

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Die In-vitro-Verschleißprüfung dentaler Befestigungskomposite im  
Zahnputzsimulator – eine Methodenanalyse**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Kim Martin  
aus  
Heidelberg  
2022

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter	Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann
Mitberichterstatter	Prof. Dr. Bogna Stawarczyk
Dekan	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung	21.02.2022

# Inhaltsverzeichnis

	<b>Seite</b>
Inhaltsverzeichnis . . . . .	ii
Abbildungsverzeichnis . . . . .	v
Tabellenverzeichnis . . . . .	ix
1 Einleitung . . . . .	1
2 Literatur . . . . .	3
2.1 Tribologische Grundlagen . . . . .	3
2.1.1 Einführung . . . . .	3
2.1.2 Verschleißmechanismen . . . . .	5
2.2 Verschleißmechanismen in der Mundhöhle . . . . .	7
2.2.1 Zahnmedizinische Verschleißbegriffe . . . . .	7
2.2.2 Zwei-Körper-Verschleiß . . . . .	9
2.2.3 Drei-Körper-Verschleiß . . . . .	9
2.3 Verschleiß von Kompositen . . . . .	10
2.3.1 Einführung . . . . .	10
2.3.2 Verschleißmechanismen . . . . .	11
2.3.3 Einfluss der Füllkörper . . . . .	12
2.3.4 Verschleiß von Befestigungskompositen . . . . .	14
2.4 Methoden von In-vitro-Tests . . . . .	16
2.4.1 Einführung . . . . .	16
2.4.2 Ziele und Herangehensweisen . . . . .	17
2.4.3 Grundsätze einer In-vitro-Verschleißmaschine . . . . .	20
2.4.4 Validierung und Standardisierung . . . . .	21
2.4.5 Zahnputzsimulator . . . . .	22
2.4.6 Wasseraufnahme und deren Einfluss auf In-vitro-Tests . . . . .	32
2.5 Verschleißquantifizierung . . . . .	33
2.5.1 Einführung . . . . .	33
2.5.2 Methoden . . . . .	33
2.5.3 Unterschied zwischen Genauigkeit und Präzision . . . . .	37
2.5.4 Verschleißwerte . . . . .	39

3	Zielsetzung . . . . .	41
4	Material und Methoden . . . . .	42
	4.1 Versuch in Tokyo . . . . .	42
	4.1.1 Simulatorenbau . . . . .	42
	4.1.2 Herstellung der Prüfkörper . . . . .	43
	4.1.3 Versuchsdurchführung . . . . .	44
	4.1.4 Verschleißquantifizierung . . . . .	45
	4.2 Versuch in München . . . . .	49
	4.2.1 Simulatorenbau . . . . .	49
	4.2.2 Herstellung der Prüfkörper . . . . .	50
	4.2.3 Versuchsdurchführung . . . . .	52
	4.2.4 Verschleißquantifizierung . . . . .	54
	4.3 REM-Bilder . . . . .	57
	4.4 „Trial and Enhance“ (Ausprobieren und verbessern)	
	– Optimierung der Methode . . . . .	58
	4.4.1 Prüfkörperherstellung . . . . .	58
	4.4.2 Referenzfläche . . . . .	61
	4.4.3 Politur . . . . .	62
	4.4.4 Abrasivpartikel . . . . .	62
	4.4.5 Bürstgeschwindigkeit . . . . .	67
	4.4.6 Verschleißquantifizierung . . . . .	67
	4.4.7 Wasseraufnahmetest . . . . .	70
	4.4.8 Oberflächenglanz . . . . .	71
5	Ergebnisse . . . . .	72
	5.1 Statistik zum Versuch aus Tokyo . . . . .	72
	5.1.1 Deskriptive Statistik . . . . .	72
	5.2 Statistik zum Versuch aus München . . . . .	75
	5.2.1 Deskriptive Statistik . . . . .	75
	5.2.2 Verschleißrate und Linearität . . . . .	79
	5.2.3 Schließende Statistik . . . . .	80
	5.3 REM-Bilder Tokyo . . . . .	81
	5.4 REM-Bilder München . . . . .	83
6	Diskussion . . . . .	85
	6.1 Ergebnisse der Verschleißprüfung . . . . .	85
	6.2 Interpretation der REM-Bilder . . . . .	88
	6.3 Analyse der Zahnputzsimulatoren . . . . .	90
	6.4 Bedeutung des Abrasivs . . . . .	93

6.5	Untersuchung der Quantifizierungsmethoden . . . . .	95
6.5.1	Konfokales Laser-Scanning-Mikroskop . . . . .	95
6.5.2	Laser-Scanner . . . . .	98
6.5.3	Alternative Methoden . . . . .	98
6.6	Überlegungen zum Versuchsdesign . . . . .	99
6.7	Ausblick . . . . .	102
7	Schlussfolgerung . . . . .	103
Zusammenfassung . . . . .		viii
Literaturverzeichnis . . . . .		x
Anhang . . . . .		xxii
Danksagung . . . . .		xxxix
Eidesstattliche Erklärung . . . . .		xl

## Abbildungsverzeichnis

4.1	Zahnbürstsimulator K236, Tokyo Giken . . . . .	42
4.2	Position des Bürstenkopfes auf der metallischen Unterlage . . . . .	43
4.3	Polymerisationslampe härtet eine Probe aus Befestigungskomposit . . . . .	43
4.4	Probe aus RelyX Ultimate . . . . .	43
4.5	Konfokales 3D-Laserscanning-Mikroskop, VK-X150, Keyence . . . . .	45
4.6	2D-Höhendarstellung des konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskops . . . . .	46
4.7	3D-Höhendarstellung des konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskops . . . . .	47
4.8	Laser-Scan des konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskops . . . . .	47
4.9	Zahnbürst-Prüfmaschine-linear LR 1 mit fertig installierten Proben und Zahnbürsten . . . . .	49
4.10	Positionierung des Bürstenkopfes auf dem Prüfkörper . . . . .	50
4.11	Probenherstellung mit Variolink Esthetic und Bluephase Style zur Polyme- risation . . . . .	52
4.12	3D-Surface Scan KF-30 mit vier zu scannenden Prüfkörpern . . . . .	54
4.13	Oberfläche des Prüfkörpers, links ohne und rechts mit Entspiegelungsspray . . . . .	55
4.14	Messpunkt (schwarzer Kreis) des 3D-Scanners auf der Materialoberfläche beim Erfassen der Oberfläche . . . . .	56
4.15	Höhenprofil der Abrasionsspur einer Probe, quer zur Bürstrichtung mit dem 3D-Scanner gemessen . . . . .	56
4.16	Darstellung der gescannten Probenoberfläche und Abrasionsspur in Match3D. . . . .	57
4.17	Berechnete Verschleißspur (rot) unter der interpolierten Ebene in Match3D. . . . .	57
4.18	REM-Aufnahme in 2500-facher Vergrößerung der polierten PLA-Oberfläche . . . . .	60
4.19	REM-Aufnahme in 2500-facher Vergrößerung der abradierten PLA- Oberfläche . . . . .	61
4.20	REM-Aufnahme von sedimentierten Zahnpastabestandteilen in 7000-facher Vergrößerung . . . . .	64
4.21	REM-Aufnahme von Calciumhydrogenphosphat in 500-facher Vergrößerung . . . . .	65
4.22	REM-Aufnahme von Calciumhydrogenphosphat in 2500-facher Vergrößerung . . . . .	65
4.23	2D-Höhenmessung drei verschiedener Probenoberflächen mit dem CLSM . . . . .	67

4.24	Berechnung der durchschnittlichen Höhe pro Fläche vor Zahnputzsimulation (schwarz: Befestigungskomposit; türkis: Referenzfläche; gelb: Fläche, die abradert werden soll) . . . . .	68
4.25	Berechnung der durchschnittlichen Höhe pro Fläche nach Zahnputzsimulation (schwarz: Befestigungskomposit; türkis: Referenzfläche; gelb: Fläche, die abradert wurde) . . . . .	69
5.1	Boxplots der Daten aus Tokyo . . . . .	73
5.2	Versuch Tokyo – Threshold einer Probenoberfläche in ImageJ . . . . .	74
5.3	Histogramm der Daten aus München . . . . .	76
5.4	Boxplots der Daten aus München . . . . .	77
6.1	3D-Darstellung der abraderten Probenoberfläche im CLSM. Roter Kreis: Tiefste Stelle bei 0,0 µm . . . . .	97
7.1	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 50-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche . . . . .	xxix
7.2	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche . . . . .	xxx
7.3	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 2500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche . . . . .	xxxii
7.4	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 5000-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche . . . . .	xxxiii
7.5	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 50-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche . . . . .	xxxiiii
7.6	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche . . . . .	xxxv

---

7.7	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 2500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche . . . . .	xxxv
7.8	REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 5000-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche . . . . .	xxxvi
7.9	Schema des Abrasionsschutzes durch die harte Hybridkeramik . . . . .	xxxvii
7.10	Schemata zum Abkleben der Referenzfläche. a: Abrasionsspur des Bürstenkopfes; b: Befestigungskomposit; c: Klebestreifen . . . . .	xxxvii
7.11	Überlagerung der Profile (A) und (B). (A): Profil vor Zahnputzsimulation; (B): Profil nach Zahnputzsimulation. Gelb: Verschleißfläche. . . . .	xxxvii
7.12	Schema der Oberflächenbeschichtung mit Antiglantz-Spray . . . . .	xxxviii

## Tabellenverzeichnis

2.1	Versuchsdesign von Zahnputzabrasionsstudien verschiedener Autoren (x = keine Angabe des Autors; ZP = Zahnpasta, CaCO <sub>3</sub> = Calciumcarbonat) . .	30
2.2	Übersicht verschiedener Quantifizierungsmethoden von Kompositverschleiß.	35
2.3	Ergebnisse verschiedener Zahnputzabrasionsstudien, die das gleiche Versuchskonzept aufweisen und ebenfalls die Tiefe der Verschleißspur (in µm) messen. . . . .	39
2.4	Ergebnisse verschiedener Zahnputzabrasionsstudien, die ein unterschiedliches Versuchskonzept aufweisen oder den Verschleiß mit anderen Methoden messen. . . . .	39
4.1	Eigenschaften des Versuchsmaterials RelyX Ultimate (dualhärtend; 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) (3M Deutschland, 2018; Frau Dr. Ratzner (Produktentwicklung 3M ESPE), persönliche Kommunikation). . . . .	44
4.2	Versuch in Tokyo – Charakterisierung der Versuchsgruppen A–D. . . . .	44
4.3	Eigenschaften des Versuchsmaterials Variolink Esthetic DC und Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent, 2011, 2016, 2018). . . . .	51
4.4	Versuch in München – Charakterisierung der Versuchsgruppen A–E. . . . .	53
4.5	Versuch in München – Systematik der Messungen und Ergebnisberechnung.	57
5.1	Versuch in Tokyo – Verschleißwerte (in µm), insgesamt für alle Proben und getrennt für die einzelnen Parameter „Zyklusanzahl“ und „Gewicht“. . . . .	72
5.2	Versuch in Tokyo – Verschleißwerte (in µm) mit unterschiedlichen Vorzeichen von drei Messungen der Proben 8 und 17 aus Versuchsgruppe A (Zyklusanzahl 25 000 und Gewicht 250 g) . . . . .	73
5.3	Versuch in München – Verschleißwerte (in µm), insgesamt für alle Proben und getrennt für die einzelnen Parameter „Zyklusanzahl“ und „Gewicht“. . . . .	75
5.4	Versuch in München – Verschleißwerte der Kontrollgruppe (in µm). . . . .	77
5.5	Versuch in München – Anordnung der Gruppen nach aufsteigenden Verschleißwerten. . . . .	78
5.6	Versuch in München – Durchschnittliche Messwerte (Abstand in µm zur interpolierten Ebene) je Gruppe nach entsprechender Zyklusanzahl. . . . .	79
5.7	Versuch in München – Geradengleichungen der einzelnen Gruppen. . . . .	79

7.1	Verschleißwerte des Versuchs in München. . . . .	xxii
7.2	Verschleißwerte des Versuchs in Tokyo. . . . .	xxiii

# 1 Einleitung

Keramikkonstruktionen aus Silikatkeramik, beispielsweise Inlays oder Teilkronen, müssen adhäsiv befestigt werden. Die hierfür verwendeten Befestigungskomposite sind niedrigviskös, um sicherzustellen, dass die Restauration beim Einsetzen ohne großen Widerstand in die Endposition gebracht werden kann. Die im Vergleich zu Füllungswerkstoffen geringere Viskosität kann zum einen durch Erwärmen hochvisköser Komposite erreicht werden, zum anderen werden durch die Hersteller niedrigvisköse Befestigungskomposite hergestellt, deren Füllkörpermenge und -system für die geringere Viskosität verantwortlich ist. Sollte die Viskosität über eine Reduktion des Füllkörpervolumens erreicht werden, müßte man mit einer höheren Verschleißneigung des Befestigungskomposits im Vergleich zu konventionellen Füllungswerkstoffen rechnen. Der Verschleiß kann durch Nahrungsbestandteile oder auch durch Mundhygienemittel verursacht werden. Im Falle horizontaler Klebefugen vor allem in bukkalen Zahnabschnitten, bei beispielsweise bei Teilkronen mit Überkuppelung der vestibulären Höcker oder bei Veneers, muß man mit Verschleiß durch Zähneputzen rechnen.

Der Verschleiß der Klebefuge exponiert größere Füllkörper, die über das Niveau der organischen Matrix hinausragen. Gleichzeitig wird das Niveau des Befestigungsmaterials reduziert, so dass ein taktil wahrnehmbarer Übergang zwischen Zahn und Befestigungskomposit zum einen, und Restaurationsmaterial und Befestigungskomposit zum anderen, wahrnehmbar wird. Sowohl die raue Oberfläche als auch die Reduktion unter das Niveau der umgebenden Werkstoffe haben zur Folge, dass sich Bakterien leichter anlagern können. Bakterien produzieren ihrerseits Säuren, sobald sie in Kontakt zu Kohlenhydraten kommen. Als Folge dieser Bakterienaktivität kann Sekundärkaries entstehen. Aber auch die Anlagerung von Farbstoffen ist möglich und wird als ästhetische Beeinträchtigung empfunden. In beiden Fällen kann es dazu kommen, dass eine Restauration erneuert werden muss, ohne dass der Restaurationswerkstoff selbst das Ende seiner klinischen Verweilzeit schon erreicht hat.

Für optimale Behandlungserfolge ist es Voraussetzung, dass das Verschleißverhalten der Komposite untersucht wird. Um den Abrasionswiderstand von Kompositen weiter zu verbessern oder deren klinische Leistung vorhersagen zu können, ist ein tieferes Verständnis der intraoralen Verschleißmechanismen erforderlich.

Untersuchungen zum dentalen Verschleiß gehen zurück auf das Werk von Miller (1907). Sie werden in vivo und in vitro durchgeführt. Die Nachteile und Schwierigkeiten von In-vivo-Studien veranlassten die Entwicklung von Laboruntersuchungsverfahren, die heute in einer Vielzahl zur Verfügung stehen. Eines der In-vitro-Verschleißprüfgeräte ist der

Zahnputzsimulator.

Die Beurteilung der unterschiedlichen Ergebnisse stellt bei genauer Betrachtung ein Problem dar. Es gibt zur Verschleißprüfung zwar ISO Normen (Internationale Organisation für Normung, 2001, 2008), diese geben aber nur einen groben Rahmen vor. Geeignete Verschleißgeräte kann man nicht weltweit standardisiert kommerziell erwerben, so dass jedes Labor, das solche Untersuchungen durchführen möchte, eine eigene Simulationsumgebung etabliert. Verschleiß ist aber eine Systemeigenschaft und keine Materialeigenschaft. Das bedeutet, dass nicht nur die Simulationsbedingungen, sondern auch die Mechanik des Simulators, die Charge des Abrasivs oder sogar die Verarbeitung von Verschleißmedien Einfluß auf das Ergebnis haben. Aus diesem Grund ist erstens wenig über die genauen Verschleißmechanismen bekannt und kann zweitens eine Simulationsumgebung das In-vivo-Verschleißverhalten nicht zuverlässig vorhersagen.

Zusätzlich gibt es eine große Bandbreite an Quantifizierungsmethoden, um das Ergebnis der Verschleißprüfung zu erfassen. Unterschiedliche Technologien und verschiedenen Messgrößen erschweren es, Verschleißwerte einzuordnen.

In einem Labor in München und in Tokyo werden jeweils ein Verschleißtest mit einem Zahnputzsimulator durchgeführt. Beide Tests sollen unter möglichst identischen Versuchsbedingungen durchgeführt werden. Ziel ist es, eine Analyse des Verschleißverhaltens zu ermöglichen, und Schlüsse über die Vergleichbarkeit und Anwendung der Methode zu ziehen.

## 2 Literatur

### 2.1 Tribologische Grundlagen

#### 2.1.1 Einführung

Tribologie ist eine interdisziplinäre Ingenieurwissenschaft, die sich mit Wirkflächen in Relativbewegung befasst.

Ihr Ziel ist die Verbesserung technischer Systeme in Hinblick auf Reibungs- und Verschleißprobleme, da bei Bewegungsvorgängen Energie- und Stoffverluste auftreten. Dabei wirken Mathematik, Chemie, Physik, Werkstoffwissenschaften und verschiedene Ingenieurzweige zusammen. Dieser fächerübergreifende Ansatz ist nötig, da Reibung, Schmierung und Verschleiß komplexe Vorgänge sind, die aus einem Zusammenspiel verschiedener Prozesse entstehen.

Um die verschiedenen Fachbereiche zu vereinen, wurde 1966 der Begriff „Tribologie“ eingeführt. Er stammt von dem griechischen Wort „tribos“ für Reibung und heißt wörtlich „Reibungslehre“. Da es ein eigenes Gebiet ist, sind eine einheitlich festgelegte Terminologie und Methodik erforderlich – es gibt ein Glossar mit mehr als 600 Definitionen (Bowden & Tabor, 1973; Czichos & Habig, 2015; Friedrich, 1986; Zum Gahr, 1987).

Die Definitionen der drei wichtigsten tribologischen Begriffe lauten (Friedrich, 1986):

Reibung: Die Widerstandskraft, die tangential zur gemeinsamen Grenze zwischen zwei Körpern verläuft, wenn sich unter der Einwirkung einer äußeren Kraft ein Körper relativ zur Oberfläche des anderen bewegt oder zu bewegen neigt.

Verschleiß: Der fortschreitende Substanzverlust von der Funktionsfläche eines Körpers entstehend aus einer Relativbewegung an der Oberfläche.

Schmierung: Verringerung des Reibungswiderstands und des Verschleißes oder anderer Formen der Oberflächenverschlechterung zwischen zwei tragenden Oberflächen infolge des Aufbringens eines Schmiermittels.

Es handelt sich bei Verschleiß und Reibung nicht um Eigenschaften eines Materials wie z. B. Härte oder Elastizitätsmodul, sondern um Systemeigenschaften. Sie sind nicht-lineare, dynamisch-stochastische Abläufe und das Ergebnis von zeitlich und räumlich verteilten Mikrokontakten, die zu Verlusten an den geometrischen Wirkflächen führen. Sie können je nach tribologischem System und dessen multiplen Parametern und Wirkgrößen verschieden sein (Czichos & Habig, 2015).

Unter tribologischer Beanspruchung wird die Oberfläche eines Festkörpers auf Grund der Kontakt- und Relativbewegung eines Gegenkörpers abgenutzt. Dabei kommt es zum

Auftreten von Verschleißpartikeln.

Dieser Vorgang ist von zweideutiger Natur: Er kann einerseits zu Überbeanspruchung des Materials in unmittelbarer Nähe der Oberfläche führen, die zu Beschädigungen und Maßänderungen führt, und somit wertmindernd wirkt und die betriebliche Effizienz reduziert. Er ist aber auch Voraussetzung dafür, dass Energie- und Materialgrößen über aktive Oberflächen technisch nutzbar umgewandelt werden können (Czichos & Habig, 2015; Deutsches Institut für Normierung e.V., 1979; Zum Gahr, 1987).

Ein tribologisches System setzt sich aus den folgenden Komponenten zusammen (Deutsches Institut für Normierung e.V., 1979):

- einem Wirkflächenpaar aus Grund- und Gegenkörper,
- einem Zwischenstoff (z. B. einem Schmiermittel),
- dem Umgebungsmedium (z. B. Luft).

Die Struktur des Tribosystems setzt sich aus diesen Elementen, deren Eigenschaften und Wechselwirkungen (z. B. Verschleißmechanismen) zusammen. Die von außen auf das tribologische System einwirkenden Einflussfaktoren bilden das Beanspruchungskollektiv. Dieses beinhaltet die makroskopische Bewegungsform zwischen zwei festen Körpern (Gleiten, Rollen, Stoßen, Strömen), den zeitlichen Ablauf (kontinuierlich, intermittierend oder oszillierend) und die physikalisch-technischen Parameter (Beanspruchungsdauer, Temperatur, Geschwindigkeit und Normalkraft).

Das Beanspruchungskollektiv wirkt auf die Struktur des Tribosystems ein und führt zu Verschleiß, der mit Verschleißkenngrößen beschrieben wird (Deutsches Institut für Normierung e.V., 1979). Darunter werden die Verschleißerscheinungsform (Oberflächenveränderung) und die Verschleiß-Messgröße (Materialverlust/Verschleißwerte) verstanden (Uetz & Wiedemeyer, 1985).

Diese können nicht theoretisch berechnet werden, sondern müssen experimentell bestimmt werden, da es sich bei Verschleiß um einen komplexen Vorgang handelt, auf den zahlreiche Parameter wirken (Czichos & Habig, 2015).

In zwei verschiedenen Tribosystemen mit unterschiedlichen tribologischen Parametern variiert der gemessene Verschleiß und die Rangfolge zwischen den getesteten Materialien ändert sich (Zum Gahr, 1987).

### 2.1.2 Verschleißmechanismen

Verschleißmechanismen führen zu Form- und Stoffänderungen in einem tribologischen System und zu einer Materialdissipation, die sich durch Entstehung und Verlust von Verschleißpartikeln äußert. Die Mechanismen können einzeln, hintereinander oder gleichzeitig auftreten.

Beobachtungen zeigen, dass es sich dabei um äußerst schwierig zu analysierende Prozesse handelt – chemischen Reaktionsprozessen ähnlich – da sie dynamisch stattfinden und es schwer ist, sie sich nach Ablauf zu erschließen. Zudem ist es möglich, dass die Variablen eng gekoppelt sind (Uetz & Wiedemeyer, 1985).

Im Folgenden wird die Klassifizierung von Verschleißmechanismen nach DIN 50320 dargestellt (Deutsches Institut für Normierung e.V., 1979).

#### **Adhäsion**

Diese Art von Verschleiß wird beobachtet, wenn zwei Oberflächen unter Last in Kontakt gebracht werden, was zum Auftreten von molekularen Wechselwirkungen und chemischen Bindungen führt.

Bei relativer Bewegung zwischen den Oberflächen werden die atomaren Bindungen geschert und es kommt um den Kontaktbereich zu einem Anstieg innerer Spannungen. Diese steigen an, bis die innere Scherfestigkeit einer der Werkstoffe oder die Scherfestigkeit der adhäsiven Bindung überschritten ist. Im ersteren Fall überträgt der Partner mit niedrigeren Kohäsionskräften auf den anderen Partner Material (Turssi et al., 2003; Uetz & Wiedemeyer, 1985; Zum Gahr, 1987).

#### **Abrasion**

Abrasiver Verschleiß ist definiert als fortschreitender Materialverlust infolge des Eindringens harter Unebenheiten in eine weichere Oberfläche. Er tritt vor allem dann auf, wenn der Gegenkörper deutlich rauer und härter ist als der Grundkörper oder wenn in einen Werkstoff harte Partikel eingedrückt werden.

Zweikörper-Verschleiß entsteht aus dem Vorhandensein harter Vorsprünge, die integraler Bestandteil einer oder beider der relativ beweglichen Oberflächen sind.

Im Dreikörper-Verschleiß rollen und gleiten harte Partikel zwischen zwei festen Oberflächen. Die Verschleißmechanismen des Dreikörper-Verschleißes sind nicht vollständig bekannt, aber Abrieb und Ermüdungverschleiß scheinen eine Schlüsselrolle zu spielen.

Die Drei-Körper-Abrasion ist um ein bis zwei Faktoren kleiner als die Zwei-Körper-Abrasion, da aufgrund der verschiedenen Angriffswinkel ausschließlich ein kleiner Teil

der Abrasivpartikel einen Verschleiß verursachen. Partikel, die frei rollen oder gleiten, erzeugen kaum Abrasion.

Für den Abrasionswiderstand spielt die „Verschleiß-Tieflage-Hochlage-Charakteristik“ eine Rolle. Diese besagt, dass das tribologisch beanspruchte Material härter als der angreifende Abrasivstoff sein muss, um in der Verschleiß-Tieflage (das heißt nur geringer Verschleiß entsteht) zu bleiben, idealerweise um den Faktor 1,3.

Dies lässt sich in der Praxis unter anderem dadurch umsetzen, dass harte Phasen (z. B. Feldspat und Quarz) in eine zähe Matrix eingebettet werden.

Der Materialverlust aufgrund abrasiver Partikel erfolgt anhand von vier verschiedenen Detailmechanismen: Mikropflügen, Mikroermüden, Mikrospanen und Mikrobrechen.

Zwei- und Dreikörper-Verschleißprüfungen sind zwei Hauptarten von Verschleißtests im Rahmen von Materialtestungen. Die Verschleißerscheinungsformen sind Kratzer, Riefen, Wellen und Mulden (Czichos & Habig, 2015; Kanik et al., 2017; Mair et al., 1996; Turssi et al., 2003; Zum Gahr, 1987).

Die Archard-Gleichung ist ein Verschleißgesetz, das nach einer „Running-In“-Periode eine lineare Beziehung zwischen Verschleiß (Q) und lokalem Druck (W) sowie zurückgelegter Strecke (L) herstellt (Archard, 1953; Archard & Hirst, 1956; Popov et al., 2019):

$$Q = \frac{KWL}{H}$$

(K= dimensionslose Konstante; H=Härte der weichsten Kontaktfläche)

### **Oberflächenzerrüttung**

Ein wiederholtes Gleiten von harten Unebenheiten über eine feste Oberfläche kann zu Mikrorissen und Rissausbreitung an oder unter der beanspruchten Oberfläche führen. Ursache ist eine intermittierende Belastung, die zu ständigem Wechsel von Zug- und Druckspannung führt.

Ein kleiner Bereich des Oberflächenmaterials wird von einem Netzwerk aus miteinander verbundenen Rissen umgeben, so dass es zu Grübchenbildung oder Abplatzungen an der Oberfläche kommen kann (Czichos & Habig, 2015; Turssi et al., 2003; Zum Gahr, 1987).

### **Tribochemische Reaktion**

Tribochemische Reaktionen sind chemischen Reaktionen zwischen dem Verschleißpaar und dem Umgebungsmedium oder dem Zwischenstoff (flüssig oder gasförmig). Sie werden infolge tribologischer Beanspruchung verursacht oder verstärkt. Bei einer Relativbewegung entstehen immer wieder neue Reaktionsprodukte, die abgerieben werden.

Oberflächenareale, die an Mikrokontakte angrenzen, weisen eine erhöhte chemische Reaktionsbereitschaft auf, da sie reibungsbedingt thermisch und mechanisch aktiviert sind. Somit laufen dort bevorzugt chemische Reaktionen ab (Czichos & Habig, 2015; Turssi et al., 2003; Zum Gahr, 1987).

## **2.2 Verschleißmechanismen in der Mundhöhle**

### **2.2.1 Zahnmedizinische Verschleißbegriffe**

Die geschilderten tribologischen Prinzipien und Systeme können auf die Umgebung der Mundhöhle übertragen werden. Dort kommt es aufgrund von Kontakt harter Oberflächen ebenfalls zu einer tribologischen Beanspruchung. Verschleiß führt zu funktionellen und ästhetischen Problemen (Turssi et al., 2003).

Davon können die natürliche Zahnhartsubstanz und die dentalen Restaurationsmaterialien betroffen sein. Nach Ursache und Form lassen sich die folgenden unterschiedlichen Arten des Substanzverlustes von Zähnen differenzieren (Hellwig et al., 2013; Hickel, 1989; Kunzelmann, 1996):

#### **Abrasion**

Bei Abrasion handelt es sich um Abrieb der Zahnhartsubstanz durch Partikel aus der Umwelt (z. B. Staub aufgrund von beruflicher Exposition, Mundhygiene, Habits).

#### **Demastikation**

Die Zerkleinerung abrasiver Nahrungsbestandteile führt zu Abrieb der Zahnhartsubstanz. Dies geschieht infolge von direktem Zahnkontakt (Zwei-Körper-Abrasion) oder indirekt mittels abrasiver Partikel (Drei-Körper-Abrasion).

#### **Attrition**

Attrition entsteht durch Kontakt von Zahnhartsubstanzen.

- Physiologischer Zahnhartsubstanzverlust okklusal und interproximal, der durch direkten Zahnkontakt beim Sprechen, Kauen, Schlucken verursacht wird. Er ist Ausdruck einer balancierten Okklusion und verursacht einen geringen Verlust der Zahnhartsubstanz.

- Unphysiologischer Zahnhartsubstanzverlust aufgrund von Parafunktionen (Knirschen und Pressen), Zahnstellungsanomalien oder neuromuskulären Störungen – es kommt zu ausgeprägten Abnutzungserscheinungen.

### **Erosion**

Chemische Auflösung der Zahnhartsubstanz aufgrund von Exposition mit Säure, die kein Abbauprodukt von Bakterien ist (häufiges Erbrechen z. B. aufgrund von Reflux oder Bulimie; Verzehr säurehaltiger Lebensmittel z. B. Kiwi, Zitrone, Softdrinks etc.). Der Prozess spielt sich großflächig auf der Zahnoberfläche ab, ohne Entstehung einer Kavität.

### **Stauchungsfraktur**

Kauen und Parafunktionen führen zu einer zyklischen Überbelastung der Zahnhartsubstanz, die in Kombination mit exzessiver/falscher Mundhygiene einen lokalisierten Substanzverlust am Zahnhals verursacht.

### **Abrosion**

Abrasive Suspensionen mit niedrigem pH-Wert verursachen einen iatrogenen, beabsichtigten Substanzverlust. Dadurch sollen Verfärbungen mechanisch entfernt oder durch eine Oxidationsreaktion chemisch gebleicht werden. Abrosion ist eine Zusammensetzung aus „Abrasion“ und „Erosion“.

Es ist oft schwierig, individuelle Fälle einer der beschriebenen Kategorien zuzuordnen, da es meistens zu einem Zusammenspiel mehrerer Prozesse kommt und die Grenzen verschwimmen. Erosion im Zusammenspiel mit Abrasion führt zu einer hohen Verschleißrate, da die Abrasivpartikel nach einem chemischen Angriff leichter Material aus der Zahnhartsubstanz entfernen können und die darunterliegende Schicht direkt wieder dem nächsten Säure-Angriff ausgesetzt ist (Lambrechts et al., 2006).

Diese gelösten mineralisierten Partikel wirken wiederum als Abrasivteilchen und verstärken die Abrasion (Rodriguez & Bartlett, 2010).

Die Begriffe beschreiben zudem eher die klinische Manifestation als die ihnen zugrundeliegenden Mechanismen. Es sollte daher stärker auf die Ätiologie als auf die Nomenklatur geachtet werden, da Ort, Zeit und Mechanismus unterschiedlich auf die Entstehung einwirken. Wichtig ist der Zeitraum, in dem die Oberflächen in Bewegung sind (Mair et al., 1996; Yap et al., 2002).

Adhäsion spielt in der Mundhöhle eine untergeordnete Rolle, da Speichel als Gleitmittel

fungiert und Friktion reduziert. Wenn Adhäsion auftritt, wird vermutet, dass dies an Kontaktpunkten geschieht oder an Höckerspitzen, die gegen Zahnschmelz gepresst werden (Turssi et al., 2003).

Höhere Verschleißraten sind nachzuweisen an Kontaktbereichen, an Zähnen, die höhere Kaukräfte aufnehmen können und bei Patienten, die große Kaukräfte aufbringen (Sarrett et al., 1991). Grundsätzlich werden an einem Zahn zwei Bereiche unterschieden, in denen Verschleiß stattfindet (Lambrechts et al., 1987):

- der CFA – „Contact-Free-Area“: Bereich ohne Okklusionskontakt, dort findet Abrasion statt.
- der OCA – „Occlusal-Contact-Area“: Bereich mit Kontakt zum Antagonisten, dort findet hauptsächlich Attrition statt.

### **2.2.2 Zwei-Körper-Verschleiß**

Unter Zwei-Körper-Verschleiß wird in der Zahnmedizin Attrition, der Zahnhartsubstanzverlust aufgrund von direktem Schmelzkontakt in dem OCA verstanden. Es können dabei hohe intermaxilläre Kräfte entstehen, was dazu führt, dass der Materialverlust (entgegen gängiger tribologischer Auffassung) drei- bis fünfmal größer ist als bei Drei-Körper-Verschleiß.

Der Verschleiß von Schmelz an Okklusionskontakten beträgt bei Molaren 41 µm pro Jahr. Ihr Erkennungsmerkmal sind übereinstimmende Gegenflächen (Lambrechts et al., 2006).

### **2.2.3 Drei-Körper-Verschleiß**

Bei dem Drei-Körper-Verschleiß in der Mundhöhle handelt es sich um Abrasion, den Verschleiß mittels abrasiver Partikel. Der Zahnhartsubstanzverlust findet auf der gesamten Oberfläche statt, an CFA und OCA.

Bei Demastikation werden bevorzugt die Führungspfade abradiert, auf denen die Nahrung zerkleinert wird. Diese befinden sich oft auf palatinalen oder bukkalen Höckerarealen, da dort die meisten Kräfte des Nahrungsbolus aufgenommen werden (Lambrechts et al., 2006; Mair et al., 1996). Je härter die Abrasivpartikel sind, desto höher ist die Abrasionsrate (Friedrich, 1986).

## 2.3 Verschleiß von Kompositen

### 2.3.1 Einführung

Die zufriedenstellende klinische Bewährung eines Restaurationmaterials hängt unter anderem von dessen Widerstandsfähigkeit in der oralen Umgebung ab (Heath & Wilson, 1976).

Die an den Verschleißmechanismen von Kompositen beteiligten Prozesse sind komplex und bisher nicht gut verstanden. Verschiedenartige Belastungen und Bewegungen und die unwirtlichen biologischen, thermischen und chemischen Komponenten machen die intraorale Tribologie der Komposite hoch kompliziert. In der Mundhöhle macht sich Materialverlust z. B. anhand eines Verlustes der anatomischen Form bemerkbar (Garcia et al., 2004; Turssi et al., 2003; Zum Gahr, 1987).

Idealerweise sollte eine Kompositmaterial den gleichen Abrasionswiderstand aufweisen wie Zahnschmelz. Komposite verschleifen jedoch zwei- bis viermal schneller. Vor allem ungefüllte Komposite unterliegen hohen Abrasionsraten, die zwanzig- bis sechzigmal höher sind, als die Abrasion von Zahnschmelz (Condon & Ferracane, 1997a; Heath & Wilson, 1976).

2001 wurden die Richtlinien der ADA (American Dental Association) dahingehend geändert, dass Komposite für den Seitenzahnbereich bei einer 18-monatigen Beurteilung zwischen dem 6. und 18. Monat nicht mehr als 50 µm durchschnittlichen maximalen Verschleiß aufweisen dürfen (ADA, 2001). Diese hohe Verschleißrate für eine Ein-Jahres-Periode stellt für fast alle kommerziellen Komposite ein problemlos zu erreichendes Ziel dar (Ferracane, 2006).

Die Lebensdauer einer Kompositrestauration wird von Okklusion, Restauraionsgröße und Lage in der Mundhöhle beeinflusst. Diese Faktoren führen zu großen Variationen bei den klinischen Angaben zur Langlebigkeit (Bayne et al., 1987; Bayne et al., 1992; DeLong et al., 2012): Komposite verschleifen im Molarenbereich schneller als an Prämolaren (Bayne et al., 1987; Lutz et al., 1984; Sturdevant et al., 1986; Sturdevant et al., 1988).

Mit zunehmender Restauraionsgröße nimmt der Kompositverschleiß zu. Breite Restauraionen unterliegen stärkerem Verschleiß als schmale, da die angrenzenden Schmelz- und Restauraionsstrukturen bei enger Kavitäten für Schutz sorgen (Bayne et al., 1987; Bayne et al., 1992; Lutz et al., 1984). Es kommt hinzu, dass eine Restauration unterschiedliche Verschleißmechanismen erfährt (siehe oben) (DeLong et al., 2012).

Weitere Einflussfaktoren des Verschleißes sind angewandte Kraft, Material des Antagonisten, Art des Abrasivmediums, Kontaktart und -dauer, Typ, Härte und Größe der Füller, Füllergehalt, Hydrophilie des Silans, Porositätsgrad, Art der Matrix, Durchhärungsgrad,

Enzymaktivität in der Mundhöhle und hydrodynamische Wassersättigung seitens des Speichels (Belli et al., 2009; Garcia et al., 2004; Zum Gahr, 1987).

Die komplexe Kompositzusammensetzung scheint einen großen Einfluss zu haben, da verschiedene Komposite in Versuchen unterschiedliches Verschleißverhalten aufweisen (Ferracane, 2006; Garcia et al., 2004).

Anfänglich gibt es bei Kompositen eine „Running-In“-Periode, die von einer erhöhten Verschleißrate geprägt ist, da sich hohe Stellen frühzeitig abnutzen (DeLong et al., 2012). Danach nehmen die Abrasionsraten von Kompositen mit der Zeit ab (Harrington et al., 1982; Leinfelder et al., 1986; Roberson et al., 1988; Sturdevant et al., 1988).

### 2.3.2 Verschleißmechanismen

Tribologische Prinzipien und einige Arten des Substanzverlustes lassen sich bei Kompositen finden. Der Verschleiß dentaler Komposite wird hauptsächlich von Abrasion und Ermüdung ausgelöst. Es resultiert eine aufgeraute und zerkratzte Oberfläche (Condon & Ferracane, 1997a). Grundsätzlich lässt sich feststellen, dass die Abrasionsrate umso höher ist, je mehr Belastung ein Komposit ausgesetzt ist (Friedrich, 1986).

Weitere Mechanismen, wie Adhäsion, spielen ebenfalls eine Rolle. Bei einem Zwei-Körper-Test ist der Nachweis dafür eine übertragene Materialschicht oder Schmierschicht auf der Schmelz-Gegenfläche (Condon & Ferracane, 1997a). Wie zuvor erwähnt, geschieht dies laut Turssi et al. (2003) insbesondere an Kontaktpunkten.

Tribochemische Reaktionen finden nicht statt, da die Materialien dauerhaft den Bedingungen der Mundhöhle ausgesetzt sind. Chemikalien und Säuren aus Essen/ Trinken und Mikroorganismen und Enzyme des Speichels verändern stetig die Komposite. Dies führt nacheinander erst zu einer Aufweichung und Aufrauung der Kompositoberfläche und danach zu Verschleiß. Bei einer tribochemischen Reaktion müsste dies gleichzeitig und nur bei Kaukontakt geschehen.

Die Ermüdung (engl. „Fatigue“) wird ausgelöst durch, sich beim Kauvorgang wiederholender, Be- und Entlastung, die zur Entstehung von Mikrorissen und schlussendlich zum Materialversagen führt. Die Risse können durch die Füllerpartikel hindurch oder um diese herum entstehen (Jahanmir & Suh, 1977).

Dies entspricht wie zuvor erwähnt laut Czichos und Habig (2015) und Zum Gahr (1987) dem tribologischen Mechanismus der Oberflächenzerrüttung.

Die folgenden Begriffe für Ermüdung werden unterschieden:

- „Bulk-Fracture“ = große Füllungsanteile gehen plötzlich verloren,

- „Surface-Pitting“ = auf der Oberfläche der Füllung bilden sich Grübchen,
- „Chipping“ = am Füllungsrand splintern größere Anteile ab.

Unabhängig davon gibt es „Marginal Ditching“, den Verschleiß der Klebefuge bei Adhäsivinlays, der den von Schmelz oder Keramik übersteigt (Kunzelmann, 1996).

Wird eine Kompositoberfläche einem Drei-Körper-Verschleiß ausgesetzt, findet folgender Prozess statt:

Der Materialverlust beginnt damit, dass die Abrasivpartikel die Polymermatrix zwischen den Glasfüllern abreiben. Somit werden diese an der Oberfläche freigelegt und wirken abrasionshemmend, sind jedoch nicht in der Lage, die Matrix vor weiterem Verschleiß zu schützen. Die herausragenden Füller verlieren schnell ihre Haftung, wodurch sie sich leicht ablösen und herausbrechen (Meiners et al., 1974; Powers & Fan, 1980; Roulet, 1987; T. Suzuki et al., 2009).

Van Dijken und Ruyter (1987) untersuchen verschiedene Poliermethoden und entdecken zwei grundsätzliche Verschleißmuster:

Das erste nach Nutzung von Sof-Lex-Scheiben am Patienten bzw. Siliziumkarbid-Papier (SiC-Papier) der Körnung 4000 im Labor, die Matrix und Füller gleichmäßig glätten. Es resultieren eine glatte Oberfläche und niedrige Ra-Werte. Das andere Verschleißmuster entsteht nach Polieren mit Diamantpaste oder Putzen mit Zahnpasta. Hierbei wird hauptsächlich die Matrix abradiert, was zu einem Vorstehen der Füller führt.

### **2.3.3 Einfluss der Füllkörper**

Folgende Faktoren im Zusammenhang mit Füllern beeinflussen den Verschleiß von Kompositen (Souza et al., 2016; Zum Gahr, 1987):

- Eigenschaften des Füllkörper, der Matrix und der Grenzfläche,
- das Verhältnis von Rillentiefe zu Füllkörpergröße,
- die relative Härte der Füllkörper zu der des Abrasivs oder einer Gegenfläche,
- Gehalt, Form, Größe, Ausrichtung und Verteilung der Füllkörper,
- die relative Verschleißfestigkeit der Füllkörper zu der Matrix.

Generell lässt sich sagen, dass Füllstoffe widerstandsfähiger gegen Abrasion sind als die Polymermatrix (Condon & Ferracane, 1997a; Ehrnford, 1983; Souza et al., 2016).

Aus diesem Grund bewirken verstärkende Füller eine Reduktion der Abrasionsrate, da die mechanischen Eigenschaften der Matrix verbessert werden (Friedrich, 1986).

### **Füllstoffgröße**

Unterschiedliche Auffassungen werden in der Literatur darüber diskutiert, wie sehr die Füllstoffgröße das Verschleißverhalten beeinflusst.

Nach Condon und Ferracane (1997) wird die Verschleißfestigkeit vor allem mit Verwendung von Füllstoffen mit feiner Partikelgröße verbessert, um das Auftreten von Füllstoffablösungen beim Verschleiß zu reduzieren.

Diese Beobachtung stimmt mit einer von Jørgensen (1978, 1979, 1980, 1982) vorgeschlagenen und Bayne et al. (1992) unterstützten Theorie überein, der „Protection-Hypothesis“. Deren Basis ist die Vorstellung, dass Verschleiß hauptsächlich in CFA mittels feinen Abrasionspartikeln stattfindet und die Beobachtung, dass bei eng zusammenliegenden Füllern keine Abrasion auftritt. Jørgensen nimmt an, dass ein kleiner Zwischenpartikelabstand („Inter-Particle-Space“ = IPS) von weniger als  $0,10\ \mu\text{m}$  dazu führt, dass die Matrix von den umliegenden Füllern vor Verschleiß geschützt wird.

Je kleiner und homogener verteilt die Füller sind, desto enger liegen sie zusammen und reduzieren so die Fläche an exponierter Matrix und damit den Verschleiß (Condon & Ferracane, 1997a; Garcia et al., 2004; Jørgensen & Asmussen, 1978). Dies scheint eine auffallend gute Erklärung für den hohen Verschleißwiderstand von Mikrofüllerkompositen zu sein (Heymann, 1987; Heymann et al., 1986; Jørgensen & Asmussen, 1978).

Moderne Komposite beinhalten zunehmend kleinere Füllkörper, was zusammen mit zunehmenden Füllkörperanteilen zu immer kleineren IPS und somit erhöhter Abrasionsbeständigkeit führt (Bayne et al., 1992).

Friedrich (1986) und Mair et al. (1996) definieren das Verschleißverhalten der Füllkörper in Relation zur Größe der Abrasivpartikel: Die Füller werden vollständig aus der Matrix entfernt, wenn der Füllkörperdurchmesser kleiner als der des Abrasivs ist.

Ist der Durchmesser jedoch größer als der des Abrasivs, werden von den härteren Abrasivpartikeln kleine Teile der Füller zerstört, während der Rest auf der abgenutzten Oberfläche verbleibt. Somit können diese weiterhin zur Verschleißfestigkeit des Komposits beitragen.

### **Füllstoffvolumen**

Der Einfluss des Füllstoffvolumens auf die Verschleißfestigkeit zeigt einen linearen Zusammenhang. Je höher der Füllkörpergehalt, desto härter das Komposit und desto niedriger die Abrasionsrate (Condon & Ferracane, 1997b; Friedrich, 1986; Souza et al., 2016).

Dementsprechend wird eine Verringerung der Verschleißfestigkeit bei Kompositen mit

weniger als 48 Vol.-% Füllstoffen beobachtet (Condon & Ferracane, 1997b). Außerdem zeigt sich, dass weniger stark gefüllte Komposite trotzdem abrasionsresistent sind, wenn die Füller klein genug sind (Heymann, 1987; Heymann et al., 1986).

In diesem Kontext meinen Bayne et al. (1992), dass vereinzelt Mikrofüller nötig sind, um für Schutz zu sorgen. Zwischen 1.5-6 Vol.-% Fülleranteil ist der IPS 0,10 µm oder kleiner. Die Mikrofüller müssen jedoch gleichmäßig verteilt sein, da jede Art von Partikel-Agglomeration den Schutz verringert.

In den meisten Hybridkompositen, die Mikrofüller enthalten, sind die Partikel jedoch auf verschiedene Weise zusammengelagert, was die für ausreichend Schutz benötigte Zahl an Mikrofüllern stark erhöht. Ab 35-48 Vol.-% Füllstoffvolumen wird dann erst die ausschlaggebende Grenze von 0,10 µm erreicht bzw. unterschritten. Das Verteilungsmuster eines Füllstoffes ist demnach wichtiger als das Füllstoffvolumen (Bayne et al., 1992).

### 2.3.4 Verschleiß von Befestigungskompositen

Befestigungskomposite gehören zu den fließfähigen Kompositen, die eine geringere Füllkörpermenge (30–66 Vol.-%) besitzen, was eine niedrige Viskosität und somit eine bessere Fließfähigkeit bedingt. Die Folgen des reduzierten Füllkörperanteils sind erhöhter Verschleiß und verminderte mechanische Eigenschaften (Burke, 2005; Hill, 2007). Befestigungskomposite werden nach der Art, wie die Polymerisation initiiert wird, eingestuft in (Burke, 2005; Hill, 2007; Krämer et al., 2000):

- lighthärtende Befestigungskomposite, bei welchen eine Lichtbestrahlung die Polymerisation auslöst (z.B. Halogen-/LED-Lampen mit blauem Licht: 325-480 nm),
- chemisch härtende (auch autopolymerisierende/selbsthärtende) Befestigungskomposite, bei welchen das Zusammenführen von Basis- und Katalysatorpaste die Polymerisation startet (bei Mund- oder Raumtemperatur),
- dual-härtende Befestigungskomposite, die durch Licht und eine chemische Reaktion gleichzeitig polymerisieren.

Frankenberger et al. (2008) sehen einen Vorteil in der Nutzung dual-härtender Befestigungskomposite. Sie stellen fest, dass Inlays und Onlays, die mit dual-härtenden Befestigungskompositen eingesetzt werden, in 12 Jahren signifikant weniger katastrophale Frakturen aufweisen als lichtgehärtete Restaurationen.

Klassische Befestigungskomposite erfordern ein eigenes Adhäsivsystem (1-, 2-, oder 3-Stufen-Systeme), um den Verbund zur Zahnhartsubstanz herzustellen; bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen ist dies nicht nötig, da das Adhäsiv schon enthalten ist (Rickman

& Satterthwaite, 2010).

Verschleiß an einer Schnittstellenoberfläche stellt in Bezug auf die Verschleißmechanik eine besondere Situation dar. An einer Grenzfläche entstehen aufgrund von Elastizitätsmodulunterschieden ungleiche Eigenspannungen innerhalb der Struktur.

Entlang dieser Grenzfläche wird ein Scherspannungsfeld erzeugt, das zur Bildung von unterirdischen Mikrorissen führt und den Verschleiß erleichtern kann. Der Abrieb eines Materials lässt das angrenzende Material frei, wodurch dessen Abrasion beschleunigt werden kann (Braga et al., 2002).

Kontrollierte klinische Studien mit keramischen Inlays und Onlay-Restaurationen unter Verwendung von Befestigungskompositen zeigen signifikante Unterschiede in der marginalen Integrität zwischen dem Zeitpunkt des Einsetzens und der Fünf- oder Zwölf-Jahres-Rückrufbewertung. Dies ist zu berücksichtigen bei Inlay- und Onlay-Restaurationen von Seitenzähnen, bei denen der Zementrand an der Kaufläche freigelegt ist. In klinischen Situationen wird die okklusale Belastung auf die Kompositschicht, insbesondere auf den Füllstoff-Matrix-Übergang, bei funktionellen und bei parafunktionalen Aktivitäten übertragen. Spannungskonzentrationen an der Schnittstelle können zu einer Füllstoffablösung und Freilegung der Matrix führen, was zu Verschleiß führt. Daher bleiben die Verschleißigenschaften von Befestigungskompositen ein klinisches Problem, insbesondere bei keramischen Restaurationen in okklusalen Kontaktbereichen (Tsujiyama et al., 2018).

Krejci et al. (1994) stellen fest, dass Befestigungskomposite stärker abradieren als die Keramikinlays und der umgebende Schmelz, sodass um die Restaurationen ein flacher Graben entsteht.

Mit zunehmender Breite des Zementspalts steigt die Verschleißrate (Guzman et al., 1997; S. Suzuki & Minami, 2005).

Es ist schwierig, klinisch akzeptable Werte für Zementverschleiß festzulegen. Eine klinische Bewertung nach vier Jahren von Glaskeramik-Inlays ergibt, dass sich Restaurationen mit einem Zementverlust von 40 µm als zufriedenstellend erweisen (Braga et al., 2002).

Bislang wurden von den Zahnärzteverbänden keine Standards für die Zulassung von Dentalmaterialien in Bezug auf den Verschleiß von Befestigungskompositen formuliert (Belli et al., 2009).

Einen Versuch, „Marginal Ditching“ zu verringern, stellt die Verwendung von hochviskösen Kompositen zum Einsetzen keramischer Restaurationen dar (Krämer et al., 1995; Krämer et al., 1999; O’Neal et al., 1993). Dies ist mithilfe der USI-Technik („ultrasonic insertion“) umsetzbar, wobei hochvisköse Komposite durch Anwendung eines Ultraschallgerätes verflüssigt werden (Noack et al., 1991). Die Thixotropie der Komposite ermöglicht dies.

Eine andere Methode, die ebenfalls eine Verflüssigung bewirkt, ist die Erwärmung eines hochviskösen Komposites (Anton Y Otero et al., 2021; Magne et al., 2018). Die Hoffnung, dass auf diese Weise mittels Nutzung hochvisköser Komposite weniger Verschleiß an der Klebefuge stattfindet, erfüllt sich leider nicht (Krämer & Frankenberger, 2000; Krämer et al., 1999; Krämer & Frankenberger, 2005).

## 2.4 Methoden von In-vitro-Tests

### 2.4.1 Einführung

Die Entwicklung verbesserter Komposit-Materialien erfordert hochgenaue klinische und labortechnische Untersuchungen, um eine beschleunigte Beurteilung der klinischen Eigenschaften zu ermöglichen.

Eine wichtige klinische Eigenschaft ist der Verschleiß. Geringfügige Modifikationen in der Zusammensetzung des Verbundwerkstoffs können zu Veränderungen im Verschleißverhalten führen. Das Verschleißverhalten bekannter Materialien kann nicht auf neue Materialkonzepte übertragen werden.

Daher sollten neu entwickelte Kompositsysteme gründlich auf ihre Leistungsfähigkeit, ihre grundlegenden Verschleißigenschaften und neue Verschleißmuster geprüft werden. Eine zuverlässige Laborsimulation, die die orale Biomechanik reproduziert, wäre von großem Wert, um die Verschleißfestigkeit zu evaluieren, bevor diese Materialien für klinische Studien freigegeben werden (DeLong et al., 2012; Heintze et al., 2019; Turssi et al., 2003). In-vivo-Versuche sind schwierig durchzuführen und aufwändig. Da sie lange dauern, liegen die Ergebnisse oft erst dann vor, wenn von den Produkten längst eine verbesserte Form auf dem Markt ist (Roulet, 1987).

Verschiedene Arten an Testmethoden und verschleißerzeugenden Maschinen sind entwickelt worden, um die Verschleißfestigkeit von Komposit-Materialien in-vitro zu messen. Mit der stetig wachsenden Zahl verfügbarer Füllungsmaterialien ist die Suche nach einer Verschleißmaschine, die die klinische Leistung vorhersagen würde, die Idealvorstellung zahlloser Materialwissenschaftler.

Die Entwicklung einer Maschine kann als Versuch verstanden werden, den klinischen Kauzyklus, die orale Umgebung und das Zähneputzen nachzuahmen (Mair et al., 1996). Es gibt derzeit jedoch keine allgemein akzeptierte experimentelle Methode zur Bewertung des Verschleißes von Dentalwerkstoffen, die das klinische Verhalten vollständig simuliert (Turssi et al., 2003).

Zwei wesentliche mechanische Ansätze können mit verschiedenen Verschleißsimulations-

verfahren untersucht werden:

- Zweikörper-Verschleißmaschinen (makroskopisch großer Körper schleift auf Probe):
  - „Pin-On-Disc“,
  - „Pin-On-Plate“.
- Dreikörper-Verschleißmaschinen (mikroskopisch kleine Abrasivpartikel sind in Suspension):
  - Kausimulator,
  - ACTA-Maschine,
  - Zahnputzsimulator.

Die verschiedenen Zwei- und Dreikörper-Prüfverfahren unterscheiden sich in einer Reihe von Aspekten, wie z. B. der Belastung, der Anzahl der Zyklen, Häufigkeit der Zyklen, dem Abrasivmittel, der Art des Kraftausübers, der Gleitbewegung etc. (Heintze et al., 2019).

Die Verschleißfestigkeit von Kompositrestaurationen wird in der zahnärztlichen Literatur seit der Veröffentlichung der ersten In-vitro-Studien häufig beschrieben. Es wurden bei PubMed unter Verwendung der identifizierbaren Medical Subject Headings (MeSHs) „Tooth Wear“ und „Dental Restoration Wear“ von 2011 bis 2021 mehr als 2200 Manuskripte in der zahnärztlichen Literatur veröffentlicht.

Die Interpretation der Verschleißdaten wird dadurch erschwert, dass eine Vielzahl von unterschiedlichen In-vitro-Verschleißprüfgeräten empfohlen wird (Altaie et al., 2017).

Eine systematische Übersicht zeigt eine große Variation hinsichtlich der Versuchsanordnungen und -konzepte, der Variabilität der Testergebnisse und der fehlenden Korrelation mit dem klinischen Verschleiß (Heintze et al., 2019). Selbst bei Bemühungen, ähnliche Verschleißparameter zu verwenden, können die von verschiedenen Prüfern in verschiedenen Laboren erzielten Testergebnisse bestenfalls qualitativ verglichen werden.

Dies ist auf die Unterschiede zurückzuführen, die bei Prüfverfahren immer vorhanden sind, z. B. die Größe oder Geometrie der Prüfkörper, die Umgebung etc. (Zum Gahr, 1987). Mair et al. (1996) kommentierten, dass es „fast so viele Verschleißprüfgeräte gibt wie Wissenschaftler, die sich für Verschleiß interessieren“ und dass die „experimentellen Ergebnisse am besten als nicht schlüssig bezeichnet werden“.

#### **2.4.2 Ziele und Herangehensweisen**

Der fehlende Zusammenhang zwischen klinischen Versuchen und Laborstudien sollte den Einsatz von Verschleißmaschinen nicht behindern, sie sollten jedoch zur Untersuchung der

zugrunde liegenden Mechanismen und nicht zur Bewertung der potenziellen klinischen Leistung und des Verschleißverhaltens verwendet werden (Mair et al., 1996).

Es ist möglich, eine begrenzte Anzahl von Bedingungen und einen bestimmten Verschleißmechanismus zu simulieren. Auf diese Weise können verschiedene Verschleißmechanismen einzeln untersucht werden. So kann ein umfassendes und rationales Verständnis des Verschleißprozesses erreicht werden. Dieses Wissen sollte in die richtige Richtung für die weitere Materialverbesserung führen (Hu et al., 2002).

Es sollte jedoch bedacht werden, dass die mit den In-vitro-Tests verbundenen Verschleißmechanismen nicht unbedingt die gleichen sind, die in klinischen Studien Verschleiß verursachen (Powers et al., 1983).

Rasterelektronenmikroskop-Vergleiche (REM-Vergleiche) der in vitro abgenutzten Kompositproben und der in vivo getragenen Restaurationen zeigten, dass das in vivo beobachtete Verschleißmuster für diese Art von Materialien nicht dupliziert werden kann. Der Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Verschleißmorphologie zeigte, dass Rissbildung und Füllstoff-Polymer-Entbindung auf den In-vivo-Oberflächen, nicht aber auf den In-vitro-Oberflächen vorhanden waren. Dies ist begründet mit den unterschiedlichen Verschleißmechanismen, die in vitro und in vivo auftreten (Sarrett et al., 1991).

Es gibt folglich zwei Ansätze, die verfolgt werden können. Entweder können die experimentellen Methoden kontinuierlich verfeinert werden, um orale Bedingungen genauer zu simulieren, oder ein experimenteller Ansatz kann vereinfacht werden, um eine fokussierte Reihe von Faktoren oder Mechanismen zu isolieren.

Ein Problem ist, dass die meisten Verschleißmaschinen Prüfkörper mit einer ebenen Oberfläche verwenden, während Zähne und Restaurationen komplizierte Formen haben, die an verschiedenen Stellen der Restaurationsoberfläche unterschiedliche Spannungen verursachen (Mair et al., 1996).

Ein Versuch, dem entgegenzuwirken, wird von Sorensen und Nguyen (2002) unternommen, indem sie die Krümmung der Zahnoberfläche simulieren. Sie entwickeln einen Prüfkörper, der an der Oberfläche mehrfach gewölbt ist, und in den das zu prüfende Material eingelassen ist.

Verschleißparameter können zudem im Laufe der Jahre bei Versuchsanordnungen weiterentwickelt oder geändert werden, was dazu führt, dass dies beim Vergleich von Verschleißergebnissen, die mit der gleichen Verschleißmethode erzielt werden, ein Problem darstellen kann (Heintze, 2006).

Verschleiß als mikromechanische Oberflächeninteraktion ist selten direkt zu beobachten. Fast alles, was über Verschleiß bekannt ist, wird abgeleitet aus indirekten Beweisen, wie z. B. den Verschleißraten, mikrostrukturellen Veränderungen oder dem Verschleißpartikeltyp.

In Versuchen ist eine direkte Beobachtung der Wechselwirkung zwischen dem Komposit und dem Antagonisten sowie der Wirkung eines dritten Körpers unmöglich. Aus den Verschleißmessungen und den mikrostrukturellen Merkmalen können jedoch Schlüsse auf die Wechselwirkung gezogen werden (Condon & Ferracane, 1997a).

Es kommt vor, dass in einem Test ein Komposit als am abriebfestesten eingestuft wird und in einem anderen Testtyp die niedrigste Abriebfestigkeit aufweist. Dies ist interessant und kann keinen Zweifel an der Bedeutung der genauen Form des Abrasionstests lassen, wenn die Ergebnisse in Bezug auf die klinische Situation aussagekräftig sein sollen (Slack et al., 1978).

Bei der Durchführung von In-vitro-Verschleißbewertungen gibt es zahlreiche Fragen zu klären, und bisher wurde wenig unternommen, um Testmethoden oder Datenberichte zu standardisieren. Zu den kritischen Fragen, die es zu klären gilt, gehören die folgenden (Ferracane, 2006):

- Welche Art(en) von Verschleiß soll(en) in einer Verschleißsimulationsvorrichtung simuliert werden (z. B. Abrasion, Erosion, Attrition, Adhäsion) und welche Einheit soll (z. B. Tiefe, Fläche, Volumen) gemessen werden?
- Welche Informationen muss der Anwender liefern, um dem Publikum Vertrauen in die Ergebnisse des Simulations- und Messgerätes zu vermitteln (das heißt Genauigkeit, Präzision, Einhaltung von Normen usw.)?
- Welches Maß an Unterscheidungsfähigkeit des Simulationsgerätes sollte als nützlich erachtet werden (das heißt unterscheidet das Gerät die Materialien oder zeigt es ausschließlich, dass diese in den Bereich eines akzeptablen Standards fallen, wie beispielsweise Schmelz oder ein anderes Material)?

Es ist wahrscheinlich, dass mit genügend klinischen Daten über den relativen Verschleiß verschiedener Komposite und mit genügend Versuchs- und Fehlerentwicklung von Verschleißprüfverfahren ein zuverlässiger Test zur Vorhersage des Verschleißes von Kompositen gefunden werden kann.

Die Untersuchung der Mechanismen, die gleichermaßen an klinischen und in-vitro Verschleißverfahren beteiligt sind, sollte den Umfang der erforderlichen „Trial and Error“ Experimente verringern (Dickson, 1979).

### 2.4.3 Grundsätze einer In-vitro-Verschleißmaschine

Die Qualität eines Verschleißprüfgerätes lässt sich hauptsächlich anhand der Streuung der Prüfergebnisse erkennen. Je robuster ein Gerät konstruiert ist und je zuverlässiger die Prüfparameter reproduziert werden können, desto geringer ist die Variabilität (Heintze, 2006).

Zu den Anforderungen, die ein geeignetes Verschleißprüfgerät erfüllen muss, gehören (Heintze, 2006):

- hohe Genauigkeit von Kraft und Frequenz,
- hohe Präzision der Ergebnisse,
- Robustheit und Langlebigkeit der Komponenten,
- geringer Zeitaufwand für die Wartung des Geräts.

Da die Krafterzeugung der wichtigste und kritischste Punkt des gesamten Verschleißprüfsystems ist, sollte ihr besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden.

Es gibt verschiedene Krafterzeugungsprinzipien (z. B. druckluftbetätigt oder hydraulisch), die als Kraftauslöser bezeichnet werden und die alle ihre Vor- und Nachteile haben. Selbst wenn die Verschleißparameter identisch sind, kann der Einsatz unterschiedlicher Kraftauslöser zu unterschiedlichem quantitativen Verschleiß führen. Wenn die gleiche Verschleißmethode mit einem anderen Gerät und einem anderen Kraftauslöser wiederholt wird, können daher unterschiedliche Ergebnisse erzielt werden (Heintze, 2006).

Das Gerät sollte über computergesteuerte Kraftantriebe, biaxiale Bewegung und ausreichenden Wasseraustausch in der Prüfkammer verfügen. Es sollte zudem unkompliziert, robust und effizient sein und geringen Wartungsaufwand erfordern (Heintze et al., 2019). Ein Prüfgerät muss innerhalb akzeptabler, reproduzierbarer Grenzen und Toleranzen arbeiten, um reproduzierbare Ergebnisse zu erzeugen.

Eine systematische Überprüfung von Heintze (2006) zeigt, dass die Verschleißraten für das gleiche Komposit, das der gleichen Verschleißmethode unter Verwendung der gleichen Verschleißparameter unterzogen wird, zwischen 30 % und 70 % schwanken.

Die Abweichungen können auf unterschiedliche Materialchargen, Lichthärtungsbedingungen oder das verschleißerzeugende Gerät, das nicht immer wiederholbare Ergebnisse liefert, zurückzuführen sein (Heintze et al., 2012). Die durchschnittlichen Ergebnisse sollten gleich oder zumindest ähnlich sein, wobei ein Toleranzbereich von  $\pm 10$  % berücksichtigt wird. Daher ist die Reproduzierbarkeit der Prüfergebnisse eines der Kriterien einer Prüfmethode,

um die Anforderungen einer validierten Prüfmethode erfüllen zu können. Andernfalls ist es immer notwendig, Verschleißtests mit einem Referenz- oder Standardmaterial zu wiederholen, was zeitaufwendig ist und die Aussagekraft und Validität der Prüfmethode reduziert (Heintze, 2006).

#### 2.4.4 Validierung und Standardisierung

Für die Bewertung von Medizinprodukten haben gleichermaßen die Europäische Gemeinschaft und die FDA (U.S. Food and Drug Administration) Richtlinien und Anleitungen erstellt, die ebenso für In-vitro-Verschleißmethoden wie auch für Verschleißsimulatoren gelten (European Community, 1987; FDA, 1978, 1987).

Die FDA entwickelte Richtlinien für nicht klinische Laborstudien, die in den Grundsätzen der „Good Laboratory Practice“ (GLP) zusammengefasst sind und deren aktuellste Version 2020 veröffentlicht wurde. Diese Richtlinien verlangen, dass die Geräte zur Erzeugung, Messung und Auswertung von Daten eine geeignete Konstruktion und eine angemessene Funktionsfähigkeit aufweisen müssen (Nr. 58.61). Darüber hinaus sollte die Ausrüstung kalibriert und die Wartung festgelegt und sichergestellt werden.

Die Erzeugung, Messung und Auswertung von Daten sollte darüber hinaus angemessen geprüft, kalibriert und/oder genormt sein. Schriftliche Aufzeichnungen zu allen Inspektions-, Wartungs-, Prüf-, Kalibrier- und/oder Normungsvorgängen sollten geführt werden (Nr. 58.63).

Die „International Organization for Standardization“ (ISO) publizierte eine technische Anleitung zur Prüfung der Abriebfestigkeit „Guidance on testing of wear“, worin Zahnputzabration (Teil 1) und acht verschiedene Testmethoden zu Zwei- und/oder Drei-Körperverschleiß (Teil 2) beschrieben sind (Internationale Organisation für Normung, 2001, 2008). Was zunächst äußerst vielversprechend klingt, um Verschleißmethoden vereinheitlichen zu können, ist jedoch bei genauerer Analyse kein wirkungsvolles Hilfsmittel.

Heintze (2006) gelangt zu dem Schluss, dass die Tests und Empfehlungen der ISO-Norm nicht unbedingt wissenschaftlich robust und oft ohne Beweise für die Korrelation zwischen Testergebnissen und klinischen Phänomenen sind.

Diese Tatsache mag erklären, warum die acht Testmethoden der ISO-Norm keine Beschreibung ihrer Vor- und Nachteile enthalten. Weiterhin wird in der Spezifikation nicht erwähnt, ob die Methoden validiert sind und ob die Geräte, mit denen die Methoden durchgeführt werden, für diesen Zweck qualifiziert sind. Bei Versuchen, diese Informationen aus der Originalliteratur zu recherchieren, wird festgestellt, dass kaum eine der in der entsprechenden technischen Spezifikation der ISO-Norm beschriebenen Methoden den von der FDA festgelegten Richtlinien folgt und dass praktisch keine der verschleißrelevanten

Komponenten dieser Simulatoren geprüft sind (Heintze, 2006).

Qualifizierung und Validierung sind jedoch unabdingbare Voraussetzungen dafür, dass ein Test zu einem Standard-Laborversuch wird (European Directorate for the Quality of Medicines and HealthCare [EDQM], 2011). Unter „Qualifizierung“ und „Validierung“ werden zwei unterschiedliche Prozesse verstanden. Ein Labortestgerät muss qualifiziert werden, um für ein Testmethode geeignet zu sein. Diese Testmethode kann dann an dem qualifizierten Gerät validiert werden. Eine Simulationseinrichtung zu qualifizieren, bedeutet daher, den dokumentierten Nachweis zu erbringen, dass die Geräte und zugehörigen Systeme des Verfahrens in der Lage sind, innerhalb der festgelegten Grenzen und Toleranzen konsistent zu arbeiten (Heintze, 2006).

Die folgenden Prozesse sollten validiert werden (Heintze, 2006):

- Vorbereitung der Proben,
- Lagerung von Proben,
- Spezifizierung des Abrasivmediums und seine Veränderung im Laufe der Zeit,
- Reproduzierbarkeit der Ergebnisse,
- Definition eines Standard- oder Referenzmaterials.

Je mehr Variablen einbezogen werden, desto komplizierter und komplexer ist der Validierungsprozess der Verschleißsimulationsmethode, da jede einzelne mögliche Variable und jeder mögliche Einflussfaktor validiert werden muss (Heintze, 2006).

#### **2.4.5 Zahnputzsimulator**

Der Zahnputzsimulator stellt einen Versuch dar, eine etablierte Mundhygienemaßnahme zu reproduzieren und deren Auswirkungen zu quantifizieren (Wang et al., 2004). Regelmäßiges Zähneputzen kann die Oberfläche der Zähne und Restaurationen beschädigen. Zum Beispiel steigt die Rauigkeit um das Zehn- bis Fünfunddreißigfache. Dadurch werden die Zähne anfälliger für Plaqueakkumulation und das Weichgewebe anfälliger für Entzündungen. Außerdem wird berichtet, dass sich der Glanz von Schmelz und Restaurationen reduziert (da Costa et al., 2010; Ehrnford, 1983; Garcia et al., 2004; Heath & Wilson, 1976; Krejci et al., 1990; T. Suzuki et al., 2009; Van Dijken & Ruyter, 1987).

Zahnärzte empfehlen die Verwendung einer weichen Zahnbürste, einer Zahnpasta mit geringem Abrieb und eine geringe Bürstenbelastung (Hitz Lindenmüller & Lambrecht,

2011). Die Abrasivität einer Zahnpasta sollte so gering sein, dass sie die Oberfläche von Zähnen und Restaurationen nicht beschädigt (Heath & Wilson, 1976).

Das Konzept eines Zahnputzsimulators setzt sich aus den folgenden Elementen zusammen: Zahnbürste, Bürstbewegung, Medium, Zyklenanzahl, Zeit, vertikales Gewicht.

In einem tribologischen System entspricht die Probe dem Grundkörper und die Zahnbürste dem Gegenkörper, die zusammen das Wirkflächenpaar darstellen. Ein Medium ist der Zwischenstoff (z. B. Zahnpastaslurry) und Luft das Umgebungsmedium (Deutsches Institut für Normierung e.V., 1979).

Die nachfolgend aufgeführten Faktoren können den Verschleiß beeinflussen und sollten kontrolliert bzw. standardisiert werden:

### **Kraftbelastung**

Höhere Kräfte erzeugen höheren Verschleiß (Bowden & Tabor, 1973; Friedrich, 1986; Heath & Wilson, 1976; Lutz et al., 1992; Sarrett et al., 1991). Ein Gewicht von 100 g entspricht einer Belastung von 1 N (Kanik et al., 2017). Ab ca. 7 N sinkt, angesichts dem Aufspreizen der Filamente die Abrasionsrate wieder, wodurch weniger Abrasiv transportiert wird (Heath & Wilson, 1976).

### **Lagerung vor Testung und Wasseraufnahme**

(siehe Kap. 2.5.6)

### **Zyklenanzahl**

Der Verschleiß nimmt mit zunehmender Anzahl von Zyklen zu. Die meisten In-vitro-Verschleißtestmethoden zeigen eine Run-in-Phase mit einem steilen Anstieg des Verschleißes in der Anfangsphase und einer anschließenden Abflachung der Kurve. Ab einem bestimmten Punkt nimmt der Verschleiß mit einem gleichmäßigen, linearen Muster zu (De Boer et al., 1985; Heintze, 2006; Heintze et al., 2019; Koottathape et al., 2014; T. Suzuki et al., 2009).

### **Bürstverhalten**

Die Bürsttechnik des Patienten beeinflusst die Abrasion während des Zähneputzens. Dementsprechend sollten folgende Parameter berücksichtigt und auf den Zahnputzsimulator übertragen werden: die Bewegungsrichtung/-art (vertikal, horizontal, zirkulär, rotierend, reziprok, vibrierend), die Zeitdauer, die Häufigkeit (ein bis drei Mal pro Tag) (Lambrechts et al., 2006). Im Hinblick auf die Kraft, die der Patient beim Zähneputzen aufwendet, und

die Putzdauer gibt es jedoch keinen Konsens in der Fachliteratur und unterschiedliche Werte werden propagiert (siehe Diskussion).

T. Suzuki et al. (2009) stellen in einer Studie fest, dass die Bürstgeschwindigkeit keinen Einfluss auf die Verschleißrate hat.

### **Zahnpastaslurry und Abrasivmedium**

Putzen mit Zahnpasten, die Abrasive enthalten, kann den Verlust von Substanz verursachen, während beim Zähneputzen allein mit Wasser geringe Schäden auftreten (kleine Kratzer). Das Verhältnis Wasser zu Zahnpasta spielt ebenfalls eine Rolle (Goldstein & Lerner, 1991; Lambrechts et al., 2006; Van Dijken et al., 1983).

Zur Bewertung der Abrasivität der ausgewählten Zahnpasta sollte diese in Simulationsstudien mit dem Index REA („Radioactive Enamel Abrasion“) oder RDA („Radioactive Dentine Abrasion“) beschrieben werden (Lambrechts et al., 2006; Van Dijken et al., 1983; Wang et al., 2004).

Das am häufigsten verwendete Zahnpastaabrasiv ist Calciumcarbonat. Es ist ein mildes Abrasiv. Die Abrasivität ist abhängig von der Größe der Kristallkörner. Je kleiner die Partikelgröße, desto geringer die abrasive Wirkung. Zudem beeinflussen Geometrie (Schärfe und Form) und Härte die abrasive Wirkung. Weitere Aspekte sind die Härte und die Größe im Verhältnis zu den Füllkörpern.

Das Abrasiv ist entweder Teil der im Versuch verwendeten Zahnpasta oder wird extra einer Zahnpastaslurry oder Wasser hinzugefügt (Friedrich, 1986; T. Suzuki et al., 2009). Goldstein und Lerner (1991) untersuchten die Verschleißwerte von unterschiedlichen Zahnpasten auf Komposite. Je nach verwendeter Zahnpasta lagen die Abrasionswerte zwischen 4,94 und 34,58 µm. Nach Enax und Epple (2018) ist es nicht möglich, aufgrund ihrer Form und ihrer Größe im Mikrometerbereich, die mechanischen Eigenschaften von Abrasivkörpern mit klassischen werkstoffwissenschaftlichen Methoden zu bestimmen. Dies ist ausschließlich indirekt möglich. Die verbreitetste In-vitro-Methode dazu ist die RDA-Messung, die jedoch komplex und von hohen Kosten begleitet ist und deshalb nicht routinemäßig durchgeführt wird (Enax & Epple, 2018).

Im Vergleich zu anderen Versuchsmethoden, wie z. B. der ACTA-Maschine, stellt die Zahnputzabrasion eine milde Verschleißform dar, die geringe Verschleißtiefen produziert. Der Abrieb der Zahnbürste führt typischerweise zu einer symmetrischen Abnutzungstopographie im Querschnitt (Belli et al., 2009). Zwischen den einzelnen Proben kann die Form der Verschleißspur leicht variieren, da Veränderungen in der Position des Zahnbürstenkopfes und der Positionierung der Proben zwischen den Zyklen oder nach den Messungen auftreten (Rodriguez & Bartlett, 2010).

Sorensen und Nguyen (2002) stellen einige Überlegungen an, um Zahnputzstudien vergleichbar zu machen: Bei komplexen Konfigurationen des Bürstenkopfes ist es entscheidend, dass die Probe dem ganzen Bürstenkopf exponiert ist. Eine Probe sollte zudem immer für die gleiche Zeit einem Bürstenkopf ausgesetzt sein. Das heißt bei unterschiedlicher Länge der Bürstenköpfe müssen die Zahnbürsten sich mit unterschiedlicher Geschwindigkeit über die Probe bewegen. Kürzere Bürstenköpfe müssen sich z. B. mit schnellerer Geschwindigkeit bewegen. Der Bürstenkopf sollte vollständig über die Probe hinweg gestrichen sein, bevor er in die andere Richtung umdreht, damit die Zahnbürste beim Umdrehen nicht auf der Probe verweilt.

Eine weitere Überlegung ist, dass der komplette Bürstenkopf während seiner gesamten Bewegung über die Probe abgestützt ist, um zu vermeiden, dass einzelne Anteile den gesamten Druck aufnehmen und auf der Probe Druckspitzen entstehen (Sorensen & Nguyen, 2002).

Bürsten müssen nach jedem Zyklus ausgetauscht werden, da sie mit zunehmender Anzahl an Bürststrichen geringeren Verschleiß verursachen (Heath & Wilson, 1976). In Laborsimulationen ist es notwendig, die Zusammensetzung und Viskosität der Zahnpastaslurry wegen der chemischen Einflüsse auf die Materialoberfläche sorgfältig zu berücksichtigen. Es ist bekannt, dass bestimmte Lösungsmittelgemische die Matrix im Verbund weich machen. Eine Lösungsmitteldurchdringung bis zu einer Tiefe von wenigen Mikrometern reicht aus, um die Reibung zu verändern, was sich direkt auf den Verschleiß auswirkt (Mair et al., 1996).

Die Art der Politur hat bei Proben, die einem Zahnbürstenabrieb ausgesetzt sind, keinen Einfluss auf die Verschleißtiefe oder die Oberflächenrauheit der Komposite (Politur mit SiC-Papier der Körnung 600 und 4000) (Heintze, 2006; T. Suzuki et al., 2009). Mithilfe der Politur kann, abgesehen von einzelnen Kratzern, eine glatte Oberfläche der Komposite erreicht werden (Wang et al., 2004).

Während der meisten In-vitro-Verschleißprüfungen gibt es keine ausreichende Kontrolle über den Porositätsgehalt der Prüfkörper. Solche Poren können das Verschleißergebnis erheblich beeinflussen und zu unvorhersehbaren Schwankungen der Testergebnisse führen. Dieses Problem kann mit dem Einsatz eines nichtdestruktiven Mikro-Scanners zur Voruntersuchung der Proben gelöst werden (Lambrechts et al., 2006).

Tabelle 2.1 gibt einen Überblick über die unterschiedlichen Versuchsaufbauten und Parameter verschiedener Publikationen.

Tabelle 2.1: Versuchsdesign von Zahnputzabrasionsstudien verschiedener Autoren (x = keine Angabe des Autors; ZP = Zahnpasta, CaCO<sub>3</sub> = Calciumcarbonat) .

Autor	Zyklenzahl gesamt	Geschwindigkeit/ Frequenz	Zeit (min)	Gewicht	Slurry	Slurry bewegt	Austausch der Bürste	Strichlänge
Soltész et al. 1980	x	25-160 mm/s	60	2 N	Dest. Wasser, ZP (2:1) mit CaCO <sub>3</sub> -Partikeln	ja	x	Rotation der Bürste
Kanter et al. 1982	21 600	x	x	65 g	Bürsten mit ZP bestrichen	nein	x	70 mm
Harrington et al. 1982	60 000	120 rounds per minute	222	x	ZP, 0,5 % Carboxy- methylcellulose- Lösung (1:2,3)	nein	Bei ersten Anzeichen von Verschleiß	x
Li et al. 1985	20 760	x	120		Wasser, CaCO <sub>3</sub> (1:1)	x	x	x
Singer 1996	20 250	180 strokes/min	150	200 g	Tragant-Suspension	nein	Nach 20 250 Zyklen	20 mm
Buchalla et al. 2000	6000	100 strokes/min	x	2,75 N	ZP, Bimsstein, dest. Wasser (1:1,2:2)	x	Nach 6000 Zyklen	x
Shinkai et al. 2001	30 000	120 strokes/min	x	100 g	Wasser, CaCO <sub>3</sub> (1:1)	x	x	x
Wang et al. 2004	100 000	374 strokes/min	x	200 g	Dest. Wasser, ZP (2:1)	ja	Nach 50 000 Zyklen	38 mm

Autor	Zyklenzahl gesamt	Geschwindigkeit/ Frequenz	Zeit (min)	Gewicht	Slurry	Slurry bewegt	Austausch der Bürste	Strichlänge
Garcia et al. 2001	100 000	374 strokes/min		200 g	Dest. Wasser, ZP (2:1)	ja	Nach 50 000 Zyklen	38 mm
Teixeira et al. 2005	100 000	1,5 strokes/sec (Hz)	x	250 g	Dest. Wasser, ZP (1:1)	nein	Für jedes Material	x
Martinelli et al. 2006	35 600	356 strokes/min	100	200 g	Dest. Wasser, ZP (1:1)	nein	Für jede neue Probe	38 mm
Prakki et al. 2007	100 000	4,5 strokes/sec	x	300 g	Dest. Wasser, ZP (2:1)	ja	Nach 50 000 Zyklen	20 mm
Wonglamsam et al. 2008	2000/5000	2/3 Hz	x	1,5 N	Referenz- Abrasive Slurry	x	x	30 mm
T. Suzuki et al. 2009	50 000	60 Hz	100	5 N	150 g CaCO <sub>3</sub> (5,2 µm), 100 ml Wasser	nein	x	50 mm
Belli et al. 2009	20 000	1,25 hz	300	100 g	Tragant, Glycerin, dest. Wasser, ZP (1:40:40:80)	nein	x	20 mm
Ishikiriyama et al. 2015	100 000	4,5 strokes/sec Hz	x	300 g	Dest. Wasser, ZP (2:1)	ja	Nach 50 000 Zyklen	x
Kanik et al. 2017	40 000	1,25 Hz	600	100 g	Tragant, Glycerin, dest. Wasser, ZP (1:40:40:80)	nein	x	20 mm

### 2.4.6 Wasseraufnahme und deren Einfluss auf In-vitro-Tests

Obwohl Komposite idealerweise flüssigkeitsundurchlässig und stabil sein sollten, wird die Kompositoberfläche in einem flüssigen Umgebungsmedium (Nahrung, Alkohol, Speichel, Wasser) benetzt und die Medienmoleküle diffundieren hinein.

Dies zeigt sich in geringerer Abrasionsbeständigkeit, schlechteren mechanischen Eigenschaften und darin, dass chemische Bindungen hydrolytisch abgebaut werden, vor allem an der Matrix-Füller-Grenzfläche. Die direkte Wasseraufnahme in der Polymermatrix ist der hauptsächliche Grund für Absorption. Kaum eine Rolle spielen die Füllkörper (Li et al., 1985; Rosentritt et al., 2018).

Die Anforderungen an Komposite nach ADA-Richtlinie und ISO-Norm 4049 sind die folgenden:

Wasseraufnahme:  $\leq 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$

Wasserlöslichkeit:  $\leq 7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$

(ADA, 2016; Internationale Organisation für Normung, 2018).

Wenn Wasser in die Polymermatrix diffundiert, werden zwei gegensätzliche Phänomene diskutiert: Die Schrumpfung und die Quellung des Komposits.

Nach Braden und Pearson (1981) und Omar (2015) würde die Wassersorption zur Freisetzung von unreaktierten Monomeren führen, was wiederum zu einem Verlust von Gewicht und zu Schrumpfung führt.

Andererseits behaupten Hirasawa et al. (1983) und Fan et al. (1985), dass die Wassersorption zu einer Quellung und dementsprechend zu einer Gewichtszunahme der Materialien führen würde, da das Lösungsmittel in das Polymernetzwerk diffundiert und Bindungen löst. Diese hygroskopische Expansion und somit das Auftreten hygroskopischer Spannungen trägt zur Entstehung von Mikrorissen oder Frakturen der Komposit-Restaurations bei (Rosentritt et al., 2018).

Sarrett et al. (1991) vermuten, dass der Anstieg des Verschleißes nach Wasserspeicherung auf die Weichmachung der Polymermatrix und die Trennung der schlecht gebundenen Prepolymerisate vom verbleibenden Verbund zurückzuführen ist und weniger auf die Entbindung der einzelnen Siliziumdioxidfüller aus der Polymermatrix.

Die Wasseraufnahme von Kompositen dauert mindestens drei Monate an. Es wäre sinnvoll, die Proben für einen längeren Zeitraum in Wasser oder in künstlichem Speichel zu lagern, um ein Gleichgewicht zu erreichen. Um eine übermäßige Verzögerung von Versuchen zu vermeiden, wird davon ausgegangen, dass eine Wasserlagerung der Proben für 7–14 Tage nach ihrer Herstellung und die Beurteilung ihrer Abriebfestigkeit am darauffolgenden Tag ein zufriedenstellendes Standardverfahren sein könnte (Beech & Brown, 1972; DeLong et al., 2012; Heath & Wilson, 1976).

Ändern Proben bei einem Versuch in Flüssigkeit ihre Härte und Ausdehnung, hat dies große Auswirkungen auf In-vitro-Verschleißstudien, da der Verschleiß über Tage im Vergleich zu Jahren in klinischen Studien entsteht. Bei In-vitro-Verschleißprüfungen in Flüssigkeiten sollte auf die Auswirkungen der hygroskopischen Ausdehnung und des hydrolytischen Abbaus während der zyklischen Belastung geachtet werden (Lambrechts et al., 2006).

## **2.5 Verschleißquantifizierung**

### **2.5.1 Einführung**

Verschleiß kann mit moderner Lasertechnologie in-vitro und in-vivo dreidimensional gemessen werden. Die verschiedenen Methoden zur Prüfung der Verschleißrate von Dentalmaterialien folgen unterschiedlichen Ansätzen und messen unterschiedliche Phänomene. Die Ergebnisse unterscheiden sich aus diesem Grund voneinander. Die meisten Labormethoden zur Prüfung der Abrasion von Dentalmaterialien sind nicht validiert. Geringe Reproduzierbarkeit und hohe Variabilität der Testergebnisse sind die Folge (Heintze et al., 2019).

Tabelle 2.2 bietet eine Übersicht häufig in Publikationen genannter Quantifizierungsmethoden. Es wird ersichtlich, dass es eine Vielzahl an Messmethoden gibt, um Verschleiß zu quantifizieren und folglich unterschiedliche Größen, die die Ergebnisse darstellen. Dies führt dazu, dass ausschließlich die Studien miteinander vergleichbar sind, die die gleichen Größen zur Verschleißquantifizierung einsetzen.

### **2.5.2 Methoden**

Bei Messung des Gewichtsverlustes als Verschleißnachweis sind die Ergebnisse limitiert, wenn Materialien einen hohen Abrasionswiderstand haben oder eine geringe Anzahl an Bürstzyklen untersucht wird (T. Suzuki et al., 2009).

Das Volumen stellt nach Altaie et al. (2017) und DeLong (2006) eine naheliegende Größe zur Auswertung dar, da Verschleiß als das Volumen des entfernten Materials definiert ist. Das Volumen ist eine Funktion der Tiefe und Fläche der Verschleißregion, die daher potenzielle Parameter zur Messung des klinischen Verschleißes sind (Altaie et al., 2017; DeLong, 2006).

Mit taktilen profilometrischen Verfahren können Oberflächenkontur, Profil und die Rauheit mit demselben Instrument bestimmt werden, wobei quantitativ ein Weg-Höhen-Diagramm erstellt wird. Es besteht jedoch die Gefahr, dass der Messstylus die Oberfläche beschädigt

(Heurich et al., 2010; Pelka et al., 1993). Kontaktprofilometer verwenden zum Abtasten der Oberflächentopologie Tastnadeln mit scharfer Diamantspitze. Die Auflösung ist aufgrund der Größe der Nadelspitze begrenzt, die typischerweise einen Durchmesser von zwei, fünf oder zehn Mikrometern hat. Zudem ist der Messwinkel zur Oberfläche selten genau 90 Grad, sondern meist 120 Grad. Dadurch können keine feinen Strukturen dargestellt werden.

Die Vorteile der Kontaktprofilometersysteme sind eine gute Genauigkeit bei geringen Kosten, und sie werden nicht von Unterschieden der Oberflächenmaterialeigenschaften wie Farbe oder Transparenz beeinflusst. Zu den oben genannten Nachteilen kommt hinzu, dass sie langsam sind und starre Oberflächen erfordern (DeLong, 2006).

Mit modernen computergesteuerten Messverfahren sind aufgrund der hohen Auflösung schon geringe Verschleißeffekte nachweisbar (T. Suzuki et al., 2009). Dreidimensionale Bilder und Profile werden mit verschiedenen Scanmethoden erfasst. Kontaktlose optische Scanner können unterteilt werden in Punkt-, Linien-, Flächen- und Volumenscanner, die auf Weißlicht-, Laser- oder CT-Basis beruhen (Heintze et al., 2006).

Kontaktlose Punktprofilometersysteme ähneln den Kontaktprofilometern in der Art und Weise, wie sie Oberflächen erfassen. Ihr „Stylus“ ist eine auf die Oberfläche fokussierte Lichtquelle oder ein Mikroskop. Der Hauptvorteil von kontaktlosen Punktprofilometersystemen gegenüber dem Kontakt-Profilometer ist, dass sie die Oberfläche nicht berühren. Ihr Nachteil ist, dass sie eine undurchsichtige, diffus reflektierende Oberfläche benötigen. Die Auflösung hängt von der Fokus-Lichtquelle ab.

Berührungslose Linienlasersysteme erfassen die Oberfläche mithilfe einer geraden Linie, die auf die Oberfläche projiziert wird. Eine Digitalkamera nimmt Bilder der Linie auf, während sie sich über die Oberfläche bewegt. Die bekannte Geometrie des Systems und die Triangulation ermöglichen die Berechnung der Oberflächenpunkte.

Flächenscanner sind ähnlich wie Linienscanner, außer dass sie ein Muster über die Oberfläche projizieren und zur Berechnung der Oberflächenpunkte Triangulation, Moiré-Streifen-Muster, Interferometrie, Phasenverschiebung, oder Kombinationen aus diesen verwenden. Der Hauptvorteil von Linien- und Flächenscannern besteht darin, dass sie wesentlich schneller als Punkt-Scanner sind. Ein grundsätzliches Problem optischer Sensoren stellt die hohe Datendichte von dar. Diese muss reduziert werden und führt in Folge aufgrund von fehlenden Details zu ungenauen Ergebnissen. Die Anforderung an ein System ist, 1–3 µm genau messen zu können. Dafür sind spezielle Sensoren, wie z. B. konfokale Sensoren zur Messung der Oberflächenrauheit, geeignet.

Volumenscanner sind CT-basiert. Ihre Auflösung wird von der Voxelgröße bestimmt und reicht von wenigen Mikrometern (Mikro-CT) bis zu Hunderten von Mikrometern. Der Vorteil von Volumensystemen besteht darin, dass sich Objekte nicht gegenseitig verschatten und somit keine Löcher in den Daten erscheinen, ihr Nachteil sind die mit ihnen verbunde-

nen Kosten und die verursachte Strahlung (DeLong, 2006).

Heintze et al. (2006) stellen fest, dass die Messwerte verschiedener optischer Verfahren stark übereinstimmen. Eine geringe Übereinstimmung besteht hingegen zwischen den mit einem taktilen Profilometer und mit einem optischen Verfahren gemessenen Werten. Die Autoren kamen trotz allem zu der Schlussfolgerung, dass optische Messverfahren und Profilometer geeignet sind, um Verschleiß zu quantifizieren. Verlust an Volumen und Höhe korrelierten direkt miteinander, weshalb es ausreicht, eine der beiden Größen zur Verschleißanalyse zu messen (Heintze et al., 2006).

Laser und Licht können in halbtransparente Oberflächen eindringen und infolgedessen falsche Messwerte generieren. Deshalb muss eine Oberfläche mit Lack oder Puder bedeckt werden (Heintze et al., 2006).

Mehl (1998) ist der Ansicht, dass es nicht möglich ist, komplexe Oberflächenstrukturen mit einer gleichförmigen Schicht zu bedecken, und empfiehlt daher eine bevorzugte Herstellung von Replikas.

Moderne Abdrucknahmetechniken, bei denen Additionssilikon-Polyvinylsiloxan-Materialien und Replika-Materialien auf Expositdharz-Basis verwendet werden, haben sich bereits als ausreichend genau für die REM-Analyse der Mikrostrukturen von Dentalsubstanzen erwiesen (Pereira et al., 2002). Gips hat sich ebenfalls in mehreren Studien als ein geeignetes Replikamaterial herausgestellt, das die erforderliche Genauigkeit bietet (Wise, 2001).

Aus den Angaben in Tabelle 2.2 wird ersichtlich, dass häufig der Verschleiß einer 3D-Fläche oder eines Profils in Relation zur Referenzfläche mithilfe einer Software berechnet wird. Die beste Methode zur Verschleißmessung ist nach DeLong (2006) der Vergleich aufeinanderfolgender 3D-Bilder der betreffenden Materialien. Dazu werden sequenzielle 3D-Bilder aneinander ausgerichtet, indem die Überlappung der gemeinsamen, unveränderten Oberflächentopologie der Bilder maximiert wird. Die ausgerichteten Oberflächen werden dann subtrahiert, um Veränderungen im Zeitverlauf sichtbar zu machen.

Tabelle 2.2: Übersicht verschiedener Quantifizierungsmethoden von Kompositverschleiß.

Messverfahren	Auswertungsparameter	Autor
Analysenwaage	<p><b>Gewichtsverlust</b> in g und in %, berechnet aus: Differenz der Probengewichts vor und nach Simulation</p> <p><b>Gewichtsverlust</b> in mg, berechnet aus: Differenz der Probengewichts vor und nach Simulation</p>	<p>Garcia et al., 2004 Kanter et al., 1982 Prakki et al., 2007 Wang et al., 2004</p> <p>Martinelli et al., 2006</p>
Analysenwaage, Mikrometer  Präzisionsmikrometer	<p><b>Dickeverlust</b> in <math>\mu\text{m}</math>, berechnet aus:  (Gewichtsverlust/ Ausgangsgewicht) x Ausgangsdicke</p> <p>Differenz der Probendicke vor und nach Simulation</p>	<p>Harrington et al., 1982</p> <p>Teixeira et al., 2005</p>
Analysenwaage  Konfokales 3D-Mikroskop	<p><b>Volumenverlust</b> in <math>\text{mm}^3</math> (<math>\mu\text{m}^3</math>), berechnet aus:  Gewichtsabnahme/Dichte</p> <p>Relation zu den Referenzflächen (von Software ermittelt); Zusätzlich Berechnung der maximalen Verschleißtiefe in mm</p>	<p>Albers, 1977 Li et al., 1985 Lugassy und Greener, 1972 Singer, 1996 Soltész et al., 1980</p> <p>Wonglamsam et al., 2008</p>

Messverfahren	Auswertungsparameter	Autor
CLSM	<p><b>Tiefe der Verschleißspur</b> in <math>\mu\text{m}</math>, berechnet von Software</p> <p>1) aus Differenz zwischen dem höchsten und tiefsten Punkt des Profils eines zufälligen Abschnitts der Oberfläche</p> <p>2) aus Differenz zwischen der Referenzfläche und dem tiefsten Punkt des Abrasionsprofils</p>	<p>Kanik et al., 2017</p> <p>Belli et al., 2009</p>
<p>Profilometer</p> <p>1) taktil</p> <p>2) Laser-Scanner</p>	<p>gemessen aus Differenz zwischen der Referenzfläche(n) und dem tiefsten Punkt des Abrasionsprofils</p> <p>berechnet von Software aus mittlerer Differenz zwischen der Referenzfläche und dem Abrasionsprofil</p>	<p>Ishikiriama et al., 2015</p> <p>Momoi et al., 1997</p> <p>Shinkai et al., 2001</p> <p>S. Suzuki und Minami, 2005</p> <p>Buchalla et al., 2000</p>

Ein wichtiger Punkt, der sich auf die Genauigkeit der Messergebnisse auswirkt, ist die Qualität der Zuordnung der Oberflächen zueinander. Dies ist ein wichtiger Faktor, insbesondere bei den indirekten Methoden, bei denen während des Abdruckschritts oder bei der Erstellung der Replikamodelle Verziehungen auftreten können. Wenn Verformungen auftreten, ist es unwahrscheinlich, dass sie auf beiden Oberflächen identisch sind; daher wird die Qualität der Angleichung schlechter sein (DeLong, 2006).

### 2.5.3 Unterschied zwischen Genauigkeit und Präzision

Genauigkeit beschreibt, wie gut der gemessene Wert die „Wahrheit“ repräsentiert. Präzision hingegen beschreibt die Wiederholbarkeit des Messsystems – die Streuung der gemessenen Werte. Es ist möglich, ein präzises System zu haben, aber mit schlechter Genauigkeit. Dies bedeutet, dass das System eine Verzerrung aufweist. Eine Verzerrung kann mithilfe der Kalibrierung des Messgeräts bestimmt und korrigiert werden. Es ist zudem möglich, ein genaues System mit schlechter Präzision zu haben. In diesem Fall wird die Genauigkeit anhand des Durchschnitts mehrerer Messungen bestimmt.

Im Idealfall ist das Messsystem gleichermaßen genau und präzise (DeLong, 2006; Heintze et al., 2006).

Welches Maß an Genauigkeit ist zur Messung der Abrasion erforderlich? Als Faustregel gilt, dass die Genauigkeit eines Messgeräts mindestens eine Größenordnung kleiner sein sollte als das, was gemessen wird. Die ADA-Spezifikation für Kompositverschleiß (2001) besagt zum Beispiel, dass ein Komposit nicht mehr als 0,05 mm pro Jahr an Höhe verlieren darf. Das bedeutet, dass das Messgerät eine Genauigkeit von 0,005 mm (5 µm) oder besser haben sollte.

Dies ist in der Praxis schwer zu erreichen. Beispielsweise können Unternehmen, die kalibrierte Messdienstleistungen mit Koordinatenmessmaschinen mit einer Genauigkeit von 0,0001 mm (0,1 µm) anbieten, ihre Messungen ausschließlich auf wenige Mikrometer genau überprüfen, da Bediener- und Umgebungsfaktoren das Endergebnis beeinflussen (DeLong, 2006).

Bis hierher wird die Genauigkeit als ein einziger Wert behandelt, dies ist jedoch normalerweise nicht der Fall. Während des Scannens wird ein Satz von 3D-Punkten gesammelt, der die Oberfläche des zu scannenden Objekts darstellt. Die Genauigkeit jedes einzelnen Punktes hängt von der Form der Oberfläche und dem Winkel ab, den er mit dem Scanner bildet (Hewlett et al., 1992). Je größer der Winkel ist, den die Oberfläche mit der „Sichtlinie“ des Scanners bildet, desto ungenauer ist die Messung (DeLong et al., 2003).

Unabhängig davon, mit welchem System der Verschleiß gemessen wird, ist es zwingend erforderlich, dass die Genauigkeit und die Präzision des Systems bekannt sind. Die Angaben

des Herstellers sind nicht verlässlich, da diese sich normalerweise auf ideale Bedingungen und allein auf den Scanner beziehen. Das System sollte mit einem Standard kalibriert werden, der dem zu scannenden Material ähnelt. Geometrische Standards werden häufig verwendet, da ihre Abmessungen mit Koordinatenmessmaschinen genau gemessen werden können. Zusätzlich muss die Methode der Erfassung der Genauigkeit des Scansystems untersucht werden (DeLong, 2006).

Die Genauigkeit wird als der mittlere Fehler vom tatsächlichen Wert berechnet, während die Präzision als die Standardabweichung der gemessenen Fehler angegeben wird (Altaie et al., 2017).

Eine unkomplizierte Maßnahme zur Bestimmung der Genauigkeit besteht darin, den kürzesten Abstand von jedem Punkt auf der erfassten Oberfläche zur „wirklichen“ Oberfläche zu berechnen, dann die absoluten Werte dieser Abstände zu mitteln und den Mittelwert als Genauigkeit, plus oder minus der Standardabweichung, anzugeben. Absolute Werte werden verwendet, weil sich die Abstände auf den gegenüberliegenden Seiten der Oberfläche teilweise gegenseitig aufheben könnten, was zu einer Unterschätzung der Genauigkeit führen würde.

Die Angabe der Genauigkeit als größter Abstand überschätzt den Fehler aufgrund der beim Scannen auftretenden Ausreißer. Ausreißer sind Punkte, die aus Scanningfehlern resultieren und nicht die Oberflächentopologie widerspiegeln.

Eine weitere effektive Methode zur Angabe der Systemgenauigkeit ist die Angabe des Absolutwerts auf der Grundlage eines „Sigma“-Werts, wobei Sigma mit der Standardabweichung in Beziehung steht. Bei einem Ein-Sigma-Wert ist der absolute Abstand gleich oder größer als 68 % der gemessenen absoluten Abstände; bei einem Zwei-Sigma-Wert größer als 95 % und bei einem Drei-Sigma-Wert größer als 99 %. Sigma-Werte liefern aussagekräftigere Messungen der Scannergenauigkeit als Mittelwerte und Standardabweichungen (DeLong, 2006).

### 2.5.4 Verschleißwerte

Wie aus den Tabellen 2.3 und 2.4 zu erkennen, ist es schwierig, in der Literatur Studien zu finden, die in den Grundsätzen (Material: Befestigungskomposit; Prüfkörper: flache Kompositprobe; Verschleißform: Zahnputzabration; Quantifizierung: Verschleißtiefe in  $\mu\text{m}$ ) genauso aufgebaut sind, wie die Versuche dieser Dissertation.

Tabelle 2.3: Ergebnisse verschiedener Zahnputzabrasionsstudien, die das gleiche Versuchskonzept aufweisen und ebenfalls die Tiefe der Verschleißspur (in  $\mu\text{m}$ ) messen.

Befestigungskomposite		Hochvisköse Komposite	
Autor	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )	Autor	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
Buchalla et al. 2000	16–33	T. Suzuki et al. 2009	600
Ishikiriyama et al. 2015	16,95–22,88	Kanik et al. 2017	5,06

Tabelle 2.4: Ergebnisse verschiedener Zahnputzabrasionsstudien, die ein unterschiedliches Versuchskonzept aufweisen oder den Verschleiß mit anderen Methoden messen.

Befestigungskomposite		Hochvisköse Komposite	
Autor	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )	Autor	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
Krejci et al. 1993	4,9–6,8 (Versuch im Zahnputz- und Kausimulator)	Harrington et al. 1982	6,2–22,9 (Dickeverlust)
Shinkai et al. 2001	15,5–51,5 (Zementspalt eines Inlays)	Teixeira et al. 2005	50,9–107,9 (Dickeverlust)
Belli et al. 2009	2,44–8,70 (0,325 mm breiter Schlitz)		

Die Ergebnisse anderer Autoren sind interessant, um einen Überblick über Verschleiß von Kompositen infolge von Zahnputzabration zu bekommen. Sie sind jedoch nicht direkt mit dieser Dissertation vergleichbar. Bei ähnlicher Methodik sollte nicht aus den Augen verloren werden, dass Details im Versuchsaufbau und vor allem unterschiedliche Materialien, die getestet werden, die Ergebnisse stark beeinflussen können.

Buchalla et al. (2000) verwenden Variolink Ultra (Ivoclar Vivadent) und Compolute Aplicap (3M ESPE) und Ishikiriyama et al. (2015) Variolink II (Ivoclar Vivadent) und RelyX

U100/ARC (3M ESPE). Da die Autoren in beiden Fällen Vorgängerversionen der Materialien verwenden, die in dieser Dissertation für die Versuche ausgewählt wurden (RelyX Ultimate und VariolinkEsthetic), können deren Ergebnisse als die zuverlässigsten Vergleichswerte betrachtet werden, die in der Literatur zu finden sind.

Bei Verschleißwerten handelt es sich um tribologische Verschleißkenngrößen.

### 3 Zielsetzung

Bisher ist kaum etwas über die genauen Mechanismen bei Zahnputzabrasion in In-vitro-Versuchen bekannt und deshalb ist die Generierung adäquater Verschleißwerte und deren sinnvolle Interpretation schwierig.

Es gibt weltweit keine einheitlichen Standards von dentalen Verschleißprüfmethoden.

Auf Seite 24 wird auf die ISO-Norm "Guidance on testing of wear" Teil 1 (2008) und 2 (2001) und deren Schwachstellen eingegangen.

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es, eine methodische Analyse der Verschleißprüfung am Zahnputzsimulator anhand von Befestigungskompositen durchzuführen. Dazu wird in zwei Laboren (München und Tokyo) jeweils ein Versuch mit der dort vorhandenen Zahnbürstmaschine und unter den örtlichen Voraussetzungen durchgeführt. Die Intention ist, messbaren Verschleiß zu erzeugen, daraus den Einfluss der wichtigsten Versuchsparameter abzuleiten und anschließend die Ergebnisse – die idealerweise ähnlich sein sollten – der beiden Versuche zu vergleichen. Die Versuche werden von derselben Person und mit möglichst übereinstimmenden Versuchsabläufen und Methoden durchgeführt. Aufgrund der Gegebenheiten in den beiden Forschungseinrichtungen erfolgt die quantitative Beurteilung der Proben mit verschiedenen Messverfahren.

Um den Fokus auf die methodischen Parameter zu legen, wird je Versuch ein einheitliches Befestigungskomposit verwendet.

Folgende Fragestellungen stehen im Vordergrund der Untersuchung:

Wie kann am Zahnputzsimulator quantifizierbarer Verschleiß erzeugt werden und worin liegt die Ursache, falls dies nicht gelingt?

Wie wirken sich methodische Parameter (Gewicht und Zyklenanzahl) auf die Abrasionswerte aus?

Führen zwei verschiedene Zahnputzsimulatoren und deren jeweilige Quantifizierungsmethoden zu gleichen Ergebnissen?

Ist der Zahnputzsimulator für die Verschleißprüfung von Kompositen geeignet?

Auf Basis der Archard- Gleichung wird folgende Hypothese aufgestellt: Verschleiß korreliert linear mit der Höhe des Gewichts und der Zyklenanzahl nach einer „Running-In“-Periode.

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Versuch in Tokyo

#### 4.1.1 Simulatorenaufbau

Der Zahnbürstensimulator (K236, Tokyo Giken, Tokyo, Japan) besitzt einen Prüfstand mit einem Bürstarm, der sich in horizontaler Richtung über eine Länge von 7 mm linear bewegt (Abb. 4.1). Darin ist über Führungsstäbe ein herausnehmbarer Metallträger eingelassen, der zwar vertikal zu bewegen ist, aber gegen rotierende und horizontale Bewegung gesichert ist. An diesem Träger kann von unten ein Zahnbürstenkopf befestigt werden. Von oben können in einen Führungsstab runde Gewichte eingesetzt werden, sodass eine Auflagekraft der Bürste auf der Probenoberfläche erzeugt wird.



Abbildung 4.1: Zahnbürstensimulator K236, Tokyo Giken

Die Belastung mit Gewichten ist der Kraftauslöser. Der Bürstarm wird von einem Elektromotor gesteuert. Unter dem beweglichen Arm befindet sich eine Plexiglaswanne, die in der Mitte eine Metallvorrichtung zur Aufnahme von Probe oder Probenhalter aufweist (Abb. 4.2). Die Plexiglaswanne dient zur Aufnahme einer Zahnpastasuspension (= Zahnpastaslurry). Es ist möglich, Zyklenanzahl und Frequenz einzustellen.

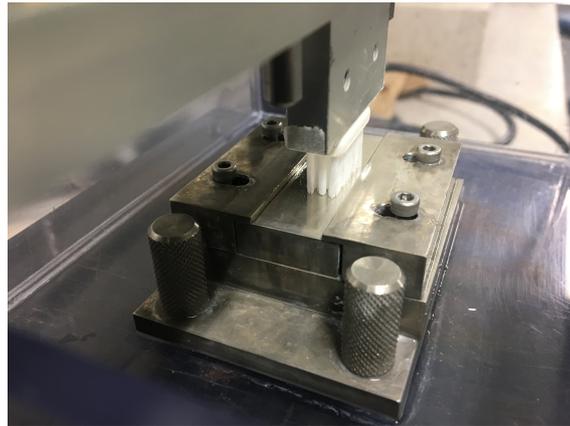


Abbildung 4.2: Position des Bürstenkopfes auf der metallischen Unterlage

#### 4.1.2 Herstellung der Prüfkörper

Es werden 40 Proben hergestellt, 10 für jede Versuchsgruppe. Testmaterial des Versuchs ist das kommerzielle Befestigungskomposit RelyX Ultimate (dualhärtend; 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) (Tab. 4.1).

Mit einer Konstruktion aus flachen Glaträgern werden 2 mm dicke Proben hergestellt (Abb. 4.3). Das flüssige Befestigungskomposit wird für 40 s bei  $1000 \text{ mW/cm}^2$  mit einer LED-Polymerisationslampe (VALO, Ultradent, South Jordan, UT, USA) lichtgehärtet (Abb. 4.4). Vor der Polymerisation wird das Lichthärtegerät mit einem Radiometer (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent, Schaar, Liechtenstein) getestet.

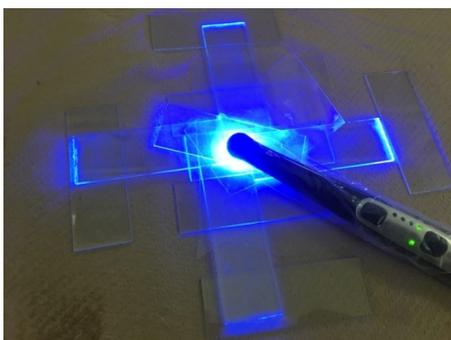


Abbildung 4.3: Polymerisationslampe härtet eine Probe aus Befestigungskomposit

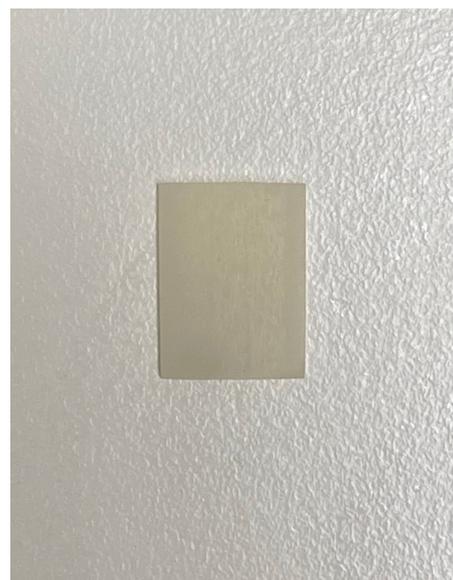


Abbildung 4.4: Probe aus RelyX Ultimate

Anschließend werden die Proben mit SiC-Papier der Körnung 1000 und 2000 (Fuji Star, Sankyo Rikagaku, Saitama, Japan) unter fließendem Wasser von beiden Seiten plan geschliffen und poliert. Alle Proben werden vor Versuchsbeginn für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert.

Tabelle 4.1: Eigenschaften des Versuchsmaterials RelyX Ultimate (dualhärtend; 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) (3M Deutschland, 2018; Frau Dr. Ratzner (Produktentwicklung 3M ESPE), persönliche Kommunikation).

Monomere:	Methacrylatmonomere (z. B. TEGDMA)
Monomergehalt (Gew.-%):	56
Füllkörper:	Radioopake silanisierte/alkalische Füller
Füllkörpergehalt (Gew.-%):	43
Partikelgröße:	90% unter 12,5 µm
Wasseraufnahme (µg/mm <sup>3</sup> ):	21
Wasserlöslichkeit (µg/mm <sup>3</sup> ):	0

#### 4.1.3 Versuchsdurchführung

Die variierenden Versuchsparameter sind Gewicht und Zyklanzahl (Tab. 4.2). Diese werden ausgewählt, da sie elementare Parameter sind, die den Versuch maßgeblich bestimmen und bei Studien mit Zahnputzsimulatoren immer erfasst werden.

Tabelle 4.2: Versuch in Tokyo – Charakterisierung der Versuchsgruppen A–D.

Versuchsgruppe	Gewicht (g)	Zyklanzahl	Probenanzahl
A	250	25 000	10
B	250	35 000	10
C	200	25 000	10
D	200	35 000	10

Mithilfe von doppelseitigem Klebeband werden die Kompositproben unter einem Zahnbürstenkopf (Prospec Young, GC, Tokyo, Japan; mittlere Härte, 9,5 mm Filamentlänge, 19 mm x 17 mm) auf einer Metallfläche fixiert und der Zahnbürstenkopf am beweglichen Arm befestigt. Der Test wird mit einer Frequenz von 150 Zyklen/min (1 Zyklus = ein Hub hin und her alle 7 mm) und je nach Gruppe mit einer vertikalen Kraft von 2/2,5 N und 25 000/35 000 Zyklen durchgeführt. Messinggewichte werden auf den Führungsstab gesteckt und die Gewichtskraft wird mit einer Waage kontrolliert. 100 g entsprechen 1 N. Die Zyklanzahl

kann über ein Bedienfeld an der Maschine eingestellt werden. Der Probenhalter ist immer ausreichend mit Zahnpastaslurry bedeckt, das aus 10 ml destilliertem Wasser, 10 g Zahnpasta (Colgate Total Advanced Whitening, Colgate-Palmolive, New York, NY, USA) und 7,5 g Calciumhydrogenphosphat (Fujifilm Wako, Osaka, Japan) hergestellt ist. Mit jeder neuen Probe werden der Zahnbürstenkopf und die Zahnpastaslurry ausgewechselt. Aufgrund der fixierten linearen Bewegung des Zahnbürstenkopfes entsteht rechts und links davon jeweils eine Referenzfläche, auf der keine Veränderung der Kompositoberfläche stattfindet. Die Proben werden gründlich unter fließendem Wasser und für drei Minuten in destilliertem Wasser im Ultraschallbad gereinigt, bevor sie ohne Zeitverzögerung gemessen werden.

### 4.1.4 Verschleißquantifizierung



Abbildung 4.5: Konfokales 3D-Laserscanning-Mikroskop, VK-X150, Keyence

Die Proben werden in Tokyo mit einem konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskop (VK-X150, Keyence, Osaka, Japan; 16-Bit-Erfassung, 658 nm roter Laser, Vergrößerung x5; „Confocal Laser Scanning Microscope“ = CLSM) analysiert (Abb. 4.5). Der Hersteller gibt folgende technische Daten an:

Höhenmessung: Präzision:  $\sigma = 0,1$ , Genauigkeit:  $14,5 \mu\text{m}$ , Auflösung:  $0,005 \mu\text{m}$ ;

Breitenmessung: Präzision:  $3\sigma = 0,4$ , Genauigkeit:  $\pm 2 \%$ , Auflösung:  $0,01 \mu\text{m}$ .

Die Lichtquelle des Konfokalmikroskops erzeugt ein Licht, das von einer Objektivlinse im Brennpunkt fokussiert und somit auf die Probe übertragen wird. Dieses Licht wird von der

Probe reflektiert und passiert einen Halbspiegel und eine Lochblende, sodass der gesamte Lichtstrahl ein Lichtaufnahmeelement trifft. Anhand der Intensität dieses Lichtstrahls wird erkannt, ob sich die Probe im Brennpunkt befindet. Denn allein das Licht des scharf gestellten Bereiches der Kompositprobe erreicht das Lichtaufnahmeelement durch die Blende (Keyence Deutschland, 2020).

Es handelt sich dabei um ein verschleißfreies Messprinzip. Die Fokussierung geschieht mit einer Autofokus-Funktion. Es werden drei verschiedene Stellen der jeweiligen Probe vermessen, da das CLSM lediglich einen schmalen Probenausschnitt scannt und die Verschleißwerte je nach Position auf der Probe unterschiedlich sind. Somit können mehr Informationen über die Oberflächentopografie generiert werden. Die Stellen werden so ausgesucht, dass sie so wenig Oberflächenunregelmäßigkeiten wie möglich aufweisen (z. B. Luftblasen).

Es gibt verschiedene Aufnahmemodi (Abb. 4.6, 4.7 und 4.8), um eine erfasste Oberfläche darzustellen. Zur Auswertung werden die Aufnahmen des Laser-Scans verwendet.

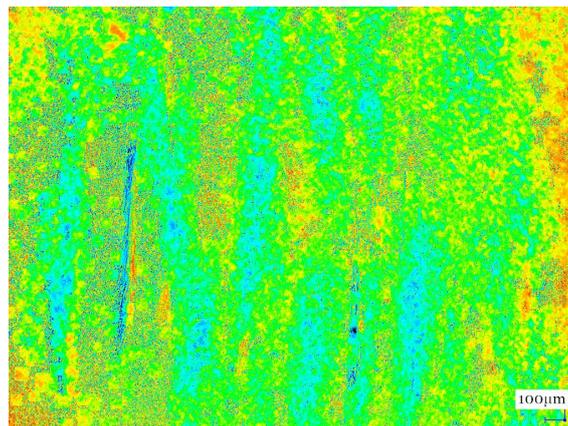


Abbildung 4.6: 2D-Höhendarstellung des konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskops

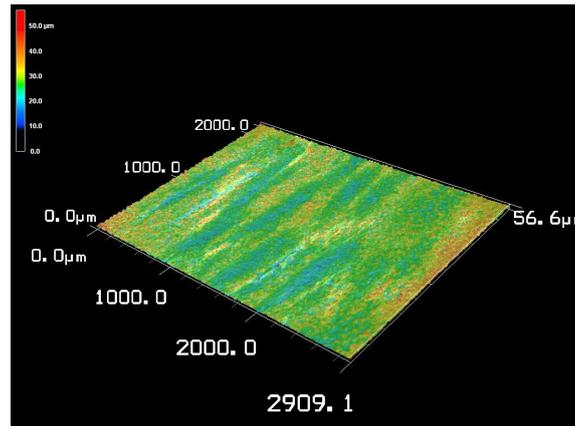


Abbildung 4.7: 3D-Höhendarstellung des konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskops

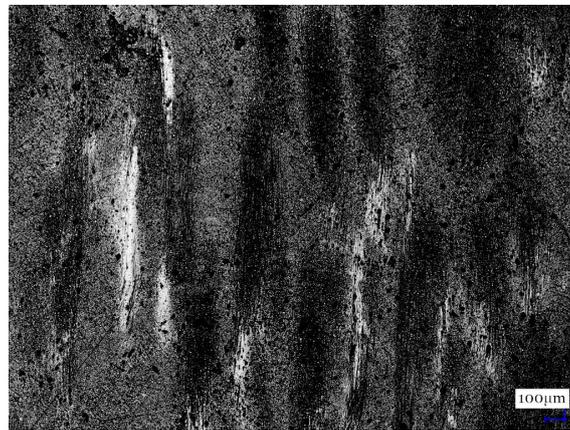


Abbildung 4.8: Laser-Scan des konfokalen 3D-Laserscanning-Mikroskops

Die Zahnbürste ist zu breit, um die Referenzflächen in einer Aufnahme abzubilden. Es müssen mit dem CLSM mehrere Einzelaufnahmen angefertigt werden, die mit einer speziellen Software der Firma Keyence zu einem zusammenhängenden Bild aneinandergesetzt werden. Manuell werden die Bilder überlagert (überlappende Flächen) und durch eine Autokorrektur überprüft. Dies erhöht die Wahrscheinlichkeit für Ungenauigkeiten oder sogar Fehler, was jedoch wegen der Funktionsweise des CLSM nicht auf andere Weise gelöst werden kann. Die maximale Größe der Fläche, die mit dem CLSM aufgenommen werden kann, ist festgelegt und kann nicht individuell verändert werden.

Die Auswertung erfolgt mit dem Plug-In Subtract\_Triangle (Kunzelmann, 2006) für ImageJ (Version 1.52a, NIH, Bethesda, MD, USA), das eine Ausgleichsebene zwischen die Referenzflächen interpoliert. Dabei werden die Ecken von Dreiecken auf die Referenzebenen gesetzt. Dann wird mit den Eckpunkten eine Fläche berechnet. Die echten Daten werden

von dieser virtuellen Ausgleichsebene subtrahiert. Wichtig dabei ist, den Bereich außerhalb der Ebene auszuschließen und die Verschleißspur genau zu selektieren, damit der Mittelwert für die Statistik davon nicht beeinflusst wird.

Um mit den CLSM-Bildern in ImageJ arbeiten zu können, müssen sie zuerst mit der Software Gwyddion (Version 2.51, Czech Metrology Institute, Jihlava, Tschechien) geöffnet und dort als Dateiformat ASCII-Datenmatrix(.txt) gespeichert werden. Danach ist es möglich, sie in ImageJ zu importieren.

Herstellungsbedingt ist die Probenoberfläche nicht plan, sondern weist eine leichte Neigung auf, die von dem gemessenen 3D-Datensatz wiedergegeben wird. Da Präzision und Genauigkeit von der Neigung abhängig sind, besteht die Möglichkeit, dass es dadurch zu Fehlern bei der Verschleißkalkulation kommt (Mehl et al., 1997). Die Neigung der Ebene wird aus der Aufnahme herausgerechnet, um Fehlern vorzubeugen. Es wird dazu der „Rolling Ball“-Algorithmus verwendet. Dieser entspricht einer Glättung, die aus der Ebene das Rauschen eliminiert. Eine Kugel (physikalische Analogie) läuft dabei virtuell über die Unterseite der Oberfläche. Mithilfe der Daten des Mittelpunkts der Kugel wird die korrigierte Fläche bestimmt. Es handelt sich dabei um einen Tiefpassfilter, der hochfrequentes Bildrauschen effektiv beseitigt und niedrige Frequenzen unverändert lässt. Der Hintergrund wird berechnet und von der geneigten Ebene subtrahiert, sodass das Ergebnis als flache Oberfläche resultiert (Burger & Burge, 2015).

Mithilfe einer Threshold-Darstellung der Oberfläche (siehe Abb. 4.18) können die Histogramme ausgewählter Bereiche und somit Informationen über die Oberfläche verglichen werden. Die statistische Analyse wird mit R (R Core Team 2020, Version 3.6.3) durchgeführt.

## 4.2 Versuch in München

### 4.2.1 Simulatoreaufbau

Die Zahnbürstmaschine (Zahnbürst-Prüfmaschine-linear LR 1, SyndiCAD, München, Deutschland) verfügt über sechs identische Prüfstände, bestehend aus einer fixierten Zahnbürste, einer fixierten Wanne und einer metallischen Haltevorrichtung für die Proben (Abb. 4.9).



Abbildung 4.9: Zahnbürst-Prüfmaschine-linear LR 1 mit fertig installierten Proben und Zahnbürsten

Die Zahnbürsten sind in Halterungen der Maschine eingespannt, wobei fünf Freiheitsgrade zum Justieren der genauen Position existieren. Somit können sie derart präzise eingestellt werden, dass die Filamente einer Probenoberfläche überall gleichmäßig aufliegen und ein maximaler Kontakt entsteht (Abb. 4.10).

Die Metallarme, an denen die Bürsten befestigt werden, besitzen verschiebbare Feststell-Gewichte, mit denen die Auflagekraft genau eingestellt werden kann. Somit kann die Bürstkraft nach Bedarf simuliert werden. Das Eigengewicht der Haltevorrichtung der Zahnbürste ist der Kraftauslöser. Es gibt sechs metallische Probenhalter, die miteinander verbunden und festgeschraubt werden, um eine sichere Position der Proben zu gewährleisten. Die Probenhalter bewegen sich innerhalb der Wannen, die die Zahnpasta-slurry enthalten, über 45 mm linear in horizontaler Richtung. Diese Bewegung vermischt die Zahnpastaslurry kontinuierlich bei jedem Hub, wodurch eine Sedimentation vermieden wird.

Die Proben benötigen eine spezifische Form, um in die Probenhalter hineinzupassen. Sie werden mit einem Kunststoff-Bauteil fixiert, das jeweils am Ende der Probe auf gleicher Höhe ein Metallplättchen besitzt. Dieses Plättchen sorgt dafür, dass der Zahnbürstenkopf während des gesamten Bürstzyklus vollständig abgestützt ist und keine Druckspitzen entstehen.

Die Zahnbürsten sind starr fixiert. Bei Änderung der Bewegungsrichtung heben sie sich kurz, wenn die Filamente ihre volle Länge annehmen. An einem LCD-Display an der Front ist die Zyklusanzahl einstellbar. Ein Zyklus bedeutet eine Hin- und Herbewegung. Die Geschwindigkeit ist nicht variabel und beträgt 70 Zyklen/min. Der Zahnbürstsimulator besitzt einen Servomotor. Das Geschwindigkeitsprofil entspricht einer Sinuskurve.



Abbildung 4.10: Positionierung des Bürstenkopfes auf dem Prüfkörper

### 4.2.2 Herstellung der Prüfkörper

Es werden 40 Proben hergestellt, 8 für jede Versuchsgruppe. Um möglichst genau die halbrunden Vorwölbungen der Zähne im Mund zu reproduzieren, wird eine von Sorensen entwickelte gerippte Probenkonfiguration angewendet. Der Bereich um das Prüfmaterial wird so geformt, dass im Modell drei Wölbungen entstehen, die die Krümmung der Zahnoberflächen simulieren. Mit Ausnahme der Vertiefungen zwischen den Kämmen wird der Rest der Oberfläche auf eine Höhe poliert, die mit dem Befestigungskomposit bündig und koplanar ist (Sorensen & Nguyen, 2002).

Die Prüfkörper werden nach Berechnung und Konstruierung am Computer mit der Soft-

ware Cura in einem 3D-Drucker (Ultimaker 2, Ultimaker B.V., Utrecht, Niederlande) aus dem Material Polylactide (PLA) hergestellt. Der Sockel des Probenhalters ist 4 mm hoch. Testmaterial ist das kommerzielle Befestigungskomposit Variolink Esthetic DC (Farbe: neutral; Ivoclar Vivadent, Schaar, Liechtenstein). Die Proben der Kontrollgruppe werden aus dem Komposit Tetric EvoCeram (Farbe: A3; Ivoclar Vivadent, Schaar, Liechtenstein) gefertigt (Tab. 4.3).

Tabelle 4.3: Eigenschaften des Versuchsmaterials Variolink Esthetic DC und Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent, 2011, 2016, 2018).

	Variolink Esthetic DC	Tetric EvoCeram
Hersteller	Ivoclar Vivadent, Schaar, Liechtenstein	
Monomere	Urethandimethacrylat und weitere Methacrylatmonomere	Urethandimethacrylat, Bis-EMA, Bis-GMA
Monomergehalt (Gew.-%)	30–38	24–25
Füllkörper	Ytterbiumtrifluorid und sphäroide Mischoxide	Ytterbiumtrifluorid, Bariumglas, Mischoxid und Copolymer
Füllkörpergehalt (Gew.-%)	60–68	75–76
Partikelgröße (µm)	0,04–0,2 Durchschnitt: 0,1	0,04–3 Durchschnitt: 0,6
Wasseraufnahme (µg/mm <sup>3</sup> )	≤ 40	21,2
Wasserlöslichkeit (µg/mm <sup>3</sup> )	≤ 7,5	< 1,0

Die Anzahl an Publikationen, die zu einem Vergleich für diese Studie herangezogen werden können, ist gering. Aus diesem Grund fällt die Entscheidung auf eine Kontrollgruppe aus Tetric EvoCeram, da eine größere Datenbasis in der Literatur zur Verfügung steht, um die Ergebnisse vergleichend beurteilen zu können.

Das Material wird in die zentrale Vertiefung des Prüfkörpers eingefüllt und mit einer LED-Polymerisationslampe (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent, Schaar, Liechtenstein) für 40 s bei  $1000 \text{ mW/cm}^2$  lichtgehärtet (Abb. 4.11).



Abbildung 4.11: Probenherstellung mit Variolink Esthetic und Bluephase Style zur Polymerisation

Anschließend werden die Prüfkörper mit SiC-Papier (Struers GmbH, Willich, Deutschland) der Körnung 1000 und 2000 in einer Schleifmaschine (SS-200, Leco, St. Joseph, MI, USA) plan geschliffen und poliert. Alle Proben wurden vor Versuchsbeginn für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert.

### 4.2.3 Versuchsdurchführung

Die variierenden Versuchsparameter sind wie schon bei dem Versuch in Tokyo Gewicht und Zyklenanzahl (Tab. 4.4).

Die Prüfkörper werden im Zahnputzsimulator in den Probenhaltern befestigt. Die Stelle

Tabelle 4.4: Versuch in München – Charakterisierung der Versuchsgruppen A–E.

Versuchsgruppe	Gewicht (g)	Zyklusanzahl	Probenanzahl
A	250	17 500	8
B	125	17 500	8
C	250	35 000	8
D	125	35 000	8
E (Kontrolle)	125	17 500	8

mit dem zu prüfenden Material definiert die „Region of Interest“ (ROI). Die Zahnbürsten (ADA-Control, 11 mm Filamentlänge, 10,6 mm x 28 mm; Oral-B, Procter & Gamble, Schwalbach, Deutschland) werden so ausgerichtet, dass der Bürstenkopf mittig auf der Probe liegt. Zudem müssen alle Filamente in gleichem Maße Kontakt zur Probenoberfläche haben. Da eine Zahnbürste ohne Abrasiv nachweislich keinen Verschleißeffekt auf ein Komposit hat, ist deren Auswahl zu vernachlässigen. Lagerungsfehler wirken sich jedoch auf die Beschaffenheit der Bürste aus und sollten vermieden werden. Die Frequenz beträgt 70 Zyklen/Minute und der Test wird je nach Gruppe mit einer vertikalen Kraft von 1,25 N/ 2,5 N und 17 500/35 000 Zyklen durchgeführt. 100 g entsprechen 1 N. Statt 200 g Gewicht wie bei dem Versuch in Tokyo wird 125 g Gewicht gewählt, um die Linearität prüfen zu können. Die Feststellgewichte werden so eingestellt, dass die Zahnbürsten genau die gewünschte Kraft ausüben. Dies wird mit einer Feinwaage (PS-500, Conrad Electronic AG, Wollerau, Schweiz), die anstelle der Proben unter den Bürstköpfen positioniert wird, kontrolliert. Die Probenhalter werden zur Stabilisierung miteinander verschraubt und die Zahnbürsten auf die Proben herabgesenkt.

Die Zahnpastaslurry wird angemischt aus 10 ml destilliertem Wasser, 10 g Zahnpasta (Colgate Total Advanced Whitening, Colgate-Palmolive, New York, NY, USA) und 7,5 g Calciumhydrogenphosphat (Merck, Darmstadt, Deutschland). Bei der Zahnpasta handelt es sich um die gleiche, die in dem Versuch in Tokyo verwendet wird. Sie wird in die Wannen gefüllt, sodass die Proben ausreichend bedeckt sind und alle 60 Minuten wird etwas nachgefüllt.

Am Bedienfeld wird die Zyklusanzahl eingestellt und der Versuch per Knopfdruck gestartet. Mit jeder neuen Probe werden der Zahnbürstenkopf und die Zahnpastaslurry ausgewechselt. Aufgrund der fixierten linearen Bewegung des Zahnbürstenkopfes entsteht rechts und links davon jeweils eine Referenzfläche, auf der keine Veränderung der Kompositoberfläche stattfindet. Die Proben werden gründlich unter fließendem Wasser und für drei Minuten in destilliertem Wasser im Ultraschallbad gereinigt, bevor sie ohne Zeitverzögerung gemessen werden.

#### 4.2.4 Verschleißquantifizierung



Abbildung 4.12: 3D-Surface Scan KF-30 mit vier zu scannenden Prüfkörpern

In München findet die Vermessung der Proben mittels einem optischen 3D-Scanner (3D-Surface Scan KF-30; Hardware: SyndiCAD, München; Software: Certiga, Unterhaching) mit konfokalem (Weißlicht-)Sensor (IFS 2401-3, Micro-Epsilon, Ortenburg) statt (Abb. 4.12). Dieser besitzt eine mehrlinsige Optik und eine LED-Lichtquelle. Der Hersteller gibt folgende technische Daten an: Genauigkeit: 1,5  $\mu\text{m}$ ; Auflösung: 0,12  $\mu\text{m}$ ; Lichtfleckdurchmesser: 25  $\mu\text{m}$ .

Die Anordnung der Linsen verursacht auf Grund von kontrollierter chromatischer Abweichung eine Zerlegung des Lichts in seine monochromatischen Wellenlängen. Jeder Wellenlänge wird mithilfe einer werkseitigen Kalibrierung ein konkreter Abstandspunkt zum Messobjekt zugeteilt. Das Sensorsystem verwendet diejenige Lichtwellenlänge, die sich genau auf dem Objekt fokussiert, zur Messung. Das Licht, das von diesem Punkt reflektiert wird, wird via einer optischen Anordnung auf ein Sensorelement projiziert, das lichtempfindlich ist. Dort wird die zugehörige Spektralfarbe festgestellt und analysiert (MICRO-EPSILON Messtechnik GmbH, n. d.). Es handelt sich dabei um ein verschleißfreies Messprinzip.

Um die exakte Erfassung der Oberfläche sicherzustellen, muss davor auf die trockene

Probenoberfläche ein Entspiegelungsspray (Helling 3D-Laserscanning Entspiegelungsspray, Helling GmbH, Heidgraben) aufgetragen werden. Es wird aus 20 cm Entfernung dünn auf die Probe gesprüht. Auf Abbildung 4.13 ist rechts die hauchdünne Bedeckung der Probenoberfläche mit der Kristallschicht zu erkennen.



Abbildung 4.13: Oberfläche des Prüfkörpers, links ohne und rechts mit Entspiegelungsspray

In einem metallischen Probenhalter können bis zu vier Prüfkörper befestigt werden. Der Focus wird auf 1,75 eingestellt, um die Oberfläche scharfzustellen und korrekt zu fokussieren. Es wird ein geeignetes Messfenster von 3,0 x 16,0 mm ausgewählt. Die Auswahl des Messfeldes geschieht über ein integriertes Kamerasystem. Die eingelegte Probe wird nach dem Start des Messvorgangs anhand der vorgegebenen Parameter vermessen. Der Scanner fährt mit einem winzigen Messfleck in einer Linie über die Probe (Abb. 4.14). Diese abgescannte Oberfläche erscheint auf dem Computerbildschirm als Höhenprofil (Abb. 4.15). Auf diese Weise wird die gesamte ausgewählte Fläche abgefahren.



Abbildung 4.14: Messpunkt (schwarzer Kreis) des 3D-Scanners auf der Materialoberfläche beim Erfassen der Oberfläche

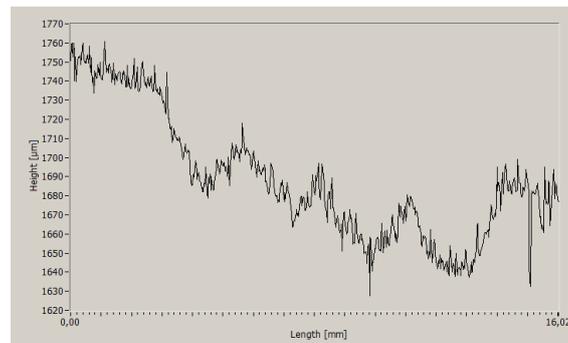


Abbildung 4.15: Höhenprofil der Abrasionsspur einer Probe, quer zur Bürstrichtung mit dem 3D-Scanner gemessen

Mittels Aneinanderreihung der einzelnen Profile entsteht eine 3D-Darstellung der Oberflächentopographie. Die Messergebnisse werden nach Abschluss der Messung in einer Khoros-Datei (.xv) zur weiteren Analyse zur Verfügung gestellt.

Auf der Probenoberfläche befinden sich trotz Politur kleinere Unregelmäßigkeiten wie z. B. Luftblasen oder Kratzer, die bereits vor Zahnputzsimulation vorhanden sind. Diese Vertiefungen könnten bei der Verschleißmessung nach Zahnputzsimulation fälschlicherweise zur entstandenen Abrasion hinzugezählt werden. Aus diesem Grund erfolgt die erste Messung nach Fertigstellung der Proben und vor Testbeginn, um diese nicht verschleißbedingte Tiefe zu ermitteln und von der finalen Abrasionsmessung am Ende abziehen zu können (Belli et al., 2009; Lambrechts et al., 2006). Die zweite Messung erfolgt bei allen Gruppen nach 17 500 Zyklen, die bei Gruppe A, B und E die finale Messung darstellt und bei den Gruppen C und D eine Kontrollmessung, um die Linearität der Abrasion zu überprüfen. Bei den Gruppen C und D erfolgt eine dritte abschließende Messung nach 35 000 Zyklen (Tab. 4.5).

Tabelle 4.5: Versuch in München – Systematik der Messungen und Ergebnisberechnung.

	Versuchsgruppe A, B, E	Versuchsgruppe C, D
1. Messung	vor Versuchsbeginn	vor Versuchsbeginn
2. Messung	nach 17 500 Zyklen	nach 17 500 Zyklen
3. Messung	-	nach 35 000 Zyklen
Ergebnis	2. - 1. Messung	3. - 1. Messung

Die Auswertung geschieht mit Match3D (Gloger, Weinheim, 1998). Auf der Darstellung (Abb. 4.16) befinden sich rechts und links die Referenzflächen und in der Mitte die dunkler erkennbare Abrasionsspur. Als erster Schritt werden Extremwerte gelöscht („Spitzen“). Danach wird zwischen den gemessenen Referenzflächen eine Ebene interpoliert, um dann den Abstand zwischen der Verschleißspur und der Ebene zu berechnen (Abb. 4.17). Auf diese Weise wird der mittlere Höhenverlust in  $\mu\text{m}$  bestimmt. Die statistische Analyse wird mit R (R Core Team 2020, Version 3.6.3) durchgeführt.

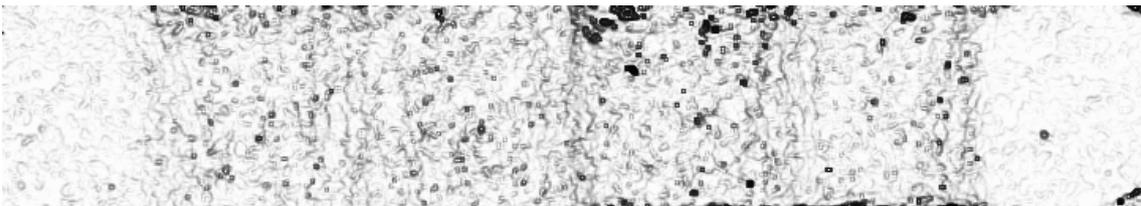


Abbildung 4.16: Darstellung der gescannten Probenoberfläche und Abrasionsspur in Match3D.

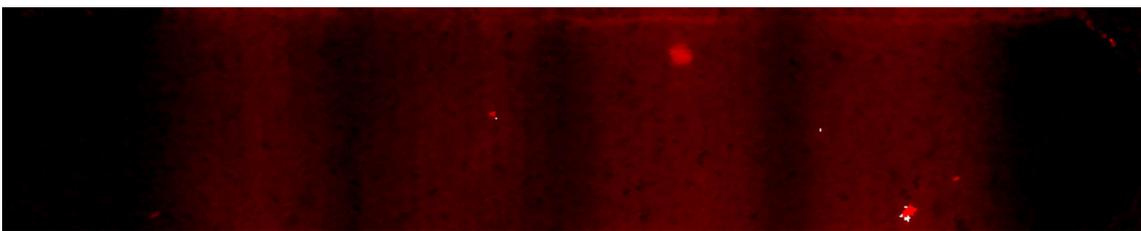


Abbildung 4.17: Berechnete Verschleißspur (rot) unter der interpolierten Ebene in Match3D.

### 4.3 REM-Bilder

Mit einem Rasterelektronenmikroskop (Zeiss Supra 55VP, Zeiss, Jena) werden Aufnahmen repräsentativer Proben jeder Gruppe aus Tokyo und München mit 50-/500-/2500- und

5000-facher Vergrößerung angefertigt (Spannung 10 kV). Es werden zudem Aufnahmen der Referenzflächen gemacht, um einen Vergleich der Oberfläche vor und nach Zahnputzsimulation zu ermöglichen.

Bei den Münchner Proben besteht die Schwierigkeit, dass es aufgrund des Materials der Probenhalter zu starken Aufladungen unter dem Vakuum des REMs kommt. Aus diesem Grund werden die Proben statt der üblichen 48 Stunden für 7 Tage getrocknet, um jegliche Wasserrückstände zu eliminieren. Danach werden die Proben mit Gold besputtert (SC7620 Mini Sputter Coater, Polaron Ltd /heute: Quorum Technologies Ltd, Laughton, United Kingdom). Die Bilder erlauben es, das Verschleißverhalten der Kompositproben und morphologische Details genauer zu analysieren. Diese qualitative Evaluation ergänzt die quantitativen Untersuchungen der Verschleißparameter.

### **4.4 „Trial and Enhance“ (Ausprobieren und verbessern) – Optimierung der Methode**

Erste Vorversuche zur Zahnputzsimulation ergeben im Vergleich zu Verschleißwerten ähnlicher Publikationen keine aussagekräftigen Ergebnisse, da kaum Abrasion messbar ist. Diese Resultate deuten darauf hin, dass die Methode nicht ausgereift ist und die Ergebnisse von Details beeinflusst werden.

Aus diesem Grund wird vor Durchführung des eigentlichen Experiments die Methode evolutiv optimiert. Das Ziel ist, einen möglichst präzisen und reproduzierbaren Versuch durchzuführen, der ein nachweisbares Ergebnis liefert.

Eine Herausforderung stellt vor allem die Schwierigkeit dar, eine messbare Abrasionsspur zu erzeugen, die über leichte Oberflächenkratzer hinausgeht. Zudem muss genau überlegt werden, welche Auswertungsmethode die genauesten Ergebnisse hervorbringt. So wird mit den vorhandenen Gegebenheiten nach und nach in einem Selektionsprozess die Methode entwickelt, mit der die Verschleißprüfung am Ende durchgeführt wird. Ungeeignete Praktiken werden mithilfe der gewonnenen Erkenntnisse weiterentwickelt – „Trial and Enhance“ statt „Trial and Error“.

#### **4.4.1 Prüfkörperherstellung**

Eine erste Herangehensweise besteht in Tokyo darin, CAD/CAM-Blöcke (Vita Enamic, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland; Cerasmart, GC, Leuven, Belgium) als Träger für das Befestigungskomposit zu verwenden. Dafür werden die Blöcke mit einer langsam laufenden Diamantsäge (IsoMet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) in Proben mit einer

Dicke von 2 mm zerteilt. Sie werden mit SiC-Papier der Körnung 1200, 1500 und 2000 (Fuji Star, Sankyo Rikagaku, Saitama, Japan) unter fließendem Wasser poliert. Auf jeder Oberfläche wird ein 1 mm tiefer Schlitz mit einem Diamantbohrer unter Wasserkühlung geschliffen.

Die Proben werden drei Minuten lang in destilliertem Wasser im Ultraschallbad gereinigt und mit Druckluft getrocknet. Die Schlitz werden 10 s lang mit Aluminiumoxid (50 µm) nach Herstellervorschrift, mit 1 bar und aus 1 cm Abstand, gestrahlt. Die Proben werden erneut für drei Minuten in destilliertem Wasser im Ultraschallbad gereinigt und mit Druckluft getrocknet.

Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) wird aufgetragen, mit einem leichten Luftstrom verpustet und 20 s lichtgehärtet. RelyX Ultimate (3M ESPE, Neuss, Deutschland) wird in die Schlitz gefüllt, mit einem transparenten Polyesterstreifen bedeckt und 40 s mit einer Polymerisationslampe (VALO, Ultradent, South Jordan, UT, USA) lichtgehärtet. Die Oberfläche wird mit SiC-Papier der Körnung 1500 und 2000 unter fließendem Wasser für drei Minuten poliert. Danach werden die Proben für drei Minuten in destilliertem Wasser im Ultraschallbad gereinigt.

Es handelt sich bei den CAD/CAM-Blöcken um Hybridkeramiken, die ideale mechanische Eigenschaften aufweisen, daher ist nach der Zahnputzsimulation keine Abrasion des Befestigungskomposits feststellbar. Die harte Hybridkeramik abradiert während der Zahnputzsimulation nicht und somit wird verhindert, dass das Befestigungskomposit der Abrasion ausgesetzt wird.

In Abbildung 7.9 stellt die graue Fläche das Befestigungskomposit dar, das durch die harte Oberfläche der Hybridkeramik (dargestellt von den dicken schwarzen Linien) vor Abrasion geschützt wird. Da die Keramik nicht abradiert, wird auch das Befestigungskomposit keinem Verschleiß ausgesetzt sein, es wirkt keine Last darauf. Das am langsamsten verschleißende Material bestimmt die Verschleißgeschwindigkeit. Aus diesem Grund werden die Proben im späteren Versuch aus reinem Befestigungskomposit hergestellt.

Da im Zahnputzsimulator in Tokyo keine Vorrichtung zur Aufnahme der Proben vorhanden ist (Abb. 4.2), stellt sich die Frage, wie die Kompositproben unter dem Bürstenkopf befestigt werden. Zuerst wird ein, individuell an die Maße des Simulators angepasster, Halter aus Komposit hergestellt. Eine wichtige Voraussetzung für den präzisen Versuchsablauf ist ein stabiler Sitz der Probe in diesem Halter. Da die Proben nicht mit einer standardisierten Form hergestellt werden, gibt es minimale geometrische Unterschiede, die der Grund dafür sind, dass nicht jede Probe sicher in dem Probenhalter befestigt ist. Aus diesem Grund wird von einem individuell gefertigten Probenhalter abgesehen und die einzelnen Proben mithilfe eines doppelseitigen Klebestreifens im Simulator befestigt. Es wird in einem Durchgang

ohne Slurry überprüft, ob die Probe im Laufe des Versuchs stabil befestigt bleibt.

Im Labor in München werden ebenfalls verschiedene Ansätze untersucht, um die Kompositproben im Simulator zu befestigen. Dünne Proben, hergestellt aus reinem Befestigungskomposit, mit einer Dicke von 1 mm, werden auf standardisierten metallischen Probenhaltern fixiert, die passgenau in den Zahnputzsimulator gesetzt werden können. Alternativ dazu wird aus Luxatemp (DMG, Hamburg) ein Probenhalter hergestellt. Dazu wird eine zusammensetzbare Hohlform aus Metall verwendet, in die zuvor die Probe aus Befestigungskomposit an die richtige Stelle gesetzt und fixiert wird. In die geschlossene Form wird der visköse, chemisch härtende Kunststoff über Öffnungen eingefüllt und ist nach fünf Minuten ausgehärtet.

Es gibt zu den aus PLA mit dem 3D-Drucker hergestellten Prüfkörpern des späteren Versuchs keine Unterschiede bei den Ergebnissen, aus diesem Grund wird dieses Verfahren der einheitlicheren Geometrie wegen ausgewählt. Der Vorteil der 3D-gedruckten Probenhalter liegt in der flexiblen Formgestaltung mithilfe einer Software und der unkomplizierten Umsetzung neuer Formen.

Es werden REM-Aufnahmen der Oberfläche angefertigt, um Einflüsse von PLA auf den Verschleißmechanismus (wie z. B. Verschmieren über die Verschleißfläche etc.) zu beurteilen. Die polierte PLA Oberfläche wird vor Verschleißsimulation in 2500-facher Vergrößerung (Abb. 4.18) und nach der Simulation aufgenommen (Abb. 4.19).



Abbildung 4.18: REM-Aufnahme in 2500-facher Vergrößerung der polierten PLA-Oberfläche

Es ist zu erkennen, dass die Oberfläche (Abb. 4.18) trotz Politur inhomogen und granulös ist. Es sind zudem feine Risse zu erkennen. Nach Verschleißprüfung ist die Oberfläche deutlich homogener, die grobkörnige oberste Materialschicht scheint von dem Kontakt mit Zahnbürstfilamenten und Abrasiv entfernt worden zu sein (Abb. 4.19). Es sind ebenfalls feine Risse auszumachen.

Die Vermutung liegt nahe, dass diese Risse während der Herstellung aufgrund von Kon-

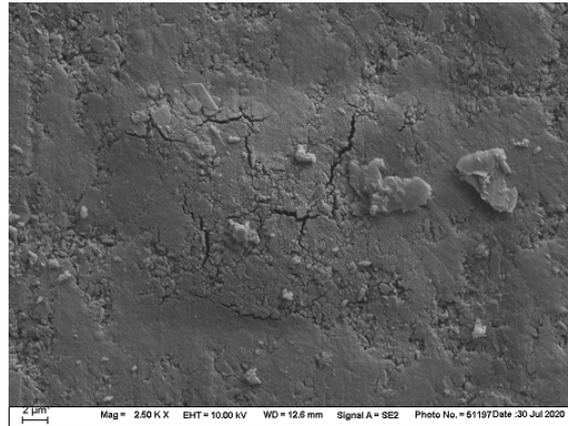


Abbildung 4.19: REM-Aufnahme in 2500-facher Vergrößerung der abradierten PLA-Oberfläche

traktionsspannungen beim Abkühlen entstehen. Mechanische Ermüdung ist als Ursache auszuschließen, da die Risse in gleicher Ausprägung bereits vor Zahnputzsimulation vorhanden sind. Eine oberflächliche Schicht wird augenscheinlich abradiert, es kann jedoch nicht abgeschätzt werden, in welchem Ausmaß Material entfernt wird. Rillen, Kratzer oder Oberflächendefekte sind nicht festzustellen. Es entsteht der Eindruck, die Zahnputzsimulation habe die PLA-Oberfläche poliert. Ein Verschmieren über die Kompositoberfläche der Proben kann anhand dieser Bilder ausgeschlossen werden.

#### 4.4.2 Referenzfläche

Eine nicht veränderte Oberfläche muss als Referenz dienen, um die Abrasion quantitativ zu beurteilen. Die Zahnbürste bewegt sich während der Zahnputzsimulation linear und idealerweise ohne Bewegungsspielraum nach rechts oder links. Mittels dieser Voraussetzung sollte eine eindeutig abgegrenzte Referenzfläche entstehen. Dies ist jedoch in Tokyo nicht der Fall – es kann bei der Verschleißquantifizierung der Proben kein eindeutiger Übergang festgestellt werden. Minimale Ausschwenkungen des Zahnbürstenkopfes, kleine ausschweifende Bewegungen der Filamente oder fehlende Abrasion könnten hierfür eine Ursache sein.

Ein Versuch, dieses Problem zu lösen, besteht darin, die Fläche links und rechts am Rande des Bürstenkopfes mit einem Klebestreifen abzudecken, um später mit einer geeigneten Software eine Ebene interpolieren zu können (Abb. 7.10, Schema 1). Eine andere Herangehensweise ist, die Bürstspur zur Hälfte mit einem Klebestreifen abzudecken, um dann jeweils die mittlere Höhe der unterschiedlichen Flächen zu berechnen und zu vergleichen (Abb. 7.10, Schema 2.1).

Dabei stellt sich jedoch die Frage, ob der Klebestreifen aufgrund seiner eigenen Höhe den Kontakt der Borsten zur Probe verhindern (Abb. 7.10, Schema 2.2). Denn wenn die Borsten auf dem Klebestreifen aufliegen, könnten sie am Übergang zum Klebestreifen Abstand  $\Delta$  zur Probenoberfläche haben.

Zusätzlich ist zu bedenken, dass die nicht abgeklebte Fläche stärker der Slurry ausgesetzt wäre als die bedeckte Referenzfläche und somit stärker aufquellen oder schrumpfen könnte. Um diesem Fehler vorzubeugen, wird auf das Abkleben der Referenzflächen gänzlich verzichtet. Nicht abradierete Bereiche ergeben sich während der Zahnputzsimulation rechts und links von dem Bürstenkopf.

### 4.4.3 Politur

Das Ziel der Politur ist es, eine plane und glatte Probenoberfläche vor Versuchsbeginn zu gewährleisten. Diese ist für eine präzise Verschleißmessung essentiell, auch wenn Abweichungen davon methodisch ausgeglichen werden können. Es werden die nachfolgend beschriebenen Polierverfahren ausprobiert, die sich jedoch kaum in ihren Ergebnissen unterscheiden. Es kann zwar eine glatte, jedoch keine perfekt plane Probe mit jedem der folgenden Polierverfahren erreicht werden:

- Politur in einer Poliermaschine (EcoMet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) mit SiC-Papier der Körnung 1200, 1500 und 2000 (Fuji Star, Sankyo Rikagaku, Saitama, Japan), wobei Dauer und Geschwindigkeit je Körnung auf verschiedenste Weise variiert werden.
- Die gleiche Politur in der gleichen Poliermaschine mit anschließender Politur mit Diamantpolierpasten (TechDiamondTools, Santa Clara, CA, USA) der Körnung 50 000, 100 000 und 200 000.
- Politur von Hand auf einer Glasplatte mit SiC-Papier der Körnung 1200, 1500 und 2000, wobei Dauer je Körnung auf verschiedenste Weise variiert wird.
- Die gleiche Politur von Hand mit anschließender Politur mit Diamantpolierpasten der Körnung 50 000, 100 000 und 200 000.
- Politur mit Diamantpolierpasten der Körnung 50 000, 100 000 und 200 000.

### 4.4.4 Abrasivpartikel

Das Hauptproblem des Zahnputzsimulators in Tokyo besteht darin, lediglich eine geringe Abrasion zu verursachen. Da die Zahnpastaslurry das Ausmaß der Abrasion stark beeinflusst,

werden zahlreiche unterschiedliche Slurryzusammensetzungen untersucht.

- Zahnpasta mit niedrigem RDA-Wert (Verhältnis 1:1 mit Wasser; Sensodyne Pronamel, GlaxoSmithKline, London-Brentford, UK) mit Zusatz von (in Klammern Angabe des Verhältnisses von Zahnpastaslurry zu Abrasivmittel):
  - Tragant (1:30; 1:88; 1:175; 1:350) (Merck, Darmstadt),
  - Bimsstein (1:220; 1:2,5) (mittlere Körnung; Hinrichs, Goslar),
  - Bimsstein und Tragant,
  - Calciumhydrogenphosphat (1:15; 1:7,5; 1:5; 1:3,5; 1:3) (Fujifilm Wako, Osaka, Japan),
  - Calciumhydrogenphosphat und Tragant,
  - Calciumcarbonat (1:15; 1:7,5; 1:5; 1:3,5; 1:3) (Fujifilm Wako, Osaka, Japan),
  - Calciumcarbonat und Tragant.
- Zahnpasta mit hohem RDA-Wert (Verhältnis 1:1 mit Wasser; Colgate Total Advanced Whitening, Colgate-Palmolive, New York, NY, USA) mit Zusatz von:
  - Tragant (1:30; 1:88; 1:175; 1:350),
  - Bimsstein (1:220; 1:2,5),
  - Bimsstein und Tragant,
  - Calciumhydrogenphosphat (1:15; 1:7,5; 1:5; 1:3,5; 1:3),
  - Calciumhydrogenphosphat und Tragant,
  - Calciumcarbonat (1:15; 1:7,5; 1:5; 1:3,5; 1:3),
  - Calciumcarbonat und Tragant.
- Tragant-Standard-Abrasivslurry, im Verhältnis 1:1:3:4, zusammengesetzt aus:
  - destilliertem Wasser,
  - Glycerin (Fujifilm Wako, Osaka, Japan),
  - Calciumhydrogenphosphat,
  - Tragant-Lösung (zusammengesetzt aus: Tragant, Glycerin, destilliertes Wasser im Verhältnis 1:40:40).

Das Standard-Abrasiv Calciumpyrophosphat steht leider nicht zur Verfügung.

Bimsstein verursacht eine starke Abrasion (80-100  $\mu\text{m}$ ). Da die Verwendung beim

Zähneputzen jedoch nicht klinisch relevant ist, wird von einer Anwendung beim Zahnputzsimulator abgesehen.

Bei Tragant handelt es sich um ein stark hydrophiles Binde- und Klebemittel, das der Zahnpastaslurry zugesetzt wird, um eine Sedimentation der Abrasivpartikel zu verhindern. Es bewirkt eine Erhöhung der Viskosität der Slurry, was soweit reicht, dass bei geringen Mengen eine inhomogene Verklebung der Suspension beobachtet werden kann. Eine weitere Beobachtung ist, dass je visköser die Slurry ist desto geringer ist die verursachte Abrasion. Aus diesem Grund wird Tragant nicht verwendet. Die Tragant-Standard-Abrasivslurry besitzt bei Einhaltung der vorgegebenen Mengenverhältnisse eine zähe Konsistenz und hat dadurch, wie bereits für Tragant beschrieben, keine abrasive Wirkung.

Calciumcarbonat und Calciumhydrogenphosphat verursachen beide eine stärkere Abrasion, wobei Letzteres als das Abrasiv mit der größten Wirkung hervorsteht. Aus diesem Grund wird Calciumhydrogenphosphat der Zahnpastaslurry im Experiment zugesetzt und ebenfalls bei der Versuchsdurchführung in München angewendet.

Es wird zudem versucht, die Verschleißwirkung der Abrasivpartikel der Zahnpasta einzuschätzen, indem diese mit dem REM aufgenommen werden. Dazu wird die Zahnpasta (Colgate Total Advanced Whitening) im Verhältnis 1:1 mit destilliertem Wasser gemischt. Die Zahnpastaslurry wird mehrmals hintereinander zentrifugiert. Nach dem Zentrifugieren wird stets die abgesetzte Flüssigkeit entfernt und neues Wasser hinzugefügt. Damit soll eine Trennung der festen Partikel von den löslichen Bestandteilen stattfinden. Anschließend wird eine dünne Schicht auf einen kleinen Objektträger aufgebracht und für 48 Stunden getrocknet. Der Zahnpastafilm wird besputtert und im REM mit 7000-facher Vergrößerung aufgenommen (Abb. 4.20).

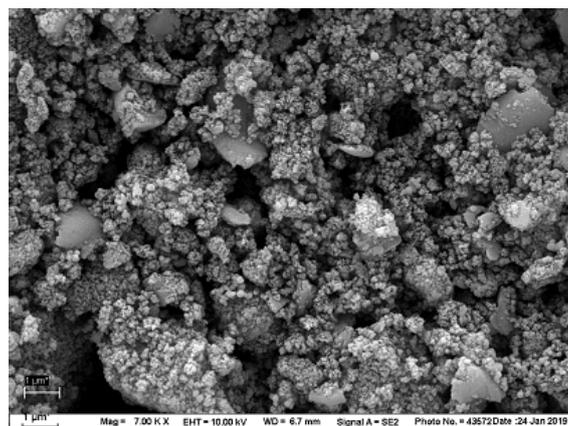


Abbildung 4.20: REM-Aufnahme von sedimentierten Zahnpastabestandteilen in 7000-facher Vergrößerung

Die Oberfläche erscheint inhomogen und es sind Partikel unterschiedlicher Größe zu erkennen. Feine Bestandteile bilden eine Grundmasse, in die größere Teilchen eingelagert sind. Diese haben eine Größe von ca. 0,5–2  $\mu\text{m}$ . Die komplexe Zusammensetzung von Zahnpasten erschwert die genaue Zuordnung der Partikel. Neben Abrasivstoffen sind Suspensionsmittel, Stabilisierungsmittel, Detergenzien, aromatische Stoffe sowie medikamentöse und chemische Zusätze wie z. B. Hydroxylapatit, Pyrophosphat, Metallionen u. v. m. enthalten (Müller, 2012). Daher ist auf der REM-Aufnahme nicht auszumachen, um welche Substanzen es sich bei den Teilchen handelt und welche Funktion sie innehaben.

In einem weiteren Schritt wird das Abrasiv Calciumhydrogenphosphat (Merck, Darmstadt, Deutschland) im REM mit 500- und 2500-facher Vergrößerung aufgenommen (Abb. 4.21 und Abb. 4.22).

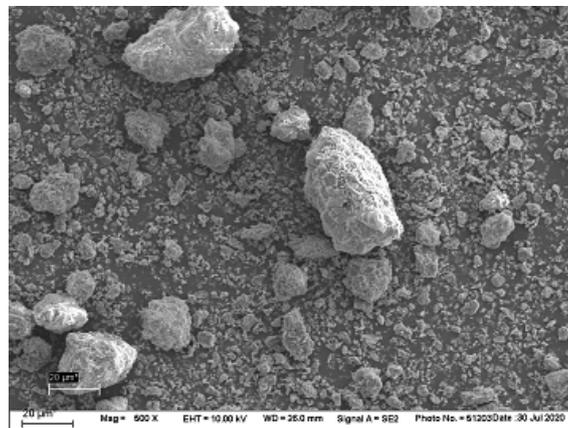


Abbildung 4.21: REM-Aufnahme von Calciumhydrogenphosphat in 500-facher Vergrößerung

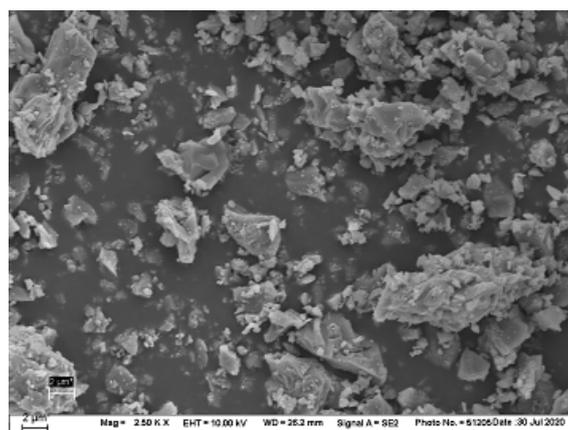


Abbildung 4.22: REM-Aufnahme von Calciumhydrogenphosphat in 2500-facher Vergrößerung

Es wird ersichtlich, dass Calciumhydrogenphosphat eine polymodale Größenverteilung

besitzt, das heißt voneinander abgegrenzte, bestimmte Größen aufweist. Bei 500-facher Vergrößerung (Abb. 4.21) sind große agglomerierte Partikel (10–30  $\mu\text{m}$ ) erkennbar, die abgerundet sind. Das bedeutet, dass sich einzelne Calciumhydrogenphosphat-Partikel zu größeren verbinden, die dann aufgrund der kugelförmigen Geometrie keine abrasive Wirkung haben. Bei 2500-facher Vergrößerung (Abb. 4.22) sind einzelne kleine (1–10  $\mu\text{m}$ ) Partikel zu erkennen, die deutlich scharfkantiger sind. Diese eckigen und spitzen Partikel sind in der Lage, Verschleiß auszulösen.

#### 4.4.5 Bürstgeschwindigkeit

Es werden verschiedene Bürstgeschwindigkeiten getestet: 100, 150, 200 und 250 Zyklen/min. Es können keine Unterschiede bezüglich der Abrasionsrate festgestellt werden. 150 Zyklen/min stellen einen durchschnittlichen Wert im Vergleich mit anderen Zahnputzsimulationstests dar und werden daher ausgewählt. Eine Erwärmung der Oberfläche bei höherer Geschwindigkeit findet nicht statt, da die Probe mit Zahnpastaslurry bedeckt ist. Auch wird keine kinetische Energie auf der Probe freigesetzt, da der Bürstenkopf beim Richtungswechsel bereits über sie hinweg ist (Singer, 1996).

#### 4.4.6 Verschleißquantifizierung

Die Vermessung der Proben mit dem CLSM und die Auswertung der Datensätze sind mit einigen Schwierigkeiten verbunden.

Bei den ersten Messungen verschiedener Proben fällt auf, dass sich auf jeder Aufnahme die tiefste Stelle immer in der Bildmitte befindet (Abb. 4.23).

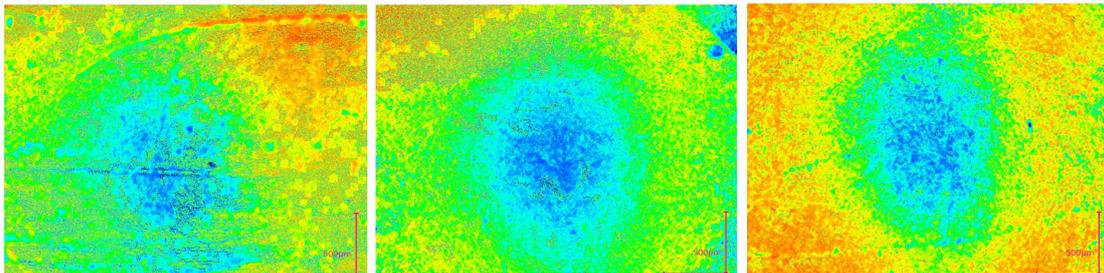


Abbildung 4.23: 2D-Höhenmessung drei verschiedener Probenoberflächen mit dem CLSM

Bei Verschieben einer standardisierten Oberfläche, z. B. einer CD, ändert sich dies nicht. Würde es sich um eine Oberflächeneigenschaft der Probe handeln, müsste sich diese Stelle bei Verschieben ebenfalls mitbewegen. Da dies jedoch nicht der Fall ist, handelt es sich eindeutig um einen Abbildungsfehler des Mikroskops. Die Bezeichnung für diese Aberration ist Feldkrümmung. Sie ist eine natürliche Folge bei Nutzung einer Linse mit gekrümmter Oberfläche, die eine gekrümmte Bildebene erzeugt.

Mithilfe eines Spiegels der Firma Keyence kann die Linse korrigiert und das Problem gelöst werden.

Es wird eine Validierung durchgeführt, da im Verlauf der Versuchsdurchführung Zweifel an der Präzision des CLSM aufkommen: Messungen derselben Probe mit gleichen Einstellungen ergeben unterschiedliche Ergebnisse. Für die Validierung wird eine Probe zehn Mal unbewegt gemessen und zehn Mal nach Entfernen und Zurücksetzen. Die Datensätze

werden über Gwyddion nach ImageJ importiert. Dort wird die gesamte Oberfläche mithilfe eines Histogramms analysiert. Aus den Durchschnittswerten jeder Aufnahme wird der Variationskoeffizient berechnet. Er liegt für die unbewegten Proben bei 3,6 % und für die bewegten bei 6,5 %. Bei der Annahme, dass geeignete Werte unter 5 % liegen sollten, weist das CLSM eine akzeptable Präzision auf.

Eine Herausforderung stellt die quantitative Analyse der CLSM-Aufnahmen dar. Für diese gibt es eine Software der Firma Keyence, die jedoch im Hinblick auf die spezifische Fragestellung dieser Dissertation lediglich ungenügende Analysemethoden bereitstellt. Mit dieser Software ist es nicht möglich, eine Ebene über die Referenzflächen zu berechnen oder eine automatische 3D-Überlagerung durchzuführen.

Vorher- und Nachher-Aufnahmen können zur Analyse mit verschiedenen Methoden verglichen werden. Dies setzt voraus, Aufnahmen in genau deckungsgleicher Position aufzunehmen, wofür Referenzpunkte essentiell sind. Es gelingt jedoch nicht, mithilfe von Markierungen auf den Proben, diese automatisch exakt gleich aufzunehmen, da die Software hierfür keine Funktion bereitstellt. Folglich müssen die Aufnahmen mittels Orientierung an verschiedenen Referenzen manuell so eingestellt werden, dass sie deckungsgleich sind. Aufgrund dieses Verfahrens existieren bereits von Beginn an Ungenauigkeiten. Die nächste Frage, die sich stellt, ist, welche Parameter gemessen und verglichen werden sollen.

Eine erste Methode besteht darin, die durchschnittliche Höhe einer ausgewählten Fläche zu messen. In der CLSM-Aufnahme der Probe vor Simulation wird die durchschnittliche Höhe der Referenzfläche und der Fläche, die abradiert werden soll, bestimmt (Abb. 4.24). Da die Probe trotz Politur nicht perfekt eben ist, wird die Differenz der durchschnittlichen Höhe dieser beiden Flächen bestimmt.

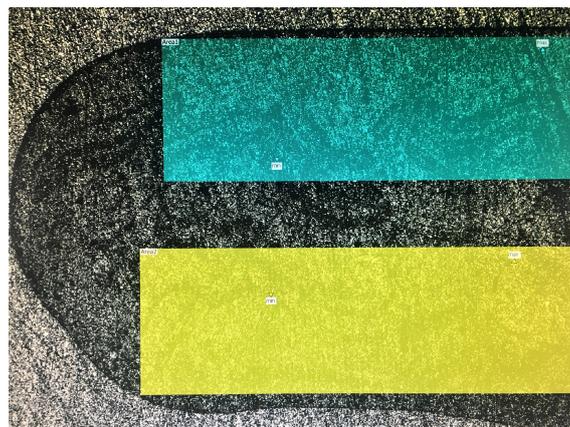


Abbildung 4.24: Berechnung der durchschnittlichen Höhe pro Fläche vor Zahnputzsimulation (schwarz: Befestigungskomposit; türkis: Referenzfläche; gelb: Fläche, die abradiert werden soll)

Nach Zahnputzverschleiß wird versucht, genau dieselben Flächen zu messen. Wieder wird jeweils die durchschnittliche Höhe bestimmt und diese voneinander subtrahiert (Abb. 4.25).

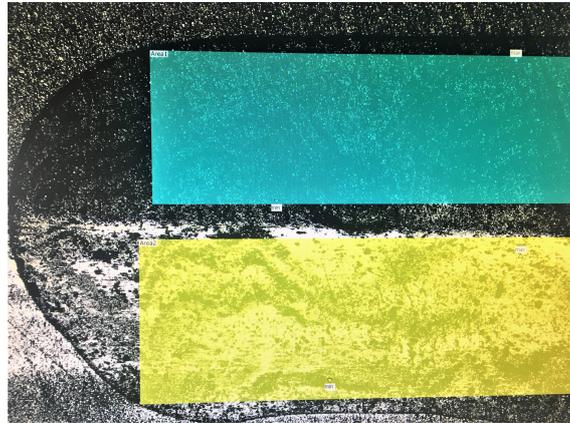


Abbildung 4.25: Berechnung der durchschnittlichen Höhe pro Fläche nach Zahnputzsimulation (schwarz: Befestigungskomposit; türkis: Referenzfläche; gelb: Fläche, die abradiert wurde)

Die Differenz zur Referenzfläche sollte nach Simulation größer sein als davor, da auf der Verschleißfläche Material abgetragen wurde. Dies ist jedoch nicht immer der Fall. Bei wiederholten Messungen der gleichen Probe treten unterschiedliche Ergebnisse auf.

Es ist nicht plausibel, dass bei Anwendung der gleichen Auswertungsmethode für die gleiche Probe manche Ergebnisse einen Materialauftrag und manche einen Materialabtrag belegen. Aus diesem Grund wird diese Methode nicht zur Auswertung der CLSM-Bilder verwendet.

Bei der zweiten Methode werden die Bilder vor und nach der Zahnputzsimulation mithilfe der Software manuell in eine möglichst gleiche Position gebracht und das Profil einer auf beiden Bildern gleich positionierten Linie sichtbar gemacht. Diese beiden Profile können überlagert werden. Auf Abbildung 7.11 bildet das Verschleißprofil (B) unter dem Profil vor der Abrasion (A) eine Fläche (gelb), die berechnet werden kann, indem die Ränder der Abrasionsspur markiert werden (schwarze Striche). Dabei zeigen sich jedoch einige Schwierigkeiten: Die Aufnahmen sind nicht exakt in gleicher Position, das heißt die Profile spiegeln nicht die gleichen Stellen wider. Zudem macht das Fehlen eines eindeutigen Beginns der Referenzfläche es schwer, die Abrasionsspur genau einzugrenzen. Darüber hinaus misst das CLSM bei einer Probe einzig die relative Höhe bezüglich der höchsten und tiefsten Stelle. Die Höhenskala auf der y-Achse ist nicht festgelegt und variiert. Dies führt dazu, dass die Profile vor und nach Verschleißsimulation auf der y-Achse um mehrere hundert Mikrometer auseinanderliegen und manuell zur Deckung gebracht werden müssen, was zusammen mit dem Fehlen einer eindeutigen Referenzfläche die Überlagerung der

Profile äußerst ungenau werden lässt.

Ein geringes Verschieben eines der Profile führt zur Zu- oder Abnahme der Differenzfläche und damit zu anderen Ergebnissen.

Aufgrund der Summe an Ungenauigkeiten wird diese Methode nicht angewendet. Vor der Auswertung mit ImageJ und dem Plug-In Subtract\_Triangle muss das Dateiformat formatiert werden. Die Datensätze des CLSM (VK4-Datei) können nicht direkt in ImageJ geöffnet werden. Unterschiedliche Softwares und Formate werden ausprobiert, bis das Importieren und Speichern über Gwyddion schließlich das gewünschte Ergebnis ergibt.

### 4.4.7 Wasseraufnahmetest

Um festzustellen, wie stark Befestigungskomposite Wasser absorbieren und um die Angaben der Hersteller zu überprüfen, wird nach ISO 4049 (Internationale Organisation für Normung, 2018) ein Wasseraufnahmetest durchgeführt. Dieser soll dazu beitragen, eine Beeinflussung der Ergebnisse infolge von Quellen der Komposite einzuschätzen.

Zur Herstellung der Probenkörper wird eine Passscheibe mit einem Innendurchmesser von 15 mm und einer Höhe von 1 mm verwendet. Die Passscheibe wird auf einen Glasobjektträger gelegt und mit leichtem Überschuss mit Variolink Esthetic DC gefüllt. Ein zweiter Glasobjektträger wird daraufgelegt, wodurch überschüssiges Material entfernt wird. Alle Oberflächen, die mit Befestigungskomposit in Kontakt kommen, werden davor mit einer dünnen Schicht Vaseline benetzt.

Das Material wird durch den Glasobjektträger hindurch mit der LED-Polymerisationslampe Bluephase Style von beiden Seiten für jeweils 40 s lichtgehärtet. Direkt nach der Polymerisation wird die Form für 15 min in einem Wärmeschrank (Memmert, Schwabach, Deutschland) bei 37 °C aufbewahrt. Danach wird der Probenkörper der Form entnommen. Der Außenrand wird zum Glätten von Unregelmäßigkeiten mit SiC-Papier (Struers GmbH, Willich, Deutschland) der Körnung 1000 manuell poliert. Es ist darauf zu achten, dass der Durchmesser nicht um mehr als 0,2 mm reduziert wird. Auf diese Weise werden fünf Probenkörper hergestellt.

Zum vollständigen Trocknen werden die Proben zusammen mit Silicagel (2–5 mm, mit Indikator, Perlform; Carl Roth GmbH + Co. KG, Karlsruhe, Deutschland) in einer luftdicht abgeschlossenen Box aufbewahrt. Nach 24 Stunden werden die Proben mit einer Analysewaage (Genauigkeit 0,05 mg; Sartorius AG, Göttingen, Deutschland) gewogen. Dieser Zyklus wird so lange wiederholt, bis eine konstante Masse  $m_1$  ( $\mu\text{g}$ ) erreicht wird. Dies bedeutet, dass zwischen den Messungen keine Gewichtsschwankungen größer als 0,1 mg auftreten.

Ist dies erreicht, wird der mittlere Durchmesser berechnet, indem zweimal im 90-Grad-

Winkel zueinander der Durchmesser gemessen wird. Die Probendicke wird in der Mitte und an vier Randstellen gemessen, die in gleichem Abstand voneinander liegen. Mithilfe des mittleren Durchmessers wird die Fläche in  $\text{mm}^2$  und dann mithilfe der mittleren Dicke das Volumen  $V$  in  $\text{mm}^3$  berechnet.

Für sieben Tage werden die Proben in Wasser gelagert, jede Probe in einem eigenen Behälter mit 10 ml Wassermenge. Die Proben werden im Anschluss ab gespült, getrocknet und 60 s nach Entfernung aus dem Wasserbad abgewogen. Das Ergebnis ist der Wert  $m_2$  in  $\mu\text{g}$ . Erneut werden die Proben vollständig getrocknet, indem sie bis zum Erreichen eines konstanten Gewichts  $m_3$  ( $\mu\text{g}$ ) alle 24 Stunden gewogen werden. Die Wasseraufnahme wird nach folgender Gleichung berechnet:

$$W = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Die Ergebnisse der fünf Proben liegen zwischen 1,488 und 1,570  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  und verdeutlichen, dass die Wasseraufnahme gering ist und somit das Ergebnis der Verschleißprüfung kaum beeinflusst.

#### 4.4.8 Oberflächenglanz

Um die ablaufenden Mechanismen nachvollziehen zu können, wird eine Messung des Oberflächenglanzes mithilfe eines Glanzmessgerätes (micro-TRI-gloss 20°/ 60°/ 85°, BYK-Gardner GmbH, Geretsried, Deutschland) vorgenommen. Die Maßeinheit ist Gloss Units (GU). Die Reflektometerwerte befinden sich zwischen 0 GU (perfekt matt) und 100 GU (polierter schwarzer Glasstandard). Der Messwinkel wird so gewählt, dass die Sensitivität des Detektors maximal genutzt wird. Die erste Messung findet unter einem Winkel von 60° statt. Liegt das Ergebnis über 70 GU wird mit einem Winkel von 20° gemessen, liegt das Ergebnis unter 10 GU wird ein Messwinkel von 85° verwendet.

Die Probe aus reinem Befestigungskomposit (Variolink Esthetic DC) wird vor Nutzung des Zahnputzsimulators mit einem Winkel von 85° vermessen. Die gleiche Messung wird nach Zahnputzsimulation durchgeführt. Der Oberflächenglanz nimmt um 1,70 GU zu, das heißt er verändert sich kaum.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Statistik zum Versuch aus Tokyo

#### 5.1.1 Deskriptive Statistik

Tabelle 5.1: Versuch in Tokyo – Verschleißwerte (in  $\mu\text{m}$ ), insgesamt für alle Proben und getrennt für die einzelnen Parameter „Zyklusanzahl“ und „Gewicht“.

	insgesamt	25 000 Zyklen	35 000 Zyklen	200 g	250 g
Anzahl Messwerte	120	60	60	60	60
Minimum	-4,80	-4,28	-4,80	-4,80	-3,77
Maximum	27,20	16,10	27,20	20,10	27,20
Mittelwert	3,52	3,72	3,32	3,61	3,43
Standardfehler	0,49	0,53	0,83	0,69	0,70
Median	2,54	3,31	1,74	1,69	2,95
Standard- abweichung	5,36	4,12	6,40	5,36	5,41

Tabelle 5.1 stellt die ermittelten Werte der deskriptiven Statistik dar. Von den 120 Messwerten unterliegen jeweils die Hälfte entweder 25 000 oder 35 000 Zyklen und 200 g oder 250 g (siehe Gruppeneinteilung Tabelle 4.2). Da zwischen den Gruppen keine Signifikanz nachgewiesen wird, werden sie zusammengefasst dargestellt. Die Mittelwerte liegen im positiven Bereich, zwischen 3 und 4  $\mu\text{m}$ . Der Standardfehler ist klein unter Null, und in jeder Gruppe treten einzelne große Ausreißer auf. Die Werte der Minima unterschreiten -5  $\mu\text{m}$  nicht. Bei den Maximalwerten ergeben sich für die Proben mit 35 000 Zyklen und 250 g mit 27,2  $\mu\text{m}$  die höchsten Werte.

Bei den Proben mit 35 000 Zyklen zeigt sich deutlich mehr Streuung als bei denen mit 25 000 Zyklen, was sich auch in der größeren Standardabweichung bei den Proben mit 35 000 Zyklen zeigt. Bei Betrachtung der Daten fällt auf, dass sich die Werte der Proben trotz der veränderten Parameter nicht, oder nur kaum unterscheiden. Die bestehenden Differenzen sind dabei minimal.

Eine genaue Analyse der Wiederholungsmessungen einzelner Proben zeigt, dass Verschleiß-Messwerte sowohl im positiven als auch im negativen Bereich liegen, obwohl es sich um

dieselbe Probe handelt (Tab. 5.2).

Tabelle 5.2: Versuch in Tokyo – Verschleißwerte (in  $\mu\text{m}$ ) mit unterschiedlichen Vorzeichen von drei Messungen der Proben 8 und 17 aus Versuchsgruppe A (Zyklusanzahl 25 000 und Gewicht 250 g) .

Probe	Gewicht	Zyklusanzahl	Verschleiß
8.1	250	25 000	4,43
8.2	250	25 000	0,84
8.3	250	25 000	-0,49
17.1	250	25 000	1,11
17.2	250	25 000	-0,57
17.3	250	25 000	-3,77

Es wird auf ein Histogramm verzichtet, da aufgrund der fehlenden Plausibilität der Daten von keiner Normalverteilung ausgegangen wird. Die Boxplots (Abb. 5.1) veranschaulichen, dass die Daten weit gestreut sind und große Ausreißer beinhalten.

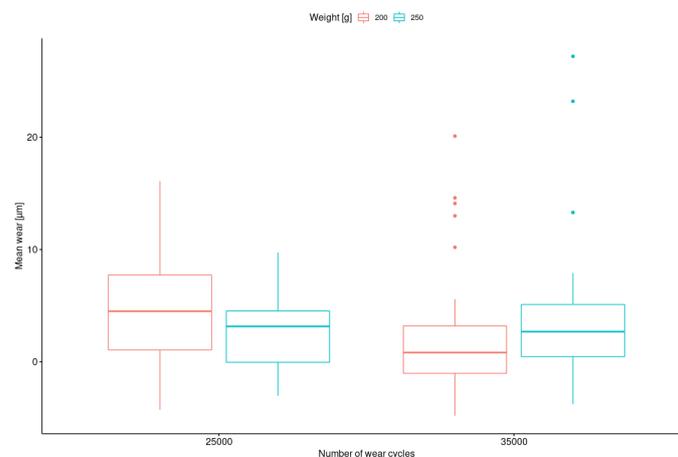
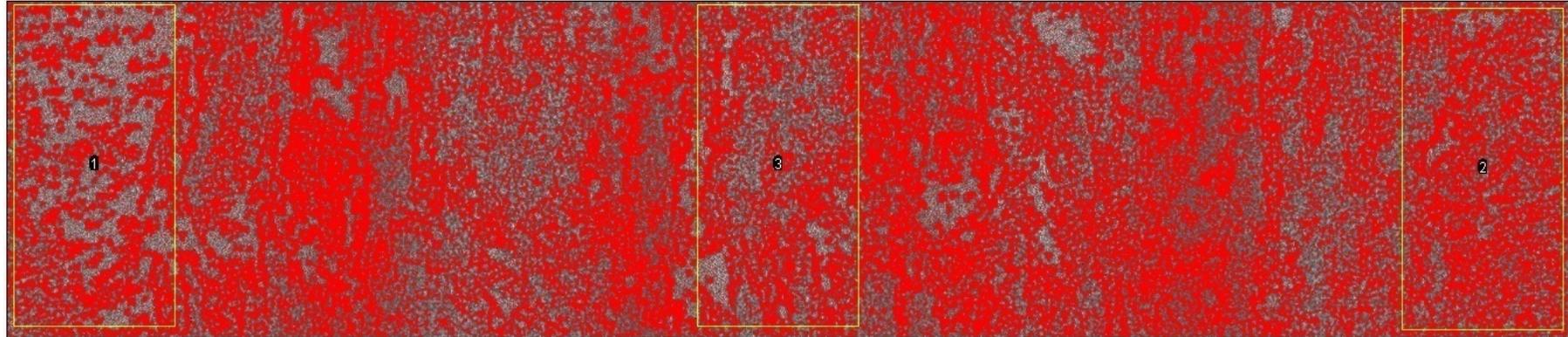
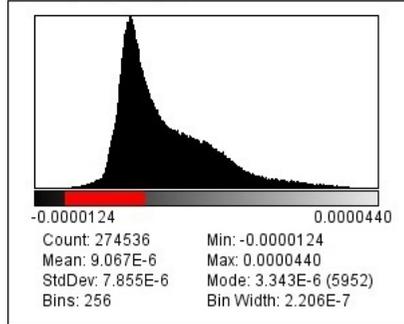


Abbildung 5.1: Boxplots der Daten aus Tokyo

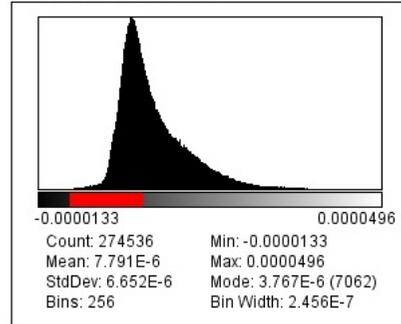
3606x768 pixels; 32-bit; 11MB



300x240 pixels; RGB; 281K



300x240 pixels; RGB; 281K



300x240 pixels; RGB; 281K

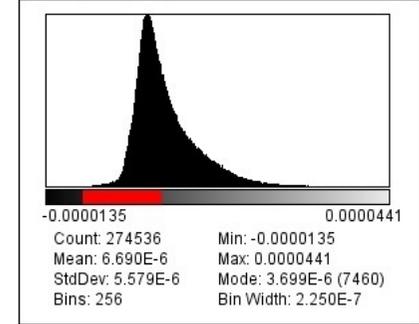


Abbildung 5.2: Versuch Tokyo – Threshold einer Probenoberfläche in ImageJ

Abbildung 5.2 stellt eine Messung der Probenoberfläche mit dem CLSM nach Glättung in ImageJ dar. Rote Bereiche stellen Vertiefungen dar, graue Bereiche Erhöhungen. Die Flächen 1 und 2 der Abbildung sind die Referenzflächen, die anhand eines visuell wahrnehmbaren Glanzes beim Vermessen zu erkennen sind. Fläche 3 ist ein Ausschnitt der Abrasionsspur. Unter den Flächen sind die entsprechenden Histogramme abgebildet. Vergleicht man die Mittelwerte (1: 0,009067  $\mu\text{m}$ ; 3: 0,007791  $\mu\text{m}$ ; 2: 0,006690  $\mu\text{m}$ ), Minima (1: -0,0124  $\mu\text{m}$ ; 3: -0,0133  $\mu\text{m}$ ; 2: -0,0135  $\mu\text{m}$ ) und Maxima (1: 0,0440  $\mu\text{m}$ ; 3: 0,0496  $\mu\text{m}$ ; 2: 0,0441  $\mu\text{m}$ ) der Flächen, wird erkenntlich, dass sich bei dieser Messung alle drei Flächen nicht voneinander unterscheiden und somit kein Verschleiß entstanden ist.

In Anbetracht der Tatsache, dass kaum Verschleiß nachweisbar ist, wird auf eine schließende Statistik verzichtet.

## 5.2 Statistik zum Versuch aus München

### 5.2.1 Deskriptive Statistik

Es wird zwischen Verschleißwerten und Messwerten unterschieden: Die Verschleißwerte werden mittels der Messwerte aus Match3D für jede Probe einzeln berechnet. Dafür werden von den Werten nach Gesamtzyklenzahl (je nach Gruppe 17 500 oder 35 000) die Werte vor Verschleißsimulation (0 Zyklen) subtrahiert.

Tabelle 5.3: Versuch in München – Verschleißwerte (in  $\mu\text{m}$ ), insgesamt für alle Proben und getrennt für die einzelnen Parameter „Zyklenanzahl“ und „Gewicht“.

	insgesamt	17 500 Zyklen	35 000 Zyklen	125 g	250 g
Anzahl Messwerte	32	16	16	16	16
Minimum	-61,13	-49,20	-61,13	-59,00	-61,13
Maximum	20,96	20,96	9,90	20,96	-0,31
Mittelwert	-29,15	-20,00	-38,30	-21,53	-36,77
Standardfehler	4,00	4,21	6,10	5,92	4,83
Median	-29,31	-23,73	-50,50	-21,50	-38,98
Standard- abweichung	22,62	16,85	24,39	23,67	19,33

In Tabelle 5.3 sind die Werte der deskriptiven Statistik dargestellt: Von den 32 Messwerten unterliegen jeweils die Hälfte entweder 17 500 oder 35 000 Zyklen und 125 g oder 250 g (siehe Gruppeneinteilung Tabelle 4.4). Da zwischen den Gruppen keine Signifikanz nachgewiesen wird, werden sie zusammengefasst dargestellt. Der mittlere Verschleiß liegt bei Betrachtung aller Proben bei fast 30  $\mu\text{m}$ . Die mittleren Verschleißwerte bei den Proben mit 17 500 Zyklen und 125 g liegen darunter, wohingegen bei den Proben mit 35 000 Zyklen und 250 g der Verschleiß über diesem Mittelwert liegt. Insgesamt sind die Werte mit einer Spannweite zwischen ca. 60 und 80  $\mu\text{m}$  und einer Standardabweichung im Bereich von 20  $\mu\text{m}$  sehr weit gestreut. Die Werte für die Minima liegen bei allen Proben zwischen 49 und 60  $\mu\text{m}$ . Da die Verschleißspur in Relation zu einer Ausgleichsebene berechnet wird, handelt es sich bei den Verschleißwerten um negative Zahlen. Es gibt Maxima sowohl im positiven wie im negativen Bereich. Positive Werte sind einzelne Ausreißer. Nach 35 000 Zyklen ist der Verschleiß fast doppelt so hoch wie nach 17 500 Zyklen und bei 250 g ist der Verschleiß ebenfalls fast doppelt so hoch wie bei 125 g. Da Mittelwert und Median

nah beieinanderliegen, kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden, was – auch wenn eine leicht bimodale Verteilung zu erkennen ist – durch das Histogramm bestätigt wird (Abb. 5.3). Die dargestellten Boxplots (Abb. 5.4) veranschaulichen die Ergebnisse aus Tabelle 5.3: Eine Belastung mit 250 g Gewicht und Durchgänge mit 35 000 Zyklen führen zu mehr Verschleiß bei den Proben.

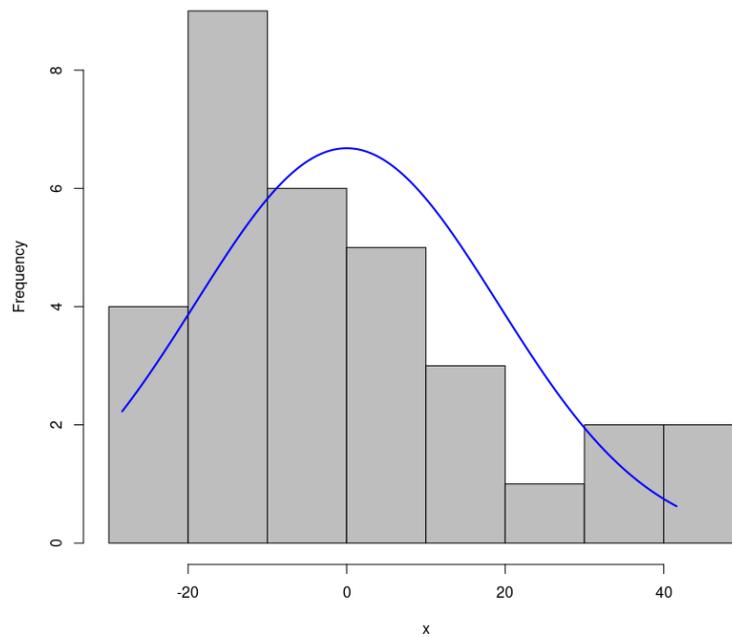


Abbildung 5.3: Histogramm der Daten aus München

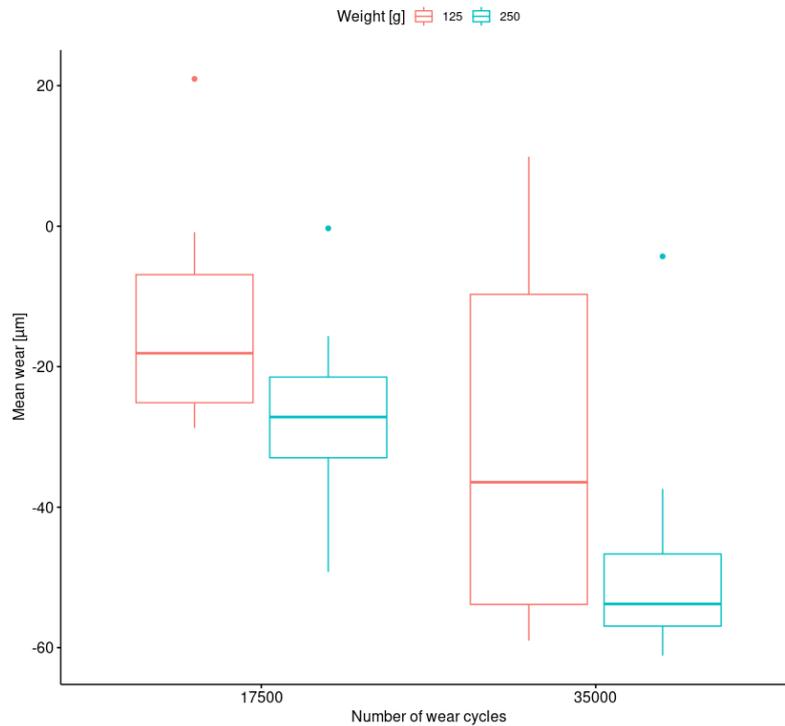


Abbildung 5.4: Boxplots der Daten aus München

Tabelle 5.4: Versuch in München – Verschleißwerte der Kontrollgruppe (in µm).

Anzahl Messwerte:	8
Minimum:	-33,94
Maximum:	-14,09
Mittelwert:	-28,18
Standardfehler:	2,17
Median:	-30,44
Standardabweichung:	6,14

Die Werte der Kontrollgruppe (Tab. 5.4) sind weniger stark gestreut, die Spannweite liegt lediglich bei ca. 20 µm. Die Standardabweichung und der Standardfehler sind kleiner als die entsprechenden Werte der Gruppen A–D. Es gibt keinen Maximalwert im positiven Bereich. Mittelwert und Median liegen erneut dicht beieinander.

Die Verschleißwerte nehmen mit zunehmenden Werten der betrachteten Parameter zu (Tab. 5.5). Gruppe C weist mit einer Belastung mit 250 g Gewicht und 35 000 Zyklen die höchsten Verschleißwerte auf, wohingegen Gruppe B mit einer Belastung mit 125 g Gewicht und 17 500 Zyklen die niedrigsten Verschleißwerte aufweist. Vergleicht man die Werte der Kontrollgruppe E mit denen von Gruppe B, die für die betrachteten Parameter die gleichen Werte aufweist (17 500 Zyklen und 125 g) zeigt E einen mehr als doppelt so hohen Verschleiß.

Tabelle 5.5: Versuch in München – Anordnung der Gruppen nach aufsteigenden Verschleißwerten.

Gruppe	Gewicht in g	Zyklusanzahl	Verschleiß in $\mu\text{m}$ (Mittelwert)
B	125	17 500	-13,27
A	250	17 500	-26,74
D	125	35 000	-29,79
C	250	35 000	-46,80
E (Kontrolle)	125	17 500	-28,18

### 5.2.2 Verschleißrate und Linearität

Für jedes Intervall aus 17 500 Zyklen wird mithilfe der durchschnittlichen Messwerte (Tab. 5.6) eine Geradengleichung aufgestellt (Tab. 5.7). Die Steigung entspricht dabei der Verschleißrate.

Tabelle 5.6: Versuch in München – Durchschnittliche Messwerte (Abstand in  $\mu\text{m}$  zur interpolierten Ebene) je Gruppe nach entsprechender Zyklenanzahl.

Gruppe	0 Zyklen	17 500 Zyklen	35 000 Zyklen
1	-14,65	-41,39	-
2	-14,33	-27,60	-
3	-17,59	-38,56	-64,39
4	-27,27	-34,60	-57,06
5	-2,24	-30,42	-

Tabelle 5.7: Versuch in München – Geradengleichungen der einzelnen Gruppen.

	1. Intervall (0–17 500 Zyklen)	2. Intervall (17 500–35 000 Zyklen)
Gruppe A	$y = -0,0015x - 14,65$	-
Gruppe B	$y = -0,0008x - 14,33$	-
Gruppe C	$y = -0,0012x - 17,59$	$y = -0,0015x - 12,73$
Gruppe D	$y = -0,0004x - 27,27$	$y = -0,0013x - 12,15$
Gruppe E	$y = -0,0016x - 2,24$	-

Vergleicht man die ersten Intervalle (0 bis 17 500 Zyklen) erkennt man, dass die Verschleißraten (Einheit  $\mu\text{m}/1$  Zyklus) bei einer Belastung mit 250 g Gewicht höher (Gruppe A und C: -0,0015 und -0,0012) sind als bei einer Belastung mit 125 g (Gruppe B und D: -0,0008 und -0,0004). Zudem ist ersichtlich, dass im zweiten Intervall die Verschleißraten ansteigen: -0,0012 steigt auf -0,0015 und -0,0004 auf -0,0013. Dies spricht für eine fehlende Linearität. Vergleicht man die Gruppe E (Kontrolle) mit Gruppe B, wird ersichtlich, dass trotz gleicher Parameter (125 g und 17 500 Zyklen) das Material der Kontrollgruppe eine doppelt so hohe Verschleißrate aufweist.

### 5.2.3 Schließende Statistik

Der Test auf Normalverteilung wird visuell mithilfe des Histogramms (Abb. 5.3) der deskriptiven Statistik durchgeführt. Die Daten sind, trotz leichter Bimodalität, als normalverteilt anzusehen.

Aus diesem Grund wird als parametrischer Test eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Sie zeigt einen signifikanten Einfluss der Zyklenanzahl auf die Verschleißrate ( $p=0.016$ ;  $p < 0,05$ ). Es kann auch ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Gewicht und der Verschleißrate nachgewiesen werden ( $p = 0.041$ ;  $p < 0,05$ ). Jedoch haben beide Faktoren zusammen (Zyklenanzahl/Gewicht) keinen signifikanten Einfluss auf die Abrasion ( $p = 0.805$ ;  $p > 0,05$ ).

Für die Kontrollgruppe wird der Test auf Normalverteilung ebenfalls visuell mithilfe des Histogramms der deskriptiven Statistik durchgeführt. Die Daten sind normalverteilt.

Es wird ein t-Test durchgeführt, da nur zwei Gruppen getestet werden: Die Kontrollgruppe und Gruppe B – beide unterliegen den gleichen Parametern von 17 500 Zyklen und 125 g Gewicht.

Der Bartlett-Test auf Gleichheit der Varianzen zeigt einen signifikanten Unterschied ( $p = 0.043$ ;  $p < 0,05$ ) und ergibt somit nicht gleiche Varianzen zwischen den beiden Gruppen.

### 5.3 REM-Bilder Tokyo

Bei den Aufnahmen (b)–(d) in 50-facher Vergrößerung (Abb. 7.1) sind stellenweise leichte Querrillen zu erkennen, die jedoch inhomogen verteilt sind. Auf Bild (a) kommen diese nicht vor. Abbildung (e) weist feine unregelmäßige Kratzer und Rillen auf.

Trotz einiger Hohlräume wirkt die Oberfläche auf allen Bildern (a)–(e) flach und ebenmäßig.

Bei 500-facher Vergrößerung (Abb. 7.2) fallen große Hohlräume ins Auge. Große Füllkörper sind stellenweise von der Oberfläche erhaben oder lassen sich gut von der Matrix unterscheiden. Ihre Verteilung ist homogen. In dieser Vergrößerung wird sichtbar, dass sich die Füllkörper der Gruppe D (d) durch Verlust der Matrix von der Probenoberfläche abheben. Auf den Abbildungen (b) und (c) sind leichte Querrillen zu erkennen, die je nach Bildbereich unterschiedlich stark ausgeprägt sind. Auf Abbildung (b) sind an manchen Stellen die Füllkörper erhaben von der Oberfläche und an anderen Stellen in die Oberfläche eingeebnet.

Abbildung (e) ist von einer Vielzahl an feinen Rillen in alle Richtungen und kleinen Hohlräumen gekennzeichnet.

Die Oberfläche erscheint bei 2500-facher Vergrößerung (Abb. 7.4) auf den Bildern (a)–(c) inhomogen und uneben.

Dieser Eindruck entsteht durch den Abtrag von Matrix um die Füllkörper herum, aufgrund dessen sich diese von der Oberfläche erheben. Zudem sind Hohlräume unterschiedlicher Größe von herausgelösten Füllkörpern zu erkennen. Die Füllkörper sind kantig, unregelmäßig geformt und variieren stark in ihrer Größe, die zwischen ca. 0,25 und 5  $\mu\text{m}$  liegt. Abbildung (d) erscheint im Vergleich dazu ebener und homogener. Die Füllkörper sind kaum von der Oberfläche erhaben und es sind keine Hohlräume und Spalten zu erkennen. Bezüglich der anderen Merkmale stimmt dieses Bild mit den vorherigen überein.

Auffallend sind bei Abbildung (e) erneut Rillen und Kratzer und große Füllkörper, die sich von der Umgebung abheben.

Die Aufnahmen bei 5000-facher Vergrößerung (Abb. 7.3) erwecken den gleichen Eindruck wie bei 2500-facher Vergrößerung. Manche Füllkörper sind von feinen Rissen durchzogen. Kleine Füller sind kaum von der umgebenden Matrix zu unterscheiden. An den Rändern mehrerer Füllkörper sind vereinzelt Spalten auszumachen. Abbildung (e) lässt keine eindeutige Unterscheidung von Matrix und Füllkörpern zu. Die polierte Oberfläche ist inhomogen und undefiniert. Eine querverlaufende Rille ist erkennbar. Die einzelnen Bestandteile scheinen zu einer Masse verschmolzen zu sein.

Es ist festzustellen, dass es zwischen den Bildern der einzelnen Gruppen keine Unterschiede bezüglich der Oberflächenbeschaffenheit gibt. Das heißt die verschiedenen Parameter und Parameterkombinationen der Gruppen führen nicht zu unterschiedlichen Oberflächenmorphologien bzw. die Unterschiede sind nicht mit dem REM erfassbar.

## 5.4 REM-Bilder München

Bei 50-facher Vergrößerung (Abb. 7.5) sind auf den Bildern (a)–(d) feine Querrillen zu erkennen. Die Oberfläche erscheint homogen und flach. Kleine Erhebungen sind an manchen Stellen auszumachen. Im Gegensatz dazu ist in Abbildung (e) eine eindeutige und stark ausgeprägte Querrillung festzustellen. Die Probe ist nicht flach, sondern von großen Rillen unterbrochen. Herstellungsbedingt sind kleine Luftblasen zu sehen, ansonsten handelt es sich um eine homogene Oberfläche. In Abbildung (f) sind feine Kratzer in allen Richtungen und Artefakte sichtbar.

Bei 500-facher Vergrößerung (Abb. 7.6) fallen auf den Abbildungen (a)–(d) einzelne große Füllkörper auf, die wie auf die Oberfläche aufgelagert erscheinen und sich hervorheben. Dadurch wirkt bei dieser Vergrößerung die Oberfläche inhomogen und unregelmäßig. Die Querrillen sind auffallend und ausgeprägt. Auf Bild (e) sind einzelne Füllkörper nicht mehr auszumachen. Mit Ausnahme eines Artefaktes ist die Oberfläche äußerst homogen. Es sind keine Kratzer oder Rillen erkennbar.

Auf Abbildung (f) fallen bei dieser Vergrößerung feine Kratzer ins Auge und zahlreiche kleine Löcher. Diese Hohlräume sind auf der abradierten Oberfläche nicht mehr zu erkennen, was bedeutet, dass sie komplett eingeebnet wurden. Es wird folglich mindestens so viel Material durch Verschleiß abgetragen, wie der Höhe dieser Löcher entspricht.

Bei 2500-facher Vergrößerung (Abb. 7.7) sind auf den Abbildungen (a)–(d) große abgerundete Querrillen erkennbar. Es fällt die inhomogene Verteilung von Füllern und Matrix auf, die zu einer ungleichmäßigen und unebenen Oberfläche führt. In dieser Vergrößerung wirkt die Oberfläche poliert. Der Matrixverlust wird verdeutlicht durch die erhabenen Füllkörper. Auf Abbildung (e) ist die Oberfläche uneben und aufgeworfen. Deutlich kleinere Füllkörper im Vergleich zu den Bildern (a)–(d) sind sichtbar. Sie haben eine Größe zwischen 0,5 und 1  $\mu\text{m}$ . Die Größenverteilung ist homogen, die Füllkörper sind alle gleich groß.

In Aufnahme (f) fällt auf, dass die Füller nicht eindeutig von der Matrix zu unterscheiden und von der Oberfläche erhaben sind so wie nach Zahnputzsimulation. Die polierte Oberfläche ist zwar inhomogen und von unregelmäßigen Kratzern zerfurcht, aber eben. Die einzelnen Bestandteile scheinen zu einer Masse verschmolzen zu sein.

Variolink Esthetic erscheint auf den REM-Aufnahmen nach Abrasion polierter als nach der eigentlichen Politur.

Die Oberfläche unter 5000-facher Vergrößerung (Abb. 7.8) ist auf den Bildern (a)–(d) von feinen Rissen durchzogen und erscheint porös. Sie wirkt leicht uneben mit abgerundeten

Erhebungen. Rillen, Kratzer, Hohlräume oder Debris sind nicht auszumachen. Füllkörper und Matrix sind gut voneinander zu unterscheiden. Die Füllkörper heben sich von der Oberfläche ab, da um sie herum die Matrix abradiert worden ist. Der Größenunterschied der Füllkörpern ist ausgeprägt, er schwankt zwischen 0,5 und 4  $\mu\text{m}$ . Auf Bild (d) ist ein einzelner abgerundeter Hohlraum zu erkennen. Es lässt sich schwer sagen, ob es sich dabei um eine Luftblase oder einen herausgerissenen Füllkörper handelt.

Abbildungen (e) und (f) haben das gleiche Erscheinungsbild wie bei 2500-facher Vergrößerung.

Es ist festzustellen, dass es zwischen den Bildern der einzelnen Gruppen mit Ausnahme der Kontrollgruppe keine Unterschiede bezüglich der Oberflächenbeschaffenheit gibt. Das heißt, die verschiedenen Parameter und Parameterkombinationen der Gruppen führen nicht zu unterschiedlichen Oberflächenmorphologien bzw. die Unterschiede sind nicht mit dem REM erfassbar.

## 6 Diskussion

### 6.1 Ergebnisse der Verschleißprüfung

Die Ergebnisse der beiden durchgeführten Versuche weichen voneinander ab. Dies zeigt, dass die unterschiedlichen Arbeitsmittel, Maschinen und Bedingungen in zwei Laboren die Resultate einer Methode und somit deren Aussage beeinflussen. Bereits 1987 stellte Zum Gahr fest, dass in zwei verschiedenen Tribosystemen gemessener Verschleiß variiert.

Der in Tokyo durchgeführte Versuch hat kaum Verschleiß erzeugt und die Ergebnisse können als nicht plausibel bezeichnet werden.

Letzteres wird von Tabelle 5.2 belegt. Es kann nicht stimmig sein, dass auf derselben Probe und nicht weit voneinander entfernt an manchen Stellen ein Materialverlust und an anderen Stellen eine Materialzunahme beobachtet wird. Der Mechanismus bei Zahnputzsimulation betrifft immer die gesamte Oberfläche und führt zu einer einheitlichen Veränderung dieser. Selbst bei lediglich minimaler Oberflächenveränderung, wie in diesem Fall, ist es nicht logisch zu erklären, warum im Verhältnis zur Referenzfläche ein Zuwachs an Material stattgefunden haben soll.

Eine weitere Beobachtung ist, dass bei den geringen Verschleißwerten nach 35 000 Zyklen weniger Verschleiß als nach 25 000 Zyklen gemessen wird. Die Diskussion in Kapitel 6.5.1 verdeutlicht, dass Ungenauigkeiten der Auswertungssoftware eine Ursache dafür sein können. Aus Abbildung 5.2 ist ersichtlich, dass es zwischen den Referenzflächen und der Abrasionsfläche keinen Höhenunterschied gibt. Die Oberfläche ist nach Verschleißsimulation unverändert eben und es kann kein Verschleiß nachgewiesen werden.

Die Zahnpastaslurry in Toyko und München besteht aus denselben Komponenten. Im Versuch in München wird damit Verschleiß generiert. Eine Erklärung wäre, dass die Calciumhydrogenphosphat-Partikel in Tokyo aufgrund einer Chargenschwankung kleiner sind als die in München. Bei unter 48 Vol.-% Füllkörperanteil sinkt die Verschleißfestigkeit stark (Condon & Ferracane, 1997b). RelyX Ultimate besitzt 43 Vol.-% Füllkörperanteil, demzufolge müsste vermehrter Verschleiß nachweisbar sein.

All diese Feststellungen führen zu der Einsicht, dass nicht identifizierbare Einflussfaktoren existieren, die Verschleiß verhindern. Zudem stellt eine unzulängliche Quantifizierungsmethode die Ergebnisse der statistischen Auswertung in Frage, da diese somit nicht auf wahren Zahlen basieren. Aus diesem Grund wird auf die Details der deskriptiven Statistik nicht weiter eingegangen.

Der fehlende signifikante Zusammenhang zwischen Verschleiß und den Versuchsparame-

tern kann in diesem speziellen Fall als richtig betrachtet werden, da nachweislich kaum eine Veränderung infolge der Zahnputzsimulation auf der Oberfläche aufgetreten ist. Er ist jedoch nicht über diesen Versuch hinaus gültig.

Bei den Ergebnissen des Versuchs, der in München durchgeführt wird, korrelieren steigende Verschleißwerte mit zunehmendem Beanspruchungsmaß der Probenoberfläche aufgrund einer Änderung der Verschleißparameter (Tab. 5.5). Dies stimmt mit der gängigen Meinung der Literatur überein: T. Suzuki et al. (2009) haben einen linearen Zusammenhang zwischen Abrasion und Zyklenanzahl festgestellt und einige weitere Autoren eine steigende Abrasionsrate bei Erhöhung des Gewichts (Bowden & Tabor, 1973; Friedrich, 1986; Heath & Wilson, 1976; Sarrett et al., 1991).

Der signifikante Einfluss von Gewicht und Zyklenanzahl auf den Verschleiß erfüllt die Zusammenhänge der Archard-Gleichung. Da jedoch keine Linearität festgestellt wird, kann die Hypothese der Zielsetzung nicht bestätigt werden.

Die mittleren Verschleißwerte der vorliegenden Untersuchungen liegen je nach Gruppe zwischen -20 und -38  $\mu\text{m}$ . Negative Zahlen entsprechen einem Substanzverlust und dieser ist umso größer, je kleiner die Werte sind. Werden diese Zahlen in Relation zu den Ergebnissen von Buchalla et al. (2000) und Ishikiriyama et al. (2015) gesetzt, wird deutlich, dass mehr Verschleiß stattgefunden hat als in vergleichbaren Studien. Es ist anzumerken, dass im Vergleich zu den dieser Dissertation zugrundeliegenden Versuchsbedingungen invasivere Verfahren angewendet werden – Zahnpastaslurry mit Bimsstein oder 100 000 Zyklen. Es kommt hinzu, dass die Geometrie des Probenhalters aus München mit seinen Vorwölbungen eine kleine Kontaktfläche verursacht. Buchalla et al. (2000) verwenden eine plane Probe mit 25 mm Durchmesser und Ishikiriyama et al. (2015) mit 15 mm Länge. Deren Proben haben eine größere Kontaktfläche. Die kleine Kontaktfläche der Münchner Proben erfährt folglich bei gleicher Kraft mehr Druck und somit mehr Verschleiß.

Die hohe Standardabweichung bedeutet, dass die Verschleißwerte weit um den Mittelwert gestreut sind. Dafür gibt es mehrere Gründe. In der deskriptiven Statistik sind unter z. B. 17 500 Zyklen die Ergebnisse der Gruppe A und B zusammengefasst, die unterschiedlichen Gewichten unterworfen sind. Zudem sollte berücksichtigt werden, dass die Proben zur Vermessung gepudert werden müssen und eine homogene Schicht nur schwierig zu erreichen ist. Des Weiteren handelt es sich bei der Oberflächenzerrüttung um einen nicht statistisch vorhersagbaren Prozess, weswegen eine hohe Streuung von Messwerten bei Verschleißsimulationen typisch ist.

Einzelne Maximalwerte im positiven Bereich sind Ausreißer, die während der Oberflächenerfassung entstanden sind und die die Oberfläche nicht korrekt darstellen.

Die Messungen der Oberfläche vor Beginn der Verschleißprüfung zeigen, dass die Ober-

fläche trotz Politur nicht frei von Unregelmäßigkeiten ist. Diese müssen gemessen und von den ermittelten Verschleißwerten subtrahiert werden.

Noch besser wäre es, die erste Messung nach 2000 Zyklen durchzuführen und diese Verschleißwerte von den Werten am Ende abzuziehen. Damit würde der Verschleiß des Tribofilms nicht im Endverschleiß beinhaltet sein. Die höhere Verschleißrate bei einer Belastung mit 250 g im Vergleich zu einer Belastung mit 125 g steht im Einklang mit den Verschleißwerten. Die Verschleißrate steigt im zweiten Intervall (17 500–35 000 Zyklen) an. Dies steht jedoch entgegen der geläufigen Meinung der Literatur, die besagt, dass die Verschleißrate mit der Zeit abnimmt (DeLong et al., 2012). Die Zunahme der Verschleißrate könnte darin begründet sein, dass mit steigendem Materialverlust auch die Bürstfilamente, die zu Beginn nur leicht über das Material gestrichen sind, Druck auf die Probe ausüben und immer stärkeren Kontakt bekommen. Harrington et al. (1982) gehen davon aus, dass die Erklärung ein Füllkörperverlust nach vorherigem Matrixverlust ist.

Die Ergebnisse der Kontrollgruppe aus dem Material Tetric EvoCeram sind signifikant unterschiedlich im Vergleich zu denen der Gruppe B, die den gleichen Parametern unterliegen. Tetric EvoCeram weist einen mehr als doppelt so hohen Verschleiß und eine doppelt so große Verschleißrate auf als Variolink Esthetic. Dies ist ein äußerst ungewöhnliches Ergebnis, da es sich bei Variolink Esthetic um ein niedrigvisköses Befestigungskomposit handelt, das aufgrund des niedrigeren Füllkörpergehaltes (Tab. 4.3) weniger abrasionsbeständig sein sollte. T. Suzuki et al. (2009) haben einen Zahnputzabrationstest mit Tetric EvoCeram durchgeführt, mit dem Ergebnis, dass ein Verschleiß von 600 µm gemessen wird. Diese Werte weisen ebenfalls auf einen geringen Abrasionswiderstand hin. Sie sind jedoch deutlich höher als die im Rahmen des vorliegenden Versuchs ermittelten Werte und können aufgrund anderer Versuchsbedingungen nicht direkt mit den Verschleißwerten dieses Verschleißtests verglichen werden.

Die Standardabweichung beinhaltet die methodische Variabilität (z. B. Genauigkeit des 3D-Scanners, Unterschiede im mechanischen Betrieb von Durchlauf zu Durchlauf). Sie ist bei dem Versuch in München hoch, was für eine Unbeständigkeit der Methode spricht.

Die Ergebnisse der Versuche aus Tokyo und München sind grundlegend unterschiedlich: Kaum nachweisbarer Verschleiß und unplausible Zahlen stehen aussagekräftigen Verschleißwerten gegenüber, die einen signifikanten Zusammenhang zwischen Versuchsparametern und Abrasion belegen.

Oberflächlich betrachtet werden zwei Materialien derselben Materialklasse (Befestigungskomposite) mit der gleichen Verschleißprüfung (Zahnputzabration) und der gleichen Quantifizierungsmethode (optisches 3D-Scanverfahren) unter gleichen Versuchsparametern von derselben Person getestet. Trotz der Bemühungen, annähernd übereinstimmende Werte der Verschleißparameter zu garantieren, differieren die Ergebnisse, da die Zahnputz-

simulatoren und 3D-Scanverfahren auf unterschiedlichen Arbeits- und Methodenkonzepten basieren. Die Diskrepanz der Ergebnisse verdeutlicht, dass eine genaue Betrachtung der Methode notwendig ist, um die Gründe für die Unterschiede herauszufinden. Offenkundig spielen zahlreiche Details eine Rolle, die auf den ersten Blick eine untergeordnete Bedeutung zu haben scheinen. Die Versuche bestätigen Heintzes Aussage (2019), dass Ergebnisse verschiedener Simulatoren und Verschleißmethoden nicht vergleichbar sind.

Bei der statistischen Analyse ist eine visuelle Kontrolle auf Normalverteilung unter Zuhilfenahme eines Histogramms eine verlässliche Alternative zu bekannten Berechnungen wie dem Shapiro-Wilk-Test, dessen Aussagekraft von der Probenanzahl abhängig ist. Es besteht die Gefahr, dass aufgrund einer kleinen Stichprobe eine Abweichung von der Normalverteilung nicht erkannt wird (Salvatore S. Mangiafico, 2016).

Für die Ergebnisse aus München wird exemplarisch mit zwei verschiedenen Tests die Normalverteilung geprüft. Beide ergeben widersprüchliche Aussagen: Shapiro-Wilk-Test:  $p\text{-Wert} = 0.01464$  ( $p < 0,05$ ); Kolmogorov-Smirnov-Test:  $p\text{-Wert} = 0.5054$  ( $p > 0,05$ ). Aus diesem Grund wird die Normalverteilung mit einem Histogramm geprüft.

Im Anschluss an die zweifaktorielle Varianzanalyse wird kein Post-Hoc-Test durchgeführt, da es bei den Variablen „Zyklenanzahl“ und „Gewicht“ jeweils zwei Gruppen gibt. Aus diesem Grund ist es eindeutig, wo der nachgewiesene Unterschied der Varianzanalyse liegt.

## 6.2 Interpretation der REM-Bilder

Die REM-Aufnahmen der Proben aus Tokyo spiegeln den kaum vorhandenen Verschleiß wider, indem keine Spuren von Abrasion zu erkennen sind. Die leichten bei 500-facher Vergrößerung erkennbaren Bürstspuren (Abb. 7.2) sind fein und oberflächlich, sodass von keinem abrasiven Prozess ausgegangen wird. Zudem sind sie unregelmäßig über die Oberfläche verteilt und sprechen gegen einen gleichmäßig verteilten Filamentkontakt der Bürste mit der Probe. Im Vergleich zu den Proben aus München, die nachweisbar einem Verschleiß unterlegen sind, sind Bürstspuren bei 50-facher Vergrößerung (Abb. 7.1) nicht sichtbar. Die Füllkörpergröße stimmt mit den Angaben des Herstellers überein. Die Löcher auf den Proben sind Artefakte und Lufteinschlüsse der Probenherstellung.

Auf den REM-Bildern aus München sind bei jeder Vergrößerung Wellen und Querrillen zu erkennen, die den Spuren der Bürstfilamente entsprechen. Wellen gehören zu den typischen Verschleißerscheinungsformen (Zum Gahr, 1987).

Es kommt zu einer Abflachung der Füllstoffe und einem Verlust an Matrix, die jeden Füllstoffpartikel umgibt. Dies steht im Widerspruch zu den von Jørgensen (1982) berich-

teten Ergebnissen, denn der IPS beträgt nach den REM-Bildern zwischen 0,5 und 2  $\mu\text{m}$  und ist somit kleiner als der von Jørgensen benannte Grenzwert von 10  $\mu\text{m}$ . Bei einem IPS unter diesem Grenzwert, sollte nach seiner Theorie die Matrix vor Abrasion geschützt sein. Diese Nichtübereinstimmung verdeutlicht die Notwendigkeit, den IPS für moderne Komposite neu zu berechnen und heißt nicht, dass das Konzept des IPS falsch ist. Jørgensen führte seine Berechnung an Kompositen durch, die im Vergleich zu heute deutlich größere Füllkörper enthielten. Ebenfalls besteht ein Widerspruch zu den Beobachtungen von Van Dijken und Ruyter (1987), die feststellen, dass freie Abrasivpartikel in Suspension nur die Matrix abradieren.

Es scheinen keine Füller herausgerissen worden sein, da bei den Münchner Proben keine Löcher sichtbar sind. Die Oberfläche weist weder plastische Verformung, noch Spannbildung oder Bildung großer Risse auf. Daraus lässt sich schließen, dass Mikropflügen, Mikroermüden, Mikrospanen und Mikrobrechen nicht stattgefunden haben.

Die quantitativen Ergebnisse, die unterschiedlich starken Verschleiß der einzelnen Gruppen belegen, sollten von den REM-Bildern widerspiegelt werden. Ein derartiger Unterschied ist jedoch nicht sichtbar. Die REM-Bilder der verschiedenen Gruppen differieren nicht bezüglich des Ausmaßes der Abrasion.

Die Herstellerangaben zur Füllkörpergröße stimmen nicht mit den Beobachtungen auf den Bildern aus München überein. Tetric EvoCeram weist auf den Bildern kleinere Füllkörper auf als Variolink Esthetic (Variolink Esthetic: 0,5–5  $\mu\text{m}$ ; Tetric EvoCeram: 0,5–1  $\mu\text{m}$ ). Dem Hersteller zufolge sollte dies umgekehrt sein (Variolink Esthetic: 0,04–0,2  $\mu\text{m}$ ; Tetric EvoCeram: 0,04–3  $\mu\text{m}$ ) (Ivoclar Vivadent, 2011, 2016, 2018). Es kann ausgeschlossen werden, dass Material oder Proben vertauscht wurden, die REM-Vergrößerungen sind ebenfalls korrekt. Es liegt die Vermutung nahe, dass sich die Herstellerangaben auf kompakte Füllkörper aus Glas beziehen und auf den REM-Bildern Prepolymerisate aus Hybridgläsern zu sehen sind, die für die Größenangaben nicht berücksichtigt werden.

Die Rillen bei Tetric EvoCeram sind derart breit und großvolumig, dass sie nur in 50-facher Vergrößerung (Abb. 7.5 (e)) auszumachen sind. Die Abrasionsrillen bei Variolink Esthetic sind fein, sodass sie in 2500-facher Vergrößerung (Abb. 7.7 (a) - (d)) festzustellen sind und bei 50-facher Vergrößerung (Abb. 7.5 (a) - (d)) wie feine Linien erscheinen. Das lässt darauf schließen, dass Tetric EvoCeram stärker der Abrasion unterlegen ist. Diese Schlussfolgerung untermauert die quantitativen Ergebnisse, die einen mehr als doppelt so hohen Verschleiß und einen signifikanten Unterschied gegenüber Variolink Esthetic belegen.

Bei einem Vergleich der polierten Referenzfläche (Abb. 7.4–7.1 (e); Abb. 7.8–7.5 (f)) mit der abraderten Oberfläche ist auffällig, dass die Oberfläche nach Zahnputzsimulation ebenmäßiger und geglätteter aussieht. Dies wird auf den REM-Bildern aus München

beobachtet. Es wird der Eindruck erweckt, dass das Putzen die Oberfläche weiter poliert. Dies deutet ebenfalls darauf hin, dass der Verschleißmechanismus Matrix abträgt und Füller glättet. Die Messung des Oberflächenglanzes im Rahmen der Vorversuche bestätigt diesen Eindruck, da der Oberflächenglanz nach Abrasion nicht abnimmt.

Auf den Referenzflächen der Proben aus Tokyo und München (Abb. 7.4–7.1 (e); Abb. 7.8–7.5 (f)) ist eine einheitliche Schicht zu erkennen, bei der es sich um eine Schmierschicht handelt. Lambrechts und Vanherle (1982) vertreten die Ansicht, dass das Vorhandensein einer Schmierschicht bei fast allen Kompositen nachgewiesen werden kann. Diese Schmierschicht entsteht beim Polieren. Aufgrund der hohen kinetischen Energie und der Reibungswärme wird die Oberflächenmatrix plastisch verformt. Dies führt zu einer amorphen Schicht, die sich gleichmäßig über die Oberfläche verteilt.

Zudem werden dabei in die Matrix anorganische Füllkörperfragmente hineingepresst. Diese dichtgepressten Füllkörperfragmente sind der Grund, warum der Tribofilm mechanisch beständiger als das darunter liegende Komposit ist (Kunzelmann, K.-H. 2021, persönliche Mitteilung). Die Schmierschicht wird bei der Zahnputzsimulation entfernt. Auf den REM-Bildern, die nach der Verschleißprüfung aufgenommen werden, ist davon nichts mehr zu erkennen. Dies betrifft ebenfalls die Proben aus Japan, obwohl kaum messbarer Verschleiß stattgefunden hat.

In den Vorversuchen zeigen die unterschiedlichen Polierverfahren kaum Auswirkung auf den Verschleiß. T. Suzuki et al. (2009) kommen zu der Feststellung, dass die Art der Politur nicht die Abrasion beeinflusst.

### 6.3 Analyse der Zahnputzsimulatoren

Der Aufbau der Zahnputzsimulatoren und die damit verbundenen Details und Schwachstellen sind essenziell für den Ablauf der Verschleißprüfung und für die Ergebnisse. Im Folgenden betrachten wir genau, welche Faktoren für Ungenauigkeiten oder Schwierigkeiten gesorgt haben und inwiefern diese verbessert werden könnten.

Der Zahnputzsimulator in Tokyo besitzt einen Bürstarm, mit dem jede Probe getestet wird. Das bedeutet, dass jede Probe theoretisch den gleichen Bedingungen unterworfen ist.

Ein weiterer positiver Aspekt ist die Probenform. Die Proben bestehen rein aus dem zu testenden Komposit, wodurch sich die Bürste einzig auf dem zu testenden Material bewegt. Der feste Metallboden unter der Probe kann nicht nachgeben. Das Fehlen eines Probenhalters erhöht die Präzision, da Schutz vor Abrasion durch an die Probe angrenzendes Material, lockeren Sitz im Probenhalter oder Nachgeben von weichem Material unter der

Probe ausgeschlossen werden kann.

Gleichzeitig führt die Funktionsweise des Zahnputzsimulators zu Ungenauigkeiten. Der Bürstarm besitzt einen metallischen Einsatz, an dem der Bürstenkopf befestigt ist (Abb. 4.1). Dieser Einsatz wird mithilfe von zwei Haltestäben dem Simulatorarm aufgesteckt. Er ist nicht fest fixiert. Bei Bewegung des Bürstarms entsteht ein Verkippen aufgrund eines Lagerspiels. Zudem ist die Reibung in den Lagern der Haltestäbe ein schwierig einzuschätzender Faktor. Angesichts der Komplexität eines tribologischen Systems, führt diese unkontrollierte Bürstbewegung zu keinerlei Vorhersagbarkeit des Verschleißmechanismus.

Des Weiteren ist zu erkennen, dass nicht alle Filamente gleichmäßigen Kontakt zur Probe haben. Es ist schwierig, genau zu bestimmen, wie viele der Filamente in Kontakt mit der Probe sind oder wo Übergangsbereiche verlaufen. Die Filamente, die die Probe berühren, wölben sich aufgrund der kurzen Bewegung des Bürstarmes von sieben Millimetern lediglich nach links und rechts. Dabei gleiten die Filamentspitzen, die für die Abrasion verantwortlich sind, minimal über die Probe. Die Filamente haben folglich weniger Kontakt und legen eine geringere Distanz auf der Probe zurück, als es auf den ersten Blick erscheint. Dies führt zu einem geringeren Ausmaß an Abrasion, da diese das Ergebnis von Arbeit ist, die physikalisch dem Produkt aus Kraft und Weg entspricht. Aus diesem Grund ist der Weg, den die Zahnbürstenfilamente auf der Kompositoberfläche zurücklegen, für den Verschleiß von Bedeutung (Enax & Epple, 2018). Eine Möglichkeit, um der Auswirkung der geringen zurückgelegten Distanz entgegenzuwirken, wäre die Wahl deutlich höherer Zyklenzahlen, beispielsweise 100 000 Zyklen.

Die Vorrichtung, die die Probe und Zahnpastaslurry enthält, ist unbewegt. Daher besteht die Gefahr, dass die Abrasivpartikel der Slurry sedimentieren und nicht mehr in Kontakt mit der Probe kommen (Shell et al., 1966). Dies wäre eine weitere Ursache für die kaum vorhandene Abrasion. Es wäre besser, mithilfe einer Pumpe oder einer bewegten Wanne die Slurry in Bewegung zu halten, um dies zu verhindern.

Der Zahnputzsimulator in München ist anders als der in Tokyo konzipiert. Es gibt sechs Prüfstände statt einem, was bedeutet, dass sechs eigene tribologische Systeme – mit minimalen Unterschieden – existieren.

Die Zahnbürsten sind in alle Richtungen verstellbar, wodurch sie manuell für jede Probe individuell und möglichst exakt eingestellt werden können. Es ist jedoch schwierig, die Einstellung, die allein visuell kontrolliert werden kann, für jeden Prüfstand präzise zu wiederholen. Das heißt, der Kontakt der Filamente ist bei jeder Probe anders, ebenso wie die eingestellte Gewichtskraft. Wie viele der Filamente Kontakt zur Probe haben und wie stark sie einzeln angepresst werden, ist nicht beurteilbar.

Zudem sind die Bauteile nicht perfekt identisch, wodurch unterschiedliche Passungen beim Zusammensetzen entstehen. Die Proben werden beispielsweise mithilfe weißer Kunststoff-Bauteile fixiert (Abb. 4.10 (a)), die oft nicht richtig in Position gebracht werden können, wodurch der Lauf der Filamente und deren Kontakt mit der Probe beeinflusst werden. Selbst wenn alle Schrauben fest angezogen sind, existiert trotzdem ein leichtes Spiel der Bürstarme. Wie stark sich all diese Ungenauigkeiten auswirken und in ihrer Summe zu unterschiedlichen Verschleißraten der einzelnen Prüfstände führen, lässt sich nicht genau nachvollziehen.

Die Kontrolle der Gewichtskraft erfolgt mithilfe einer Waage. Die Werte schwanken, sobald die Position des Zahnbürstenkopfes auf der Waage minimal verändert wird. Ein weiterer Aspekt, der einen Vergleich der Bedingungen zwischen den Prüfständen erschwert.

Eine Möglichkeit wäre, immer denselben Prüfstand zur Verschleißtestung zu nutzen und die anderen fünf nicht zu verwenden. Dies würde jedoch zu einem erheblich höheren Zeitaufwand führen.

Das Bewegungskonzept des Zahnputzsimulators in München ist ein anderes, als das des Simulators in Tokyo. Die Zahnbürste ist statisch und die Probe in Bewegung. Da sich der Probenhalter in der Wanne mit Zahnpastaslurry bewegt, wird dadurch die Slurry ständig gemischt und eine Sedimentation verhindert.

Schmutz kann bei einem Zahnputzsimulator die Funktionsweise beeinträchtigen. Beispielsweise können Bewegungen weniger reibungslos ablaufen oder verlangsamt werden, Bauteile nicht in die korrekte Endposition gehen, manuelle Einstellungen nicht in vollem Umfang möglich sein oder Rückstände die Zahnpastaslurry verunreinigen. Aus diesem Grund sollte vor Durchführung eines Tests die Maschine gesäubert und jeglicher Schmutz entfernt werden.

Beide Zahnputzsimulatoren besitzen keinen Controller für Kraft, Kraftprofil und eine lineare Bewegung. Es wäre von Vorteil, wenn neu entwickelte computergesteuerte Geräte diese Faktoren steuern und überprüfen könnten.

Es wird in der Literatur empfohlen, dass vergleichende Verschleißtests bei 37 °C durchgeführt werden sollten, um die oralen Bedingungen genauer zu simulieren (Heath & Wilson, 1976). Bei beiden Zahnputzsimulatoren wäre eine Umsetzung jedoch nicht möglich, denn die Maschinen sind zu groß für einen Wärmeschränk und die Zahnpastaslurry kann nicht konstant auf eine Temperatur erwärmt werden.

Einige der von Heintze (2006) festgelegten Anforderungen an ein geeignetes Verschleißprüfgerät werden von den Zahnputzsimulatoren nicht erfüllt. Eine hohe Präzision der Ergebnisse ist nicht erfüllt, da es etliche Ausreißer der Verschleißwerte gibt. Des Weiteren spricht die hohe Streuung für eine geringe Robustheit des Zahnputzsimulators und eine unzuverlässige Reproduktion der Prüfparameter wie z. B. der Kraft.

## 6.4 Bedeutung des Abrasivs

Bei Bewegung eines Bürstenkopfes über eine Probe werden die Filamente gewölbt und gleiten mit der Seitenfläche über die Probe statt mit der Spitze. Dieser Vorgang erzeugt in Verbindung mit Wasser keine Abrasion (Goldstein & Lerner, 1991; Lambrechts et al., 2006; Van Dijken et al., 1983). Die Verwendung eines Abrasivs besitzt für die Funktionsweise des Zahnputzsimulators aus diesem Grund eine elementare Bedeutung. Die wichtige Frage in diesem Zusammenhang lautet, ob die Filamente die Gewichtskraft auf die Abrasivpartikel übertragen und wie sich diese auf der Probenoberfläche verhalten. Da mit steigendem Gewicht die Abrasionsrate steigt, muss die Gewichtskraft von den Filamenten an die Abrasivpartikel weitergegeben werden.

Die Abrasivpartikel werden von den Filamenten in schrägem Winkel auf die Oberfläche gebracht (Slack et al., 1978). Ab einem materialspezifischen Angriffswinkel wird Material abgetragen. Je härter das Material ist, umso größer muss der Winkel sein. Der Angriffswinkel der Abrasivpartikel variiert jedoch immer, wodurch lediglich ein kleiner Anteil der Partikel Verschleiß verursachen kann. Rollende oder gleitende Partikel verursachen geringe Abrasion (Zum Gahr, 1987).

Die Abrasivpartikel können während der Verschleißprüfung nicht direkt beobachtet werden. Daher ist es schwierig, mit Gewissheit zu sagen, ob die Abrasivpartikel in die Oberfläche eindringen oder tüpfelnd über die Oberfläche rollen. Es sind jedoch auf den REM-Bildern keine stark ausgeprägten Kratzer oder Rillen zu sehen, die für ein tiefes Eingraben der Abrasivpartikel in die Oberfläche sprechen würden. Die Kraft auf der Zahnbürste ist jedoch groß genug, dass die Abrasivpartikel nicht nur die Matrix, sondern auch die Füllkörper gleichmäßig abradieren können.

Trotz der gleichen Slurryzusammensetzung differieren die Ergebnisse der beiden Versuche. Zudem werden mit dem Zahnputzsimulator in Tokyo unterschiedliche Abrasive getestet, mit dem Resultat, dass alle die gleichen Ergebnisse produzieren. Diese Beobachtungen sollten jedoch nicht zu der Schlussfolgerung führen, dass die Auswahl des Abrasivs keine Rolle spielt. Wenn ein Abrasiv aufgrund des mangelhaften Mechanismus eines Simulators keine Chance hat, Verschleiß zu generieren, kann daraus keine Schlussfolgerung über dessen Wirksamkeit gezogen werden.

Die Entscheidung für ein Abrasiv sollte sich an der klinischen Relevanz orientieren und nicht an der maximalen Verschleißgenerierung. Moderne Zahnpasten sind zahnschonend und enthalten milde Abrasivpartikel. Entsteht bei einer Zahnputzsimulation geringe oder keine Abrasion, ist es keine sinnvolle Lösung, eine invasivere Zahnpastaslurry zu kreieren. Bimsstein erzeugt beispielsweise vermehrt Verschleiß, ist aber aufgrund der fehlenden klinischen Relevanz zu vernachlässigen. Es ist als Abrasiv in einigen älteren Veröffentlichungen

zu finden (Roulet, 1976). Zuerst sollte die Ursache für wenig Verschleiß bei dem Material selbst oder dem Simulator gesucht werden. Ein funktionierender Zahnputzsimulator kann mit einer normalen milden Abrasivslurry nachweisbare Abrasion generieren, wie die Zahnputzsimulation in München gezeigt hat.

Auf den REM-Aufnahmen sehen Calciumhydrogenphosphatpartikel (Abb. 4.22) scharfkantig aus, es ist jedoch davon auszugehen, dass sie im Verlauf der Verschleißprüfung zu Bruch gehen. Sie zerbrechen mit steigendem Gewicht auf der Zahnbürste und wirken dann kaum verschleißend (Sarrett et al., 1991; Shell et al., 1966). Dem steht eine Aussage in der Literatur entgegen, dass mit steigendem Gewicht die Abrasionsrate steigt. Diese sinkt erst wieder ab 7 N, da die Filamente zu stark gespreizt werden und somit kaum Abrasiv transportiert wird (Bowden & Tabor, 1973; Friedrich, 1986; Heath & Wilson, 1976; Sarrett et al., 1991). Ebenso ist es möglich, dass kantige Partikel zwar nicht zerbrechen, aber sich mit der Zeit abrunden und die Oberfläche nicht mehr angreifen können. Aus diesem Grund wäre es interessant, die Abrasivpartikel nach Verschleißprüfung mit dem REM aufzunehmen. Es ist allerdings nicht gelungen, die Abrasivpartikel aus der Zahnpastaslurry zu extrahieren (siehe Kap. 4.4.4).

Da die Konzentration des in der Slurry enthaltenen Abrasionsmittels eine Rolle spielt (Enax & Epple, 2018), sollte in Betrachtung gezogen werden, dass sich Abrasivpartikel in Poren und Luftblasen auf der Oberfläche ablagern (Lambrechts & Vanherle, 1982), womit sie nicht mehr am abrasiven Geschehen teilhaben können. Herausgerissene Füllkörper können zudem zu freien Verschleißpartikeln werden und abrasiv wirken (Dickson, 1979; Lugassy & Greener, 1972; Slack et al., 1978; Tillitson et al., 1971). Diese Vorgänge würden die Konzentration an Abrasivpartikeln und somit die Verschleißrate verändern.

Heintze (2006) empfiehlt einen ständigen Austausch der Zahnpastaslurry, damit abradiertes Material von der Testoberfläche entfernt wird und keiner der genannten Vorgänge den Verschleißmechanismus beeinflusst. Auf den REM-Aufnahmen aus Tokyo sind einige dunkle Löcher von verloren gegangenen Füllkörpern zu erkennen, in denen sich Verschleißpartikel ablagern könnten. Gemeinsam mit der Sedimentation der Zahnpastaslurry könnte dies zur geringen Verschleißerzeugung beigetragen haben.

Das zugesetzte Abrasiv Calciumhydrogenphosphat (1–10 µm) ist nach den REM-Bildern (Abb. 4.22 und Abb. 7.7) größer als die Füllkörper von Variolink Esthetic (0,5–4 µm) und von RelyX Ultimate (0,25–5 µm). Laut Meinung der Literatur wirkt sich dieses Verhältnis auf den Verschleißmechanismus aus. Füller, die kleiner als die Abrasivpartikel sind, werden leicht entfernt und es entsteht mehr Verschleiß durch gleichmäßigen Abtrag (Friedrich, 1986; Mair et al., 1996; Yuasa, 1990).

Zum Gahr (1987) setzt die Größe der Füllkörper in Relation zur Eindringtiefe des Abrasivs.

Sind die Füllkörper kleiner als diese, werden sie ebenso leichter aus der Matrix gelöst. Es lässt sich jedoch nicht aus den REM-Bildern der Münchner Proben erkennen, dass Füllkörper im Ganzen aus der Matrix gelöst wurden. In Relation zur durchschnittlichen Verschleißhöhe von 29  $\mu\text{m}$  müssten Hohlräume zwischen 0,5 und 5  $\mu\text{m}$  Durchmesser von herausgerissenen Füllkörpern zu erkennen und insgesamt mehrere Schichten an Füllkörpern herausgelöst worden sein. Die REM-Bilder sprechen stattdessen für ein gleichmäßiges Abtragen von Matrix und Füllern. Ein möglicher Grund hierfür wäre, dass die Abrasivpartikel der Zahnpasta gleich groß oder kleiner als die Füllkörper sind.

Der Verschleiß von 29  $\mu\text{m}$  entspricht bei einem Füllkörperdurchmesser von 0,5–5  $\mu\text{m}$  mindestens dem Verlust einer Höhe von sechs Füllkörpern. Das Verhältnis der Härte der abrasiven Partikel zur Härte der Füllkörper beeinflusst ebenfalls das Verschleißverhalten. Genaue Zahlen zur Härte von Calciumhydrogenphosphat und den Füllkörpern von Variolink Esthetic lassen sich in der Literatur und in den Herstellerangaben nicht finden.

## 6.5 Untersuchung der Quantifizierungsmethoden

### 6.5.1 Konfokales Laser-Scanning-Mikroskop

Eine weitere Schnittstelle, die für Ungenauigkeiten oder Fehler verantwortlich sein kann, ist die Verschleißquantifizierung. Messergebnisse und Methoden sollten trotz Zusicherungen von Seiten der Hersteller kritisch hinterfragt werden. Es sollte in Betracht gezogen werden, dass der Zahnputzsimulator in Tokyo funktioniert und Verschleiß erzeugt, und die Ursache für den gering vorhandenen Verschleiß beim Messsystem liegt. Die Firma Keyence gibt vor, dass keine Oberflächenbeschichtung notwendig ist, um eine Probe mit dem CLSM zu erfassen. Es stellt sich trotzdem die Frage, ob die Transluzenz des Komposits die Messung beeinflusst und eine Behandlung der Probe mit Entspiegelungsspray zu einer genaueren Messung beigetragen hätte. Es wäre eine mögliche Ursache für einen Messfehler, dass der Laser in das transparente Komposit eindringt und am nächsten Füllkörper reflektiert wird. Zudem kann ein Hintergrundrauschen ausgelöst werden (Heurich et al., 2010). Eine alternative Lösung zur Beschichtung ist die Herstellung von Replicas.

Der Zahnbürstenkopf gibt die Breite der Verschleißspur vor und diese muss für die Auswertung im Ganzen inklusive der Referenzflächen erfasst werden. Vom normalen Objektiv des CLSMs können jedoch innerhalb des festgelegten Messbereiches solch breite Proben nicht erfasst werden.

Aus diesem Grund müssen einzelne Bilder zusammengesetzt werden. Keyence verwen-

det dafür keinen Algorithmus, die Rekonstruktion der Probenoberfläche muss manuell erfolgen und wird lediglich korrigiert. Eine Herausforderung stellt dabei die Festlegung der korrekten Überlappung dar. Es gibt für solche Situationen in ImageJ die Methode des „Stitchings“, der ein statistischer Prozess zugrunde liegt. Eine paarweise Rekonstruktion führt oft zu Registrierungsfehlern, wenn Bildausschnitte an mehreren Stellen zusammengefügt werden. Aus diesem Grund wird eine umfassende Rekonstruktion aller Aufnahmen gleichzeitig durchgeführt. Die Translation ist die Bewegungsform für die Bildausschnitte und wird genau berechnet (Preibisch et al., 2009). Im Gegensatz dazu ist die von Hand durchgeführte Zusammensetzung weder genau noch präzise. In Folge kann dies zu den geringen Verschleißwerten des Versuchs in Tokyo beigetragen haben. Diese Problematik ist der Grund, warum keine 10- oder 20-fache Vergrößerung ausgewählt wurde. Dadurch würde zwar eine höhere Genauigkeit der Aufnahmen selbst erreicht werden, es würden jedoch mehr davon entstehen, um die gesamte Probe abbilden zu können. Eine höhere Anzahl an Aufnahmen, die zusammengefügt werden müssen, geht wiederum zu Lasten von Genauigkeit und Präzision des Gesamtbildes. Belli et al. (2009) verwenden beispielsweise für die Quantifizierung von Zahnputzabration eine 200-fache Vergrößerung des CLSMs. Eine Vergrößerung in dieser Größenordnung erzeugt Aufnahmen mit großer Genauigkeit, ist jedoch bei dem CLSM in Tokyo nicht möglich und würde zu einer deutlich größeren Anzahl an Bildern führen. Der Anwender kann lediglich eine 5-, 10- oder 20-fache Vergrößerung nutzen.

Die Firma Keyence stellt für die Auswertung der Aufnahmen eine eigene Software zur Verfügung. Es gibt einige Analysewerkzeuge, mit denen jedoch keine der verbreiteten Methoden durchführbar ist. Die Überlagerung von 3D-Datensätzen, das Interpolieren einer Ebene über die Verschleißspur oder die Differenz eines Verschleißprofils zu den Referenzflächen sind nicht möglich. Es ist naheliegend und zeitsparend, mit einem der zur Verfügung stehenden Instrumente die Analyse durchzuführen. Dies würde jedoch zu Ergebnissen führen, die nicht präzise mit denen anderer Publikationen vergleichbar wären. Wird die Entscheidung getroffen, eine alternative Software zu verwenden, die eine der drei genannten Methoden ermöglicht, ergibt sich das Problem des Dateiimports. Die Datensätze von Keyence sind nicht mit allen Programmen kompatibel und müssen erst in andere Dateiformate umgewandelt werden.

Die 3D-Darstellung des CLSM geht von der tiefsten Stelle der Oberfläche aus und setzt sie mit  $0,0 \mu\text{m}$  gleich (Abb. 6.1 roter Kreis). Alle anderen Messpunkte werden dazu in Relation gesetzt und als positive Höhenmessungen in  $\mu\text{m}$  dargestellt. Mithilfe der Legende zur Farbgebung lassen sich die Messwerte ablesen. Die Verschleißspuren befinden sich

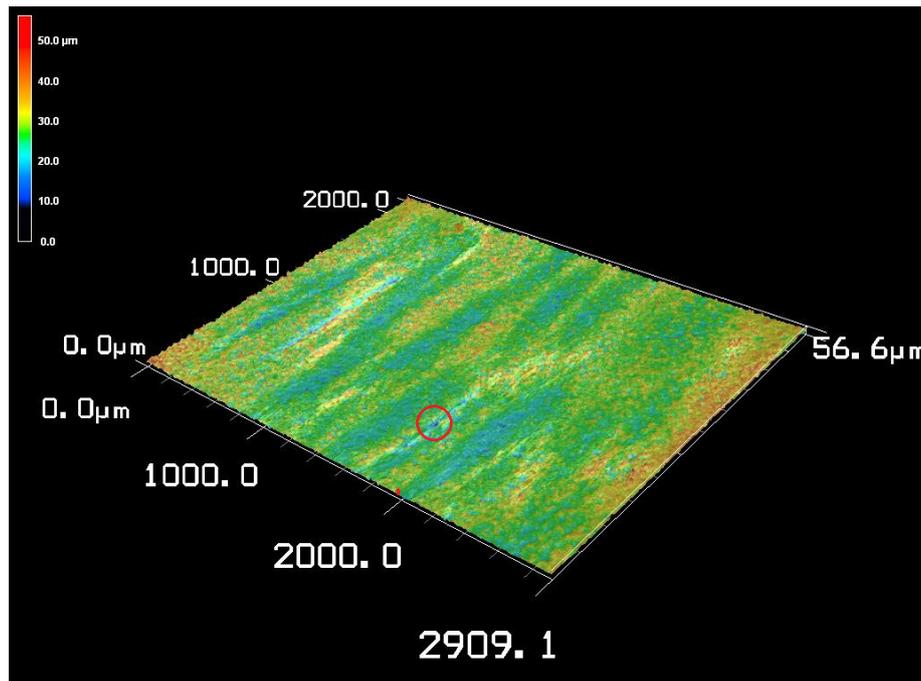


Abbildung 6.1: 3D-Darstellung der abradierten Probenoberfläche im CLSM. Roter Kreis: Tiefste Stelle bei 0,0 µm

bei ca. +15 µm und die höchsten Stellen bei +56,6 µm. Es gibt keine Referenzebene auf mittlerer Höhe die mit 0,0 µm gleichgesetzt ist und womit alle Messpunkte verglichen werden. Aus diesem Grund zeigt die 3D-Darstellung keine negativen Werte.

Zwei Auffälligkeiten stellen die korrekte Funktionsweise des CLSMs und der Auswertungsmethode in Frage. Bei Betrachtung der 3D-Oberfläche (Abb. 6.1) sind Verschleißspuren erkennbar, die sich anhand einer blauen Färbung vom Rest der Ebene unterscheiden. Sie befinden sich bei ca. +15 µm und die umgebende plane Oberfläche bei ca. +30–35 µm. Das CLSM hat demzufolge Abrasionsrillen in einer Größenordnung von 10–15 µm Tiefe erfasst. Dies zeigt eindeutig, dass kein Auftrag von Material, sondern ein Materialverschleiß stattgefunden hat. Er ist zwar gering, jedoch höher als der Verschleiß, der von Subtract\_Triangle berechnet wird. Weshalb kann der Materialverlust durch Interpolieren einer Ebene nicht quantitativ erfasst werden? Eine Erklärung könnte sein, dass die 3D-Darstellung des CLSM keine realitätsgetreue Darstellung ist und den Verschleiß zu ausgeprägt darstellt. Somit gäbe es in Wirklichkeit abgesehen von feinen Kratzern keine Abrasionsspur, wodurch sich die Probenoberfläche und die interpolierte Ebene direkt überlagern.

Weiterhin ist die Oberfläche der Proben aus Tokyo von einer Vielzahl an Hohlräumen gekennzeichnet. Diese müssten von dem CLSM erfasst werden und nach Auswertung mit Subtract\_Triangle für mehr nachgewiesenen Verschleiß sorgen, als in Wirklichkeit durch die

Zahnputzabrasion generiert wird. Aus diesem Grund ist es umso unverständlicher, warum kaum Verschleiß gemessen wird.

Die Methode der Verschleißquantifizierung erscheint nicht geeignet, um feine Vertiefungen der Oberfläche, wie z. B. Hohlräume und Kratzer, korrekt zu erfassen und daraus Verschleiß zu berechnen.

### 6.5.2 Laser-Scanner

Die Proben aus München werden vor dem Scannen oberflächlich mit „Antiglanz“-Spray beschichtet (Abb. 4.13), um ein Eindringen des Lichtstrahls in die Kompositoberfläche zu verhindern. Das Sublimat kristallisiert auf der Materialoberfläche. Ziel ist es, eine gleichmäßige Filmdicke ( $\Delta$ ) zu erhalten, die im Idealfall monokristallin ist. Eine ungleichmäßige Schichtdicke verfälscht das Verschleißergebnis. An Stellen mit viel Pulver wird weniger Verschleiß gemessen. Dies ist der hauptsächliche Nachteil der Anwendung von „Antiglanz“-Sprays.

Bei Messung der Oberfläche entsteht eine diffuse Lichtreflexion. Der Oberflächenwert wird um  $\Delta$  verschoben, dies betrifft jedoch in gleichem Maße die Referenzfläche und die Abrasionsspur (Abb. 6.1). Werden Verschleiß- und Referenzebene verglichen, kann somit der Verschleiß bestimmt werden. Nachteil ist, dass sich in den Kanten Puder ansammeln kann. Es gelingt bei der Versuchsdurchführung, eine gleichmäßige Schicht aufzutragen, wodurch auf die Anwendung von Replicas verzichtet werden kann.

### 6.5.3 Alternative Methoden

Um von Nutzen zu sein, muss die Verschleißsimulation klinisch relevante Ergebnisse liefern. Bei der Auswertung der Verschleiß-Simulation gilt das Interesse den Parametern, die klinische Relevanz haben, die in vivo und in vitro mit den gleichen oder vergleichbaren Methoden gemessen werden können und die genau sind.

Das hier verwendete dreidimensionale Scannen ist die heutzutage bevorzugte Methode zur Verschleißmessung, da es quantitativ und genau ist, speicherbare 3D-Daten liefert, die mit anderen 3D-Daten verglichen werden können, und in der Klinik und im Labor anwendbar ist (Perry et al., 2000). Zu den Nachteilen gehören der Bedarf an spezieller Hard- und Software. Statt jedoch, wie in diesem Versuch, die Auswertung mit allein einem 3D-Datensatz durchzuführen, wäre eine weitere Methode die von DeLong beschriebene und favorisierte Überlappung aufeinanderfolgender 3D-Bilder (DeLong, 2006).

Jeder Oberflächenscan generiert einen 3D-Datensatz, welcher aus einer Punktwolke besteht. „Pairwise Point Set Registration“ ist eine Methode, um zwei Punktwolken aneinander

auszurichten. Ziel ist es, deren Übereinstimmungen zu finden. Es findet eine räumliche Transformation statt. Zuerst wird eine Grobausrichtung und dann eine Feinausrichtung durchgeführt. Für letztere wird der „Iterative Closest Point (ICP)“-Algorithmus verwendet, bei dem es sich um eine distanzbasierte Methode handelt. Das heißt, zuerst wird die Distanz zwischen den Punktwolken berechnet und danach minimiert. Der Algorithmus ist anfällig für die Konvergenz lokaler Minima und daher empfindlich gegenüber den Anfangsbedingungen. Aus diesem Grund müssen die Datensätze vor-ausgerichtet werden. Auf diese Weise können zwei Oberflächenscans zur Deckung gebracht werden (Besl & McKay, 1992; Linh & Hiroshi, 2015; Zhu et al., 2019).

Die erfasste Abrasionsspur der Proben aus Tokyo ist aufgrund des begrenzten Messfensters schmal und stellt somit lediglich einen kleinen Teil der Oberfläche dar. Aus diesem Grund werden drei verschiedene Stellen auf der Probenoberfläche gemessen. In München ist das Messfenster frei wählbar, es gibt keine Größenbeschränkungen. Dadurch ist es möglich, die Probenoberfläche als Ganzes auszuwählen und in einem Datensatz zu erfassen, da der Messsensor jede ausgewählte Fläche abfahren kann. Es wäre für eine bessere Vergleichbarkeit wünschenswert, die Proben in Tokyo mit einem Messsystem zu erfassen, das ebenfalls die gesamte Materialoberfläche scannt.

## 6.6 Überlegungen zum Versuchsdesign

Die Ergebnisse des Wasseraufnahmetests lassen sich nicht mit den Angaben der Hersteller vergleichen, da diese entweder keine Angaben dazu machen oder einzig angeben, dass sie innerhalb der festgesetzten Richtwerte liegen ( $\leq 40 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ ). Die Ergebnisse liegen mit einem Wert von rund  $1,5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$  für Variolink Esthetic in einem zu vernachlässigenden Bereich.

Es sollte jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass trotzdem ein hydrolytischer Abbau der Füller-Matrix-Grenzfläche oder ein Herauslösen von Materialkomponenten stattfinden können. Je nach Versuchsdesign betragen Konzentrationen von gelöstem TEGDMA 146–280  $\mu\text{mol}/\text{ml}$  und gelöstem HEMA 108–740  $\mu\text{mol}/\text{ml}$  (Rothmund et al., 2017; Schuster et al., 2015). Diese Ergebnisse sind unterhalb toxikologisch relevanter Konzentrationen (Seiss et al., 2009). Es sollte jedoch bedacht werden, dass sie trotzdem allergische Reaktionen auslösen können (Durner et al., 2010).

In-vitro-Versuche, die keinen Zementspalt simulieren, sondern eine flache Probenkonfiguration aus reinem Befestigungskomposit anwenden, sind unkompliziert zu prüfen, aber nicht ohne Vorbehalte auf die In-vivo-Situation übertragbar. Die Ergebnisse sind geeignet, verschiedene Materialien zu vergleichen und eine Rangfolge zu erstellen oder

neue Materialkonzepte grundlegend auszutesten. Es ist jedoch davon auszugehen, dass derartige In-vitro-Tests den Kompositverschleiß überbewerten, da die Bedingungen in einem feinen Zementspalt zu geringerem Verschleiß führen (Guzman et al., 1997; S. Suzuki & Minami, 2005). Ein schmaler Schlitz aus Befestigungskomposit von 0,325 mm Breite weist nach Zahnputzsimulation lediglich einen Verschleiß von 2,44–8,70 µm auf (Belli et al., 2009).

In München wird ein Probenhalter aus PLA verwendet, der das Befestigungskomposit umgibt. PLA ist weich und besitzt ein niedriges E-Modul (3 GPa).

Seine Dichte (1,25–1,36 g/cm<sup>3</sup>) ist niedriger als die von Komposit (Lopes et al., 2012). Das PLA befindet sich unter dem Befestigungskomposit und stützt den Bürstenkopf davor und dahinter ab (Abb. 4.13). Somit besteht die Möglichkeit, dass infolge des Drucks des Zahnbürstenkopfes das Material darunter nachgibt und eine geringere Kraft ausgeübt werden kann (Hoffman et al., 2020). Gleichzeitig bietet das weniger abrasionsbeständige PLA keinen Schutz vor Verschleiß. Ein härteres Material würde zwar als Unterlage besser fungieren, es bestünde jedoch die Möglichkeit, den Verschleiß des Komposits zu verhindern. Verschleißprüfgeräte geben aufgrund der Bau- und Funktionsweise vor, wie das zu testende Material befestigt wird. Es sollten genaue Überlegungen angestellt werden, ob und wie der Verschleißmechanismus von einem Probenhalter beeinflusst wird und wie dies verhindert oder optimiert werden kann. Letztendlich können grundsätzliche Gegebenheiten jedoch nicht geändert werden. Es wäre von Interesse, die Abrasionsbeständigkeit von PLA und Kompositen zu vergleichen und auf diese Weise die Eignung von Polylactid für die Verschleißprüfung zu testen.

Uneinigkeit besteht bezüglich der Frage, inwieweit die In-vitro-Bedingungen mit der In-vivo-Situation korrelieren. Es gibt verschiedene Annahmen, wie viele Bürstzyklen oder welche Bürstzeit im Simulator wie vielen Jahren Zähneputzen am Patienten entsprechen. Koizumi et al. (2015) gehen von einer idealen Putzzeit von zweimal 120 s pro Tag aus und von 60 Zahnflächen (zwei Prämolaren und drei Molaren je Quadrant mit jeweils drei Flächen, die der Zahnbürste zugänglich sind). Ihre Überlegungen führen zu folgender Rechnung:  $240 \text{ s} / 60 = 4 \text{ s} / \text{Zahnfläche pro Tag}$ ;  $4 \text{ s} \times 365 = 1\,460 \text{ s}$ ;  $1\,460 \text{ s} \times 5 = 7\,200 \text{ s}$ . Gemäß der Autoren entsprächen 120 min (7 200 s) Zahnputzsimulation 5 Jahren Zähneputzen. Saxer et al. (1998) beobachten am Patienten eine Bürstzeit von 68–84 s. Demnach würden nach der Rechnung von Koizumi et al. 120 min Zahnputzsimulation 7–10 Jahren Zähneputzen entsprechen. Oft wurde jedoch festgestellt, dass die Patienten die Zähne 45 s lang putzen (Beals et al., 2000; Dentino et al., 2002; Gallagher et al., 2009; Saxer et al., 1998). Das würde nach den Berechnungen von Koizumi et al. sogar 13 Jahren Zähneputzen entsprechen.

Aker (1982) nennt als Äquivalent zu einem Jahr Zähneputzen am Patienten 16 000 Bürststriche im Simulator, Kanter et al. (1982) gehen von 4320 Bürststrichen aus. Auf dieser Basis führen Goldstein und Lerner (1991) ihren Versuch mit der Annahme aus, 10 000 Bürststriche entsprechen einem Jahr Zähneputzen. Wang et al. (2004) wiederum wenden 100 000 Zyklen an, um 4,2 Jahre Zähneputzen zu simulieren, nach de Gee et al. (1985) entsprechen 2600 Zyklen pro Stunde einem Monat Putzen, laut Harrington et al. (1982) simulieren 240 000 Zyklen 4 Jahre und Kanik et al. (2017) gehen von 5000 Zyklen aus, die ein Jahr Zähneputzen simulieren. Sorensen und Nguyen (2002) gehen für ihre Berechnung davon aus, dass zweimal am Tag für 120 Minuten die Zähne geputzt werden und dass durchschnittlich 56 Zahnflächen (28 Zähne, jeweils 2 Flächen) betroffen sind. Sie schließen daraus, dass eine Zahnfläche in zwei Jahren 52 Minuten lang dem Zähneputzen ausgesetzt ist.

Es wird deutlich, dass es in der Fachwelt keinen Konsens zu diesem Thema gibt. Zudem geben Autoren selten an, welche Berechnungen oder Modelle den Werten zugrunde liegen, oder sie übernehmen die Angaben früherer Versuche unkommentiert. Die Übertragung der Versuchsbedingungen auf das entsprechende Equivalent am Patienten ist für die Aussagekraft einer Abrasionsstudie von elementarer Bedeutung. Ob der generierte Verschleiß 5 oder 15 Jahren realem Zähneputzen entspricht, macht einen Unterschied für die Interpretation der Ergebnisse.

Bezüglich des verwendeten Gewichts und somit des Drucks der Zahnbüste werden in In-vitro-Versuchen unterschiedliche Werte verwendet (Tab. 2.1). Die In-vivo-Situation am Patienten soll so realistisch wie möglich nachgeahmt werden, jedoch gibt es in der Literatur keine einheitliche Angabe darüber, mit wie viel Druck ein Patient seine Zähne putzt, an der sich für einen Versuchsaufbau orientiert werden könnte. Sorensen und Nguyen (2002) gehen von 273 g (= 2,73 N Druckkraft) aus, Van der Weijden et al. (1998) von 140–720 g und Lambrechts et al. (2006) von 318–471 g. Nach Vieira et al. (2006) nehmen die Zähne bei einem 100–200 g entsprechenden Putzdruck keinen Schaden. Die Empfehlung an die Patienten lautet demnach, die Zähne mit einem Druck, der ungefähr 150 g entspricht, zu putzen. Folglich ist die Vielzahl an unterschiedlichen Versuchsanordnungen nicht überraschend, wenn es keine standardisierten klinischen Richtwerte zur Orientierung gibt. Andere Versuche lösen sich von der klinischen Relevanz und wenden beispielsweise ein Gewicht von 500 g an, um den Verschleiß zu beschleunigen (T. Suzuki et al., 2009).

Es kommt hinzu, dass viele Faktoren wie beispielsweise die Borstenbewegung, die Größe der Zahnbürste oder das Bürstdesign die Kraftübertragung und somit den Zahnputzverschleiß beeinflussen.

## 6.7 Ausblick

Für eine genauere Betrachtung der im Rahmen der vorliegenden Dissertation untersuchten Fragestellungen wäre es interessant, unter den gleichen Versuchsbedingungen mit dem Zahnputzsimulator eine Klebefuge aus Variolink Esthetic zu testen. Dabei könnte überprüft werden, ob sich dieselben Unterschiede wie bei Belli et al. (2009) ergeben, wenn Befestigungskomposite parallel oder senkrecht gebürstet werden. Die Verschleißwerte könnten mit denen verglichen werden, die in diesem Versuch mit einer flachen Probenanordnung generiert werden. Es könnten größere Zyklenzahlen getestet werden, beispielsweise 100 000, um Versagensmorphologien und entsprechende Verschleißmechanismen deutlicher auf den REM-Bildern zu erkennen. Es gibt eine große Zahl methodischer Probleme, die bisher nicht gelöst werden konnten. Beispielsweise stellt die zuverlässige Bestimmung des RDA-Werts (radioactive dentin abrasivity) eine Herausforderung dar (Dörfer, 2010).

Um den Faktor Abrasiv genauer zu bewerten, sollten weitere Untersuchungen durchgeführt werden, z. B. im Zuge einer weiteren Dissertation. Goldstein und Lerner (1991) gelangen in ihrer Arbeit zu dem Schluss, dass je nach verwendeter Zahnpasta die Abrasionswerte stark schwanken. Es wäre aufschlussreich, die Auswirkung verschiedener Abrasive und Zahnpastaslurries auf den Verschleiß genauer zu untersuchen und die Ergebnisse denen einer Kontrollgruppe mit Wasser gegenüberzustellen. Weitere Tests in diesem Bereich übersteigen jedoch den Rahmen dieser Dissertation.

Es wäre außerdem der Gedanke aufzugreifen, ob und wie stark die Ergebnisse differieren, wenn die gleichen Proben mit unterschiedlichen Oberflächenscannern erfasst werden. Es gibt vielfältige Ansatzpunkte, um die Methoden zum Zahnputzverschleiß und dessen Quantifizierung genauer zu untersuchen und zu optimieren.

Hinzu kommt, dass sich die Wissenschaftsgemeinde in Zukunft einen Gefallen täte, könnte sie sich auf einheitliche Standards bezüglich der Versuchsbedingungen einigen. Beispielsweise könnten zu testende Materialien mithilfe von standardisierten Vergleichsmaterialien besser beurteilt werden und deren konsequente Anwendung würde zu mehr Transparenz, Übereinstimmung und Vergleichbarkeit von Ergebnissen führen.

## 7 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse des Versuchs aus München bestätigen, was bereits in der Literatur zu finden ist: Mit steigendem Gewicht und steigender Zyklenanzahl nimmt der Verschleiß im Zahnputzsimulator zu, wobei es sich um eine milde Verschleißform handelt. Der Versuch in Tokyo verdeutlicht, dass es von äußerster Wichtigkeit ist, die Funktionsweise des Zahnputzsimulators vor Versuchsbeginn eingehend zu prüfen. Details können große Auswirkungen haben. Funktioniert der Mechanismus der Maschine so wie vorgesehen? Es sollte bei unplausiblen Ergebnissen nicht allein das eigene Versuchskonzept, sondern ebenso die Qualität der Maschine hinterfragt werden. Dabei können die FDA-Richtlinien zur Testung und Beurteilung eines Verschleißprüfgerätes herangezogen werden.

Des Weiteren hat sich herausgestellt, dass Ergebnisse aus verschiedenen Laboratorien nicht vergleichbar sind. Eine Lösung besteht darin, unter den verfügbaren Bedingungen und Methoden neu zu testen oder lediglich die Daten zu vergleichen, die innerhalb eines Labors unter gleichen Bedingungen gemessen wurden.

Die Ergebnisse von Zahnputzsimulationen müssen sorgfältig und differenziert betrachtet werden. Absolute Werte sind nicht zuverlässig auf In-vivo-Situationen übertragbar und Bewertungen sollten zurückhaltend formuliert werden. Dies liegt darin begründet, dass die Testbedingungen nicht die klinische Situation widerspiegeln, da nicht alle im Mund ablaufenden Mechanismen umfassend simuliert werden können, und dass die Funktionsweise eines jeden Zahnputzsimulators anders ist. Es ist jedoch möglich, relative Werte zu verwenden und zu interpretieren. Das bedeutet, dass verschiedene Materialien unter den gleichen Bedingungen innerhalb eines Versuchs getestet und verglichen werden können. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Auswirkungen von einzelnen Umgebungsfaktoren – wie in dieser Dissertation – auf Verschleiß zu untersuchen. Auf diese Weise können die Verschleißmechanismen des Zähneputzens genauer analysiert werden.

## Zusammenfassung

Moderne (Befestigungs-)Komposite unterliegen trotz zahlreicher Weiterentwicklungen im Füller-Matrix-System immer noch Verschleiß. Um das Verschleißverhalten von Kompositen und die Auswirkungen von verschleißverursachenden Mechanismen zu untersuchen, werden In-vitro-Verschleißprüfungen durchgeführt. Mit einem Zahnputzsimulator kann überprüft werden, wie sich Zähneputzen auf die Oberfläche von Zähnen und Restaurationen auswirkt. Jedes Labor führt Verschleißtestungen mit eigenen Methoden und Prüfgeräten durch. Gleiche Parameter lösen in verschiedenen Zahnputzsimulatoren unterschiedliche Kräfte und Prozesse aus. Es wird das Ziel verfolgt, eine messbare Verschleißspur im Zahnputzsimulator zu erzeugen, die Auswirkungen der Parameter Gewicht und Zyklenanzahl zu quantifizieren, die Ergebnisse aus zwei unterschiedlich konzipierten Zahnputzsimulatoren zu vergleichen und zu evaluieren, inwieweit ein Zahnputzsimulator zur Verschleißprüfung geeignet ist.

In einem Labor in Toyko und in einem Labor in München wird ein Verschleißtest in einem Zahnputzsimulator (K236, Tokyo Giken und LR 1, SyndiCAD) unter den beiden Parametern Gewicht und Zyklenanzahl mit jeweils einem einheitlichen Befestigungskomposit durchgeführt. Die Verwendung einer Zahnpastaslurry spielt für den Verschleißmechanismus aufgrund der enthaltenen Abrasivpartikel eine elementare Rolle. Die Proben werden mit den vor Ort gegebenen Quantifizierungsinstrumenten analysiert (konfokales Laserscanning-Mikroskop und 3D-Scanner). Zur qualitativen Untersuchung werden REM-Bilder von Proben jeder Versuchsgruppe aufgenommen. In Vorversuchen werden viele Faktoren, die den Verschleißmechanismus und das Ergebnis beeinflussen können, geprüft, um die Methode zu optimieren und adequaten Verschleiß zu generieren. Dazu zählen z. B. die Politur der Kompositoberfläche, die Wasseraufnahme, die Art der Abrasivpartikel, die Bürstgeschwindigkeit u. v. m.

Die Ergebnisse der Zahnputzsimulation in Tokyo und München sind nicht gleich. Der Zahnputzversuch in Tokyo generiert kaum messbaren Verschleiß. Trotz umfangreicher Versuche ist es nicht gelungen, die Ursache dafür zu identifizieren.

Der Versuch in München zeigt, dass ein funktionierender Zahnputzsimulator eine nachweisbare Verschleißspur erzeugt, nachdem die Methode in Vorversuchen ausgereift wird. Der Verschleiß nimmt mit steigendem Gewicht und mit steigender Zyklenanzahl signifikant zu. Nach einer „Running-In“-Periode wird die Verschleißrate größer. Der Verschleiß stellt sich auf der Probenoberfläche in Form von Wellen dar. Füller und Matrix werden einheitlich abradert und es entsteht eine gleichmäßige Oberfläche. Aus den REM-Bildern lässt sich

schließen, dass die Abrasivpartikel vermutlich über die Oberfläche rollen, anstatt in sie einzudringen. Der wirkende Mechanismus ist die Abrasion.

Die Ergebnisse verschiedener Verschleißprüfungen mit einem Zahnputzsimulator sind nicht vergleichbar. Für verlässliche Werte sollte mit dem eigenen Zahnputzsimulator und dem eigenen Arbeitsablauf neu getestet werden.

Relative Werte können für Rankings mehrerer Materialien eingesetzt werden, um diese gegenüberzustellen. Die korrekte Funktionsweise eines Testgerätes sollte nicht als gegeben vorausgesetzt werden und vor Beginn der Verschleißprüfung eingehend kontrolliert werden.

## Literaturverzeichnis

- 3M Deutschland. (2018). 3M™ RelyX™ Ultimate Technisches Datenblatt.
- ADA. (2001). American Dental Association acceptance program guidelines for resin-based composites for posterior restorations.
- ADA. (2016). ANSI/ADA Standard No. 27–Polymer-based Restorative Materials: 2016. *Journal of the American Dental Association*.
- Aker, J. (1982). New composites resins: comparison of their resistance to toothbrush abrasion and characteristics of abraded surfaces. *The Journal of the American Dental Association*, 105(4), 633–635.
- Albers, H. K. (1977). Untersuchungen zum Einfluß von Zahnpasten auf Füllungskunststoffe. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 32(6), 445–447.
- Altaie, A., Bubb, N. L., Franklin, P., Dowling, A. H., Fleming, G. J. P. & Wood, D. J. (2017). An approach to understanding tribological behaviour of dental composites through volumetric wear loss and wear mechanism determination; beyond material ranking. *Journal of Dentistry*, 59, 41–47.
- Anton Y Otero, C., Bijelic-Donova, J., Saratti, C. M., Vallittu, P. K., Di Bella, E., Krejci, I. & Rocca, G. T. (2021). The influence of FRC base and bonded CAD/CAM resin composite endocrowns on fatigue behavior of cracked endodontically-treated molars. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 121, 104647.
- Archard, J. F. (1953). Contact and Rubbing of Flat Surface. *Journal of Applied Physics*, 24(8), 981–988.
- Archard, J. F. & Hirst, W. (1956). The Wear of Metals under Unlubricated Conditions. *Proceedings of the Royal Society*, 236(1206), 394–410.
- Bayne, S. C., Taylor, D. F., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D., Brunson, W. D., Heymann, H. O. & Roberson, T. M. (1987). Identification of Clinical Wear Factors. *Journal of Dental Research*, 66(1), 182.
- Bayne, S. C., Taylor, D. F. & Heymann, H. O. (1992). Protection hypothesis for composite wear. *Dental Materials*, 8(5), 305–309.
- Beals, D., Ngo, T., Feng, Y., Cook, D., Grau, D. G. & Weber, D. A. (2000). Development and laboratory evaluation of a new toothbrush with a novel brush head design. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No), 5A–14A.
- Beech, D. R. & Brown, D. (1972). The role of the filler-matrix interface in composite restorative materials based on poly(methylmethacrylate). *British Dental Journal*, 133(7), 297–300.

- Belli, R., Pelka, M., Petschelt, A. & Lohbauer, U. (2009). In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: A CLSM evaluation. *Journal of Dentistry*, 37(12), 984–993.
- Besl, P. J. & McKay, N. D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2), 239–256.
- Bowden, F. P. & Tabor, D. (1973). *Friction: An introduction to tribology* (1. Auflage). Anchor Press.
- Braden, M. & Pearson, G. J. (1981). Analysis of aqueous extract from filled resins. *Journal of Dentistry*, 9(2), 141–143.
- Braga, R. R., Condon, J. R. & Ferracane, J. L. (2002). In Vitro Wear Simulation Measurements of Composite versus Resin-Modified Glass Ionomer Luting Cements for All-Ceramic Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(6), 368–376.
- Buchalla, W., Attin, T. & Hellwig, E. (2000). Brushing Abrasion of Luting Cements Under Neutral and Acidic Conditions. *Operative dentistry*, 25(6), 28–33 (482–487).
- Burger, W. & Burge, M. J. (2015). *Digitale Bildverarbeitung: Eine algorithmische Einführung mit Java* (3. Auflage). Springer Vieweg.
- Burke, F. J. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dental update*, 32(5), 251–4, 257–8, 260.
- Condon, J. R. & Ferracane, J. L. (1997a). Factors Effecting Dental Composite Wear In Vitro. *Journal of Biomedical Materials Research*, 38(4), 303–313.
- Condon, J. R. & Ferracane, J. L. (1997b). In vitro Wear of Composite with Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment. *Journal of Dental Research*, 76(7), 1405–1411.
- Czichos, H. & Habig, K.-H. (2015). *Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik* (4. Auflage). Springer Vieweg.
- da Costa, J., Adams-Belusko, A., Riley, K. & Ferracane, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 38(Suppl 2), e123–128.
- De Boer, P., Duinkerke, A. S. H. & Arends, J. (1985). Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. *Caries research*, 19(3), 232–239.
- de Gee, A., ten Harkel-Hagennar, H. & Davidson, C. (1985). Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. *Journal of Dentistry*, 13(1), 60–70.
- DeLong, R., Heinzen, M., Hodges, J. S., Ko, C.-C. & Douglas, W. H. (2003). Accuracy of a System for Creating 3D Computer Models of Dental Arches. *Journal of Dental Research*, 82(6), 438–442.

- DeLong, R. (2006). Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials*, 22(8), 702–711.
- DeLong, R., Pintado, M. R., Douglas, W. H., Fok, A. S., Wilder, A. D., Swift, E. J. & Bayne, S. C. (2012). Wear of a dental composite in an artificial oral environment: a clinical correlation. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 100B(8), 2297–2306.
- Dentino, A. R., Derderian, G., Wolf, M., Cugini, M., Johnson, R., van Swol, R. L., King, D., Marks, P. & Warren, P. (2002). Six-Month Comparison of Powered Versus Manual Toothbrushing for Safety and Efficacy in the Absence of Professional Instruction in Mechanical Plaque Control. *Journal of Periodontology*, 73(7), 770–778.
- Deutsches Institut für Normierung e.V. (1979). DIN 50 320: Verschleiß - Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes.
- Dickson, G. (1979). Physical and Chemical Properties and Wear. *Journal of Dental Research*, 58(5), 1535–1543.
- Dörfer, C. (2010). Abrasivity of dentifrices from a clinical perspective. *The Journal of clinical dentistry*, 21(Spec Iss), 4–5.
- Durner, J., Spahl, W., Zaspel, J., Schweikl, H., Hickel, R. & Reichl, F.-X. (2010). Eluted substances from unpolymerized and polymerized dental restorative materials and their Nernst partition coefficient. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(1), 91–99.
- Ehrnford, L. (1983). Surface microstructure of composite resins after toothbrush-dentifrice abrasion. *Acta Odontologica Scandinavica*, 41(4), 241–245.
- Enax, J. & Epple, M. (2018). Die Charakterisierung von Putzkörpern in Zahnpasten. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 73(2), 100–108.
- European Community. (1987). Tests on chemical substances. Directive 87/18-20/EEC.
- European Directorate for the Quality of Medicines and HealthCare [EDQM]. (2011). Qualification of Equipment: -Core Document: Quality Management Guidelines. (PA/PH/OMCL (08) 73 2R).
- Fan, P. L., Edahl, A., Leung, R. L. & Stanford, J. W. (1985). Alternative Interpretations of Water Sorption Values of Composite Resins. *Journal of Dental Research*, 64(1), 78–80.
- FDA. (1978). Safety Tests (chemical substances, medical devices such as implants, etc.). Directive No. 21, CFR 58.
- FDA. (1987). Guideline on general principles of process validation. No. 820.
- FDA. (2020). Good Laboratory Practice for Nonclinical Laboratory Studies (GLP): Code of Federal Regulations, Part 58, Title 21, Volume 1.

- Ferracane, J. L. (2006). Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dental Materials*, 22(8), 689–692.
- Frankenberger, R., Taschner, M., Garcia-Godoy, F., Petschelt, A. & Krämer, N. (2008). Leucite-reinforced Glass Ceramic Inlays and Onlays after 12 years. *The journal of adhesive dentistry*, 10(5), 393–398.
- Friedrich, K. (1986). *Friction and Wear of Polymer Composites* (1. Auflage, Bd. 1). Elsevier Science.
- Gallagher, A., Sowinski, J., Bowman, J., Barrett, K., Lowe, S., Patel, K., Bosma, M. L. & Creeth, J. E. (2009). The Effect of Brushing Time and Dentifrice on Dental Plaque Removal in vivo. *The Journal of Dental Hygiene : JDH*, 83(3), 111–116.
- Garcia, F. C. P., Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Souza, J. B. d., Araújo, P. A. d. & Lia Mondelli, R. F. d. (2004). Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated toothbrushing abrasion. *Brazilian Oral Research*, 18(2), 156–161.
- Goldstein, G. R. & Lerner, T. (1991). The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(4), 498–500.
- Guzman, A. F., Moore, B. K. & Andres, C. J. (1997). Wear resistance of four luting agents as a function of marginal gap distance, cement type, and restorative material. *The International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 415–425.
- Harrington, E., Jones, P., Fisher, S. & Wilson, H. (1982). Toothbrush-Dentifrice Abrasion: A Suggested Standard Method. *British Dental Journal*, 153(4), 135–138.
- Heath, J. R. & Wilson, H. J. (1976). Abrasion of restorative materials by toothpaste. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(2), 121–138.
- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712–734.
- Heintze, S. D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G. & Rousson, V. (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials*, 22(11), 1051–1062.
- Heintze, S. D., Faouzi, M., Rousson, V. & Özcan, M. (2012). Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials*, 28(9), 961–973.
- Heintze, S. D., Reichl, F.-X. & Hickel, R. (2019). Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods -A review. *Dental Materials Journal*, 38(3), 343–353.
- Hellwig, E., Klimek, J. & Attin, T. (2013). *Einführung in die Zahnerhaltung* (6. Auflage). Deutscher Zahnärzte Verlag.
- Heurich, E., Beyer, M., Jandt, K. D., Reichert, J., Herold, V., Schnabelrauch, M. & Sigusch, B. W. (2010). Quantification of dental erosion—A comparison of stylus profilometry

- and confocal laser scanning microscopy (CLSM). *Dental Materials*, 26(4), 326–336.
- Hewlett, E. R., Orro, M. E. & Clark, G. T. (1992). Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dental Materials*, 8(1), 49–53.
- Heymann, H. O. (1987). Five year clinical study of composite resins in posterior teeth. *Journal of Dental Research*, 66, 166–172.
- Heymann, H. O., Wilder, A. D., May, K. N. & Leinfelder, K. F. (1986). Two-year clinical study of composite resins in posterior teeth. *Dental Materials*, 2(1), 37–41.
- Hickel, R. (1989). *Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern: Forschungsbericht Zahnabrasion* (1. Auflage). Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften.
- Hill, E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental clinics of North America*, 51(3), 643–658.
- Hirasawa, T., Hirano, S., Hirabayashi, S., Harashima, I. & Aizawa, M. (1983). Initial Dimensional Change of Composites in Dry and Wet Conditions. *Journal of Dental Research*, 62(1), 28–31.
- Hitz Lindenmüller, I. & Lambrecht, J. (2011). Oral Care. In C. Surber, P. Elsner & M. Farage (Hrsg.), *Topical Applications and the Mucosa* (S. 107–115). Karger.
- Hoffman, L., Kessler, A. & Kunzelmann, K.-H. (2020, Juli). *Three-body wear of luting composites and influence of the ACTA wheel material* [Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, LMU Klinikum].
- Hu, X., Shortall, A. C. & Marquis, P. M. (2002). Wear of three dental composites under different testing conditions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(8), 756–764.
- Internationale Organisation für Normung. (2001). ISO 14569-2: Dental materials - Guidance on testing of wear Part 2: Wear by two- and/or three body contact.
- Internationale Organisation für Normung. (2008). ISO 14569-1: Zahnärztliche Werkstoffe - Anleitung zu Prüfung der Abriebfestigkeit Teil 1: Abrieb durch Zähneputzen.
- Internationale Organisation für Normung. (2018). ISO 4049: Zahnheilkunde - Polymerbasierende Restorationswerkstoffe.
- Ishikiriyama, S. K., Ordoñez-Aguilera, J. F., Maenosono, R. M., Volú, F. L. A. & Mondelli, R. F. L. (2015). Surface roughness and wear of resin cements after toothbrush abrasion. *Brazilian Oral Research*, 29(1), 1–5.
- Ivoclar Vivadent. (2011). Tetric EvoCeram: Wissenschaftliche Dokumentation.
- Ivoclar Vivadent. (2016). Report-Variolink Esthetic: Das ästhetische Befestigungskomposit.
- Ivoclar Vivadent. (2018). Variolink Esthetic: Wissenschaftliche Dokumentation.

- Jahanmir, S. & Suh, N. P. (1977). Mechanics of subsurface void nucleation in delamination wear. *Wear*, 44(1), 17–18.
- Jørgensen, K. D. (1980). Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties. *European Journal of Oral Sciences*, 88(6), 557–568.
- Jørgensen, K. D. (1982). In vitro wear tests on macro-filled composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 27(3), 153–158.
- Jørgensen, K. D. & Asmussen, E. (1978). Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler—an initial study. *Quintessence International, Dental Digest*, 9(6), 73–78.
- Jørgensen, K. D., Hørsted, P., Janum, O., Krogh, J. & Schultz, J. (1979). Abrasion of Class 1 restorative resins. *European Journal of Oral Sciences*, 87(2), 140–145.
- Kanik, Ö., Turkun, L. S. & Dasch, W. (2017). In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements: a confocal laser scanning microscopy study. *Clinical Oral Investigations*, 21(3), 821–829.
- Kanter, J., Koski, R. E. & Martin, D. (1982). The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 47(5), 505–513.
- Keyence Deutschland. (2020). *Konfokalmikroskop*. Verfügbar 25. Oktober 2020 unter [https://www.keyence.de/ss/products/microscope/glossary/cat2/confocal\\_microscope/](https://www.keyence.de/ss/products/microscope/glossary/cat2/confocal_microscope/)
- Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T. & Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 34(6), 881–887.
- Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M. & Finger, W. J. (2014). Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 508–516.
- Krämer, N. & Frankenberger, R. (2000). Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Operative dentistry*, 25(6), 457–568.
- Krämer, N., Pelka, M. & Petschelt, A. (1995). Comparison of luting composites using the high viscosity cementation technique. *Journal of Dental Research*, 74, 537.
- Krämer, N., Frankenberger, R., Pelka, M. & Petschelt, A. (1999). IPS Empress inlays and onlays after four years — a clinical study. *Journal of Dentistry*, 27(5), 325–331.
- Krämer, N., Lohbauer, U. & Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No), 60D–76D.
- Krämer, N. & Frankenberger, R. (2005). Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental materials*, 21(3), 262–271.

- Krejci, I., Albertoni, M. & Lutz, F. (1990). In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, 100(10), 1164–1168.
- Krejci, I., Lutz, F., Reimer, M. & Heinzmann, J. L. (1993). Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(4), 425–430. <https://pubmed-ncbi-nlm-nih-gov.emedien.uni-muenchen.de/8463974/>
- Krejci, I., Lutz, F. & Reimer, M. (1994). Wear of CAD/CAM Ceramic Inlays: Restorations, Opposing Cusps, and Luting Cements. *Quintessence International*, 25(3), 199–207.
- Kunzelmann, K.-H. (2006). *Subtract<sub>Triangle</sub>.java*. Verfügbar 17. Oktober 2021 unter [https://github.com/kkunzelm/KHKs\\_QLF/blob/master/src/main/java/Subtract\\_Triangle.java](https://github.com/kkunzelm/KHKs_QLF/blob/master/src/main/java/Subtract_Triangle.java)
- Kunzelmann, K.-H. (1996). *Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro*. (Habilitation). Ludwig-Maximilians-Universität. München.
- Lambrechts, P. & Vanherle, G. (1982). Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer. *Journal of Oral Rehabilitation*, 9(3), 169–182.
- Lambrechts, P., Braem, M. & Vanherle, G. (1987). Evaluation of Clinical Performance for Posterior Composite Resins and Dentin Adhesives. *Operative dentistry*, 12(2), 53–78.
- Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M. & Van Meerbeek, B. (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials*, 22(8), 693–701.
- Leinfelder, K. F., Wilder, A. D. & Teixeira, L. C. (1986). Wear rates of posterior composite resins. *Journal of the American Dental Association*, 112(6), 829–833.
- Li, Y., Swartz, M. L., Phillips, R. W., Moore, B. K. & Roberts, T. A. (1985). Effect of Filler Content and Size on Properties of Composites. *Journal of Dental Research*, 64(12), 1396–1401.
- Linh, T. N. & Hiroshi, H. (2015). Global Iterative Closet Point Using Nested Annealing for Initialization. *Procedia Computer Science*, 60, 381–390.
- Lopes, M. S., Jardini, A. L. & Filho, R. M. (2012). Poly (lactic acid) production for tissue engineering applications. *Procedia Engineering*, 42, 1402–1413. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705812029414>
- Lugassy, A. A. & Greener, E. H. (1972). An Abrasion Resistance Study of Some Dental Resins. *Journal of Dental Research*, 51(4), 967–972.
- Lutz, F., Phillips, R. W., Roulet, J. F. & Setcos, J. C. (1984). In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites. *Journal of Dental Research*, 63(6), 914–920.

- Lutz, F., Krejci, I. & Barbakow, F. (1992). Chewing Pressure vs. Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. *Journal of Dental Research*, 71(8), 1525–1529.
- Magne, P., Razaghy, M., Carvalho, M. A. & Soares, L. M. (2018). Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *The international journal of esthetic dentistry*, 13(3), 318–332.
- Mair, L. H., Stolarski, T. A., Vowles, R. W. & Lloyd, C. H. (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*, 24(1-2), 141–148.
- Martinelli, J., Pires-de-Souza, F. d. C. P., Casemiro, L. A., Tirapelli, C. & Panzeri, H. (2006). Abrasion Resistance of Composites Polymerized by Light-Emitting Diodes (LED) and Halogen Light-Curing Units. *Brazilian Dental Journal*, 17(1), 29–33.
- Mehl, A. (1998). *3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie in der restaurativen Zahnmedizin - Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens* (Habilitation). Ludwig-Maximilians-Universität. München.
- Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K. H. & Hickel, R. (1997). A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear. *Journal of Dental Research*, 76(11), 1799–1807.
- Meiners, H., Vahl, J. & Weisshaar, A. (1974). Elektronenmikroskopische Oberflächenuntersuchungen von Putzeffekten an Kunststofffüllungen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 29, 450–454.
- MICRO-EPSILON Messtechnik GmbH. (n. d.). Konfokal-chromatische Wegsensoren.
- Miller, W. D. (1907). Experiments and Observations on the Wasting of Tooth Tissues Variously Designated as Erosion, Abrasion, Chemical Abrasion, Denudation, etc. *The Dental Cosmos*, 49(1).
- Momoi, Y., Hirotsaki, K., Kohno, A. & McCabe, J. F. (1997). In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dental Materials*, 13(2), 82–88.
- Müller, H.-P. (2012). *Parodontologie: Checklisten der Zahnmedizin* (3. Auflage). Georg Thieme Verlag KG.
- Noack, M. J., Roulet, J.-F. & Bergmann, P. (1991). A new method to lute tooth coloured inlays with highly filled composite resins. *Journal of Dental Research*, (Abstract 1528), 70–457.
- Omar, H. (2015). *Water sorption and solubility of resin filled composites* (Minithesis). University of the Western Cape. Faculty of Dentistry.
- O’Neal, S. J., Miracle, R. L. & Leinfelder, K. F. (1993). Evaluating interfacial gaps for esthetic inlays. *Journal of the American Dental Association*, 124(12), 48–54.
- Pelka, M., Krämer, N. & Kunzelmann, K.-H. (1993). Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 48, 488–491.

- Pereira, J. C., Martineli, A. C. B. F. & Tung, M. S. (2002). Replica of Human Dentin Treated with Different Desensitizing Agents: A Methodological SEM Study In Vitro. *Brazilian Dental Journal*, 13(2), 75–85.
- Perry, R., Kugel, G., Kunzelmann, K. H., Flessa, H. P. & Estafan, D. (2000). Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *Journal of the American Dental Association*, 131(10), 1472–1477.
- Popov, V. L., Heß, M. & Willert, E. (Hrsg.). (2019). *Handbook of Contact Mechanics*. Springer Berlin Heidelberg.
- Powers, J. M. & Fan, P. L. (1980). Erosion of Composite Resins. *Journal of Dental Research*, 59(5), 815–819.
- Powers, J. M., Ryan, M. D., Hosking, D. J. & Goldberg, A. J. (1983). Comparison of in vitro and in vivo Wear of composites. *Journal of Dental Research*, 62(10), 1089–1091.
- Prakki, A., Cilli, R., Araújo, P. A. d., de Lima Navarro, M. F., Mondelli, J. & Mondelli, R. F. L. (2007). Effect of toothbrushing abrasion on weight and surface roughness of pH-cycled resin cements and indirect restorative materials. *Quintessence International*, 38(9), e544–54.
- Preibisch, S., Saalfeld, S. & Tomancak, P. (2009). Globally optimal stitching of tiled 3D microscopic image acquisitions. *Bioinformatics (Oxford, England)*, 25(11), 1463–1465.
- Rickman, L. J. & Satterthwaite, J. D. (2010). Considerations for the selection of a luting cement. *Dental update*, 37(4), 247–8, 251–2, 255–6.
- Roberson, T. M., Bayne, S. C., Taylor, D. F., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D., Sluder, T. B., Heymann, H. O. & Brunson, W. D. (1988). Five-year clinical wear analysis of 19 posterior composites. *Journal of Dental Research*, 67(63), 120.
- Rodriguez, J. M. & Bartlett, D. W. (2010). A comparison of two-dimensional and three-dimensional measurements of wear in a laboratory investigation. *Dental Materials*, 26(10), e221–e225.
- Rosentritt, M., Ilie, N. & Lohbauer, U. (2018). *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: Moderne Materialien und Technologien* (1. Auflage). Thieme.
- Rothmund, L., Reichl, F.-X., Hickel, R., Styllou, P., Styllou, M., Kehe, K., Yang, Y. & Högg, C. (2017). Effect of layer thickness on the elution of bulk-fill composite components. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 33(1), 54–62.
- Roulet, J. F. (1976). Die Abrasion von Komposits. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, 86(4), 413–426.
- Roulet, J. F. (1987). A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence International*, 18(8), 543–552.

- Salvatore S. Mangiafico. (2016). Summary and Analysis of Extension Program Evaluation in R. (Version 1.18.1.).
- Sarrett, D. C., Söderholm, K. J. & Batich, C. D. (1991). Water and Abrasive Effects on Three-Body Wear of Composites. *Journal of Dental Research*, 70(7), 1074–1081.
- Saxer, U. P., Barbakow, J. & Yankell, S. L. (1998). New studies on estimated and actual toothbrushing times and dentifrice use. *The Journal of Clinical Dentistry*, 9(2), 49–51.
- Schuster, L., Rothmund, L., He, X., van Landuyt, K. L., Schweikl, H., Hellwig, E., Carell, T., Hickel, R., Reichl, F.-X. & Högg, C. (2015). Effect of Opalescence® bleaching gels on the elution of dental composite components. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 31(6), 745–757.
- Seiss, M., Langer, C., Hickel, R. & Reichl, F.-X. (2009). Quantitative determination of TEGDMA, BHT, and DMABEE in eluates from polymerized resin-based dental restorative materials by use of GC/MS. *Archives of toxicology*, 83(12), 1109–1115.
- Shell, J. S., Hollenback, G. M. & Villanyi, A. A. (1966). Comparative abrasion rates on restorative materials. *Journal - California Dental Association*, 42(6), 521–524.
- Shinkai, K., Suzuki, S. & Katoh, Y. (2001). Effect of filler size on wear resistance of resin cement. *Odontology*, 89(1), 41–44.
- Singer, A. (1996). *Drei-Medien-Abrieb von Kompositen in einer 2 Achsen-Zahnbürstmaschine* (Dissertation). Ludwig-Maximilians-Universität. München.
- Slack, J. C., Douglas, W. H. & Tranter, T. C. (1978). The abrasion behaviour of some dental materials: a laboratory investigation. *Journal of Dentistry*, 6(3), 233–238.
- Soltész, U., Klaiber, B. & Schlude, V. (1980). Bürstenabrasion mit 27 handelsüblichen Composites und ihre Oberflächenveränderung im Rasterelektronenmikroskop. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 35, 502–505.
- Sorensen, J. A. & Nguyen, H. K. (2002). Evaluation of toothbrush-induced dentin substrate wear using an in vitro ridged-configuration model. *American Journal of Dentistry*, 15(6), 416.
- Souza, J. C., Bentes, A. C., Reis, K., Gavinha, S., Buciumeanu, M., Henriques, B., Silva, F. S. & Gomes, J. R. (2016). Abrasive and sliding wear of resin composites for dental restorations. *Tribology International*, 102, 154–160.
- Sturdevant, J. R., Lundeen, T. F., Sluder, T. B. & Leinfelder, K. F. (1986). Three-year study of two light-cured posterior composite resins. *Dental Materials*, 2(6), 263–268.
- Sturdevant, J. R., Lundeen, T. F., Sluder, T. B., Wilder, A. D. & Taylor, D. F. (1988). Five-year study of two lightcured posterior composite resins. *Dental Materials*, 4(3), 105–110.

- Suzuki, S. & Minami, H. (2005). Evaluation of toothbrush and generalized wear of luting materials. *American Journal of Dentistry*, 18(5), 311–317.
- Suzuki, T., Kyoizumi, H., Finger, W. J., Kanehira, M., Endo, T., Utterodt, A., Hisamitsu, H. & Komatsu, M. (2009). Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dental Materials Journal*, 28(6), 708–716.
- Teixeira, E. C., Thompson, J. L., Piascik, J. R. & Thompson, J. Y. (2005). In Vitro Toothbrush-Dentifrice Abrasion of Two Restorative Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(3), 172–182.
- Tillitson, E. W., Craig, R. G. & Peyton, F. A. (1971). Friction and Wear of Restorative Dental Materials. *Journal of Dental Research*, 50(1), 149–154.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Watanabe, H., Johnson, W. W., Latta, M. A. & Miyazaki, M. (2018). Simulated localized wear of resin luting cements for universal adhesive systems with different curing mode. *Journal of Oral Science*, 60(1), 29–36.
- Turssi, C. P., de Moraes Purquerio, B. & Serra, M. C. (2003). Wear of Dental Resin Composites: Insights Into Underlying Processes and Assessment Methods-A Review. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 65(2), 280–285.
- Uetz, H. & Wiedemeyer, J. (1985). *Tribologie der Polymere: Grundlagen und Anwendungen in der Technik : Reibung, Verschleiss, Schmierung* (1. Auflage). Carl Hanser Verlag.
- Van der Weijden, G. A., Timmerman, M. F., Danser, M. M. & Van der Velden, U. (1998). Relationship between the plaque removal efficacy of a manual toothbrush and brushing force. *Journal of Clinical Periodontology*, 25(5), 413–416.
- Van Dijken, J. W. V. & Ruyter, I. E. (1987). Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontologica Scandinavica*, 45(5), 337–346.
- Van Dijken, J. W. V., Stadigh, J. & Meurman, J. H. (1983). Appearance of Finished and Unfinished Composite Surfaces after Toothbrushing. *Acta Odontologica Scandinavica*, 41(6), 377–383.
- Vieira, A., Overweg, E., Ruben, J. L. & Huysmans, M. (2006). Toothbrush abrasion, simulated tongue friction and attrition of eroded bovine enamel in vitro. *Journal of Dentistry*, 34(5), 336–342.
- Wang, L., Garcia, F. C. P., Araújo, P. A. d., Franco, E. B. & Mondelli, R. F. L. (2004). Wear Resistance of Packable Resin Composites after Simulated Toothbrushing Test. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(5), 303–315.

- Wise, M. (2001). Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 532–538.
- Wonglamsam, A., Kakuta, K. & Ogura, H. (2008). Effects of Occlusal and Brushing Cycles on Wear of Composite Resins in Combined Wear Test. *Dental Materials Journal*, 27(2), 243–250.
- Yap, A., Teoh, S. H. & Chew, C. L. (2002). Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives. *Dental Materials*, 18(2), 149–158.
- Yuasa, S. (1990). Influences of Composition on Brush Wear of Composite Resins: Influences of Particle Size and Content of Filler. *Shika zairyo, kikai = Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices*, 9(4), 659–678.
- Zhu, H., Guo, B., Zou, K., Li, Y., Yuen, K.-V., Mihaylova, L. & Leung, H. (2019). A Review of Point Set Registration: From Pairwise Registration to Groupwise Registration. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(5).
- Zum Gahr, K.-H. (1987). *Microstructure and Wear of Materials* (1. Auflage, Bd. 10). Elsevier.

## Anhang

Tabelle 7.1: Verschleißwerte des Versuchs in München.

Gruppe	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
A	250	17 500	-23,42
A	250	17 500	-24,45
A	250	17 500	-30,43
A	250	17 500	-29,89
A	250	17 500	-0,31
A	250	17 500	-15,64
A	250	17 500	-49,20
A	250	17 500	-40,57
B	125	17 500	-28,73
B	125	17 500	-28,44
B	125	17 500	-17,21
B	125	17 500	-8,91
B	125	17 500	-18,96
B	125	17 500	-0,85
B	125	17 500	20,96
B	125	17 500	-24,031
C	250	35 000	-61,13
C	250	35 000	-51,25
C	250	35 000	-56,29
C	250	35 000	-49,75
C	250	35 000	-57,62
C	250	35 000	-56,70
C	250	35 000	-37,39
C	250	35 000	-4,30

Gruppe	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
D	125	35 000	7,06
D	125	35 000	9,90
D	125	35 000	-15,29
D	125	35 000	-30,42
D	125	35 000	-53,64
D	125	35 000	-59,00
D	125	35 000	-42,48
D	125	35 000	-54,42
E	125	17 500	-31,065
E	125	17 500	-14,09
E	125	17 500	-30,52
E	125	17 500	-31,21
E	125	17 500	-30,36
E	125	17 500	-28,21
E	125	17 500	-33,94
E	125	17 500	-26,02

Tabelle 7.2: Verschleißwerte des Versuchs in Tokyo.

Gruppe	Probe.Messung	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
A	1.1	250	25 000	3,16
A	1.2	250	25 000	3,22
A	1.3	250	25 000	3,54
A	2.1	250	25 000	-3,02
A	2.2	250	25 000	-1,11
A	2.3	250	25 000	-1,62
A	3.1	250	25 000	-0,11

Gruppe	Probe.Messung	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
A	3.2	250	25 000	-1,62
A	3.3	250	25 000	1,82
A	6.1	250	25 000	9,36
A	6.2	250	25 000	8,50
A	6.3	250	25 000	8,75
A	8.1	250	25 000	4,43
A	8.2	250	25 000	0,84
A	8.3	250	25 000	-0,49
A	11.1	250	25 000	2,27
A	11.2	250	25 000	0,17
A	11.3	250	25 000	-2,35
A	12.1	250	25 000	1,49
A	12.2	250	25 000	-0,67
A	12.3	250	25 000	3,45
A	14.1	250	25 000	9,74
A	14.2	250	25 000	4,56
A	14.3	250	25 000	5,65
A	15.1	250	25 000	3,40
A	15.2	250	25 000	4,16
A	15.3	250	25 000	2,23
A	18.1	250	25 000	3,16
A	18.2	250	25 000	6,27
A	18.3	250	25 000	5,24
B	4.1	250	35 000	0,82
B	4.2	250	35 000	2,45
B	4.3	250	35 000	1,94
B	5.1	250	35 000	1,82

Gruppe	Probe.Messung	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
B	5.2	250	35 000	7,73
B	5.3	250	35 000	-1,93
B	7.1	250	35 000	13,30
B	7.2	250	35 000	7,91
B	7.3	250	35 000	3,53
B	9.1	250	35 000	-1,09
B	9.2	250	35 000	-2,72
B	9.3	250	35 000	-3,23
B	10.1	250	35 000	2,96
B	10.2	250	35 000	3,63
B	10.3	250	35 000	6,31
B	13.1	250	35 000	1,36
B	13.2	250	35 000	1,66
B	13.3	250	35 000	3,37
B	16.1	250	35 000	2,93
B	16.2	250	35 000	5,18
B	16.3	250	35 000	23,20
B	17.1	250	35 000	1,11
B	17.2	250	35 000	-0,57
B	17.3	250	35 000	-3,77
B	19.1	250	35 000	0,35
B	19.2	250	35 000	0,22
B	19.3	250	35 000	4,89
B	20.1	250	35 000	6,10
B	20.2	250	35 000	4,56
B	20.3	250	35 000	27,20
C	21.1	200	25 000	16,10

Gruppe	Probe.Messung	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
C	21.2	200	25 000	2,99
C	21.3	200	25 000	1,02
C	27.1	200	25 000	5,49
C	27.2	200	25 000	6,99
C	27.3	200	25 000	7,68
C	28.1	200	25 000	8,54
C	28.2	200	25 000	3,40
C	28.3	200	25 000	3,53
C	29.1	200	25 000	7,02
C	29.2	200	25 000	5,49
C	29.3	200	25 000	9,86
C	30.1	200	25 000	1,06
C	30.2	200	25 000	7,74
C	30.3	200	25 000	8,77
C	31.1	200	25 000	6,29
C	31.2	200	25 000	7,80
C	31.3	200	25 000	1,35
C	32.1	200	25 000	0,87
C	32.2	200	25 000	1,43
C	32.3	200	25 000	8,65
C	36.1	200	25 000	1,08
C	36.2	200	25 000	-1,80
C	36.3	200	25 000	0,62
C	39.1	200	25 000	-0,48
C	39.2	200	25 000	1,01
C	39.3	200	25 000	-4,28
C	40.1	200	25 000	1,07

Gruppe	Probe.Messung	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
C	40.2	200	25 000	5,99
C	40.3	200	25 000	13,30
D	22.1	200	35 000	-4,80
D	22.2	200	35 000	1,00
D	22.3	200	35 000	5,59
D	23.1	200	35 000	-0,78
D	23.2	200	35 000	-0,92
D	23.3	200	35 000	10,20
D	24.1	200	35 000	-1,49
D	24.2	200	35 000	-2,33
D	24.3	200	35 000	-4,02
D	25.1	200	35 000	-2,60
D	25.2	200	35 000	0,56
D	25.3	200	35 000	-0,51
D	26.1	200	35 000	1,46
D	26.2	200	35 000	2,63
D	26.3	200	35 000	14,60
D	33.1	200	35 000	0,73
D	33.2	200	35 000	-1,71
D	33.3	200	35 000	-1,05
D	34.1	200	35 000	13,00
D	34.2	200	35 000	20,10
D	34.3	200	35 000	14,10
D	35.1	200	35 000	-0,23
D	35.2	200	35 000	0,79
D	35.3	200	35 000	1,91
D	37.1	200	35 000	3,55

---

Gruppe	Probe.Messung	Gewicht (g)	Zyklen	Verschleiß ( $\mu\text{m}$ )
D	37.2	200	35 000	-1,66
D	37.3	200	35 000	0,87
D	38.1	200	35 000	3,10
D	38.2	200	35 000	2,65
D	38.3	200	35 000	3,23

## REM-Bilder Tokyo

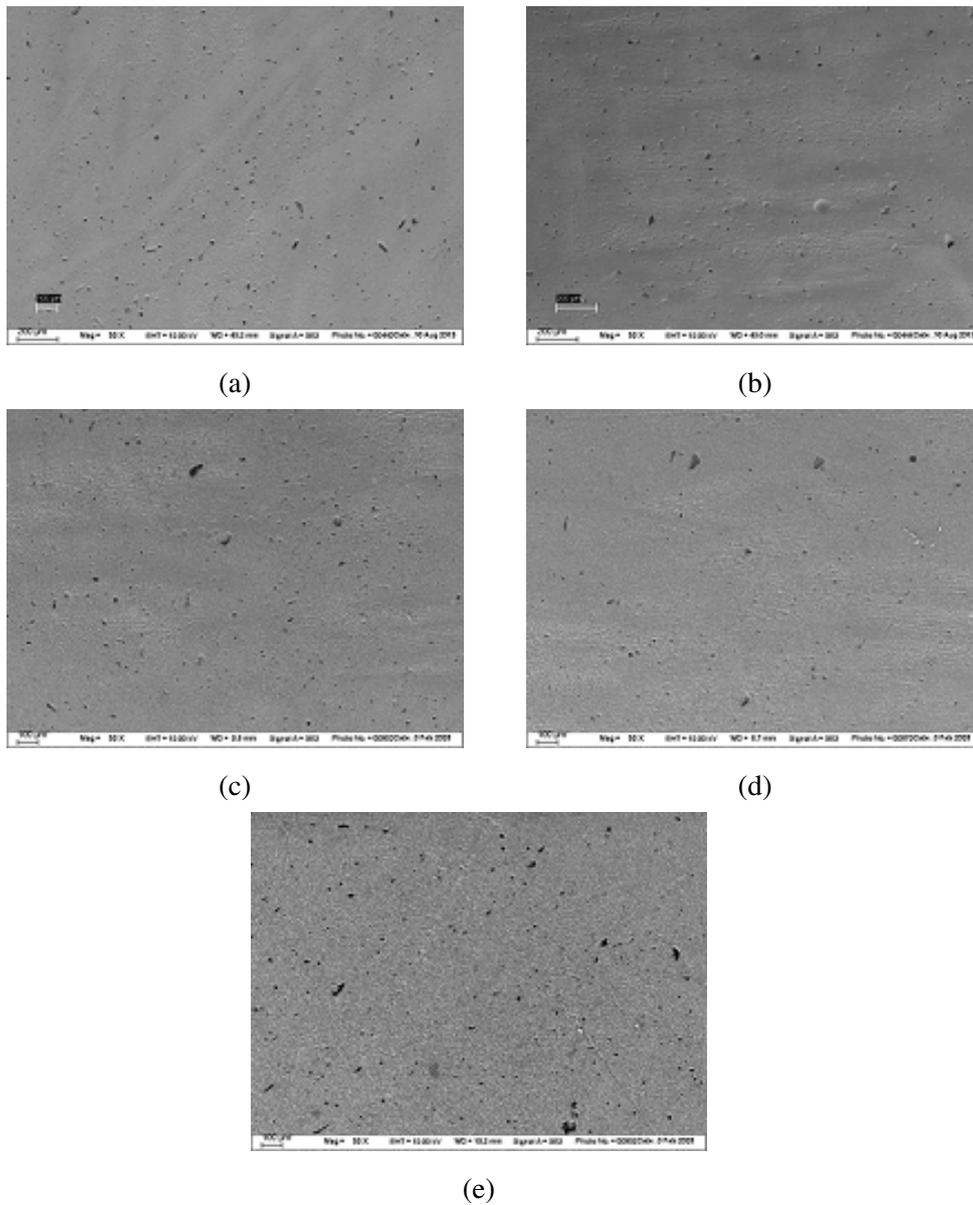


Abbildung 7.1: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnpfutzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 50-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche

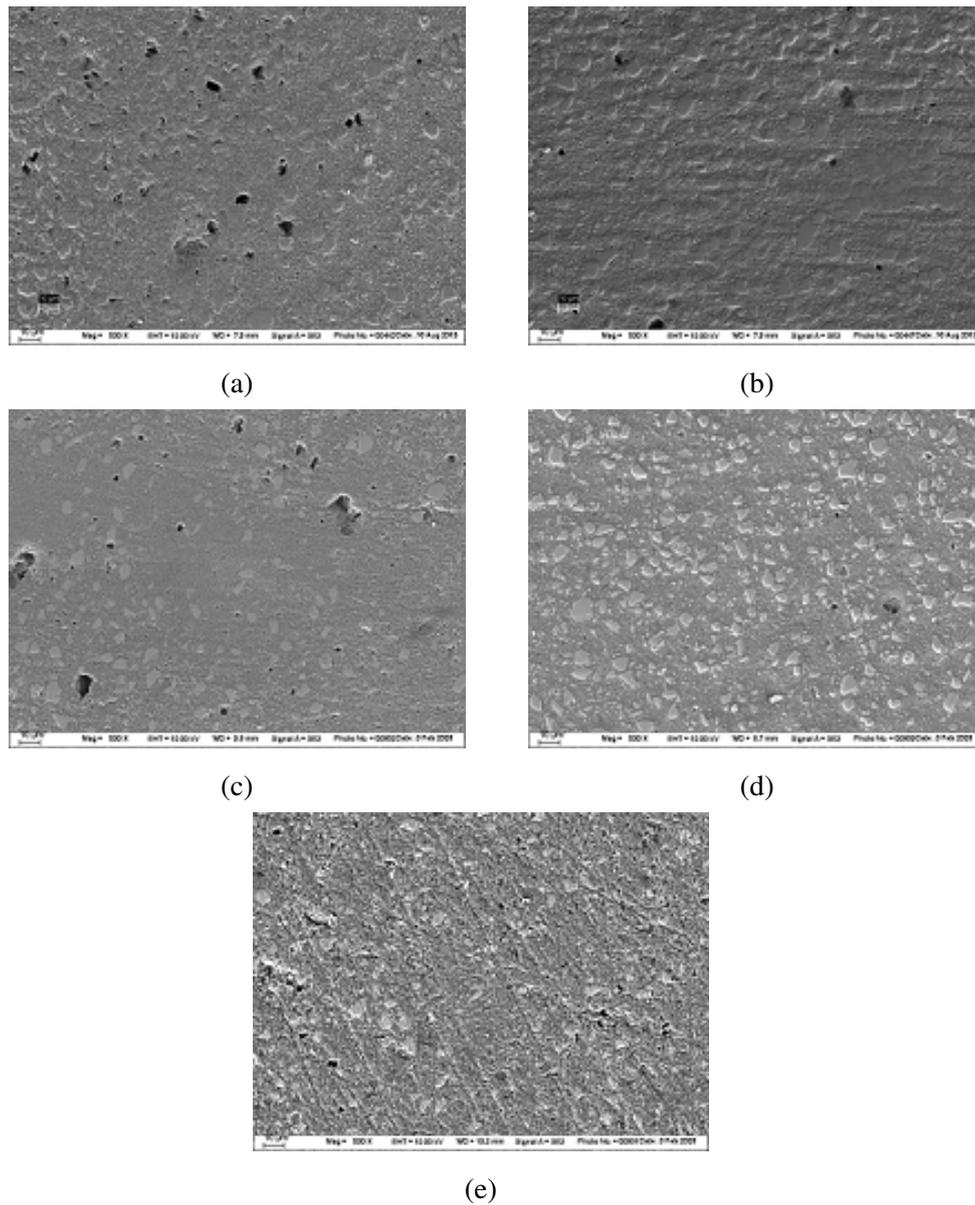


Abbildung 7.2: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche

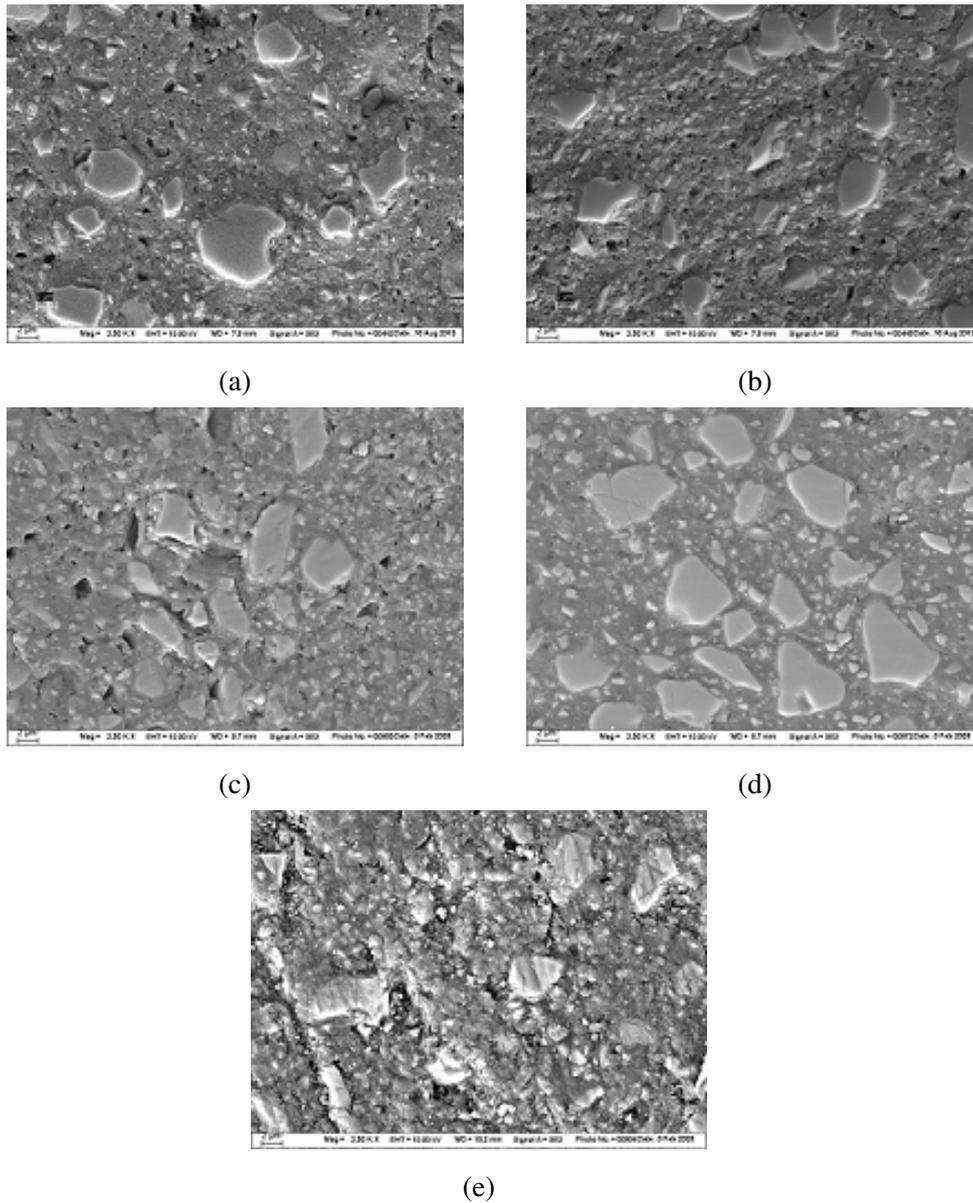


Abbildung 7.3: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 2500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche

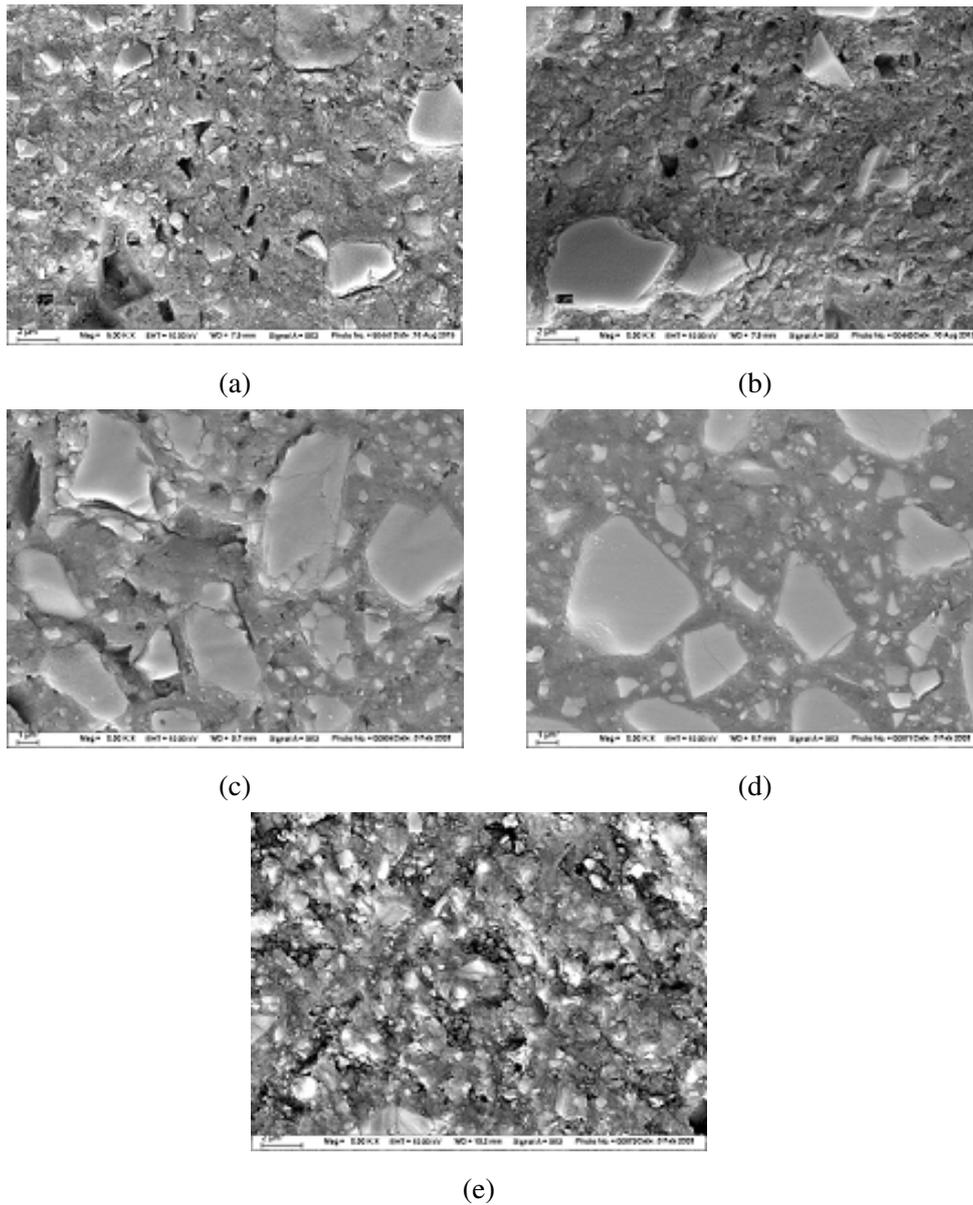
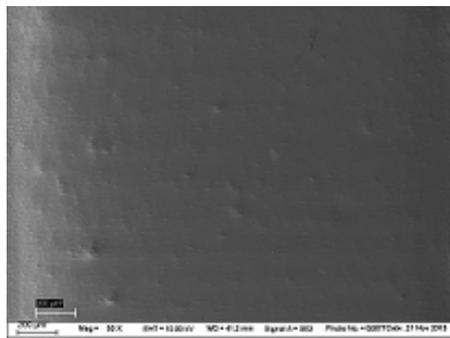
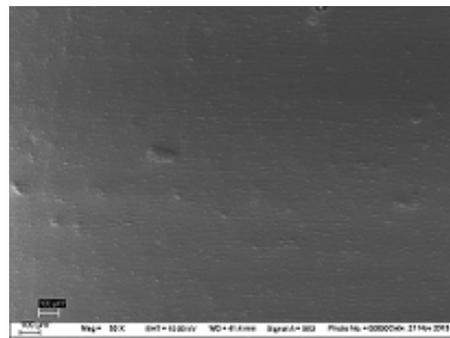


Abbildung 7.4: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus RelyX Ultimate nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 5000-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) polierte Referenzfläche

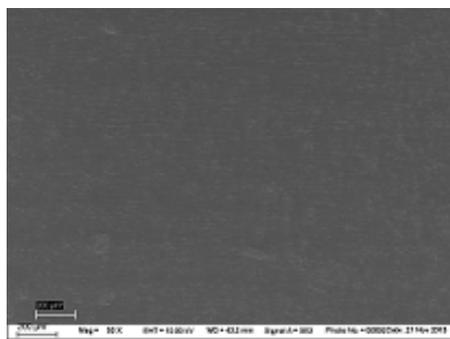
## REM-Bilder München



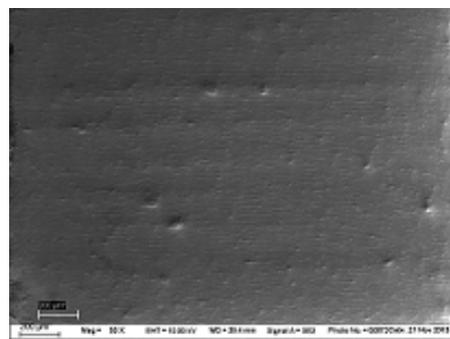
(a)



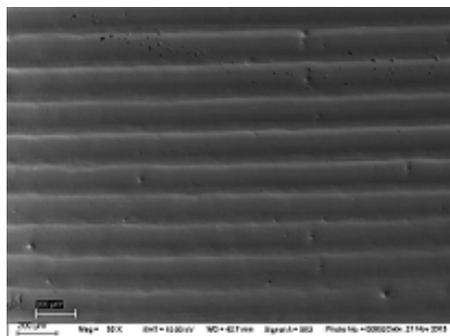
(b)



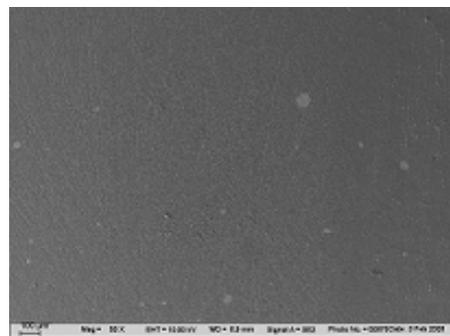
(c)



(d)



(e)



(f)

Abbildung 7.5: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 50-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche

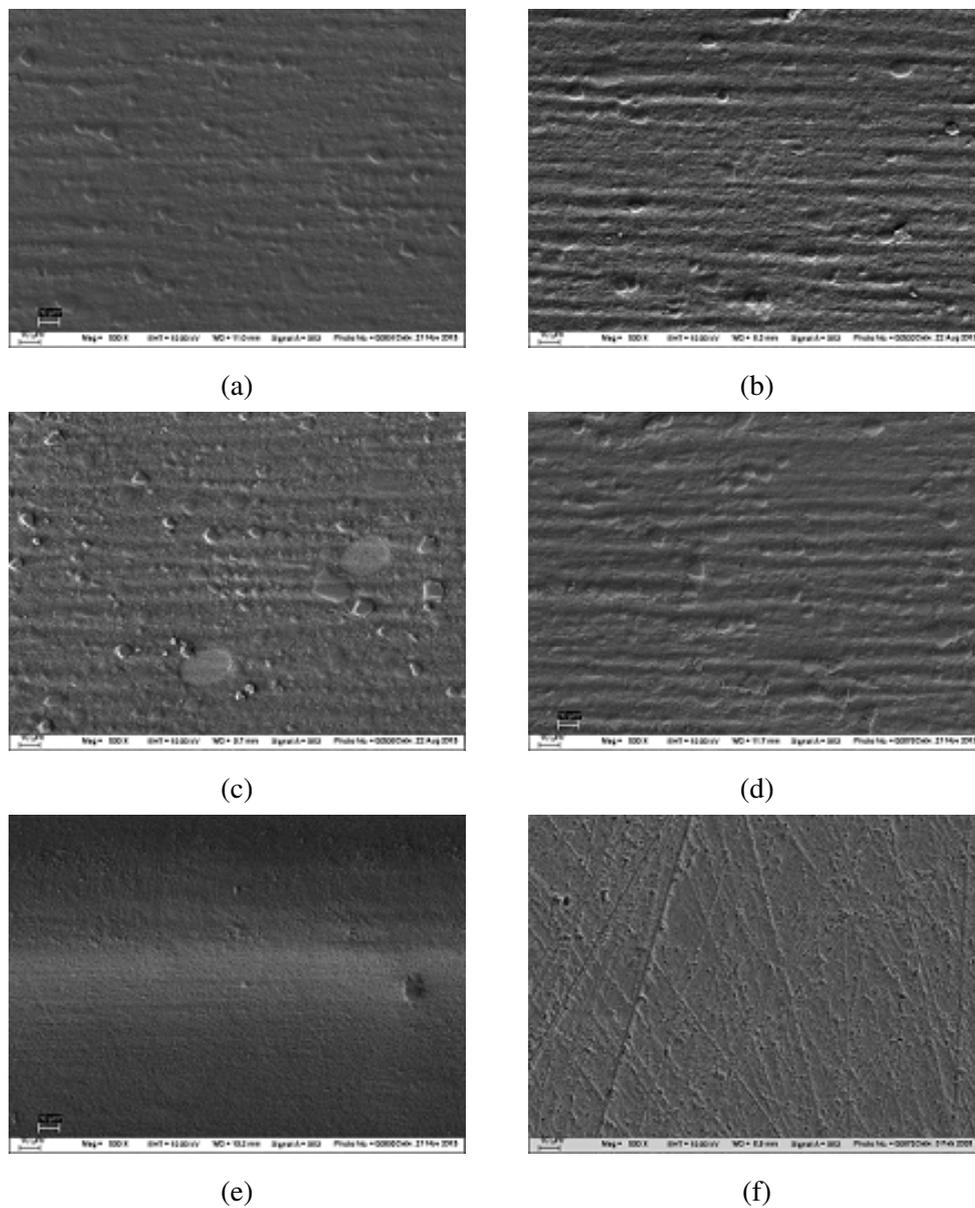


Abbildung 7.6: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnpfutzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche

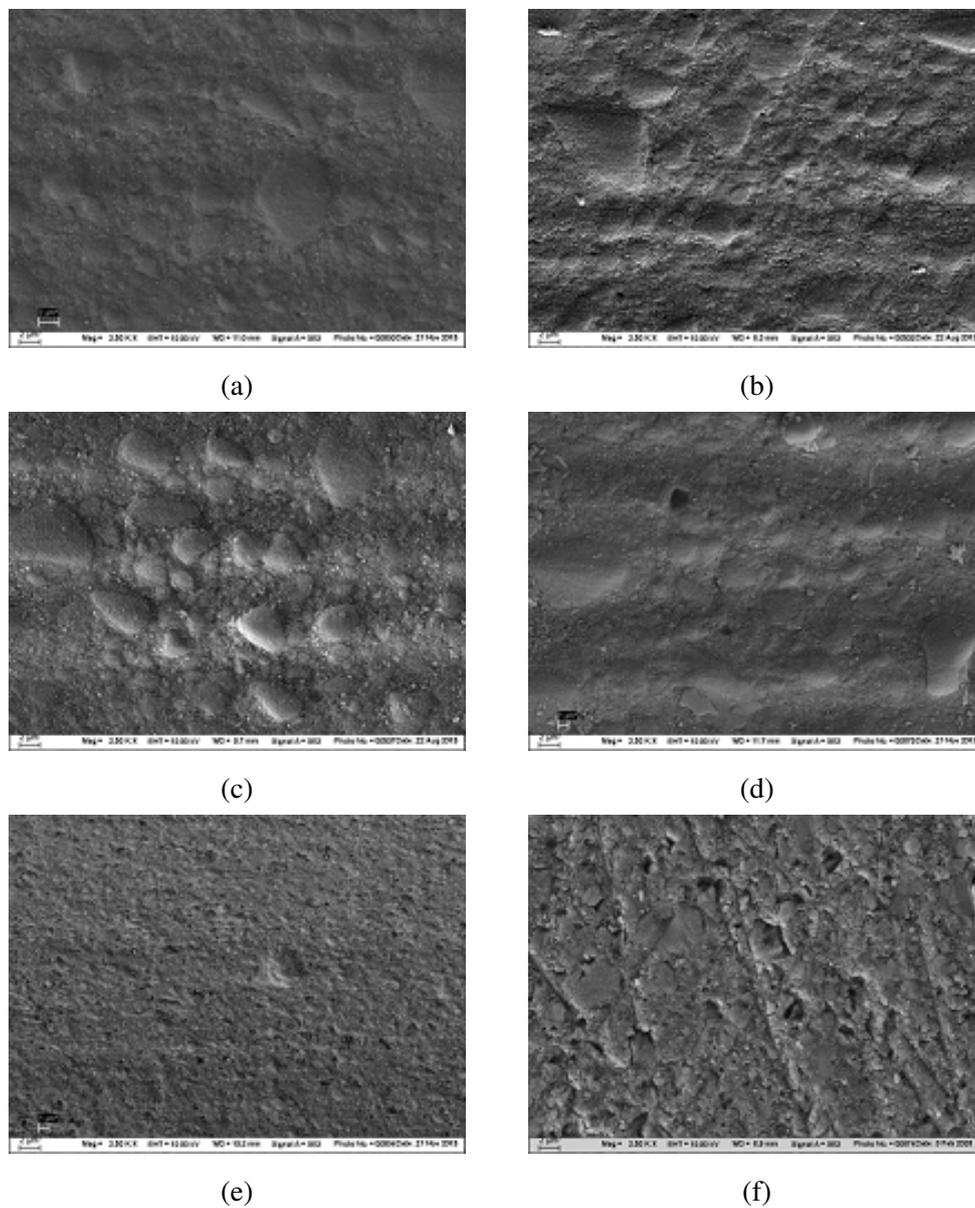


Abbildung 7.7: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 2500-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche

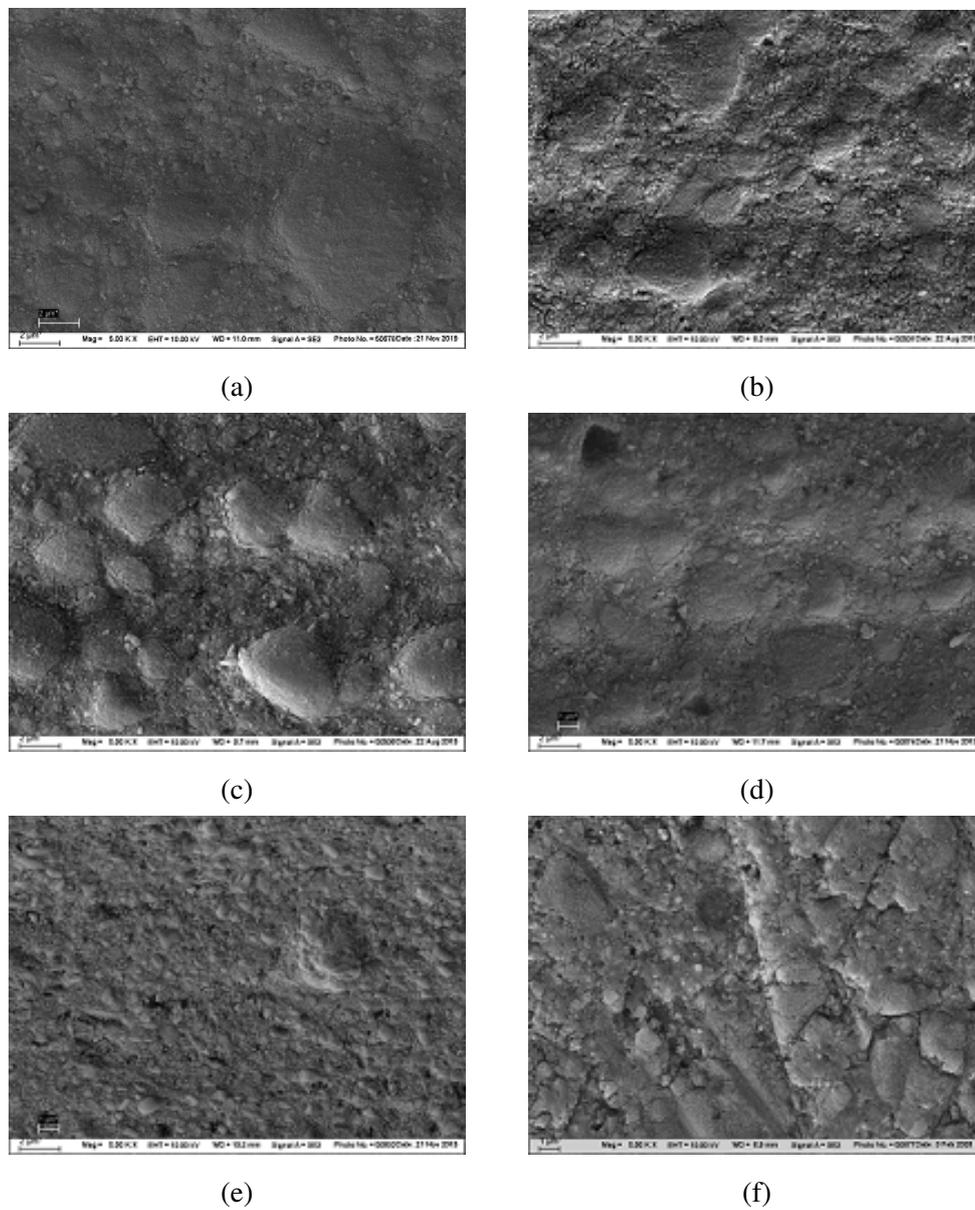


Abbildung 7.8: REM-Aufnahmen der Kompositoberflächen aus Variolink Esthetic nach Zahnputzsimulation mit Calciumhydrogenphosphat in 5000-facher Vergrößerung: (a) Gruppe A; (b) Gruppe B; (c) Gruppe C; (d) Gruppe D; (e) Kontrollgruppe; (f) polierte Referenzfläche

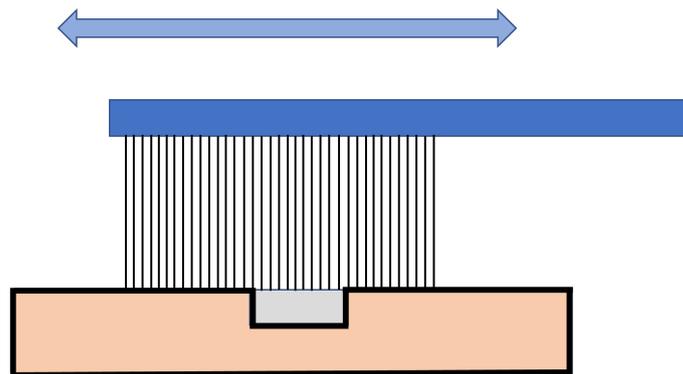


Abbildung 7.9: Schema des Abrasionsschutzes durch die harte Hybridkeramik

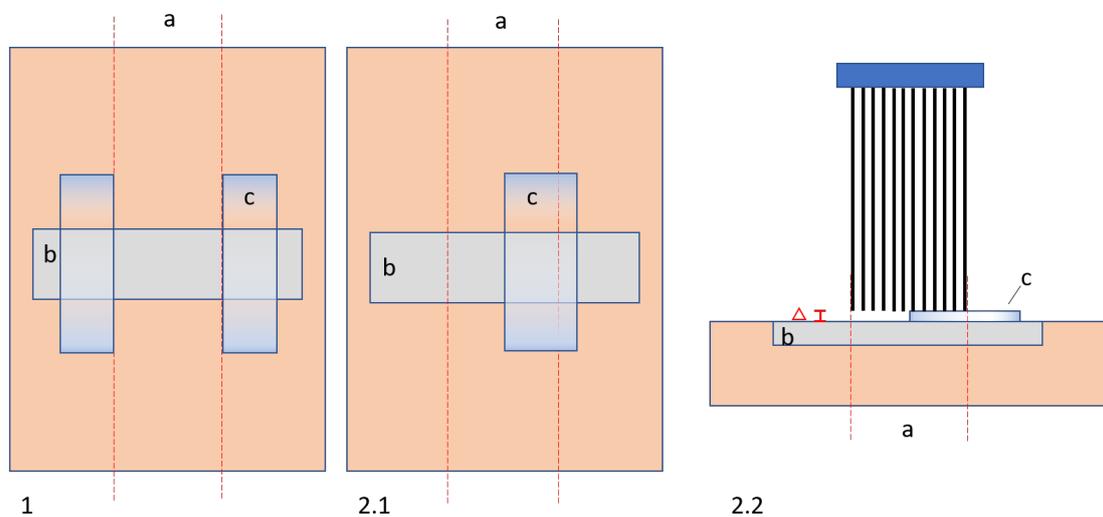


Abbildung 7.10: Schemata zum Ablösen der Referenzfläche. a: Abrasionsspur des Bürstenkopfes; b: Befestigungskomposit; c: Klebestreifen

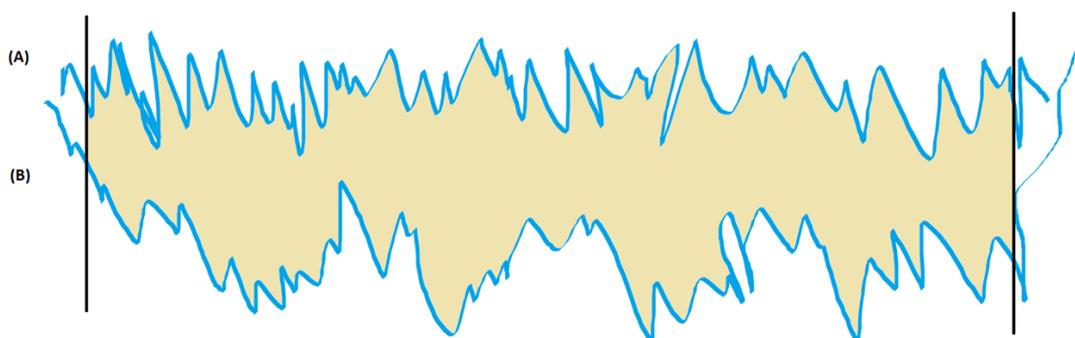


Abbildung 7.11: Überlagerung der Profile (A) und (B). (A): Profil vor Zahnputzsimulation; (B): Profil nach Zahnputzsimulation. Gelb: Verschleißfläche.

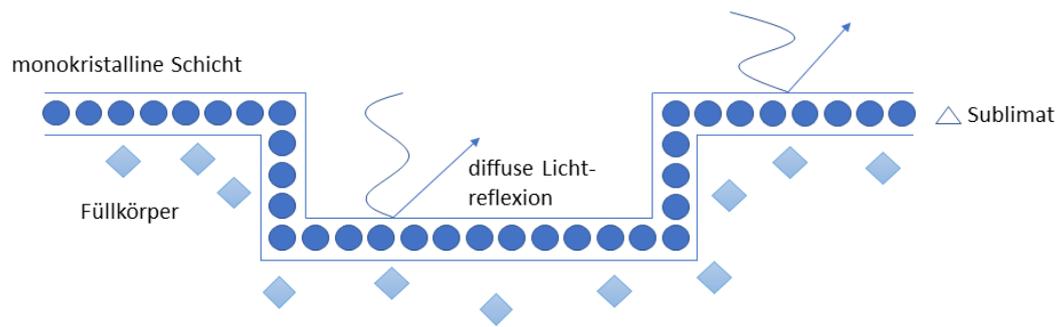


Abbildung 7.12: Schema der Oberflächenbeschichtung mit Antiglantz-Spray

## Danksagung

*„Wir alle leben geistig von dem, was uns Menschen in bedeutungsvollen Stunden unseres Lebens gegeben haben.“*

Albert Schweitzer

Mein tiefster Dank gilt meinem Mentor, Herrn Professor Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, der mir vermittelte, was eigenständiges wissenschaftliches Arbeiten bedeutet und mich stets forderte, mir aber bei unüberwindbar erscheinenden Problemen immer mit Rat zur Seite stand. Es war mir eine große Ehre und Freude mit ihm als äußerst kompetentem und versiertem Experten zusammenarbeiten zu dürfen. Zudem verdanke ich seiner Initiative meinen Forschungsaufenthalt an der Tokyo Medical and Dental University, der meinen beruflichen Weg nachhaltig beeinflusst hat.

Des Weiteren möchte ich meiner Familie und meinen Freunden danken, die mich nicht nur bei der Anfertigung der Dissertation immer wieder zum Durchhalten motivierten, sondern in jeder Lebenslage für mich da sind und mich zu einem glücklichen Menschen machen. Besonderer Dank gilt meinen Eltern: Ich danke Euch von ganzem Herzen dafür, dass Ihr immer an mich glaubt und es mir ermöglicht, meine Träume zu verwirklichen.

# Eidesstattliche Erklärung

Kim Martin

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

*„Die In-vitro-Verschleißprüfung dentaler Befestigungskomposite im Zahnputzsimulator – eine Methodenanalyse“*

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd entnommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 23.02.2022

---

Ort, Datum

Kim Martin

---

Unterschrift DoktorandIn