

**Quantitative Abrasionsanalyse bei Grandio®- und Tetric Ceram®-
Restaurationen nach 10 Jahren in vivo**

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

vorgelegt von
Motmaen, Ila
aus Rosenheim

Gießen 2017

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Kinderzahnheilkunde
Direktor: Prof. Dr. Dr. Norbert Krämer
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Norbert Krämer

Gutachter: PD Dr. Dr. Jan-Falco Wilbrand

Tag der Disputation: 12.04.2018

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	- 1 -
2	Literaturübersicht	- 3 -
2.1.1	Feinpartikelhybridkomposite.....	- 4 -
2.1.2	Nanohybridkomposite	- 4 -
2.1.3	Adhäsive.....	- 5 -
2.1.4	Schmelzhaftung.....	- 5 -
2.1.5	Dentinverbund.....	- 6 -
2.2	Grundlagen zum Thema Abrasion.....	- 7 -
2.2.1	Substanzverluste.....	- 7 -
2.2.2	Visuelle Bewertungssysteme.....	- 13 -
2.2.3	Abtastsysteme.....	- 14 -
2.2.4	In-vitro-Abrasionsmaschinen.....	- 19 -
2.2.5	Ergebnisse in vitro.....	- 22 -
2.2.6	Bisherige Ergebnisse klinischer Studien.....	- 23 -
3	Problemstellung	- 25 -
4	Material und Methode	- 26 -
4.1	Klinisches Vorgehen.....	- 26 -
4.2	Modellanalyse (Abtastung mittels 3D-CNC-Messmaschine).....	- 28 -
4.3	Erstellung von REM-Bildern.....	- 33 -
4.4	Statistische Auswertung.....	- 34 -
5	Ergebnisse	- 35 -
6	Diskussion	- 44 -
6.1	Fehlerquellen.....	- 44 -
6.1.1	Abformung.....	- 44 -
6.1.2	Modellherstellung.....	- 44 -
6.1.3	3D-CNC-Messmaschine.....	- 45 -
6.1.4	Auswertung durch 3D-Inspektionssoftware.....	- 46 -
6.2	In vivo vs. In vitro.....	- 47 -
6.3	Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien.....	- 48 -
6.4	Interpretation des Verschleißverhaltens.....	- 49 -
6.5	Schlussfolgerung.....	- 56 -
7	Zusammenfassung	- 58 -
8	Summary	- 61 -
9	Tabellen- und Abbildungsverzeichnis	- 64 -
10	Abkürzungsverzeichnis	- 65 -
11	Literaturverzeichnis	- 66 -
12	Anhang	- 74 -

1 Einleitung

Es werden jedes Jahr 52 Millionen Füllungen in Deutschland (Stand 2014) gelegt. Dies entspricht einem mehr als beträchtlichen Stellenwert im Alltag des sowohl in der Klinik als auch in der eigenen Praxis tätigen Zahnarztes [73]. Füllungsmaterialien werden generell in provisorische und definitive Werkstoffe eingeteilt. Provisorische Füllungsmaterialien wie Zemente erfüllen aufgrund ihres Charakters nicht die Ansprüche einer längerfristigen Versorgung. Als definitives Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich haben sich deshalb Komposite nach den steigenden Ansprüchen im Bereich Ästhetik gegenüber dem bereits etablierten Amalgam durchgesetzt [76]. Zusätzlich wurde immer mehr nach einem Material verlangt, das toxikologisch weniger bedenklich als Amalgam ist. Aufgrund der befürchteten Quecksilberbelastung genoss Amalgam in dieser Hinsicht trotz guter Abrasionsresistenz bei der Allgemeinbevölkerung keinen guten Ruf [7]. Als adäquates Nachfolgematerial bezüglich Langlebigkeit beziehungsweise Abrasionsresistenz, sowie ohne die genannten Makel des Amalgams, wurden Komposite zunehmend attraktiver. Zur Anwendbarkeit von Kompositen hat auch wesentlich die adhäsive Füllungstechnik beigetragen, wodurch es möglich wurde einen stabilen Verbund zwischen Komposit und Zahn zu gewährleisten mit dem zusätzlichen Vorteil der minimal-invasiven Präparation der Kavität [13, 103].

Es existieren noch zahlreiche Menschen mit Seitenzahnrestorationen. Diese Versorgungen bestehen zwar unter anderem aus Amalgam, welche jedoch zunehmend ersetzt werden müssen. Die Hauptgründe dafür sind Sekundärkaries, Frakturen und ästhetische Aspekte [70]. Dadurch entstehen einige Herausforderungen. Eine ist beispielsweise, je nach Ausdehnung der Kavität beim Entfernen der Amalgamfüllung, das Berücksichtigen eventuell instabiler Höcker bei erneuter Füllung, um spätere Frakturen zu meiden [29]. Auch die Randständigkeit der Füllung ist besonders bei Kompositrestorationen ein Prädiktor für die Qualität [28]. Ein weiterer wichtiger Anspruch an das Material ist die Abrasionsbeständigkeit. Besonders im Seitenzahnbereich waren, aufgrund der unzureichenden Abrasionsresistenz, Kompositrestorationen in der Vergangenheit beispielsweise als Höckerersatz eher nicht zu empfehlen [11]. Nach den stetigen Verbesserungen, unter anderem durch Ergänzung diverser Füllkörpersysteme und unterschiedlicher Zusammensetzung der Kunststoffmatrix, konnte die Verschleißbeständigkeit von Kompositen stark verbessert werden. Somit wurde diese Materialklasse auch zunehmend im Seitenzahnbereich

geeignet. Die dentale Materialforschung scheint durch diese Entwicklungen derzeit den Fokus eher auf die Füllkörper zur Optimierung der Abrasionsresistenz gerichtet zu haben. Es existieren daher heute eine Reihe von Füllkörpersystemen, von denen sich zwei Vertreter zur heutigen Zeit weitestgehend durchgesetzt haben: Feinpartikelhybrid- und Nanohybrid-Füllkörper.

Die gängigsten Möglichkeiten zur Prüfung der Füllkörpersysteme liegen in In-vitro- sowie In-vivo-Studien. In-vitro-Daten beruhen hauptsächlich auf Kausimulationen, die durch spezielle Maschinen durchgeführt werden. Ergebnisse solcher Art sind daher nur begrenzt auf die Realität übertragbar. Durch In-vivo-Studien erhält der Untersucher jedoch einen direkten Informationsgewinn am Patienten [25, 39]. Es sind zahlreiche In-vitro-Untersuchungen zum Substanzverlust von Feinpartikelhybrid- und Nanohybrid-Kompositen mit besonderer Berücksichtigung der Füllkörpersysteme vorhanden [30, 32, 39, 40, 66]. Es existieren jedoch nur wenige In-vivo-Studien zu diesem Thema [27, 79] und keine mit einer solch langen Untersuchungsdauer wie die vorliegende Studie [52]. Durch diese Arbeit soll daher die möglichst reale Situation bezüglich der Abrasionsresistenz beider Kompositmaterialklassen vergleichend dargestellt werden.

2 Literaturübersicht

Nach der Einführung von Kompositen auf dem Markt der Füllungsmaterialien wuchs der Anspruch nach hohen Standards in Sachen Ästhetik und Langlebigkeit neben einer guten Abrasionsresistenz, den Amalgame in dieser Kombination nicht erfüllen konnten. In den 90er Jahren entstand deshalb eine enorme Nachfrage bezüglich der Versorgung mit Kompositen, die ohne die Nachteile der Amalgame zusätzlich eine gute Abrasionsresistenz aufwiesen. Komposite bestehen im Allgemeinen aus einer organischen Matrix (Monomer, Komonomer, Initiator, Akzelerator, Inhibitor), einem Haftvermittler (Silan) und Füllkörpern (Makro- und Mikrofüller) [35]. Es entstand mit der Zeit eine große Auswahl an Kompositen. Nach mehreren Klassifikationsansätzen hat sich in den frühen 80ern daher die Einteilung nach Füllkörpern durchgesetzt. Eine davon ist die Einteilung nach *Lutz [63]*:

- konventionelle Makrofüllerkomposite,
- homogene Mikrofüllerkomposite,
- inhomogene Mikrofüllerkomposite und
- Hybrid-Komposite

Konventionelle Makrofüllerkomposite sind die ältesten Vertreter. Sie weisen recht große Füllkörper, meist aus Quarz oder Keramik, mit durchschnittlich bis zu 100 µm Durchmesser auf. Sie gelten jedoch aufgrund ihrer unangemessenen Abrasionsresistenz und Polierbarkeit als obsolet [55, 63].

Homogene Mikrofüllerkomposite zeichnen sich durch Beimengung von Füllkörpern, meist aus Siliziumdioxid, mit einer Durchschnittsgröße im Hundertstel-Mikrometerbereich (0,01-0,04 µm) aus. Diese sind der inhomogenen Variante unterlegen, da diese wegen ihrem großen Anteil an Mikrofüllerpartikel schwerer zu verarbeiten sind. Inhomogene Mikrofüllerkompositen unterscheiden sich von der homogenen Variante dadurch, indem sogenannte Vorpolymerisate, Füllpartikel aus zermahlenem Komposit, hinzugefügt werden und weisen eine bessere Verarbeitungsfähigkeit bei gleichbleibender Polierbarkeit auf. Nachteile sind jedoch die vergrößerte Polymerisationsschrumpfung und der erhöhte thermische Ausdehnungskoeffizient [55, 63].

Hybridkomposite stellen in ihrer Füllkörperzusammensetzung eine Kombination von Makro- und Mikrofüllkörpern dar, die somit die Vorteile beider Füllkörperklassen vereinen. Letztendlich haben sich diese Komposite in der Seitenzahnversorgung als

Goldstandard etablieren können. Sie haben zudem eine gute Polierbarkeit sowie Abrasionsresistenz [91].

2.1.1 Feinpartikelhybridkomposite

Zunächst wird die ältere, jedoch bewährte Variante der Hybridkomposite vorgestellt. Diese Sorte von Füllungskomposit zeichnet sich durch eine Kombination von Makro- (5-10 μm) und Mikrofüllern (0,01-0,04 μm) aus. Die Makrofüller bestehen aus heterogen verteilten Glasfüllkörpern, die in Kombination mit einem kolloidalen Siliziumdioxid-Gel stehen, das vereinzelt aus Partikeln mit einer Größe von durchschnittlich 0,4-1,0 μm besteht [84]. Feinpartikelhybrid-Komposite beinhalten als organische Matrix Monomere wie Bis-GMA (Bisphenol A-Glycidylmethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat) und TEGDMA (Triethylen-Glycol-Dimethacrylat); als Füllstoffe meist Bariumglas, Barium-Aluminium-Fluorsilikat-Glas, Ytterbium-Trifluorid, disperses Siliziumdioxid oder sphäroid gemischte Oxide; die durchschnittliche Füllkörpergröße liegt bei 1 μm mit einer Streuung von 1 - 3 μm und der Füllkörpergehalt dieser Komposite liegt je nach Produkt zwischen 58-79 Gew.%. Als Kopplungsreagenz dient in der Regel das Gamma-Methacryloxy-Propyltrimethoxysilan (gamma-MPS). Der Hauptvorteil liegt in der guten Abrasionsresistenz im Seitenzahnbereich. Als Nachteil ist jedoch zu nennen, dass deren Einsatz im Frontzahnbereich aufgrund der suboptimalen Polierbarkeit und Ästhetik in diesem Bereich nicht indiziert ist. Weitere Nachteile sind das Aufquellen des Komposits durch Wasseraufnahme, Polymerisationsschrumpfung sowie der Restmonomergehalt nach der Polymerisation [84, 95].

2.1.2 Nanohybridkomposite

Aus dem Bestreben nach einem höheren Füllkörperanteil mit Hilfe noch kleinerer Partikel entstand diese Sorte aus der Reihe der Hybridkomposite. Dieser Vertreter besteht aus der Kombination von Makro- und Nanofüllkörpern. Diese bestehen in ihrer Füllkörperzusammensetzung meist aus keramischen Gläsern (Makrofüller) im Größenbereich von 1 μm und Siliziumdioxid Nanomere (Nanofüllkörper) mit einer Größe von 5-60 nm. Die Matrix beinhaltet in der Regel als Monomerbestandteil Bis-GMA (Bisphenol A-Glycidylmethacrylat) sowie TEGDMA (Triethylen-Glycol-Dimethacrylat). Der gesamte Füllkörpergehalt liegt meist bei 79-86 Gew.%. Als Kopplungssubstanz dient ebenfalls das Gamma-Methacryloxy-Propyltrimethoxysilan

(gamma-MPS). Die Vorteile sind neben der guten Abrasionsresistenz auch die Anwendbarkeit im Frontzahnbereich. Nachteile sind ebenso wie bei den Feinpartikelhybridkompositen Wasseraufnahme, Polymerisationsschrumpfung und der Restmonomergehalt nach dem Polymerisationsvorgang [84, 95].

2.1.3 Adhäsive

Komposite bilden weder mit dem Schmelz noch mit dem Dentin einen chemischen Verbund. Eine Retention des Werkstoffs an der Zahnhartsubstanz ist nativ auch nicht gegeben. Es wird deshalb eine adäquate Konditionierung der Zahnhartsubstanz vorausgesetzt [50]. Dadurch kann der eigentliche Verbund erfolgen, der für eine langlebige, qualitativ hochwertige Kompositversorgung mit einem nahtlosen Randschluss zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz gewährleistet sein muss [77].

2.1.4 Schmelzhaftung

Eine Grundlage für die Schmelzhaftung legte Buonocore im Jahre 1955 durch seine beschriebene Schmelz-Ätz-Technik dar [13]. Hierbei wird durch Anätzen mit 30-40 %-Phosphorsäure ein retentives Schmelzrelief geschaffen, das der mikromechanischen Verankerung des Komposits dient. Das spezifische Schmelzrelief entsteht durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen und dem in der Peripherie gelegenen interprismatischen Schmelzes. Hierbei werden durch Auflösung des interprismatischen Schmelzes die Prismen freigelegt. Diese Konstellation bewirkt, dass ein Adhäsiv durch rheologische (die Fließeigenschaften des Adhäsives zur gleichmäßigen Benetzung der Schmelzprismenoberfläche betreffend) und geometrische (Unterschnitte in den Schmelzprismen zur mechanischen Retention des Adhäsives an den Schmelzprismen) Effekte den Verbund mit dem Schmelz verbessert. Eine Sauerstoffinhibitionsschicht durch nicht vollständige Aushärtung an der Oberfläche des Adhäsiv ermöglicht zudem eine chemische Bindung mit dem nachträglich verwendeten Komposit, da noch freie Methacrylatgruppen zur Umsetzung vorhanden sind. Dadurch kann ein so stabiler Verbund zwischen Schmelz und Komposit gewährleistet werden, dass er sich bezüglich der Belastungsmechanik beinahe wie beim gesunden, unbehandelten Zahn verhält [72, 114, 118].

2.1.5 Dentinverbund

Im Gegensatz zu Amalgam reicht bei Kompositfüllungen keine rein mechanische Retention in der Kavität zur Versorgung aus. Der Randschluss zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz muss bezüglich der angestrebten Langlebigkeit der Versorgung dicht und randständig sein [28]. Dazu muss ein chemischer Verbund zwischen Komposit und Dentin erzielt werden. Dies erreicht man durch amphiphile Bestandteile im Adhäsiv, die einen stabilen Verbund zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Komposit ermöglichen [54]. Dentinadhäsive bestehen in der Regel aus den Komponenten Säuregel, Primer und Bonding. Zunächst muss das Dentin zur Behandlung mit dem Adhäsiv konditioniert werden. Dazu wird die bei der Präparation der Kavität entstehende Schmierschicht (smear layer), ein Belag aus Zahnhartsubstanztrümmern und Bakterien auf dem Dentin, durch 20-37 %- Phosphorsäure-Gel abgelöst. Danach wird die gelöste Schmierschicht mit der Phosphorsäure durch Wasserspülung entfernt und das Dentin getrocknet. Als Goldstandard zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz hat sich die zeitversetzte Anätzung von Schmelz (30 Sekunden) und Dentin (15 Sekunden) mit 20-37 %- Phosphorsäure, das sogenannte „Total-Etch-Verfahren“, durchgesetzt [109]. Danach werden durch die Applikation des Primers die durch die Säure freigelegten Kollagenfasern durch die Inhaltsstoffe des Primers aufgequillt (Wasser), fixiert (Glutaraldehyd), die Fasern vernetzt (PEGDMA (Polyethylen-Glycol-Dimethacrylat)) und mit amphiphilem TEGDMA benetzt, wodurch ein Kollabieren der Kollagenfasern verhindert werden soll. Es muss bei der Verwendung auch auf das enthaltene Lösungsmittel des Primers geachtet werden. Meist handelt es sich um Wasser, doch manche Primer anderer Hersteller werden auf Azetonbasis produziert. Dafür sollte eine gewisse Restfeuchtigkeit auf dem Dentin vor dem Auftragen des Adhäsives belassen werden, um eine Übertrocknung des Dentins und somit Hypersensitivitäten des behandelten Zahnes zu vermeiden. Dieses spezifische Vorgehen wird auch als „wet bonding“ bezeichnet. Nach der Anwendung des Primers wird das Bonding, hauptsächlich bestehend aus Methacrylaten, auf die Dentinfläche aufgetragen und mit UV-Licht polymerisiert. Diese Methacrylate penetrieren initial die Dentinkanälchen und inkarzerieren die vorher freigelegten Kollagenfasern. Der Komplex, bestehend aus polymerisierten Methacrylaten und Kollagenfasern stellt mit den freien Methacrylaten auf der Oberfläche (Inhibitionsschicht) die eigentliche Kopplungssubstanz zwischen

Dentin und Komposit dar. Dieser Komplex wird auch Hybridschicht genannt [53, 103, 109].

2.2 Grundlagen zum Thema Abrasion

Um den Hauptuntersuchungsparameter dieser Arbeit (Abrasion/Substanzverlust) verständlich zu machen, werden hier nun die verschiedenen Mechanismen, Charakteristika sowie Bewertungssysteme der Abrasion und Verschleißmechanismen erläutert.

2.2.1 Substanzverluste

Da diese Arbeit von einer Abrasionsanalyse handelt, beobachtet man ein multifaktorielles System des Substanzverlustes, das zunächst in seinen einzelnen Aspekten beschrieben wird.

In der Zahnheilkunde werden Zahnhartsubstanzverluste nach Form und Ursache unterschieden (Tab. 1) [37]. Dies wird in der Tabelle verdeutlicht, die prinzipiell in rein funktionellem Verschleiß (Attrition) und Abrieb durch Drittkörper (Abrasion) aufgliedert ist:

Verschleiß			
Attrition = direkter Zahn zu Zahn Kontakt		Abrasion = Abnutzung durch Partikel	
Sprechen und Schlucken (physiologisch)	Parafunktionen (unphysiologisch)	Kauen von Nahrung	Exogene Ursachen (z.B. Sand bzw. Staub bei berufsbedingter Exposition)

Tab. 1 Abrasionsformen nach Hayashi et al. [37].

Die unterschiedlichen Verschleißmechanismen werden unterteilt in Abrasion, Oberflächenzerrüttung, Adhäsion und Korrosion/tribochemische Reaktion.

Abrasion wird in Zwei-Körper- (Abb. 1 (S.8)) und in Drei-Körper-Abrasion unterteilt (Abb. 2 (S.9)).

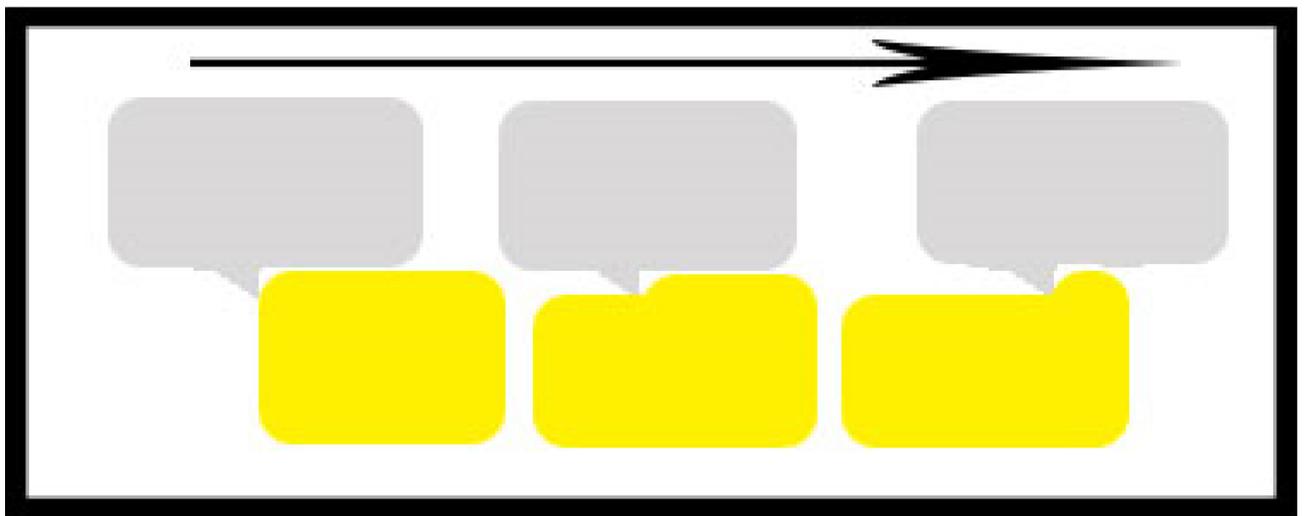


Abb. 1 2-Körper-Abrasion nach Turssi et al. [111]. Das Gegenobjekt (grau) fungiert, schematisch dargestellt mit einer keilförmigen Unebenheit, als Abrasionskörper. Das Basisobjekt (gelb) wird abradert. Der Abrasionskörper bewegt sich mit einem bestimmten Vektor (Pfeil) unter Kontakt mit dem Basisobjekt hinweg. Die konzentrierte Krafteinwirkung in der Scherbewegung, durch die Unebenheit auf dem Gegenobjekt, bewirkt in dieser Abbildung einen Substanzverlust auf dem gelben Körper.

Die 2-Körper-Abrasion beschreibt den Verschleiß zweier Objekte, der durch direkten Kontakt und Reibung gegeneinander verursacht wird. Hierbei werden, durch die Friktionsbewegungen des Gegenobjekts auf das Basisobjekt, Materialpartikel herausgelöst. Dies resultiert in einem Substanzverlust der Körper. (Abb. 1)

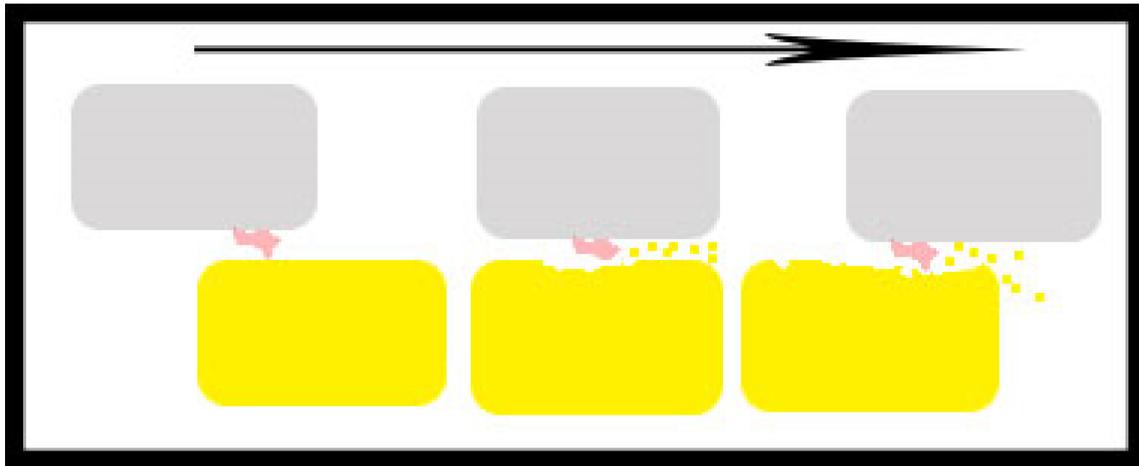


Abb. 2 3-Körper-Abrasion nach Turssi et al. [111]. Das Gegenobjekt (grau) und das Basisobjekt (gelb) haben jeweils Kontakt zu einem Zwischenmedium (rot), welches in diesem Schema als Abrasionskörper dient. Das Gegenobjekt wird in einem bestimmten Vektor (Pfeil) bewegt. Unter Kontakt mit dem Gegenobjekt wird das Zwischenmedium mitbewegt. Aufgrund der Unebenheiten, in dieser Abbildung als keilförmige Erweiterungen dargestellt, kommt es zu einer konzentrierten Krafteinwirkung auf das Basisobjekt. Das Zwischenmedium verursacht somit auf dieses Objekt, vermittelt durch die gekoppelte Bewegung des Gegenobjekts, den Substanzverlust.

Die 3-Körper-Abrasion beschreibt den Verschleiß von zwei Objekten, der durch ein Zwischenmedium (als 3. Körper) vermittelt wird. Verglichen zur 2-Körper-Abrasion stehen die beiden Körper lediglich indirekt durch das Zwischenmedium in Kontakt zueinander. Die Friktionsbewegungen und -kräfte des Gegenobjekts werden auf das Zwischenmedium übertragen und verursachen auf dem Basisobjekt, je nach Situation auch auf dem anderen Körper, einen Substanzverlust. Abrasion ist die Folge (Abb.2).

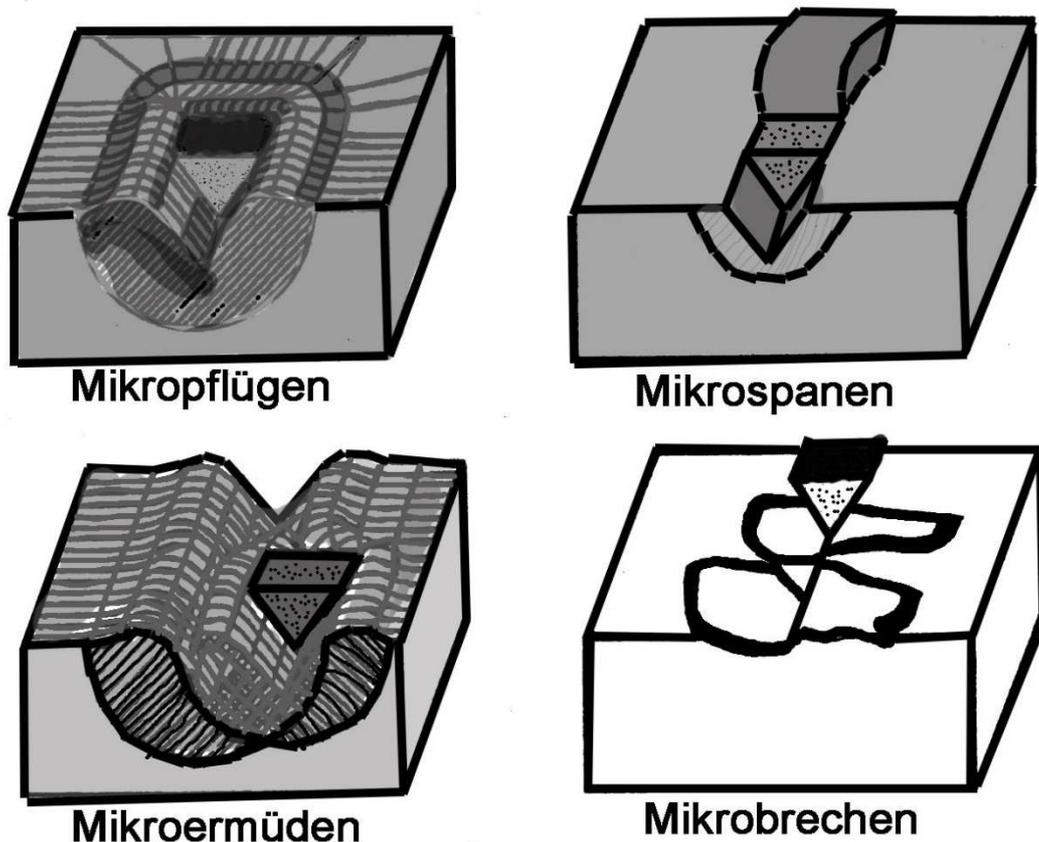


Abb. 3 Unterschiedliche Abrasionsformen nach Kunzelmann [58]. Der Abrasionskörper (Keil) übt Verschleiß beziehungsweise Verformungen auf ein Material (Quader) aus.

Je nach Beschaffenheit und Härte der Bestandteile, bei denen es sich sowohl um Oberflächenrauigkeiten eines Materialkörpers als auch um inkarzerierte beziehungsweise frei liegende und zwischen den eigentlichen Abrasionskörpern befindliche Partikel handelt, wird die Materialoberfläche dadurch auf unterschiedlicher Weise belastet oder sogar geschädigt. Das Resultat sind Substanzverluste. Diese Vorgänge werden als Mikropflügen, -spanen, -ermüden und -brechen bezeichnet.

Als Mikropflügen wird eine Deformierung der Oberfläche ohne Substanzverlust genannt. Bei konstanter Beanspruchung mit Überlastung einer Oberfläche lässt sich Mikroermüdung mit der Bildung von Verschleißpartikeln vorfinden. Beim Mikrospanen erfolgt bereits beim ersten Kontaktdurchlauf durch Scherkräfte ein Abhub des Materials von der Oberfläche. Von Mikrobrechen wird gesprochen, sobald Anteile der belasteten Oberfläche splitterartig aus ihrem Verbund gerissen werden. In der Regel treten beim Abrasionsvorgang alle vier Vorgänge simultan auf. Je nach Materialeigenschaften des Abrasionskörpers und des abradieren Körpers kann das Verhältnis der Mechanismen

variieren. So findet man bei spröden Werkstoffen eher Mikrobrechen vor, während bei zähen Materialien bevorzugt das Mikrospanen dominiert [58] (Abb. 3 (S.10)).

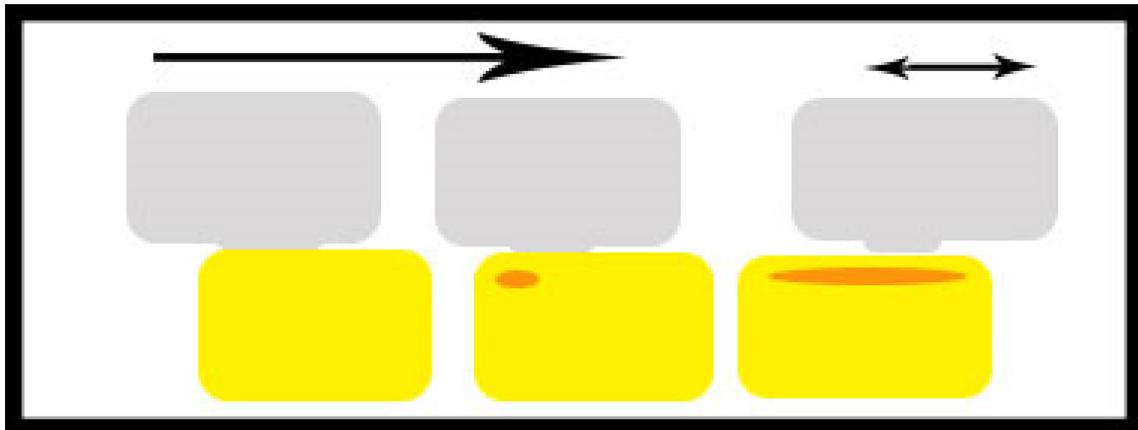


Abb. 4 Oberflächenzerrüttung nach Turssi et al. [111]. Das Gegenobjekt (grau) wirkt mit seiner Erhebung unter Kontakt mit dem Basisobjekt (gelb) als Abrasionskörper. Der dunkelgraue Körper wird mit einem definierten Vektor (Pfeil) bewegt. Mit der kontinuierlichen Hin- und Rückbewegung des Gegenobjekts wird, durch chronische Überlastung des Materials des Basisobjekts, ein Defekt (rot) mit Abrasionspartikeln erzeugt.

Bei wiederholter Belastung einer Oberfläche durch Okklusions- und Scherkräfte entsteht die sogenannte Oberflächenzerrüttung. Die akkumulierten kleinen Überlastungen führen zu Rissbildungen, die sowohl senkrecht als auch parallel zur Oberfläche verlaufen können, wodurch nach Vereinigung solcher Risslinien ganze Partikel aus dem Grundmaterial herausgelöst werden. Die Dauer und die Kraft der Belastung bestimmen den Schweregrad der Oberflächenzerrüttung auf den Werkstoff [10, 16, 58] (Abb. 4).

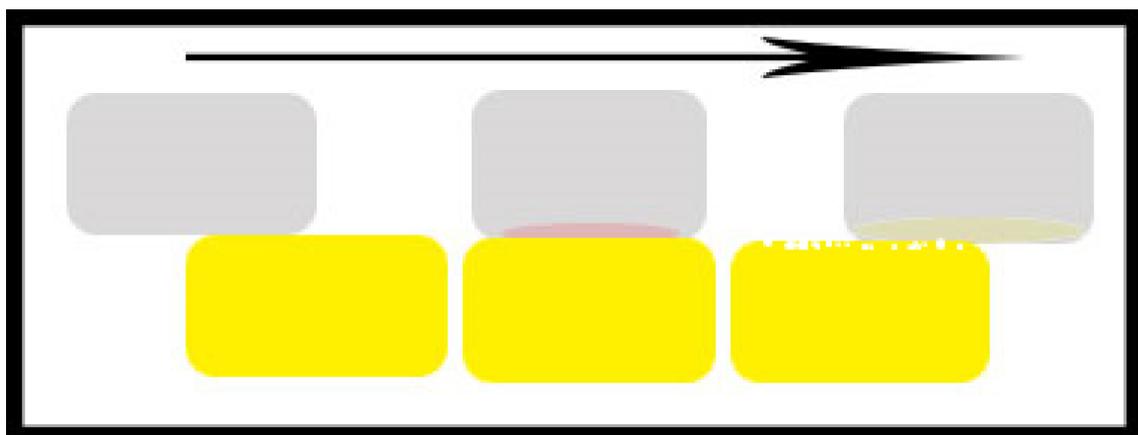


Abb. 5 Adhäsion nach Turssi et al. [111]. Das Gegenobjekt (grau) wird in einem definierten Vektor (Pfeil) unter Kontakt mit dem Basisobjekt (gelb) bewegt. Die reibende Bewegung erzeugt einen Substanzdefekt (rot) auf dem Basisobjekt, dessen losgelöste Partikel auf dem Gegenobjekt (gelber Bereich auf oberem Körper) temporär anhaften.

Die Adhäsion ist ein in der Praxis eher gering wirkender Faktor auf den Substanzverlust und wird häufig sogar übersehen [16]. Hierbei werden losgelöste Partikel des einen Körpers auf den Gegenkörper transferiert und haften an diesem vorwiegend durch Friktion, welche beim nächsten Kontaktzyklus relativ leicht wieder herausbrechen (Abb. 5 (S.11)).

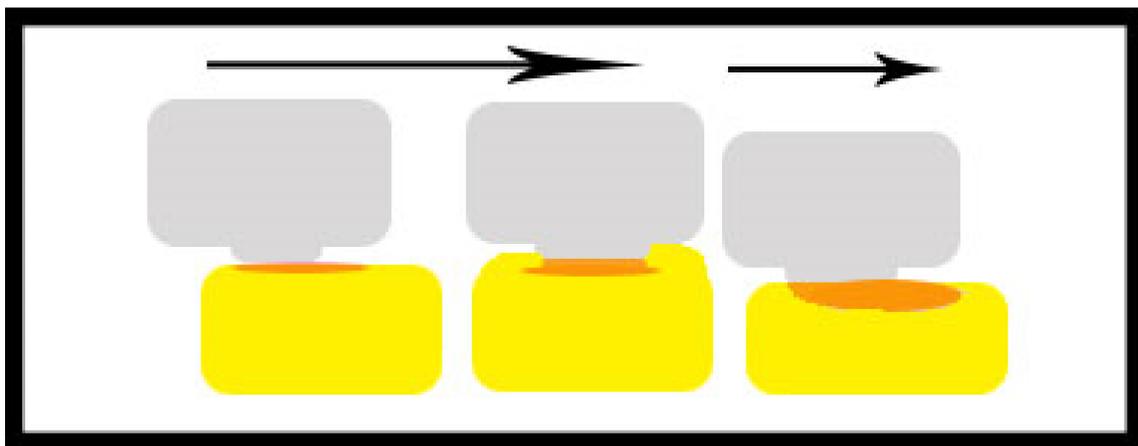


Abb. 6 Tribochemische Reaktion/Korrosion nach Turssi et al. [111]. Durch ein materialschwächendes (korrosiv) Agens erleidet das Basisobjekt (gelb) einen erleichterten Substanzverlust (rot) bedingt durch die Friktionsbewegung des Gegenkörpers (grau) über einen definierten Vektor (Pfeil).

Die tribochemische Reaktion beschreibt den durch ein Agens, begünstigt durch Reibungswärme, verursachte Veränderung der Materialeigenschaften eines Objekts zwischen seiner Oberfläche und seiner freien Umgebung beziehungsweise einem Gegenobjekt. Diese Änderung der Materialeigenschaften geht mit einer Schwächung der Materialoberfläche einher, wodurch sich Substanzpartikel bei Friktion erleichtert herauslösen. Dem Objekt widerfährt somit ein Substanzverlust durch Korrosion. Generell geht dieser Prozess lediglich anfangs schnell vonstatten und neigt ebenso schnell zu verlangsamen oder gar zu stoppen, sobald ein kohäsiver Film über der Oberfläche liegt. Tribochemische Reaktionen spielen bei der Abrasion von Kompositen insofern eine Rolle, da beispielsweise speisebedingte Säuren das Material durch Erweichen beeinträchtigen, Abrasionsvorgänge somit beschleunigen und verstärken [4, 94] (Abb. 6).

Die Tragweite der verschiedenen Reaktionen und Mechanismen des Substanzverlustes auf das klinische Langzeitverhalten bezüglich der Kompositrestauration wurde bereits in mehreren Studien abgehandelt. Von allen erwähnten Verschleißarten sind im Mund hauptsächlich die Abrasion und Oberflächenzerrüttung vertreten. Tribochemische Reaktionen und Adhäsion treten in einem weitaus geringerem Maße auf [4, 58, 94].

2.2.2 Visuelle Bewertungssysteme

Zur Beurteilung, Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit des klinischen Erfolgs wurden diverse Methoden zur Bestimmung des Verschleiß entwickelt. Zum einen gibt es qualitative Verfahren wie die der United States Public Health Service beziehungsweise USPHS-Methode nach *Ryge* [92, 93]. Diese zieht die Kriterien Farbe, Oberfläche, anatomische Form, marginale Integrität, marginale Verfärbung und Karies zur Bewertung heran. Aufgrund des rein qualitativen Charakters dieser Analysevariante waren Abrasionsunterschiede, die kleiner als 150 µm waren, nicht mehr zu unterscheiden [56, 93]. Gründe für solch diffuse Ergebnisse sind die stark eingeschränkte Sicht und Zugänglichkeit der Mundhöhle sowie die subjektive Bewertung durch den Behandler [33].

Die häufigsten angewandten Methoden waren die Leinfelder-Skala und die Moffa-Lugassy-Skala zur quantitativen Bewertung von Substanzverlusten. Mit der Leinfelder-Skala und der Moffa-Lugassy-Skala lassen sich mit Hilfe eines Situationsmodells des zu untersuchenden Zahns und Standardmodellen mit Substanzverlust genormtem Ausmaßes mit gleichmäßiger Differenz zum vorrangigen Modell vergleichen und so die Abrasion quantitativ abschätzen. Die Abstufungen der Substanzverluste beträgt bei der Leinfelder-Skalierung 100 µm und bei der Skala nach Moffa-Lugassy 25 µm [18]. Bei der Leinfelder-Skala werden zahnähnliche Standardmodelle verwendet [106]. Für die Moffa-Lugassy-Methode stehen zylindrische Standardmodelle zur Verfügung. Dadurch kann der Untersucher durch den direkten Vergleich des Situationsmodells mit dem am meisten zutreffenden Standardmodell annäherungsweise das Ausmaß des Substanzverlustes abschätzen. Zu den Nachteilen der Leinfelder-Methode lässt sich die relativ zeitaufwendige Erstellung der Modelle werten. Zudem lässt sich mit diesem System lediglich der Substanzverlust am Füllungsrand bestimmen. Zentrale, randferne sowie kontaktfreie Areale auf der Füllung lassen sich nicht auswerten [8, 64]. Moderne Verfahren wie die mechanische Profilometrie, bei der die Messung der Materialoberfläche durch eine computergestützte Maschine erfolgt (siehe 2.2.3), erlauben auch eine Bestimmung kleinerer Höhenverluste der Substanz, die mit visuellen Verfahren nicht möglich wären [116]. Der Untersucher kann außerdem in der Bewertung des Substanzverlustes sofern in die Irre geführt werden, dass ein gleichzeitiger Höhenverlust des Schmelzes einen geringeren Materialverlust an der angrenzenden Füllung, durch die geringere Höhendifferenz, einen geringeren Substanzverlust vortäuscht, da der

angrenzende Schmelz dem Untersucher als Referenzhöhe dient [86]. Alle Nachteile treffen trotz der geringeren Skalierungen auch auf die Moffa-Lugassy-Skala zu, da der eigentliche begrenzende Faktor der Genauigkeit die subjektive Einschätzung des Untersuchers darstellt und die zylindrischen Standardmodelle im Gegensatz zu den zahnähnlichen Modellen der Leinfelder-Skala dem Untersucher die Einschätzung zusätzlich erschwert [106]. Es benötigt außerdem viel Übung und Erfahrung, um den Substanzverlust mit visuellen Verfahren adäquat einschätzen zu können [12].

2.2.3 Abtastsysteme

Zur Bestimmung auch kleinerer Abrasionsdifferenzen und Oberflächenveränderungen wurde die Replika-Technik herangezogen, um Restaurationen zu vermessen. Zur quantitativen Abrasionsbestimmung stehen unterschiedliche optische Messverfahren wie die Laserinterferometrie, Photogrammetrie, 3D-Mikroskopie oder die Moiré-Kontourierung sowie die mechanische Profilometrie zur Verfügung.

Die Laserinterferometrie funktioniert nach dem Prinzip der Superposition zweier Lichtstrahlen unter Bildung eines Interferenzmusters.

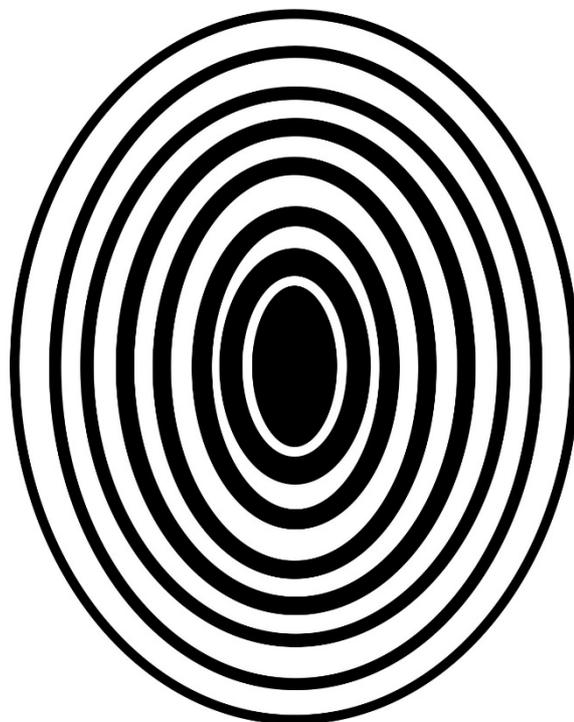


Abb. 7 Schema Interferenzmuster. Ein typisches Interferenzmuster beispielhaft von einer leicht gewölbten, glatten Oberfläche dargestellt. Um das zentrale Maximum, in diesem Fall ein destruktives Maximum (schwarzer Fleck), treten alternierend konstruktive (weiße Ringe) und destruktive (schwarze Ringe) Interferenzsäume auf. Diese entstehen abhängig von der Phase zweier Strahlen nach dem Prinzip der Superposition. Konstruktive Interferenzsäume entstehen nach Überlagerung zweier Wellen mit gleicher

Phase zueinander. Destruktive Interferenzsäume bilden sich bei Überlagerung zweier Wellen mit einer Phasendifferenz von einer halben Wellenlänge zueinander. Je nach Geometrie des reflektierenden Objekts entsteht eine Streckung (Beugung zum Betrachter hin) oder Stauchung (Beugung vom Betrachter weg) der Säume in Richtung der Beugung der Objektoberfläche [36].

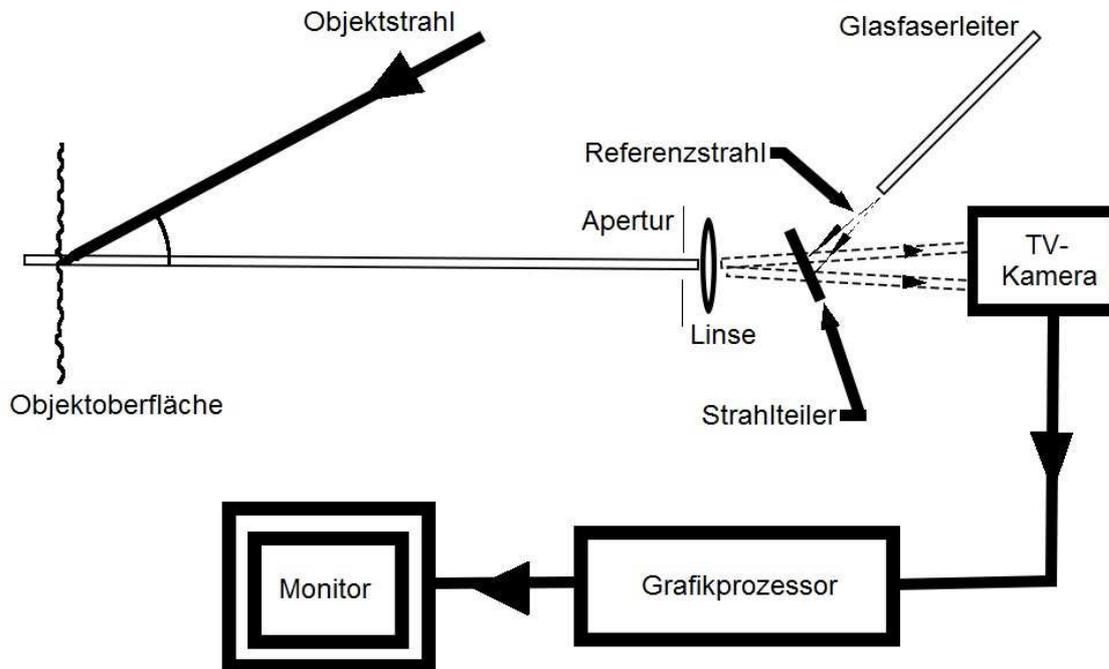


Abb. 8 Schema Computergestützte Laserinterferometrie (Digitaler Phasenverschiebeinterferometer). Ein Lichtstrahl wird vom zu messenden Objekt reflektiert. Dieser gelangt durch einen Fokus und wird durch eine Zerstreuungslinse divergiert. Der Objektstrahl trifft zeitgleich mit einem von einem Glasfaserleiter entsandten Referenzstrahl auf den Strahlteiler, wo sie phasenverschoben superpositionieren. Das dadurch erzeugte Interferenzmuster wird von einer Kamera als Sensor erfasst, digital prozessiert und auf dem Monitor räumlich sichtbar [36].

Dies geschieht mit der Teilung gebündelten Lichts an einem Strahlteiler. Die geteilten Lichtstrahlen werden jeweils an einem Referenzspiegel und dem zu messenden Objekt reflektiert. Die beiden reflektierten Strahlen treffen wieder zeitgleich am Strahlteiler auf, die sich dadurch überlagern. Beide Strahlen haben eine differente Wegstrecke zurückgelegt, wodurch die Superposition eine Phasenverschiebung bezüglich der Wellenlänge aufweist. Dies ist regulär als Interferenzmuster für den Betrachter sichtbar. Diese Superpositions-Strahlen treffen durch den Strahlteiler nun auf einen Sensor. Dieser verarbeitet das erzeugte Interferenzmuster der eingegangenen Superpositionsstrahlen und errechnet computergestützt aus diesem Signal den Abstand des erfassten Objektpunktes. Die Auflösung wird mit einem Hundertstel der Wellenlänge des verwendeten Lichts angegeben. (Abb. 8 (S.15)) [36].

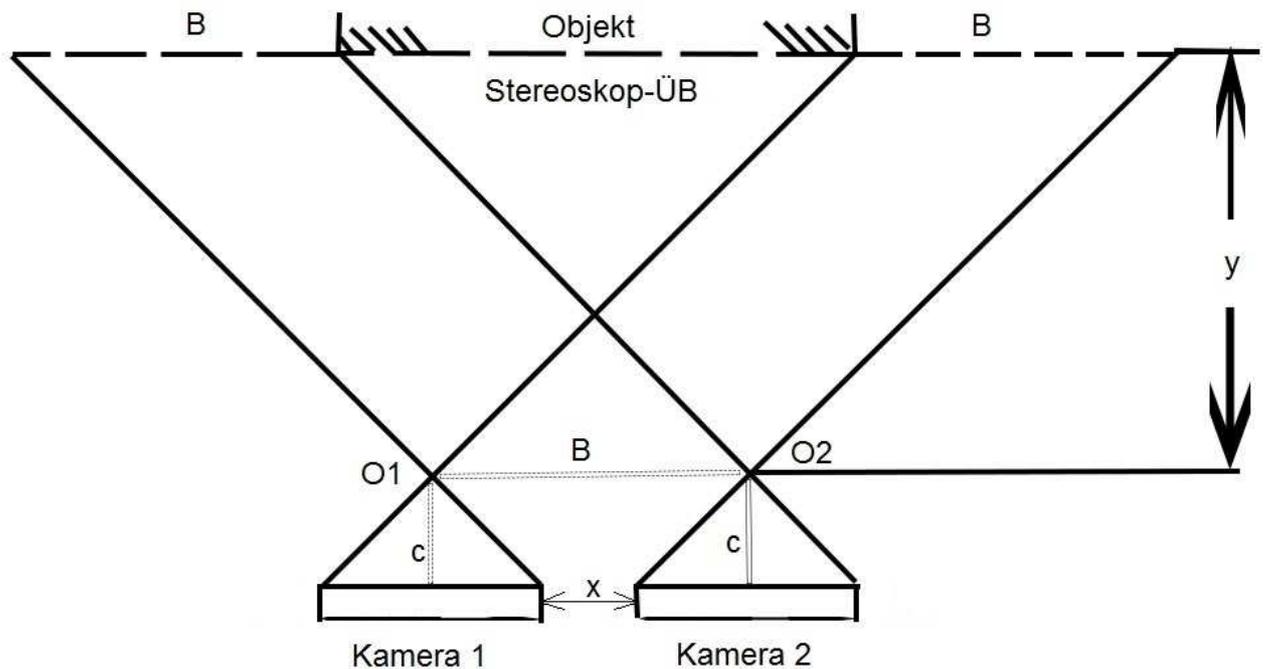


Abb. 9 Schema Stereophotogrammetrie. Die beiden Kameras (Kamera 1, Kamera 2) in unterschiedlicher Position schießen zeitgleich jeweils ein Bild bei dargestelltem Strahlengang (O_1, O_2) mit definierter Brennweite (c) und gegebenem Abstand zueinander (x) sowie vom Objekt (y). Beide Bilder weisen jeweils einen erfassten unabhängigen Bereich (B) und einen gemeinsamen, überlappenden Bereich (Stereoskop-ÜB) auf. Dieser überlappende Bereich dient als Referenz zur Berechnung des 3D-Modells aus beiden Bildern [61].

Die Stereophotogrammetrie beruht auf dem Prinzip der Berechnung eines dreidimensionalen Modells aus Bildern zweier Kameras. Hierbei wird das Prinzip der Parallaxe genutzt. Die Kameras nehmen jeweils ein Bild aus einer anderen Position heraus auf, sodass der Winkel des Strahlengangs beider Bilder sich unterscheidet. Das Entscheidende hierbei ist die partielle Überlappung (idealerweise bei mindestens 50%) beider simultan geschossenen Bilder, da dieser überlagerte Bereich als Orientierung für die Berechnung des 3D-Körpers dient. Die Auflösung wird im Bereich von $2\text{-}5\ \mu\text{m}$ angegeben (Abb. 9) [61].

Die 3D-Mikroskopie beschreibt das Prinzip der Bildaufnahme bei gekoppelter Lagebestimmung des Objektivs. Hierbei lassen sich die x -Achse und y -Achse über den Objektivteller, die z -Achse über einen reflektierten Lichtstrahl in Objektpunkt-Objektiv-Bahn messen. Jede Positionsänderung resultiert in einer Registrierung der 3D-Koordinaten. Die verschieden gemessenen Koordinaten der Messpunkte werden

gespeichert, sodass sich diese durch einen Computer zu einem dreidimensionalen Modell generieren lassen. Die Auflösung wird als $3\ \mu\text{m}$ für x- und y-Achse sowie $4\ \mu\text{m}$ für die z-Achse angegeben [1].

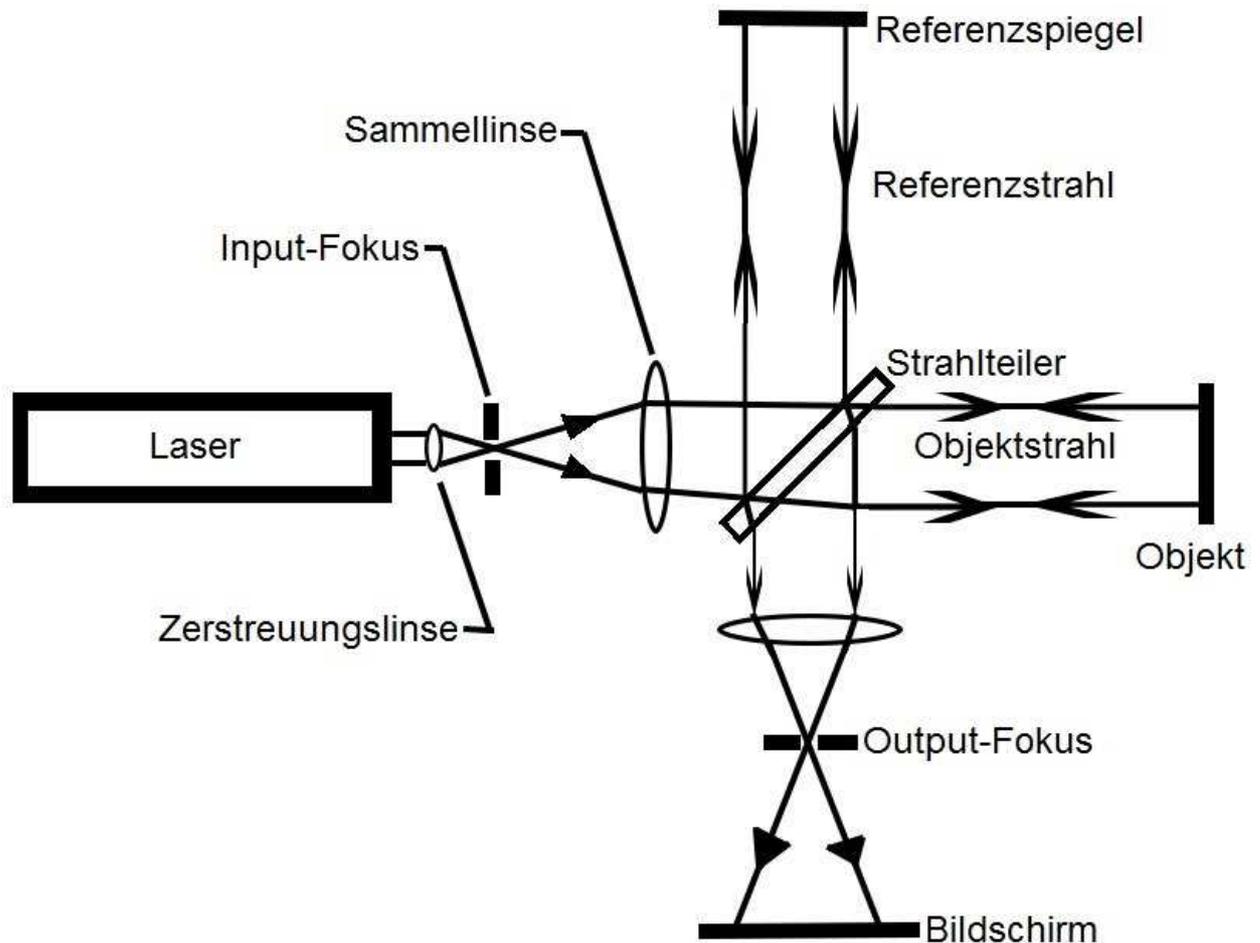


Abb. 10 Laserinterferometer (Twyman-Green (Michelson) Interferometer). Der Laserstrahl wird an einer Zerstreuungslinse divergiert und nach Passage des Input-Fokus durch eine Sammellinse wieder konzentriert. Nach Passage des Strahlteilers wird der Strahl sowohl an einen Referenzspiegel als auch an das Testobjekt geleitet. Nach Reflektion am Testobjekt und Referenzspiegel erreichen beide Strahlen phasenverschoben den Strahlteiler, werden an einer Sammellinse gebündelt und treffen nach Passage des Output-Fokus auf den Bildschirm [36].

Die Moiré-Kontourierung beschreibt die Messung einer Objektoberfläche durch ein Laserinterferometer und dessen dreidimensionale Projektion durch das analog entstandene Interferenzmuster. Es wird kein 3D-Modell errechnet, sondern der Betrachter sieht die Objektoberfläche in seinem Interferenzmuster codiert. Quantitative Analysen lassen sich anhand der Bestimmung der Distanz zwischen zwei gleichartigen

Interferenzsäumen bestimmen. Die Auflösung wird mit einem Zehntel der Wellenlänge des verwendeten Lichts angegeben [67].

Das Laserinterferometer weist eine hervorragende Auflösung auf, wobei für quantitative Abrasionsanalysen lediglich die digitalisierte Variante zu empfehlen wäre. Differenzen der Struktur über Substanzverluste lassen sich über die reine Moiré-Konturierung lediglich annähernd beschreiben, was diese Untersuchungsform für heutige Ansprüche als ungeeignet darstellt. Die 3D-Mikroskopie eignet sich zur Abrasionsanalyse aufgrund des direkt digitalisierten Outputs und der ausreichenden Auflösung für diesen Aufgabenbereich. Dagegen steht die prinzipiell ähnliche Stereophotogrammetrie. Diese weist eine akzeptable Auflösung auf. Man muss jedoch bedenken, dass hierbei analoge Fotografien in digitale 3D-Modelle umgerechnet werden. Dieser Prozessierungsschritt kann eine zusätzliche potentielle Fehlerquelle darstellen. Daher wäre der 3D-Mikroskopie eher der Vorzug zu geben [1, 36, 61, 67].

Zu den mechanischen Verfahren, die für Untersuchungen dieser Art hinzugezogen werden können, gehören beispielsweise mechanische Taster, die auf lineare Auslenkungen bei einem zu messenden 3D-Modell (LVDT-Sensor) oder Extensometer, die auf Längenänderungen reagieren [18].

Diese Abtastsysteme sind aufgrund der stetigen technologischen Fortschritte oft Computer-gesteuert, bei denen eine kleinere vertikale (z)-Auflösung als 1 μm angegeben wird [83]. Als praktikable horizontale Auflösung zur Begrenzung des Zeitaufwandes bezüglich der Datenerhebung haben sich x/y-Auflösungen zwischen 10 x 10 und 25 x 25 bewährt [50]. Die Hauptproblematik von mechanischen Tastern besteht trotz verbesserter Geometrie darin, dass zu schmale, enge, wenn auch durch die heutigen Fortschritte in eher insignifikantem Maße, Fissuren und Flächen nicht zugänglich sind und am Computer herausgerechnet werden.

Dieses Problem besteht bei optischen Verfahren nicht, sodass durch fehlende raumfordernde Taster sämtliche Facetten der Oberfläche detektiert werden. Ein weiterer Vorteil besteht in der enormen Zeitersparnis, was diese Methode insbesondere für große klinische Reihenstudien als interessante Wahl gestaltet [58].

Es existiert beispielsweise ein durch *Mehl* 1996 entwickelter Triangulationslaser, dessen Genauigkeit mit $x/y/z = 25/25/2 \mu\text{m}$ angegeben wird. Der Tiefenmessbereich von 20 mm ermöglicht es zudem besonders tiefe Fissurenreliefs darzustellen und dies auch bei Materialien mit geringer Verschleißfestigkeit durchzuführen [68, 82]. Ein Nachteil dieses Verfahrens besteht in der unterlegenen vertikalen Auflösung gegenüber der mechanischen Profilometrie, weshalb unter anderem dieses nicht-optische Verfahren auch heute noch konkurrenzfähig bleibt.

Letztendlich durchgesetzt haben sich für dreidimensionale Bestimmungen von Verschleißerscheinungen die mechanische Profilometrie und opto-elektronische Systeme [50].

2.2.4 In-vitro-Abrasionsmaschinen

Aufgrund des Mangels an In-vivo-Daten lassen sich die eigenen Ergebnisse der Abrasionsanalyse momentan lediglich mit In-vitro-Daten vergleichen. Daher werden hier die zugehörigen Konzepte und Gerätschaften dargestellt.

Abrasionsmaschinen werden in der Zahnmedizin hauptsächlich zur Simulation von Verschleißvorgängen im Rahmen des physiologischen Kauaktes verwendet. Diese werden nach ihrer Funktion unterteilt, also in Zwei-Körper- und Drei-Körper-Abrasionssysteme.

Bei Zwei-Körper-Abrasionsmaschinen stehen zwei Prüfkörper in direktem Kontakt zueinander und der Substanzverlust wird durch wiederholte Friktionsbewegungen, die durch die Maschine erzeugt werden, verursacht. Dies geschieht beispielsweise in vivo deutlich bei Patienten, die einen Bruxismus-Habit aufweisen. Man sollte jedoch beachten, dass sich Materialpartikel beim Verschleißvorgang aus den Prüfkörpern lösen und diesen beim Abrasionsvorgang als Zwischenmedium dienen, wodurch ein Drei-Körper-Abrasionssystem entsteht [69].

Bei Drei-Körper-Abrasionsmaschinen wird der Verschleißprozess bei 2 Prüfkörpern durch im Kontaktbereich befindliches Zwischenmedium moduliert. Ein Beispiel hierfür stellt Bürstabrasion dar, wobei als Schleifkörper Zähne und Zahnbürste dienen, denen die Zahnpasta als abrasives Begleitmedium zwischengelagert ist. Dieser Vorgang ruft die als keilförmige Defekte bekannten Substanzverluste auf den bukkalen Zahnflächen hervor [87, 88]. Der selbe Prozess ereignet sich beim Zerkleinern von Nahrung. Die Zwei-Körper-Abrasion spielt hierbei nur eine unwesentliche Rolle, da die Kontaktdauer

zwischen Ober- und Unterkieferzähnen normalerweise recht kurz ist [41]. Nach *Eichner* wird von einer Kaukraft zwischen 45 und 125 N ausgegangen [21]. Es kann zudem von einer durchschnittlichen Kaurate von 80 Zyklen pro Minute ausgegangen werden [87]. Es ist jedoch zu erwähnen, dass es nur in eingeschränkter Weise möglich ist die komplexe Umgebung des Mundes mit seinem ständig variierenden Milieu zu simulieren. Daher sollten In-vitro-Untersuchungen gegenüber In-vivo-Untersuchungen als lediglich teilrepräsentativ betrachtet werden [24, 25, 39, 88].

Es werden folgende Kausimulatoren und Methoden bevorzugt, die für in-vitro-Untersuchungen herangezogen werden [3]:

Zwei-Körper-Abrasion
IVOCLAR (Willytec)-Maschine
MÜNCHEN-Maschine
ZÜRICH-Maschine

Tab. 2 2-Körper-Abrasion

Drei-Körper-Abrasion
ALABAMA (Leinfelder-Suzuki)-Maschine (Oral Health Research at Creighton University)
OHSU-Maschine (Oregon Health & Science University)
ACTA-Maschine (Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam)

Tab. 3 3-Körper-Abrasion

Die Ivoclar-Vivadent-Maschine funktioniert nach dem Prinzip der 2-Körper-Abrasion. Hierzu werden die Proben zunächst für 24 Stunden und 37 °C trocken gelagert. Der Antagonist der Probe besteht aus gepresstem IPS Empress Ceramic (Ivoclar Vivadent), das vorher einen doppelten Glanzbrand bei 870 °C erhielt. Der Antagonistendurchmesser liegt bei 2,36 mm bei einer Höhe von 600 µm. Es werden 5-kg-Gewichte als vertikale Last verwendet. Die Schleifbewegung des Abrasionsvorgangs liegt bei einer Strecke von 0,7 mm bei einer Frequenz von 1,6 Hz. Es werden 120.000 unidirektionale Zyklen der Antagonistenbewegung durchgeführt, wovon 320 Zyklen eine Temperaturwechselbadbelastung bei 5-55 °C darstellen [38].

Die München-Maschine repräsentiert ein Konzept nach 2-Körper-Abrasion. Diese ähnelt der Ivoclar-Vivadent-Methode mit dem Unterschied eines „pin-on-block“-Designs, sodass die Probe unter ständigem Kontakt zum Antagonisten steht. Der Antagonist besteht aus Aluminiumoxid mit einem Durchmesser von 5 mm. Die Proben werden vorher bei Raumtemperatur für 7 Tage in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Der Belastungszyklus erfolgt bei 50 N und einer linearen, bidirektionalen Schleifbewegung von 8 mm. Während der Belastungszyklen werden die Proben mit destilliertem Wasser bei 37 °C Temperatur gespült [38].

Die Zürich-Maschine arbeitet als 2-Körper-Abrasions-Simulation. Die Proben werden vorher 2 Wochen lang in Wasser bei einer Temperatur von 36,5 °C gelagert. Als Antagonisten dienen abgetrennte palatinale Höcker aus oberen Molaren. Diese belasten die Proben bei einer Kraft von 49 N und einer Bewegungsfrequenz von 1,7 Hz. Dazu werden die Antagonisten auf einem Gummisockel in einem Winkel von 45 ° gegen die Probe angebracht, sodass beim Abrasionsvorgang der Antagonist über die Probe gleiten kann. Die Proben unterliegen insgesamt 3000 Zyklen einer Temperaturwechselbadbelastung bei 5-55 °C. Nach jeweils 120.000, 240.000, 640.000 und 1.200.000 Zyklen werden die Proben durch eine Zahnputzmaschine mit Zahnpaste 30 Minuten lang belastet. Zusätzlich werden nach den ersten 120.000 Belastungszyklen in eine 75%-Ethanollösung für 20 Stunden zur Simulation der chemischen Degradation gelegt [38].

Die Alabama-Maschine ist eine Kausimulation nach dem Prinzip der 3-Körper-Abrasion. Die Materialproben werden hierzu in ein Bad gelegt. Dieses Bad besteht aus einem Schlamm aus PMMA (Polymethylmethacrylat)-Perlen mit einer Durchschnittsgröße von 44 µm. Es werden jeweils generalisierte und lokalisierte Abrasion simuliert. Für die generalisierte Abrasion wird die Probe mit einem spitzen Stift aus rostfreiem Stahl bei 75 N und einer Rotation im Uhrzeigersinn um 30 ° belastet. Für die lokalisierte Abrasion dient ein Ball aus rostfreiem Stahl als Antagonist für die Probe bei identischer Belastungskonfiguration [38].

Die OHSU-Maschine arbeitet nach 3-Körper-Abrasion. Als Antagonisten dienen Schmelzhöcker aus oberen Molaren. Diese weisen eine rundliche Form bei einem Durchmesser von 10 mm auf. Der Antagonist wird mit einem Schlamm aus Siliziumcarbid mit 600er, 1000er Körnung und einer 5µm Aluminiumoxid-Paste poliert. Danach wird dieser ultraschallgestützt 1 Minute lang gereinigt. Die Proben werden vorher für 24 Stunden bei 37 °C Temperatur in Wasser gelagert. Der Schmelzantagonist belastet

die Probe initial des Belastungszyklus mit einer Kraft von 50 N, schleift 8 mm linear über die Probe und wirkt dadurch abrasiv. Als Zwischenmedium dient ein Brei aus PMMA-Perlen und Mohnsamen. Am Ende jedes Zyklus‘ wird die Probe mit einer Kraft von 80 N statisch belastet, um lokale Attrition zu simulieren. Diese Prozedur wird für 100.000 Zyklen vollzogen bei unidirektionaler Bewegung und einer Frequenz von 1 Hz [15].

Die ACTA-Abrasionsmaschine ist ein Kausimulator der Kategorie 3-Körper-Abrasion. Die Antagonisten bestehen aus zwei Rädern mit entgegengesetzter Drehrichtung. Diese werden durch einen Elektromotor betrieben und sind in einem Behälter mit einem abrasiven Brei eingebettet. Dieser Brei setzt sich aus 225 g Hirsekörnern und 300 ml isotoner Kochsalzlösung zusammen. Die Räder aus rostfreiem Stahl weisen einen Durchmesser von 19 mm auf und weisen diagonale Kerben auf, um den Transport des Breis zu gewährleisten. Vor Belastung werden die Räder für 24 Stunden in 37 °C warmem Wasser gelagert. Zur Simulation der Schleifbewegung beim Kauvorgang wird die Probe zwischen die Räder fixiert. Die Rotationsgeschwindigkeit beider Räder wird um 15 % reduziert (250 Umdrehungen pro Minute bei 100 %) und mit einer Kraft von 15 N gegeneinander gepresst. Nach 50.000 Zyklen wird der abrasive Brei ausgetauscht. Zudem gewährleistet ein Rührgerät unter den Antagonistenrädern die Homogenität des Breis. Die Belastungen werden für 400.000 Zyklen durchgeführt [9].

Als aussagekräftigere Geräte scheinen die ACTA- und die Ivoclar-Vivadent-Maschine verlässliche Ergebnisse zu liefern, die auch ansatzweise der In-vivo-Situation entsprechen können. Bedenken sollte man jedoch, dass jede Abrasionsmaschine letztendlich auf begrenzte Aspekte der realen Verschleißsituation fokussiert ist. Daher sollten zur besseren Einschätzung des Materialverlustes mehrere Abrasionssimulatoren herangezogen werden [38, 42].

2.2.5 Ergebnisse in vitro

Aufgrund der besser zu realisierenden Verfahren existieren zahlreiche In-vitro-Studien, die sich mit dem Verschleißverhalten beziehungsweise den Materialeigenschaften von Feinpartikel- und Nanohybridkompositen beschäftigten [66, 75, 96, 104, 105, 112, 119, 120]. Bei direkt vergleichenden Untersuchungen wurde zwar bei Nanohybridkompositen eine überlegene Abrasionsresistenz gegenüber Feinpartikelhybridkompositen beschrieben [34], dem gegenüber stehen jedoch Ergebnisse, die beiden Materialklassen ein gleichwertiges Abrasionsverhalten zusprechen [75]. Die gemessenen Abrasionswerte

weichen teilweise je nach verwendetem Kausimulator stark von einander ab, wenn man die angewandten Kauzyklen einbezieht. In einer Untersuchung des Abrasionsverhaltens eines Nanohybridkomposits mit der Ivoclar-Vivadent-Simulation wurden nach 200.000 Zyklen lediglich 20 μm Verschleiß reproduziert [96]. In einer anderen Studie wurden mit der München-Kaumaschine jedoch 121 μm für das Nanohybridkomposit nach 120.000 Zyklen angegeben. Für das Feinpartikelhybridkomposit wurden knapp 200 μm ermittelt. [34]. Für das Feinpartikelhybridkomposit wurden außerdem in Kausimulationen mit der München Maschine nach 50.000 Zyklen 26,1 μm und in einer anderen Untersuchung mit der ACTA-Maschine nach lediglich 20.000 Zyklen 28,6 μm erfasst [119, 120]. Allgemein ist deshalb zu erwähnen, dass unter den In-vitro-Studien je nach angewandter Abrasionsmaschine und simuliertem Verschleißvorgang eine recht große Streubreite an Ergebnissen zu Tage treten kann, die nicht effektiv untereinander vergleichbar sind. Daher sind die aktuellen In-vitro-Daten, da Abrasion einen beträchtlichen Überlebensfaktor bezüglich der Kompositrestauration darstellt, für die Realität nur partiell aussagekräftig und sollten stets an bestehende In-vivo-Ergebnisse geeicht werden [38].

2.2.6 Bisherige Ergebnisse klinischer Studien

Die Anzahl der In-vivo-Studien, die zum Thema die Untersuchung von Abrasionsverhalten und Materialeigenschaften behandeln, sind aufgrund der komplizierteren Bedingungen zur Durchführung, wie z.B. die Standardisierung und Suche eines geeigneten Patientenstamms, einer geringen Dropout-Rate [22] oder die Wahl eines geeigneten Untersuchungsverfahrens zur Datenerhebung um einiges schwieriger zu realisieren [10, 79, 85, 117]. Bei direkt vergleichenden Untersuchungen zwischen Nano- und Feinpartikelhybridkompositen wurden per optoelektronischer Messung in vivo nach dem Aspekt der Abrasionsbeständigkeit beziehungsweise Materialeigenschaften lediglich insignifikante Unterschiede festgestellt. Diese betragen 5 Jahre nach gelegter Restauration beim Feinpartikelhybridkomposit 85 μm und beim Nanohybridkomposit 84 μm [43, 79]. Eine andere klinische Untersuchung wurde mit der visuellen Methode nach Leinfelder durchgeführt. Während der 2-Jahres-Nachuntersuchung wurden für das Feinpartikelhybridkomposit 37 μm erfasst [62]. Man erkennt hierbei im Verhältnis zum Untersuchungszeitpunkt, trotz unterschiedlicher Erfassungsmethoden, Ähnlichkeiten bezüglich des gemessenen Substanzverlustes bei den In-vivo-Untersuchungen. Somit werden Studien dieser Art dadurch besser

vergleichbar. Diese wenn auch noch kleine Datenlage stützt zusätzlich die Ergebnisse der in dieser Arbeit behandelten Langzeitstudie [51].

3 Problemstellung

Das durchgeführte Ziel dieser Studie war eine vergleichende Langzeitanalyse bezüglich des Abrasionsverhaltens in vivo zwischen dem Nanohybridkomposit Grandio® (Voco GmbH) und dem Feinpartikelhybridkomposit Tetric Ceram® (Ivoclar-Vivadent) 10 Jahre nach Legen der Restauration.

Dazu wurden folgende Nullhypothesen formuliert:

1. Der Parameter Substanzverlust verändert sich während des Untersuchungszeitraums nicht.
2. Zwischen den beiden Materialklassen kann kein Unterschied bezüglich des Parameters Substanzverlust festgestellt werden.
3. Es kann kein Unterschied des Parameters Substanzverlust abhängig von der Lokalisation (Prämolar vs. Molar) der Restauration festgestellt werden.
4. Es liegt kein Unterschied des Parameters Substanzverlust im Vergleich zwischen okklusalen Kontaktarealen (OKA) und kontaktfreien Arealen (KFA) vor.

4 Material und Methode

4.1 Klinisches Vorgehen

Das Studienhandbuch wurde bereits vor Studienbeginn von der Erlangen-Nürnberger Ethikkommission (Bearbeitungs-Nr. 2740) geprüft und genehmigt. Die Patienten wurden nach den folgenden Kriterien ausgesucht:

1. Schmerzfreiheit an dem zu behandelnden Zahn
2. Die Möglichkeit der absoluten Trockenlegung und Keimarmut beim Legen der Restauration
3. Keine weiteren geplanten Restaurationen im Seitenzahnbereich
4. Sehr gute Mundhygiene
5. Abwesenheit jeglicher chronischer beziehungsweise akuter Erkrankungen des Parodontalbereichs oder der Pulpen von Zähnen
6. Die Restaurationen müssen im jeweils diagonal liegenden Quadranten gelegt werden (split-mouth-design)

Sämtliche Restaurationen mussten als Füllungserneuerungen durchgeführt werden. Gründe dafür waren Primärkaries, Sekundärkaries und Ästhetik. Für alle zu füllenden Zähne mussten aktuelle, jedoch maximal bis zu 6 Monaten alte, Röntgenaufnahmen vorhanden sein, die zusätzlich zur Evaluierung des Restaurationsbedarfs herangezogen wurden. Vor der Behandlung wurden alle Patienten über mögliche Risiken und Komplikationen aufgeklärt. Die Patienten wurden von einem Zahnarzt behandelt, der mit der Komposit-Füllungstherapie gut vertraut war. Die Präparation der Kavitäten erfolgte mit einem Diamantschleifer (Cerec-Set, Intensiv SA), die mit einem Feinkorndiamanten (Cerec-Set, Intensiv SA) finiert wurden. Die Kariesexkavation erfolgte durch einen Hartmetallrosenbohrer. Es wurde auf abgerundete Kasten kavitäten ohne Federrand geachtet. Bei einer evtl. notwendigen Caries Profunda-Behandlung wurde zudem ein CaOH-Präparat (Life®, Kerr, Bioggio, Schweiz) auf die pulpennahen Areale des Dentins appliziert. Die Kavitäten wurden nach relativer Trockenlegung, Applikation von Tofflemire-Matrizen (Hawe Neos) und Ahorn-Interdentalkeilchen (Hawe Neos) und Reinigung mit 3%igem H₂O₂ für beide Füllmaterialien geltend zur weiteren Konditionierung vorbereitet. Für die Studiengruppe (Grandio) wurden zuerst per Total-

Etch-Technik Schmelz und Dentin mit 37%-Phosphorsäuregel (Vococid, Voco) (Schmelz 30 Sekunden, Dentin max. 15 Sekunden) angeätzt. Beim Entfernen des Säuregels und der Reinigung der Kavität wurde eine Übertrocknung des Dentins vermieden. Danach wurde ein Ein-Komponenten-Adhäsivsystem auf Azetonbasis (Solobond M, Voco) 30 Sekunden lang mit Pinsel aufgetragen, verblasen und anschließend per Halogenlampe (Polofil Lux, Voco) 10 Sekunden polymerisiert. Bei der Kontrollgruppe (Tetric Ceram) erfolgte eine selektive Schmelzätzung mit einem Säuregel (Email Preparator GS, Ivoclar Vivadent) und anschließender Säuberung der Kavität mit gründlicher Trocknung. Danach wurde ein 4-Schritt-Adhäsivsystem (Syntac® Classic, Ivoclar Vivadent) angewandt. Hierzu wurde zunächst der zugehörige Dentinprimer per Pinsel 10 Sekunden lang in der Kavität aufgetragen und verblasen. Daraufhin wurde das Dentinadhäsiv 15 Sekunden lang appliziert. Dabei wurde darauf geachtet den Kontakt mit Schmelz zu meiden. Als letzte Komponente wurde der Schmelz-Haftvermittler Heliobond (Ivoclar Vivadent) auf dem Schmelz aufgetragen und vorsichtig verblasen. Anschließend wurden die aufgetragenen Schichten 20 Sekunden mit einer Halogenlampe (Polofil Lux, Voco) polymerisiert. Die Inkrement-Technik mit 40 sekündiger Halogenlichthärtung (Polofil Lux, Voco) pro aufgetragener Schicht diente zur Applikation des Komposits. Nach dem vollständigen Füllen und Lichthärten erfolgte die Entfernung von Überschüssen und Korrektur der Okklusion mit Finierdiamanten (Birne, Knospe, Flamme), die approximale Ausarbeitung mit dem Proxoshape®-System (Intensiv SA), Politur mit Polierstreifen (3MEspe), aluminiumoxidbeschichteten Finierscheiben (SoFlex®, 3MEspe) und Komposit-Polierkegeln (Vivadent) für den okklusalen Bereich. Zum Schluss erfolgte die Endpolitur mit Brinell Polierpaste (Renfert) und Fluoridierung (Bifluorid 12). Es folgten Nachuntersuchungen direkt im Anschluss an der Kontrollsituation nach Legen der Füllung (Baseline), sowie nach 6 Monaten, 1, 2, 4, 8, und 10 Jahren im Rahmen einer klinischen Studie nach modifizierten USPHS-Kriterien. Während dieser Nachuntersuchungssitzungen wurden Abformungen in Doppelmischtechnik (Dimension® Penta Quick, 3M Espe) zur Modellherstellung angefertigt mit anschließender Desinfektion der Abformungen im Impresept®-Bad (3M Espe).

4.2 Modellanalyse (Abtastung mittels 3D-CNC-Messmaschine)

Die Ausgangs-, Präparationssituation sowie jede Nachuntersuchung wurde begleitend fotodokumentierend (Nikon D90, Sigma-Makro 105 mm; Agfa ISO 100) sowohl mit und ohne dargestellte Kontaktpunkte durchgeführt. Die Aufnahmen wurden indirekt mit 1-1,5-facher Vergrößerung über Spiegel von okklusal angefertigt. Zu jedem Termin erfolgte eine Abformung durch ein A-Silikon in Doppelmischtechnik (Dimension® Penta und Garant 3M Espe AG Seefeld, Deutschland, Minitray®, Hagen & Werken, Duisburg, Deutschland) mit folgender Desinfektion der Abformung im Impresept®-Bad (3M Espe). Die folgende Herstellung der Replika wurde mit einem Epoxidharz unter Beachtung der Herstellerangaben, mit 2,5 bar für 15 Minuten im Drucktopf und unter Einhaltung von mindestens einer Stunde Wartezeit vor Ausarbeitung, realisiert (AlphaDie, Schütz Dental).

Folgende Einschlusskriterien wurden für die Modellanalyse berücksichtigt:

1. Die Nachuntersuchungstermine dürfen max. um $\pm 10\%$ der Studiendauer zum ursprünglich vereinbarten Zeitpunkt der Nachuntersuchung überschritten werden
2. Bei jeder während der Nachuntersuchungen durchgeführten Abformung wurden auf blasen- und artefaktfreie Resultate geachtet
3. Es wurden jeweils 2 Restaurationen pro Patient (split-mouth-design) einbezogen
4. Jeweils die Produkte beider Hersteller wurden pro Patient bei der Analyse herangezogen

Diese Auswahlkriterien sind von insgesamt 18 Patienten (36 Zähne) erfüllt worden. Die durchschnittliche Liegedauer der Restaurationen während der letzten Nachuntersuchung betrug 8,16 Jahre. Die Lokalisation der jeweils 18 Grandio bzw. Tetric Ceram-Restauration setzte sich wie folgt zusammen: 14 Oberkiefer-Prämolaren, 9 Oberkiefer-Molaren, 7 Unterkiefer-Prämolaren und 6 Unterkiefer-Molaren.

Zur dreidimensionalen Messung der Polyurethanreplika wurde die 3D-Messmaschine Rapid (Thome Präzision, Messel, Genauigkeit $U1=2,5+L/350\ \mu\text{m}$; $U3=3+L/300\ \mu\text{m}$) verwendet. Die Replika wurden vorerst auf dem Messtisch mit den REM-Trägerplatten über eine Schraubvorrichtung fixiert (Abb. 11 (nächste Seite)).

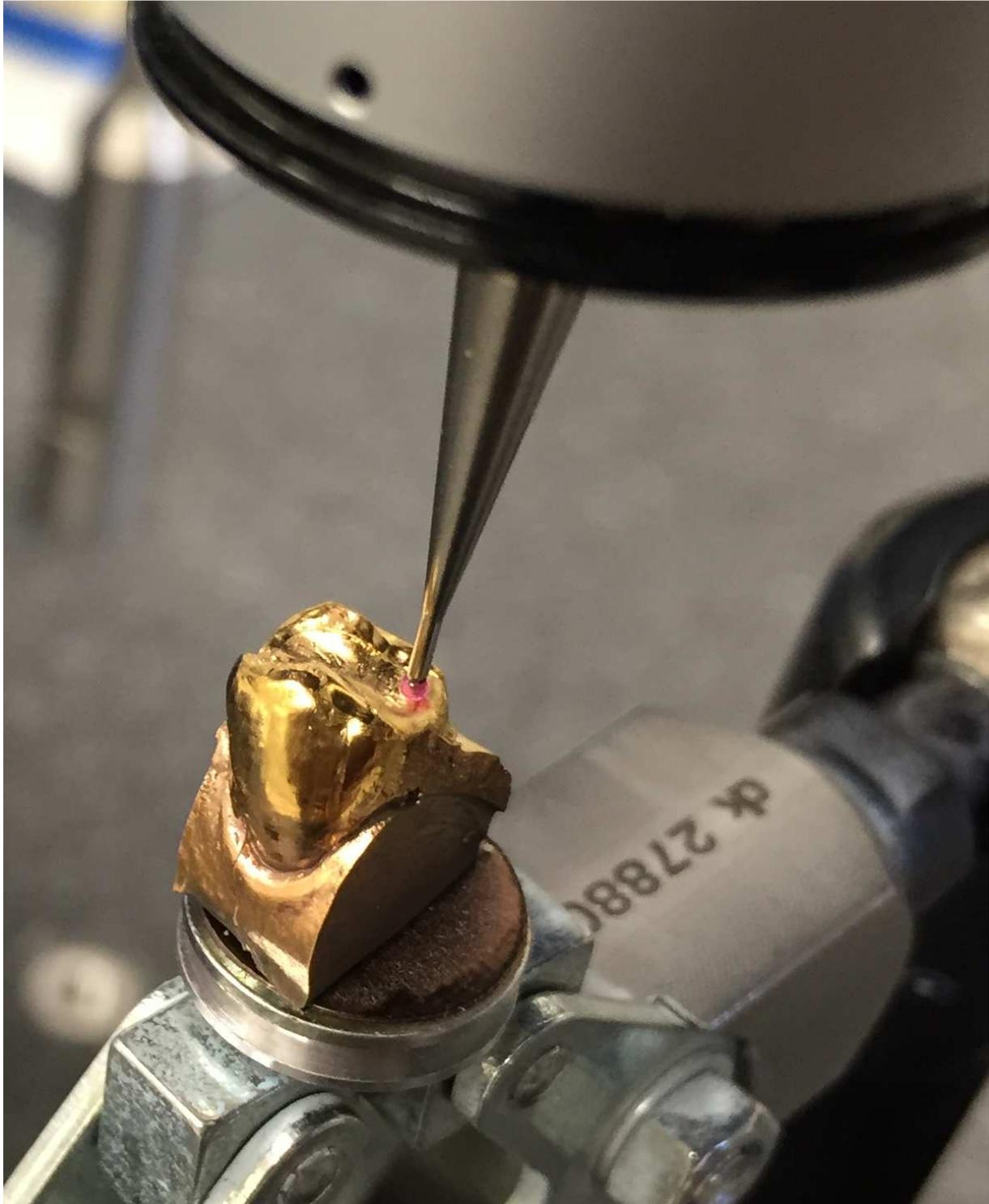


Abb. 11 Abtastvorgang durch 3D-CNC-Messmaschine. Der Taster mit der roten kugelförmigen Spitze fährt von bukkal nach lingual über die Oberfläche des Modells und registriert die Bahn in einer Serie von Punkten. Sobald der Taster lingual am kaudalen Ende des Modells gelangt ist, fährt der Taster von lingual nach bukkal zurück, jedoch in der x-Achse leicht nach medial versetzt (zwischen 50-1000 μm). Kaudobukkal wieder angelangt, setzt der Taster, erneut etwas weiter medial an einer REM (Rasterelektronenmikroskop)-Trägerplatte befestigt und in der Halterung des Tasters eingespannt, die Messbahnen fort bis die gesamte Oberfläche des Zahnmodells erfasst ist.

Danach wurde ein würfelförmiger Abtastraum definiert, der groß genug gewählt wurde, um alle individuellen Zahngrößen mit einbeziehen zu können. Zur Positionierung dieses Abtastraums wurde mit Hilfe des Tasters ein Nullpunkt so gewählt, dass der gesamte Zahn durch den Messvorgang erfasst werden konnte. Um den Tastvorgang starten zu können, muss ein Vektor bestimmt werden, der durch 2 mit dem Taster gewählte Punkte auf dem Modell definiert wird. Um einen komplikationslosen Ablauf zu gewährleisten, muss die Neigung des Modells möglichst unterschnittslos gewählt werden, damit der Taster die gesamte Oberfläche der Zahnreplika erfassen kann. Über einen PC mit einer Steuerungssoftware (Metrolog XG (Version 13.006), Metrologic Group) für die Messvorrichtung konnte die Abtastung ferngesteuert und überwacht werden (Abb. 12).

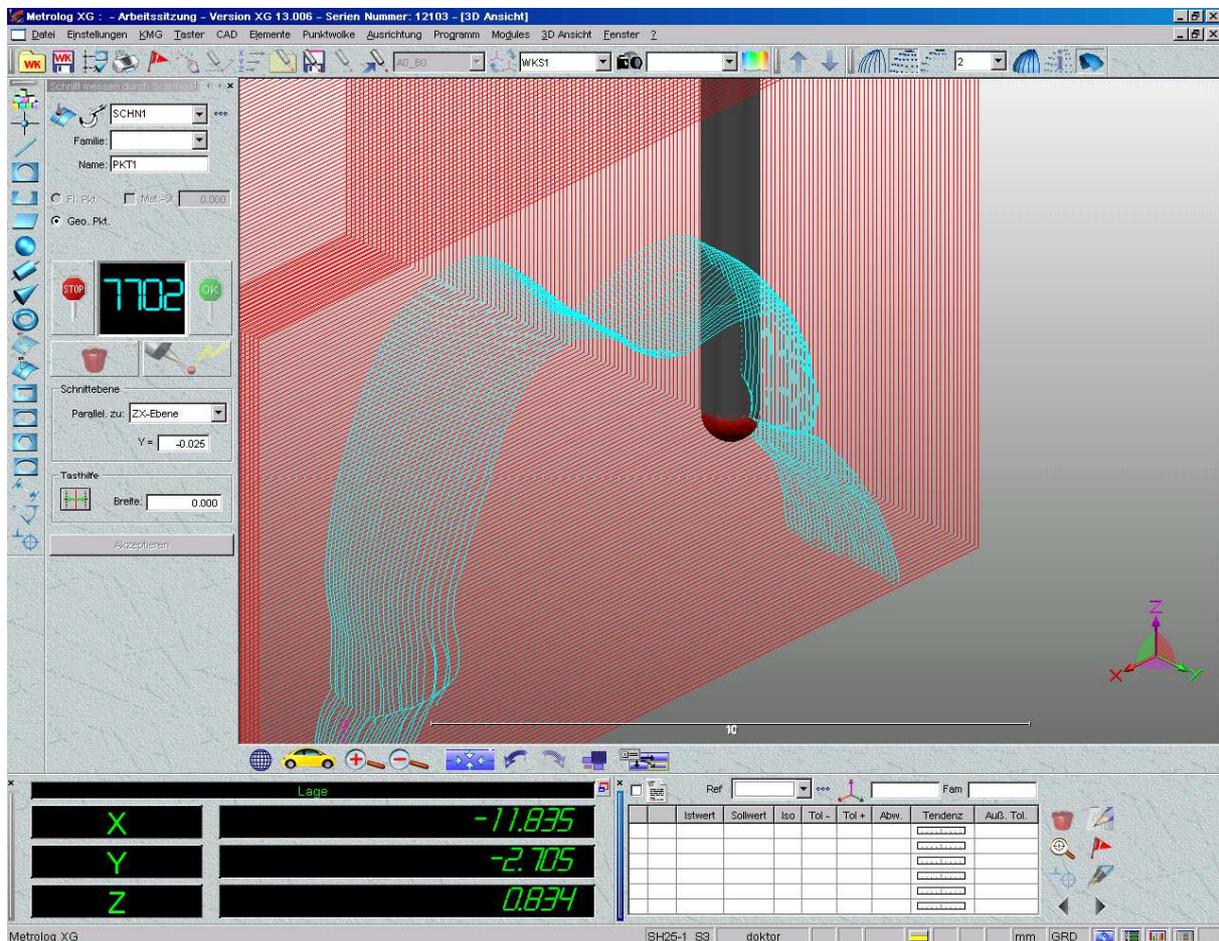


Abb. 12 Abtastdaten graphisch dargestellt. Der Taster (schwarze Säule mit roter, runder Spitze), fährt die Modelloberfläche ab (siehe Abb. 12). Der rote Quader begrenzt den Messsektor des Tasters. Bei Auslenkung des Tasters registriert dieser die jeweils erfasste Messbahn in Form einer Messpunkteserie (türkis).

Die abgetasteten Zähne aus der Vermessungsmaschine wurden in Form von 3D-Punktwolken (STL-Dateien) gespeichert und in eine 3D-Inspektionssoftware (GOM

Inspect, GOM GmbH, Braunschweig) eingespeist (Abb. 13 (S.32)). Zur Ermittlung der Abrasion wurden jeweils das Modell der Baseline mit der Replika aus den Nachuntersuchungen durch Superposition überlagert und die Höhendifferenz im Bereich der Füllungsfläche ermittelt.

$$\left\{ \vec{r}_n \right\}, \vec{r}_n = \vec{r}_n(x_n, y_n), n = 1, \dots, dN$$

Da jedoch aus technischen Gründen die dreidimensionale Abtastposition der Baseline-Replika zu denen der Nachuntersuchungen nicht exakt übereinstimmt, benötigt das Programm die Informationen zur korrekten Stellung der beiden Datensätze zueinander. Die Versetzung der beiden Oberflächen ist in drei Freiheitsgraden der Translation und Rotation möglich.

$$\vec{r}' = R(\alpha, \beta, \gamma) \cdot \vec{r} + t$$

(Als R wird die dreidimensionale Rotationsmatrix in Abhängigkeit von den 3 Winkeln beschrieben)

Dazu wurden zunächst Punktwolken der Baseline und einer der Nachuntersuchungen (2, 4, 8 oder 10 Jahre) geladen und durch die Funktion „lokales Best-Fit“ überlagert. Diese Funktion bewerkstelligt die Überlagerung durch Definition einer bestimmten Vergleichsfläche, die dann durch iterative Annäherung in die optimalste Position gesetzt wird. Die korrespondierenden Flächenanteile müssen anhand der Rotations- und Translationsparameter aneinandergesetzt werden. Da bei Überlagerung der beiden Modelle aufgrund von Variationen bezüglich Abformung und Verschleiß den Matchingvorgang verfälschen kann, muss eine Matchingfläche ausgesucht werden, die möglichst keinen Differenzen unterliegt. Da bei keinem der Probanden stark abweichende Okklusionsprobleme wie Kreuz- oder Scherenbiss vorlagen, konnten die Oberflächenanteile genutzt werden, die über den Zeitraum der klinischen Studie weitgehend unverändert geblieben sind. Das sind bei den Oberkieferseitenzähnen die bukkalen und bei den Unterkieferseitenzähnen die lingualen Seitenflächen. Die „Best-Fit“-Position wird mit Hilfe des quadratischen Restfehlers herangezogen (Abb. 13 (nächste Seite)).

$$E(\alpha, \beta, \gamma, t_1, t_2, t_3) = \sum_{x_1, x_2, y_1, y_2} |\vec{r}_1(x_1, y_1) - \vec{r}_2(x_2, y_2)|^2$$

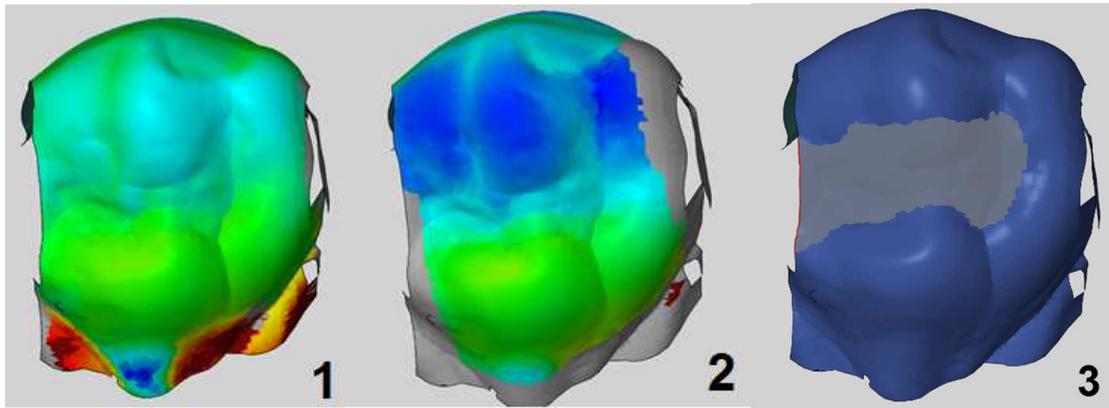


Abb. 13 Differenzbilder der Abrasion nach 4 Jahren (1) und 8 Jahren (2) sowie Füllungsereich (3). Die Farblegende gibt die Größe der Abrasion an (je tiefer der Blauton, desto stärker). Gelb- und Rottöne bezeichnen nicht korrekt gematchte Bereiche, die aufgrund des Restfehlers beim Matchingalgorithmus bzw. Fehlern u.a. in der Abformung entstanden sind. Blau= Höhenverlust der NU gegenüber der Baseline; Grün= Genaue Überlagerung von NU gegenüber der Baseline; Gelb und Rot= Überstand der NU gegenüber der Baseline; Grau= Füllungsereich.

Für die Auswertung wurden die Abrasionswerte auf der gesamten Füllungsfläche und speziell im Bereich der Kontaktpunkte auf der Füllung benötigt. Die Kontaktpunktbereiche wurden anhand von klinischen Bildern ermittelt. Um die Auswertung auf die benötigten Areale zu konzentrieren, wurde bei jedem Zahn eine **Region-of-interest-Mask** definiert. So ließ sich die Verfälschung der Daten durch nicht benötigte Bereiche vermeiden. Mit Hilfe der statistischen Berechnungen durch die 3D-Inspektionssoftware konnten durchschnittlicher, maximaler und minimaler Höhenverlust im Bereich der ROI (Region of interest)-Mask bestimmt werden. Die ROI-Mask wurde nach Bestimmung der Werte für die gesamte Füllungsfläche auf die okkludierenden Füllungsbereiche reduziert, um auch speziell diese Werte aufnehmen zu können. Die Auswertungsdaten wurden im XLS-Format (MS Excel, Microsoft) gespeichert, die danach direkt in das Statistikprogramm SPSS (IBM, Armonk, New York, USA) zur Verarbeitung eingespeist werden konnten.

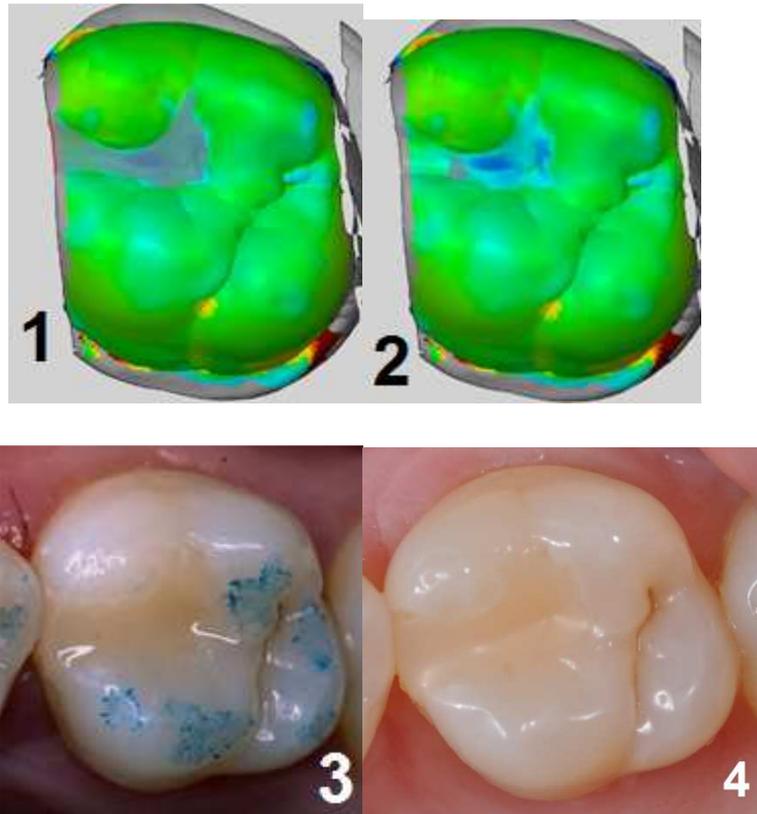


Abb. 14 Gewählte ROI-Mask (grau schraffierte Fläche) bei Differenzbild nach 10 Jahren für die gesamte Füllungsfläche (1), den Füllungsbereich mit Antagonistenkontakt (2), das zugehörige klinische Bild mit (3) und ohne (4) dargestellten Kontaktflächen (Baseline). Farblegende zur Abrasion: grün: unverändert, blau: abradiert, je tiefer der Blauton, desto stärker; gelb und rot: „Überschuss“, entweder als Restfehler beim Matchen oder aufgrund von Artefakten in den Abformungen und des Scans.

4.3 Erstellung von REM-Bildern

Zur deutlicheren Darstellung der abradierten Oberfläche bei beiden Füllungsmaterialien wurden mit einem Rasterelektronenmikroskop (REM) (Amray 1610 Turbo, KLA-Tencor Corp., Milpitas, Kalifornien, USA) Bilder erstellt. Es wurden zunächst die nach den festgelegten Auswahlkriterien (siehe Kapitel 4.2) selektierten Modelle beschriftet und auf Probenhalter geklebt (Leit-C n. Göcke, PLANO GMBH, Wetzlar). Diese Trägerplatten dienten sowohl der Kompatibilität mit dem Rasterelektronenmikroskop als auch als Referenzplatten zwecks Fixierung für die 3D-Abtastung. Die Proben wurden bei 20 mA und für 75 s in der Vakuumkammer zur besseren Darstellung im REM besputtert (Polaron SC 502 Sputter Coater), um die elektrische Leitfähigkeit und somit die Kontrastfähigkeit zu optimieren.

Zum Vergleich hat man zwei vergleichbare Zähne (2 Prämolaren, einer mit Grandio und einer mit Tetric gefüllt) herangezogen. Es wurden alle Modelle beider Zähne (Baseline, 2-Jahres-NU, 4-Jahres-NU, 8-Jahres-NU, 10-Jahres-NU) verwendet. Es wurden jeweils

Übersichtsaufnahmen und Bereiche mit auffälligen Abrasionsmustern, zur besseren Veranschaulichung, vergrößert aufgenommen.

4.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte mit SPSS 15.0 (IBM, Armonk, New York, USA). Der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest diente zur Prüfung auf Normalverteilung. Zur Überprüfung der Signifikanz bei den Normalverteilungen, bezogen auf die Mittelwerte der zeitabhängigen Abrasion zum Zeitpunkt der Nachuntersuchungen diente der Friedman-Test. Zusätzlich wurde zur Überprüfung der Signifikanz bei den Nicht-Normalverteilungen der Mann-Whitney-U-Test angewandt. Die Varianz der Abrasion innerhalb der Gruppen und vergleichend zu den Gruppen untereinander wurde mit der einfaktoriellen Varianzanalyse (One-Way-ANOVA) für mehr als 2 Gruppen und mit dem T-Test für 2 Gruppen überprüft. Als statistische Einheit diente der Zahn. Zur Bewertung wurde die durchschnittliche Abrasion der Füllungsflächen sowie speziell die Füllungsabrasion im Bereich der Kontaktpunkte über einen Nachuntersuchungszeitraum von 10 Jahren betrachtet. Das Signifikanzniveau wurde auf den Wert $\alpha = 0,05$ gesetzt.

5 Ergebnisse

Für die quantitative Abrasionsanalyse wurden 180 Modelle von 36 Zähnen (18 Grandio-Restaurationen, 18 Tetric Ceram-Restaurationen) ausgesucht, aus einem Pool von 68 Zähnen (36 Grandio-, 32 Tetric Ceram-Restaurationen), und ausgewertet. Alle Daten waren normalverteilt (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest). Die Abrasion stieg sowohl im Füllungs- als auch im Kontaktpunktbereich signifikant innerhalb der Beobachtungszeiträume zwischen der 4-Jahres- und 8-Jahres-Nachuntersuchung (NU), sowie der 8-Jahres- und 10-Jahres-Nachuntersuchung an (Friedman-Test $p < 0.05$; Abb. 15, 16). Es war lediglich ein insignifikanter Anstieg der Abrasion im Zeitraum zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-Nachuntersuchung festzustellen (Friedman-Test $p > 0.05$; Abb. 15, 16 (nächste Seite)).

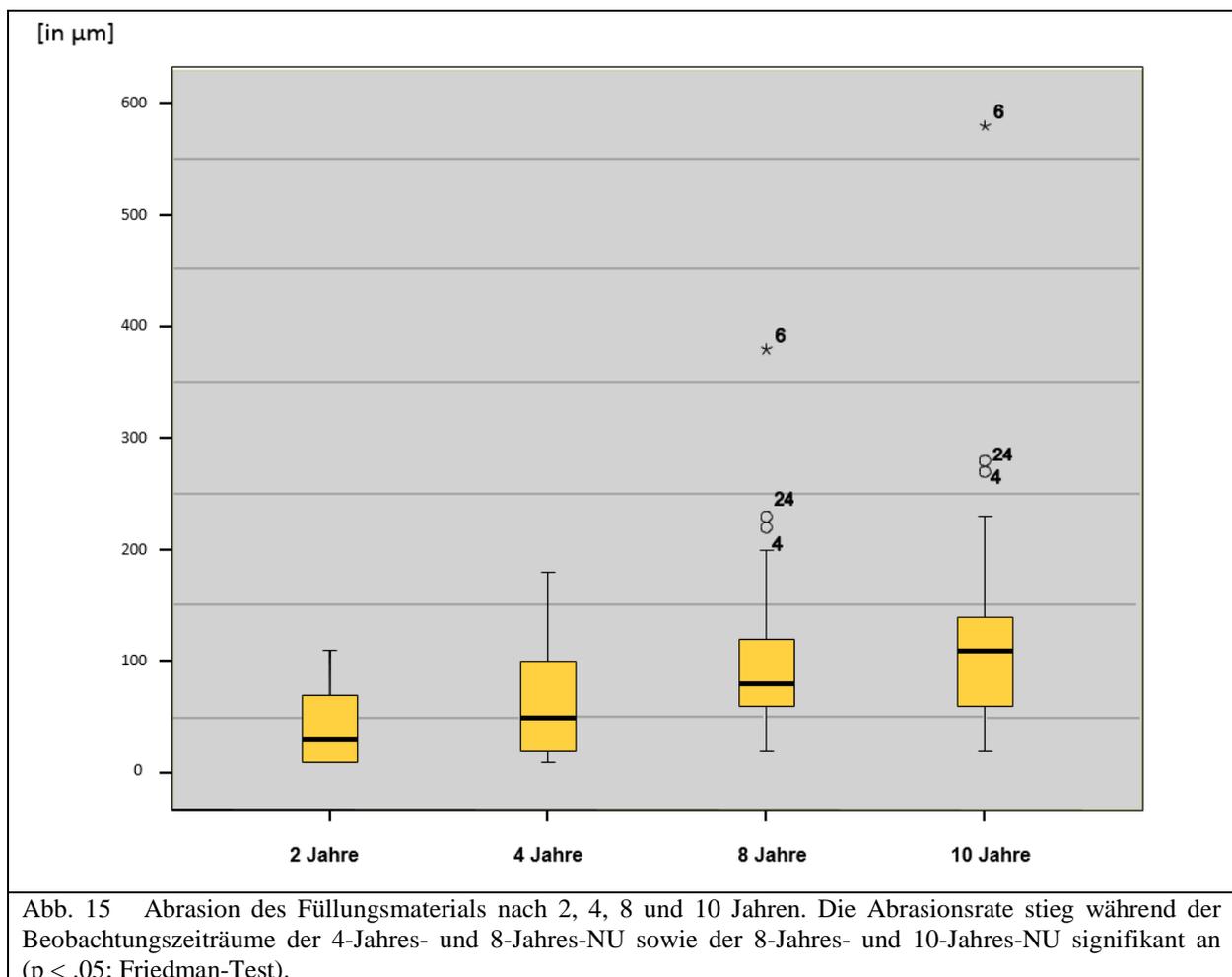
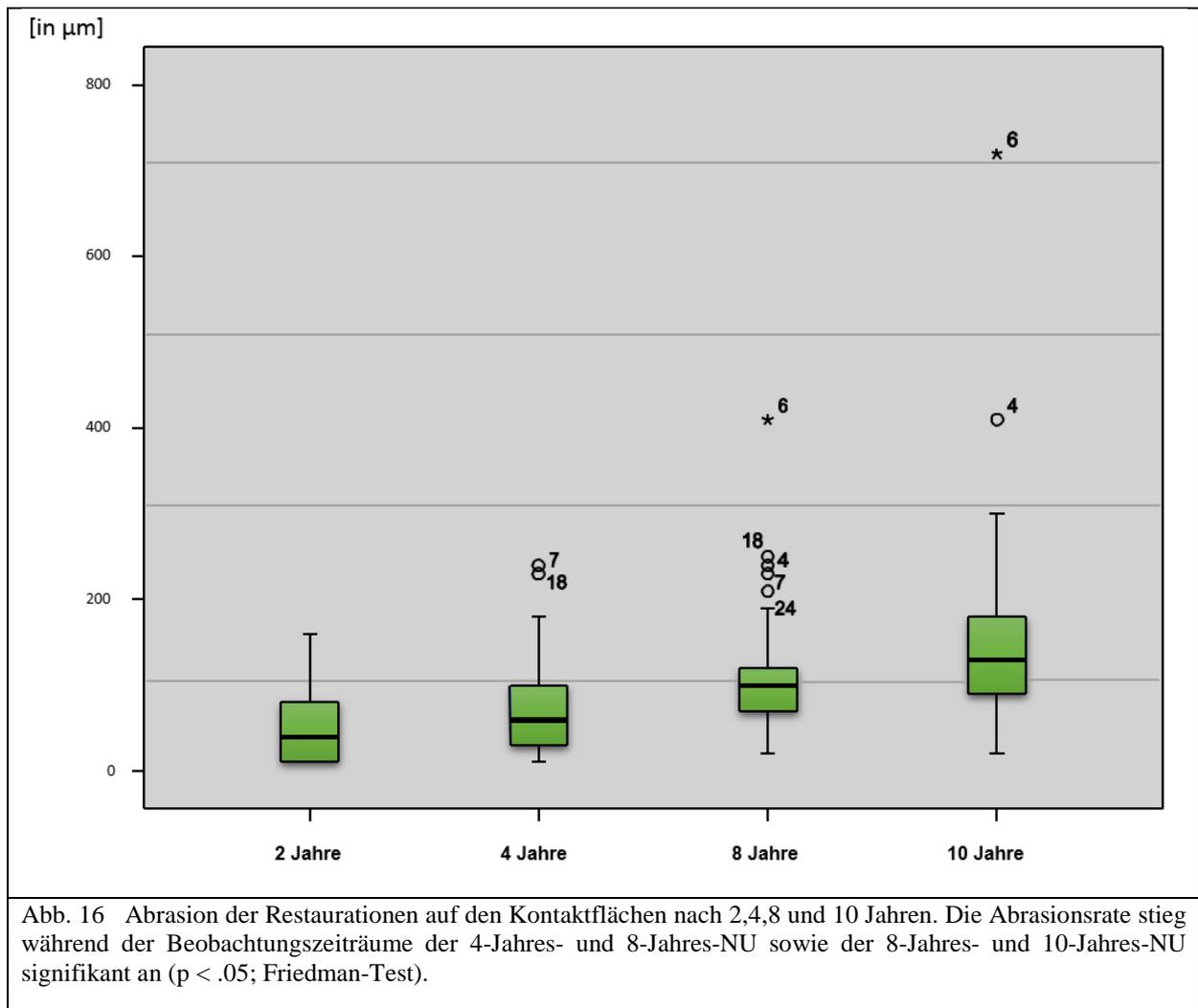


Abb. 15 Abrasion des Füllungsmaterials nach 2, 4, 8 und 10 Jahren. Die Abrasionsrate stieg während der Beobachtungszeiträume der 4-Jahres- und 8-Jahres-NU sowie der 8-Jahres- und 10-Jahres-NU signifikant an ($p < .05$; Friedman-Test).



Es war kein Unterschied zwischen den Materialien (Grandio vs. Tetric Ceram) bezüglich der Abrasion zu den gegebenen Untersuchungszeitpunkten (2-,4-,8- und 10-Jahres-NU) festzustellen (T-Test $p > 0.05$; Tabelle 4).

	Nach 2 Jahren		Nach 4 Jahren		Nach 8 Jahren		Nach 10 Jahren	
	Grandio	Tetric C.	Grandio	Tetric C.	Grandio	Tetric C.	Grandio	Tetric C.
Abrasionsrate in ROI: Füllung (KFA) [SD]	41 µm ^A [29]	47 µm ^A [41]	65 µm ^{AB} [53]	66 µm ^{AB} [47]	104 µm ^{BC} [85]	124 µm ^{BC} [127]	136 µm ^C [127]	154 µm ^C [144]
Abrasionsrate in ROI: Kontaktpunkte (OKA) [SD]	54 µm ^A [54]	56 µm ^A [49]	94 µm ^B [88]	81 µm ^B [65]	131 µm ^C [98]	154 µm ^C [197]	186 µm ^D [168]	201 µm ^D [231]

Tab. 4: Abrasionsrate beider Materialien (Grandio: $N=18$; Tetric Ceram $N=18$). Die hochgestellten Buchstaben dienen, aufsteigend im Alphabet als Klassifikation des Ausmaßes der Abrasion, zur vereinfachten Darstellung. Gleiche Buchstaben bedeuten: kein signifikanter Unterschied ($p > .05$; T-Test)

	Nach 2 Jahren	Nach 4 Jahren	Nach 8 Jahren	Nach 10 Jahren
Oberkieferprämolaren [SD] (OK-P)	47 µm ^A [36]	59 µm ^A [38]	98 µm ^{BC} [51]	122 µm ^C [68]
Oberkiefermolaren [SD] (OK-M)	49 µm ^A [37]	59 µm ^B [43]	100 µm ^{BC} [63]	125 µm ^C [69]
Unterkieferprämolaren [SD] (UK-P)	43 µm ^A [28]	75 µm ^B [61]	94 µm ^{BC} [64]	112 µm ^C [95]
Unterkiefermolaren [SD] (UK-M)	32 µm ^A [28]	52 µm ^A [41]	113 µm ^{BC} [125]	137 µm ^C [141]

Tab. 5: Abrasionsrate der unterschiedlichen Zähne (OK-P: N=14; OK-M: N=9; UK-P: N=7; UK-M: N=6). Die hochgestellten Buchstaben dienen, aufsteigend im Alphabet als Klassifikation des Ausmaßes der Abrasion, zur vereinfachten Darstellung. Gleiche Buchstaben bedeuten: kein signifikanter Unterschied (ANOVA, mod. LSD $p > .05$)

Die Lokalisation der Restauration hatte (Prämolar vs. Molar; Oberkiefer vs. Unterkiefer) keinen Einfluss auf die Abrasionsrate (ANOVA, mod. LSD $p > 0.05$) (Tabelle 5).

Grandio® wies einen signifikanten Anstieg des Substanzverlusts im Untersuchungszeitraum zwischen der 4-Jahres- und 8-Jahres-NU sowie der 8-Jahres- und 10-Jahres-NU auf ($p < .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Es war jedoch keine signifikante Abrasion im Zeitraum zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-NU festzustellen ($p > .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Die Substanzverluste betragen auf der gesamten Füllungsfläche *nach 2 Jahren 41 µm, nach 4 Jahren 65 µm, nach 8 Jahren 104 µm und nach 10 Jahren 136 µm.*

Auf den Kontaktflächen wies das Material ebenso signifikante Verschleißwerte im Untersuchungszeitraum zwischen der 4-Jahres- und 8-Jahres-NU sowie der 8-Jahres- und 10-Jahres-NU auf ($p < .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Es war jedoch auch in diesem Fall keine signifikante Abrasion im Zeitraum zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-NU festzustellen ($p > .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Die Substanzverluste waren *nach 2 Jahren 54 µm, nach 4 Jahren 94 µm, nach 8 Jahren 131 µm und nach 10 Jahren 186 µm* hoch.

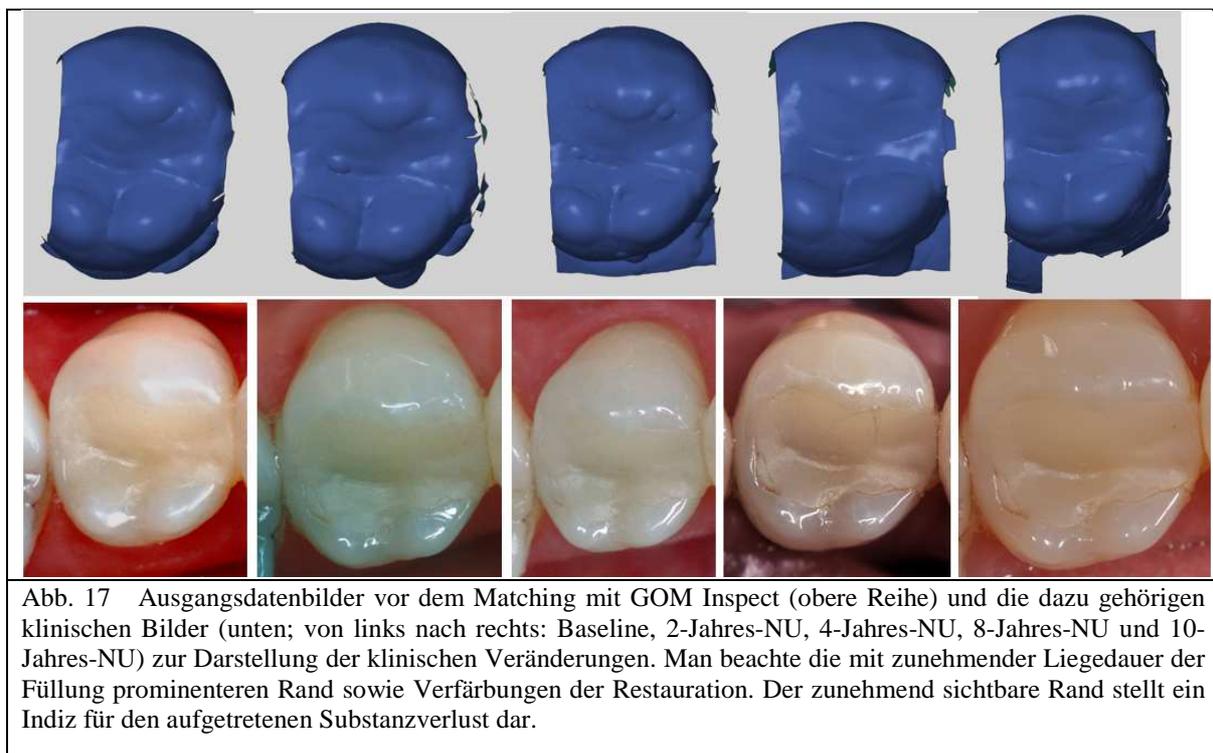
Tetric Ceram® hatte einen signifikanten Abrasionsanstieg in Nachuntersuchungen im Zeitraum zwischen der 4-Jahres- und 8-Jahres-NU sowie der 8-Jahres- und 10-Jahres-NU aufgewiesen ($p < .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Es wurde jedoch keine signifikante

Abrasion im Zeitraum zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-NU registriert ($p > .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Die Substanzverluste betragen auf der gesamten Füllungsfläche *nach 2 Jahren 47 μm , nach 4 Jahren 66 μm , nach 8 Jahren 124 μm und nach 10 Jahren 154 μm .*

Auf den Kontaktflächen wies das Komposit ebenfalls signifikant steigende Abrasionswerte im Untersuchungszeitraum zwischen der 4-Jahres- und 8-Jahres-NU sowie der 8-Jahres- und 10-Jahres-NU auf ($p < .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Es war ebenfalls hier keine signifikante Abrasion im Zeitraum zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-NU festzustellen ($p > .05$; Friedman-Test; Tabelle 4). Die Substanzverluste betragen *nach 2 Jahren 56 μm , nach 4 Jahren 81 μm , nach 8 Jahren 154 μm und nach 10 Jahren 201 μm .*

Es lagen zu sämtlichen Untersuchungszeitpunkten (außer zwischen der 2- und 4-Jahres-NU) signifikant höhere Abrasionswerte in den okklusalen Kontaktarealen der Füllungen (OKA) gegenüber den kontaktfreien Arealen der Füllungen (KFA) vor ($p < 0.05$; T-Test; Tabelle 4).

Klinisch, rasterelektronenmikroskopisch und anhand der Differenzbilder ließen sich die Konturveränderungen am Zahn und am Füllungsmaterial für beide Materialien exemplarisch darstellen (Abb. 17, 18 und 19 (nächste Seiten)).



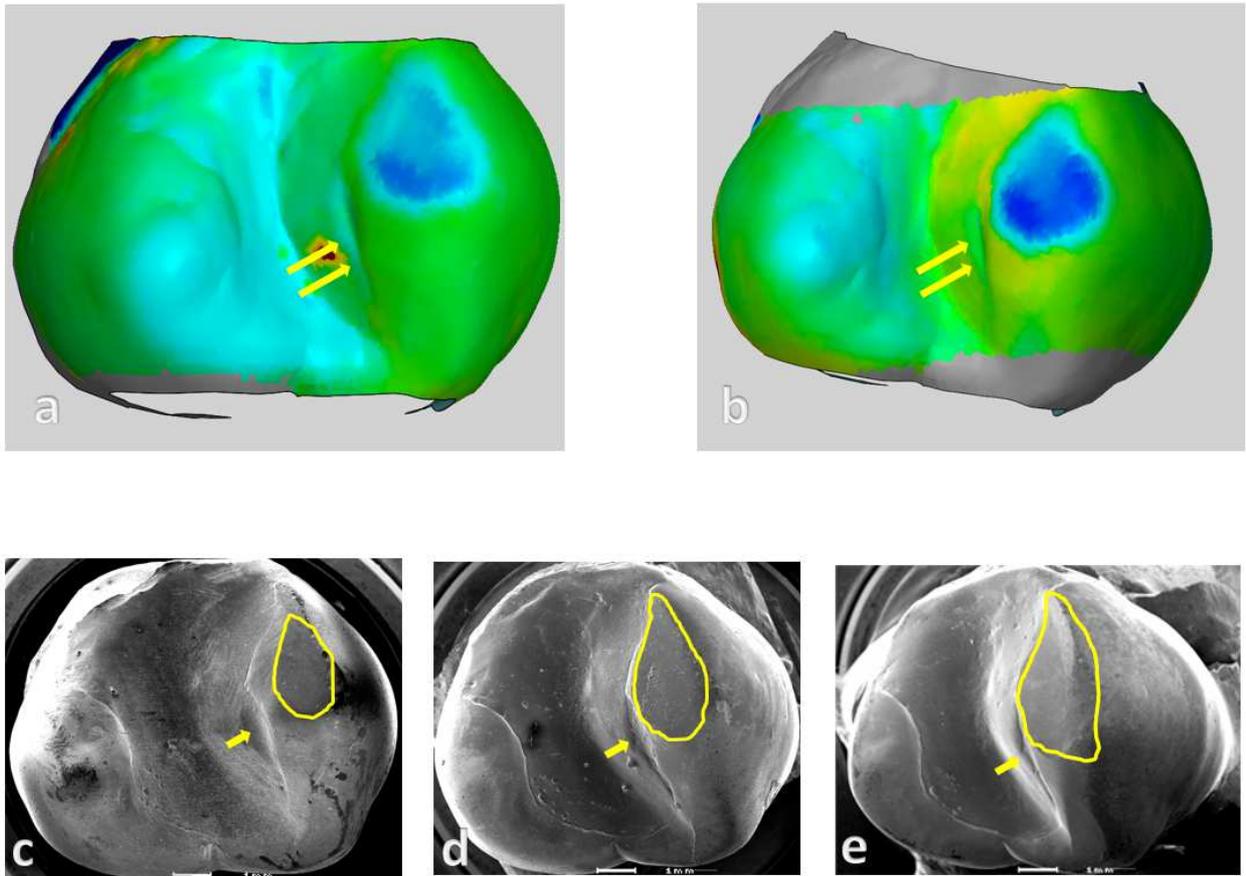


Abb. 18 Differenzbilder der Abrasion nach 4 Jahren (a) und 10 Jahren (b). Nach abgeschlossener Superposition der beiden Datensätze wurden die okklusalen Abrasions- bzw. Höhenunterschiede graphisch durch eine Farbskala dargestellt. Blau stellt den Bereich einer erhöhten Abrasion dar (hier vor allem im Kontaktpunktbereich des bukkalen Höckers zu sehen). Die REM-Bilder desselben Zahnes (Pat. 21, Zahn 14; Tetric Ceram Restauration) nach Baseline (c), 4 Jahren (d) und 10 Jahren (e) zeigen die deutliche Vergrößerung der Schliiffacette in diesem Bereich an (gelbe Markierung). Die Pfeile kennzeichnen die Veränderungen am Füllungsrand in diesem Bereich.

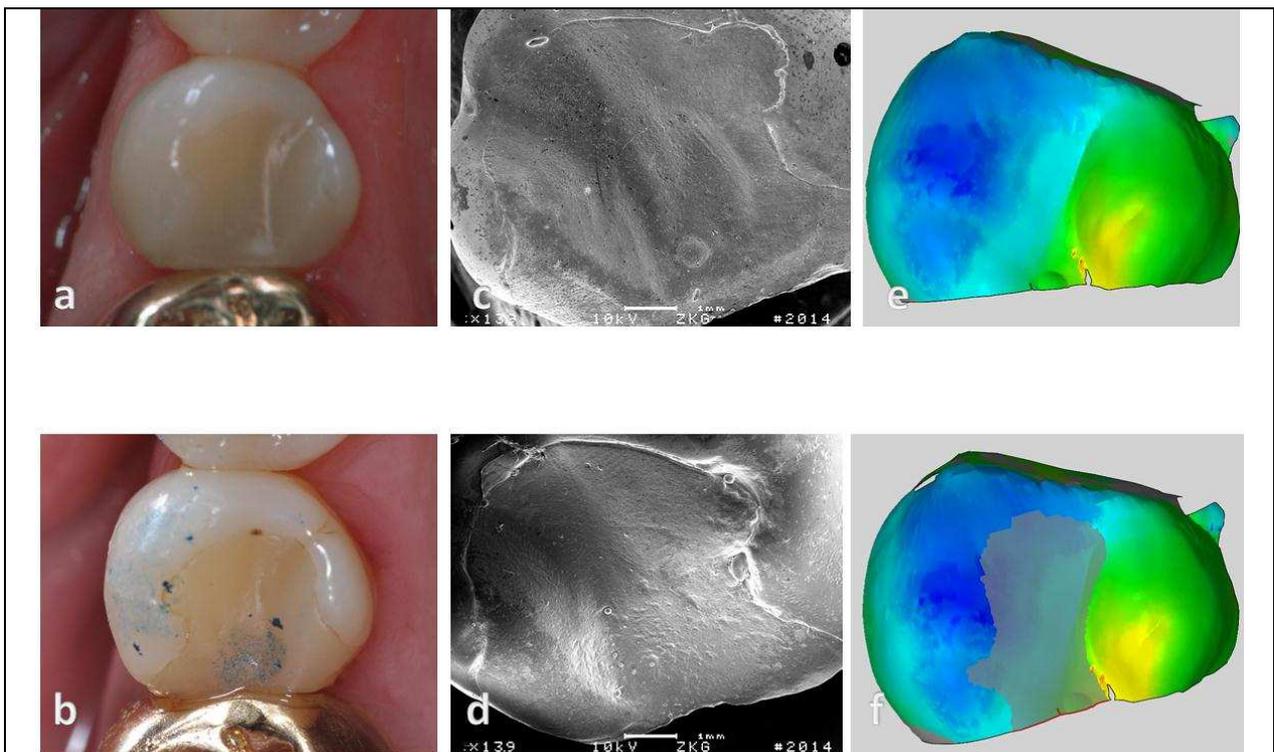


Abb. 19 Beispiel für die Veränderungen des Füllungsmaterials (hier Grandio; Pat. 12, Zahn 35) im Laufe der Beobachtungszeit (Baseline und 10-Jahres-NU). Klinisch und im Rasterelektronenmikroskop zeigen sich vor allem im Kontaktbereich die Konturveränderungen (distale Randleiste; a vs. b; c vs. d). Im Differenzbild zeigt sich der Substanzverlust mit entsprechenden Oberflächenveränderungen wie Kraterbildungen im Kontaktpunktbereich am zentralen Abhang des bukkalen Höckers (e). Dies beeinflusste auch die Abrasion im restlichen Füllungsbereich (f).

Die Oberflächenveränderungen ließen sich auf dem Rasterelektronenmikroskop besonders deutlich bei den späten Nachuntersuchungen (8 u. 10 Jahre) darstellen (Abb. 20-23 (nächste Seite)).

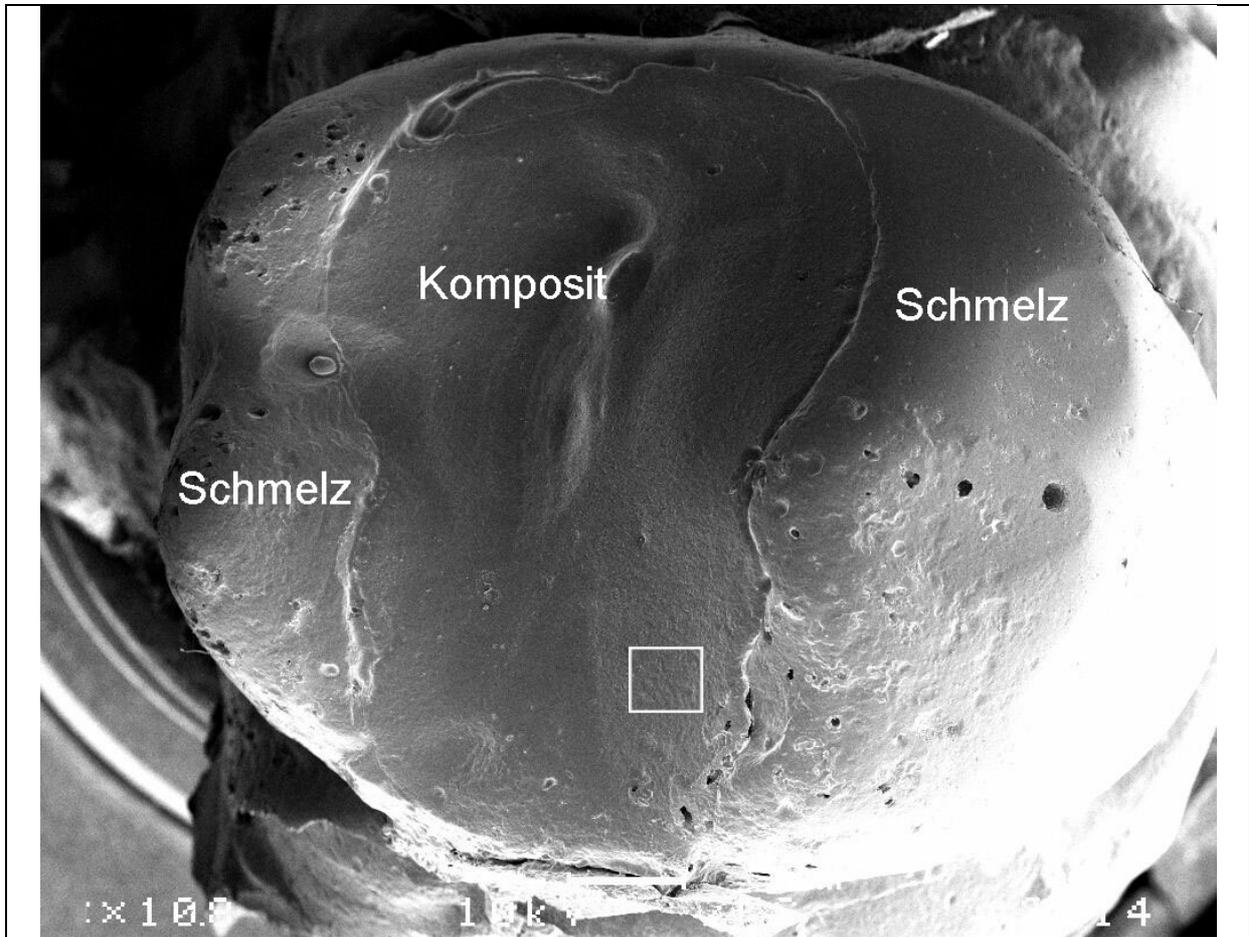


Abb. 20: REM-Übersichtsaufnahme eines Zahnes 35 der Grandio® - Gruppe zur Baseline-Untersuchung. Das Rechteck beschreibt den zu vergrößernden Bereich.

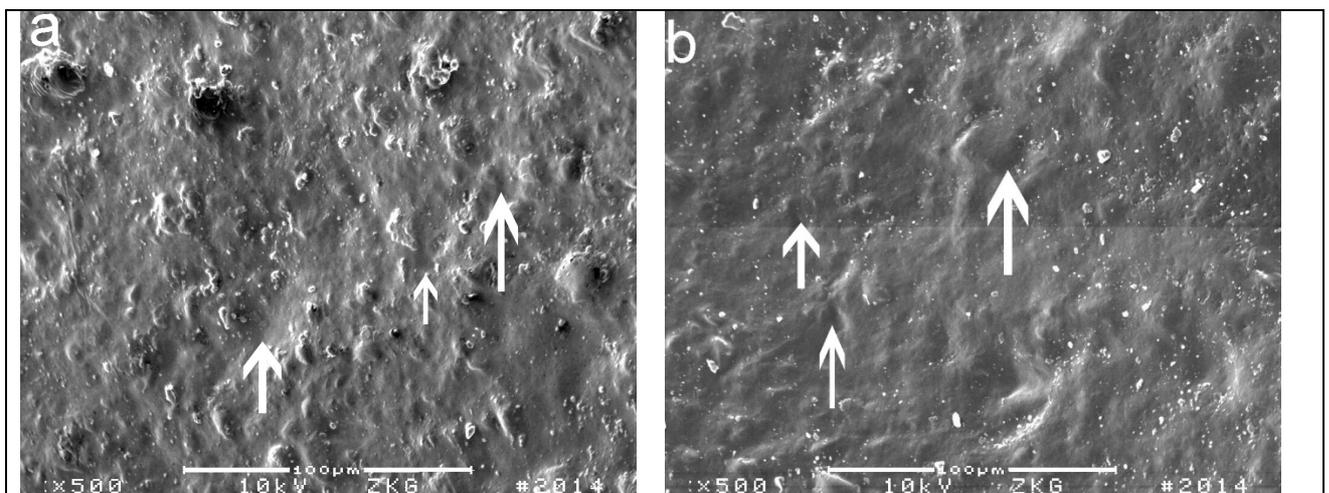


Abb. 21: Vergrößerung des Auswahlbereichs. Darstellung der Substanzdefekte auf der Oberfläche (Grandio) nach a) 8 Jahren b) 10 Jahren. Es sind deutlich Krater zu erkennen, die durch herausgesprengte Füllkörper entstanden sind (Pfeile).

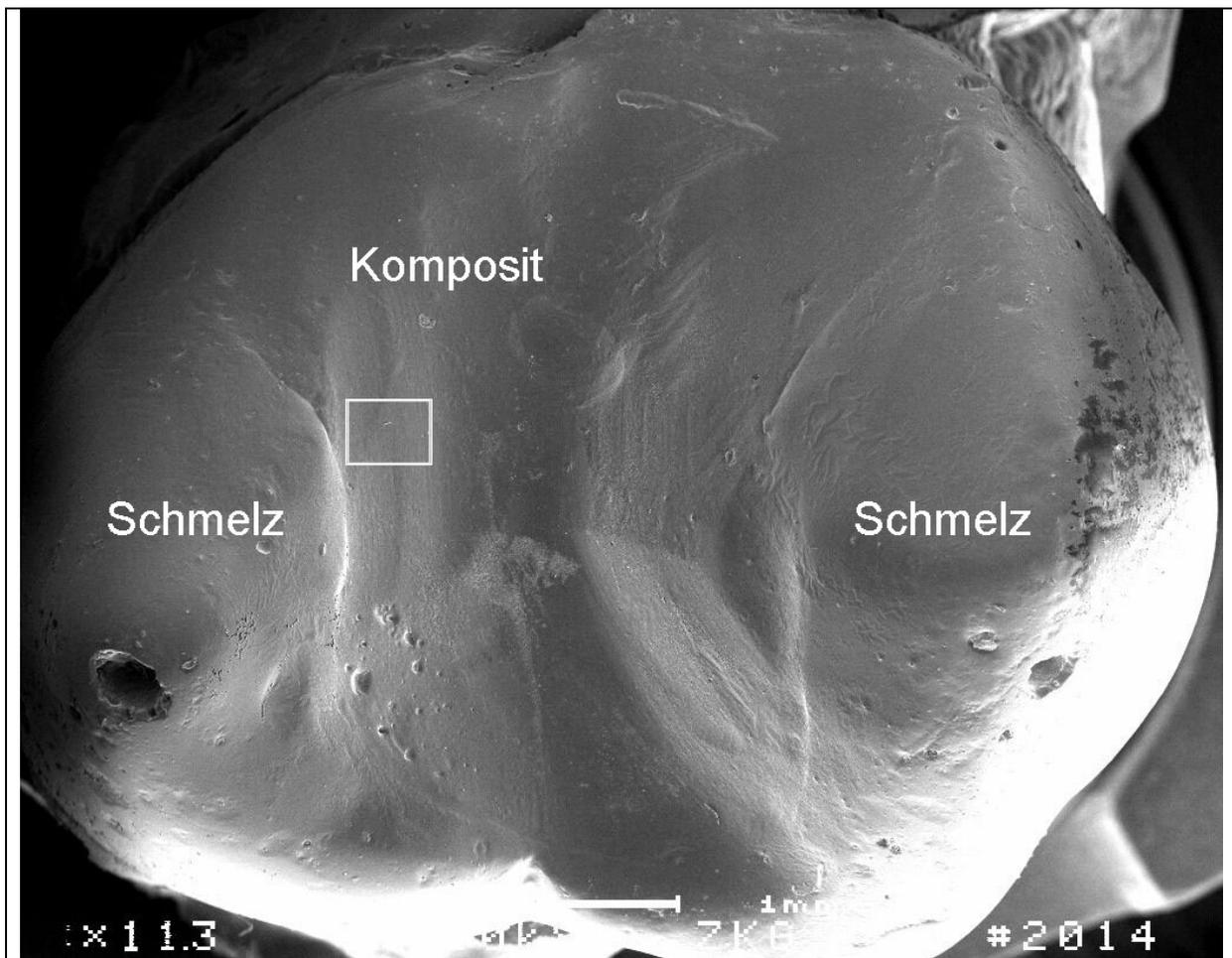


Abb. 22: REM-Übersichtsaufnahme eines Zahnes 14 der Tetric Ceram® - Gruppe zur Baseline-Untersuchung. Das Rechteck beschreibt den zu vergrößernden Bereich.

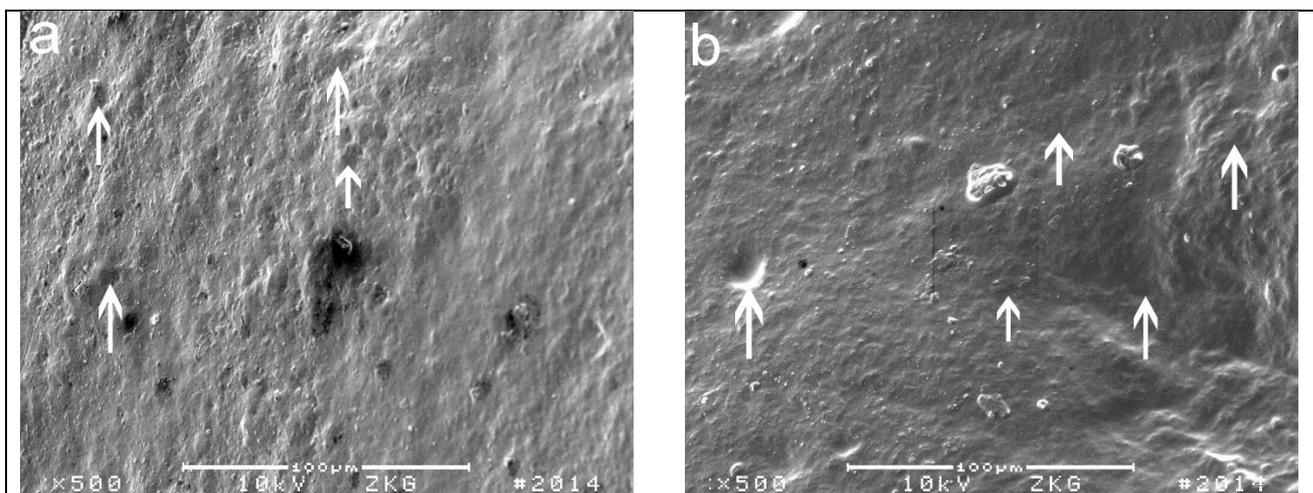


Abb. 23: Vergrößerung des Auswahlbereichs. Darstellung der Substanzdefekte auf der Oberfläche (Tetric) nach A) 8 Jahren B) 10 Jahren. Es sind deutliche Krater zu erkennen, die durch herausgesprengte Füllkörper entstanden sind (Pfeile).

Über die Jahre entstand ein zunehmender Substanzverlust beider Materialien, was durch die Tabellen und Abbildungen in diesem Kapitel zusätzlich verdeutlicht wird.

Zusammenfassend lässt sich jedoch sagen, dass kein signifikanter Unterschied ($p > 0.05$; T-Test) bezüglich der Abrasionshöhe zwischen Grandio® und Tetric Ceram® festzustellen ist.

6 Diskussion

6.1 Fehlerquellen

Im Rahmen einer In-vivo-Studie mit Replikatechnik können bei allen Arbeitsschritten Fehler auftreten, die das Messergebnis beeinflussen. Diese potentiellen Störfaktoren müssen berücksichtigt werden. Dazu gehören die Abformungen, die Herstellung der Modelle, der Abtastvorgang durch die 3D-CNC-Messmaschine sowie die Auswertung durch die 3D-Inspektionssoftware.

6.1.1 Abformung

Die Abformung stellt die wichtigste Informationsquelle zur Datenerhebung dieser Arbeit dar, denn dieser Arbeitsschritt ist die initiale Zwischenstufe zum Transfer der benötigten Informationen in der Schnittstelle Proband zu Datensatz. Jegliche Fehler und Ungenauigkeiten, die bereits in dieser Phase auftreten, werden in alle folgenden Arbeitsschritte übertragen und können in verzerrten oder gar unbrauchbaren Informationen resultieren, unabhängig von der Qualität des darauffolgenden Informationstransfers. Zu vermeidende Fehler in dieser vulnerablen Phase sind hauptsächlich Blasen und Stauchungen des Materials. Unter Berücksichtigung der Anforderungen und Fehlerquellen haben sich für eine hohe Wiedergabegenauigkeit und Dimensionsstabilität A-Silikone bewährt. (hier: Dimension® Penta und Garant 3M Espe AG Seefeld, Deutschland, Minitray®, Hagen & Werken, Duisburg, Deutschland) [6].

6.1.2 Modellherstellung

Die nächste Stufe der Informationsübertragung stellt die Herstellung von Replika anhand der bereits erstellten Abformungen dar. Diese sind im Optimalfall exakte Kopien der dreidimensionalen Struktur des Originals anhand einer geeigneten Vorlage, die von den Abformungen repräsentiert werden. Da dieses Informationsmedium der eigentliche Gegenstand zur Abtastung mittels mechanischer Profilometrie herangezogen wird, muss das hierfür verwendete Material bestimmte Voraussetzungen erfüllen. Hierzu gehören Form- und Dimensionsstabilität bei der Erstellung der Modelle, aber auch eine gewisse Verschleißstabilität, da die anschließende Abtastung mechanisch erfolgt. Zur Erfüllung dieser Kriterien wurde das Präzisionsmodellmaterial auf Polyurethan-Basis AlphaDie®

MF (Schütz Dental, Rosbach, Deutschland) verwendet. Diese Materialklasse hat sich bei der Modellherstellung bereits bewährt und gewährleistet unter anderem durch eine gute Dehnungsstabilität eine hohe Detailtreue. Bei Beachtung der Herstellerangaben lassen sich fehlerfreie Modelle erstellen und Qualität beeinträchtigende Effekte wie Blasen oder Schrumpfungen vermeiden. Zudem lässt sich aufgrund der Bruchfestigkeit und Abrasionsstabilität dieses Material als geeignetes Produkt zur Verwendung bei der mechanischen Profilometrie betrachten [47, 81].

6.1.3 3D-CNC-Messmaschine

Die erstellten Modelle müssen nun in eine digitale Form konvertiert werden. Hierzu dient die mechanische Profilometrie durch eine 3D-CNC-Messmaschine. Die Toleranz des Messvorgangs wird mit etwa $1\ \mu\text{m}$ genannt. Dies stellt einen guten Wert dar, der durchaus mit auswertbaren Ergebnissen vereinbar ist, wenn man die Größenordnung der gemessenen Ergebnisse (siehe Kapitel 5) dazu in Relation setzt. Außerdem repräsentieren die Messwerte Nachuntersuchungen von bis zu 10 Jahren nach der Baseline-Erfassung, was den Toleranzwert aufgrund der resultierend akkumulierten Messwertdifferenzen noch weiter relativiert mit Abrasionswerten im Bereich von $1,2\text{-}2 \times 10^2\ \mu\text{m}$. Eine weitere potentielle Fehlerquelle stellt der verwendete Taster dar. Dieser hat einen definierten Durchmesser ($100\text{-}500\ \mu\text{m}$) und kann geometrische Strukturen lediglich bis zu einem gewissen Maße erfassen, die für den Taster direkt zugänglich sind. Engstellen, die schmäler als der Durchmesser des Tasters sind, zum Beispiel Schlucht-ähnliche Oberflächen und steile Fissuren, können nicht erreicht und somit nicht registriert werden [90].

In den vorliegenden Untersuchungen hat sich dieses vermeintliche Problem jedoch nicht bestätigt, da sich der Taster-Durchmesser als ausreichend klein darstellt und sämtliche relevanten Strukturen der Modelle beim Tastvorgang erfassen kann. Alternativ ließen sich die Modelle optisch statt mechanisch abtasten, was die möglichen Komplikationen durch die Modellgeometrie weitestgehend eliminieren würde. Die Auflösung der mechanischen Tastprozesse ist jedoch der optischen Methode leicht überlegen. Nach dem Tastvorgang werden die ermittelten Werte zu einer Matrix anhand einer Punktwolke verrechnet. Man könnte annehmen, dass bei diesem Vorgang Daten „weggerechnet“ werden, was die Informationen weiter verzerren könnte. Dies ist eher zu bezweifeln, da

eigens entwickelte Software für solche Abtastmaschinen existiert, sodass die Schnittstelle Tastgerät – Computer als eine funktionelle Einheit angesehen werden kann [46, 49].

6.1.4 Auswertung durch 3D-Inspektionssoftware

Der letzte zu berücksichtigende Schritt der Datenerhebung ist der “Matching”-Vorgang durch die 3D-Inspektionssoftware (GOM Inspect, GOM GmbH, Braunschweig). Der quantifizierte Vergleich von Strukturänderungen und -unterschieden mit digitalisierten Modellen durch Differenzbilder ist eine bewährte Methode [59].

Es sind ein paar Aspekte bei diesem Arbeitsschritt bezüglich möglicher Fehlerquellen zu berücksichtigen. Beim „Matchen“ der beiden zu vergleichenden Modelle muss als gemeinsamer Input eine Fläche gewählt werden, die in Form und Struktur möglichst identisch ist, sodass die Software beide Modelle korrekt überlagert. Logischerweise werden hierfür Flächen hinzugezogen, die von Verschleiß theoretisch nicht betroffen sind (Seitenflächen der Höcker ohne direkten Zahnkontakt (Balanceseite)). Dies ist jedoch in der Praxis nicht vollkommen der Fall. Die Seitenflächen sind zwar vom Kaugeschehen weitestgehend ausgeschlossen, jedoch existieren diverse Mechanismen, die Substanzverluste auch auf diesen vermeintlich isolierten Flächen verursachen. Dies wären beispielsweise Säureschäden [99] und Bürstabrasion [2]. Diese Faktoren haben zwar einen geringen und somit eher insignifikanten Einfluss, sollten jedoch nicht ignoriert werden. Insbesondere dann nicht, wenn Studien dieser Art über einen noch größeren Zeitraum durchgeführt werden sollten, denn Substanzverluste akkumulieren stetig weiter. Letzten Endes, mit zunehmender Veränderung der Seitenflächen, können diese so stark von den Baseline-Modellen abweichen, dass diese einen ungeeigneten Input darstellen und den Überlagerungs-Algorithmus der Inspektionssoftware beeinträchtigen können. Somit wären inkorrekte Differenzbilder und folgend fehlerhafte Messwerte die Folge. Zusätzlich zu berücksichtigen sind Blasen auf den Modellen, die die Messwerte verfälschen könnten. Diese waren jedoch so gering ausgeprägt und selten, dass ein Ausschluss dieser aus der ROI-Maske einen nur unerheblichen Faktor bezüglich der gemessenen Werte darstellte und somit als unbedenklich einzustufen ist.

Eine weitere Fehlerquelle stellt der Superpositions-Algorithmus an sich dar. Es muss jedoch erwähnt werden, dass die Überlagerung zweier so komplexer geometrischer Formen wie Molaren und Prämolaren eine technische Herausforderung darstellt und Abweichungen nicht völlig auszuschließen sind. Es ist jedoch möglich diese zu

minimieren. Hierbei wird beim „Matching“-Vorgang als Kompromiss meist mit Hilfe des quadratischen Restfehlers [51] eine weitestgehend passende gemeinsame Position beider zu vergleichender Modelle durch Annäherung ermittelt. Das stellt eine optimale, wenn auch nicht perfekte, Lösung einer eher problematischen Aufgabe dar. Durch dieses Vorgehen lassen sich jegliche Abweichungen auf ein vernachlässigbares Niveau ($\pm 3\mu\text{m}$) reduzieren, was sich in den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchungen widerspiegelt.

6.2 In vivo vs. In vitro

Es existieren mehrere Studien [66, 75, 96, 104, 105, 112, 119, 120], die sich unter anderem mit den Abrasionseigenschaften von Feinpartikelhybrid- und Nanohybridkompositen beschäftigen. Jedoch weisen die beiden Untersuchungsformen, also in vivo und in vitro, verschieden starke Kompatibilitäten bezogen auf das Verhalten in der Realität auf. Bei In-vitro-Untersuchungen wurden beispielsweise von den eigenen Ergebnissen abweichende, mit signifikant geringerer Abrasion bei Grandio gegenüber Tetric Ceram [34], aber auch mit den eigenen Werten übereinstimmende Ergebnisse (kein signifikanter Unterschied bei Grandio vs. Tetric Ceram bezüglich Abrasion) festgestellt [75]. Es gibt jedoch Untersuchungen, die stark variierende Ergebnisse je nach verwendeter Abrasionsmaschine angeben [39]. Daraus entsteht der Verdacht, dass In-vitro-Ergebnisse nicht allzu aussagekräftig sein könnten. Außerdem wird in manchen Studien angenommen, dass keine wissenschaftlichen Beweise vorhanden sind, die In-vitro-Versuche als Korrelate zur Darstellung der wahren In-vivo-Situation zulassen [24, 38]. Der Verdacht erhärtet sich zusätzlich dadurch, dass sogar mehrere In-vitro-Untersuchungen unzureichend sein könnten, um die multifaktorielle klinische Situation adäquat einschätzen zu können. Dies lässt sich auf die eingeschränkten, den gewünschten Laborbedingungen dienenden, Faktoren zur Versuchsdurchführung zurückschließen [25]. Diese Vermutung bestätigt sich weiter in der nicht eindeutigen Vergleichbarkeit von der Anzahl an Kauzyklen in Kausimulatoren und der Untersuchungsdauer in klinischen Studien [31], was einen der entscheidenden Parameter bezüglich der Interpretation von Verschleißgeschehen darstellt.

Die wenigen In-vivo-Untersuchungen sind jedoch mit den eigenen ermittelten Ergebnissen vereinbar [43, 79]. Die Bedeutung von In-vivo-Studien wird zusätzlich dadurch verstärkt, dass zur Beurteilung der klinischen Qualifikation eines Materials In-

vivo-Untersuchungen zur Bestätigung empfohlen werden [78]. Es werden auch unterschiedlich vorherrschende Verschleißmechanismen beschrieben. In vivo wird durch Nahrungsbrei als Zwischenmedium hauptsächlich Abrasion (3-Körper-Verschleiß) erzeugt. Erst gegen Ende des Kauvorgangs wird dieser Prozess durch direkten Zahnkontakt (2-Körper-Verschleiß) beziehungsweise Attrition ersetzt. Die adhäsive Abnutzung wird in diesen Prozessen oft übersehen. Bei In-vitro-Verschleiß herrscht eher 2-Körper-Verschleiß (Attrition) vor, wobei dieser Prozess auch in 3-Körper-Verschleiß (Abrasion) durch herausgelöste Matrixbestandteile und Füllkörper umgewandelt wird. Außerdem hat besonders bei Attrition die adhäsive Abnutzung eine größere Auswirkung auf das Erscheinungsbild des Materials, indem es eine glattere Oberfläche vortäuscht. Aus diesem Grund wird auch die Bedeutung von auf Attrition basierenden Kausimulatoren durch diese Verfälschungen in Frage gestellt [16].

Es lässt sich aus diesen Argumenten die Schlussfolgerung ziehen, dass In-vivo-Studien den Untersuchungen in vitro zur Beurteilung und Prognose von Verschleißprozessen durch multifaktorielle Effekte durchaus überlegen sind. Trotz der fehlenden Fähigkeit zur vollständigen Berücksichtigung der realen, multifaktoriellen Situation sind Kausimulatoren (In vitro) jedoch nicht als obsolet anzusehen. Aufgrund ihrer leichteren Durchführbarkeit und zur isolierten Bestimmung von mechanischen Eigenschaften haben diese Systeme noch ihre Existenzberechtigung [57].

6.3 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien

Die vorliegende Studie behandelt den Vergleich des Substanzverlusts von zwei verschiedenen Füllungskomposit-Klassen (Nanohybrid- und Feinpartikelhybridkomposit) unter Berücksichtigung der Lokalisation (Molar vs. Prämolare / Ober- und Unterkiefer). Es sind lediglich einzelne In-vivo-Daten zu dieser Thematik vorhanden [43, 79]. Keine dieser Studien weist einen Untersuchungszeitraum auf, der mit der eigens verwendeten Studie mangels Dauer vergleichbar ist. Somit ist die in dieser Arbeit verwendete Langzeitstudie mit ihrer Laufzeit die erste ihrer Art, was einen recht großen wissenschaftlichen Wert darstellt.

Für eine Studie dieser Dauer benötigt es Materialien, die die geforderten Indikationen (Seitenzahnfüllung) erfüllen können und sich zwecks Aussagefähigkeit eine hohe Überlebensrate der Restaurationen aufweisen sollten [22]. Das Kriterium Überlebensrate wird in dieser Studie erfüllt mit 96,9 % nach 10 Jahren [52]. Ebenso suffiziente

Überlebensraten wurden bei *Palaniappan et al. 2010* nach 3 Jahren (100%), *Ernst et al. 2006* nach 2 Jahren (98%) und *Busato et al. 2001* nach 6 Jahren (87%) angegeben [14, 23, 80]. Niedrigere Überlebensraten wurden hingegen bei *Köhler et al. 2000* nach 5 Jahren (72,4%) und *Rasmusson et al. 1998* nach 3 Jahren (79%) festgestellt [48, 89]. Die unterschiedlichen Überlebensraten lassen sich durch die verschiedene Untersuchungsdauer und Probandenanzahl zum Erfassungszeitpunkt erklären. Eine höhere Probandenanzahl verkraftet hierbei Einzelverluste mit geringeren Einbußen der Überlebensrate. Die Wahrscheinlichkeit einer verringerten Überlebenswahrscheinlichkeit steigt weiter an, je länger der Untersuchungszeitraum beträgt [22].

In der vorliegenden Studie konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der Lokalisation (Quadrant und Zahn) der Restauration festgestellt werden. Dieses Ergebnis wird von *Köhler et. al. 2000* und *Rasmusson et al. 1998* bestätigt [48, 89].

Die vorliegende Studie bietet mit In-vivo-Daten aus inzwischen 10 Jahren Beobachtungszeitraum einen weiten Einblick in den Echtzeit-Verschleißvorgang unter natürlichen Bedingungen bei Vergleich von Nano- und Feinpartikelhybridkompositen. Abschließend ist zu nennen, dass ein richtiger Vergleich der Ergebnisse derzeit noch nicht adäquat möglich ist, da noch keine Untersuchung ähnlicher Natur mit einer vergleichbar langen Dauer existiert.

6.4 Interpretation des Verschleißverhaltens

Die ermittelten Ergebnisse weisen nur insignifikante Unterschiede bezüglich des Verschleißverhaltens zwischen Nanohybrid- und Feinpartikelhybridkompositen auf. Es wird jedoch allgemein ein überlegenes Materialverhalten von Nanofüllkörpern gegenüber den größeren Feinpartikelfüllkörpern angenommen [113], da diese Tendenz bereits im Vergleich zwischen Hybridkompositen mit Makrofüllkörpern und denen mit kleineren Mikrofüllern beobachtet worden ist. Es sind sowohl Mechanismen als auch Materialbestandteile bekannt, die beim Verschleiß eine Rolle spielen, beziehungsweise gar Schwachstellen in dieser Beziehung darstellen.

Einer dieser Faktoren stellt der Kontakt mit Flüssigkeiten und die Wasseraufnahme des Materials dar. Hierbei wird dieses hauptsächlich durch den organischen Anteil (hauptsächlich Monomere) des Füllungsmaterials aufgenommen [95]. Es geraten Bestandteile der Matrix (Monomer, Komonomer, Initiator, Akzelerator, Inhibitor) in

Lösung und verringern somit die Integrität des Materials [102], wodurch die Abrasion des Materials erhöht wird. In Verbindung mit vorhandenen Mikrorissen wird das Wasser, vorwiegend begünstigt durch einen lokalen Überdruck während des Kauvorgangs, in diese Spalten gepresst [110].

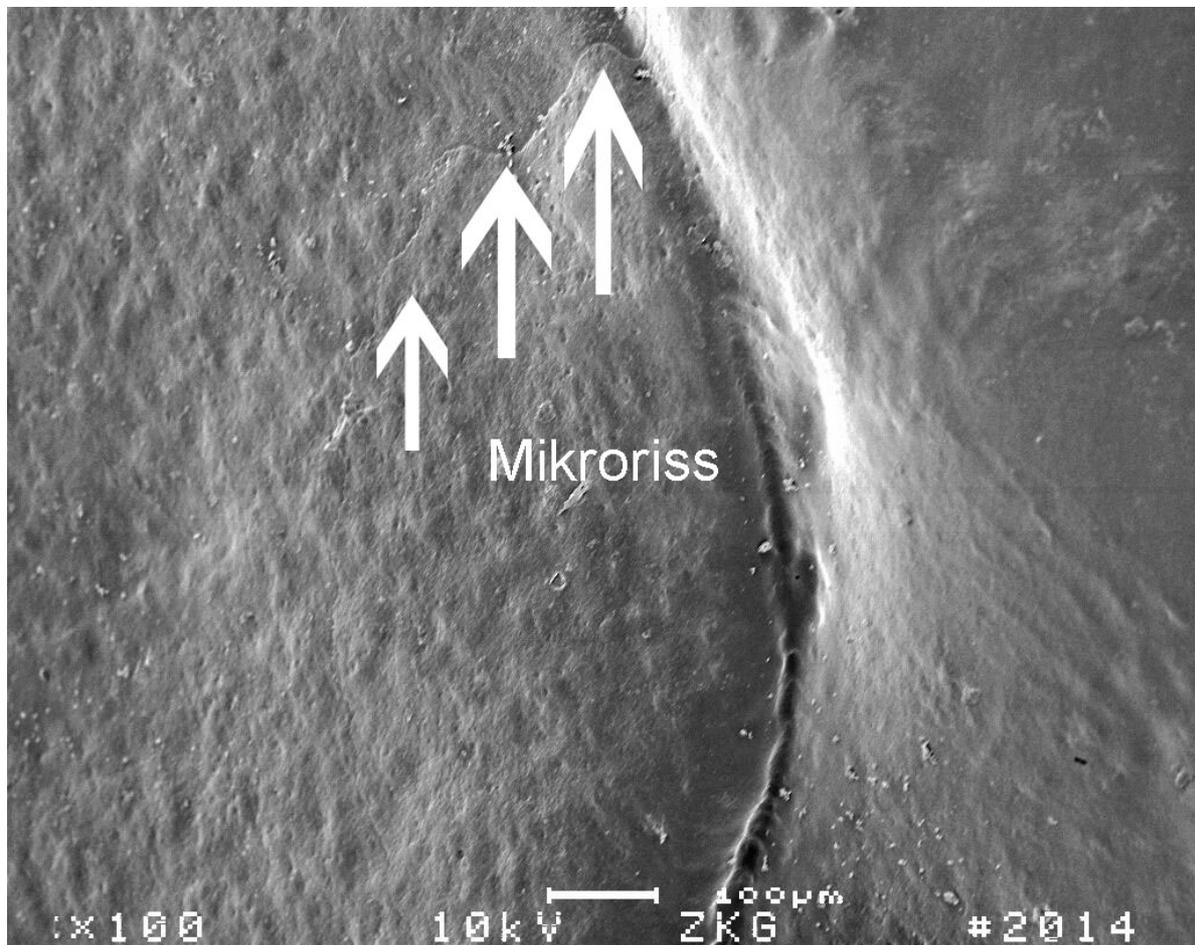


Abb. 24 Durch lokale Überlastung entstandener Mikroriss in der Matrix (Grandio; Pat. 20, Zahn 35, bukkaler Füllungsrand).

Sofern Füllerpartikel innerhalb der Risslinie liegen, stehen diese in Kontakt mit der Flüssigkeit. Das hydrophile Silan, das als Schnittstelle zwischen Füllkörper und Matrix dient, wird durch Wasser-induzierte Hydrolyse in ihrer Funktion beeinträchtigt und der Füller-Matrix-Verbund aufgelöst. Damit wird der Verschleiß verstärkt, da Füllkörper leichter herausgerissen werden. Dieser Vorgang hat sowohl positive Effekte wie einer Minderung von Polymerisationsspannungen und Mikrorissen als auch negative Folgen wie die Verringerung der Plastizität und Belastbarkeit des Materials [19, 60]. Diese Erscheinungen gleichen sich mehr oder weniger aus, was die Werte lediglich insignifikant beeinflusst und die Bedeutung dieser Faktoren relativiert [19, 60, 110]. Jedoch sollte

erwähnt werden, dass in Mikrorissen in Kompositen mit Nanofüllern (auch Nanohybridkomposite) diese öfter innerhalb der Risslinie liegen, wogegen die Linie bei Mikrofüllern, wie auch bei Feinpartikelhybridkompositen, meist intergranulär verläuft [100]. Dies lässt sich dadurch erklären, dass Nanofüller aufgrund der geringeren Größe dichter verteilt werden können. Eine weitere Erklärung, die die Insignifikanz der Verschleißunterschiede zwischen den untersuchten Materialien bestätigt, wäre die absolut steigende Wasseraufnahme bei Kompositen mit kleineren Füllkörpern (durchschnittliche Füllkörpergröße bei Grandio 5-60 nm; bei Tetric Ceram 0,4-1,0 μm). Die Schwachstelle Silan ist vermehrt vorhanden und das Material wird durch Hydrolyse insgesamt stärker beeinträchtigt, was den Verschleiß weiter verstärkt [45]. Es wird ein Ansatz beschrieben, bestehend in der Modifikation des angewandten Silans, indem eine hydrophobe Variante angewandt wird, die den Prozess der Hydrolyse und das Lösen des Füller-Matrix-Verbundes unterbinden soll. Dies funktioniert durch eine Vermeidung der Trocknung des Silans durch Diffusion von Fluoralkyl- oder Phenylgruppen in die Matrix [74].

Ein äußerst wichtiger Hinweis zur Argumentation zu den beiden behandelten Kompositklassen wird von *Venhoven et al. 1996* beschrieben. Dort wird eine kritische Füllkörpergröße beschrieben, die bei 1,3-1,5 μm liegt. Kleinere Füllkörper verhindern durch ihre engere Verteilung die Penetration von Nahrungsbestandteilen und anderen Abrasionsmedien in den weicheren Interpartikularraum, was ansonsten zu einer verstärkten Abrasion, unter anderem durch verstärkte Rissbildungen, der Matrix führen würde. Die Matrix hält jedoch die Füllkörper in Position und durch ihren Verlust wird zusätzliche Oberfläche der Füllkörper freigelegt. Der freigelegte Füllkörper kann jetzt durch Abrasive aus der Matrix gehobelt werden. Je größer der Füllkörper, desto größer auch die Hebelwirkung der abrasiven Partikel und zusätzlich hinterlassen diese verlorenen Füllkörper einen deutlichen Materialdefekt in Form eines Kraters [115].

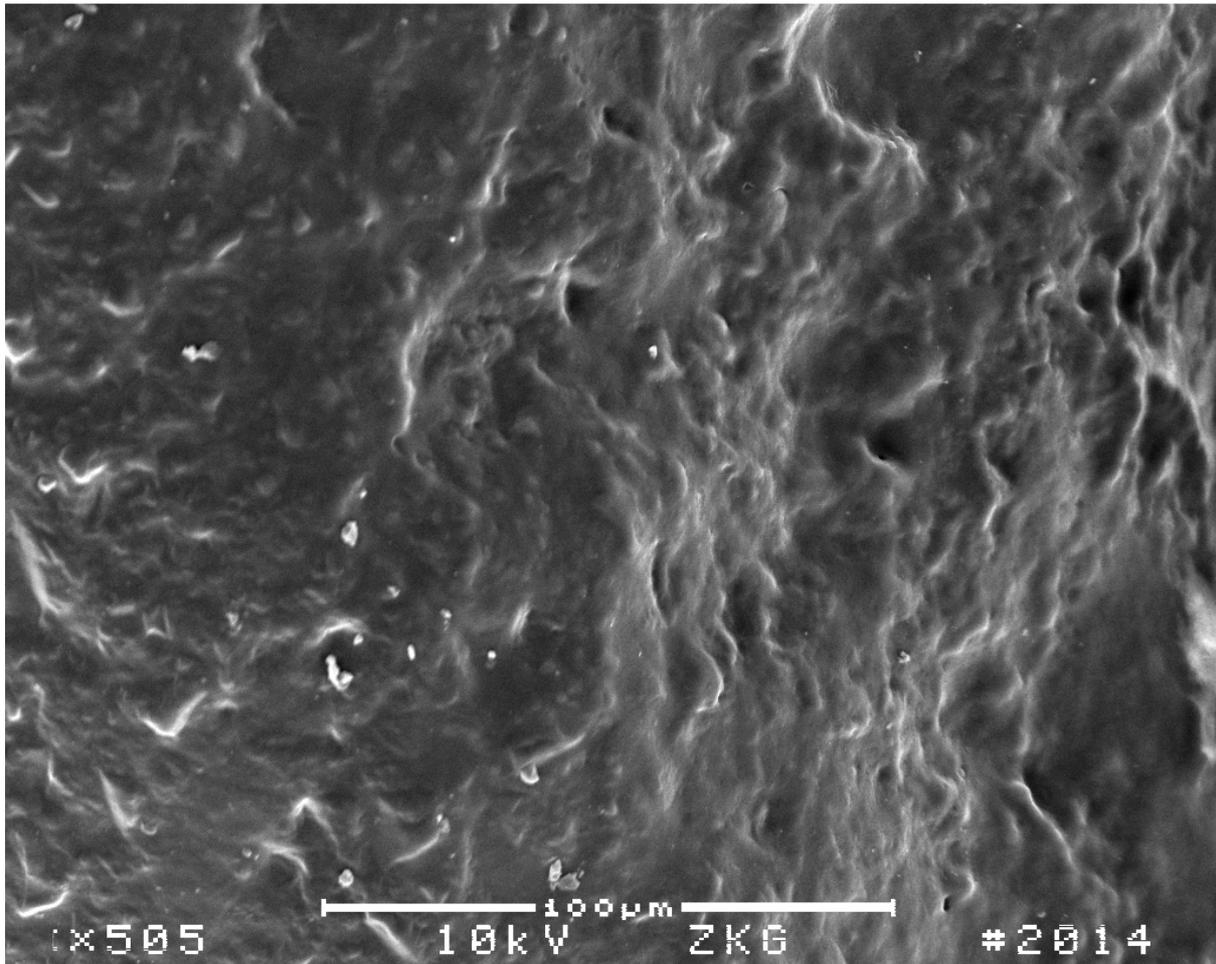


Abb. 25 Kraterige Füllungs Oberfläche durch verlorene Füllkörper (Tetric Ceram; Pat. 21, Zahn 14, Füllungsbereich am palatinalen Höckerabhang) Man erkennt deutlich die raue Oberfläche des Materials durch die abradierete Matrixsubstanz und herausgerissenen Füllkörper, die als Krater sichtbar sind.

Der wahrscheinlich relevanteste Faktor wird von den Füllkörpern selbst dargestellt. Besonders harte Füller und ein hoher Fülleranteil führen zu einer erhöhten Antagonistenabration, was zu seiner Abflachung führt Dies ist insbesondere bei Grandio® aufgrund der sehr großen Makrofüllkörper und des hohen Füllkörperanteils durch die zwischengeschalteten Nanofüllkörper der Fall. Damit übt der Antagonist eine auf eine größere Fläche verteilte Belastung auf das Füllungsmaterial aus (verminderter Druck), was die Abflachung der Verschleißkurve in den eigenen Ergebnissen erklären kann [120].

Da die mittlere Füllkörpergröße der Nicht-Makrofüller sowohl von Grandio® (5-60 nm Nanomere) als auch Tetric Ceram® (0,4-1 µm Feinpartikelfüllkörper) unterhalb der angegebenen kritischen Größe (1,3-1,5 µm) liegt, sind die Ergebnisse (insignifikanter

Unterschied im Abrasionsausmaß zwischen Grandio® und Tetric Ceram®) auch mit dieser Erklärung vereinbar.

Das Produkt Grandio® scheint eine Schwachstelle durch die beinhaltenden irregulären Makrofüllerpartikel aufzuweisen, da sie unfähig sind die Energie bei fortschreitenden Rissen abzapfen und sich Stress-induzierte Schäden in der Nähe dieser Partikel akkumulieren. Auch die Modifikation der Füllkörper wird angestrebt. Die Anwendung von fibrillären Füllkörpern soll gegenüber üblich angewandten irregulären oder sphärischen Füllern den Vorteil haben, dass bei auftretenden Mikrorissen der Spalt überbrückt wird und der Füllkörper als Matrix-Verstärkung dient [108]. Auch sphäroidale Füllkörper werden hier als geeigneter betrachtet [17]. Eine weitere Idee wird durch die Anwendung von porösen Füllkörpern beschrieben, indem diese von der Matrix durchdrungen rein mikroretentiv darin verankert sind und die Anwendung eines Silans entfällt [107].

Ein weiteres Problem stellt die schlechtere Benetzbarkeit von Silan an Nanofüllern und ihre spezifische Oberfläche dar. Eine ausreichende Dekontamination der Füllkörper vor der Silanisierung für eine bessere Benetzung wird jedoch angestrebt, indem durch Kochen in 5%-Natriumpersulfat-Lösung und einem Ultraschallbad in Azeton die Füller von Fremdpartikeln möglichst befreit werden sollen [101]. Durch die Oberflächenladung entstehen zudem agglomerierte Nanofüller (Nano-Cluster). Diese Cluster lassen sich nur außen silanisieren und die innen befindlichen Partikel bleiben nicht benetzt, was eine zusätzliche Schwachstelle darstellt. Der vermeintliche Vorteil der Nanofüller wird durch Clusterbildung aufgehoben, da diese eine Größe im Mikrometerbereich aufweisen [2, 5]. Diese Eigenschaften bestätigen die Ergebnisse weiter, da diese Cluster aufgrund des fehlenden Verbunds zur Matrix die innen gelegenen Nanopartikel leichter nach Freilegung des Clusters aus der Matrix gelöst werden und somit einen temporär beschleunigten Verschleiß begünstigen.

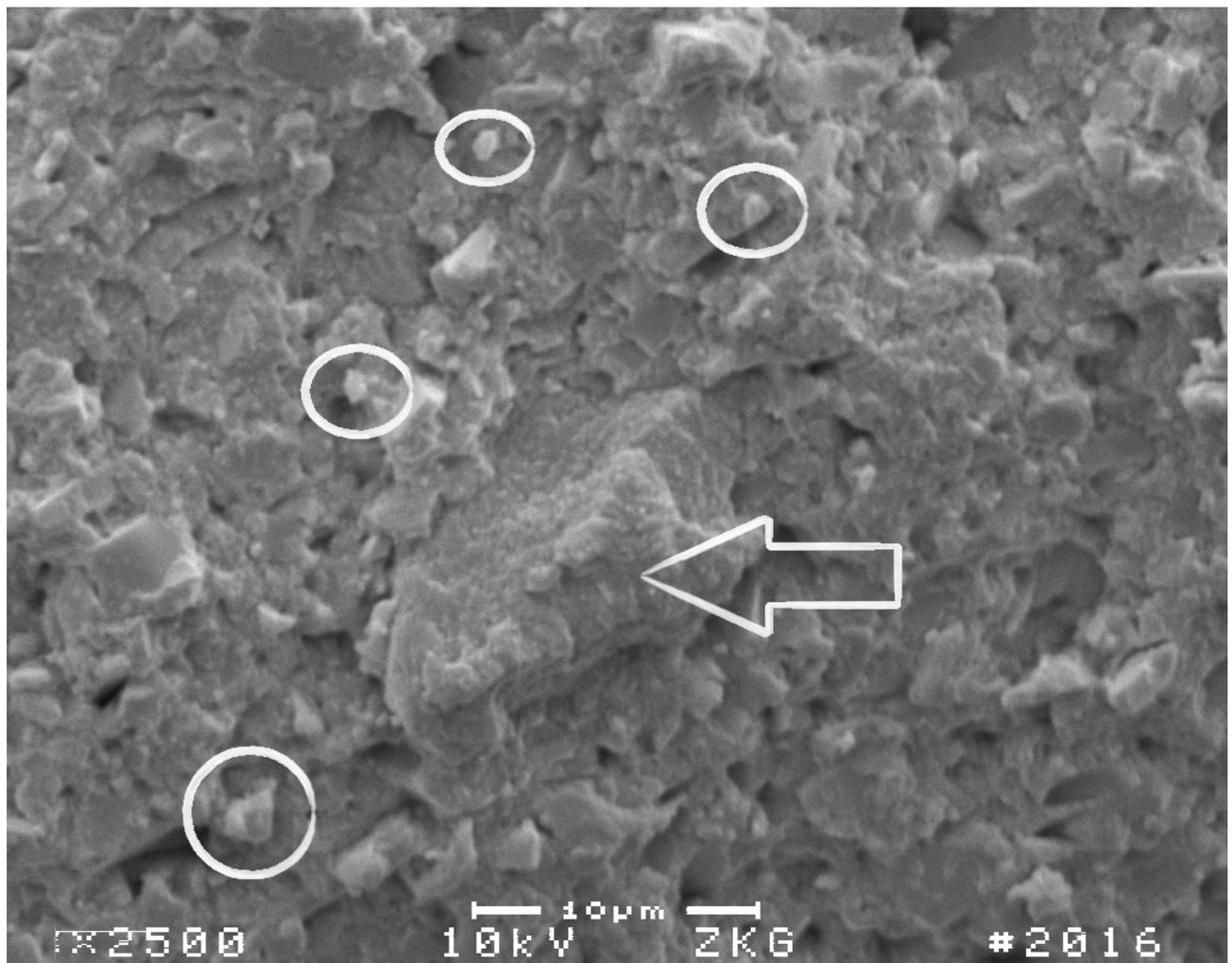


Abb. 26 Nanocluster bei Grandio® (Materialprobe). Es lassen sich Nano-Cluster (Kreise) mit Größen im Mikrometerbereich neben einem Quarz-Makrofüllkörper (Pfeil) erkennen.

Außerdem besitzt Grandio® trotz der Nanofüller andererseits, wie bereits erwähnt, sehr große Quarzfüllkörper. Dies kann ebenfalls als nachteilig betrachtet werden, da statt der günstigeren mittleren Füllkörpergröße bei Grandio® die maximale Füllkörpergröße beziehungsweise ihr Anteil relevanter ist [44, 65].

Es existiert auch die Annahme, dass kleinere Füllkörper die weichmachende Wirkung und folgend die Abrasion durch Substanzen wie Ethanol (bei Ethanol stärker als Wasser) weiter verzögern können [98]. Auch die Matrixzusammensetzung spielt eine Rolle. Wo TEGDMA durch seine hydrophileren Eigenschaften anfälliger gegenüber Wasseraufnahme ist, stellt sich Bis-GMA durch seine Hydrophobie als resistenter dar. Beide Bestandteile sind sowohl in Grandio® als auch in Tetric Ceram® vorhanden [20, 71]. Weiter zu berücksichtigen sind zudem Lebensgewohnheiten wie Mundhygiene und Ernährung, da besonders saure Speisen und Getränke sowie Plaque-Säuren (durch

Laktobazillen) die Matrix aufweichen können [4]. Voraussetzung zur Auswahl der Probanden in dieser Studie war ohnehin eine optimale Mundhygiene.

Noch ein Faktor, der die insignifikanten Unterschiede erklären könnte, wäre die Ko-Abrasion des Schmelzes, der eine höhere Verschleißresistenz aufweist, als die Füllungsmaterialien [97]. Hierbei wird zudem ein Mechanismus beschrieben, in dem besonders am Füllungsrand zuerst das Komposit verschleißt und darauf folgend erst der Schmelz auf das Füllungslevel herunterbricht [26].

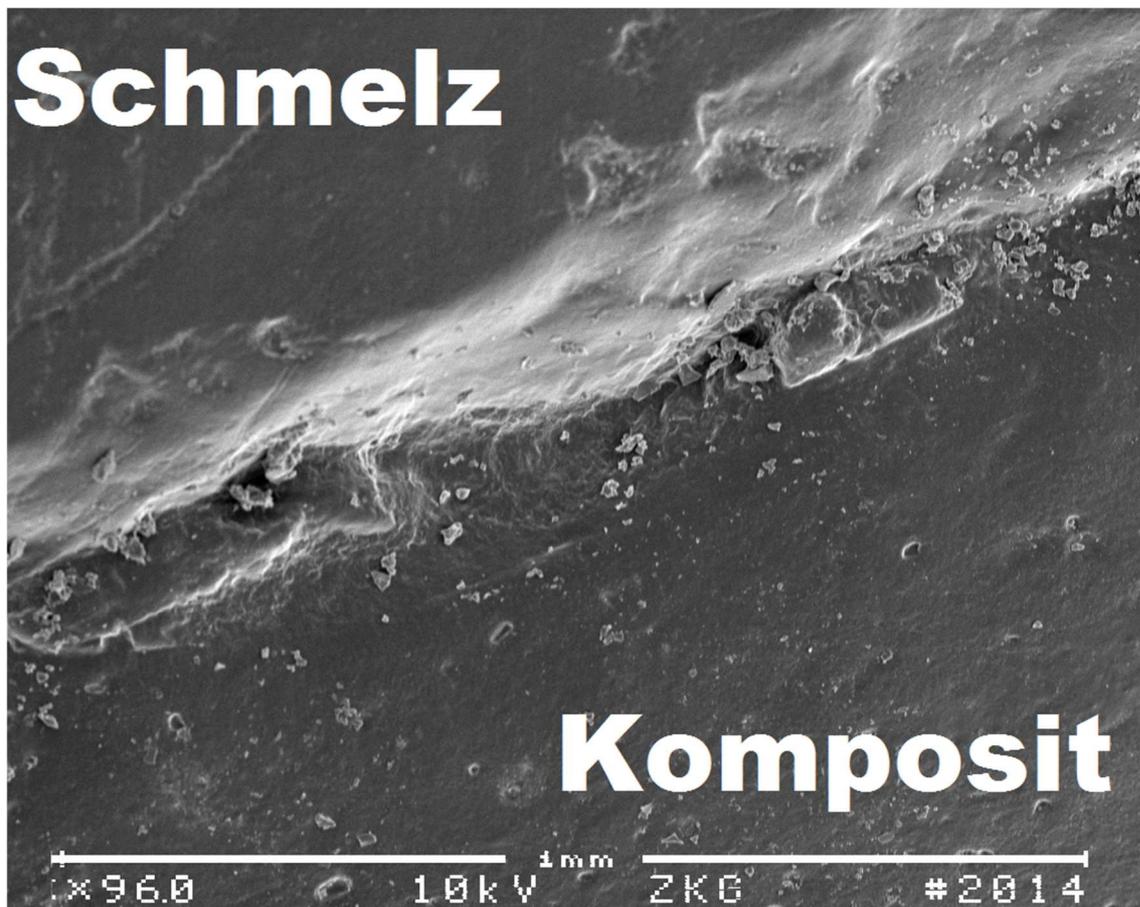


Abb. 27 Schmelzstufe am Füllungsrand (Grandio®; Pat. 25, Zahn 25, palatinaler Füllungsrand). Es lässt sich deutlich der erhöhte Schmelz gegenüber dem angrenzenden Komposit erkennen. Diese Schmelzstufe schirmt das Komposit temporär gegen Abrasionsprozesse durch den Antagonisten ab, bis die diese Schmelzstufe durch die Belastungen auf Höhe des Komposits frakturieren.

Damit lässt sich herleiten, dass nach anfänglich erhöhtem Komposit-Verschleiß durch direkten Zahnkontakt dieser nach genügend Höhenverlust stoppt, sich danach lediglich auf den Schmelz beschränkt, bis dieser auf das Kompositniveau reduziert wird und ein

neuer Zyklus beginnt. Damit wird die Belastung beider Füllungsmaterialien in dieser Studie durch den angrenzenden Schmelz limitiert.

Zusätzlich für die Bestätigung der Ergebnisse spricht auch die Tatsache, dass die im Rahmen derselben Studie durchgeführten Untersuchungen von *Küssner* bezüglich der Randspaltanalyse ebenso signifikant erhöhte Verschleißwerte im Randspalt nach jeder Nachuntersuchung vorwiesen, wie in der Abrasionsanalyse ebenfalls festzustellen war [51].

6.5 Schlussfolgerung

Es lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Materialien unter dem Aspekt Abrasion nach 10 Jahren unter In-vivo-Bedingungen feststellen. Die Nullhypothesen sind jedoch teilweise zu widerrufen.

1. Der Parameter Substanzverlust veränderte sich während des Untersuchungszeitraums. Es wurden zu jeder Nachuntersuchung (außer zwischen der 2- und 4-Jahres-NU) signifikant erhöhte Abrasionswerte (verglichen zum vorangegangenen Nachuntersuchungszeitpunkt) gemessen ($p < 0.05$; Friedman-Test). Somit konnte über den gesamten Untersuchungszeitraum (10 Jahre) ein kontinuierlicher Materialabtrag angenommen werden. Diese Nullhypothese ist dadurch zu widerrufen.
2. Zwischen den beiden Materialklassen konnte kein Unterschied bezüglich des Parameters Substanzverlust festgestellt werden. Es ließ sich zu keinem der Nachuntersuchungszeitpunkte ein signifikanter Unterschied der Abrasionswerte zwischen beiden Materialien berechnen ($p > 0.05$; T-Test). Es kann daher von einem übereinstimmenden Abrasionsverhalten beider Materialien ausgegangen werden. Diese Nullhypothese wurde somit bestätigt.
3. Es konnte kein Unterschied des Parameters Substanzverlust abhängig von der Lokalisation (Prämolar vs. Molar) der Restauration kalkuliert werden. Es waren keine signifikanten Unterschiede der Abrasionswerte festzustellen (ANOVA, mod. LSD $p > 0.05$). In dieser Studie hatte die Lokalisation somit keinen Einfluss

auf den Parameter Substanzverlust. Diese Nullhypothese wurde ebenfalls bestätigt.

4. Es konnte ein signifikanter Unterschied bezüglich des Parameters Substanzverlust beim Vergleich der Abrasion im okklusal belasteten vs. kontaktfreien Areal berechnet werden ($p < 0.05$; T-Test). Grundsätzlich zeigte sich eine höhere Abrasion im OKA gegenüber dem KFA (zu allen Nachuntersuchungsterminen). Damit ist diese Nullhypothese zu widerrufen.

Im Rahmen dieser Langzeitstudie wiesen beide untersuchten Materialien ein gleichwertiges Abrasionsverhalten auf. Nach 10 Jahren Untersuchungsdauer zeigte das damals neu eingeführte Hybrid-Nanofüllerkomposit keine Nachteile bezüglich des Parameters „Abrasion“ gegenüber dem bewährten Feinpartikelhybridkomposit auf. Keine Füllung musste aufgrund des Materialverlustes erneuert werden. Vor diesem Hintergrund können beide Materialien zur Restauration auch von größeren Füllungen empfohlen werden.

7 Zusammenfassung

Hintergrund und Ziele

Im Rahmen der vorliegenden klinischen Studie sollte das Verschleißverhalten vergleichend zwischen dem Nanohybridkomposit Grandio® (Voco GmbH) und dem Feinpartikelhybridkomposit Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dargestellt und bewertet werden. Die geltenden Nullhypothesen lauten:

1. Der Parameter Substanzverlust verändert sich während des Untersuchungszeitraums nicht.
2. Zwischen den beiden Materialklassen kann kein Unterschied bezüglich des Parameters Substanzverlust festgestellt werden.
3. Es kann kein Unterschied des Parameters Substanzverlust abhängig von der Lokalisation (Prämolar vs. Molar) der Restauration festgestellt werden.
4. Es liegt kein Unterschied des Parameters Substanzverlust im Vergleich zwischen okklusalen Kontaktarealen (OKA) und kontaktfreien Arealen (KFA) vor.

Methoden

Es wurden, nach vorangegangenem Ethikvotum durch die Erlangen-Nürnberger Ethikkommission, insgesamt 68 Kavitäten (52 mo/od, 16 mehrflächig) bei 30 Patienten (durchschnittliches Alter: 32,9 Jahre) von 3 Zahnärzten/innen in einer freien Praxis versorgt. Nach dem „Split-Mouth-Verfahren“ wurden 36 Füllungen mit Grandio® und Solobond M durch die sogenannte "etch & rinse“-Technik, sowie 32 Versorgungen mit Tetric Ceram® und Syntac® in selektiver Schmelzätzung durchgeführt. Nach der Ausgangsuntersuchung (Baseline) erfolgten Nachuntersuchungen jeweils nach 2, 4, 6, 8 und 10 Jahren. Die Bewertung erfolgte von zwei Untersuchern nach den modifizierten USPHS-Kriterien. Es erfolgte bei der Baseline-Untersuchung nach durchschnittlich 14 Tagen eine Abformung mit einem A-Silikon in Doppelmischtechnik (Dimension® Penta und Garant 3M Espe AG Seefeld, Deutschland, Minitray®, Hagen & Werken, Duisburg, Deutschland) und eine initiale klinische Bewertung der Restauration mit Hilfe der modifizierten USPHS-Kriterien (Klassifikation: Alpha 1, Alpha 2, Bravo, Charlie, Delta). Dieses Prozedere wurde nach 2, 4, 8 und 10 Jahren wiederholt. Sämtliche Abformungen wurden mit einem Präzisionsmodellmaterial auf Epoxidharz-Basis (Alpha Die® MF, Schütz Dental, Rosbach, Deutschland) ausgegossen und eine quantitative Analyse des

Füllungsverschleiß an insgesamt 36 Zähnen, die die Kriterien erfüllten, erfolgte. Die Digitalisierung der Modelle erfolgte durch eine 3D-CNC-Messmaschine („Rapid“, Thome Präzision, Messel, Genauigkeit $U1=2,5+L/350 \mu\text{m}$; $U3=3+L/300 \mu\text{m}$). Die entstandenen 3D-Modelle aus den Nachuntersuchungen wurden jeweils mit den 3D-Modellen der Baseline-Reihe durch Superposition in einer 3D-Inspektionssoftware (GOM Inspect, GOM GmbH, Braunschweig) verglichen und der Verschleiß ermittelt. Die visuelle Beurteilung der Oberflächenveränderungen wurden per Rasterelektronenmikroskop (Amray 1610 Turbo, KLA-Tencor Corp., Milpitas, Kalifornien, USA) in 200x – Vergrößerung durchgeführt. Zur statistischen Auswertung wurde der nichtparametrische Friedman-Test zwecks Ermittlung signifikanter Unterschiede ($p < 0,05$) für Normalverteilungen und zusätzlich der Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,05$) für die Nicht-Normalverteilungen angewandt. Die Prüfung auf Normalverteilung geschah durch den Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest. Der T-Test für 2 Gruppen und die One-Way-ANOVA für mehr als 2 Gruppen dienten als Varianzanalyse. Die Durchführung erfolgte mit SPSS® 15.0 (IBM, Armonk, New York, USA).

Ergebnisse

Es ging eine Versorgung durch Höckerfraktur über den Untersuchungszeitraum (10 Jahre) verloren. Es wurden aufgrund nicht erfüllter Kriterien weitere 31 Restaurationen in der Modellanalyse nicht berücksichtigt. Somit verblieben 36 Füllungen. Die Werte waren alle normalverteilt (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest). Die quantitative Abrasionsanalyse mittels 3D-Inspektionssoftware ergab eine signifikante Änderung (Friedman-Test $p < 0,05$) der Verschleißwerte über den gesamten Versuchszeitraum, mit einer Ausnahme (zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-Nachuntersuchung), trotz allmählicher Abflachung der Wertekurve (Grandio® nach 10 Jahren $136 \mu\text{m}$; Tetric Ceram® nach 10 Jahren $154 \mu\text{m}$). Es konnte jedoch kein signifikanter Unterschied (T-Test; ANOVA, mod. LSD $p > 0,05$) bezüglich des Parameters Verschleiß sowohl zwischen den Materialien (Grandio® vs. Tetric Ceram®) als auch der Lokalisation (Oberkiefer-Molar, -Prämolar; Unterkiefermolar, -Prämolar) festgestellt werden.

Fazit

Anhand der quantitativen Abrasionsanalyse konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Grandio® (Voco GmbH) und Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent) hinsichtlich des Parameters Abrasionsresistenz festgestellt werden. Beide untersuchten Materialien wiesen zufriedenstellend niedrige Abrasionswerte auf. Die Ergebnisse können daher, wie folgt, zusammengefasst werden:

1. Der Parameter Substanzverlust veränderte sich während des Untersuchungszeitraums signifikant.
2. Zwischen den beiden Materialklassen konnte kein Unterschied bezüglich des Parameters Substanzverlust festgestellt werden.
3. Es konnte kein Unterschied des Parameters Substanzverlust abhängig von der Lokalisation (Prämolar vs. Molar) berechnet werden.
4. Es lag ein Unterschied des Parameters Substanzverlust im Vergleich zwischen okklusalen Kontaktarealen (OKA) und kontaktfreien Arealen (KFA) vor.

Da keine Füllungen im Rahmen der Studie wegen dem Parameter Abrasion erneuert werden mussten, können die Materialien zur Füllungstherapie im Seitenzahnbereich auch in größeren Kavitäten empfohlen werden.

8 Summary

Background and Objectives

The present study's aim was the display and comparative evaluation of the wear behavior between the nanohybrid composite Grandio® (Voco GmbH) and the fine-particle hybrid composite Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The valid null hypotheses are:

1. The parameter substance loss does not change during the examination period.
2. There is no assessable difference in values between the two material classes regarding the parameter substance loss.
3. There is no assessable difference in values regarding the parameter substance loss contingent on the restoration's localization (premolar vs. molar).
4. There is no assessable difference in values regarding the parameter substance loss contingent on the occlusal contact areas (OCA) compared to the contact free areas (CFA).

Methods

After prior Erlangen-Nurembergian ethics committee vote a total of 68 cavities (52 mo/od, 16 multi-surface) on 30 patients have been treated by 3 dentists in a private practice. 36 restorations were conducted with Grandio® and Solobond M by the so called "etch & rinse"-technique and 32 filling treatments were performed with Tetric Ceram® and Syntac® by selective enamel etching. After initial examination (baseline) recall examinations after two, four, six, eight and ten years ensued. Evaluation was undertaken by two examiners by modified USPHS criteria. Approximately 14 days after baseline-examination dental impressions were carried out with a-silicone by double mix technique (Dimension® Penta und Garant 3M Espe AG Seefeld, Germany, Minitray®, Hagen & Werken, Duisburg, Germany) and an initial clinical evaluation by modified USPHS criteria (Classification: Alpha 1, Alpha 2, Bravo, Charlie, Delta. That procedure was repeated after two, four, six, eight and ten years. All impressions were grouted with an epoxy based precision modelling material (Alpha Die® MF, Schütz Dental, Rosbach, Germany) to realize a following quantitative restorative wear analysis on a total of 36 teeth which met criteria. The digitalization of the models was executed by a 3D-CNC-

scanning device („Rapid“, Thome Präzision, Messel, accuracy $U1=2,5+L/350 \mu\text{m}$; $U3=3+L/300 \mu\text{m}$). The created 3D models from the recall examinations were compared with the baseline-models by superposition in a 3D inspection software (GOM Inspect, GOM GmbH, Braunschweig, Germany) resulting in a wear assessment. Visual adjudication of surface alteration was conducted by scanning electron microscopy (Amray 1610 Turbo, KLA-Tencor Corp., Milpitas, California, USA) at 200-fold magnification. Non-parametric Friedman test to assess significant differences ($p < 0,05$) at standard distribution and Mann-Whitney-U test to gauge the same at non-standard distributions were used for statistical evaluation. Testing on standard distribution happened through Kolmogorov-Smirnov test. T test for 2 groups and one-way ANOVA for more than 2 groups served as analysis of variance. All statistical processes were run with SPSS® 15.0 (IBM, Armonk, New York, USA).

Results

One restoration was lost due to cusp fracture during the examination period (10 years). An additional 31 restorations were not incorporated in model analysis because criteria were not met resulting in 36 restorations left. All values were standardly distributed (Kolmogorov-Smirnov test). Quantitative wear analysis by 3D inspection software yielded a significant alteration (Friedman test $p < 0,05$) of wear data over the total examination period, with one exception (between the two-year and four-year recall examination), despite the gradual flattening of the data curve (Grandio® after ten years $136 \mu\text{m}$; Tetric Ceram® after ten years $154 \mu\text{m}$). However, there were no assessable significant differences (T test; ANOVA, mod. LSD $p > 0,05$) regarding the parameter wear both between the materials (Grandio® vs. Tetric Ceram®) and localizations (upper molar, upper premolar; lower molar, lower premolar).

Conclusion

By means of quantitative wear analysis no significant differences between Grandio® (Voco GmbH) and Tetric Ceram® (Ivoclar Vivadent) regarding the parameter wear resistance could be assessed. Both materials presented satisfactory low wear rates. The results can be outlined as follows:

1. The parameter substance loss does change during the examination period.
2. There is no assessable difference in values between the two material classes regarding the parameter substance loss.
3. There is no assessable difference in values regarding the parameter substance loss contingent on the restoration's localization (premolar vs. molar).
4. There is an assessable difference in values regarding the parameter substance loss contingent on the occlusal contact areas (OCA) compared to the contact free areas (CFA).

Since no restorations had to be renewed within the scope of the study because of the parameter substance loss, the materials can be recommended for restoration therapy in the posterior region including larger cavity size.

9 Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

Tabelle 1	Abrasionsformen nach Hayashi et al	- 7 -
Tabelle 2	2-Körper-Abrasion	- 20 -
Tabelle 3	3-Körper-Abrasion	- 20 -
Tabelle 4	Abrasionsrate beider Materialien	- 36 -
Tabelle 5	Abrasionsrate der unterschiedlichen Zähne.....	- 37 -
Abbildung 1	2-Körper-Abrasion nach Turssi et al	- 8 -
Abbildung 2	3-Körper-Abrasion nach Turssi et al	- 9 -
Abbildung 3	Unterschiedliche Abrasionsformen nach Kunzelmann	- 10 -
Abbildung 4	Oberflächenzerrüttung nach Turssi et al	- 11 -
Abbildung 5	Adhäsion nach Turssi et al	- 11 -
Abbildung 6	Tribochemische Reaktion/Korrosion nach Turssi et al	- 12 -
Abbildung 7	Schema Interferenzmuster.....	- 14 -
Abbildung 8	Schema Laserinterferometrie (Digitaler Phasenverschiebeinterferometer).....	- 15 -
Abbildung 9	Schema Stereophotogrammetrie	- 16 -
Abbildung 10	Laserinterferometer (Twyman-Green (Michelson) Interferometer).....	- 17 -
Abbildung 11	Abtastvorgang durch 3D-CNC-Messmaschine	- 29 -
Abbildung 12	Abtastdaten graphisch dargestellt.....	- 30 -
Abbildung 13	Differenzbilder der Abrasion nach 4 Jahren und 8 Jahren	- 32 -
Abbildung 14	Gewählte ROI-Mask bei Differenzbild nach 10 Jahren und klinische Bilder	- 33 -
Abbildung 15	Abrasion des Füllungsmaterials (2-10 Jahre).....	- 35 -
Abbildung 16	Abrasion der Restaurationen auf den Kontaktflächen (2-10 Jahre).....	- 36 -
Abbildung 17	Ausgangsdaten vor dem Matching mit GOM Inspect und klinische Bilder.....	- 38 -
Abbildung 18	Differenzbilder der Abrasion nach 4 Jahren und 10 Jahren	- 39 -
Abbildung 19	Veränderungen des Füllungsmaterials	- 40 -
Abbildung 20	REM-Übersichtsaufnahme zur Baseline-Untersuchung (Grandio®).....	- 41 -
Abbildung 21	Vergrößerung des Auswahlbereichs (Grandio®).....	- 41 -
Abbildung 22	REM-Übersichtsaufnahme zur Baseline-Untersuchung (Tetric Ceram®).....	- 42 -
Abbildung 23	Vergrößerung des Auswahlbereichs (Tetric Ceram®).....	- 42 -
Abbildung 24	Durch lokale Überlastung entstandener Mikroriss in der Matrix	- 50 -
Abbildung 25	Kraterige Füllungsoberfläche durch verlorene Füllkörper	- 52 -
Abbildung 26	Nanocluster bei Grandio®	- 54 -
Abbildung 27	Schmelzstufe am Füllungsrand	- 55 -

10 Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bisphenol A-Glycidylmethacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
gamma-MPS	Gamma-Methacryloxy-Propyltrimethoxysilan
PEGDMA	Polyethylen-Glycol-Dimethacrylat
UV	Ultraviolett
Tab.	Tabelle
Abb.	Abbildung
S.	Seite
Pat.	Patient
USPHS	United States Public Health Service
LVDT	Linear Variable Differential Transformer
OHSU	Oregon Health & Science University
ACTA	Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam
PMMA	Polymethylmethacrylat
OKA	Okklusale Kontaktareale
KFA	Kontaktfreie Areale
REM	Rasterelektronenmikroskop
NU	Nachuntersuchung
ROI	Region Of Interest
CNC	Computerized Numerical Control
m/o/d	mesial/okklusal/distal

11 Literaturverzeichnis

1. Adams LP, Wilding RJ. Tooth wear measurements using a reflex microscope. *J Oral Rehabil.* 1988;15(6):605-13.
2. Al Khuraif AA. An in vitro evaluation of wear and surface roughness of particulate filler composite resin after tooth brushing. *Acta Odontol Scand.* 2014;72(8):977-83.
3. Arens B. In vitro Abrasion zahnärztlicher Füllungsmaterialien durch Pulverwasserstrahl und deren Auswertung mit Hilfe eines radioaktiven Tracers. Medizinische Fakultät Charité, Zahnmed.-Diss., 2008.
4. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res.* 1984;92(3):257-61.
5. Atai M, Pahlavan A, Moin N. Nano-porous thermally sintered nano silica as novel fillers for dental composites. *Dent Mater.* 2012;28(2):133-45.
6. Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont.* 2007;20(6):573-5.
7. Bates MN, Fawcett J, Garrett N, Cutress T, Kjellström T. Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. *Int J Epidemiol.* 2004;33(4):894-902.
8. Bayne SC, Taylor DF, Rekow ED, Wilder AD, Heymann HO. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dent Mater.* 1994;10(1):11-8.
9. Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *J Dent.* 2009;37(12):984-93.
10. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior. *Dent Mater.* 1986;2(3):106-13.
11. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):63-70.
12. Bryant RW. Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations. *Dent Mater.* 1990;6(1):60-2.
13. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849-53.
14. Busato AL, Loguercio AD, Reis A, Carrilho MR. Clinical evaluation of posterior composite restorations: 6-year results. *Am J Dent.* 2001;14(5):304-8.
15. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater.* 1996;12(4):218-26.
16. Condon JR, Ferracane JL. Factors effecting dental composite wear in vitro. *J Biomed Mater Res.* 1997;38(4):303-13.

17. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater.* 2009;25(2):188-97.
18. Curtis RV, Watson TF. *Dental biomaterials - Imaging, testing and modelling*: Woodhead Publishing; 2008.
19. de Gee AJ, Pallav P, Werner A, Davidson CL. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dent Mater.* 1990;6(4):266-70.
20. de Paula AB, Fucio SB, Ambrosano GM, Alonso RC, Sardi JC, Puppini-Rontani RM. Biodegradation and abrasive wear of nano restorative materials. *Oper Dent.* 2011;36(6):670-7.
21. Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch zahnärztl Z.* 1963;18:915.
22. el-Mowafy OM, Lewis DW, Benmergui C, Levinton C. Meta-analysis on long-term clinical performance of posterior composite restorations. *J Dent.* 1994;22(1):33-43.
23. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig.* 2006;10(2):119-25.
24. Ferracane JL. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resins. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1989;118(5):649-51.
25. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013;29(1):51-8.
26. Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dent Mater.* 1999;15(4):262-7.
27. Folwaczny M, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R. Determination of changes on tooth-colored cervical restorations in vivo using a three-dimensional laser scanning device. *Eur J Oral Sci.* 2000;108(3):233-8.
28. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:107-16.
29. Frankenberger R, Krämer N. Die plastische Kompositfüllung im Seitenzahnbereich. *ZMK.* 1998;13(7):18-23
30. Garcia-Godoy F, Frankenberger R, Lohbauer U, Feilzer AJ, Krämer N. Fatigue behavior of dental resin composites: flexural fatigue in vitro versus 6 years in vivo. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100(4):903-10.
31. Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater.* 2010;26(11):1113-8.

32. Göhring TN, Besek MJ, Schmidlin PR. Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials in vitro. *J Dent.* 2002;30(2-3):119-27.
33. Hahn C. Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivnlays in vivo. Medizinische Fakultät Erlangen, Zahnmed.-Diss., 1997.
34. Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(3):237-44.
35. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dent Mater.* 2003;19(4):327-33.
36. Hariharan P. Basics of interferometry. Amsterdam: Elsevier Acad. Press; 2007.
37. Hayashi M, Tsubakimoto Y, Takeshige F, Ebisu S. Quantitative measurement of marginal disintegration of ceramic inlays. *Oper Dent.* 2004;29(1):3-8.
38. Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V. Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators - supplement to the round robin test of 2005. *Dent Mater.* 2011;27(2):e1-9.
39. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dent Mater.* 2005;21(4):304-17.
40. Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater.* 2006;22(2):166-75.
41. Hengchang X, Vingerling PA, Wenyi L, Gang Z, Tong W. Wear of composite resin in vitro: a testing machine with rubber plate. Preliminary results. *J Oral Rehabil.* 1990;17(1):107-15.
42. Hickel R. Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1997;52(9):572-85.
43. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):185-93.
44. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater.* 2010;26(5):416-25.
45. Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size. *Dent Mater.* 2011;27(8):825-35.
46. Kazemzadeh F, Wong A, Behr BB, Hajian AR. Depth profilometry via multiplexed optical high-coherence interferometry. *PLoS One.* 2015;10(3):e0121066.
47. Kim JH, Kim KB, Kim WC, Kim JH, Kim HY. Accuracy and precision of polyurethane dental arch models fabricated using a three-dimensional subtractive rapid prototyping method with an intraoral scanning technique. *Korean J Orthod.* 2014;44(2):69-76.
48. Köhler B, Rasmusson CG, Ödman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent.* 2000;28(2):111-6.

49. Koottathape N, Takahashi H, Finger W, Kanehira M, Iwasaki N, Aoyagi Y. Quantification of in vitro produced wear sites on composite resins using contact profilometry and CCD microscopy: a methodological investigation. *J Med Dent Sci.* 2012;59(2):53-6.
50. Krämer N. Die Klebefuge bei zahnfarbenen Inlays - Ein locus minoris resistentiae? Medizinische Fakultät Erlangen, Zahnmed.-Habil., 1997.
51. Krämer N, Küssner P, Motmaen I, Köhl M, Wöstmann B, Frankenberger R. Marginal quality and wear of extended posterior resin composite restorations: Eight-year results in vivo. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;50:13-22.
52. Krämer N, Reinelt C, Frankenberger R. Ten-year Clinical Performance of Posterior Resin Composite Restorations. *J Adhes Dent.* 2015;17(5):433-41.
53. Krämer N, Reinelt C, Garcia-Godoy F, Taschner M, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid composite vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: clinical and microscopic results after 2 years. *Am J Dent.* 2009;22(4):228-34.
54. Krejci I, Besek M, Lutz F. Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results. *Am J Dent.* 1994;7(1):27-30.
55. Krejci I, Lutz F. [Posterior teeth--why no composite (yet)?]. *Phillip J Restaur Zahnmed.* 1986;3(1):5-12.
56. Krejci I, Reich T, Bucher W, Lutz F. [A new method for 3-dimensional wear measurement]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1994;104(2):160-9.
57. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100(8):953-60.
58. Kunzelmann KH. Verschleißanalyse und- quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Aachen: Shaker Verlag; 1998.
59. Lee SP, Nam SE, Lee YM, Park YS, Hayashi K, Lee JB. The development of quantitative methods using virtual models for the measurement of tooth wear. *Clin Anat.* 2012;25(3):347-58.
60. Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. *J Dent Res.* 2013;92(7):584-91.
61. Luhmann T, Robson S, Kyle S, Harley I. Close Range Photogrammetry. Dunbeath: Wittles Publishing; 2011.
62. Lundin SA, Rasmusson CG. Clinical evaluation of a resin composite and bonding agent in Class I and II restorations: 2-year results. *Quintessence Int.* 2004;35(9):758-62.
63. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW, Roulet JF. Dental restorative resins. Types and characteristics. *Dent Clin North Am.* 1983;27(4):697-712.
64. Mair LH. Measurement and analysis of clinical abrasion--a modified approach. *Dent Mater.* 1990;6(4):271-5.

65. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2000;16(1):33-40.
66. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):353-61.
67. Mayhall JT, Kageyama I. A new, three-dimensional method for determining tooth wear. *Am J Phys Anthropol.* 1997;103(4):463-9.
68. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1996;51(23).
69. Meier C, Lutz F. [Composites versus amalgam: comparative measurements of abrasion resistance in vivo: 1-year results]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1979;89(3):203-12.
70. Mjor IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J.* 2000;50(6):361-6.
71. Münchow EA, Ferreira AC, Machado RM, Ramos TS, Rodrigues-Junior SA, Zanchi CH. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J.* 2014;25(4):321-6.
72. Münchow EA, Zanchi CH, Ogliari FA, Silva MG, de Oliveira IR, Piva E. Replacing HEMA with alternative dimethacrylates in dental adhesive systems: evaluation of polymerization kinetics and physicochemical properties. *J Adhes Dent.* 2014;16(3):221-8.
73. Mund A, Thieme R, Horbert R., Salm K, Köhl A, Ramacher B, Beckers C. *KZBV Jahrbuch 2015: KZBV; 2015.*
74. Nihei T, Dabanoglu A, Teranaka T, Kurata S, Ohashi K, Kondo Y, et al. Three-body-wear resistance of the experimental composites containing filler treated with hydrophobic silane coupling agents. *Dent Mater.* 2008;24(6):760-4.
75. Oliveira GU, Mondelli RF, Charantola Rodrigues M, Franco EB, Ishikiriama SK, Wang L. Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(5):510-6.
76. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res.* 2010;89(10):1063-7.
77. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *J Adhes Dent.* 2007;9(5):469-75.
78. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybrid composite. *Dent Mater.* 2009;25(11):1302-14.
79. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Nanohybrid and microfilled hybrid versus conventional hybrid composite restorations: 5-year clinical wear performance. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):181-90.

80. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Investig*. 2010;14(4):441-58.
81. Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc*. 2014;145(11):1133-40.
82. Pelka M, Krämer, N., Kunzelmann, K. H. Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1993;48:488-91.
83. Pelka M, Krämer, N., Kunzelmann, K.H. Meßfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1995;50:725-8.
84. Perez MM, Hita-Iglesias C, Ghinea R, Yebra A, Pecho OE, Ionescu AM, et al. Optical properties of supra-nano spherical filled resin composites compared to nanofilled, nano-hybrid and micro-hybrid composites. *Dent Mater J*. 2016;35(3):353-9.
85. Pesun IJ, Olson AK, Hodges JS, Anderson GC. In vivo evaluation of the surface of posterior resin composite restorations: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000;84(3):353-9.
86. Peters MC, DeLong R, Pintado MR, Pallesen U, Qvist V, Douglas WH. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *J Dent*. 1999;27(7):479-85.
87. Powell JM, Phillips RW, Norman RD. In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J Dent Res*. 1975;54(6):1183-95.
88. Raadal M. Abrasive wear of filled and unfilled resins in vitro. *Scand J Dent Res*. 1978;86(5):399-403.
89. Rasmusson CG, Kohler B, Odman P. A 3-year clinical evaluation of two composite resins in class-II cavities. *Acta Odontol Scand*. 1998;56(2):70-5.
90. Rodriguez JM, Curtis RV, Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dent Mater*. 2009;25(4):500-5.
91. Roulet JF. The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites. *J Dent*. 1988;16(3):101-13.
92. Ryge G. Clinical criteria. *Int Dent J*. 1980;30(4):347-58.
93. Ryge G, Snyder M. Evaluating the clinical quality of restorations. *J Am Dent Assoc*. 1973;87(2):369-77.
94. Sarkar NK. Internal corrosion in dental composite wear. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):371-80.
95. Sarrett DC, Soderholm KJ, Batich CD. Water and abrasive effects on three-body wear of composites. *J Dent Res*. 1991;70(7):1074-81.

96. Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M. Wear and hardness of different core build-up materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;91(1):71-9.
97. Schmidlin PR, Pasqualetti T, Imfeld T, Besek M. [An in vitro model for the simulation of approximal wear]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2003;113(4):427-38.
98. Schwartz JI, Söderholm KJ. Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites. *Acta Odontol Scand.* 2004;62(2):102-6.
99. Shabanian M, Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):650-6.
100. Shah MB, Ferracane JL, Kruzic JJ. Mechanistic aspects of fatigue crack growth behavior in resin based dental restorative composites. *Dent Mater.* 2009;25(7):909-16.
101. Shirai K, Yoshida Y, Nakayama Y, Fujitani M, Shintani H, Wakasa K, et al. Assessment of decontamination methods as pretreatment of silanization of composite glass fillers. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(3):204-10.
102. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi E. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater.* 2011;27(6):598-607.
103. Suzuki T, Finger WJ. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater.* 1988;4(6):379-83.
104. Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, Kanehira M, Endo T, Utterodt A, et al. Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J.* 2009;28(6):708-16.
105. Takamizawa T, Barkmeier W, Tsujimoto A, Scheidel D, Erickson R, Latta M, et al. Mechanical Properties and Simulated Wear of Provisional Resin Materials. *Oper Dent.* 2015;40(6):603-13.
106. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD. Correlation of M-L, Leinfelder, and USPHS clinical evaluation techniques for wear. *Dent Mater.* 1990;6(3):151-3.
107. Thorat SB, Diaspro A, Salerno M. In vitro investigation of coupling-agent-free dental restorative composite based on nano-porous alumina fillers. *J Dent.* 2014;42(3):279-86.
108. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Hedin NE, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dent Mater.* 2008;24(2):235-43.
109. Torres-Gallegos I, G AM-C, Loyola-Rodriguez JP, Patino-Marin N, Encinas A, Ruiz F, et al. Effectiveness of bonding resin-based composite to healthy and fluorotic enamel using total-etch and two self-etch adhesive systems. *Dent Mater J.* 2012;31(6):1021-7.
110. Truong VT, Cock DJ, Padmanathan N. Fatigue Crack-Propagation in Posterior Dental Composites and Prediction of Clinical Wear. *Journal of Applied Biomaterials.* 1990;1(1):21-30.

111. Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods--a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;65(2):280-5.
112. Turssi CP, Faraoni-Romano JJ, de Menezes M, Serra MC. Comparative study of the wear behavior of composites for posterior restorations. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):143-7.
113. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials.* 2005;26(24):4932-7.
114. Ueta H, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Oouchi H, Sai K, Takamizawa T, et al. Influence of an oxygen-inhibited layer on enamel bonding of dental adhesive systems: surface free-energy perspectives. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(1):82-8.
115. Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials.* 1996;17(7):735-40.
116. Winkler MM, Lautenschlager EP, Boghosian A, Greener EH. Visual versus mechanical wear measurement of dental composite resin. *J Oral Rehabil.* 1996;23(7):494-500.
117. Xu HC, Tong W, Vingerling PA, Song SQ. A study of surfaces developed on composite resins in vivo during 4.5 years; observations by SEM. *J Oral Rehabil.* 1989;16(4):407-16.
118. Xu P, Xu HC, Wang T. [Rheological properties of photo-polymerized composite resin reinforced with retentive filler]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2003;38(6):461-3.
119. Yap AU, Teoh SH, Tan KB. Influence of water exposure on three-body wear of composite restoratives. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(5):547-53.
120. Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dent Mater.* 2004;20(3):277-85.

12 Anhang

Publikationsverzeichnis

Krämer N, Küssner P, Motmaen I, Köhl M, Wöstmann B, Frankenberger R. Marginal quality and wear of extended posterior resin composite restorations: Eight-year results in vivo. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;50:13-22



Medizinische Fakultät • Universitätsstraße 40 • D-91054 Erlangen

Herrn
Prof. Dr. A. Petschelt
Direktor der Poliklinik für
Zahnerhaltung und Parodontologie
Glückstr. 11

91054 Erlangen

Geschäftsstelle der Ethik-Kommission:
Dr. med. Sieglinde Wilkes
Tel. (09131) 85-26021 (8.30-11.30 Uhr)
Fax (09131) 85-22224
E-mail: ethik@zuv.uni-erlangen.de
Internet: <http://www.ethik.med.uni-erlangen.de>

Erlangen, 16. August 2002

✓ 30. 08. 02

Petschelt
→ Kopie an Notket

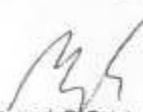
Antrag an die Ethik-Kommission/Bearbeitungs-Nr. 2740 (§ 20 Abs. 8 MPG)
Klinische Studie zur Bewertung von Voco Fil als adhäsives Seitenzahnfüllungsmaterial
Sponsor: VOCO GmbH, Cuxhaven
Prüfplan;
Patientenaufklärung und Einverständniserklärung in revidierter Fassung, eingegangen am 14. August 2002;
Merkblatt für den Hauszahnarzt; Merkblatt für den Patienten; Anamnesebogen 1 und 2; Behandlungsbogen;
Nachuntersuchungsbogen; Verlustbogen; Handbuch des klinischen Prüfers; Versicherungsbestätigung vom 13.05.2002;
Ihr Schreiben vom 8. August 2002

Sehr geehrter Herr Kollege Petschelt,

vielen Dank für Ihr oben bezeichnetes Schreiben.

Mit der ergänzten Patientenaufklärung und Einverständniserklärung wurden die Auflagen der Ethik-Kommission aus dem Schreiben vom 29. Juli 2002 berücksichtigt. Es bestehen somit keine ethischen und rechtlichen Bedenken mehr gegen die Durchführung des Forschungsvorhabens. Ich möchte Sie jedoch darauf aufmerksam machen, dass die datenschutzrechtliche Einwilligung gemäß § 20 MPG auch die Einwilligung des Patienten in die Einsichtnahme durch Beauftragte der zuständigen Behörde beinhaltet.

Mit freundlichen kollegialen Grüßen


(Prof. Dr. med. P. Betz)
Stellv. Vorsitzender der Ethik-Kommission



Medizinische Fakultät • Universitätsstraße 40 • D-91054 Erlangen

Herrn
Prof. Dr. A. Petschelt
Direktor der Poliklinik für
Zahnerhaltung und Parodontologie
Glückstr. 11

91054 Erlangen

Geschäftsstelle der Ethik-Kommission:
Dr. med. Sieglinde Wilkes
Tel. (09131) 85-26021 (8.30-11.30 Uhr)
Fax (09131) 85-22224
E-mail: ethik@zuv.uni-erlangen.de
Internet: <http://www.ethik.med.uni-erlangen.de>

Erlangen, 29. Juli 2002

Antrag an die Ethik-Kommission/Bearbeitungs-Nr. 2740 (§ 20 Abs. 8 MPG)
Klinische Studie zur Bewertung von Voco Fil als adhäsives Seitenzahnfüllungsmaterial
Sponsor: VOCO GmbH, Cuxhaven
Prüfplan
Patientenaufklärung und Einverständniserklärung
Merkblatt für den Hauszahnarzt
Merkblatt für den Patienten
Anamnesebogen 1 und 2; Behandlungsbogen; Nachuntersuchungsbogen; Verlustbogen
Handbuch des klinischen Prüfers
Versicherungsbestätigung vom 13.05.2002
(Eingang der vollständigen Unterlagen am 09.07.2002)

Sehr geehrter Herr Kollege Petschelt,

die Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät hat über Ihren Antrag zur Beurteilung der oben bezeichneten Studie in ihrer Sitzung vom 25.07.2002 in berufsethischer und berufsrechtlicher Hinsicht beraten.

Der Antrag wurde mit folgenden Auflagen zustimmend bewertet:

1. Das Merkblatt für die Patienten sollte übersichtlicher strukturiert sein (z.B. durch Zwischenüberschriften).
2. Im Abschnitt „Risiken des Eingriffs“ sollte umfassend über Risiken und Nebenwirkungen informiert werden (auch über die Tragweite der Komplikationen – sind beispielsweise auch schwerere Grade einer allergischen Reaktion bis hin zum anaphylaktischen Schock möglich?).
3. In der Patientenaufklärung sollte ein Hinweis auf das Einhalten datenschutzrechtlicher Bestimmungen ergänzt werden.

Auch bei einer positiven Beurteilung des Vorhabens durch die Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg verbleibt die ärztliche und juristische Verantwortung für die Durchführung des Projekts uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern/innen.

Sollten sich zu diesem Projekt ethisch relevante Nachträge ergeben, bitte ich Sie, diese der Ethik-Kommission zusammen mit einer Bewertung der Nutzen-Risiko-Relation seitens der Leiter der klinischen Prüfung bekanntzugeben. Korrekturen/Ergänzungen in den überarbeiteten Versionen sind jeweils deutlich zu kennzeichnen. Die Ethik-Kommission erbittet einen Kurzbericht nach Abschluss der Studie sowie im Falle einer Publikation einen Sonderdruck. Unabhängig von der Beurteilung des o. g. Projekts möchte die Ethik-Kommission darauf hinweisen, dass sie jede unangemessene Einschränkung des Publikationsrechts durch den Sponsor für bedenklich hält.

Mit freundlichen kollegialen Grüßen

(Prof. Dr. med. P. Betz)
Stellv. Vorsitzender der Ethik-Kommission

Anlage: Teilnehmerliste

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinem Betreuer Prof. Dr. Dr. Norbert Krämer für die Bereitstellung sowie der Möglichkeit zur Durchführung dieses Themas danken. Seine stets verständnisvolle Art und Weise erleichterte mir das Erstellen dieser Arbeit enorm.

Zusätzlich danke ich Frau Ingrid Heidmann und Herrn Michael Köhl für die allseits vorhandene Unterstützung bei dem Erstellen der Rasterelektronenmikroskop-Bilder und Profilometrie-Messungen.

Außerdem möchte ich mich bei Frau Dr. Susanne Lücker für die ständige Hilfe bei Fragen im Rahmen dieser Arbeit bedanken.

Erklärung zur Dissertation

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

Ort, Datum

Unterschrift