**	*	n.s.	**	n.s.	n.s.	***

*** p<0.001
** p<0.01
* p<0.05
n.s. nicht signifikant

Tab. 6: Rautiefe R_A nach ACTA

Die mittleren Rautiefen der meisten Aufbaumaterialien außer Core Paste und Ti Core lagen nach Abrasion durchschnittlich unter 1 μm (Abb. 15). Die definitiven Seitenzahnkomposite Ecusit und Quixfil zeigten ebenfalls Werte von 1 μm oder darunter, während Grandio und Tetric Evo Ceram bei durchschnittlich 1,3 μm lagen. Die mittlere Rautiefe der Glaspolyalkenoatzemente nach Abrasion wurde für Ketac Molar ebenfalls bei durchschnittlich 1,3 μm gemessen, während Ketac fil mit durchschnittlich 2,3 μm den höchsten Wert zeigte. R_A von Ketac fil verhielt sich signifikant rauer gegenüber allen übrigen Materialien (Tab. 6).

Von den Aufbaukompositen zeigten Core Paste und Ti Core die höchsten Werte: Core Paste war signifikant unterschiedlich gegenüber allen anderen Materialien außer Ketac Molar. Ti Core differierte signifikant gegenüber allen Materialien außer Ketac Molar, Grandio und Tetric Evo Ceram.

Bei den Aufbaumaterialien lagen Build-It, Chroma Core und Rebilda LC im niedrigsten Bereich, wobei Build-It sich signifikant von allen Materialien außer Chroma Core, LuxaCore, Rebilda LC und DC sowie Ecusit unterschied. Chroma Core verhielt sich nur gegenüber Build-It, Rebilda LC und Ecusit nicht signifikant. Rebilda LC variierte nur gegenüber Build-It, Chroma Core, LuxaCore, Rebilda DC und Ecusit nicht signifikant.

Von den Seitenzahnkompositen besaß Ecusit den niedrigsten und Tetric Evo Ceram den höchsten Wert. Ecusit zeigte sich signifikant unterschiedlich zu den Glaspolyalkenoatzementen, Core Paste, Rebilda D, Grandio, Quixfil und Tetric Evo Ceram. Tetric Evo Ceram zeigte sich nur zu Ketac Molar, Ti Core, Grandio und Quixfil nicht signifikant.

5.3.2 Gemittelte Rautiefe R_z nach ACTA

Die Messungen der zehn größten Rautiefen R_z nach ACTA ergaben für alle Komposite Werte unter 10 μm (Abb. 21). Nur die Glaspolyalkenoatzemente wiesen höhere Werte zwischen durchschnittlich 9 und 14 μm auf. Ketac fil unterschied sich signifikant von allen anderen Kompositen; Ketac Molar besaß keine Signifikanzen gegenüber Core Paste, Ti-Core, Ecusit und Quixfil (Tab. 7). Die geringsten R_z -Werte unter 5 μm wurden für Built-It, Chroma Core, Rebilda LC und Ecusit gefunden.

In der Gruppe der Aufbaumaterialien hatten Chroma Core und Rebilda LC mit durchschnittlich 3 μm gefolgt von Built-It und Ecusit mit durchschnittlich 4 μm die niedrigsten und Core Paste mit durchschnittlich 10 μm die höchsten Werte. Chroma Core zeigte sich signifikant gegenüber allen übrigen Materialien außer Build-It, Multicore Flow, Rebilda LC und Ecusit. Rebilda LC differierte nur nicht signifikant gegenüber Built-It und Chroma Core, Multicore Flow und Rebilda DC. Core Paste zeigte nur gegenüber Ketac Molar und Grandio keine signifikanten Unterschiede. Ansonsten bestanden signifikante Differenzen gegenüber allen anderen Materialien.

Ecusit wies mit durchschnittlich 4,5 μm den niedrigsten Wert bei den Seitenzahnkompositen auf und verhielt sich außer gegenüber den Zementen, Core Paste, Ti-Core und den anderen Seitenzahnkompositen nicht signifikant. Tetric Evo Ceram und Grandio besaßen mit durchschnittlich 7 μm die höchsten Werte in ihrer Gruppe, wobei Tetric Evo Ceram sich signifikant von allen Aufbaukompositen außer Ti Core unterschied.

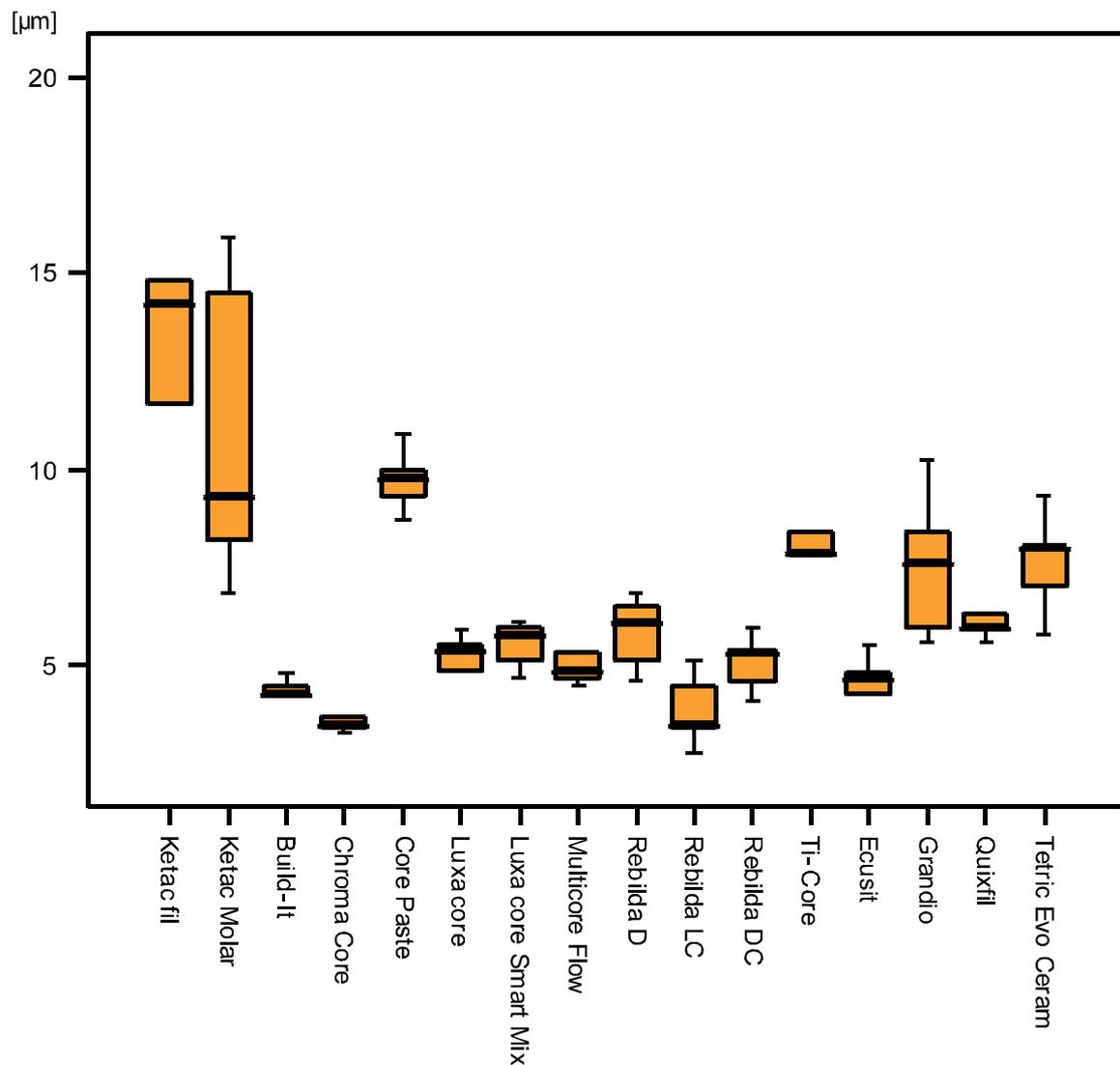


Abb. 21: Rauigkeit R_z nach ACTA

RZ	Ketac Fil	Ketac Molar	Build-It	Chroma Core	Core Paste	LuxaCore	LuxaCore Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Ecusit	Grandio	Quixfil	Tetric Evo Ceram
Ketac Fil		n.s	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
Ketac Molar	n.s		**	**	n.s	**	**	*	*	**	**	n.s	**	n.s	*	n.s
Build-It	**	**		n.s	**	n.s	*	*	*	n.s	n.s	**	n.s	**	**	**
Chroma Core	**	**	n.s		**	*	*	n.s	*	n.s	*	**	n.s	**	**	**
Core Paste	**	n.s	**	**		**	**	**	**	**	**	*	**	n.s	**	*
LuxaCore	**	**	n.s	*	**		n.s	n.s	n.s	*	n.s	**	n.s	*	*	*
LuxaCore Smart Mix	**	**	n.s	*	**	n.s		n.s	n.s	*	n.s	**	n.s	n.s	n.s	*
Multicore Flow	**	*	*	n.s	**	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s	**	n.s	*	n.s	*
Rebilda D	**	*	*	*	**	n.s	n.s	n.s		*	n.s	**	n.s	n.s	n.s	*
Rebilda LC	**	**	n.s	n.s	**	*	*	n.s	*		n.s	**	**	**	**	**
Rebilda DC	**	**	n.s	*	**	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		**	n.s	*	*	*
Ti-Core	**	n.s	**	**	*	**	**	**	**	**	**		**	n.s	**	n.s
Ecusit	**	**	n.s	n.s	**	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	**		**	**	**
Grandio	**	n.s	**	**	n.s	*	n.s	*	n.s	**	*	n.s	**		n.s	n.s
Quixfil	**	*	**	**	**	*	n.s	n.s	n.s	**	*	**	**	n.s		n.s
Tetric Evo Ceram	**	n.s	**	**	*	*	*	*	*	**	*	n.s	**	n.s	n.s	

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s nicht signifikant

Tab.7: R_Z nach ACTA

5.3.3 Maximalrautiefe R_{max} nach ACTA

Die maximalen Rautiefen R_{max} nach der Abrasion zeigten für die Zemente die höchsten Werte mit durchschnittlich 14 bis 20 μm und präsentierten ein relativ einheitliches Bild für die Komposite mit durchschnittlichen Werten zwischen 5 und 13 μm (Abb. 22). Die Werte der Glaspolyalkenoatzemente unterschieden sich nicht signifikant voneinander, aber die von Ketac fil unterschieden sich signifikant gegenüber allen Kompositen und die von Ketac Molar gegenüber allen Kompositen außer Core Paste, Ti-Core, Grandio und Tetric Evo Ceram (Tab. 8).

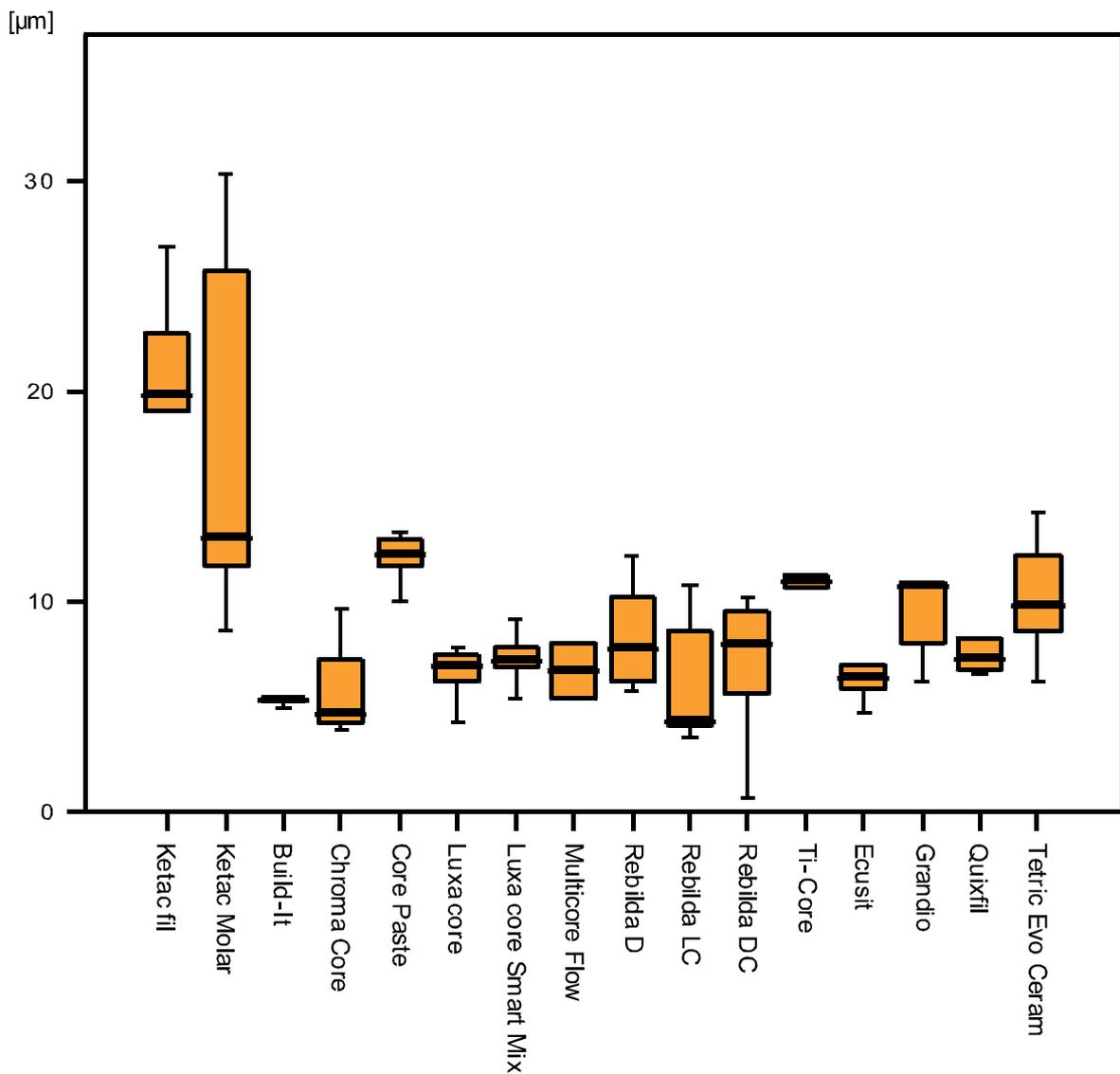


Abb. 22: Rauigkeit R_{max} nach ACTA

Bei den Aufbaukompositen wurden die höchsten Werte für Core Paste mit durchschnittlich 12 µm gefunden, welches zu allen anderen Kompositen außer Multicore Flow, Ti-Core, Grandio und Tetric Evo Ceram signifikant höher war. Die niedrigsten R_{max} -Werte zeigten Build-It, Chroma Core und Rebilda LC. Die Aufbaukomposite außer Core Paste und Ti-Core verhielten sich so einheitlich, dass kaum signifikante Differenzen bestanden. Die Seitenzahnkomposite variierten zwischen R_{max} -Werten von durchschnittlich 6 bis 8 µm für Ecusit und Quixfil und durchschnittlich 10 bis 11 µm für Grandio und Tetric Evo Ceram.

Tab.8: R_{max} nach ACTA

R max	Ketac Fil	Ketac Molar	Build-It	Chroma Core	Core Paste	LuxaCore	LuxaCore Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Ecusit	Grandio	Quixfil	Tetric Evo Ceram
Ketac Fil		n.s	**	**	**	**	**	*	**	**	**	*	**	*	**	**
Ketac Molar	n.s		**	*	n.s	**	*	*	*	*	**	n.s	*	n.s	*	n.s
Build-It	**	**		n.s	**	n.s	*	*	**	n.s	n.s	**	n.s	**	**	**
Chroma Core	**	*	n.s		**	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	*	n.s	*	n.s	*
Core Paste	**	n.s	**	**		**	**	n.s	*	*	*	n.s	*	n.s	*	n.s
LuxaCore	**	**	n.s	n.s	**		n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	**	n.s	n.s	n.s	*
LuxaCore Smart Mix	**	*	*	n.s	**	n.s		n.s	n.s	n.s	n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s
Multicore Flow	*	*	*	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s
Rebilda D	**	*	**	n.s	*	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s
Rebilda LC	**	*	n.s	n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s
Rebilda DC	**	**	n.s	n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		*	n.s	n.s	n.s	n.s
Ti-Core	*	n.s	**	*	n.s	**	*	n.s	n.s	*	*		n.s	n.s	n.s	n.s
Ecusit	**	*	n.s	n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s	n.s
Grandio	*	n.s	**	*	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s	n.s
Quixfil	**	*	**	n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s		n.s
Tetric Evo Ceram	**	n.s	**	*	n.s	*	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	n.s	

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s nicht signifikant

5.4 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Materialoberflächen vor und nach ACTA

Die REM-Aufnahmen verdeutlichen, dass die Glaspolyalkenoatzemente sich in ihrer Struktur durch die Abrasion vergrößerten. Das Relief von Ketac Fil zeigte nach dem Glattschleifen bereits eine unregelmäßige Struktur, bei der nach der Abrasion mehr Erhebungen und Zerklüftungen herausstraten (Abb. 23 a und b). Die Struktur von Ketac Molar wies vor Abrasion Einschleifspuren bei einer leicht zerklüfteten Oberfläche auf, die sich aber durch die Abrasion nicht wesentlich veränderten (Abb. 24 a und b). Es eröffneten sich lediglich mehr Poren.

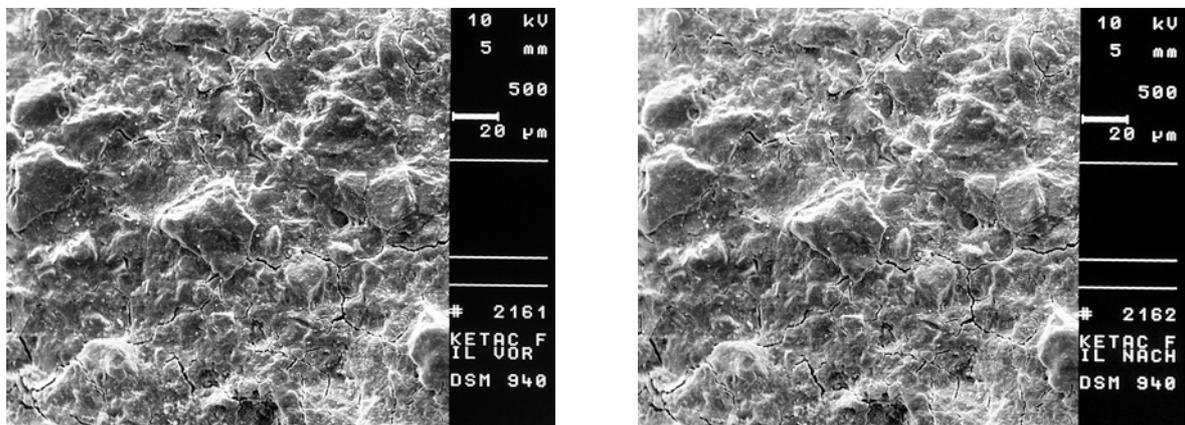


Abb. 23 a und b: Ketac Fil nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

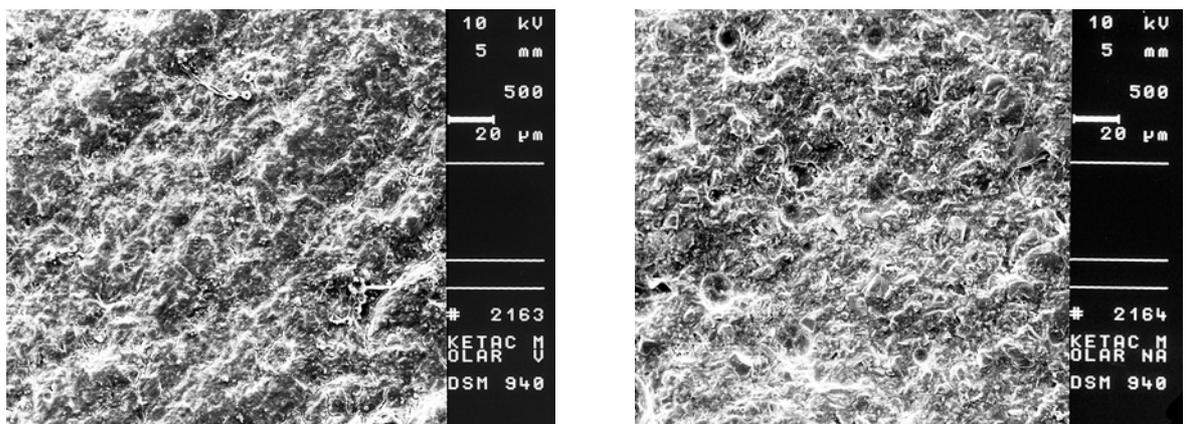


Abb. 24 a und b: Ketac Molar nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

Die Aufbaukomposite zeigten bis auf Core Paste in den REM-Aufnahmen ein relativ homogenes Oberflächenrelief mit geringen Rauigkeiten, das ohne

Abrasion durch die beim Glattschleifen erzeugte Rillenstruktur dominiert war. Nach der Abrasion war die Rillenstruktur verschwunden und ein unregelmäßiges Relief hatte sich bei geringer Rauigkeit aber zunehmender Porosität herausgebildet. Einzelne Füllkörper ragten heraus bzw. waren herausgebrochen.

Built-It erfuhr durch die Abrasion eine Glättung: Während die Oberfläche nach dem Glattschleifen in sich zwar homogen war, aber eine Rillenstruktur besaß, stellte sie sich nach der Abrasion mit geringem Relief und minimaler Rauigkeit, aber einzelnen Poren dar (Abb. 25a und b).

Chroma Core zeigte nach dem Glattschleifen neben einer starken Rillenstruktur geringe Oberflächenrauigkeiten. Durch die Abrasion nahm die Rauigkeit bei flachem Relief deutlich zu, zusätzlich waren viele Poren erkennbar (Abb. 26 a und b).

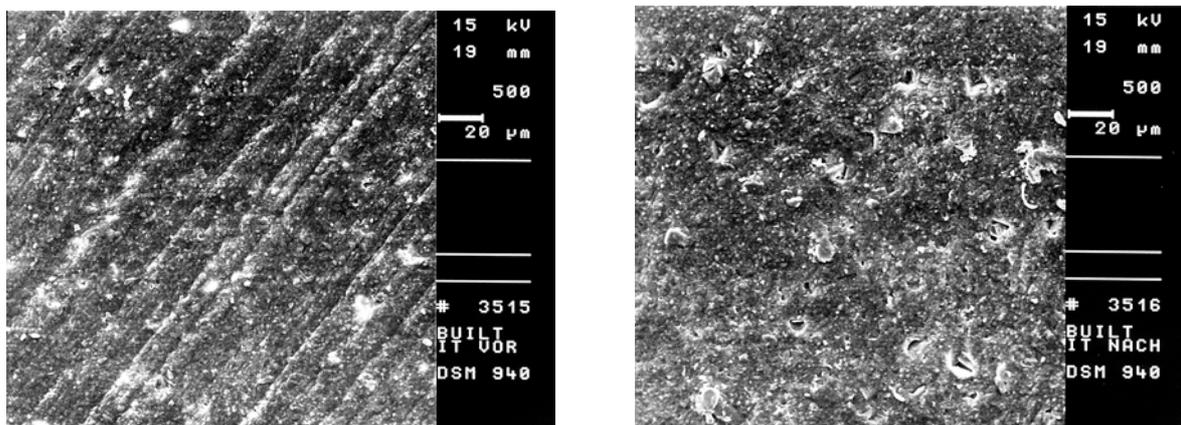


Abb. 25 a und b: Built-It nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

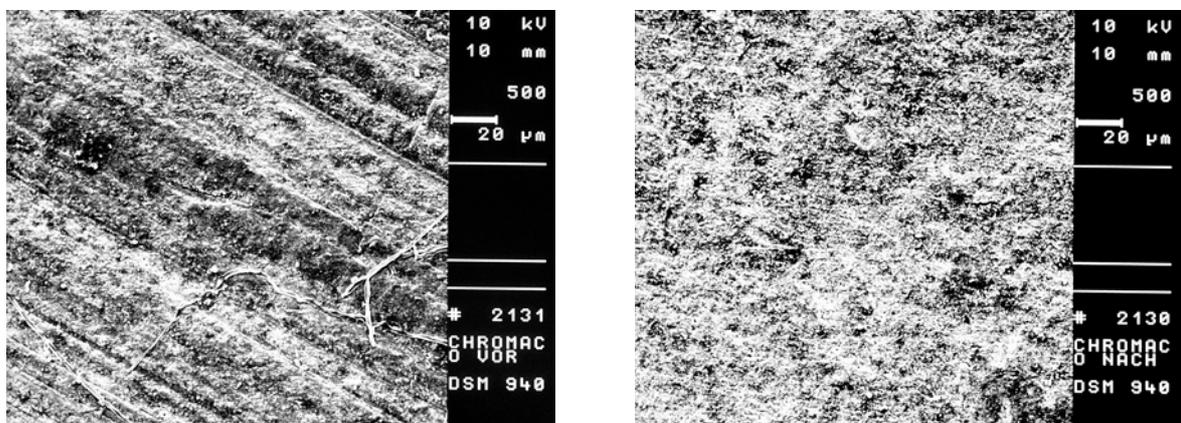


Abb. 26 a und b: Chroma Core nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

Core Paste wies nach dem Glattschleifen eine grobe Oberfläche mit einem gleichmäßig unebenen Relief aber wenigen Poren auf. Nach der Abrasion hatte sich das Relief weiter vergrößert und größere Unebenheiten waren stärker hervorgetreten (Abb. 27a und b). Weiterhin fällt die Porosität auf.

LuxaCore zeigte nach dem Glattschleifen eine Rillenstruktur mit einigen mittleren Unebenheiten und Poren. Nach der Abrasion wurde die Oberfläche insgesamt eingeebnet, es bestanden aber weiterhin einige Poren und eine geringe Oberflächenrauigkeit (Abb. 28 und b).

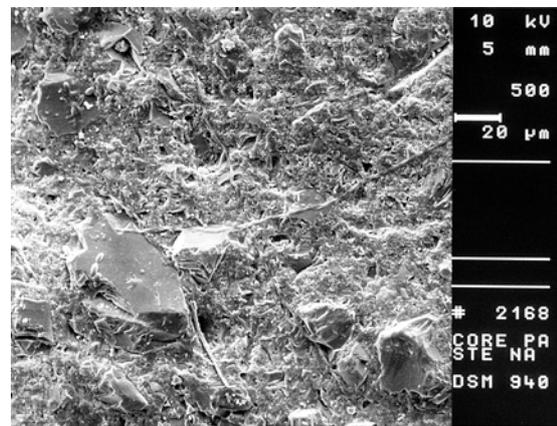
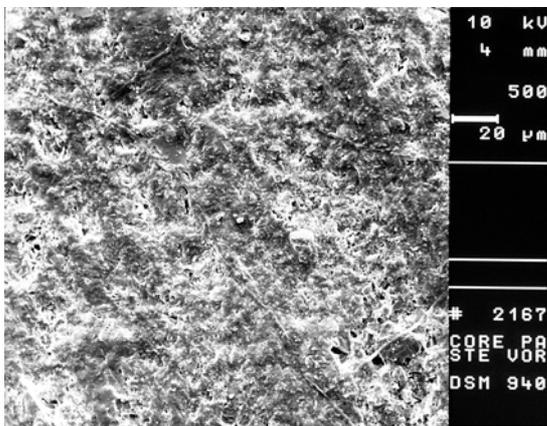


Abb. 27 a und b: Core Paste nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

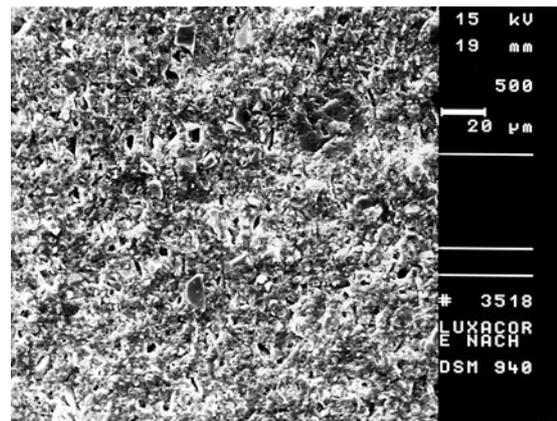
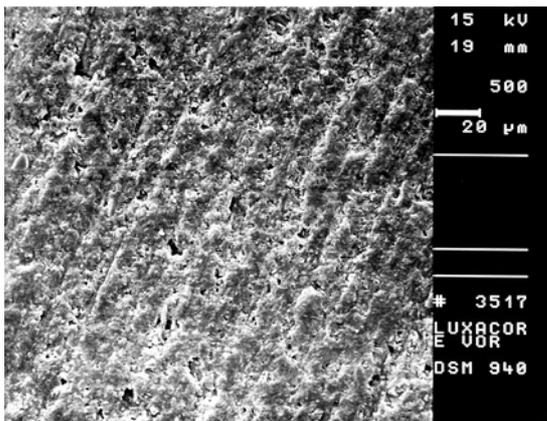


Abb. 28 a und b: LuxaCore nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

LuxaCore Smart Mix zeigte nach dem Glattschleifen eine relativ ebene Oberfläche mit geringen Unebenheiten, einer minimalen Rillenstruktur und wenigen Poren. Nach der Abrasion stellte sich die Oberfläche ein wenig unebener und mit ausgeprägterem Relief, aber insgesamt mit geringer Rauigkeit dar (Abb. 29 a und b). Mehr Poren waren eröffnet.

Die Multicore Flow-Oberfläche ließ nach dem Glattschleifen eine Rillenstruktur und eine geringe Rauigkeit erkennen. Nach der Abrasion war die Oberfläche größtenteils eben und homogen (Abb. 30 a und b). Allerdings waren vermehrt grobe Poren und herausgerissene Partikel aufgetreten.

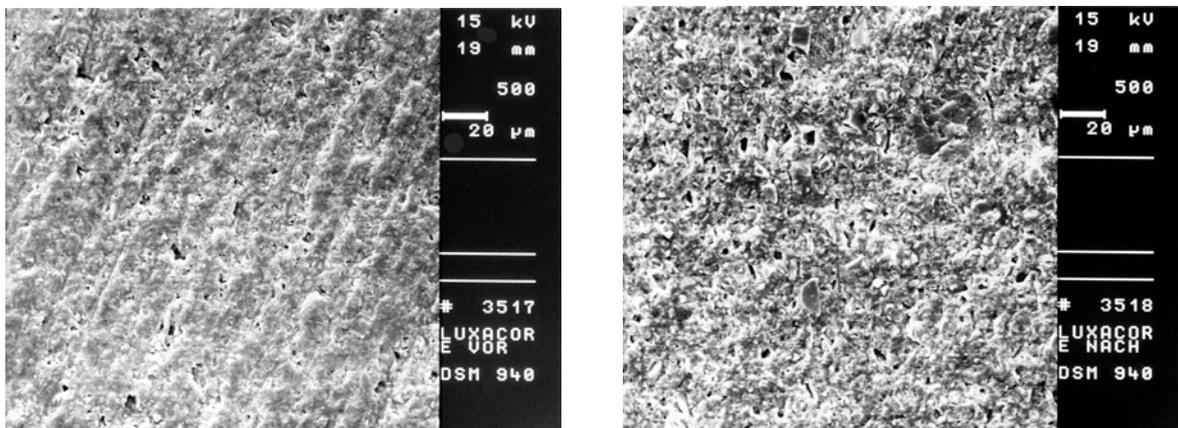


Abb. 29 a und b: LuxaCore Smart Mix nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

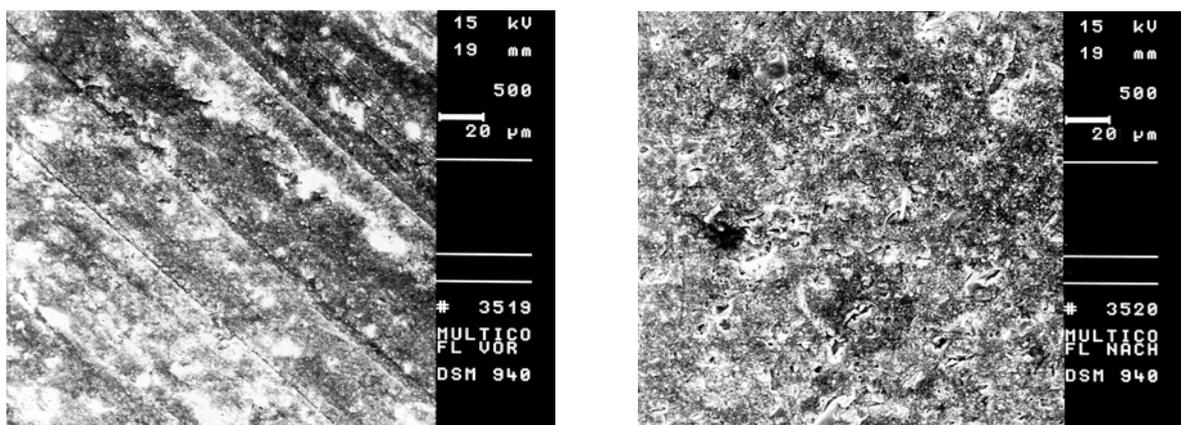


Abb. 30 a und b: Multicore Flow nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

Die Oberfläche von Rebuilda D stellte nach dem Glattschleifen mittlere Rauigkeiten mit einer leichten Rillenstruktur dar. Neben der unebenen Struktur fielen die Porositäten auf. Nach der Abrasion wurde die Oberfläche eingeebnet (Abb. 31 a und b). Die Oberfläche zeigte weiterhin eine leichte Rauigkeit sowie mehr und größere Poren.

Rebuilda LC besaß nach dem Glattschleifen eine sehr glatte und homogene Oberfläche mit minimaler Strukturierung. Nach der Abrasion blieb die Oberfläche homogen und eben, wies aber eine Mikrostrukturierung auf, deren Rauigkeit sich deutlich geringer als bei den übrigen Aufbaukompositen darstellte (Abb. 32 a und b).

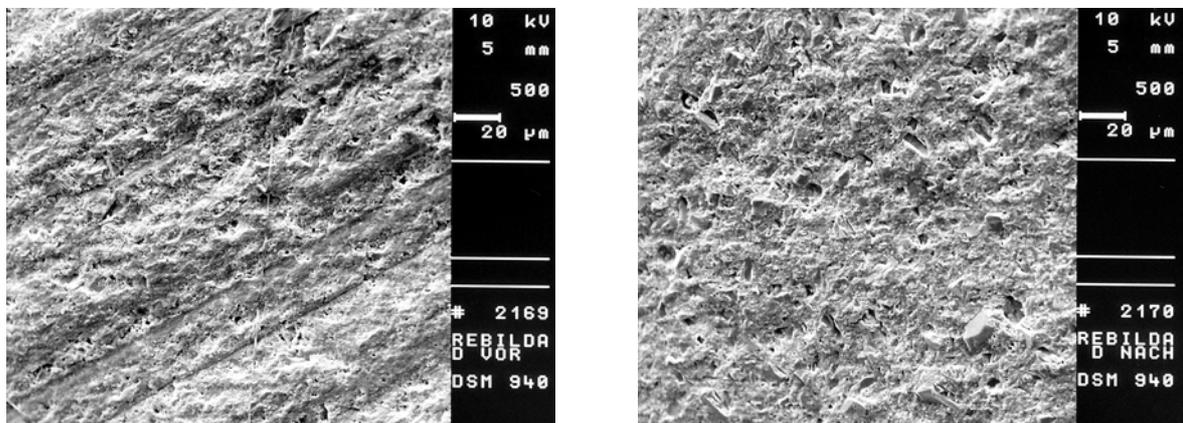


Abb. 31 a und b: Rebuilda D nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

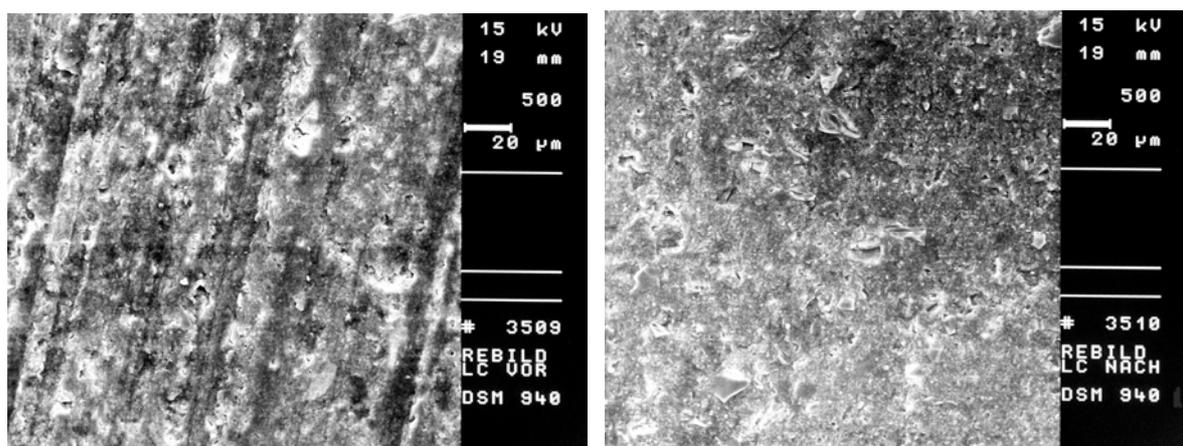


Abb. 32 a und b: Rebuilda LC nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

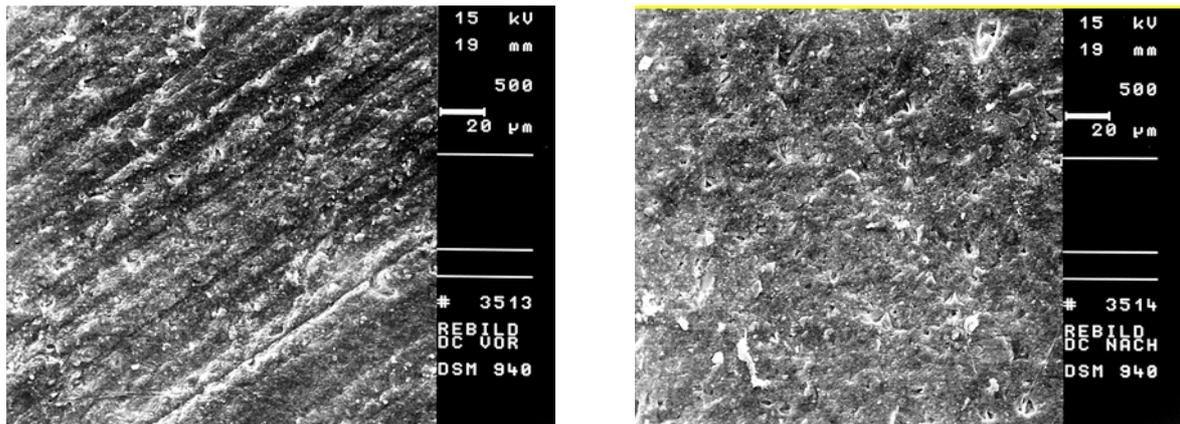


Abb. 33 a und b: Rebilda DC nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

Rebilda DC zeigte nach dem Glattschleifen eine sehr ausgeprägte Rillenstruktur und zudem eine Oberfläche mit leichten Rauigkeiten und Porositäten. Nach der Abrasion war die Oberfläche zwar eingeebnet, aber die Rauigkeiten hatten sich verstärkt und die Poren unterschiedlicher Größe vermehrt (Abb. 33 a und b).

Die Ti Core-Oberfläche stellte sich nach dem Glattschleifen grob strukturiert und mit deutlichen Rauigkeiten, aber nur leichter Rillenstruktur dar. Einige Partikel erschienen herausgebrochen. Nach der Abrasion besaß die Fläche ein geringeres Relief, allerdings weiterhin eine mittlere Rauigkeit und deutliche Porosität (Abb. 34 a und b).

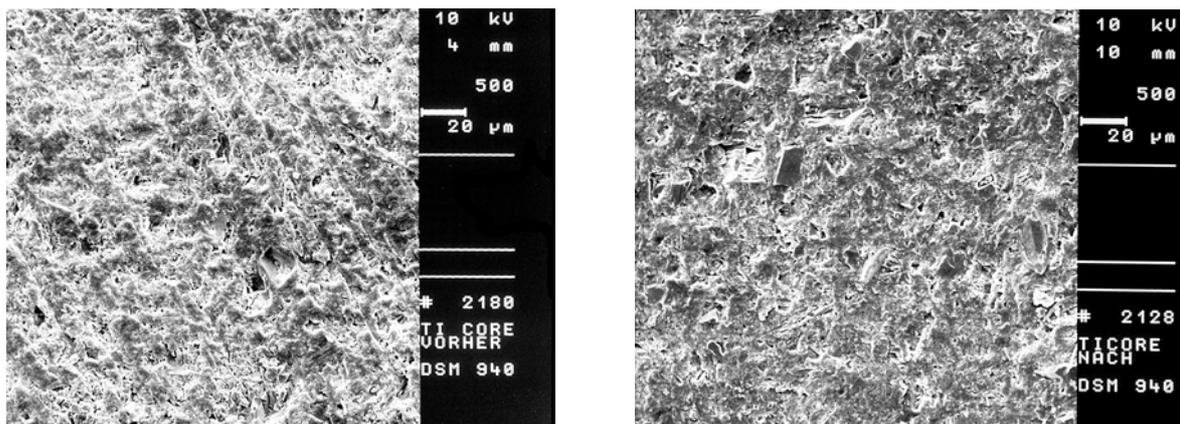


Abb. 34 a und b: Ti Core nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

Die definitiven Seitenzahnkomposite zeigten uneinheitliche Oberflächenstrukturen: Während Ecusit und Tetric Evo Ceram sehr glatte und homogene Oberflächen nach Abrasion aufwiesen, fielen bei Grandio und Quixfil deutliche Rauigkeiten auf.

Ecusit besaß nach dem Glattschleifen eine ebene Oberfläche mit geringen Rauigkeiten außer der Rillenstruktur. Nach der Abrasion war die Oberfläche sehr eben und ohne Relief, wies aber minimale Rauigkeiten sowie einige kleine Poren auf. (Abb. 35 a und b).

Grandio zeigte nach dem Glattschleifen eine grobe Oberfläche mit leichter Rillenstruktur, wobei weniger das Relief als Rauigkeiten ausgeprägt waren. Nach der Abrasion war die Oberfläche zwar eingeebnet, zeigte aber weiterhin eine grobe Struktur mittlerer Rauigkeit sowie diverse mittelgroße Poren durch herausstehende bzw. herausgebrochene Partikel (Abb. 36 a und b).

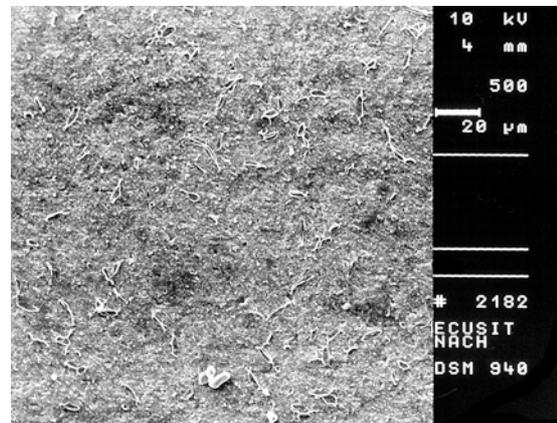
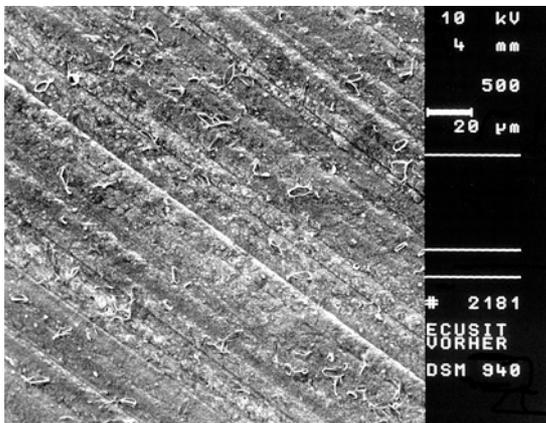


Abb. 35 a und b: Ecusit nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

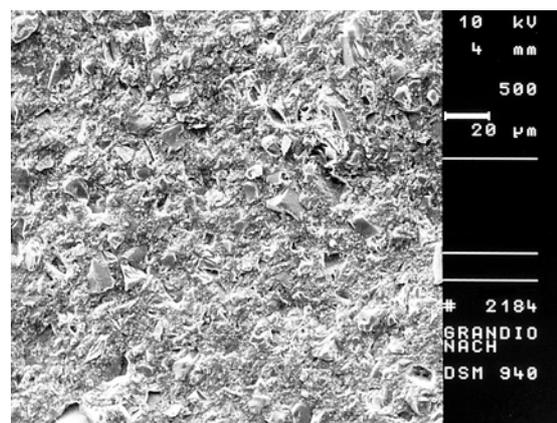
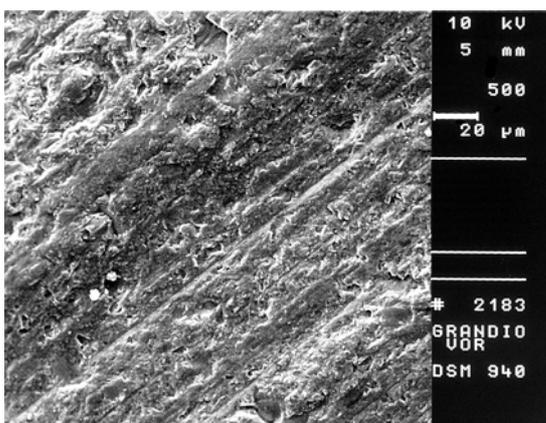


Abb. 36 a und b: Grandio nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

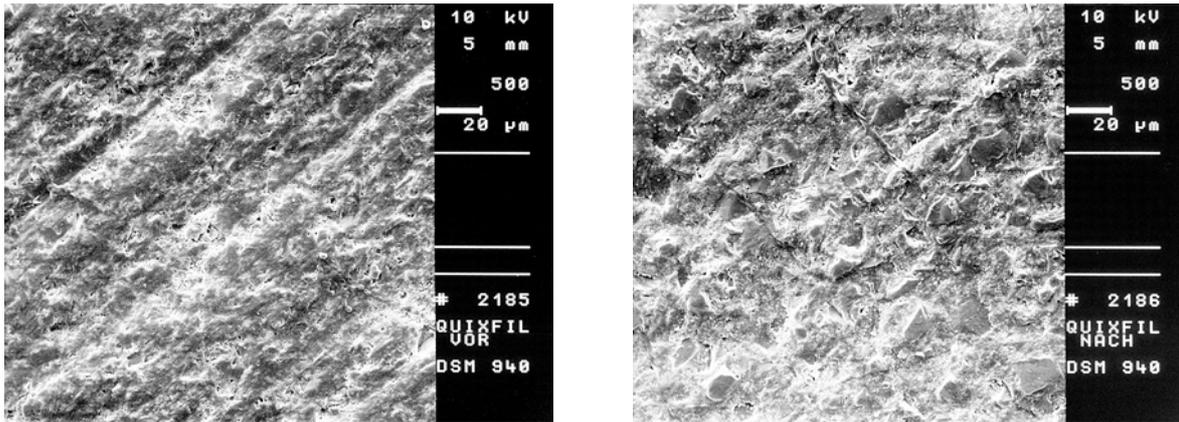


Abb. 37 a und b: Quixfil nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

Die Quixfil-Oberfläche war nach dem Glattschleifen von einer groben Rillenstruktur und deutlichen Rauigkeiten geprägt. Nach der Abrasion stellte sich die Oberfläche zwar gleichmäßiger, aber unebener als vorher dar (Abb. 38 a und b). Das Relief erschien gröber und die Oberflächenrauigkeit größer als bei den übrigen Seitenzahnkompositen.

Die Oberfläche von Tetric Evo Ceram wies nach dem Glattschleifen außer der Rillenstruktur eine relativ ebene und homogene Struktur auf. Nach der Abrasion stellte sich die Fläche sehr eben, ohne Relief und sichtbare Rauigkeiten, nur mit einer leichten Mikrostrukturierung dar.

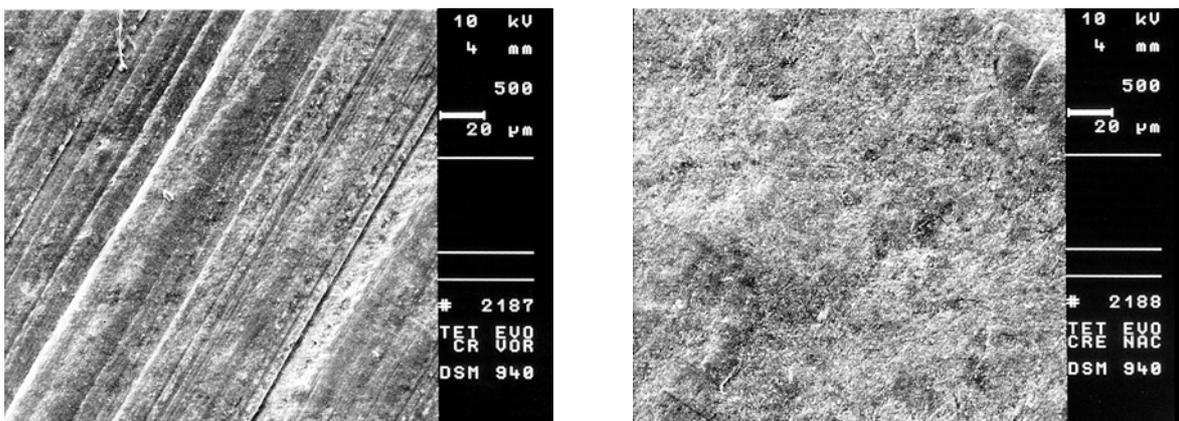


Abb. 38 a und b: Tetric Evo Ceram nach dem Glattschleifen (links) und nach Abrasion (rechts)

5.5 Beschleifdauer der Aufbaumaterialien und Dentin

In diesem Teil der Untersuchung wurden die Beschleifzeiten der Aufbaumaterialien unter standardisierten Bedingungen mit dem Referenzmaterial Dentin verglichen. In Abbildung 39 sind die zeitabhängigen Schleifleistungen aufgeführt, d.h. die Zeit, die ein Diamant mit der Körnung von 100 µm benötigte, um die definierte Strecke von 1 cm zurück zu legen. In Tabelle 9 sind die signifikanten Differenzen zwischen den Beschleifzeiten der verschiedenen Materialien im Vergleich zum Dentin angegeben.

Die Beschleifdauer von Dentin betrug durchschnittlich 22 Sek. Die Beschleifzeiten von Built-It, Chroma Core, Multicore Flow, Rebilda LC und Rebilda DC sowie Ti Core unterschieden sich nicht signifikant von diesem Wert. D.h. diese Materialien bestätigten dentinähnliche Beschleifeigenschaften. Sie lagen mit durchschnittlichen Werten von 18 bis 24 Sek. alle auf einem Level. Die übrigen Materialien Core Paste, LuxaCore, LuxaCore Smart Mix und Rebilda D differierten dagegen hochsignifikant von diesem Wert. Sie lagen gemeinsam auf einem ungefähr halb so hohen Level und ließen sich mit durchschnittlich 9 bis 12 Sek. erheblich schneller durchschleifen.

Den höchsten Wert besaß in der Versuchsanordnung Built-It mit durchschnittlich 24 Sek. und war damit signifikant langsamer zu durchschleifen als Core Paste, LuxaCore, LuxaCore Smart Mix und Rebilda D. Für LuxaCore wurde mit durchschnittlich 9 Sek. der niedrigste Wert gemessen, der die Werte aller anderen Materialien außer Core Paste und Rebilda D signifikant unterschritt.

Innerhalb der Produkte derselben Hersteller mit unterschiedlicher Applikationsform fiel auf, dass sich LuxaCore signifikant schneller durchschleifen ließ als LuxaCore Smart Mix und dass sich ebenfalls Rebilda D signifikant schneller durchschleifen ließ als Rebilda LC sowie Rebilda DC.

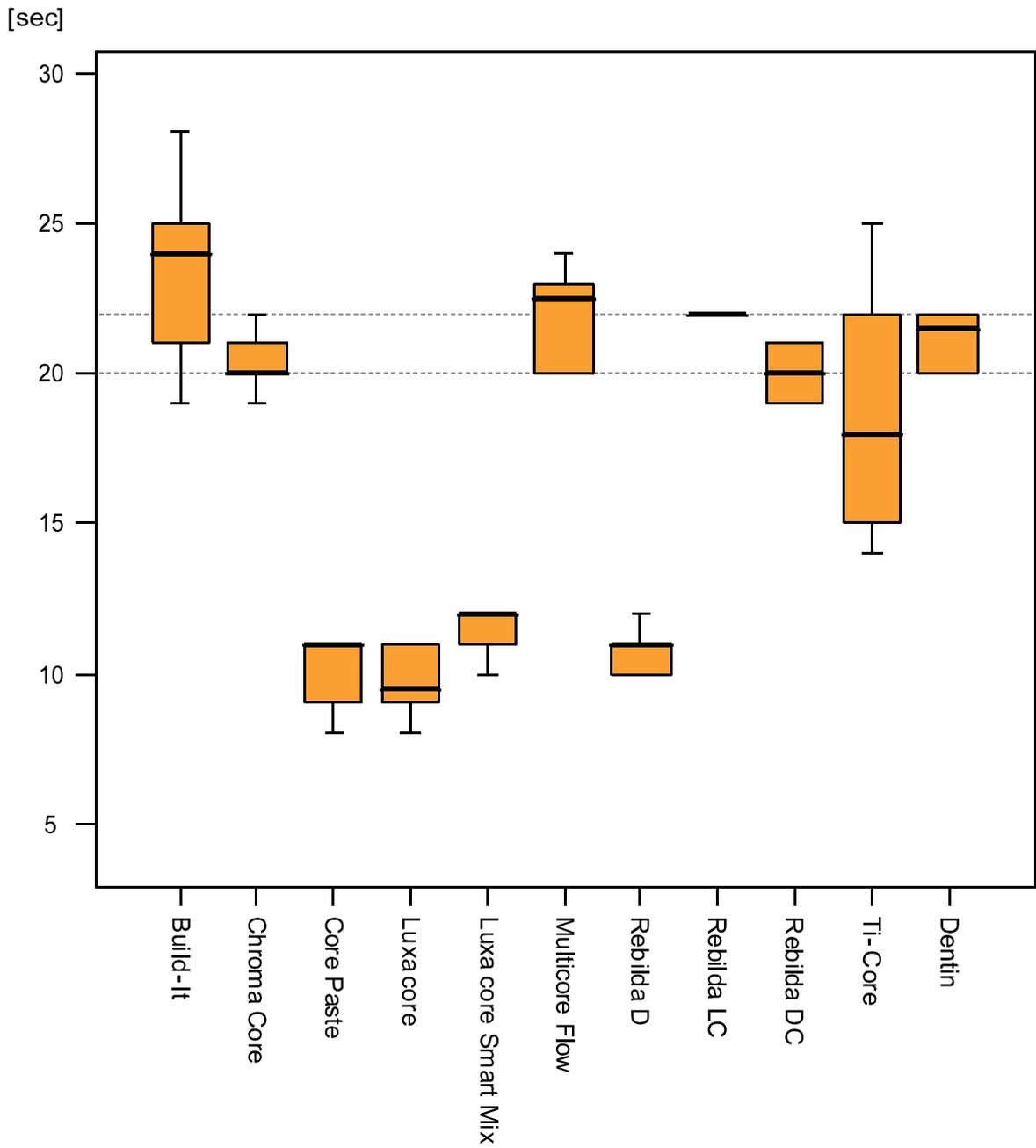


Abb. 39: Zeit zum definierten Beschleifen der Aufbaukomposite im Vergleich zu Dentin

Zeit (sec)	Build-it	Chroma Core	Core Paste	Luxa Core	Luxa Core Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Dentin
Build-it		n.s	**	**	**	n.s	**	n.s	n.s	n.s	n.s
Chroma Core	n.s		**	**	**	n.s	**	*	n.s	n.s	n.s
Core Paste	**	**		n.s	n.s	**	n.s	**	**	**	***
Luxa Core	**	**	n.s		*	**	n.s	**	**	**	***
Luxa Core Smart Mix	**	**	n.s	*		**	n.s	**	**	**	***
Multicore Flow	n.s	n.s	**	**	**		**	n.s	n.s	n.s	n.s
Rebilda D	**	**	n.s	n.s	n.s	**		**	**	**	***
Rebilda LC	n.s	*	**	**	**	n.s	**		**	n.s	n.s
Rebilda DC	n.s	n.s	**	**	**	n.s	**	**		n.s	n.s
Ti-Core	n.s	n.s	**	**	**	n.s	**	n.s	n.s		n.s
Dentin	n.s	n.s	***	***	***	n.s	***	n.s	n.s	n.s	

*** ** * n.s
 p<0.001 p<0.01 p<0.05 nicht signifikant

Tab. 9: Signifikante Differenzen zwischen den Beschleifzeiten

5.6 Vergleich der Rauigkeiten nach Beschleifen und Abrasion der Aufbaumaterialien

Im Folgenden werden die Rauigkeitswerte der Aufbaumaterialien nach dem Beschleifen mit einem Diamanten der Korngröße 100 μm bezogen auf die Referenzgröße Dentin abgebildet und mit den Werten aus dem Abrasionsversuch mit ACTA vergleichend gegenübergestellt.

5.6.1 Mittenrautiefe R_A

Die Abbildung 40 zeigt die Ergebnisse für die Kenngröße der mittleren Rauigkeit R_A . Die Tabelle 10 gibt die signifikanten Differenzen zwischen den Aufbaumaterialien nach Beschleifen im Vergleich zur Referenzgröße Dentin an.

Auffällig ist, dass die Rauigkeiten nach ACTA deutlich unterhalb der Rauigkeiten nach Beschleifen lagen. Dentin besaß eine Mittenrauigkeit von durchschnittlich 5,4 μm nach Beschleifen. Built-It, Chroma Core, Rebilda D und Rebilda LC lagen auf demselben Level. Multicore Flow zeigte mit durchschnittlich 6,2 μm den höchsten Wert und war signifikant höher als alle anderen Materialien. Außer Multicore Flow hatte nur Rebilda D einen höheren Wert als Dentin und differierte ebenfalls signifikant zu allen anderen Materialien. Für Core Paste wurde mit durchschnittlich 4,2 μm der niedrigste Wert gefunden, der signifikant unter allen übrigen Werten lag. Die Werte von Core Paste, LuxaCore, Rebilda DC und Ti-Tore lagen signifikant unter dem Wert von Dentin, die von Multicore Flow und Rebilda D dagegen signifikant höher.

Die Mittenrauigkeiten R_A korrelierten für die untersuchten Aufbaumaterialien nach Beschleifen und nach Abrasion nicht miteinander. D.h. die Materialien mit höherer Rauigkeit nach Abrasion wie Core Paste und Ti-Core besaßen nach dem Beschleifen vergleichsweise niedrige Werte. Multicore Flow und Rebilda D mit den höchsten R_A -Werten nach Beschleifen zeigten dagegen Werte im Mittelfeld nach Abrasion.

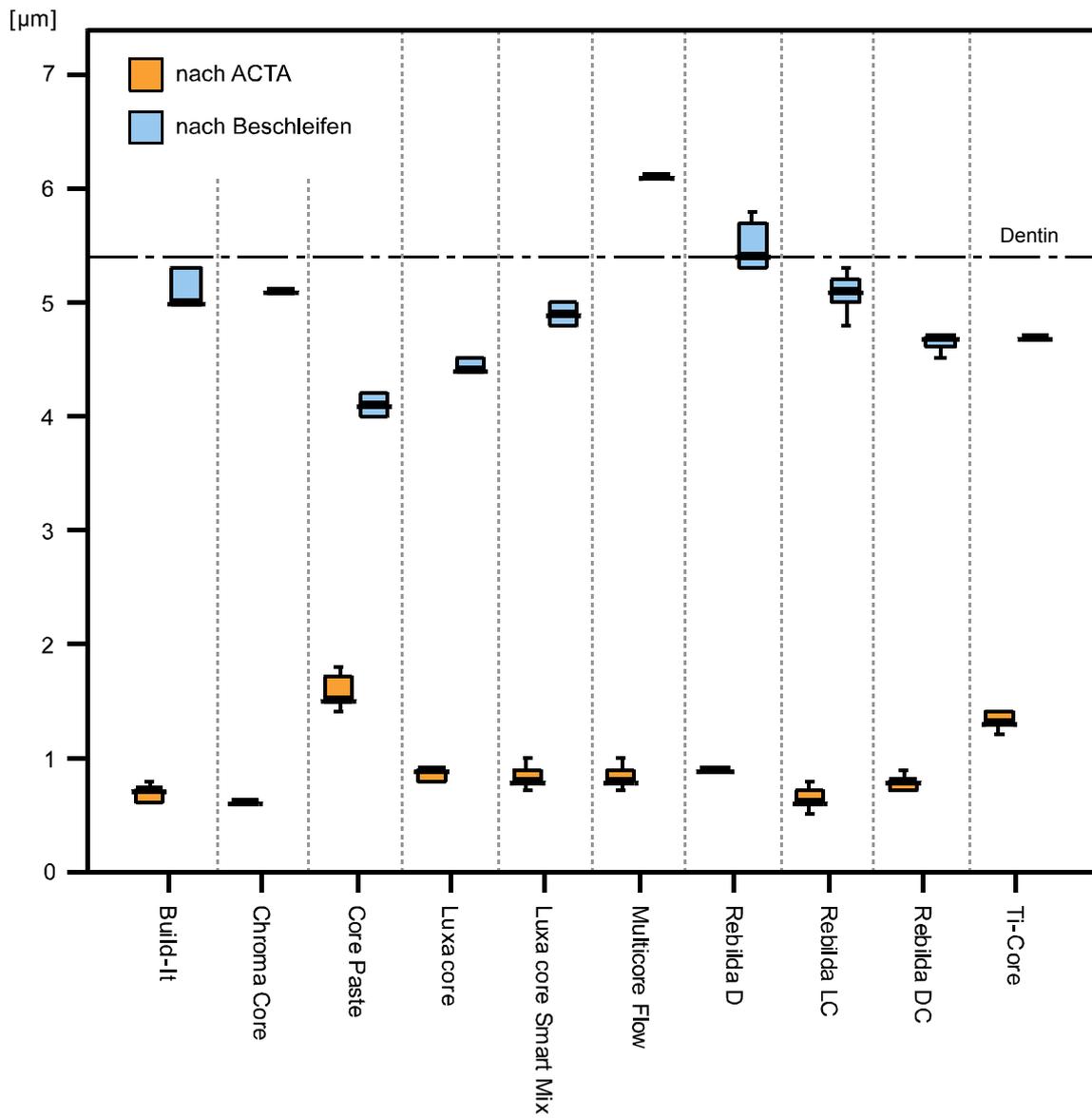


Abb. 40: Rauigkeiten R_a der Aufbaumaterialien nach ACTA (blau) und Beschleifen (grün)
(Gestrichelte Linie = durchschnittliche Dentinrauigkeit nach Beschleifen)

RA	Build-It	Chroma Core	Core Paste	Luxa Core	Luxa Core Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Dentin
Build-It		n.s	**	**	n.s	**	*	n.s	**	**	n.s
Chroma Core	n.s		**	**	n.s	**	**	n.s	n.s	n.s	n.s
Core Paste	**	**		*	**	**	**	**	**	**	**
Luxa Core	**	**	*		**	**	**	**	*	*	**
Luxa Core Smart Mix	n.s	n.s	**	**		**	**	n.s	**	**	n.s
Multicore Flow	**	**	**	**	**		**	**	**	**	**
Rebilda D	*	**	**	**	**	**		*	**	**	**
Rebilda LC	n.s	n.s	**	**	n.s	**	*		**	**	n.s
Rebilda DC	**	n.s	**	n.s	**	**	**	**		n.s	**
Ti-Core	**	n.s	**	*	**	**	**	**	n.s		**
Dentin	n.s	n.s	**	**	n.s	**	**	n.s	**	**	

*** p<0.001
** p<0.01
* p<0.05
n.s nicht signifikant

Tab. 10: Signifikante Differenzen der Rauigkeiten R_A nach Beschleifen

5.6.2 Gemittelte Rautiefe R_z nach Beschleifen und ACTA

Während die gemittelte Rautiefe R_z nach der Abrasion für alle Aufbaumaterialien relativ einheitliche Werte in einem Bereich von 4 bis 7 μm ergab und nur Core Paste und Ti-Core mit 8 bis 10 μm höhere Werte lieferten, verhielten sich die Ergebnisse nach Beschleifen für die verschiedenen Aufbaumaterialien uneinheitlich (Abb. 41). Demzufolge korrelierten sie nicht miteinander. Die R_z -Werte lagen nach dem Beschleifen deutlich oberhalb der Werte nach ACTA.

Dentin besaß als Referenzwert durchschnittlich 33 μm und lag damit höher als die Ergebnisse aller Aufbaumaterialien außer Multicore Flow, für das ein durchschnittlicher Wert von 35 μm gemessen wurde. Dentin unterschied sich signifikant von Core Paste, LuxaCore, LuxaCore Smart Mix, Multicore Flow, Rebuilda DC und Ti-Core (Tab. 11). Multicore Flow hatte einen signifikant höheren Wert als alle anderen Aufbaumaterialien.

Core Paste und LuxaCore zeigten mit durchschnittlich 22 μm bzw. 25 μm die niedrigsten Werte in der Untersuchung, die sich signifikant von allen anderen Materialien unterschieden außer LuxaCore mit Ti-Core.

Built-It, Chroma Core und Rebuilda D kamen dem Dentinwert am nächsten. Die Produkte desselben Herstellers mit unterschiedlicher Applikationsform d.h. die verschiedenen LuxaCore- und Rebuilda-Typen erbrachten unterschiedliche, aber signifikant niedrigere Werte.

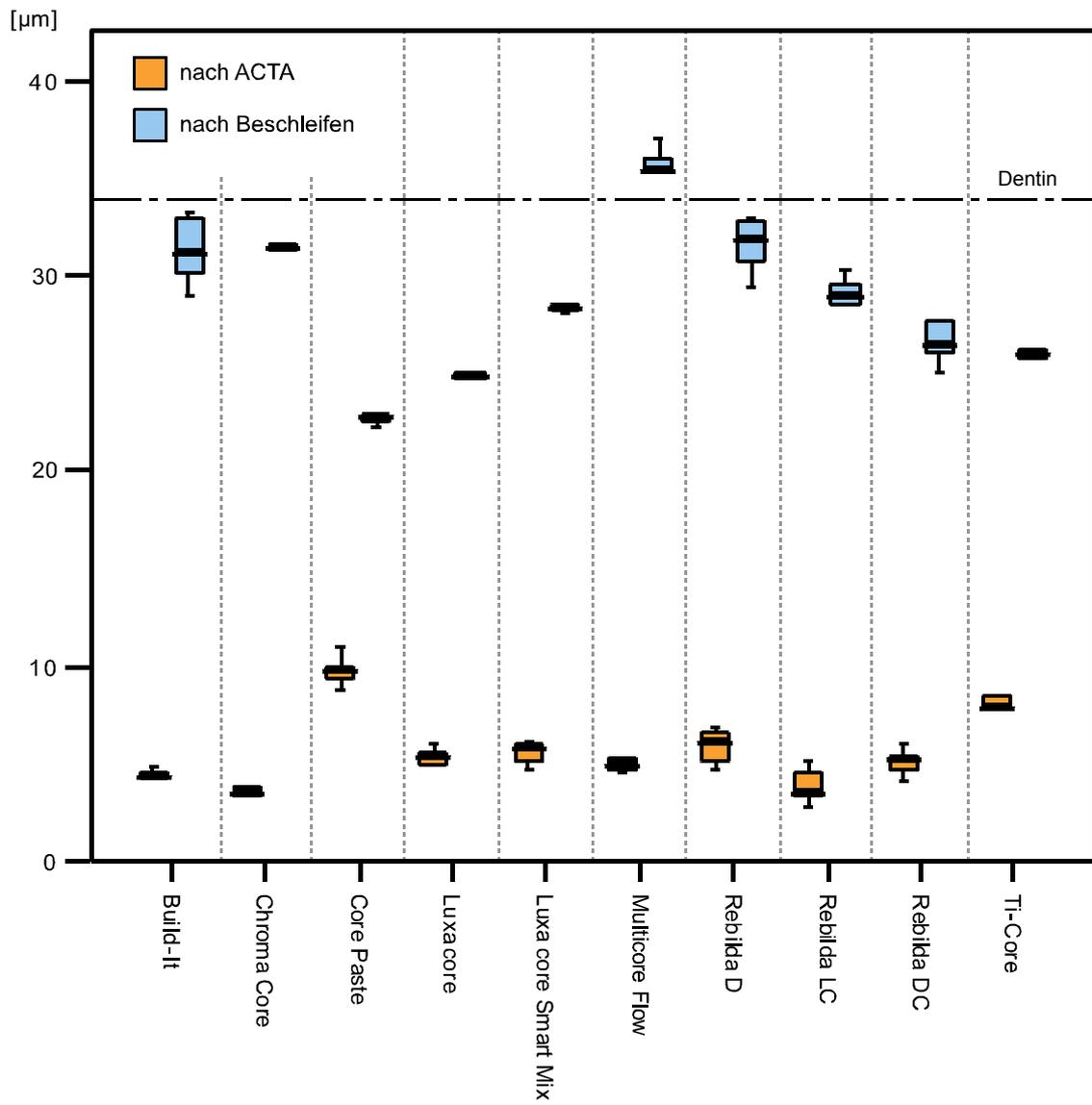


Abb.41: Vergleich der Rauigkeiten R_z der Aufbaumaterialien nach ACTA (blau) und Beschleifen (grün) (Gestrichelte Linie = durchschnittliche Dentinrauigkeit nach Beschleifen)

RZ	Build-It	Chroma Core	Core Paste	Luxa Core	Luxa Core Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Dentin
Build-It		n.s	**	**	**	**	n.s	n.s	**	**	n.s
Chroma Core	n.s		**	**	**	*	n.s	*	**	**	n.s
Core Paste	**	**		*	**	**	**	**	**	**	**
Luxa Core	**	**	*		**	**	**	**	*	n.s	**
Luxa Core Smart Mix	**	**	**	**		**	**	n.s	**	**	*
Multicore Flow	**	**	**	**	**		**	**	**	**	**
Rebilda D	n.s	n.s	**	**	**	**		*	**	**	n.s
Rebilda LC	n.s	*	**	**	n.s	**	*		*	*	n.s
Rebilda DC	**	**	**	*	**	**	**	*		n.s	**
Ti-Core	**	**	**	n.s	**	**	**	*	n.s		**
Dentin	n.s	n.s	**	**	*	**	n.s	n.s	**	**	

*** p<0.001
** p<0.01
* p<0.05
n.s nicht signifikant

Tab. 11: Signifikante Differenzen der Rauigkeiten R_Z nach Beschleifen

5.6.3 Maximalrautiefe R_{max} nach Beschleifen und ACTA

Die Maximalrautiefen der Aufbaumaterialien erbrachten nach Abrasion relativ einheitliche Werte auf einem Level von durchschnittlich 6 bis 9 μm , nur die Werte von Core Paste und Ti-Core lagen darüber. Die R_{max} -Werte nach Beschleifen zeigten dagegen deutlich höhere Werte zwischen durchschnittlich 30 bis 50 μm und verhielten sich so uneinheitlich, dass beide Kurvenverläufe nicht miteinander korrelierten (Abb. 42). Die signifikanten Unterschiede der Maximalrautiefen nach Beschleifen sind in Tabelle 12 aufgeführt.

Die Maximalrautiefe von Dentin wurde bei durchschnittlich 45 μm gemessen und wich signifikant von den Werten aller Aufbaumaterialien außer Chroma Core, LuxaCore Smart Mix und Multicore Flow ab. Chroma Core besaß den höchsten R_{max} -Wert von durchschnittlich 53 μm , der noch über dem Dentinwert lag und sich signifikant von allen Materialien außer LuxaCore Smart Mix, Multicore Flow, Rebilda D und Dentin unterschied. Multicore Flow zeigte gegenüber allen Materialien außer Chroma Core und Dentin eine signifikante Differenz. Alle übrigen Materialien außer Chroma Core und Multicore Flow besaßen niedrigere Werte als Dentin.

Core Paste, LuxaCore und Rebilda DC hatten die niedrigsten Werte mit durchschnittlich 29 bis 31 μm . Sie zeigten zu allen übrigen Materialien außer Core Paste und Rebilda DC einen signifikanten Unterschied.

Die Produkte desselben Herstellers mit unterschiedlicher Applikationsform LuxaCore und LuxaCore Smart Mix sowie Rebilda D bzw. LC und Rebilda DC verhielten sich einheitlich.

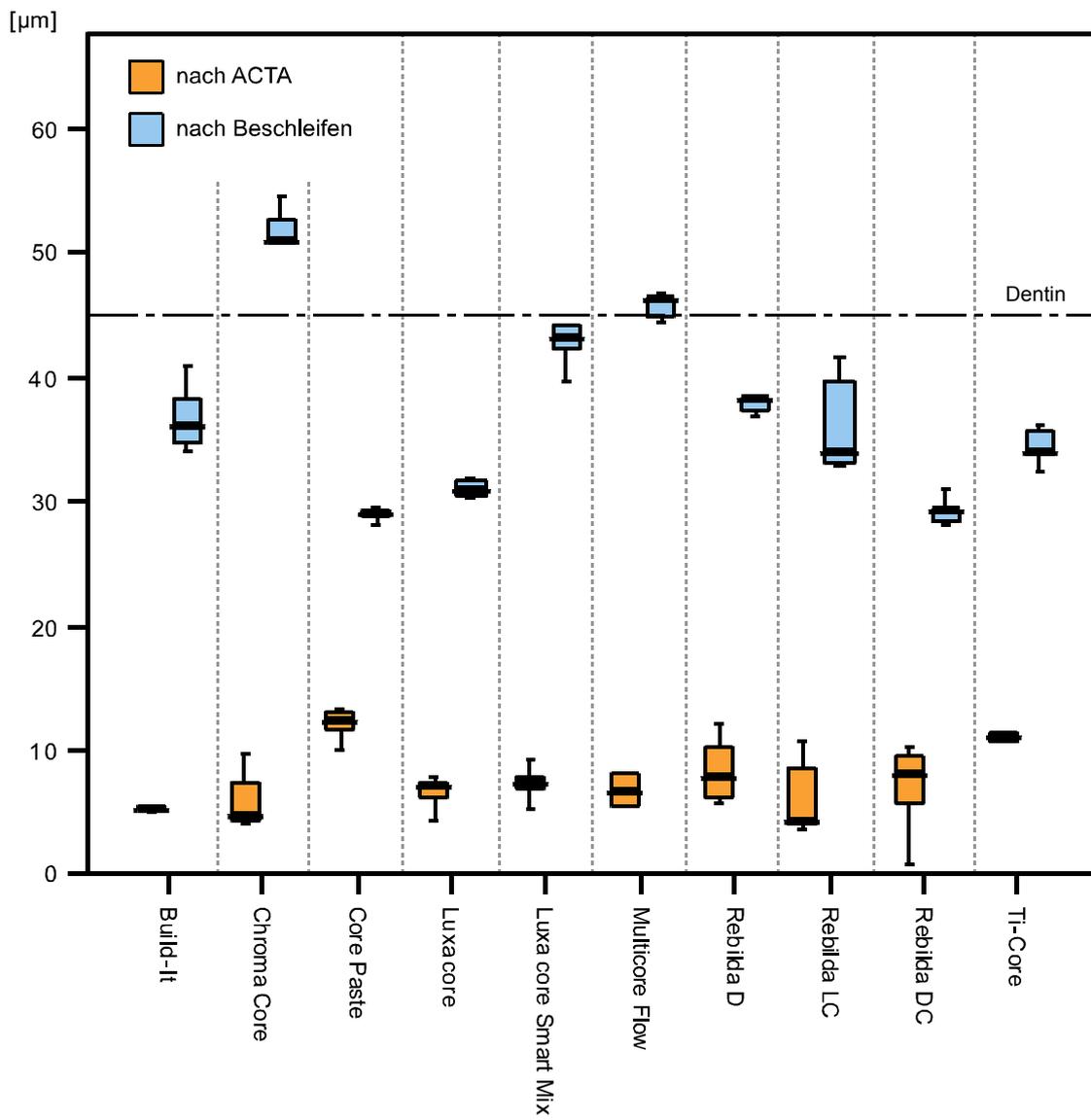


Abb. 42: Vergleich der Rauigkeiten R_{max} der Aufbaumaterialien nach ACTA (blau) und Beschleifen (grün)
 (Gestrichelte Linie = durchschnittliche Dentinrauigkeit nach Beschleifen)

R max	Build-It	Chroma Core	Core Paste	Luxa Core	Luxa Core Smart Mix	Multicore Flow	Rebilda D	Rebilda LC	Rebilda DC	Ti-Core	Dentin
Build-It		*	**	**	*	**	n.s	n.s	**	n.s	*
Chroma Core	*		**	**	n.s	n.s	n.s	*	**	**	n.s
Core Paste	**	**		**	**	**	**	**	n.s	**	**
Luxa Core	**	**	**		**	**	**	**	*	**	**
Luxa Core Smart Mix	*	n.s	**	**		**	*	*	**	**	n.s
Multicore Flow	**	n.s	**	**	**		**	**	**	**	n.s
Rebilda D	n.s	n.s	**	**	*	**		n.s	**	**	**
Rebilda LC	n.s	*	**	**	*	**	n.s		**	n.s	*
Rebilda DC	**	**	n.s	*	**	**	**	**		**	**
Ti-Core	n.s	**	**	**	**	**	**	n.s	**		**
Dentin	*	n.s	**	**	n.s	n.s	**	*	**	**	

p<0.001

**
p<0.01

*
p<0.05

n.s
nicht signifikant

Tab.12: Signifikante Differenzen der Rauigkeiten R_{max} nach Beschleifen

6 DISKUSSION

6.1 Diskussion der Verschleißergebnisse

Die Drei-Medien-Abrasions-Testung ist ein anerkanntes Verfahren zur in vitro simulierten Verschleiß-Testung und entspricht der ACTA-Methode (DE GEE & PALLAV 1994, ROSENTRITT et al. 2002, HEINTZE et al. 2006). Das verwendete Gerät zur Verschleißtestung arbeitete mit einem Antagonistenrad aus Edelstahl. Schmelz wäre das natürliche Antagonisten-Material, da es dem natürlichen Zahn als Antagonisten entspräche. Unterschiedliche Ergebnisse könnten mit ebenfalls möglichen Antagonistenmaterialien wie Keramik erzielt werden (HEINTZE et al. 2006). Die Untersuchung von 200.000 Kauzyklen wurde gewählt, da in früheren Untersuchungen darauf hingewiesen wurde, dass Unterschiede im Verschleiß umso offensichtlicher wurden, je mehr Kauzyklen analysiert wurden (DE GEE & PALLAV 1994, ROSENTRITT et al. 2002). Der Mensch übt durchschnittlich 240.000 Kauzyklen im Jahr aus und bringt dabei Kaukräfte zwischen 50 und 500 N im Seitenzahnbereich auf (KREJCI et al. 1990). Demzufolge imitierte der In vitro-Verschleißtest den Verschleiß von nahezu einem Jahr. Allerdings konnte der Einfluss der chemischen Degradation in dieser In vitro-Studie nicht berücksichtigt werden, so dass deren Wirkung klinisch noch hinzu kommt. Das Verschleißverhalten der Materialien im Verlauf ihrer weiteren Funktionsdauer konnte in der vorliegenden Arbeit nicht analysiert werden und sollte Gegenstand zukünftiger Untersuchungen sein (LAMBRECHT et al. 2006).

Die Drei-Medien-Verschleiß-Testung wurde gegenüber der Zwei-Medien-Verschleiß-Testung präferiert, wobei der Brei aus Hirseschalen ein hartes Medium darstellt (DAVIDSON & DE GEE 1996, SINDEL et al. 1998). Beim Drei-Medien-Verschleiß werden sowohl der abrasive Verschleiß, der adhäsive Verschleiß, die Oberflächenfestigkeit als auch der korrosive Verschleiß in den Untersuchungsprozess integriert (MAIR 1992, DE GEE & PALLAV 1994, ZANTNER et al. 2004). Durch diese Vielzahl an Einflussfaktoren kann die Erklärung der Einzelprozesse zwar erschwert werden, allerdings erschien es trotzdem besser, diejenige Methode zu bevorzugen, die der klinischen Situation am nächsten kam. Neue Komposite und Produktmodifikationen von Kompositen werden schneller entwickelt, als sie in klinischen Studien untersucht werden können (ROSENTRITT et al. 2002 und 2003). Daher liefern In vitro-Materialtests

wertvolle Informationen, um die neuen Materialien überhaupt bewerten zu können (FERRACANE 2006).

Die geprüften Materialien gehören verschiedenen Stoffgruppen an, weshalb die unterschiedlichen Ergebnisse zu erwarten waren. Der Hintergrund für die Materialauswahl war, dass alle zum Zeitpunkt des Studienbeginns aktuell auf dem Markt befindlichen und verfügbaren Aufbaukomposite in die Untersuchung einbezogen werden sollten. Neben diesen modernen Aufbaumaterialien sollten zum Vergleich die Glaspolyalkenoatzemente als konventionelle Aufbaumaterialien, mit denen es langjährige Erfahrungen gibt, untersucht werden (CHRISTENSEN 2000, IBBETSON 2002). Moderne Aufbaukomposite unterliegen einer ständigen Weiterentwicklung, so dass das Design dieser Untersuchung eine Prüfung von Produktmodifikationen derselben Hersteller vorsah, wie LuxaCore und Rebuilda, die sich hinsichtlich der Materialkonsistenz bei der Applikation und den Härtungsmodalitäten unterschieden. Beide Faktoren – Materialkonsistenz und Erhärtungsmodalität – sind zum Handling mit dem jeweiligen Material relevant. Zahnärzte scheinen stopfbare Aufbaumaterialien weniger zu verwenden, weil Unterschnitte damit schwieriger zu füllen sind. Stattdessen bevorzugen sie fließfähige Materialien, insbesondere um bei endodontisch behandelten Zähnen das Material zur Verankerung bis in die Pulpenkammer einzubringen oder Wurzelstifte im Kanal als Monoblock mit dem Aufbau in einem Schritt zu inserieren (STOBER & RAMMELSBERG 2005, FISCHER 2006). Daher ist die Voraussetzung für ein modernes fließfähiges Aufbaukomposit die Dualhärtung, um im Wurzelkanalbereich eingesetzt werden zu können (ROBERTS et al. 2004). Der Nachteil von Rebuilda LC als Aufbaumaterial mit den besten Verschleißeigenschaften ist, dass es aufgrund seiner Lichthärtung nicht im Wurzelkanalbereich zum Aufbau endodontisch behandelter Zähne eingesetzt werden kann. Die dauerhaften Restaurationskomposite wurden von denselben Herstellern ausgewählt, von denen auch Aufbaukomposite untersucht wurden, wie Ecusit und Grandio. Zusätzlich wurde ein preisgünstig angebotenes definitives Seitenzahnkomposit, Quixfil, getestet, das eine Alternative für die Aufbaukomposite darstellen könnte. Tetric Evo Ceram wurde als Referenzmaterial benutzt, da es als einziges Material mehrfach hinsichtlich Verschleiß untersucht wurde, eine akzeptable Verschleißresistenz besitzt und als definitives Komposit für

Seitenzahnrestorationen anerkannt ist (ROSENTRITT et al. 2002, ZANTNER et al. 2004, HEINTZE et al. 2006).

Unbestritten ist, dass provisorische Aufbaufüllungen aus Aufbaukompositmaterialien nicht als dauerhafte Füllungen angesehen werden dürfen (CHRISTENSEN 2000, IBBETSON 2002, DGZMK-Stellungnahme 2005). Allerdings geschieht es häufig, dass einige Patienten nach dem Aufbau ihrer Zähne „vergessen“, dass es sich um einen Aufbau vor Überkronung und um ein provisorisches Aufbaumaterial gehandelt hat, weshalb der unversorgte Aufbau dauerhaft im Mund verbleibt (CREUGERS et al. 2005). Ein Grund dürfte dafür sein, dass Aufbaumaterialien in Zahnfarbe angeboten werden, so dass die provisorische Füllung einen ästhetischen Eindruck macht und eine relativ gute Stabilität besitzt. Andere Ursachen könnten die Kosten für die Überkronung sein, die der Patient so lange wie möglich aufzuschieben versucht, der Höhe Zeitaufwand, der mit der zahnärztlichen Behandlung verbunden ist, oder die Schwierigkeit, sich für eine der vorgeschlagenen prothetischen Versorgungen entscheiden zu können. Die meisten untersuchten Aufbaukomposite besaßen einen relativ hohen Verschleiß, weshalb eine Verzögerung der Kronenanfertigung nach der Aufbaufüllung vermieden werden muss. Die Folgen wären ein Absinken der okklusalen Ebene, eine Reduzierung der Kronenhöhe, die Elongation des Antagonisten sowie die Frakturgefährdung der Resthartschicht des Stumpfes (GROGER et al. 2006).

Obwohl die beste Verschleißresistenz in dieser Arbeit für Build-It, Chroma Core, Rebuilda LC und Rebuilda DC nachgewiesen wurde, liegt ihre Verschleißfestigkeit immer noch unter der der definitiven Seitenzahnkomposite. Deshalb sollte die Dauer, die diese Aufbaukomposite der klinischen Kauast ausgesetzt werden, ebenfalls begrenzt sein.

Im Gegensatz zu den vorliegenden Ergebnissen beschrieben MUSIKANT et al. (2003) mit einer anderen Methode den geringsten Verschleiß für Ti-Core, durchschnittliche Werte für Core Paste und den höchsten Verschleiß für LuxaCore sowie Build-It. Da bislang keine weiteren Studien zum Verschleiß der Aufbaumaterialien mit der ACTA-Methode zur Verfügung stehen, können die vorliegenden Ergebnisse nicht mit denen anderer Autoren verglichen werden.

Darüberhinaus sollte bedacht werden, dass der klinische Erfolg von Kompositfüllungen von der Effizienz der Dentinkonditionierung und der

Frakturstabilität des Materials abhängt. Beide Faktoren waren nicht Gegenstand dieser Untersuchung, aber es erscheint fraglich, ob sie bei ausgedehnten Kavitäten, die eigentlich einer Überkronung bedürften, ausreichend wären (COMBE et al. 1999, BOLHUIS et al. 2001, FERRACANE 2006).

Eine weitere Alternative zum Stumpfaufbau stellt die Verwendung definitiver Seitenzahnkomposite anstelle der Aufbaukomposite dar, solange der Zeitpunkt bzw. die Art der Weiterversorgung mit einer Krone nicht festgelegt sind. Eine Indikation hierfür wäre beispielsweise bei endodontisch behandelten Zähnen mit unklarer Prognose gegeben. Die Verschleißbeständigkeit der getesteten definitiven Komposite war zwar in vitro den Aufbaukompositen überlegen, aber es gibt Hinweise, dass selbst diese Komposite dem Kaudruck langfristig nicht widerstehen, wenn er ausgedehnte Höckerüberkuppelnde Seitenzahnrestorationen belastet (ROSENTRITT et al. 2002, FERRACANE 2006). Ebenfalls ist zu berücksichtigen, dass sich auch die definitiven Komposite hinsichtlich ihrer Verschleißfestigkeit unterscheiden: Grandio zeigte die besten Werte, während Tetric Ceram schlechter abschnitt (ROSENTRITT et al. 2002, ZANTNER et al. 2004, HEINTZE et al. 2006). In dieser Arbeit wiesen Tetric Evo Ceram, Ecusit und Quixfil vergleichbare Verschleißfestigkeiten auf, so dass ihre Eignung für ausgedehnte Füllungen im hochbelasteten Seitenzahnbereich eingeschränkt zu sehen ist. Die Verwendung von definitiven Kompositen anstelle von Aufbaukompositen würde die Kosten für die gesamte Überkronung allerdings erhöhen. Außerdem wäre zu befürchten, dass Patienten, die eine "semi-permanente" Aufbaufüllung aus definitivem Komposit erhalten haben, die Notwendigkeit der Überkronung weiter verzögern, bis beispielsweise eine Höckerfraktur eingetreten ist. Dies wäre zu befürchten, da die Indikation für eine plastische Füllung aufgrund der ausgedehnten Kavitätengröße weiterhin überschritten ist, so dass auch das definitive Kompositrestaurationmaterial keinen dauerhaften Erfolg sichert.

Sehr positive Ergebnisse wurden für die Oberflächenrauigkeit der Aufbaukomposite nach Verschleiß dokumentiert. Da die Aufbaukomposite niedrigere Rauigkeitswerte als die Restaurationskomposite nach Verschleiß besaßen, ist kein höheres Kariesrisiko für aufgebaute gegenüber dauerhaft mit Kompositfüllungen versorgten Zähnen zu erwarten, solange die Füllungen dicht sind (QUIRYNEN & BOLLEN 1995).

Allerdings war die Oberflächenstruktur der Aufbaukomposite nach Abrasion schlechter als die der definitiven Komposite: Bei einigen Aufbaukompositen waren Füllkörper aus der Matrix herausgebrochen, wodurch die Oberfläche für weitere Abrasion anfällig wurde. Dagegen erzeugte der Verschleiß bei den Restaurationskompositen eher Oberflächen, aus denen Füllkörper herausragten. Normalerweise ist die Matrix die anfälligere Komponente für Verschleiß und wird durch die Füllkörper dagegen geschützt. Ein hartes Abrasionsmedium, wie es in dieser Arbeit verwendet wurde, führt hingegen zum Verschleiß der Füllkörper. Besonders bei hoch gefüllten Kompositen brechen die Füllkörper aus der Matrix heraus, während die Matrix bei niedriger gefüllten Kompositen eher verschmiert. Große Füllkörper werden mehr abradert, während die Unterschiede bei mittlerer Füllkörpergröße und -volumen nicht relevant sind (MANDIKOS et al. 2001, NARAJAN et al. 2004). Alle untersuchten Komposite waren Hybridkomposite, so dass ihre Füllkörpergröße und -volumen im mittleren Bereich lagen. Die erheblich variierenden Verschleißergebnisse sprechen jedoch dafür, dass jegliche Produktmodifikationen die Materialeigenschaften beeinflussten und die Zusammensetzung der Komposite ein sehr sensibles System darstellte (TURSSI et al. 2005). In Übereinstimmung mit MANDIKOS et al. (2001) und NARAJAN et al. (2004) wurde keine direkte Korrelation zwischen Härte und Verschleiß festgestellt. Nur für die Materialien mit den jeweils extrem höchsten und niedrigsten Werten Ti-Core und Grandio bestand ein solcher Zusammenhang. Die Verschleißfestigkeit der Aufbaumaterialien war nicht von der Materialkonsistenz oder der Härtungsmodalität abhängig, so dass diese Faktoren entsprechend den Bedürfnissen eingestellt werden können.

Unterschiedliche Verschleißeffekte fallen bei Kompositen auf, indem entweder Füllkörper aus der Oberfläche der definitiven Füllkörper ragen oder bei den Aufbaukompositen Füllkörper aus der Oberfläche herausgebrochen sind. Dies könnte dadurch erklärt werden, dass sich die Verbundfestigkeit zwischen Füllkörpern und Matrix z.B. durch Silanisation bei den unterschiedlichen Materialien verschieden verhält. Die Verbundfestigkeit der Füllkörper in der Matrix schien bei den Aufbaukompositen niedriger zu sein. Die Porenbildung begünstigte die Plaqueretention (GROGER et al. 2006). Daher wäre eine Weiterentwicklung wünschenswert, um die Materialqualität der Aufbaukomposite weiter zu verbessern.

6.2 Diskussion der Beschleifergebnisse

Zu den Materialeigenschaften beim Beschleifen existieren bislang nur wenige Publikationen und keine Standards (GURECKIS et al. 1991, TANAKA et al. 1991, LASSON 2005). Den „Goldstandard“ stellt das Dentin dar, an dessen Beschleifeigenschaften sich die Ersatzmaterialien messen lassen müssen. Wären die koronalen Defekte durch Karies, Trauma u.a. nicht aufgetreten, bestünde der Stumpf aus Dentin. Der Zahnarzt ist an die Präparation im Dentin gewöhnt, so dass Unterschiede in den Beschleifeigenschaften der Aufbaumaterialien zu Unregelmäßigkeiten in der Präparation führen (STOBER & RAMMELBERG 2005). Da die retentiven Flächen sowie der marginale Abschluss der Kronenpräparation im Dentin liegen, ist Dentin immer an der Kronenstumpfpräparation beteiligt. Die Beschleifeigenschaften von Schmelz sind in diesem Zusammenhang nicht relevant.

Bei der Betrachtung der Beschleifeigenschaften von Materialien wurden meist die erzeugten Oberflächenrauigkeiten untersucht (FELTON et al. 1987, AYAD et al. 1996, KIMMEL 1998, TUNTIPRAWON 1999). Diese lagen nach dem Beschleifen erwartungsgemäß deutlich über denen nach Abrasion. Beim Beschleifen sind die erzeugten Rauigkeiten von der Diamantkörnung abhängig (AYAD et al. 1996). Dagegen stellte die Abrasion eine Art grobe Politur dar. Beim Beschleifen wird bewusst eine gewisse Rauigkeit der Oberfläche gewünscht, damit die Krone beim Zementieren eine ausreichende Retention erzielt (TUNTIPRAWON 1999). Beispielsweise verzahnt sich der herkömmliche Phosphatzement in den Unterschnitten der parallel zueinander liegenden Oberflächen und erzielt seine Friktion durch seine Härte, denn beim Abzug müsste der Zement in den Unterschnitten zertrümmert werden (MARXKORS & MEINERS 1982). Selbst Kompositzemente besitzen neben ihrer chemischen Haftung eine mechanische Komponente (ROSENSTIEL et al. 1998). Die Rauigkeiten der Aufbaukomposite nach Beschleifen lagen außer bei R_A und R_Z von Multicore Flow sowie R_{max} von Chroma Core nicht über den Dentinwerten. Da die maximalen Rautiefen von 50 μm nicht überschritten wurden, was annähernd dem Dentinwert entsprach, konnte die Abformung dadurch nicht behindert werden. Auch Multicore Flow und Chroma Core zeigten keine Extremwerte, die dies befürchten ließen. Trotz signifikanter Unterschiede zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Materialien war davon keine klinische Auswirkung zu erwarten. Die Signifikanzen sind durch die

geringen Streuungen zu erklären. Die erzielten Rauigkeiten lagen in einer Größenordnung, die in früheren Untersuchungen ebenfalls mit normal gekörnten Diamanten erzielt worden waren (JUNG & PANTKE 1991, AYAD et al. 1996, KIMMEL 1998).

Die Bedeutung der Beschleifeigenschaften der Materialien für ein effizientes und qualitätsorientiertes Schleifen wurde dagegen zu wenig beachtet. Dentinähnliche Beschleifeigenschaften der Aufbaumaterialien werden gefordert, um zusammen mit einem innigen und stabilen Haftverbund zum Dentin eine möglichst ideale Umsetzung der erforderlichen Präparationsform zu ermöglichen. Unter dieser Voraussetzung könnte die Krone partiell im Aufbau verankert werden (DGZMK-Stellungnahme 2005).

Die Beschleifeigenschaften der Aufbaumaterialien sollten zwar unter praxisnahen Bedingungen untersucht, aber individuelle behandlerbedingte Varianzen eliminiert werden. Daher wurde das bewährte Verfahren der „gewichtsgeführten Präparation“ gewählt (TANAKA 1991, GURECKIS et al. 1991). Dieses Verfahren gewährleistete einen definierten Anpressdruck bei konstanter Umdrehungszahl und Wasserkühlung. Zur Kronenstumpfpräparation werden üblicherweise torpedo- und zylinderförmige Diamantschleifkörper verwendet (SEMMER & KROSKEWSKY 2002). Ein essentielles Merkmal der Schleifleistung ist die Schleifkörperform und die richtige Drehzahl (JUNG & PANTKE 1991, KIMMEL 1998). Um eine praxisnahe und reproduzierbare Versuchsanordnung zu simulieren, wurden eine mittlere Drehzahl und ein normal gekörnter zylindrischer Diamantschleifkörper gewählt, der dem Prüfkörper flächig anlag (AYAD et al. 1996). Die Größe des Werkstücks stellte die Fixierung im Luftlagerschlitten sicher (MIYAWAKI et al. 1996). Die Zustellung beim Abschleifen des Werkstückes beeinflusste die Ergebnisse grundlegend. D.h. entscheidend war, ob der diamantierte Schleifkörper in das Material eindrang oder die Oberfläche abschliff und wie tief die Zustellung war. Aus diesem Grund unterschieden sich die vorliegenden Ergebnisse von denen von LASSON (2005), obwohl die Versuche mit derselben Apparatur durchgeführt worden waren. Eine Vielzahl von Faktoren beeinflusste trotz der Standardisierung der Apparatur die Ergebnisse, beispielsweise das Spiel im Winkelstückkopf und die Schärfe des Diamanten. Daher wurden die Versuche alle mit demselben Winkelstück und einem neuen Diamanten für jedes Material durchgeführt (TANAKA et al. 1991). Auch die

Untersuchung der Kontrollgruppe Dentin erfolgte nach dem Kalibrieren der Apparatur im Rahmen desselben Versuchsdurchganges. Dennoch hat unsere Erfahrung gezeigt, dass die Reproduzierbarkeit der Daten ungewiss ist, weshalb besser die Relation der verschiedenen Materialien zueinander und zum Dentin bewertet werden sollte. Die Beschleifeigenschaft wurde als Zeitdauer zum Abschleifen einer definierten Fläche beschrieben, hätte aber auch als Strecke, die in einer bestimmten Zeit abgeschliffen wurde, angegeben werden können.

Die Beschleifeigenschaften der Aufbaumaterialien werden durch physikalische Materialeigenschaften wie Härte, Elastizitätsmodul, Druckfestigkeit und Wärmeausdehnungskoeffizient ebenso wie durch chemische Materialeigenschaften wie Fülleranteil, Zusammensetzung der Matrix sowie dem Haftverbund zwischen beiden bestimmt (DEUTSCH et al. 1992, LANG et al. 1994, COMBE et al. 1999, BOLHUIS et al. 2001, ROSENTRITT et al. 2002 und 2003, ASAKA & HIRANO 2003). Stumpfaufbauten müssen hohen Biege- und Zugkräften widerstehen, weshalb Materialien mit ausreichender Härte empfohlen werden (DGZMK-Stellungnahme 2005). Allerdings belegten die vorliegenden Ergebnisse, dass die Härtewerte der Materialien keine Rückschlüsse auf die Beschleifeigenschaften zuließen. Beispielsweise lieferten Core Paste, Luxa Core und Rebuilda D relativ gute Härtewerte, wurden aber viel schneller durchgeschliffen als Dentin. Überraschend war, dass sich die Härtewerte von Produkten desselben Herstellers in unterschiedlicher Darreichungsform erheblich unterschieden, wie beispielsweise Luxa Core und Luxa Core Smart Mix sowie Rebuilda LC und DC, ihre Beschleifeigenschaften aber nicht signifikant differierten. Allerdings fiel eine gewisse Übereinstimmung des Beschleifverhaltens zum Verschleiss der jeweiligen Aufbaumaterialien für Core Paste, Luxa Core, Luxa Core Smart Mix und Rebuilda D auf. Daraus ließ sich folgern, dass ähnliche Prozesse, die die Abrasivität des Materials beeinflussten, auch seine Beschleifbarkeit steuerten. Beispielsweise könnte ein schwacher Haftverbund zwischen Füllkörper und Matrix, ein geringerer Füllkörperanteil oder eine weichere Matrix das Herauslösen beim Abschleifen erleichtern. Dies wäre ein zusätzliches Argument, Aufbaumaterialien mit geringem Verschleiss zu bevorzugen. Allerdings traf diese Feststellung nicht für Multicore Flow und Ti-Core zu, deren Verschleiß (besonders für Ti-Core) hoch war, die aber dentinähnliche Beschleifeigenschaften zeigten. Offenbar spielten noch weitere Faktoren eine Rolle. LASSON (2005) fand mit 0,2 mm tiefer Anstellung für Core

Paste und Luxa Core dentinähnliche Werte. Allerdings verhielten sich beim Finieren mit einem 30 µm Diamanten Build-It und Rebuilda LC dem Dentin ähnlicher, während die übrigen Aufbaukomposite schneller als Dentin abgetragen wurden. Da keine Studien außer von LASSON (2005) zum Substanzabtrag beim Beschleifen vorlagen, war kein weiterer Vergleich der Ergebnisse möglich.

Eine Abhängigkeit der Beschleifeigenschaften vom Erhärtungsmodus der Materialien oder von ihrer Applikationsform war nicht festzustellen. Daher spricht aufgrund dieser Untersuchung nichts dagegen, dual härtende und fließfähige Materialien zu bevorzugen, die die blasenfreie Applikation in alle Bereiche der Kavität und die Aushärtung des Aufbaus dort erleichtern (STOBER & RAMMELSBURG 2005, FISCHER 2006). Build-It, Chroma Core, Multicore Flow sowie Rebuilda LC und DC konnten hinsichtlich der getesteten Parameter für den Stumpfaufbau empfohlen werden. Die übrigen Aufbaumaterialien, die bei den verschiedenen Parametern uneinheitliche Werte zeigten, sollten weiter untersucht bzw. weiterentwickelt werden, um die Problembereiche zu lösen. Prinzipiell erscheinen alle getesteten Materialien zum Stumpfaufbau einsetzbar, würden sich aber z.T. wie herkömmliche Unterfüllungsmaterialien verhalten. Diese Studie war speziell dafür angelegt, die Anforderungen an moderne Aufbaumaterialien zu überprüfen. Aber selbst die Materialien, die dabei positiv abschnitten, müssten ihre Eigenschaften in In vivo-Untersuchungen bestätigen.

7 SCHLUSSFOLGERUNGEN

- Der Verschleiß wies eine große Streuung zwischen den Aufbaukompositen auf und war von den verschiedenen Applikationsformen bzw. den Erhärtungsmodi unabhängig. Da die Materialien in ihren Volumenanteilen von Füller und Matrix variierten, schien die Höhe des Verschleißes von der Materialzusammensetzung abhängig zu sein und sensibel auf Materialmodifikationen zu reagieren.
- Einige Aufbaukomposite wie Build-It, Chroma Core und Rebuilda DC sowie Rebuilda LC besaßen ebensowenig Verschleiß wie das definitive Komposit Quixfil und lieferten hinsichtlich der Fragestellung die besten Ergebnisse. Trotzdem abradieren die übrigen definitiven Komposite insbesondere das gut untersuchte Tetric Evo Ceram als Referenzgruppe signifikant weniger, so dass eine Verschleißresistenz auf diesem Level zu fordern wäre.
- Die meisten Aufbaukomposite wiesen einen vergleichbaren Verschleiß zu den Glaspolyalkenoatzementen auf. Demzufolge kann die Widerstandsfähigkeit dieser Aufbaukomposite gegen Verschleiß als nicht ausreichend angesehen werden, um längere Zeit als provisorische Füllung im Mund zu verbleiben. In Übereinstimmung mit der Einschätzung für Glaspolyalkenoatzemente ist für die Kompositaufbauten derzeit eine zeitnahe Kronenpräparation zu fordern.
- Der Härtegrad der Materialien korrespondierte erwartungsgemäß nicht mit ihrem Verschleiß und ebensowenig mit den Beschleifzeiten. Demzufolge können durch diesen Parameter keine Rückschlüsse auf die anderen gezogen werden.
- Die Aufbaukomposite erzielten relativ geringe Rauigkeitswerte nach Verschleiß, so dass eher die Porenbildung hinsichtlich einer erhöhten Plaqueanlagerung ein Problem darstellen könnte.
- Die Rauigkeiten der Aufbaukomposite nach Beschleifen erfüllten die Voraussetzungen, die zur Abformung und Zementierung erforderlich sind.
- Nur sechs der zehn getesteten Aufbaukomposite belegten dentinähnliche Beschleifeigenschaften. Da die Beschleifeigenschaften erheblich von der Methode beeinflusst wurden, sollten die Ergebnisse unter Vorbehalt bewertet werden. Allerdings sollte dieser Faktor bei der Materialentwicklung stärker berücksichtigt werden.
- Die Verschleiß- und Beschleifeigenschaften der Aufbaukomposite ließen keine Korrelation mit der Applikationsform und dem Erhärtungsmodus erkennen, so

dass diese beiden Parameter vom Hersteller wählbar sind, solange die Materialeigenschaften entsprechend eingestellt werden.

8 ZUSAMMENFASSUNG

Zum Aufbau von ausgedehnten Zahnschubstanzdefekten vor einer Überkronung haben sich Kompositmaterialien etabliert. Ihre Vorteile bestehen in einer dem Dentin ähnlichen Härte und entsprechenden Beschleifeigenschaften. Allerdings werden nicht alle Zähne, bei denen eine Überkronung indiziert ist und die mit solchen Stumpfaufbaukompositen rekonstruiert wurden, unverzüglich mit einer Krone versorgt. Aus verschiedensten Gründen kann sich die Anfertigung der Krone verzögern, so dass die Aufbaukomposite der Kaubelastung und dem Mundmilieu ausgesetzt sind.

Das Ziel dieser Untersuchung war es, das Verschleißverhalten von 16 verschiedenen Materialien, d.h. zwei Glaspolyalkenoatzementen als konventionelle Aufbaumaterialien, zehn Aufbaukompositen und vier definitiven Kompositen als Kontrollgruppe nach der ACTA-Methode zu evaluieren. Dabei sollte der Einfluss verschiedener Applikationsformen der Aufbaukomposite, chemisch härtend, lighthärtend bzw. dünnfließend geprüft werden. Danach sollten die Oberflächenrauigkeiten und -strukturen bewertet werden.

Der Verschleiß der 16 Materialien wurde bei einer Gruppengröße von $n = 9$ mittels einer 3-Medien-Verschleißtestmaschine (Willytec) mit 200.000 Zyklen in Hirsebrei als Abrasionsmedium untersucht. Die Materialproben wurden nach Herstellerangaben angefertigt, die Probenräder beschickt und bis zur Testung in destilliertem Wasser (20°C) für mindestens zwei Wochen aufbewahrt. Die Differenzen zwischen der Verschleißspur auf den Materialproben und dem nicht abradieren Randbereich wurden für den rechten und linken Rand der Verschleißspur separat mittels Profilometer ausgewertet.

Im zweiten Teil der Untersuchung sollten die Beschleifeigenschaften der zehn Aufbaumaterialien mit einem 100 μm Diamanten unter standardisierten Bedingungen evaluiert werden. Dazu wurden einheitlich dimensionierte Probekörper mit definiertem Anpressdruck beschliffen, indem das Winkelstück auf einem Luftlagerschlitten gelagert war. Die zum Durchschleifen der Stirnseite der Probe von einer Fläche von 1 cm x 0,5 cm nötige Zeit wurde bei einer Anstelltiefe von 0,4 mm gemessen.

Die Oberflächenrauigkeiten nach Abrasion und Beschleifen wurden anhand der Kenngrößen R_A , R_Z und R_{max} nach DIN 4768 mittels Profilometrie gemessen und die Oberflächenstrukturen mittels Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Zusätzlich wurde die Vickershärte der Materialien nach DIN 50 133 bestimmt. Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet.

Der geringste Verschleiß wurde mit den definitiven Kompositen Grandio (18-20 μm), Ecusit (42 μm) und Tetric Evo Ceram (37-41 μm) festgestellt. Der Abtrag war für diese Materialien signifikant geringer als der aller übrigen Aufbaumaterialien außer dem von Rebuilda LC im Vergleich zu Ecusit oder Tetric Evo Ceram ($p < 0.05$). Der Verschleiß der Aufbaukomposite Build-It, Chroma Core und Rebuilda LC sowie Rebuilda DC lag auf demselben Niveau (42-50 μm) wie der von Quixfil. Der Verschleiß aller übrigen Aufbaumaterialien lag höher: Sowohl Glaspolyalkenoatzemente als auch Aufbaukomposite abradieren um ungefähr 58 bis 75 μm . Nur der Verschleiß von Ti-Core lag mit 86-90 μm noch signifikant über diesem Wert im Vergleich zu allen übrigen untersuchten Materialien ($p < 0.05$).

Alle Aufbaukomposite besaßen eine Vickers Härte zwischen 42 und 61 HV außer Ti-Core. Die Messungen der Oberflächenrauigkeiten ergaben für alle Aufbaukomposite– mit Ausnahme von Core Paste und Ti-Core – niedrigere Werte, als die Glaspolyalkenoatzemente und die definitiven Komposite außer Ecusit besaßen. Die REM-Bilder der Oberflächen von Build-It, Multicore Flow, Rebuilda LC, Ecusit und Tetric Evo Ceram zeigten nach der Abrasion die gleichmäßigsten Oberflächen. Dagegen war bei den übrigen Materialien entweder die Matrix reduziert und Füllkörper ragten heraus oder waren herausgebrochen, so dass sie Löcher hinterließen.

Dentinähnliche Beschleifzeiten lieferten mit der gewählten Methode, die dem Abschleifen der Materialoberfläche entsprach, die Komposite Build-It, Chroma Core, Multicore Flow, Rebuilda D und LC sowie Ti-Core. Durch das Beschleifen wurden Mittenrautiefen R_A von 4 bis 6 μm und mittlere Rauigkeiten R_Z von 24 bis 36 μm erzielt, die für alle Komposite außer Multicore Flow auf gleichem Niveau oder unter dem Dentinwert von 5,4 μm für R_A bzw. 34 μm für R_Z lagen.

Der Verschleiß der Aufbaukomposite variierte extrem in Abhängigkeit vom Produkt und lag immer höher als bei den definitiven Kompositen zur Seitenzahnrestauration. Da der Verschleiß bei den meisten Aufbaumaterialien groß war, sollte sich an den Stumpfaufbau mit diesen Materialien unverzüglich die Kronenpräparation anschließen und längere Verzugszeiten sollten vermieden werden. Die Beschleifeigenschaften stellten sich für den Anwender als nicht planbar dar, vor allem weil sie durch Produktmodifikationen variierten und durch

diese Angaben nicht auf die Härte rückgeschlossen werden konnten. Die beim Schleifen erzielten Oberflächenrauigkeiten entsprachen den Anforderungen.

9 LITERATURVERZEICHNIS

1. **Arcoria CJ, De Wald JP, Moody CR, Ferrance JL** (1989) A comparative study of the bond strengths of amalgam and alloy-glassionomer cores. *J Oral Rehabil* 16: 301-307
2. **Asmussen E, Peutzfeld A** (2003) Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Sci* 111: 277-279.
3. **Asaoka K, Hirano S** (2003) Diffusion coefficient of water through dental composite. *Biomaterials* 24: 975-979
4. **Attin T, Buchalla W** (1998) Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 766-774
5. **Ayad MF, Rosenstiel SF, Hassan MM** (1996) Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instrumentation. *J Prosthet Dent* 75: 122-128
6. **Baghdadi ZD** (2002) Preservation-based approaches to restore posterior teeth with amalgam, resin, or a combination of materials. *Am J Dent* 15: 54-65
7. **Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R** (1995) Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 635-638
8. **Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G** (2003) The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fibre-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 16: 538-542
9. **Blalock JS, Chan D, Browning W, Callan R, Hackman S**, (2006) Measurement of clinical wear of two packable composites after 6 month in service. *J Oral Rehabil* 33: 59-63
10. **Bolhuis HPB, De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL** (2001) Fracture strength of different core build-up designs. *Am J Dent* 14: 286-290
11. **Bolhuis HPB, de Gee AJ, Kleverlaan CJ, El Zohairy AA, Feilzer AJ** (2006) Contraction stress and bond strength to dentin for compatible and incompatible combinations of bonding systems and light cured core build-up resin composites. *Dent Mater* 22, 223-233
12. **Bonilla ED** (2000) Fracture toughness of various core build-up materials. *J Prosthet Dent* 9: 14-18

13. **Burke FJ, Shaglouf AG, Combe EC, Wilson NH** (2000) Fracture resistance of five pin-retained core build up materials on teeth with and without extra coronal preparation. *Oper Dent* 25: 388-394
14. **Callaghan DJ, Vaziri A, Nayed-Hashemi H** (2006) Effect of fiber volume fraction and length on the wear characteristics of glass fiber-reinforced dental composites. *Dent Material* 22, 84-93
15. **Christensen GJ** (1993) Should teeth be built up for crowns? *J Am Dent Assoc* 124 6: 93-94
16. **Christensen GJ** (1996) When to use fillers, build-ups or posts and cores. *J Am Dent Assoc* 127: 1397-1400
17. **Christensen GJ** (1998) Posts and cores: State of the art. *J Am Dent Assoc* 129: 96-97
18. **Christensen GJ** (1999) Intracoronal and extracoronal tooth restorations. *J Am Dent Assoc* 130: 557-560
19. **Christensen GJ** (2000a) Building up tooth preparations for full crowns – 2000. *J Am Dent Assoc* 131: 505-507
20. **Christensen RP** (2000b) Quantifying wear in human adult teeth. *J Dent Res* 79 : Nr 3196
21. **Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN** (1999) Diametral and compressive strength of dental core materials. *J Prosthet Dent* 82: 272-276
22. **Chung KH, Greener EH** (1990) Correlation between degree of conversion, filler cocentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 17: 487-494
23. **Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK** (2004) Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater* 20, 345-351
24. **Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL** (1992) Comparison of the shear bond strength of a titanium composite resin material with dentinal bonding agents versus glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 68: 904-909
25. **Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS** (2000) Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. *J Oral Rehabil* 27: 83-9
26. **Combe EC, Shaglouf AMS, Watts DC, Wilson NHF** (1999) Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater* 15: 158-165

27. **Costa CA, Hebling J, Teixeira MF** (1997) Preliminary study of biocompatibility of all Bond 2 and Scotch Bond MP adhesive systems. Rev Odont USP 11: 11-18
28. **Creugers NHJ, Kreulen CM, Fokkinga WA, Mentink AGM** (2005) A 5-year prospective clinical study on core restorations without covering crown. Int J Prosthodont 18 : 40-41
29. **Dabanoglu A, Kunzelmann KH, Hickel R, Koray F** (2003) Three body wear resistance of resin composites. DGZ / EFCD-Tagung München
30. **Davidson CL** (1991) Destructive stresses in adhesive luting cements. J Dent Res 70 :880-882
31. **Davidson CL** (1996) Verschleißverhalten dentaler Composite-Materialien. Phillip Journal 5-6: 171-177
32. **De Gee AJ, Pallav P** (1994) Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J Dent. Suppl 1: S21-S27
33. **DeLong R** (2006) Intra-oral restorative materials wear. Rethinking the current approaches: How to measure wear. Dent Mater 22: 702-711
34. **DeWald JP** (1990) Evaluation of glass-cermet cores cast crowns. Dent Materials 6:129-132
35. **Deutsch AS, Cohen BI, Condor S, Musikant BL** (1992) Compressive and diametral strength for titanium reinforced composites. J Dent Res 71:136
36. **DGZMK – Stellungnahme** (1998) Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. Dtsch Zahnärztl Z 54: 99
37. **DGZMK – Stellungnahme** (2003a) Direkte Kompositrestaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 58: 387-388
38. **DGZMK – Stellungnahme** (2003b) Aufbau endodontisch behandelter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 58: 199
39. **DGZMK – Stellungnahme** (2005) Aufbaufüllungen für einen vitalen Zahn. Dtsch Zahnärztl Z 60: 360-362
40. **DIN/ ISO 4768**. Rautiefe
41. **DIN 50 133**. Vickers Härte
42. **Duke ES** (2000) Advances in restorative core materials. Compend Contin Educ Dent 21: 976-978
43. **Fan P, Nicholls JI, Kois JC** (1995) Load fatigue of five restoration modalities in structurally compromised premolars. Int J Prosthodont 8: 213-220

44. **Felton DA, Kanoy BE, White JT** (1987) The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent* 58: 292-296
45. **Ferracane JL** (2006) Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 22: 689-692
46. **Fischer D** (2006) Restauration eines Endo-Zahnes? *Ultradent News* 2: 1
47. **Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallitu PK, Creughers NH** (2005) Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J* 38: 230-237
48. **Frankenberger R, Krämer N, Graf A, Petschelt A** (1999) Zyklische Ermüdung von Glasionomerezementen und Kompomeren. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 269-271
49. **Frankenberger R** (2002) Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 57:154-171
50. **Geurtsen W, Bremer B, Schluckar M** (1998) Fracture resistance of human molars filled with indirect and direct restorations. *J Dent Res* 77: 279 Nr.1387
51. **Görücü J, Saygili G, Özgünalty G**, (2006) Die Druckscherfestigkeit von Werkstoffen zum Kronenaufbau. *Int J Par Rest Zahnheilkd* 26:179-185
52. **Graf K** (2001) In-vitro-Untersuchungen zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und Metalllegierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 495-500
53. **Gross MJ, Harrison JA** (1989) Some electrochemical features of the in vivo corrosion of dental amalgam. *J Appl Electrochem* 19: 301-310
54. **Groger G, Rosentritt M, Behr M, Schroeder J, Handel G** (2006) Dental resin materials in vivo – TEM results after one year: a pilot study. *J Mater Sci Mater Med* 17(9): 825-828
55. **Gureckis KM, Burgess JO, Schwartz RS** (1991) Cutting effectiveness of diamond instruments subjected to cyclic sterilization methods. *J Prosthet Dent* 66: 721-726
56. **Heintze SD** (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 22: 712-734

57. **Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J** (2006) Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater* 22: 166-175
58. **Ibbetson R** (2002) Auxiliary Retention and the Role of the Core in Fixed Prosthodontics. *Dental Update* 29: 284-290
59. **Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R** (2005) Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60 : 321- 334
60. **Jacobi R** (1995) Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. *Phillip J* 1-2: /95, 12. Jahrgang 33-40
61. **Jendritzky F, Utz KH, Grüner M** (1997) Haltekraft von Kronen mit parapulpär verankerten Komposit-Aufbaufüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 15-18
62. **Jung M, Pantke H** (1991) Die Wirkung von Diamantschleifkörpern unterschiedlicher Körnung auf die Zahnhartsubstanz. *Dtsch Stomatol* 41: 302-309
63. **Juntavee N, Millstein PL** (1992) Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *J Prosthet Dent* 68: 482-486
64. **Kimmel K** (1998) Rauhtiefen – ein unterschätztes Qualitätskriterium. *ZM* 88: 50-2
65. **Khera SC, Carpenter CW** (1990) Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent* 64: 139-147
66. **Koba M** (2005) Untersuchung der Bruchfestigkeit endodontisch behandelter Molaren. Med. Dissertation. Universität Hamburg
67. **Komet** (1989) Diamant-Schleifinstrumente mit galvanischer Bindung. Technische Information. Lemgo
68. **Kon M, Kakuta K, Ogura H** (2006) Effects of occlusal and brushing forces on wear of composite resins. *Dent Mater J* 25:183-194
69. **Körber KH, Ludwig K** (1983) Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 31: 55
70. **Krämer N** (1997) Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomern. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 186-189
71. **Krejci I, Reich F, Lutz F, Albertoni M** (1990) In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953-960

72. **Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B** (2006) How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 22: 633-701
73. **Lang H, Schwan R, Nolden R** (1994) Die Verformung gefüllter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 812-815
74. **Lasson I** (2005) Mechanische Eigenschaften verschiedener Aufbaumaterialien. Med. Dissertation. Universität Hamburg
75. **Lasson I, Schmage P, Nergiz I, Platzer U** (2005) Roughness and Substance Loss of 9 Core Materials after Preparation. *J Dent Res* 84A Nr. 2693
76. **Lee KS, Wilson RP** (2005) Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent* 94, 370-376
77. **Luthardt R** (2004) Sind im Zuge der Herstellung indirekter Restaurationen adhäsive Aufbaufüllungen bei vitalen Zähnen anderen Materialien/ Verfahren überlegen? *Praxisletter. Dtsch Zahnärztl Z* 59, 607-608
78. **Luthardt R** (2006) Plastische Füllungen versus indirekte Restaurationen im Seitenzahnggebiet. *Praxisletter. Dtsch Zahnärztl Z* 61: 331-333
79. **Mair LH** (1992) Wear in dentistry – current terminology. *J Dent* 20. 140-144
80. **Mandikos MN, Mc Givney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM** (2001) A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 85, 386-395
81. **Marxkors R, Meiners H** (1982) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag München S 69-70, 173-174
82. **Millstein PL, Ho J, Nathanson D** (1991) Retention between a serrated steel dowel and different core materials. *J Prosthet Dent* 65: 480-482
83. **Milot P, Stein S** (1992) Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 68: 428-435
84. **Mitchell CA, Douglas WH, Cheng YS** (1999) Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater* 15: 7-13
85. **Miyawaki H, Taira M, Yamaki M** (1996) Cutting effectiveness of diamond points on commercial core composite resins and cements. *J Oral Rehabil* 23: 409-415

86. **Mjör IA, Toffenetti Fabio** (2000) Secondary caries: A literature review with case reports. *Quintessence Int* 31: 165-179
87. **Monticelli F, Goracci C, Ferrari M** (2004) Micromorphology of the fiber post-resin core unit: A scanning electron microscopy evaluation. *Dent Mater* 20: 176-183
88. **Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R** (1988) Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mater* 4: 41-48
89. **Musikant BL, Cohen BI, Deutsch AS** (2003) In vitro abrasive wear resistance for five core build-up materials. *J Dent Res* 82 AADR Nr.1667
90. **Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP** (2004) In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater* 20, 63-71
91. **Naumann M** (2003) Wann Wurzelstifte indiziert sind – Klassifikation und Therapiekonzept. *Quintessenz* 54: 931-938
92. **Nergiz I, Schmage P** (2004) Wurzelstifte im Wandel der Zeit. *Endodontie Journal* 1: 10-17
93. **O' Keefe KL, Powers JM** (2001) Adhesion of resin composite core materials to dentin. *Int J Prosthodont* 14: 451-456
94. **Pagniano PR, Johnston MW** (1993) The effect of unfilled resin dilution on composite resin hardness and abrasion resistance. *J. Prosthet Dent* 70: 214-218
95. **Paul JS, Schärer P** (1996) Plastische Aufbauten in der Kronen und Brückenprothetik. *Quintessenz* 47: 1519-1531
96. **Plath C** (2006) Ästhetik von Kompositen und Materialaspekte – Komposite gestern und heute (5): Schönheitswahn oder Schönheit wahren. *DZW* 39, 13-5
97. **Quirynen M, Bollen CML** (1995) The influence of surface roughness and free-surface energy on supra- and sub-gingival plaque formation in man. *J Clin Periodontal* 22: 1-14
98. **Rammelsberg P, Abu Elyan M, Erdelt K** (2001) In-vitro-Untersuchung von adhäsiv verankerten Aufbaufüllungen unter überkronen Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 589-593

99. **Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG** (2004) The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater* 20: 617-622
100. **Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ** (1998) Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80: 280-301
101. **Rosentritt M, Behr M, Hofmann E, Handel G** (2002) In vitro wear of composite veneering materials. *J Mater Sci* 37, 425-429
102. **Rosentritt M, Behr M, Schultz S, Handel G** (2003) Drei-Medien-Verschleiß von Füllungskompositen. *Quintessenz* 54 : 181-185
103. **Rzanny A, Welker D, Gomolka M, Küpper H** (2002) Stumpfaufbaumaterialien auf Kompositbasis- eine Verbesserung? *Dtsch Zahnärztl Z* 57: 550-553
104. **Rzanny A, Gomolka M, Welke W** (2004) Komposite für den Stumpfaufbau. *Quintessenz* 55, 7: 795-805
105. **Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cordosa PEC, Ferrari M** (2007) Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Materials* 23: 95-99
106. **Saygili G, Sahmali SM** (2002) Vergleichende Studie zu den physikalischen Eigenschaften von Aufbaufüllungsmaterialien. *Int J Periodontics Restorative Dent* 4: 345-353
107. **Schmage P, Lason I, Nergiz I, Platzer U** (2006) Effect of Finishing Preparation on Surface of 9 Core Materials. *J Dent Res* 85A Nr. 1412
108. **Schultz S** (2003) Drei-Medien-Verschleiß von Füllungskompositen. *Med. Dissertation. Universität Regensburg (DZW 39/2006)*
109. **Semmer E, Kroszewsky K** (2002) Bestimmung von Leistung und Standzeit diamantierter Schleifkörper als Entscheidungshilfe zwischen „abgenutzt“ und „scharf“. *Dtsch Zahnärztl Z* 57: 545-549
110. **Simons K, Wolfart S, Kern M** (1999) Klinische (Kurzzeit-)Erfahrungen mit Kompositstumpfaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 715-717
111. **Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Pelka M** (1998) Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. *ZM* 88: Nr. 5,1. 3. 48-50
112. **Sindel J, Frankenberg R, Kramer N, Pelka M** (1999) Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent* 27: 175-181

113. **Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE** (1985) Preparation modifications for damaged vital posterior teeth. *Dental Clinics of North America* 29: 305-326
114. **Stober T, Rammelsberg P** (2005) The failure rate of adhesively retained composite core build-ups in comparison with metal-added glass ionomer core build-ups. *J Dent* 33: 27-32
115. **Stober T, Rammelsberg P** (2005) Stumpfaufbauten aus adhäsiv verankerten Kompositen und Glasionomermaterial im klinischen Vergleich. *Dtsch Zahnärztl Z* 60: 580-586
116. **Tirado Juan I. Medina, Nagy William W, Dhuru Virendra B, Zibert A** (2001) The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials. *J Prosthet Dent* 85: 474-480
117. **Tuntiprawon M** (1999) Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent* 81:142-147
118. **Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K** (2005) Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particular dental resin composites. *Biomaterials* 26: 4932-4937
119. **Turssi CP, Faraoni JJ, de Menezes M, Serra MC** (2006) Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. *Dent Materials* 22: 77-83
120. **Tyas MJ, Burrow MF** (2004) Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J* 49: 112-121
121. **Versluis A, Douglas WH, Cross M** (1996) Does an Incremental Filling Technique Reduce Polymerization Shrinkage Stresses? *J Dent Res* 75: 871-878
122. **Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH** (1998) Do Dental Composites Always Shrink Toward the Light? *J Dent Res* 77 : 1435-1445
123. **Wassell RW, Smart RE, St. George G** (2002) Crowns and other extra-coronal restorations: Cores for teeth with vital pulps. *Br Dental J* 192: 499-509
124. **Wassell RW, Walls AWG, Steele JG** (2002) Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Br Dental J* 192: 199-211
125. **Wegner S M, Wolfart S, Kern M** (2004) In vivo Study of the Marginal Integrity of composite resin Buildups after Full crown Preparation. *J Adhes Dent* 6: 151-155

126. **Willson N, Cowan A, Crisp R, Wilson M** (1999) A short-term clinical evaluation of a tricure glass-ionomer system as a transitional restoration and core build material. *Quintessence Int* 30: 405-411
127. **Yaman P, Thorsteinsson TS** (1992) Effects of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent* 68 3: 416-420
128. **Yap A, Pek Y, Cheang P** (2003) Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil* 30, 1-8
129. **Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH** (2004) Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dental Mater* 20, 277-285
130. **Zalkind M, Hochman N** (1998) Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 80: 730-732
131. **Ziebert AJ, Dhuru VB** (1995) The Fracture Toughness of Various Core Materials. *J Prosthodont* 4: 33-37
132. **Zumstein A, Strub JR** (1982) Die Haftung von drei Befestigungszementen bei verschiedener Oberflächenrauheit des Dentins. *Dtsch Zahnärztl Z* 37: 16-21

10 DANKSAGUNG

Frau **Prof. Dr. Ursula Platzner** gilt mein besonderer Dank für die Möglichkeit zur Promotion und ihre Unterstützung.

Für die Kooperation bei der Durchführung und beim Verfassen dieser Arbeit möchte ich Frau **PD Dr. Petra Schmage** sowie Herrn **Prof. Dr. Ibrahim Nergiz** sehr herzlich danken.

Herrn **Martin Rosentritt**, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Klinikum der Universität Regensburg danke ich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung.

Der Firma **Komet**, Lemgo danke ich für die Zusammenarbeit bei den Beschleifuntersuchungen, die unter der Betreuung von Herrn **Friedrich-Wilhelm Meier** und Herrn **Josef Hecke** stattfanden.

Herrn **Dr. Felix Wöhrle** der Firma **DMG**, Hamburg danke ich für die Möglichkeit, die Willytec Maschine zu benutzen sowie Herrn **Jörg Fick** für die freundliche Betreuung während der Untersuchung.

Bei Herrn **Thomas Thimian** bedanke ich mich für die Anregungen zum Layout der Arbeit.

11 LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Name: Fekry Sito
Geburtsdatum: 14.04.1971
Geburtsort: Arbil, Irak
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: verheiratet, ein Kind

Schul- und Berufsausbildung

1977 - 1983 Grundschole in Arbil, Irak
1983 - 1986 Realschole in Arbil, Irak
1986 - 1989 Gymnasium in Esfahan, Iran
Abschluss: Abitur
1994 - 1996 Sprachkurs IBH und deutsches Abitur im Rahmen
des Studienkollegs in Hamburg
04.1997 - 07.2004 Zahnmedizinstudium an der Universität Hamburg
Abschluss: Staatsexamen

Beruflicher Werdegang

1999 - 2004 Krankenpflegerhelfer bei der Zeitarbeitsfirma Reeck
09.2004 - 12.2004 Zahnarztpraxis Dr. Jens Havlicek in Ahrensburg
03.2005 - 10.2006 Zahnarztpraxis Uwe Lagenstein in Norderstedt
seit 01.02.2007 Zahnarztpraxis Dr. Gerhard Wetzel in Wedel

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlichen oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift:

Datum: