

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Verschleißanalyse von APH-Kompositinlays in vivo

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

vorgelegt von
Hans-Peter Flessa
aus Hof/Saale

2001

iii

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:

Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter:

Prof. Dr. P. Pospiech

Prof. Dr. J. Rudzki-Janson

Dekan:

Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung:

31.07.2001

Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung	1
2	Definitionen der Begriffe	2
2.1	Tribologische Grundlagen	2
2.2	Verschleißbegriffe in der Zahnmedizin	4
2.3	Verschleißmechanismen	6
2.3.1	Abrasion	6
2.3.2	Oberflächenzerrüttung	7
2.3.3	Adhäsion	8
2.3.4	Tribologische Reaktion	9
2.3.5	Werkstoffbeanspruchung im tribologischen Kontakt	10
2.4	Mikrostruktur polymerer Komposite	11
2.4.1	Verschleißverhalten von Kompositen	11
2.4.2	Klinische Auswirkungen von Verschleiß	13
3	In-vivo-Verschleißquantifizierung	14
3.1	Subjektive Verschleißbestimmung	14
3.1.1	Direkte Bestimmung mittels USPHS-Kriterien	14
3.1.2	Indirekte Methoden zur Verschleißbestimmung	17
3.2	Objektive Verschleißbestimmung	21
4	Material und Methode	23
4.1	3D-Laserscanner	23
4.2	Matching-Algorithmus	26
4.3	Klinische Verschleißbestimmung (Auto-matching)	33
4.4	Modellherstellung	36
4.5	Praktisches Vorgehen bei der Verschleißbestimmung	37
5	Ergebnisse	40
6	Diskussion	51
7	Empfehlung für zukünftige klinische Untersuchungen	59

8	Zusammenfassung	63
9	Literaturverzeichnis	65
10	Danksagung	78
11	Lebenslauf	79

1 Einleitung

Biokompatibilität, Randschluss und Verschleißverhalten stellen die wichtigsten Aspekte für den klinischen Langzeiterfolg von Füllungen dar. Der Verschleiß von Füllungswerkstoffen kann sowohl *in vivo* als auch *in vitro* untersucht werden. Zahlreiche, ungeklärte Diskussionspunkte bei der Interpretation der Ergebnisse zeigen die Komplexität des Verschleißgeschehens. Bis vor kurzem existierte beispielsweise kein international anerkanntes und akzeptiertes Messverfahren zur Verschleißquantifizierung in der Zahnmedizin. Jede Arbeitsgruppe, die sich mit dieser Thematik beschäftigt, entwickelte sowohl für die Verschleißsimulation *in vitro* als auch für die Verschleißquantifizierung *in vivo* ihre eigene Methode. Diese Methoden sind aber in der Regeln nicht bzw. nur schwer vergleichbar.

Laborsimulationen können unabhängig von der Komplexität der Prüfmaschinen die Parametervielfalt der klinischen Situation nur unzureichend nachempfinden. Letztere sind daher immer als finale Bewährungsprobe eines Füllungswerkstoffes zu betrachten. Klinische Untersuchungen sind jedoch in der Regel zeitaufwendig und somit kostenintensiv. Häufig sind die Produkte bereits durch neue Materialien ersetzt, wenn klinische Langzeitergebnisse vorliegen. Es wäre wünschenswert, bereits nach einer kurzen klinischen Verweildauer Vorhersagen über die klinische Bewährung eines Materials machen zu können.

Die Entwicklung hochpräziser 3D-Messsysteme ermöglicht seit wenigen Jahren, klinische Studien zur Verschleißquantifizierung objektiv auszuwerten. Bisher wurden jedoch kaum klinische Daten klinischer Studien publiziert, die mit diesem Verfahren evaluiert wurden.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, mit einem objektiven, reproduzierbaren und hochgenauen Messverfahren den Verschleiß eines Füllungswerkstoffes (APH-Komposit-Inlays) *in vivo* zu quantifizieren.

2 Definitionen der Begriffe

2.1 Tribologische Grundlagen

Bei den Verschleißeigenschaften handelt es sich um das komplexe Zusammenspiel verschiedener Faktoren. Diese sind Bestandteile eines tribologischen Systems („Tribosystem“), ebenso wie die Beanspruchungsparameter und die Verschleißmechanismen. Im Gegensatz dazu sind die Materialeigenschaften E-Modul, Härte oder Biegefestigkeit werkstoffbezogene Kenngrößen. In Abb. 2.1 ist ein solches tribologisches System schematisch dargestellt.

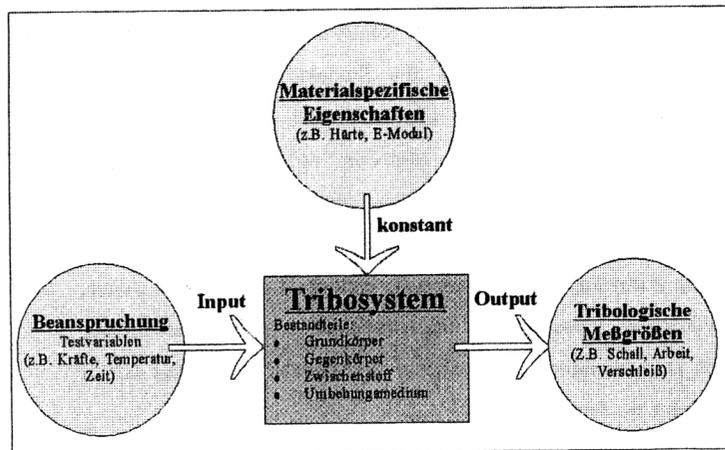


Abb. 2.1: Tribologisches System.

Ein tribologisches System ist durch seine Bestandteile charakterisiert. Es besteht aus einem Grundkörper, dem Gegenkörper, einem möglichen Zwischenstoff und dem Umgebungsmedium. Auf dieses wirken abhängig von der Struktur des Systems physikalische und chemische Interaktionen ein. Die verschiedenen Beanspruchungsparameter können z. B. Kräfte, Geschwindigkeit, Temperatur, Beanspruchungsdauer, Bewegungsform (Gleiten, Rollen, Stoßen und Strömen) sowie der zeitliche Bewegungsablauf (kontinuierlich, oszillierend oder intermittierend) sein. Durch den Einfluss dieser Parameter auf die Körper des Tribosystems kommt es zu energetischen, stofflichen und substantiellen Veränderungen. Als energetische Wechselwirkungen bezeichnet man die Kombination von mechanischer Belastung und Reibungskräften, die zum Verschleißmechanismus „Abrasion“ und „Oberflächenzerrüttung“ führen. Stoffliche Wechselwirkungen verursachen intermolekulare Veränderungen, die zu „Adhäsion“ und „Tribochemische Reaktionen“ führen. In Abb. 2.2 sind diese vier Hauptverschleißmechanismen dargestellt.

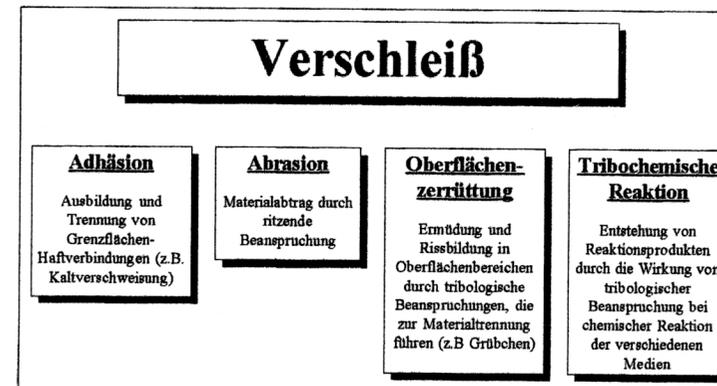


Abb. 2.2: Definition der Hauptverschleißmechanismen nach DIN 50 320.

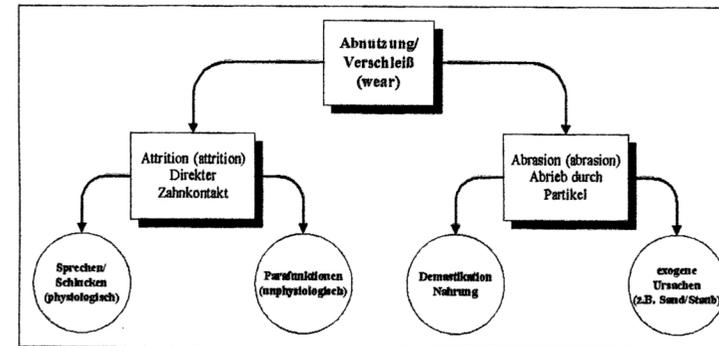
2.2 Verschleißbegriffe in der Zahnmedizin

Nach Form und Ursache unterscheidet man in der Zahnheilkunde verschiedene Formen des Substanzverlustes von Zähnen (Tab.: 2.1; HICKEL 1989, KUNZELMANN 1996)

Abrasion	Abrieb durch Partikel aus Nahrung oder Umwelt.
Demastikation	Abrieb durch Nahrung infolge Zerkleinerung abrasiver Nahrungsbestandteile.
Attrition	<p>Physiologischer Zahnhartsubstanzverlust, der durch alleinigen, direkten Kontakt der Antagonisten unter physiologischen Bedingungen (Schlucken, Sprechen, kurzzeitige Kontaktreibung beim Kauen) zustande kommt.</p> <p>Abnutzung durch alleinigen, unphysiologischen Zahnkontakt beim Pressen und Knirschen (Parafunktion).</p>
Erosion	<p>Großflächiger oberflächlicher Substanzverlust durch Säureeinwirkung ohne Kavitation (z. B. palatinal durch Reflux oder Bulimie, bukkal bei beruflicher pH-Exposition durch Säuredämpfe oder Pipettieren, generalisiert bei exzessiven Genuss säurehaltiger Nahrungsmittel wie Zitrusfrüchte oder Getränke mit niedrigem pH-Wert). Diese Säuren sind keine Abbauprodukte von Bakterien.</p>
Stauchungsfraktur	Zervikal lokalisierte Substanzverluste, die auf Zerrüttung durch zyklische Überbelastung beim Kauen oder auf Parafunktion zurückgeführt werden (engl.: abfraction).

Abrasion

Iatrogen, beabsichtigter Substanzverlust durch abrasive Suspensionen mit niedrigem pH-Wert. Verfärbungen der Zähne werden mechanisch entfernt und gleichzeitig verbliebene Verfärbungen chemisch durch Oxidation mit der zugesetzten Säure gebleicht. Abrasion ist ein Akronym aus „Abrasion“ und „Erosion“.



Tab. 2.1: Einteilung des Substanzverlustes von Zähnen nach Form und Ursache.

Diese Begriffe können auch auf Füllungswerkstoffe übertragen werden. In der Zahnheilkunde werden zusätzlich folgende Termini verwendet:

Ermüdung (engl.: fatigue)

- „bulk fracture“ (= plötzlicher Verlust großer Anteile von Füllungsmaterial)
- „surface pitting“ (= Grübchenbildung auf der Füllungsoberfläche)
- „chipping“ (= Absplitterung größerer Füllungsanteile in Randbereichen)
- „marginal ditching“ (= bei Adhäsivinlays verstärkter Verschleiß im Bereich der Klebefuge)

2.3 Verschleißmechanismen

2.3.1 Abrasion

Bei der Abrasion wird die Materialoberfläche eines Körpers durch harte Bestandteile derart geschädigt, dass es zum Materialabtrag kommt. Dies können erhabene Anteile von Oberflächenstrukturen, fest eingebettete, harte Partikel (z. B. Gläser von Komposit) oder lose zwischen dem Grundkörper und Gegenkörper befindliche Partikel sein. Je nachdem, ob die okkludierenden Oberflächen in direktem Kontakt stehen oder sich ein weiteres Medium zwischen ihnen befindet, unterscheidet man Zweikörper- oder Dreikörperabrasion (Abb. 2.3).

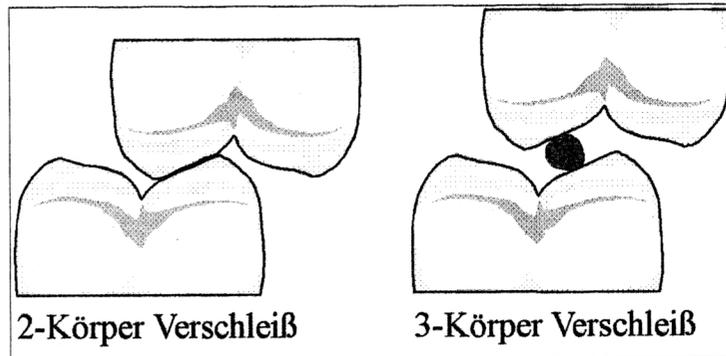


Abb. 2.3: Schematische Darstellung von 2-Körper- und 3-Körper-Verschleiß.

Harte Abrasivbestandteile bewirken durch folgende Grundmechanismen (Abb. 2.4) einen Substanzabtrag, dessen Übergänge fließend sind:

- Micropflügen (engl.: microploughing)
- Microspanen (engl.: microcutting)
- Microermüdung (engl.: microfatigue)
- Microbrechen (engl.: microcracking)

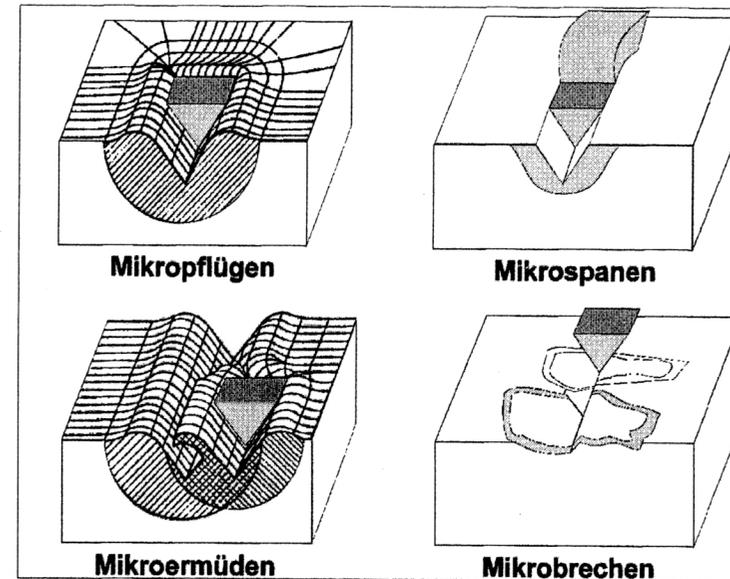


Abb. 2.4: Grundmechanismen des abrasiven Verschleißes (ZUM GAHR 1987).

Micropflügen erfolgt zunächst ohne Materialverlust. Die Abrasivkörper verformen das Material. Erst wiederholte Verformung führt zur Microermüdung (Bildung von Verschleißpartikeln). Beim Microspanen wird durch den Abrasivkörper bereits beim ersten Mal Material abgetragen, dessen Breite der Schnittspur entspricht.

2.3.2 Oberflächenzerrüttung

Oberflächenzerrüttung entsteht durch wiederholtes Einwirken einer Belastung auf eine Oberfläche. Durch Summation der hierbei entstandenen Schäden kommt es zu Rissbildungen senkrecht und parallel zur Oberfläche. Sukzessives Risswachstum und Vereinigung von bereits existierenden Rissen führt zur Verschleißpartikelentstehung. Dabei können alle Stadien von plastischer und/oder

elastischer Verformung, Rissbildung und Rissfortpflanzung auftreten, was in einer Oberflächenzerrüttung des Werkstoffes endet. Weitere wichtige Parameter bei der Oberflächenzerrüttung sind sowohl Belastungsamplitude als auch Anzahl der Belastungszyklen.

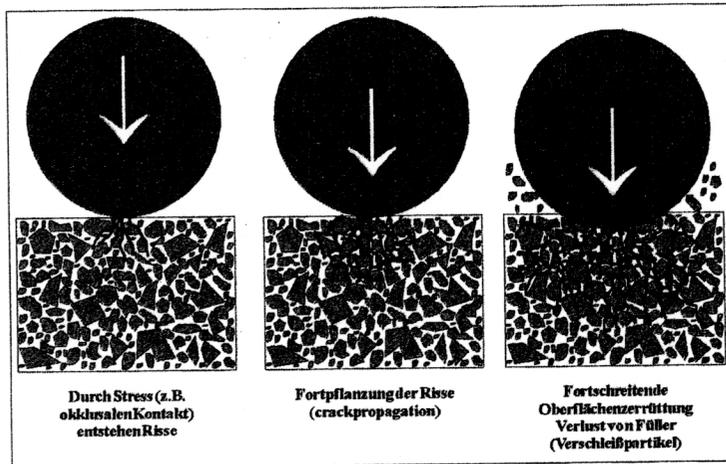


Abb. 2.5: Schematische Darstellung der Rissbildung, Rissfortpflanzung und Verschleißpartikelentstehung.

2.3.3 Adhäsion

Adhäsion kann auftreten, wenn zwei Oberflächen gegeneinander gleiten. Glatte Oberflächen weisen im mikroskopischen Maßstab stets Rauigkeiten auf. Gleiten zwei Oberflächen aneinander entlang, dann berühren sie sich nur im Bereich der erhabensten Rauigkeiten. Die Kontaktfläche selbst ist äußerst gering. Schon bei geringen Anpresskräften entsteht in diesen Bereichen ein hoher Druck. Aufgrund solcher hohen Belastung können sich lokale Bindungen bilden (Grenzflächen-Haftverbindungen). Diese Bindungen entstehen dann, wenn auf atomarer oder molekularer Ebene die abstoßenden Kräfte zwischen den Oberflächen

überwunden werden. Durch die Bewegung der Grenzflächen gegeneinander lösen sich diese Bindungen wieder. Rauigkeiten können abgeschert werden, wodurch ein Materialtransfer von Grund- zu Gegenkörper oder umgekehrt stattfindet. Dieses Phänomen tritt hauptsächlich bei duktilen Werkstoffen wie Metallen auf. Bei Komposit wird Adhäsion aufgrund der hohen Sprödigkeit der Matrix, dem Anteil an spröden Füllkörpern und dem Gleitfilm "Speichel" kaum beobachtet.

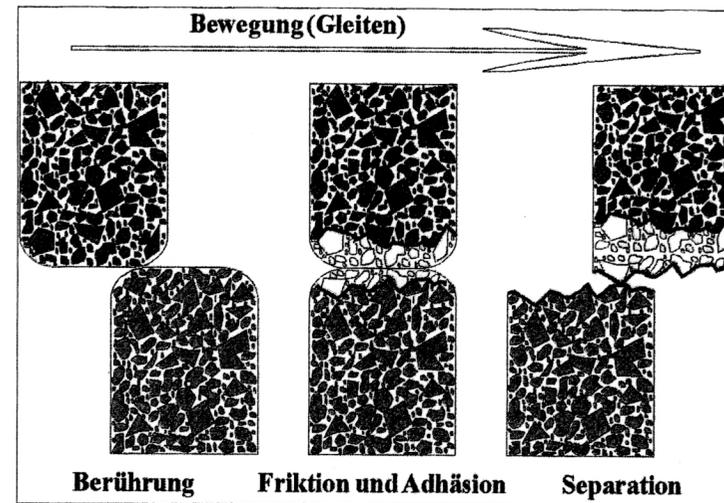


Abb. 2.6: Schematische Darstellung der Adhäsion (nach MAIR et al. 1996).

2.3.4 Tribologische Reaktion

In einem tribologischen System können chemische Reaktionen zwischen den beteiligten Partnern auftreten. Die bekannteste Form ist die Korrosion von Metalloberflächen. Eine chemisch veränderte oberflächliche Schicht eines Werkstoffes wird jeweils mechanisch entfernt. Dieser Oxidfilm kann die Adhäsion unterdrücken und damit auch zur Verschleißminderung beitragen. Andererseits kann nach mechanischer Entfernung des Oxidfilms diese als

abriebförderndes Zwischenmedium wirken. Solch ein tribochemischer Prozess ist beispielsweise der Verschleiß von Amalgamlegierungen. FAN et al. (1980) haben nachgewiesen, dass durch Exposition von Kompositen in einer Wetterkammer Oberflächenveränderungen und Substanzverlust induziert werden können.

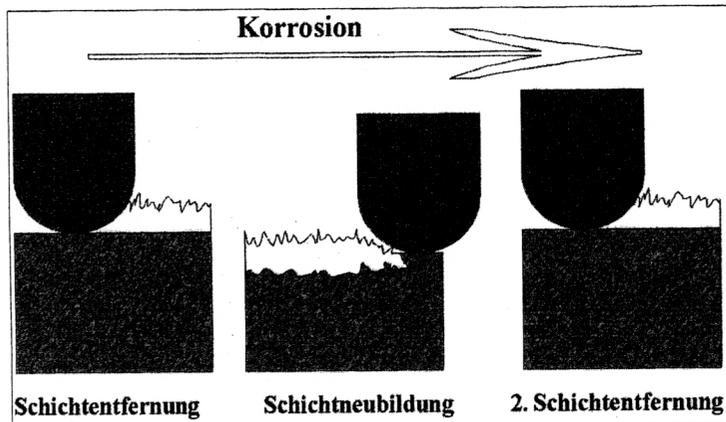


Abb. 2.7: Schema des korrosiven Verschleißes.

2.3.5 Werkstoffbeanspruchung im tribologischen Kontakt

Bei jedem Kontakt zwischen dem Grundkörper und dem Gegenkörper werden Belastungen übertragen, die zur Werkstoffbeanspruchung führen. Bei massiven Körpern kann Werkstoffversagen (= Fraktur) auftreten, wenn bestimmte Grenzdaten bei der Belastung überschritten werden. Durch Abschätzen der Werkstoffbelastung bei Tribopartnern können die Modelle, die für massive Körper gelten, auf Kontaktvorgänge übertragen werden.

2.4 Mikrostruktur polymerer Komposite

Die Beschreibung der Haupt-Verschleißmechanismen lässt bereits erkennen, dass die Mikrostruktur der beteiligten Komponenten einen entscheidenden Einfluss auf das Verschleißverhalten hat. Dies muss vor allem bei Werkstoffen beachtet werden, die sich aus mehreren diskreten Phasen zusammensetzen, also eine heterogene Mikrostruktur besitzen. Zu deren Beschreibung sind Informationen über die verschiedenen Phasen (z. B. Matrix, Füllkörper), ihren Volumenanteilen, Besonderheiten hinsichtlich der Form (z. B. sphärische Füllkörper, unregelmäßige Füllkörper, Fasern, Größenverteilung), Vorbehandlung (Silanisierung) oder der Verteilung (homogene vs. heterogene Verteilung, Isotropie vs. Anisotropie) erforderlich. Die Bestandteile moderner Komposite sind:

- Monomer /Polymer (Matrix)
- Anorganische und organische Füllstoffe
- Verbundphase Füllstoff zu Matrix (Silane)
- Polymerisationsinitiatoren
- Stabilisatoren
- Farbstoffe, Pigmente, optische Aufheller

Übersichtsarbeiten zur Zusammensetzung dentaler Komposite finden sich beispielsweise bei ROULET (1987) und DORSCH (1990).

2.4.1 Verschleißverhalten von Kompositen

Wie bereits beschrieben, bestehen Komposite aus verschiedenen chemischen und physikalischen Komponenten. Die Eigenschaften der Komposite unterscheiden sich meist extrem von denen ihrer Einzelbausteine. Auch hat der besondere Aufbau der Kunststoffe Einfluss auf das Verschleißverhalten.

BOWEN (1963) stellte fest, dass die anteilige Zugabe von Füllkörpern die Elastizität und Festigkeit von Kompositen erhöht und gleichzeitig die

Polymerisationsschrumpfung und den Ausdehnungskoeffizient reduziert. LEINFELDER (1987) konnte einen Zusammenhang von Füllkörpergröße und Füllkörpergehalt auf das Verschleißverhalten von Kompositen nachweisen. LI et al. (1985) erzielten eine Verbesserung von Härte, Druckfestigkeit und Steifheit sowie eine Reduzierung der Wasseraufnahme bei zunehmendem Füllstoffgehalt. Eine weitere Erklärung für Verschleiß sehen LEINFELDER et al. (1986) im wesentlich höheren E-Modul der Füllkörper im Vergleich zur Matrix. Die Kaubelastung wird auf Füller und umgebende Matrix übertragen. Die Matrix wird komprimiert und verformt, es entstehen Mikrofrakturen. Bei anhaltender Belastung vergrößern sich die Risse, stoßen zusammen und es kommt zu Materialverlust von Füllkörpern an der Oberfläche. Je größer die Füllkörper, desto größer der Verschleiß. Klinische Studien zeigen, dass alle Kompositfüllungen eine gewisse Verschleißrate aufweisen. Hinsichtlich der Größe des Verschleißes spielt jedoch die intraorale Lage der Restauration eine große Rolle. So verschleifen Füllungen im Molarenbereich wesentlich schneller als Füllungen im Prämolarenbereich. Große, breite Restaurationen werden schneller abradert als kleine schmale Füllungen (BAYNE et al. 1987, LUTZ et al. 1984). Alterung, Wasseraufnahme, chemische und mikrobielle Prozesse sowie wechselnde thermische und mechanische Beanspruchungen bewirken Veränderungen in den Materialeigenschaften, was sich auf den Verschleiß der Füllungswerkstoffe auswirkt (McKINNEY et al. 1982, WU et al. 1984, SÖDERHOLM et al. 1998).

2.4.2 Klinische Auswirkungen von Verschleiß

Alle Restaurationen aus Komposit unterliegen Verschleißerscheinungen und sind nach einem mehr oder weniger langen Zeitraum nicht mehr in der Lage, die geforderten funktionellen und ästhetischen Aufgaben zu erfüllen. Im Frontzahnbereich führt Verschleiß zu ästhetischen Problemen. Füllungen werden aufgrund von Verfärbungen (Pigmenteinlagerungen) sichtbar, die Oberflächenrauigkeit nimmt zu. Bei Seitenzahnrestaurationen ist die Ästhetik zweitrangig. Hier können Verschleißvorgänge in einem vielfältigen Prozess zu Sekundärkaries, Fraktur der Füllung, Fehlokklusion oder gar Fehlbelastung des Kauystems führen. Des Weiteren muss im Seitenzahnbereich zwischen Verschleiß im okklusionstragenden Bereich (OCA) und kontaktfreien Bereich (CFA) unterschieden werden. So wird angenommen, dass der Verschleiß in kontaktfreien Bereichen hauptsächlich durch die abrasive Wirkung der Nahrung, die Zersetzung durch Speichel, Mikroorganismen und durch chemische Wirkstoffe (Nahrung, Zahnpasta) zurückzuführen ist. Der Hauptverschleißmechanismus ist die Abrasion. In okklusionstragenden Bereichen (OCA) wirken Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktionen. Durch den Substanzverlust verliert der betroffene Zahn seinen Antagonistenkontakt. Daraus können Fehl- bzw. Überbelastung anderer Zähne, bis hin zu Parafunktionen und muskulären Fehlfunktionen resultieren.

3 In-vivo-Verschleißquantifizierung

3.1 Subjektive Verschleißbestimmung

3.1.1 Direkte Bestimmung mittels USPHS-Kriterien

Zu Beginn der Entwicklung von Komposit als Füllungsmaterial erstreckte sich der Verschleiß über die gesamte Füllungsoberfläche. Mit bloßem Auge waren erkennbare Stufen zwischen dem Kavitätenrand und der Füllung beobachtbar. CVAR (1971) und RYGE et al. (1973) entwickelten das U.S. Public Health Service Bewertungssystem (= USPHS-Kriterien), welches als erstes zur systematischen klinischen Bewertung von zahnärztlichen Füllungsmaterialien verwendet wurde. Es handelt sich um ein Bewertungssystem, mit dessen Hilfe zahnärztliche Restaurationen unter klinischen Gesichtspunkten, wie zum Beispiel Approximalkontakt, Randschluss, anatomische Form, Oberflächenzustand oder Farbe in verschiedene Kategorien eingeteilt werden können (Tab. 3.1).

Kategorie	Bewertungskriterien
A	Die Füllung ist von ausgezeichneter Qualität und der Schutz von Zahn und umgebendem Gewebe ist gewährleistet.
B	Die Füllung ist von akzeptabler Qualität, weist jedoch eine oder mehrere Detailabweichungen vom Ideal auf.
C	Die Qualität der Füllung ist nicht akzeptabel und zukünftige Schäden von Zahn und umgebendem Gewebe sind mit großer Wahrscheinlichkeit abzusehen.
D	Die Qualität der Füllung ist nicht akzeptabel – Schäden von Zahn und umgebendem Gewebe sind objektivierbar.

Tab. 3.1: Bewertungsschema nach RYGE et al. (1973) in der Übersetzung von PIEPER (1988).

Die Kriterien anatomische Form und Oberflächenzustand werden zur Beurteilung des Verschleißes herangezogen. Zwei unabhängige, kalibrierte Untersucher bewerten die jeweiligen Füllungen klinisch mit Spiegel und Sonde (RYGE 1980). In vorgeschalteten Kalibrierungssitzungen werden die Untersucher geschult, um eine möglichst hohe Übereinstimmung zu erzielen. Diese muss dabei mindestens 85 % betragen. Die Beurteilung der Kriterien erfolgt ausschließlich in ja/nein-Kategorien. Die USPHS-Kriterien wurden ursprünglich für Zementfüllungen entwickelt. Zur Beurteilung neuer Füllungswerkstoffe mussten die Kriterien mehrfach modifiziert werden (McCOMB). Die aktuellste Modifikation stammt von PELKA et al. 1994. Die Modifikationen versuchen, das Bewertungssystem an moderne Restaurationen (z. B. Keramikinlays) anzupassen und die Handhabung zu verbessern. Bezüglich des Kriteriums „Oberflächenzustand“ geben die Autoren einen Kappa-Wert von 0,33 als „interexaminer reliability“ an, was einer nur schwachen Untersucherübereinstimmung entspricht.

Kategorie	Anatomische Form	Oberflächenzustand
A	Kontur der Füllung stimmt mit der anatomischen Kontur des Zahnes gut überein und die Füllung zeigt Höcker, Fissuren, Randleisten sowie funktionelle und okklusale Kontakte	Oberfläche glatt, keine Irritationen der angrenzenden Gewebe
B	<ul style="list-style-type: none"> • leicht unterkonturiert • Höcker und Facetten stimmen nicht ganz mit der natürlichen Form überein • Okklusionshöhe stellenweise ungenügend • Randleisten unterkonturiert • Kontaktflächen korrigierbar • Füllung fazial bzw. oral zu flach • zerviko-approximal etwas unterkonturiert • Füllung etwas überkonturiert (korrigierbar) 	Oberfläche ist leicht uneben oder rau, kann aber poliert werden
C	<ul style="list-style-type: none"> • Füllung unterkonturiert • Dentin ist exponiert • gestörte Okklusion • Kontakte fehlen (unkorrigierbar) • zervikal unterkonturiert (Weichgewebsschäden vermutlich vorhanden) • Füllung überkonturiert (nicht korrigierbar) • Marginale Überschüsse 	Oberfläche ist stark rau (Gruben und Furchen, die durch Modellieren nicht korrigierbar sind)
D	<ul style="list-style-type: none"> • traumatische Okklusion • Füllung verursacht Schmerzen im Zahn und/oder am umliegenden Gewebe 	Oberfläche frakturiert, Abschlüferungen bei Kompositfüllungen

Tab. 3.2: Operationalisierung der Kriterien "Anatomische Form" und "Oberflächenzustand" nach RYGE et al. (1973) in der Übersetzung von PIEPER (1988).

3.1.2 Indirekte Methoden zur Verschleißbestimmung

Der Hauptkritikpunkt der USPHS-Kriterien – zu geringe Sensitivität der Verschleißbeurteilung – führte zur Entwicklung weiterer, verbesserter Beurteilungsskalen:

- Leinfelder – „Leinfelder-Skala“ 1986
- Moffa – „M-L-Skala“ 1986
- Bryant – „Vivadent-Skala“ 1990
- Mair – „step-wedge-Skala“ 1990

3.1.2.1 Leinfelder-Skala

Sechs klinische Modelle dienen bei der „Leinfelder-Skala“ als Vergleichsstandard. Die Zähne der Modelle wurden mit Kompositfüllungen versorgt. Der Füllungsverleiß nimmt in 100 µm Schritten von 0 bis 500 µm zu. Leinfelder selbst definierte den Verschleiß als „the mean distance from the carvosurface margin to the occlusal surface of the composite resin“ (LEINFELDER et al. 1986). Die Verschleißbestimmung von Werkstoffen erfolgte folgendermaßen: Die Standardmodelle werden nach visueller Abschätzung ausgewählt. Durch Mittelwertbildung anhand von sechs Messpunkten mit Hilfe eines Messmikroskopes am Schnitt von Modellduplikaten wird der mittlere Höhenverlust am Füllungsrand gemessen. Zur weiteren subjektiven Beurteilung des Füllungsverleißes werden die Standardmodelle direkt neben das zu untersuchende Modell gehalten. Mit Hilfe einer Lupe (2x) unter seitlichem Lichteinfall werden die Schattenlängen beider Modelle verglichen. Mit den Standardmodellen wird eine Einteilung in halbe Intervallbreiten (50 µm) vorgenommen (Abb. 3.1).

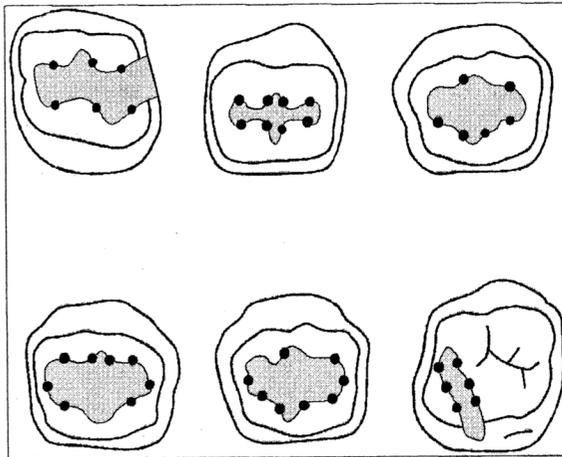


Abb. 3.1: Schematische Darstellung der 6 Leinfelder-Standard-Zähne. Die Lage der Füllung und der Messpunkte, an denen Leinfelder die Stufe zwischen Schmelz- und Füllungs Oberfläche gemessen hat, sind eingezeichnet (Umzeichnung nach BAYNE et al. 1994).

3.1.2.2 M-L-Skala und Vivadent-Skala

Bei der „M-L-Skala“ und der „Vivadent-Skala“ handelt es sich um Variationen der Leinfelder-Skala. Bei der M-L-Skala werden die Modelle mit 18 zylinderförmigen Vergleichsstandards verglichen. Im Gegensatz dazu stehen bei der Vivadent-Skala 18 zahnförmige Vergleichsstandards zur Verfügung. Um den Verschleiß von Füllungswerkstoffen zu simulieren, wurden bei beiden Skalen mit einer Fräsmaschine entsprechende Defekte geschaffen. Am Übergang Defekt zu intakte Oberfläche weisen beide Skalen eine Abstufung von jeweils 25 µm auf. Diese ist im Vergleich zur Leinfelder-Skala entlang des gesamten Randbereiches gleich tief. Die Leinfelder-Skala hingegen hat erhebliche Abweichungen der Sollwerte im Bereich des Füllungsrandes (Tab. 3.3). Diese Streuungen muss der Untersucher durch „mental averaging“ ausgleichen (BRYANT 1990, BAYNE et al. 1994).

Sollwert [µm]	Profilometrisch bestimmter Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Profilometrisch bestimmter Bereich der Verschleißwerte [µm]
300	333 (34)	171 – 507
400	459 (44)	202 – 649
500	584 (91)	315 – 1022

Tab. 3.3: Vergleich der Leinfelder-Standard-Modelle mit profilometrisch bestimmten Höhenverlusten (BAYNE et al. 1994).

Vergleichende Untersuchungen der USPHS-Kriterien mit der Leinfelder-Skala von TAYLOR 1989 zeigten, dass der Übergang von A(lpha) nach B(ravo) der USPHS-Kriterien einem Substanzverlust von 192 +/- 60 µm entspricht. Veränderungen von Füllungswerkstoffen kleiner als 200 µm, waren mit den USPHS-Kriterien nicht erfassbar. Durch die indirekte Bestimmung der Verschleißmessung konnte eine genauere Analyse des Verschleißes von Füllungswerkstoffen erfolgen.

Die Nachteile dieser Methoden zur Bewertung von Füllungswerkstoffen sind der hohe Kalibrierungsaufwand für die Untersucher, die unterschiedliche Erfahrung der Untersucher (BRYANT 1990), sowie die Variationsbreite desselben Untersuchers zu unterschiedlichen Zeitpunkten (SÖDERHOLM et al. 1992). BRYANT 1990 konnte zeigen, dass durch die Simulation von Verschleiß mit maschinell erzeugten Standardmodellen im Sinne der M-L- und der Vivadent-Skala geringere Streuungen der Ergebnisse erzielt. Ein erheblicher Nachteil der M-L-Skala, sowie der Vivadent-Skala wurde 1994 von BAYNE et al. beschrieben. Die Verrundung der Präparationsgrenzen infolge von Füllungsverleiß hat eine systematische Unterbewertung des klinischen Verschleißes zur Folge. Ein direkter Vergleich von Studien, die mit unterschiedlichen indirekten, subjektiven Messverfahren durchgeführt wurden, ist trotz vergleichbarer Ansätze nicht möglich.

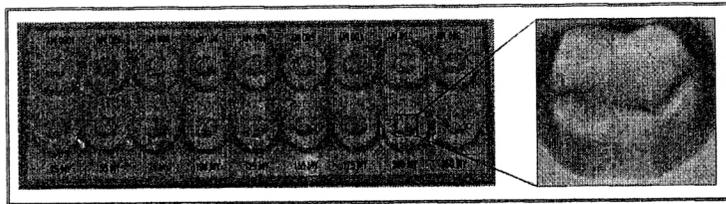


Abb. 3.2: Vivadent-Skala.

Ein weiterer Kritikpunkt der subjektiven Bewertungsskalen ist, dass lokalisierte Verschleißvorgänge außerhalb der Füllungsrandbereiche nicht erfasst und quantifiziert werden können. Untersuchungen sind auf scharfkantige Kavitätenpräparationen beschränkt. Kavitäten mit Federrand oder Inlayversorgungen können mit diesen Skalen nicht erfasst werden (SÖDERHOLM et al. 1992). Bei den indirekten, subjektiven Messverfahren erfolgt methodisch bedingt eine Reduktion der Verschleißwerte, da Werte von 0 – 24 μm mit 0 μm , von 25 – 49 μm mit 25 μm usw. angegeben werden. Das durchschnittliche Auflösungsvermögen des menschlichen Auges beträgt 100 μm . Die Auflösung kann durch die Verwendung einer Lupenbrille um den Faktor zwei verbessert werden. Durch Mittelwertbildung über die gesamten Einzelwerte wird eine Genauigkeit der Abrasionswerte von 0,1 μm angegeben. Diese zur Zeit weit verbreitete Methode sollte in Zukunft aufgrund genauerer Messverfahren nicht weiter durchgeführt werden (SÖDERHOLM et al. 1992). Diese Verfahren täuschen eine nicht vorhandene Messgenauigkeit vor.

Trotz der genannten Nachteile stellen die indirekten, subjektiven Bewertungsskalen eine deutliche Verbesserung und Weiterentwicklung dar. Mit ihnen ist ein direkter Vergleich verschiedener Füllungswerkstoffe möglich.

Die weiteste Verbreitung hat derzeit die Leinfelder-Skala mit dem umfangreichsten klinischen Datenpool (EICK 1985).

3.2 Objektive Verschleißbestimmung

Objektive Verschleißmessungen waren zum Zeitpunkt der Entwicklung subjektiver Bewertungsskalen kaum möglich. Die bis ca. 1980 verwendeten Füllungskomposite hatten einen hohen Verschleiß im Bereich der gesamten Restaurationsfläche (MAIR 1990). Eine Differenzierung in lokale Verschleißphänomene war nahezu unmöglich. Der Verschleiß dieser Materialien konnte nur über die Stufenbildung am Füllungsrand bestimmt werden. Die Entwicklung verschleißbeständiger Kompositwerkstoffe und verfeinerter Messmethoden in den vergangenen Jahren zeigte, dass lokale Faktoren Einfluss auf das Verschleißverhalten nehmen können. Hier sei vor allem der Antagonist zu erwähnen. In diesem Zusammenhang ist die Differenzierung von LUTZ et al. (1984) in Verschleißareale mit (OCA= occlusal contact area) oder ohne (CFA= contact free area) direkten Antagonistenkontakt zu erwähnen, da okklusale Kontakte ein unspezifisches Verschleißmuster und andere Verschleißmechanismen hervorrufen. Die Kontaktflächen der Zähne sind nicht statisch sondern dynamischen Veränderung unterworfen (Abb. 3.3). Ebenso ergibt sich das Problem der Definition der berührungsfreien Zonen (CFA). Ab welchem Abstand gilt ein Bereich als kontaktfrei, ab welchem nicht?

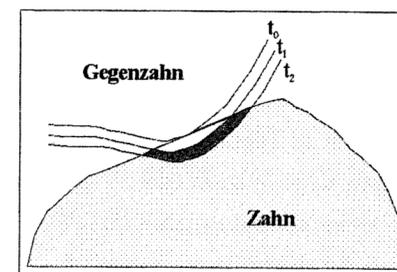


Abb. 3.3: Dynamische Kontaktpunktveränderung.

Die Entwicklung verschleißbeständiger Füllungswerkstoffe machte eine verfeinerte Messtechnik notwendig. Die Ansätze der Entwicklungen sind unterschiedlich und decken den gesamten Bereich der Sensorik ab. EICK (1985), ROULET (1985), KREULEN et al. (1991) und TEUFFEL (1996) haben die Entwicklung verschiedener Methoden im Bereich der Zahnmedizin dargestellt. KREJCI et al. (1994) fasste lediglich die Publikationen über die verschiedenen Verfahren zur quantitativen Verschleißmessung auf der Grundlage der verschiedenen Sensoren zusammen (Tab. 3.1). Eine Analyse der einzelnen Methoden findet sich bei KREULEN et al. (1991).

Eine weitere Einteilung bezieht sich auf das Abtastverfahren der Oberfläche. Hier kann zwischen taktilen (DE LONG et al. 1985, McDOWELL et al. 1988, LUTZ 1980, ROULET 1987, KREJCI et al. 1994) und berührungslosen, optischen Verfahren (LAMBRECHTS et al. 1984, CHRISTENSEN et al. 1990, MEHL et al. 1996) unterschieden werden. Diese können weiter in Punktmessungen, Linienmessungen und Flächenmessungen unterteilt werden. Während bei der Punkt- und Linienmessung die Gefahr besteht, nicht repräsentative Bereiche auszuwerten, ist bei der Flächenmessung der Nachteil zu berücksichtigen, dass breite, flache Abrasionsspuren überbewertet werden können.

Seit der Entwicklung der CAD/CAM-Systeme ist analog zu den subjektiven Bewertungsskalen eine Differenzierung in direkte (intraoral) und indirekte (extraoral) Methoden sinnvoll. Trotz technischer Verbesserungen der direkten Systeme können diese die Genauigkeit der indirekten Messverfahren noch nicht erreichen. Hierzu trägt unter anderem die Transparenz der natürlichen Zähne bei. Zur optischen Vermessung müssen diese mit einem Pulver z. B. Titanium-Oxid, beschichtet werden, was einen Messfehler in der Größenordnung von 20 – 40 µm verursacht. Ein weiteres Problem der direkten Messsysteme ist das Messprinzip, die aktive Triangulation mit einem Gitter. Den Zahndaten wird eine systemimmanente Ungenauigkeit in Form einer Welle überlagert. Die Amplitude

ist in der Größenordnung des Verschleißes von Zahn bzw. modernen Füllungswerkstoffen nach ein bis zwei Jahren (BENZ et al. 1995).

4 Material und Methode

4.1 3D-Laserscanner

An der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München wurde in den vergangenen Jahren eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißanalyse entwickelt. Das Kernstück dieses Verfahrens ist ein neuentwickelter Lasersensor (MEHL et al. 1996). Ein Laserstrahl (Wellenlänge 633 nm) fährt die zu vermessende Zahnoberfläche ab, wird von dem Objekt reflektiert und anschließend wieder von einer Videokamera (CCD-Chip) aufgefangen. Es handelt sich um einen Triangulationssensor, der wegen des zugrundeliegenden optischen Prinzips keine fehlerträchtigen beweglichen Teile enthält. Der über die vertikale Auflösung entscheidende Triangulationswinkel kann variiert werden und beträgt 22°. Mit dieser Einstellung ist es möglich, Verschleißmessungen, Kavitätenvermessungen sowie Vermessungen ganzer Kiefermodelle durchzuführen. Die Sensorauflösung wurde durch Subpixelinterpolation (MEHL 1992) optimiert. Präzise geeicht wurde der Lasersensor mit Hilfe sogenannter „High-Resolution-Plates“. Aus dem optischen Versatz der reflektierten Laserstrahlen wird die Höhe der Oberflächenpunkte berechnet. Der Lichtstrahl der Laserdiode, gebündelt durch eine optische Linse (Beleuchtungseinheit), wird auf das Objekt geworfen. Die Enge des Strahles wird durch folgende Gleichung bestimmt:

$$I(v_x, v_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x_a(x, y) \exp[-2\pi i(xv_x + yv_y)] dx dy$$

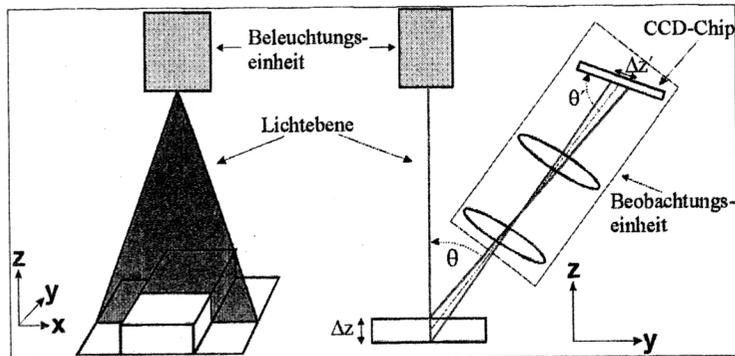


Abb. 4.1: Schemazeichnung Triangulationsprinzip (MEHL et al. 1996).

Der Laserstrahl tritt aus dem CCD-Chip aus und wird mit dem Triangulationswinkel θ vom Objekt reflektiert. Die Höhendifferenz (Δz) jedes Oberflächenpunktes ist in der lateralen Verschiebung $\Delta z'$ impliziert. Die Beziehung beider Differenzen ist durch den Skalierungsfaktor β bestimmt:

$$\Delta z' = \beta * \Delta z * \sin\theta$$

Der Skalierungsfaktor β ist durch das Verhältnis realer Oberfläche zur Bildgröße in der Projektion definiert. Der Triangulationswinkel θ sollte so gewählt werden, dass ein guter Kompromiss zwischen abgeschatteten Objektbereichen (große Werte) und hoher Messgenauigkeit (schlechte Auflösung bei kleinen Werten) gefunden wird. Die herstellungsbedingte, maximale Pixelauflösung konventioneller CCD-Kameras erlaubt eine Differenzierung von nur 512 verschiedenen Höhenwerten. Durch Subpixelinterpolation kann die Genauigkeit weiter erhöht werden. Die theoretische Auflösung wird durch das sogenannte „speckle“-Rauschen limitiert. Es handelt sich hierbei um Interferenzphänomene von kohärentem Licht in Form von statistisch verteilten dunklen und hellen Flecken auf der rauen Objektfläche. Die technischen Daten des Lasersensors sind wie folgt: Die Auflösung in z-Achse (vertikal) beträgt 5 μm . Die Auflösung ist in der x-Achse (lateral) limitiert durch den CCD-Chip und beträgt 25 μm . Die

Auflösung in der y-Achse (lateral) beträgt $>2 \mu\text{m}$ (Limitation durch Verschiebetisch). Der Tiefenmessbereich beträgt 20 mm und die Messzeit beträgt 40 ms/Linie. Die Abtastrate von 5000 – 10000 Oberflächenpunkten pro Sekunde erlaubt es, Zahnoberflächen innerhalb von 30 Sekunden zu vermessen. Diese hohe Abtastgeschwindigkeit, verbunden mit einer problemlosen freien Positionierung der Dokumentationsmodelle ermöglicht den routinemäßigen Einsatz zur Verschleißbestimmung selbst in größeren klinischen Studien.

Der Triangulationssensor besteht aus folgenden Komponenten (Abb. 4.2):

- Beleuchtungseinheit
- Beobachtungseinheit mit CCD-Kamera
- Software für die Profilauswertung
- Positionier- und Steuereinheit
- Bedienungs- und Steuerungssoftware
- Mechanischer Aufbau

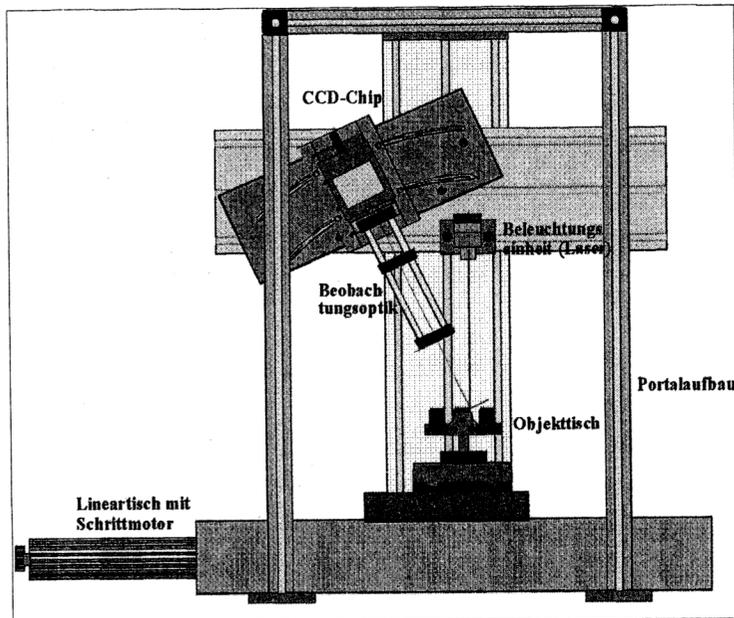


Abb. 4.2: Schematischer Aufbau des 3D-Laserscanners (MEHL et al. 1996).

4.2 Matching-Algorithmus

Die Auswertung der so gewonnenen dreidimensionalen Bilder wurde mit dem von GLOGER et al. (1993) entwickelten Programm „match 3D“ durchgeführt. Dieses Programm ist in der Lage, den Verschleiß durch Überlagerung der 3D-Daten der Ausgangsmodelle mit denen der jeweiligen Nachuntersuchung zu errechnen. Nach erfolgreicher Zuordnung kann an jeder x-y-Koordinate die Differenz zwischen Ausgangs- (Baseline) und Nachfolgemodell (follow-up) berechnet werden. Einzelpunkte, Linienprofile, Flächen und Volumenveränderungen des gesamten Bildes oder von bestimmten Bildteilen können vermessen und für klinisch relevante Interpretationen verwendet werden. Diese Art der

Superpositionierung zur Bestimmung des Verschleißes von Füllungswerkstoffen wird derzeit weltweit nur vereinzelt eingesetzt.

Ausgangspunkt sind die Datensätze der dreidimensional vermessenen Zahnoberflächen, deren z-Koordinaten bzw. Ortsvektoren in Abhängigkeit der x- und y-Koordinaten vorliegen:

$$\{\vec{r}_n\}, \quad \vec{r}_n = \vec{r}_n(x_n, y_n), \quad n = 1, \dots, N$$

Bei der Abtastung des Nachfolgemodells wird auf eine mechanische Repositionierung verzichtet. Korrespondierende Bereiche zwischen Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodell sind somit gegeneinander verschoben. Diese Verschiebung ist in drei Freiheitsgraden der Translation und in drei Freiheitsgraden der Rotation möglich, wobei sich jede beliebige Positionsänderung durch folgende Transformation beschreiben lässt:

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

Mit $R(\alpha, \beta, \gamma)$ 3x3-Rotationsmatrix und t als Translationsvektor

Die Aufgabe der Matching-Software besteht nun darin, die Rotations- und Translationsparameter so zu bestimmen, dass sich korrespondierende Anteile der verschiedenen Ansichten möglichst gut überlagern.

Es handelt sich um ein nichtlineares Gleichungssystem. Da die 3D-Datensätze durch Artefakte z. B. durch Sensorrauschen, Abdruck-, Modellvariationen und Verschleiß nicht perfekt übereinstimmen, lässt sich das erforderliche Gleichungssystem mathematisch nicht exakt lösen. Aus diesem Grund wird iterativ eine möglichst gute Näherungslösung berechnet. Als Gütekriterium dient der quadratische Restfehler.

Die Gütefunktion (Fehlerfunktion) E lautet nach MEHL 1992:

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

Der quadratische Restfehler wird nicht über die einfache Differenz der Z-Werte dz zwischen den Punkten z_n und z'_n berechnet. Vielmehr wird der Fehler über den Abstand d des Punktes z_n auf der Oberfläche des Ausgangsmodells zur Tangente des korrespondierenden Punktes auf dem Nachuntersuchungsmodell bestimmt (Abb. 4.3). Kein Unterschied ist für flache Objekte zu erwarten. In steilen Bereichen z. B. Höckerabhängen oder an Zahnaußenkonturen, erfolgt durch die Quadrierung eine Überbewertung (höherer Verschleiß).

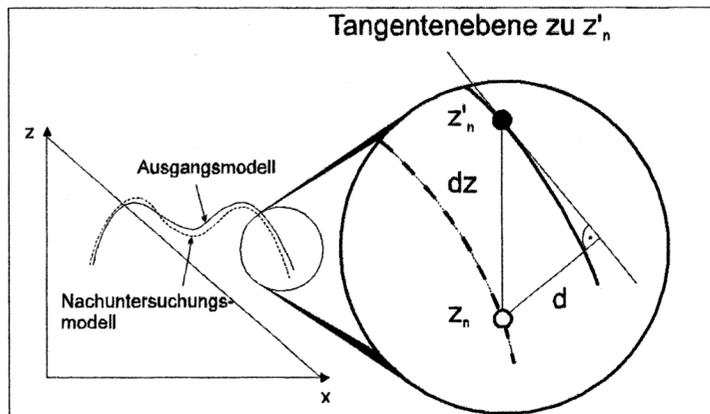


Abb. 4.3: Ermittlung des Abstandes zwischen den Punkten z_n und z'_n (quadratischer Fehler).

Zur Minimierung des Fehlers stehen verschiedene etablierte Strategien zur Verfügung (NEUGEBAUER 1991, GLOGER et al. 1993):

1. Gradientenverfahren
2. Newton-Verfahren
3. Levenberg-Marquardt-Ansatz
4. Gradienten-Verfahren mit adaptiver Schrittweite (=“backpropagation of error“)
5. Konjugierter Gradientenabstieg

Der Überlagerungsprozess wird als erfolgreich bezeichnet, wenn die Differenzwerte - in identischen Bereichen - ein Rauschen nahe an der Messgenauigkeit des Sensors aufweisen. Ein Vergleich der verschiedenen Algorithmen zeigt, dass die Verfahren (3) und (4) die besten und stabilsten Ergebnisse erzielen. Methode (3) ist vorteilhaft, wenn die anfänglichen Positionen der Oberflächen bereits sehr gut übereinstimmen.

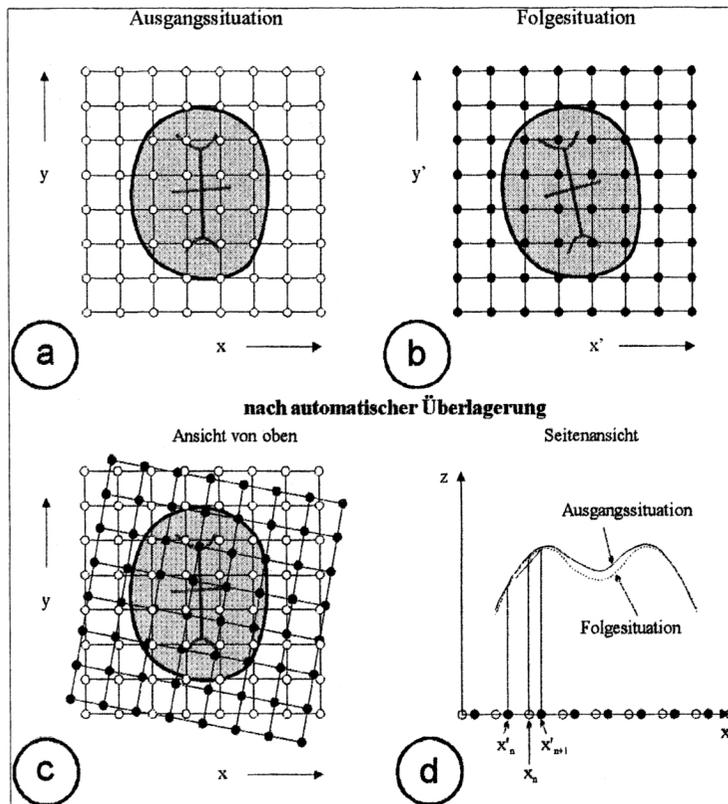


Abb. 4.4: Bei der Überlagerung zweier unterschiedlicher Ansichten stimmen im Allgemeinen die Gitterpunkte nicht überein. Es ist daher notwendig, durch entsprechende Interpolation die Lage des transformierten Messpunktes in Bezug auf das Ausgangsgitter zu bestimmen.

Für alle oben genannten Verfahren benötigt man mehr oder weniger genaue Startparameter, von denen ausgehend das Programm die beste Lösung sucht. Je besser die Übereinstimmung zwischen Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodell zu Beginn der Minimierung ist, desto schneller und zuverlässiger wird das globale Minimum der Fehlerfunktion gefunden. Eine grobe Referenzierung kann zum einen mechanisch durch Positioniereinheiten oder reproduzierbare

Einspannvorrichtungen oder eleganter auf Softwareebene erreicht werden. Die hohe Datendichte der 3D-Messung erlaubt es, auf eine mechanische Vorjustierung zu verzichten. Gute, schnelle und zuverlässige Ergebnisse lassen sich aufgrund der hohen Selbstähnlichkeit der Zähne durch interaktive Vorjustierung erzielen. Hierzu werden drei in etwa korrespondierende Punktepaare (z. B. sich entsprechende Höckerspitzen bzw. Fossae) im Datensatz des Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodells markiert.

Zusätzlich zu der algorithmischen Minimierung müssen auch Lösungen für alle Fälle berücksichtigt werden, die keine numerisch stabile Lösung haben, z. B. bei symmetrischen Objekten (Kugel). Als Abbruchkriterien wurden für diese Fälle drei Möglichkeiten berücksichtigt:

1. Das Verfahren wird abgebrochen, wenn keine signifikante Lösungsverbesserung innerhalb einer bestimmten Anzahl von Iterationen gefunden wird.
2. Das Verfahren wird abgebrochen, wenn die Maximalzahl der erlaubten Iterationen überschritten wird.
3. Das Verfahren wird abgebrochen, wenn eine Mindestzahl definierter Pixel unterschritten wird.

Beim Minimierungsprozess werden nicht alle Oberflächenpunkte der einzelnen Aufnahmen verwendet. Die minimale Anzahl dieser Punkte lässt sich im Menü der Matching-Software eingeben. Die räumliche Verteilung dieser Punkte erfolgt so, dass ein gleichmäßiges Netz über das gesamte Bild gelegt und so lange verfeinert wird, bis die gewünschte Anzahl an Punkten überschritten ist. Dies gewährleistet die gleichmäßige Einbeziehung aller Oberflächenareale des zu vermessenen Objektes.

Der Abstand zwischen korrespondierenden Oberflächenpunkten geht quadratisch in die Gütefunktion ein. Sind z. B. Messfehler in Form von Ausreißern oder Fehler in Form von Blasen und Perlen vorhanden, so werden diese größeren Abweichungen in der Gütefunktion überbewertet, was zu falschen Rotations- und Translationsparametern führen kann. Um dies zu vermeiden, werden für die Gütefunktion nur diejenigen Punkte berücksichtigt, deren Abstände in einem bestimmten Intervall, z. B. n -mal Standardabweichung der Differenzen, liegen. Das Intervall ist dabei nicht statisch, sondern wird von Iteration zu Iteration neu bewertet, d. h. Bereiche, die anfangs mit einbezogen werden, können später in der Berechnung ausgeschlossen werden und umgekehrt. Sie werden nicht im Sinne einer optischen Verschleißbeurteilung manuell radiert oder interaktiv markiert. Dynamische Maskierung bedeutet, dass auch Bereiche, die anfänglich hohe Abweichungen besitzen, wie z. B. steile Wände in Randbereichen von Zähnen, aus dem Matching-Prozess ausgeschlossen werden. Mit dieser Möglichkeit können auch abradierte Bereiche im Folgemodell bei der Berechnung der 3D-Transformation automatisch erkannt und ausgeschlossen werden. Im Anschluss an Vorjustierung und Matching-Prozess liegen als Ergebnis die Rotations- und Translationsparameter vor. Anhand dieser Parameter kann nun das Nachuntersuchungsmodell auf das Ausgangsmodell abgebildet werden. Durch anschließende Differenzbildung können Unterschiede in den Bildern erkannt werden und Aussagen über Verschleiß und Verschleißmechanismen getroffen werden.

Das Verfahren wurde anhand von Messdaten taktiler Sensoren (NEUGEBAUER 1991) und optischer Sensoren (MEHL et al. 1994) validiert. Zusätzlich erfolgte eine Validierung des Gesamtsystems (FANG 1993, MEHL et al. 1995, TEUFFEL 1996). Die Standardabweichung aller z -Wert-Differenzen wird als Genauigkeit des Gesamtsystems angegeben. Hinsichtlich der Oberflächenvermessung zur Verschleißanalyse ist die Reproduziergenauigkeit mit dem Lasersensor

1 +/- 0,1 μm . Die Gesamtgenauigkeit nach automatischer Softwareüberlagerung beträgt 10 +/- 3 μm (MEHL et al. 1995).

4.3 Klinische Verschleißbestimmung (Auto-matching)

Die Verschleißmessung ohne feste Referenzpunkte setzt Bereiche auf der Zahnoberfläche voraus, die keiner oder nur geringer Veränderung unterworfen sind. Hierfür sind vor allem Fissuren und nicht okklusionsbelastete Schmelzareale auf Höcker geeignet. Klinische jedoch liegen häufig Restaurationen vor, bei denen nur kleine Schmelzareale zur Überlagerung gebracht werden können (z. B. große Füllungen). Diese jedoch weisen meist geringfügige Veränderung auf, die bei der Überlagerung unbemerkt bleiben. Bringt man Datensätze mit veränderten Referenzarealen im Nachuntersuchungsmodell zur Deckung, wird der Verschleiß fehlerhaft berechnet. Im Differenzbild wird neben Verschleiß teilweise auch Materialzuwachs beobachtet. Dies entspricht nicht der klinischen Situation. Ausgangs- und Nachfolgemodell unterscheiden sich prinzipiell nur darin, dass im follow-up ein Materialverlust infolge von Verschleiß eingetreten ist. Diese Tatsache kann bei der Überlagerungsstrategie herangezogen werden. Der Matchingprozess wird so modifiziert, dass kein Bereich des Nachuntersuchungsmodells die Hüllfläche des Ausgangsmodells „durchstoßen“ darf. Lediglich positive Anteile in der Größenordnung des Sensorrauschens sind nach dem Matchingprozess erlaubt (20 μm). Diese dürfen nicht unterdrückt werden, da sonst eine Verschiebung der Messwerte in Richtung höheren Verschleißes erfolgen würde. Unter Berücksichtigung dieser Überlegungen kann auf eine interaktive Auswahl verschleißfreier Bezirke verzichtet werden (auto-matching). Ebenso müssen kleinere Artefakte (Blasen, Gipsperlen) nicht markiert

werden, da diese der Matching-Algorithmus durch dynamische Maskierung automatisch eliminiert.

Zusätzlich wird ein fixer Schwellenwert definiert, ab dem die Differenzwerte nicht mehr bei der Abstandsminimierung berücksichtigt werden. Dieser Schwellenwert entspricht dem Sensorrauschen in negativer Richtung. So werden positive Differenzwerte, die zwischen der Schwelle des maximal positiven Ausreißertests und dem positiven Wert der fixen Schwelle liegen, stärker gewichtet. Die Methode wurde von KUNZELMANN 1996 validiert.

Die Auswertung der 3D-Datensätze erfolgt anhand von Grauwertanimationen der Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodelle sowie Falschfarbendarstellung des berechneten Differenzbildes (Abb. 4.5). Die Grauwertanimation orientiert sich an der Oberflächenkrümmung des jeweilig vermessenen Objektes. Physikalisches Analog ist der sogenannten Lambertstrahler. Die resultierenden Bilder vermitteln einen plastischen, einem Schwarzweiß-Photo vergleichbaren Eindruck.

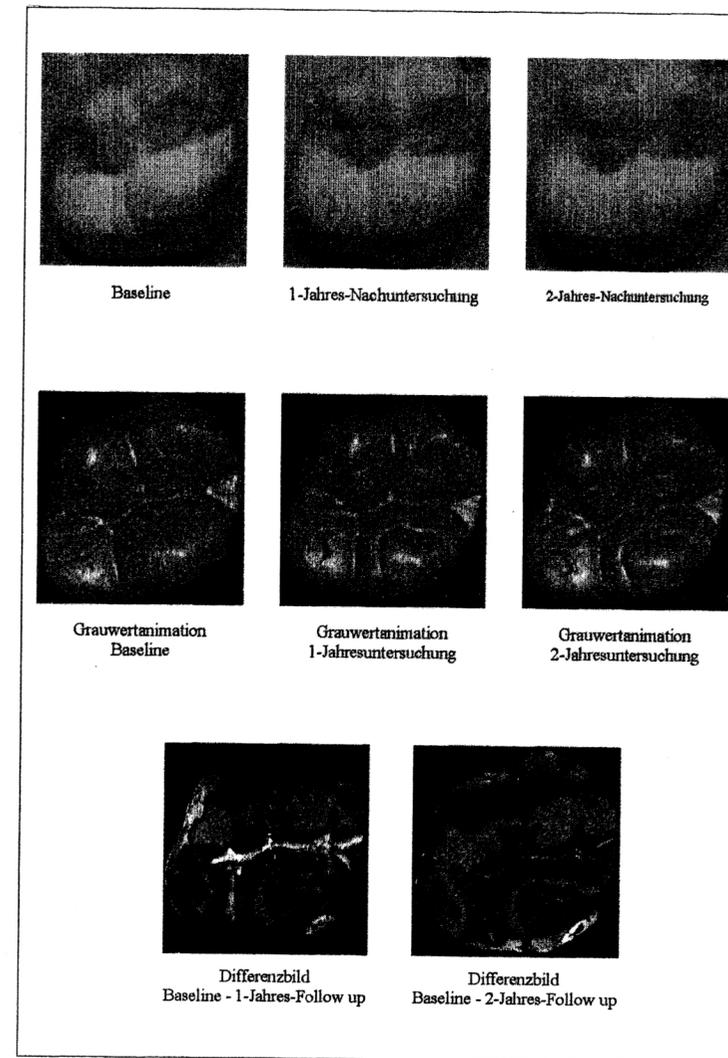


Abb. 4.5: Gipsmodelle, Grauwertanimationen und Differenzbilder von Baseline, 2-Jahres- und 4-Jahresnachuntersuchung.

4.4 Modellherstellung

An der Poliklinik für Zahnerhaltung Würzburg wurde in den Jahren 1991 bis 1995 eine kontrollierte, prospektive, klinische Studie mit laborgefertigten zahnfarbenen Einlagefüllungen aus dem Feinhybridkomposit Prisma APH/Dentsply (REHKUGLER et al. 1996, HOFMANN et al. 1996) durchgeführt. In dieser Studie wurden während des oben genannten Zeitraumes insgesamt 34 Patienten mit ein bis drei Inlays versorgt.

Nach Abdrucknahme der Kavitäten erfolgte im Labor die Herstellung von Sägemodellen. Die Gipsstümpfe wurden mit einer selbsthärtenden dünnfließenden Silikonmasse (Dye Spacer) isoliert. Anschließend wurde das Komposit in Schichten aufgetragen, wobei jede Schicht 20 Sekunden mit einem Lichtpolymerisationsgerät (Coltolux) polymerisiert wurde. Nach Fertigstellung der Füllungen (Politur) wurden die Inlays für 10 Minuten mit Licht und Hitze nachvergütet (DI 500, Coltene).

Die fertigen Kompositinlays wurden nach den Regeln der Adhäsivtechnik eingesetzt. Nach Anätzen des Schmelzes für 60 Sekunden mit 37 %iger Phosphorsäure erfolgte die Applikation des Dentinadhäsives Prisma Universal Bond II. Anschließend wurden die Inlays mit DICOR MGC Luting Cement nach der Ultraschall-Einsetz-Technik (USI-Technik) eingesetzt. Überschussentfernung erfolgte okklusal durch Abstreifen mit einer Sonde oder mit einem Heidemannspatel, approximal mit Superfloss. Im Fugenbereich Inlay-Zahn wurde das Befestigungsmaterial mit einem Einmalpinsel vorsichtig geglättet und nach Applikation von Airblock-Glycerin-Gel 60 Sekunden polymerisiert. Die Ausarbeitung und Politur erfolgte mit Finierdiamanten und Soflex-Disks. Die Restaurationen wurden innerhalb einer Woche nach dem Einsetzen sowie nach 24 und 48 Monaten nachuntersucht. Bei den jeweiligen Nachuntersuchungen wurden für eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung Replikas über die Abformung mit Silikon (President Light Body, Coltene) angefertigt. Für die 3D-

Verschleißanalyse wurden diese Abdrücke mit New FujiRock Superhartgips ausgegossen.

Im Beobachtungszeitraum von 2 Jahren konnten für die 3D-Verschleißanalyse insgesamt 34 Modellpaare, in dem von 4 Jahren schließlich noch 31 Modellpaare ausgewertet werden.

4.5 Praktisches Vorgehen bei der Verschleißbestimmung

Für die Verschleißanalyse wurden die Gipsmodelle im Lasersensor dreidimensional vermessen. Die laterale Auflösung betrug dabei 25 µm. Die Daten wurden gemäß Abschnitt 3.3 mit der Methode „auto-matching“ zur Deckung gebracht und anschließend ausgewertet. Hierzu wurden in den 3D-Datensätzen (Grauwertanimation) der Ausgangs- und Nachfolgemodelle interaktiv jeweils 3 korrespondierende Punktepaare markiert. Diese sollten sich in nicht-okklusionstragenden Schmelzarenalen befinden und dienten der groben Vorjustierung der Modellpaare. Anschließend wurden die Modelle mit Hilfe des Matching-Algorithmus zur Deckung gebracht. Dieser Vorgang wurde so lange wiederholt, bis die Standardabweichung am Ende des Matching-Prozesses weniger als 30 µm betrug. Für die Auswertung des Füllungsverleißes wurde die Kavitätengrenze im Nachuntersuchungsmodell interaktiv markiert. Dies ist durch verschleißbedingte Demarkation zwischen Zahn und Restauration meist leicht möglich. Für die weitere Auswertung wurde diese Fläche als „region-of interest“ (ROI) gespeichert. Anhand der errechneten Transformationsparameter kann diese Maske zwischen den einzelnen Datensätzen frei übertragen werden (Abb. 4.6). Projektionsbedingte, sowie aufnahmebedingte Unterschiede werden automatisch kompensiert. Im Differenzbild wurde eine Medianfilterung mit einem 3x3 Operatorfenster durchgeführt. Diese wird zur kantenerhaltenden Glättung von

Daten verwendet und dient zur Eliminierung zufälliger Ausreißer (z. B. Sensorrauschen).

Für die statistische Analyse standen folgende Messwerte zur Verfügung:

- Die projizierte Oberfläche des gesamten Zahnes, einschließlich Füllung
- Die projizierte Oberfläche des Inlays
- Der Mittelwert der vertikalen Differenz der einzelnen Messpunkte im Bereich der Oberfläche des Inlays $mean_{VD}$
- Der maximale Höhenverlust im Bereich der Inlayfläche HV_{max}
- Das Verschleißvolumen der Restauration VV_{Inlay}

Analog zum Konzept „differential wear“ von WILLEMS et al. (1993) wurde eine Beurteilung der Verschleißareale durchgeführt. Zusätzlich zur Verschleißanalyse der Inlayoberfläche wurde der maximale Höhenverlust im okklusionstragenden Zahnschmelz ermittelt. Rasterelektronische Aufnahmen zur weiteren Interpretation der Verschleißanalyse wurden angefertigt.

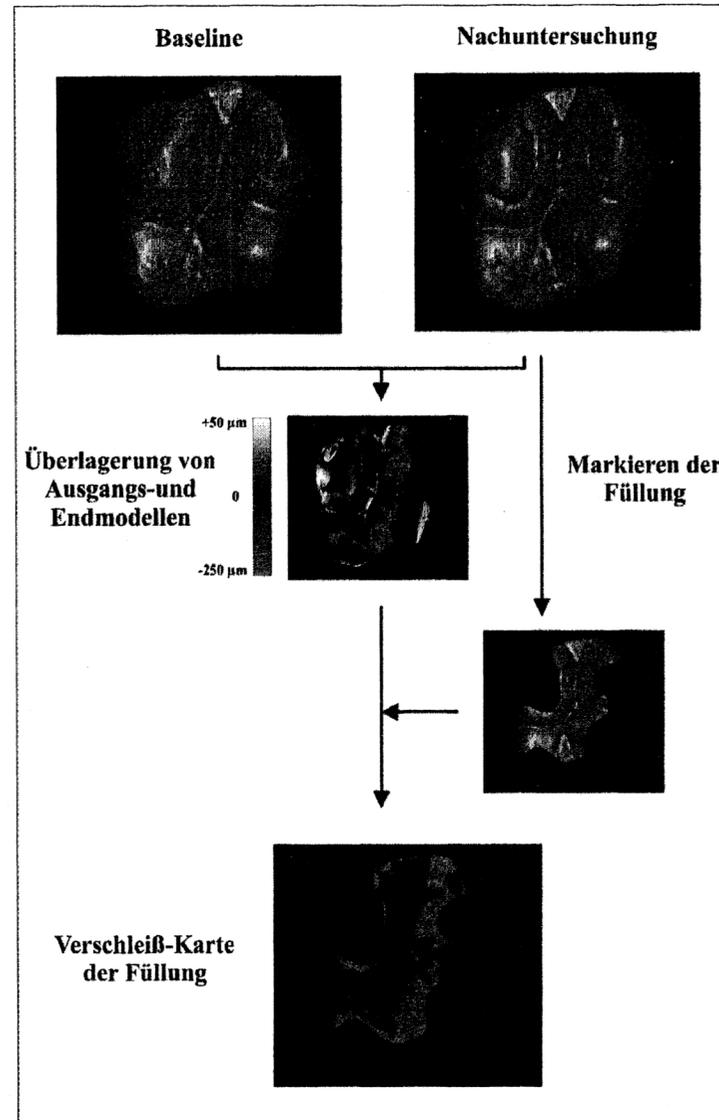
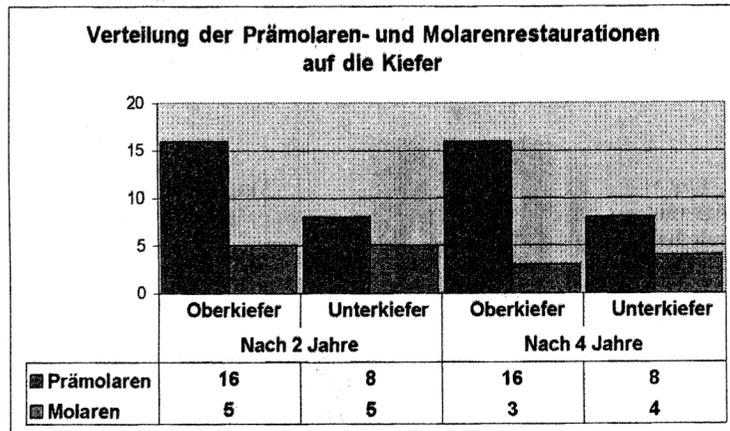


Abb. 4.6: Flow-chart zur Bestimmung des Verschleißes.

5 Ergebnisse

Die Ergebnisse der 3D-Verschleißanalyse sind im Folgenden dargestellt. Insgesamt wurden in dieser Untersuchung 65 Modellpaare untersucht. Die Verteilung der Inlayrestaurationen auf Prämolaren und Molaren, getrennt für beide Kieferhälften, ist in Tab. 5.1 summiert.

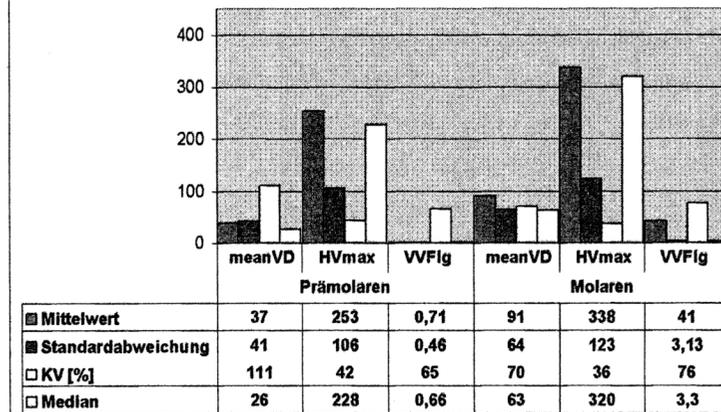


Tab. 5.1: Verteilung der Prämolaren- und Molarenrestaurationen auf Ober- bzw. Unterkiefer.

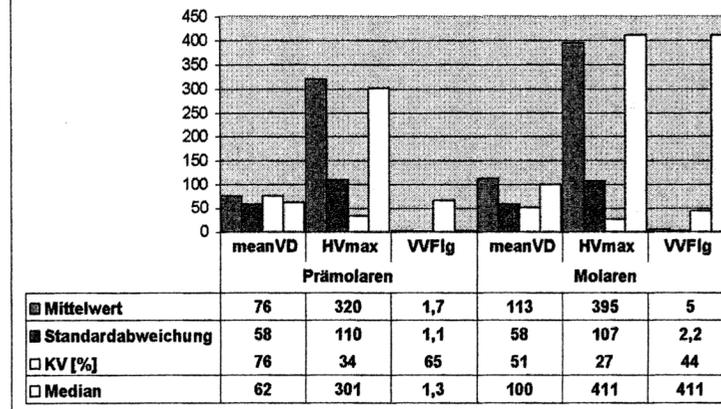
Wegen der geringen Fallzahl der Molarenrestaurationen wurde im Weiteren auf eine Unterteilung in Ober- und Unterkiefer verzichtet.

Die zur statistischen Analyse aufgenommenen Messwerte sind nach Molaren und Prämolaren gegliedert für die 2- und 4-Jahresnachuntersuchung in Tabelle 5.2 und 5.3 aufgestellt. Aufgrund fehlender Varianzhomogenität der Mittelwerte wurden die entsprechenden Medianwerte ergänzt. Der 95-prozentige Vertrauensbereich des vertikalen Höhenverlustes war nach 2 Jahren für Prämolaren 201 – 304 μm , für Molaren 264 – 413 μm . Nach 4 Jahren erhöhte sich dieser Bereich bei Prämolaren auf 263 – 376 μm und bei Molaren auf 324 – 468 μm .

APH-Inlays: Nachuntersuchung nach 2 Jahren



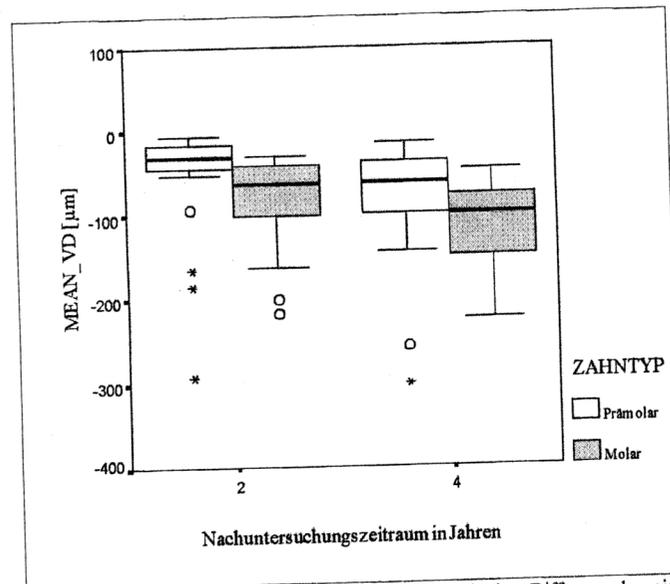
APH-Inlays: Nachuntersuchung nach 4 Jahren



Tab. 5.2 und 5.3: Zusammenstellung der Messwerte aller Restaurationen aufgegliedert nach Prämolaren und Molaren. "mean_{vd}" ist der Mittelwert der vertikalen Differenz der einzelnen Messpunkte. Die Einheitsangabe [$\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$] kennzeichnet, dass es sich um ein „normiertes Volumen“ handelt. "HV_{max}" ist der maximale Höhenverlust auf der Inlayfläche [μm]. "VV_{Fig}" entspricht dem Verschleißvolumen der Restauration [μm^3].

Bei der Prüfung der Ergebnisse auf Normalverteilung der Daten (Kolmogorov-Smirnov) fiel auf, dass die 2-Jahreswerte von *mean_{vd}* bei Prämolaren und

Molaren nicht einer Normalverteilung entsprachen. Hingegen waren die 4-Jahreswerte sowie die HV_{max} aller Gruppen wiederum normal verteilt. Eine genaue Betrachtung der Mittelwerte der vertikalen Differenz der einzelnen Messpunkte $mean_{VD}$ anhand eines Box-and-Whisker-Plots (Tab. 5.4) brachte folgendes Ergebnis:



Tab. 5.4: Box-and-Whisker-Plot der Mittelwerte der vertikalen Differenz der einzelnen Messpunkte ($mean_{VD}$ [μm]) im Bereich der Oberfläche des Inlays. Die Kästen (Boxes) enthalten die 50 % der Werte, die zwischen den 25. und 75. Perzentil fallen. Die Linie in den Kästen definiert den Median. Die von den Kästen ausgehenden vertikalen Linien (Whisker) markieren die höchsten und niedrigsten Werte, wobei Ausreißer und Extremwerte ausgeschlossen sind. Ausreißer (Fälle mit Werten zwischen 1,5 und 3 Feldlängen Abstand zur Boxbegrenzung) werden mit einem Kreis, Extremwerte (Fälle mit Werten von mehr als 3 Boxlängen Abstand zur Boxbegrenzung) mit einem Stern markiert.

Die Ursache der fehlenden Normalverteilung lag an jeweils zwei Prämolaren und zwei Molaren. Nach Ausschluss dieser Fälle waren auch die 2-Jahresdaten normalverteilt. Eine Prüfung auf Homogenität der Verteilung mit Hilfe des

Varianzkoeffizienten ($= \text{Standardabweichung} \times 100 / \text{Mittelwert}$) zeigte mit Ausnahme der Werte für den maximalen Höhenverlust keine Varianzhomogenität. Deshalb wurden unter Berücksichtigung aller Daten die statistischen Analysen mit verteilungsfreien Prüfverfahren durchgeführt.

Betrachtet man diese Einzelfälle im Detail, so zeigt sich im Falle eines Prämolaren, dass dessen Inlayfläche größer als 80 % der Gesamtfläche des Zahnes war. Trotz dieser Größe der Restauration waren alle Kriterien für ein valides Matching-Ergebniss erfüllt. Die beiden Molarenrestaurationen mit deutlich erhöhten Verschleißwerten waren ein und demselben Patienten eingegliedert worden. Weder Auffälligkeiten bei der Modellanalyse noch beim Matching-Prozess konnten hier gefunden werden, so dass diese Abweichungen auf lokale Patientenfaktoren zurückgeführt werden können. Die genauen Einzeldaten der Extremfälle sind in folgender Tabelle zusammengefasst:

Zahn	$mean_{VD}$ [$\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$]	HV_{max} [μm]	Volumen [mm^3]
Prämolar 1	94	233	1,9
Prämolar 2	185	522	8,4
Molar 1	162	508	6,9
Molar 2	200	206	7,9

Tab. 5.5: Einzeldaten der anhand des Box-and-Whisker-Diagramms identifizierten Extremwerte (2-Jahres-Verschleißdaten). " $mean_{VD}$ " ist der Mittelwert der vertikalen Differenz der einzelnen Meßpunkte. Die Einheitsangabe [$\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$] kennzeichnet, daß es sich um ein normiertes Volumen handelt. " HV_{max} " ist der maximale Höhenverlust auf der Inlayfläche. "Volumen" entspricht dem Verschleißvolumen.

Der Mittelwert der vertikalen Differenz der einzelnen Messpunkte $mean_{VD}$ war nach 2 Jahren bei Oberkieferprämolaren mit $42 \mu\text{m}$ in etwa doppelt so hoch wie bei Unterkieferprämolaren mit $23 \mu\text{m}$. Die Unterschiede des maximalen Höhenverlustes HV_{max} waren weniger ausgeprägt. Die entsprechenden Werte im

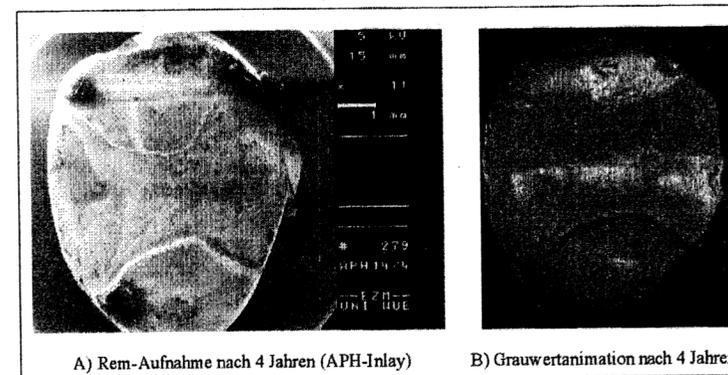
Oberkiefer betragen 266 μm , die im Unterkiefer 214 μm . Der Varianzkoeffizient lag mit 105 % bei den Oberkieferprämolaren und 80 % bei den Unterkieferprämolaren in vergleichbarer Größenordnung. Nach 4 Jahren waren die Unterschiede zwischen Ober- und Unterkieferprämolaren stärker ausgeprägt. $Mean_{VD}$ betrug im Oberkiefer 87 μm , im Unterkiefer 29 μm , HV_{max} im Oberkiefer 340 μm , im Unterkiefer 225 μm .

Im Weiteren wurde der Einfluss der relativen Füllungsgröße auf die Verschleißwerte untersucht. Prämolaren und Molaren weisen meist unterschiedlich große Füllungen auf. Zu diesem Zweck wurde aus der projizierten Fläche der Restauration und der gesamten Fläche der prozentuale Anteil der Restauration an der Gesamtfläche berechnet. Der Median des prozentualen Anteils der Restauration an der Gesamtfläche des Zahnes betrug 52 %. Weder für den Mittelwert der vertikalen Differenz $mean_{vd}$ noch für den maximalen Höhenverlust HV_{max} konnten mit dem Mann-Whitney-U-Test statistisch signifikante Unterschiede gefunden werden. Während nach 2 Jahren $mean_{vd}$ zwischen Prämolaren und Molaren hochsignifikant war, war HV_{max} zwischen Prämolaren und Molaren nicht signifikant (Mann-Whitney-U-Test). Nach 4 Jahren klinischer Verweildauer war für beide Messwerte keinerlei Signifikanz mehr nachweisbar.

In Gegensatz dazu waren $mean_{VD}$, HV_{max} und VV_{Inlay} zwischen der 2-Jahres- und 4-Jahres-Nachuntersuchung für alle Messwerte der Prämolaren höchst signifikant und für alle Molaren hoch signifikant (Wilcoxon-Test).

Durch die rasterelektronischen Aufnahmen konnten weitere Beobachtungen gemacht werden. Die Fallanalyse eines Prämolaren, der außerordentlich hohe Verschleißwerte aufwies und deshalb als statistischer Ausreißer eingestuft wurde, zeigt Abb. 5.1. In der REM-Aufnahme ist am palatinalen Höcker eine starke Schliffacetten erkennbar. Der bukkale Höcker weist ebenso stärkere Verschleißerscheinungen auf. Eine ausgeprägte Stufenbildung ist entlang des

palatinalen Übergangs Füllungsrand/Schmelz erkennbar. Ähnliche Verschleißspuren befinden sich im bukkalen Bereich am Übergang von Füllung zum Zahn. Diese Stufenbildung ist nicht auf den Bereich des Befestigungskomposites beschränkt, sondern setzt sich auch unverändert auf dem Inlay fort. Des Weiteren sind nahezu über die gesamten Inlayoberfläche Verschleißerscheinungen verteilt, welche näher betrachtet als „surface pitting“ charakterisiert werden können.



A) Rem-Aufnahme nach 4 Jahren (APH-Inlay) B) Grauwertanimation nach 4 Jahren

Abb. 5.1: Verschleißanalyse eines Prämolaren.

In Abbildung 5.2 sind Differenzbilder der gesamten Zahnoberfläche einschließlich Restauration dargestellt. In beiden Nachuntersuchungsmodellen ist deutlich Verschleiß im Bereich der bukkalen und lingualen Höckerabgänge erkennbar. Darüber hinaus ist auf der mesialen Randleiste im Differenzbild der 4-Jahresnachuntersuchung ein deutliches Verschleißareal erkennbar, was auf einen ausgeprägten okklusalen Kontakt zurückzuführen ist. Die Fissuren weisen hingegen nur wenige Veränderungen auf. Die vestibuläre Schmelzfacette zeigt im Vergleich zur oralen Schmelzfacette stärkere Veränderungen auf.

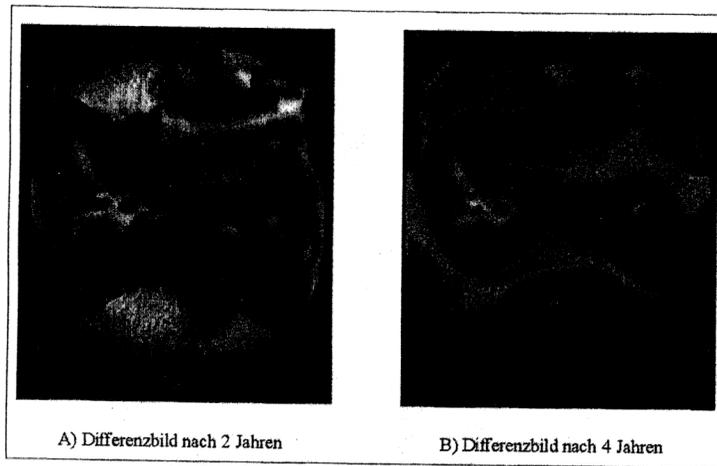


Abb. 5.2: Falschfarbendarstellung der Differenzbilder.

Die REM-Bilder der Abbildungen 5.3 deuten auf ein anderes Phänomen hin. Häufig werden bei Füllungsmaterialien initial höhere Verschleißraten gefunden. Auf dem Ausgangsmodell links sind deutlich Überschüsse zu erkennen, vermutlich Befestigungszement oder Bondmaterial. Bei der Nachuntersuchung nach 2 Jahren sind diese Überschüsse durch den natürlichen Gebrauch der Zähne abgenutzt (geringere Abrasionstabilität dieser Materialien). Dies kann eine Erklärung für den initial höheren Verschleiß darstellen. Derartige Befunde müssen bei der Verschleißanalyse dokumentiert und berücksichtigt werden. Ermüdungverschleiß (surface pitting) des verwendeten Füllungsmaterials ist im Bereich der Höckerabhänge erkennbar. Parallel zur mesiopalatinalen Klebefuge ist im Bereich des Inlays eine Einkerbung sichtbar, die auf die Inlayherstellung (Schichttechnik) zurückzuführen ist.

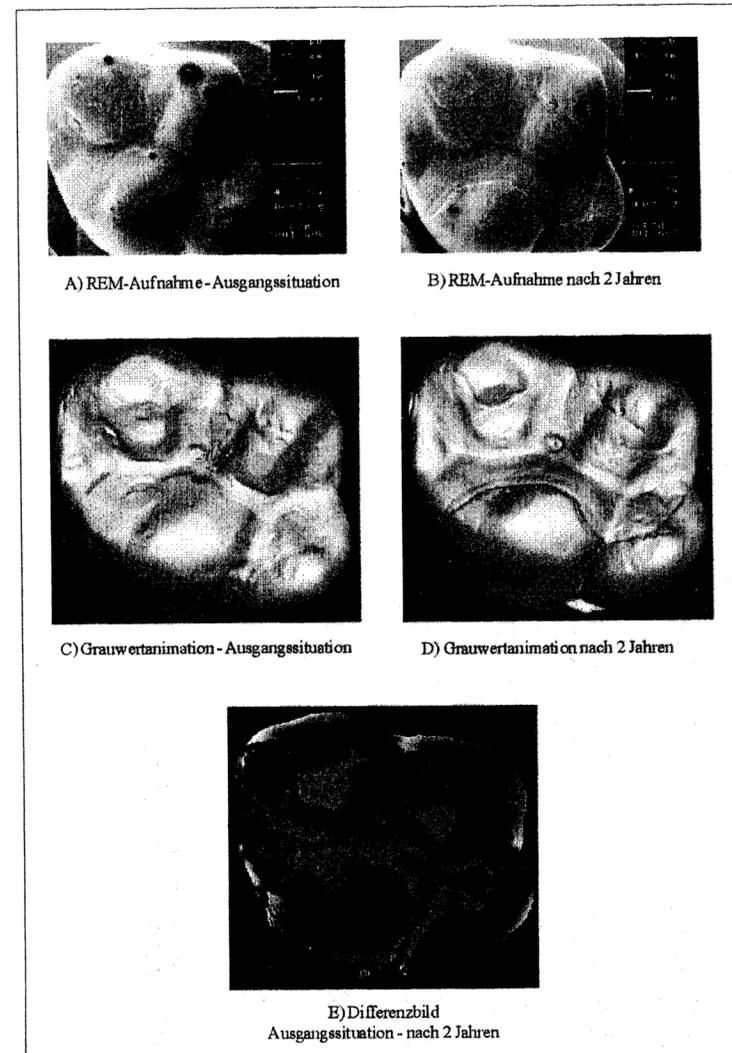


Abb. 5.3: Verschleißanalyse eines Molaren.

Die Verschleißareale bukkal und im Bereich der palatinalen Fissur korreliert mit den Kunststoffüberschüssen im REM-Bild. Facetten finden sich auf dem mesiobukkalen Höcker sowie auf dem mesialen Abhang des palatinalen Höckers. Da diese auf Schmelz und Füllung lokalisiert sind, können sie nach dem Konzept „differential wear“ von WILLEMS et al. (1993) ausgewertet werden. Der Höckerabhang des distobukkalen Höckers zeigt dagegen einen okklusalen Kontakt, der ausschließlich auf die Füllung begrenzt ist. Im Bereich dieser drei Facetten ist der maximale Höhenverlust HV_{max} in Abbildung 5.4 dargestellt. Der maximale Höhenverlust der mesiobukkalen Facette entspricht dem maximalen Höhenverlust der gesamten Füllung. Dieses Beispiel verdeutlicht, dass lokale Faktoren den Verschleiß stark beeinflussen können.

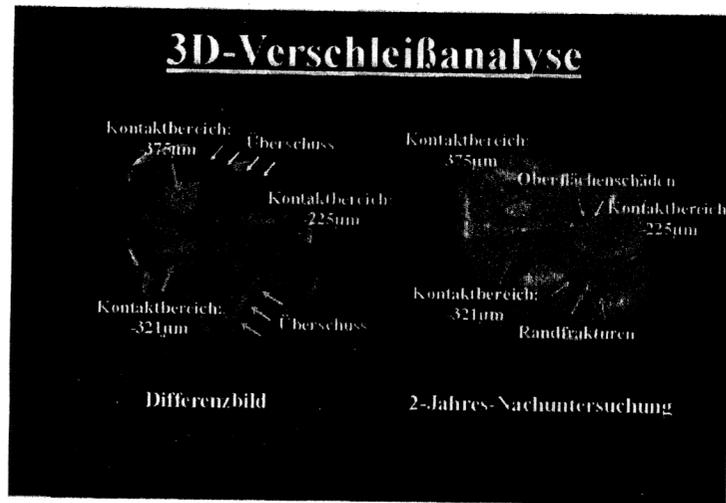


Abb. 5.4: Verschleißanalyse Differenzbild und Nachuntersuchung.

Die gute Übereinstimmung der klinischen Situation mit der Verschleißanalyse wird an folgenden Abbildungen verdeutlicht. Im Photo der klinischen Situation sind mit schwarzer Okklusionsfolie die Kontaktpunkte des Antagonisten markiert. Trotz fehlender Hinweise (Facetten) in der Grauwertanimation des Nachuntersuchungsmodells sind im Differenzbild die korrespondierenden Bereiche (Verschleiß) deutlich zu erkennen (Abb. 5.5).

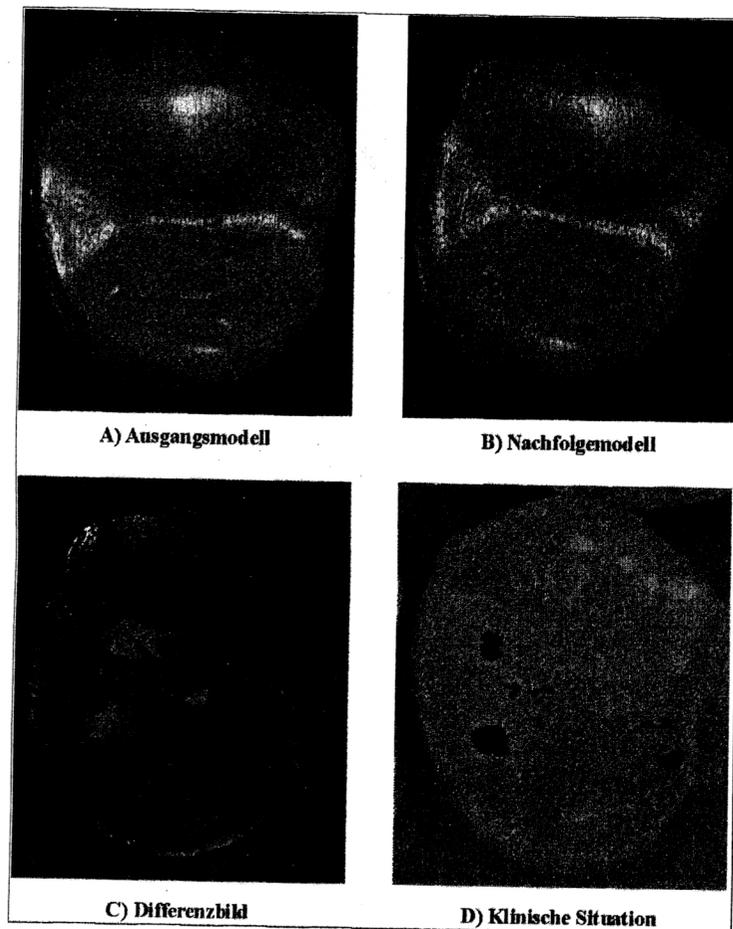


Abb. 5.5: Gute Übereinstimmung von klinischer Situation und gefundenen Verschleiß.

Anhand der gewonnenen Daten kann nach zwei bzw. vier Jahren ein höchstsignifikanter Zusammenhang zwischen HV_{max} und $mean_{VD}$ berechnet werden. Der Pearson-Korrelations-Koeffizient beträgt in beiden Fällen 0,74, was auf eine starke Abhängigkeit hindeutet.

6 Diskussion

Klinische Studien werden heute noch hauptsächlich nach subjektiven Verschleißkriterien ausgewertet. Ein großer Datenpool an Verschleißwerten findet sich deshalb in der Literatur für die Auswertung nach den USPHS-Kriterien, sowie die Bewertung von Verschleiß nach der Leinfelder- und M-L-Skala.

Für den Verschleiß von Füllungswerkstoffen oder Zahnhartsubstanzen über die gesamte Zahnoberfläche betrachtet, liegen nur wenige klinisch kontrollierte Untersuchungen vor (ROULET 1985, LANG et al. 1992, PINTADO et al. 1994, CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) 1994, CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) 1996). Der Hauptunterschied dieser Studien besteht in der Präsentation der gewonnenen Daten, weniger im Bereich des Studiendesigns oder der verwendeten Messtechnik.

Reine Volumenwerte und der maximale Höhenverlust werden in den Untersuchungen von PINTADO et al. (1994) präsentiert. Jedoch werden in diesen Studien keine Füllungswerkstoffe vermessen, sondern der Verschleiß von Zahnschmelz im Bereich okklusaler Kontakte. Nach seiner Ansicht sind lineare Verschleißmessungen stark von der Oberflächentopographie und -morphologie abhängig. Das Volumen stellt eine Materialkonstante dar und eignet sich deshalb als Maß für den Verschleiß.

ROULET (1987) verfolgt einen anderen Ansatz für die Präsentation der Verschleißwerte. Er identifiziert in seinen Untersuchungen den maximalen vertikalen Höhenverlust im Bereich der gesamten Füllung. Diese Position wird mit klinischen Bildern, auf denen die Kontaktpunkte mit Okklussionsfolie markiert sind, verglichen. Falls diese Bereiche korrelieren, wird der maximale Höhenverlust mit dem maximalen Verschleiß im Kontaktpunktbereich gleichgesetzt. Der CFA-Verschleiß wird nach ROULET (1987) folgendermaßen berechnet: In einem zufällig positionierten Quadrat mit 1,1 mm Kantenlänge

(laterale Auflösung 100 μm) außerhalb des Kontaktpunktes wird der Mittelwert der vertikalen Differenzen von Ausgangs- und Nachfolgemodell berechnet. Es wird darauf geachtet, dass in diesem Messbereich keine Artefakte, wie Blasen oder Gipsperlen, vorliegen. ROULET gibt somit also Höhenwerte als Verschleiß an. Gegen die Verwendung von Volumenwerten führt ROULET (1985) an, dass die Größe der vermessenen Restauration das Verschleißvolumen bestimmt.

Der Abhängigkeit der Volumenwerte von der Restaurationsfläche begegnet LANG et al. (1992) mit einem neuen Ansatz zur Datenpräsentation. Auch er gibt Volumendaten in Form eines Mittelwertes an, dessen Einheit [mm^3/mm^2] beträgt. Er normiert die Volumendaten bezüglich der Füllungsoberfläche und verwendet diese für seine Studien, ohne die von ROULET (1985) kritisierte Abhängigkeit. Allerdings untersuchte LANG et al. (1992) prothetisch versorgte Patienten mit herausnehmbarem Zahnersatz. Er konnte so diese Normierung durchführen, ohne den Einfluss der Füllungsgröße auf den Verschleiß zu prüfen, da alle seine Proben die gleiche Fläche aufwiesen.

Von der CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) stammen bisher die einzigen Daten zu vergleichbaren Füllungswerkstoffen, die mit dieser Untersuchung verglichen werden können. Da keine direkten Angaben zur Auswertungsmethode oder zum Studiendesign vorliegen, kann eine Analogie zu der Publikation von CHRISTENSEN et al. (1990) angenommen werden. Die präsentierten Daten entsprechen dem von LANG et al. (1992) normalisierten Volumen. Angaben zum maximalen Höhenverlust der Füllungswerkstoffe werden nicht gemacht.

In der vorliegenden Studie wurde das Verschleißvolumen nach PINTADO et al. (1994) bestimmt und analog zu LANG et al. (1992) das normalisierte Volumen präsentiert. Dieser Mittelwert kann als Mittelwert der vertikalen Differenzen betrachtet werden. Da diese nicht in einer Normalverteilung vorliegen, ist bei der Interpretation $mean_{VD}$ als normalisiertes Volumen zu bevorzugen. Ein Vergleich

zu linearen Skalen (z. B. M-L-Skala) ist nicht zulässig (KUNZELMANN et al. 1999).

Ein Vergleich mit nach ROULET (1987) erhobenen CFA-Werten kann nur bedingt durchgeführt werden, da der Füllungsverschleiß unter anderem abhängig von lokalen Faktoren ist.

PINTADO et al. (1994) und ROULET (1987) geben in ihren Untersuchungen als Verschleißmaß den maximal bestimmten Höhenverlust an. Dieser Wert kann nach ROULET (1987) als „occlusal contact area“ (OCA) interpretiert werden. In dieser Untersuchung wurde deshalb der maximale Höhenverlust automatisch bestimmt, interaktiv als OCA-Bereich verifiziert und als OCA-Verschleiß angegeben.

Vergleichbare klinische Studien zu APH-Inlays wurden bisher nicht veröffentlicht. Die Validierung unserer Messungen kann deshalb nur anhand von Analogieschlüssen erfolgen. Hierzu eignen sich OCA-Daten von ROULET (1987). Er gibt für lighthärtende Hybridkomposite nach sechs Monaten klinischer Verweildauer einen OCA-Wert von 66 – 89 μm an. Rechnet man diese Werte auf einen Zeitraum von zwei Jahren hoch, ergibt sich unter allen Einschränkungen ein Wert von etwa 300 μm . Verglichen mit den hier gemessenen Mittelwerten des maximalen Höhenverlustes HV_{max} von 338 μm ergibt sich eine anfänglich gute Übereinstimmung. Betrachtet man die Ergebnisse unter dem Aspekt, dass bei ROULET (1987) experimentelle Materialien in seinen Untersuchungen verwendete, sollte das kommerzielle Komposit APH bessere (geringere) Verschleißwerte aufweisen. Berücksichtigt man weiter, dass bei ROULET (1987) nur Unterkiefermolaren und in vorliegender Studie gepoolte Werte für Ober- und Unterkiefermolaren Verwendung fanden, kann die Übereinstimmung akzeptiert werden (Unterkiefermolaren weisen im Schnitt niedrigere Verschleißwerte auf als Oberkiefermolaren, STURDEVANT et al. 1988).

Anhand von CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA 1994) kann ein Plausibilitätsvergleich der normalisierten Volumenwerte erfolgen. In diesen Untersuchungen wurde TPH als Füllungsmaterial verwendet. TPH ist die Weiterentwicklung von APH und zeigte *in vitro* bessere Ergebnisse. Der Verschleiß von TPH betrug in diesen Studien nur 71 μm innerhalb eines Jahres. Extrapoliert man den Verschleiß linear auf den Zeitraum von zwei Jahren, ergibt sich ein Wert von 140 μm . Die APH-Inlays hatten im gleichen Zeitraum ein normalisiertes Verschleißvolumen von 40 – 90 $\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$. Die niedrigeren Verschleißwerte können durch die Nachvergütung der Inlays im Labor, den gepoolten Daten und der nichtlinearen Verschleißentwicklung bei Molaren erklärt werden. Unter diesem Aspekt sind die gemessenen normalisierten Verschleißvolumina der APH-Inlayrestaurationen valide.

Sowohl Zahngröße, Zahnform als auch Größe der Restauration unterliegen einer großen Variationsbreite. Betrachtet man das normalisierte Verschleißvolumen in Hinsicht auf die Füllungsgröße, lässt sich folgendes feststellen: Wird nur die absolute Füllungsgröße bei der Auswertung berücksichtigt, können die Ergebnisse je nach Zahngröße unterschiedlich ausfallen. Eine im Verhältnis der Zahnfläche größere Füllung unterliegt durchschnittlich einer höheren Belastung, da die Wahrscheinlichkeit von okklusalen Kontakten mit der Füllungsfläche zunimmt. Dieser Tatsache trägt die relative Füllungsgröße Rechnung. Da kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden konnte, kann der normalisierte Volumenverlust als flächenunabhängig betrachtet werden.

Verschleiß in Abhängigkeit von der Füllungsgröße wird in der Literatur divers diskutiert. STURDEVANT et al. (1988) fand signifikante Unterschiede zwischen Klasse-I und Klasse-II-Kavitäten. Er untersuchte zwei unterschiedliche Komposite nach 5 Jahren anhand der Leinfelder-Skala. Diesen Beobachtungen stehen die Ergebnisse von BOKSMAN et al. (1986) und ROWE et al. (1989) gegenüber, die für Kompositfüllungen nach drei bis fünf Jahren klinischer

Verweildauer nach den indirekten, subjektiven Bewertungsskalen keine Abhängigkeit von der Füllungsgröße feststellen konnten.

In einer klinischen Studie untersuchte WENDT et al. (1994) das Füllungsmaterial APH nach indirekten, subjektiven Bewertungskriterien (USPHS-Skala und M-L-Skala). Nach 2 Jahren klinischer Verweildauer gab er einen Verschleiß der Füllungen von 67 +/- 29 μm an, was in Kontrast zu den hier gemessenen Werten steht. Zahnschmelz weist unmittelbar nach dem Legen einer Füllung erhöhte Verschleißwerte auf (LAMBRECHTS et al. 1984). Kein bisher verwendetes Komposit zeigt geringeren Verschleiß als Zahnschmelz. Solange die Verschleißraten von Schmelz und Füllungsmaterial gleich sind, kann keine Stufenbildung zwischen den Werkstoffen festgestellt werden. Mit subjektiven, indirekten Bewertungsskalen (z. B. M-L-Skala) ist es deshalb während der initialen Running-in-Phase nicht möglich, genaue Verschleißwerte zu bestimmen. Das Verschleißniveau zwischen Zahn und Füllung bleibt konstant, obwohl der Füllungswerkstoff schlechtere Verschleißigenschaften aufweist. Dies wiederum führt zu einer Unterbewertung des Verschleißniveaus und kann somit die Abweichungen zwischen den beiden Studien erklären. Während der klinischen Gebrauchsphase unterliegen auch die Kavitätenränder Verschleißerscheinungen. Die zunächst scharfe Kante der Kavitätengrenze rundet mit der Zeit mehr und mehr ab (Abb. 6.1 und Abb. 6.2). Dieser Bereich zwischen „virtueller“ und „definitiver“ Kavitätengrenze kann durch subjektive, indirekte Bewertungsskalen nicht erfasst werden. Aufgrund verkürzter Schattenlängen bei der Auswertung erfolgt eine systematische Unterbewertung des Verschleißniveaus (BAYNE et al. 1994). Aus diesem Grund kann ein Vergleich zwischen hier geschilderten, objektiven Messdaten und indirekten, subjektiven Untersuchungen nicht erfolgen (KUNZELMANN et al. 1999).

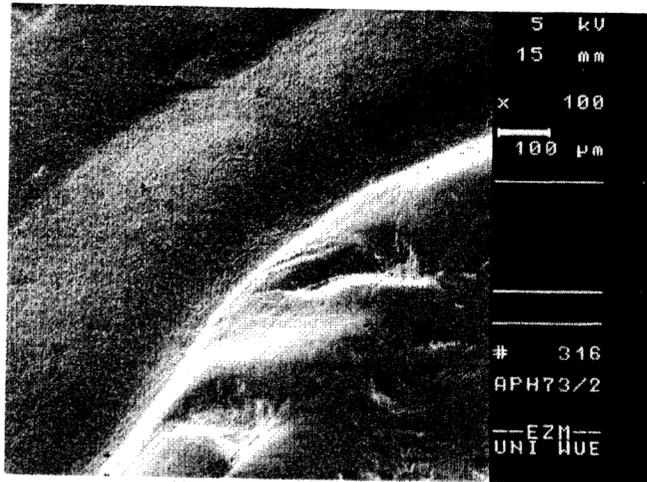


Abb. 6.1: „Verrunden der Kavitätenränder.“

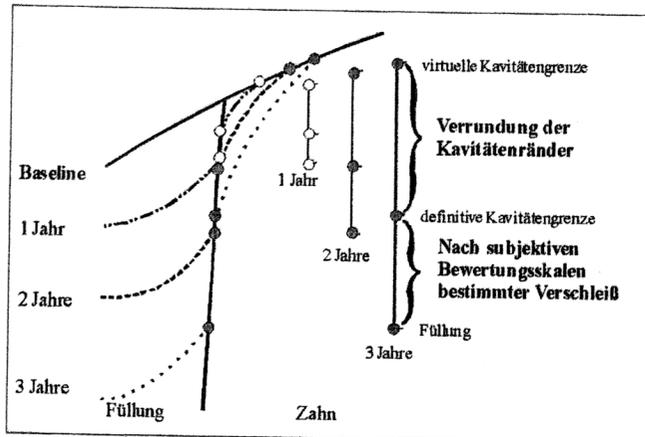


Abb.6.2: Schematische Darstellung der systematischen Unterbewertung des Verschleißniveaus mit subjektiven Bewertungsskalen (BAYNE et al. 1994).

Weitere eigene Untersuchungen zeigen den direkten Vergleich verschiedener Füllungswerkstoffe. In einer klinischen Studie (FLESSA et al. 1997) wurden bei Tetric-Inlays (Vivadent) folgende Verschleißwerte gefunden: Der maximale Höhenverlust war bei der Einjahres-Nachuntersuchung 174 µm, der Mittelwert

der Differenz der einzelnen Messpunkte betrug $17 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$. Bei Tetric handelt es sich um ein Füllungsmaterial neuerer Generation, was niedrigere Verschleißwerte vermuten lässt. Legt man aber die in dieser Studie gemachten rasterelektronenmikroskopischen Beobachtungen zugrunde, erscheinen erhöhte initiale Verschleißraten plausibel. Diese werden hauptsächlich durch Abnutzung von überschüssigem Befestigungsmaterial oder Bond nach Inkorporation der Restauration verursacht. Eine weitere Erklärung für den initial höheren Verschleiß von Komposit ist auf die Oberflächenpolitur zurückzuführen. Die weniger verschleißfeste Matrix und die Füllkörper schließen bündig an der Oberfläche ab. Erst wenn ausreichend Matrix abradert ist, können die Füllkörper ihrer schützenden Funktion gerecht werden (Running-in-Phase). Die Verschleißrate nimmt danach einen konstanten Wert ein. Füllungswerkstoffe zeigen weiter ein komplexes, nichtlineares Verschleißverhalten, dessen Zeitabhängigkeit von verschiedenen Mechanismen dominiert wird. Auch der Ermüdungverschleiß trägt zum Verschleißniveau des Werkstoffes bei und ist von Material zu Material unterschiedlich. In einer weiteren Studie (FLESSA et al. 1998) wurden die Verschleißdaten des Füllungswerkstoff Solitaire (Kulzer) erhoben. Die Besonderheit dieses Füllungswerkstoffes besteht in seinen porösen Füllkörpern. Diese sollten unter anderem zu einem verbesserten Verschleißverhalten beitragen. In *in vitro* Untersuchungen von MANHART et al. (2000) zeigte das Material hervorragende Verschleißigenschaften. Andere physikalische Materialeigenschaften waren hingegen im Vergleich zu weiteren getesteten Materialien signifikant schlechter. Bei der klinischen Nachuntersuchung ließ der Füllungswerkstoff Solitaire erheblich höhere Verschleißwerte als erwartet erkennen. Der maximale Höhenverlust bei Prämolaren nach einem Jahr betrug hier 187 µm bzw. bei Molaren 292 µm; der Mittelwert der Differenz aller Messwerte war für Prämolaren $28 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$ und für Molaren $49 \mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$. Trotz moderner *In-vitro*-Verschleißsimulatoren lässt sich

der komplexe klinische Verschleißmechanismus nur unzureichend nachvollziehen. *In-vitro*-Daten sind deshalb nicht ohne weiteres auf klinische Untersuchungen übertragbar. Die klinische Erprobung eines Füllungsmaterials bleibt deshalb unverzichtbar bei der Entwicklung neuer Werkstoffe.

In der vorliegenden Untersuchung wurden 2- und 4-Jahres-Daten erhoben. Das genaue Verschleißverhalten des Füllungswerkstoffes kann deshalb nur unzureichend beschrieben werden. Betrachtet man den maximalen Höhenverlust und die normalisierten Volumenverschleißwerte ist eine Abnahme der Verschleißrate erkennbar. Die relative Zunahme variiert nur wenig im Bereich von 1,17 bis 1,26. Linearität zeigt nur das normalisierte Verschleißvolumen bei Prämolaren. Molaren haben im Bereich der Kaufläche eine höhere Belastung der Restaurationsoberfläche als Prämolaren. Diese Bereiche zeigen initial höhere Verschleißneigung. Dies führte im Laufe der Zeit zu einem zunehmenden Abstand der Restaurationsoberfläche zum Antagonisten. Der Verschleiß durch Nahrungsbestandteile nimmt mit zunehmendem Abstand ab.

Diese Interpretationen decken sich mit den Befunden von STURDEVANT et al. (1988). Sie konnten zeigen, dass der Kompositverschleiß von dem ersten Molaren, über den zweiten Molaren hin zum zweiten Prämolaren abnimmt. Der geringste Verschleiß findet sich bei ersten Prämolaren und dritten Molaren.

7 Empfehlung für zukünftige klinische Untersuchungen

Die folgenden beiden Bilderserien zeigen Probleme, die wir häufig feststellen. Laut Dokumentation soll es sich bei den Bildern in Abb. 7.1 um ein und denselben Zahn handeln, was sicher nicht zutrifft. (12 Monate Nachuntersuchung). Das Ausgangsmodell ist sehr schlecht abgeformt und kann deshalb nicht verwendet werden. Prinzipiell ist somit die Dokumentation des gesamten Falles wertlos. Die Folgemodelle weisen an unterschiedlichen Stellen Blasen auf. Um die Ergebnisse der Verschleißanalyse nicht zu verfälschen, muss auf die Auswertung dieses Falles verzichtet werden.

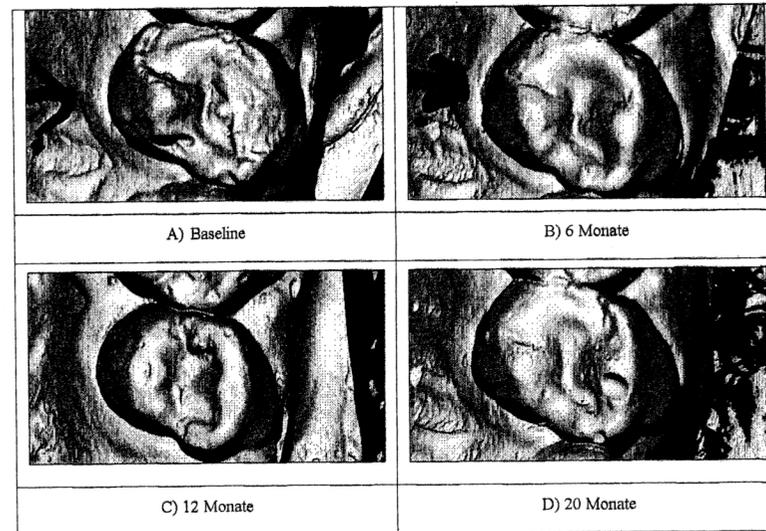


Abb. 7.1: Mangelhafte Dokumentation einer Milchzahnfüllung

Beide Bilder in Abb. 7.2 zeigen sehr viele Artefakte (Blasen in der Fissur, Speichel auf dem Zahn, etc.). Die Fissur im oberen Bildbereich wurde entweder

nicht richtig abgeformt oder überschüssiges Bondmaterial ist im Laufe der Monate abgeplatzt. Zur Klärung dieser Details benötigt man die genaue Beschreibung des Versuchsablaufes. Die derzeit zulässige Größe der Füllung für die Verschleißauswertung scheint ebenso überschritten zu sein. Dies kann aber nur anhand angefertigter Diaaufnahmen genauer beurteilt werden.

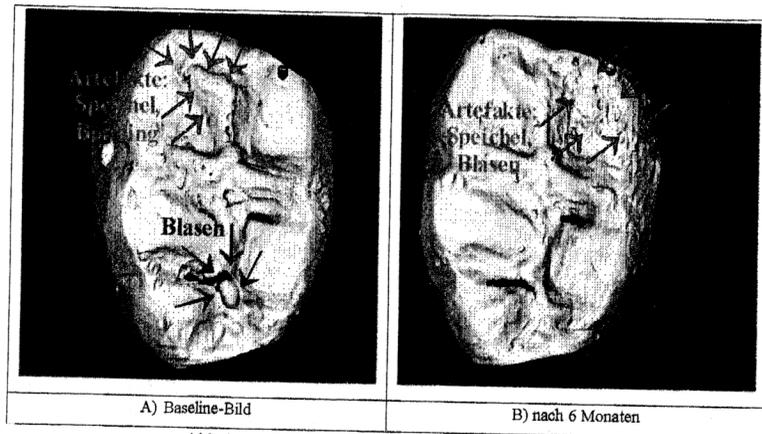


Abb. 7.2: Artefakte im Bereich der „oberen“ Fissur.

Für die 3D-Auswertung benötigt man wegen der hohen Genauigkeit der Messmethode hervorragende Modelle. Die Erfahrungen haben gezeigt, dass nur ein Bruchteil der klinisch dokumentierten Modelle für eine sinnvolle 3D-Auswertung geeignet ist. Je nach behandeltem Zahn und Patient sind große Streuungen der Verschleißdaten feststellbar. Folgende Empfehlungen lassen sich für zukünftige klinische Untersuchungen ableiten:

- Pro Patient wird nur ein Zahn ausgewertet. Individuelle Patienteneinflüsse werden minimiert.
- Um schnelle und vergleichbare Verschleißaussagen treffen zu können, werden Molaren und zwar bevorzugt Oberkiefermolaren für die 3D-

Auswertung herangezogen. Die hohe okklusale Belastung ermöglicht frühzeitig klinische Interpretationen.

- Es sollten nach einem Zeitraum von 3 - 4 Jahren etwa 20 vollständig dokumentierte Fälle zur Verschleißauswertung zur Verfügung stehen, um statistisch signifikante Unterschiede sicher erfassen zu können.
- Die Füllungsgröße sollte 50 % der Gesamtfläche nicht überschreiten. Die Referenzareale für die Überlagerung (Zahnschmelz) sollen möglichst wenige Veränderungen aufweisen (z. B. keine Schliffacetten).
- Abformung der Ausgangssituation ca. 1 - 2 Wochen nach dem Legen der Füllung. Überschüsse können nach dieser Zeit besser erkannt und ggf. noch beseitigt werden.
- Entfernung von weichen Belägen mit einem Gummikelch ohne Polierpaste. Alternativ: Reinigung der Zähne mit einer in 3 %igem H_2O_2 getränkten Watterolle.
- Anfertigung eines Fotos mit Okklusions- und Artikulationskontakten für weiterführende Interpretationen.
- Dokumentation des Gegenkiefers zu Beginn und Ende der Studie. Der Einfluss des Antagonistenmaterials bzw. der Antagonistenform auf das Verschleißverhalten der Füllung ist bis heute nicht erforscht.
- Anfertigung eines zweiten Abdruckes für rasterelektronische Untersuchungen. Verschleißphänomene können damit besser identifiziert und verifiziert werden.
- Quadrantenweise Abformung der Zähne in einem Teillöffel. Zur Vermeidung von Blasen sollte das Abformmaterial mit einer Spritze appliziert werden. Während der Abbindephase muss eine stabile Positionierung des Löffels gewährleistet sein. Hierzu eignet sich das

Abdämmen der Ränder mit Kerr oder Silikon. Insgesamt müssen drei Zähne vollständig und perfekt abgeformt werden.

- Anfertigung der Modelle aus Superhartgips (z. B. FujiRock weiß). Für die Vermessung der Modelle im Laserscanner müssen diese das Laserlicht gut reflektieren. Kontrolle der Modelle nach dem Ausgießen. Blasen dürfen nicht radiert werden. Diese werden durch den Matching-Algorithmus automatisch eliminiert.
- Alle Modelle in gleicher Weise trimmen. Dadurch wird das Einscannen und Auswerten der Modelle erleichtert.
- Gravur der Modelle mit einem Rosenbohrer (Patientenname, Zahn).
- Lagerung unter konstanten Bedingungen (trocken, bei gleich bleibender Temperatur). Es hat sich bewährt, die Modelle zum Schutz vor mechanischer Beschädigung mit Plastikblisterfolie einzuwickeln und in beschrifteten Sortimentkästen zu lagern.
- Dokumentation von Besonderheiten einzelner Patienten (z. B. Front-Eckzahn-Führung, Habits, Ernährungsgewohnheiten). Alle Faktoren, die die Kaufläche durch mechanische und chemische Angriffe verändern können, müssen berücksichtigt werden.
- Dokumentation der antagonistischen Prämolareinheiten zur Beurteilung der Belastung der Füllung (HICKEL 1989)

8 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde das Verschleißverhalten eines Komposit-Inlay-Systems (Prisma APH/Dentsply) *in vivo* untersucht. Nach dem Einsetzen der Inlayrestaurationen, sowie nach zwei und vier Jahren klinischer Verweildauer wurden Replikas angefertigt. Die Modelle wurden mit einem an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie München entwickelten, neuartigen Lasersensor digitalisiert. Die laterale Auflösung betrug dabei 25 μm , die vertikale $\leq 5\mu\text{m}$. Die so gewonnenen dreidimensionalen Zahndaten wurden mit einem automatischen Matching-Algorithmus zur Überlagerung gebracht und die so gewonnenen Differenzbilder der Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodelle statistisch ausgewertet. Zusätzlich wurden rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der Restaurationen angefertigt.

Im Bereich okklusaler Kontakte zeigten sich nach vier Jahren mittlere Verschleißwerte von 320 μm bei Prämolaren und 395 μm bei Molaren. Die Extremwerte waren 550 μm bei Prämolaren und 580 μm bei Molaren. Diese Werte belegen, dass Kompositfüllungswerkstoffe, die mit APH vergleichbar sind, im Seitenzahnbereich nur bei kleineren Füllungen eingesetzt werden sollten. Um die Indikation auf große, okklusionstragende Restaurationen einschließlich Höckerersatz erweitern zu können, muss die Verschleißfestigkeit von Kompositfüllungswerkstoffen verbessert werden.

Die in der 3D-Verschleißanalyse gefundenen Verschleißphänomene konnten darüber hinaus anhand angefertigter REM-Aufnahmen klinische Bestätigung finden.

Ein Vergleich mit subjektiven, indirekten Verschleißbewertungsskalen zeigte, dass die auf dieser Basis erhobenen Verschleißdaten von Füllungswerkstoffen aufgrund methodischer Probleme meist unterbewertet wurden und deshalb nur mit Vorsicht zu interpretieren sind. Auf keinen Fall können und dürfen metrische

Angaben der dreidimensionalen Verschleißmessung mit den „metrischen“ Angaben der subjektiven Verschleißskalen verglichen werden.

Die detaillierte Verschleißanalyse über die gesamte Oberfläche des restaurierten Zahnes hinweg sollte zukünftig wegen ihrer hohen Präzision und Reproduzierbarkeit den subjektiven Bewertungsskalen vorgezogen werden.

Folgende Empfehlungen können für zukünftige klinische Studien gegeben werden:

- Sorgfältige Dokumentation und gewissenhafte Modellherstellung
- Die Füllungsfläche sollte mit den derzeit verwendeten Algorithmen 50 % der Gesamtfläche des Zahnes nicht überschreiten, es sei denn, dass eindeutig verschleißresistente Referenzareale als Überlagerungsgrundlage zur Verfügung stehen.
- Bevorzugung von Oberkiefer Molaren zur Verschleißanalyse (leichter trocken zu halten, keine Kieferdeformation bei Mundöffnung)

9 Literaturverzeichnis

- *Barnes, D.M., Blank, L.W., Thompson, V.P., Holston, A.M., Gingell, J.C.*: A 5- and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin. *Quintessence Int* 1991 Feb, 22(2): 143-51
- *Bayne, S.C., Taylor, D.F., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D., Brunson, W.D., Heymann, H.O., Roberson, T.M.*: Identification of clinical wear factors. *J Dent Res* 66, 182, Abstr. 604 (1987)
- *Bayne, S.C., Taylor, D.F., Heymann, H.O.*: Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater* 1992 Sep, 8(5): 305-9
- *Bayne, S.C., Taylor, D.F., Rekow, E.D., Wilder, A.D., Heymann, H.O.*: Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dent Mater* 1994 Jan, 10(1): 11-8
- *Benz, C., Mehl, A., Hickel, R.*: The accuracy of the new CEREC-camera. *J Dent Res* 74, 934, Abstr. 187 (1995)
- *Boksman, L., Jordan, R.E., Suzuki, M., Charles, D.H.*: A visible light-cured posterior composite resin: results of a 3-year clinical evaluation. *J Am Dent Assoc* 1986 May, 112(5): 627-31
- *Braem, M., Lambrechts, P., Van Doren, V., Vanherle, G.*: In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior. *Dent Mater* 1986 Jun, 2(3): 106-13
- *Braem, M., Finger, W., Van Doren, V.E., Lambrechts, P., Vanherle, G.*: Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* 1989 Sep, 5(5): 346-8
- *Bryant, R.W.*: Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations. *Dent Mater* 1990 Jan, 6(1): 60-2
- *Bryant, R.W., Hodge, K.L.*: A clinical evaluation of posterior composite resin restorations. *Aust Dent J* 1994 Apr, 39(2): 77-81

- *Burke, E.J., Qualtrough, A.J.*: Aesthetic inlays: composite or ceramic? Br Dent J 1994 Jan 22, 176(2): 53-60
- *Christensen, R., Bangertner, V.*: Apparatus for automated, non-contact measurements of surface changes. J Dent Res 1990 69 SI, 126, Abstr. 140
- *Clinical Research Associates (CRA)*: Restorative resins: New products status report #2 - one year clinical performance. CRA Newsletter 1994, 18 (11), 1
- *Clinical Research Associates (CRA)*: Restorative resins: Current generation class 2 resins status report #3 - 2-year clinical performance. CRA Newsletter 1996, 20 (4), 1
- *Craig, R.G., Powers, J.M.*: Wear of dental tissues and materials. Int Dent J 1976 Jun, 26(2): 121-33
- *Cvar, J.F., Ryge, G.*: Criterion for the clinical evaluation of dental restorative materials. USPHS Publication NO 790 244, San Francisco, United States Government Printing Office (1971) zitiert nach: Vanherle, G. und Smith, D. C. (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials. Szulc, Holland 1985, S. 352
- *Czichos, H., Habig, K.-H.*: Tribologie Handbuch, Reibung und Verschleiß, Vieweg, Braunschweig/Wiesbaden 1992
- *De Gee, A.J., Pallav, P., Davidson, C.L.*: Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. J Dent Res 1986 May, 65(5): 654-8
- *De Gee, A.J., Pallav, P., Werner, A., Davidson, C.L.*: Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. Dent Mater 1990 Oct, 6(4): 266-70
- *DeLong, R., Pintado, M.R., Douglas, W.H.*: Measurement of change in surface contour by computer graphics. Dent Mater 1, 27 (1985 a)

- *DeLong, R., Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., Pintado, M.R.*: The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 1, 238 (1985 b)
- *Dickinson, G.L., Gerbo, L.R., Leinfelder, K.F.*: Clinical evaluation of a highly wear resistant composite. Am J Dent 1993 Apr, 6(2): 85-7
- *Dickson, G.*: Physical and chemical properties and wear. J Dent Res 1979 May, 58(5): 1535-43
- *Donly, K.J., Jensen, M.E., Triolo, P., Chan, D.*: A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years. Quintessence Int 1999 Mar, 30(3): 163-8
- *Dorsch, P.*: Composite-Füllungsmaterialien. Report aus Forschung und Entwicklung. Ivoclar-Vivadent, Schaan/Liechtenstein 1990
- *Draughm, R.A., Harrison, A.*: Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. J Prosthet Dent 1978 Aug, 40(2): 220-4
- *Ehrnford, L.*: Surface characteristics of composite resins comprising a porous reinforcing filler. An in vivo study. Acta Odontol Scand 1984 Feb, 42(1): 59-64
- *Eick, J. D.*: In vivo wear measurement of composite resins. In: Vanherle, G. und Smith, D. C. (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials. Szulc, Holland 1985, S. 351
- *Embong, A., Glyn-Jones, J., Harrison, A.*: The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel. Dent Mater 1987 Oct, 3(5): 236-40
- *Fan, P.L., Powers, J.M.*: In vitro wear of aged composite restorative materials. J Dent Res 59, 2066 (1980)
- *Fang, H.*: Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen. Inaugural-Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (1993)

- *Ferracane, J.L.*: Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med 1995, 6(4): 302-18
- *Finger, W., Thiemann, J.*: Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. Dent Mater 1987 Oct, 3(5): 280-6
- *Flessa, H.-P., Kunzelmann, K.H., Mehl, A., Hoffman, N., Klaiber, B., Hickel, R.*: 3D-wear measurement of a composite inlay system in vivo. J Dent Res 1996, 75: 124
- *Flessa, H.-P., Mehl, A., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.*: Verschleißanalyse von Kompositfüllungen, Komposit- und Keramikinlays in vivo. Posterpräsentation bei der 120. Jahrestagung der DGZMK, Ulm, 1996
- *Flessa, H.-P., Kunzelmann, K.-H., Mehl, A., Hickel, R.*: 3D Wear analysis of composite fillings and composite inlays in vivo. Am Dent Ass, 176, D3 (1997)
- *Flessa, H.-P., Simoncic, B., Kunzelmann, K.-H., Mehl, A., Hickel, R.*: Quantitative 3D wear analysis of composite Fillings in vivo. J Dent Res 77, 237, Abstr. 1051 (1998)
- *Freilich, M.A., Goldberg, A.J., Gilpatrick, R.O., Simonsen, R.J.*: Direct and indirect evaluation of posterior composite restorations at three years. Dent Mater 1992 Jan, 8(1): 60-4
- *Freilich, M.A., Goldberg, A.J., Gilpatrick, R.O., Simonsen, R.J.*: Three-year occlusal wear of posterior composite restorations. Dent Mater 1992 Jul, 8(4): 224-8q
- *Gerbo, L., Leinfelder, K.F., Mueninghoff, L., Russell, C.*: Use of optical standards for determining wear of posterior composite resins. J Esthet Dent 1990 Sep-Oct, 2(5): 148-52
- *Gloger, W., Häusler, G.*: Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures. Int J Opt-Comp 1993, (2): 425
- *Goldberg, A.J., Rydinge, E., Santucci, E.A., Racz, W.B.*: Clinical evaluation methods for posterior composite restorations. J Dent Res 1984 Dec, 63(12): 1387-91
- *Hickel, R.*: Forschungsbericht Zahnabration: Zahnabration und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern, Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin 1989
- *Hirt, T., Lutz, F., Roulet, J.F.*: In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam. J Oral Rehabil 1984 Nov, 11(6): 511-20
- *Hofmann, N., Hugo, B., Rehkugel, J., Haller, B., Klaiber, B.*: Klinische Situation laborgefertigter Kompositinlays nach vier Jahren Liegedauer. Vortrag bei der 10. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung, Münster 1996
- *Jendresen, M.D.*: Clinical behavior of 21st-century adhesives and composites. Quintessence Int 1993 Sep, 24(9): 659-62
- *Johnson, G.H., Bales, D.J., Gordon, G.E., Powell, L.V.*: Clinical performance of posterior composite resin restorations. Quintessence Int 1992 Oct, 23(10): 705-11
- *Kawai, K., Leinfelder, K.F.*: Effect of surface-penetrating sealant on composite wear. Dent Mater 1993 Mar, 9(2): 108-13
- *Kawai, K., Leinfelder, K.F.*: In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites. Dent Mater 1995 Jul, 11(4): 246-51
- *Kohler, B., Rasmusson C.G., Odman P.*: A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. J Dent 2000 Feb, 28(2): 111-6
- *Krejci, I., Lutz, F.*: In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990, 100(12): 1445-9

- *Krejci, I., Lutz, F., Zedler, C.*: Effect of contact area size on enamel and composite wear. *J Dent Res* 1992 Jul, 71(7): 1413-6
- *Krejci, I., Reich, T., Bucher, W., Lutz, F.*: A new method for 3-dimensional wear measurement. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994, 104(2): 160-9
- *Kreulen, C.M., van Amerongen, W.E.*: Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region: a review. *ASDC J Dent Child* 1991 Mar-Apr, 58(2): 109-23
- *Kunzelmann, K.H., Neugebauer, P., Stockinger, F., Hickel, R.*: Die Oberflächenvermessung von Zähnen mittels Lasertriangulation. Posterpräsentation bei der Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK, Mainz 1991
- *Kunzelmann, K.H.*: Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Habilitationsschrift 1996
- *Kunzelmann, K.-H., Perry, R., Mehl, A., Hickel, R.*: Sind subjektive Bewertungsskalen zur Verschleißquantifizierung noch zeitgemäß? *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 1999, (9), 575-580, (1999)
- *Lambrechts, P., Vanherle, G.*: Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. *J Dent* 1984, 12, 252
- *Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.*: Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent* 1987, 12, 53
- *Lang, B.R., Bloem, T.J., Powers, J.M., Wang, R.F.*: The in vivo wear resistance of 12 composite resins. *J Prosthodont* 1992 Sep, 1(1): 2-10
- *Leinfelder, K.F., Barkmeier, W.W., Goldberg, A.J.*: Quantitative wear measurements of posterior composite resins. *J Dent Res* 1983, 62, 671, Abstr. 194

- *Leinfelder, K.F., Taylor, F., Barkmeier, W.W., Goldberg, A.J.*: Quantitative wear measurement of posterior composite resins. *Dent Mater* 1986 Oct, 2(5): 198-201
- *Leinfelder, K.F.*: Wear patterns and rates of posterior composite resins. *Int Dent J* 1987 Sep, 37(3): 152-7
- *Leinfelder, K.F., Beaudreau, R.W., Mazer, R.B.*: An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 1989 Oct, 20(10): 755-61
- *Leinfelder, K.F.*: Using composite resin as a posterior restorative material. *J Am Dent Assoc* 1991 Apr, 122(4): 65-70
- *Lewis, G.*: In vivo occlusal wear of posterior composite restorations. *Oper Dent* 1991 Mar-Apr, 16(2): 61-9
- *Li, Y., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A.*: Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 64, 1396 (1985)
- *Lundin, S.A., Andersson, B., Koch, G., Rasmusson, C.G.*: Class II composite resin restorations: a three-year clinical study of six different posterior composites. *Swed Dent J* 1990, 14(3): 105-14
- *Lutz, F.*: Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkompositen. KAR PAR PZM, Zürich 1980
- *Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Setcos, J.C.*: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 1984 Jun, 63(6): 914-20
- *Mair, L.H.*: Measurement and analysis of clinical abrasion--a modified approach. *Dent Mater* 1990 Oct, 6(4): 271-5
- *Mair, L.H., Vowles, R.W., Cunningham, J., Williams, D.F.*: The clinical wear of three posterior composites. *Br Dent J* 1990 Dec 8-22, 169(11): 355-60
- *Mair, L.H.*: Wear patterns in two amalgams and three posterior composites after 5 years' clinical service. *J Dent* 1995 Apr, 23(2): 107-12

- *Mair, L.H., Stolarski, T.A., Vowles, R.W., Lloyds, C.H.*: Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* 1996 Jan-March, 24(1-2): 141-8
- *Mair, L.H.*: Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. *Quintessence Int* 1998 Aug, 29(8): 483-90
- *Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R.*: Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000, 53(4): 353-61
- *McComb, D.*: Evaluation of clinical wear of posterior composite resins. In: Posterior composite resin dental restorative materials. In: Vanherle, G. und Smith, D. C. (Hrsg.). Posterior composite resin dental restorative materials. Szulc, Holland, S. 511
- *McDowell, G.C., Bloem, T.J., Lang, B.R., Asgar, K.*: In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system. *J Prosthet Dent* 1988 Jul, 60(1): 112-20
- *McKinney, J.E., Wu, W.*: Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. *J Dent Res* 1982 Sep, 61(9): 1083-8
- *Mehl, A.*: Methoden der 3D-Informationsgewinnung mit dem Lichtschnittsensor. Diplomarbeit im Fach Physik. Lehrstuhl für Angewandte Optik/Physikalisches Institut. Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (1992)
- *Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., Petschelt, A., Hickel, R.*: Highly accurate 3D-data acquisition with a light sectioning laser sensor. *J Dent Res* 1993, 72 SI, 344, Abstr. 1926
- *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.H.*: Multisensor support of computer aided dentistry. In: *Pfleger-S: Multisensor Applications - ESPRIT Workshop*, Springer, Berlin 1994a

- *Mehl, A., Teuffel, F., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.*: Untersuchung zur Genauigkeit eines hochpräzisen 3D-Lichtschnittsensors. 118. Jahrestagung der DGZMK, Travemünde, 1994b
- *Mehl, A., Staunau, H., Schreyger, D., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.*: The influence of pre-curing on the material properties of composite resins. *J Dent Res* 74 SI, 462, Abstr. 496 (1995)
- *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.*: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996, (51): 23
- *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.*: A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997 Nov, 76(11): 1799-807
- *Meier, C., Lutz, F.*: Abrasion measurements in vivo in occlusal composite and amalgam fillings. *Dtsch Zahnärztl Z* 1978 Sep, 33(9): 617-22
- *Meier, C., Lutz, F.*: Comparative in vivo wear-resistance measurements between amalgam and composite materials. Results after 2 years. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980 Apr, 35(4): 489-92
- *Neugebauer, P.*: Feinjustierung von Tiefenbildern zur Vermessung von kleinen Verformungen. Diplomarbeit im Fach Informatik. Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung). Institut für Mathematische Maschinen und Datenverarbeitung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (1991)
- *Norman, R.D., Wright, J.S., Rydberg, R.J., Felkner, L.L.*: A 5-year study comparing a posterior composite resin and an amalgam. *J Prosthet Dent* 1990 Nov, 64(5): 523-9
- *Pallav, P., Davidson, C.L., De Gee, A.J.*: Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. *J Prosthet Dent* 1988 Apr, 59(4): 426-9

- *Pallav, P., De Gee, A.J., Werner, A., Davidson, C.L.*: Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. *J Dent Res* 1993 Jan, 72(1): 56-61
- *Pelka, M., Dettenhofer, G., Reinelt, C., Krämer, N., Petschelt, A.*: Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 921 (1994)
- *Perry, R.D., Kugel, G., Habib, C.M., McGarry, P., Settembrini, L.*: A two-year clinical evaluation of TPH for restoration of Class II carious lesions in permanent teeth. *Gen Dent* 1997 Jul-Aug, 45(4): 344-9
- *Peutzfeldt, A., Asmussen, E.*: Modulus of resilience as predictor for clinical wear of restorative resins. *Dent Mater* 1992 May, 8(3): 146-8
- *Pieper, K.*: Qualitätssicherung in der Zahnmedizin - Definitionsphase. Kriterien für die Zahnerhaltungskunde. IDZ Studienhandbuch der Arbeitsgruppe: Qualitätssicherung in der Zahnmedizin, 61 (1988)
- *Pintado, M. R., Anderson, G. C., Beyer, J. P., DeLong, R., Douglas, W. H.*: Clinical wear criteria of human enamel: consolidated two year data. *J Dent Res* 1994, 73 SI, 405, Abstr. 2428
- *Powers, J.M., Ryan, M.D., Hosking, D.J., Goldberg, A.J.*: Comparison of in vitro and in vivo wear of composites. *J Dent Res* 1983 Oct, 62(10): 1089-91
- *Rasmusson, C.G., Kohler, B., Odman, P.*: A 3-year clinical evaluation of two composite resins in class-II cavities. *Acta Odontol Scand* 1998 Apr, 56(2): 70-5
- *Rehkugler, J., Hofmann, N., Klaiber, B.*: Occlusal margin quality of posterior composite inlays after four years of clinical service. *J Dent Res* 1996, 75 SI, 397, Abstr. 3035
- *Roulet, J.F.*: The abrasion of composites. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976 Apr, 86(4): 413-26

- *Roulet, J.F.*: Clinical comparison of 3 composite resins with amalgam in the region of the posterior teeth. *ZWR* 1977 Nov 10, 86(21): 1055-62
- *Roulet, J.F., Mettler, P., Friedrich, U.*: The abrasion of composites in the region of the lateral teeth--results after 3 years. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980 Apr, 35(4): 493-7
- *Roulet, J. F.*: Discussion paper: In vivo wear measurement of composite resin. In: Posterior composite resin dental restorative materials. In: Vanherle, G. und Smith, D. C. (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials. Szule, Holland 1985, S. 365
- *Roulet, J. F.*: Degradation of dental polymers. Karger, München, 1987
- *Rowe, A.H.*: A five year study of the clinical performance of a posterior composite resin restorative material. *J Dent* 1989, 17 Suppl 1: S6-9, discussion S26-8
- *Ryge, G., Snyder, M.*: Evaluation the clinical quality of restaurations. *J Am Dent Assoc* 87, 369 (1973).
- *Ryge, G.*: Clinical criteria. *Int Dent J* 30, 347 (1980)
- *Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R.*: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1986 Dec, 2(6): 235-40
- *Shinkai, K., Suzuki, S., Leinfelder, K.F., Katho, Y.*: How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *J Am Dent Assoc* 1994, 125, 1467
- *Söderholm, K.J., Roberts, M.J., Antonson, D.E., Anusavice, K.J., Mauderli, A.P., Sarrett, D.C., Warren, J.W.*: Visual and profilometric wear measurements. *Acta Odontol Scand* 50, 121 (1992)
- *Söderholm, K.J., Richards, N.D.*: Wear resistance of composites: a solved problem? *Gen Dent* 1998 May-Jun, 46(3): 256-63, quiz 264-5

- *Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F., Sluder, T.B., Wilder, A.D., Taylor, D.F.*: Five-year study of two light-cured posterior composite resins. *Dent Mater* 1988 Jun, 4(3): 105-10
- *Swift, E.J.Jr.*: Wear of composite resins in permanent posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1987 Oct, 115(4): 584-8
- *Taylor, D.F., Bayne, S.C., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D.*: Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. *Dent Mater* 1989 May, 5(3): 157-60
- *Taylor, D.F., Bayne, S.C., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D.*: Correlation of M-L, Leinfelder, and USPHS clinical evaluation techniques for wear. *Dent Mater* 1990 Jul, 6(3): 151-3
- *Taylor, D.F., Bayne, S.C., Leinfelder, K.F., Davis, S., Koch, G.G.*: Pooling of long term clinical wear data for posterior composites. *Am J Dent* 1994 Jun, 7(3): 167-74
- *Teuffel, F.*: Klinische 3D-Verschleißquantifizierung mit einem Laserlichtschnittsensor am Beispiel von Visio-Gem-Inlays. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (1996)
- *Tyas, M.J., Wassenaar, P.*: Clinical evaluation of four composite resins in posterior teeth. Five-year results. *Aust Dent J* 1991 Oct, 36(5): 369-73
- *Van Dijken, J.W.*: Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 2000 Jul, 28(5): 299-306
- *Wassell, R.W., Walls, A.W., McCabe, J.F.*: Direct composite inlays versus conventional composite restorations: three-year clinical results. *Br Dent J* 1995 Nov 11, 179(9): 343-9
- *Wassell, R.W., Walls, A.W., McCabe, J.F.*: Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *J Dent* 2000 Aug, 28(6): 375-82
- *Wendt, S.L.Jr., Leinfelder, K.F.*: Clinical evaluation of a heat-treated resin composite inlay: 3-year results. *Am J Dent* 1992 Oct, 5(5): 258-62
- *Wendt, S.L.Jr., Leinfelder, K.F.*: Clinical evaluation of a posterior resin composite: 3-year results. *Am J Dent* 1994 Aug, 7(4): 207-11, (1994)
- *Wendt, S.L.Jr., Ziemiecki, T.L., Leinfelder, K.F.*: Proximal wear rates by tooth position of resin composite restorations. *J Dent* 1996 Jan-Mar, 24(1-2): 33-9
- *Wilder, A.D.Jr., May, K.N.Jr., Bayne, S.C., Taylor, D.F., Leinfelder, K.F.*: Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent*. 1999, 11(3): 135-42
- *Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.*: Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. *J Dent* 1993 Apr, 21(2): 74-8
- *Wu, W., Toth, E.E., Moffa, J.F., Ellison, J.A.*: Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *J Dent Res* 63, 675 (1984)
- *Young, H.L., Suzuki, S.*: Wear of composite resin inlays and antagonistic enamel. *Am J Dent* 1999, 12(1): 47-50
- *Zum Gahr, K.-H.*: Microstructure and wear of materials. Elsevier, Amsterdam 1987.

10 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann für die Bereitstellung dieses interessanten Themas, für seine immer vorhandene Hilfsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung und die vielen anregenden Diskussionen, die diese Arbeit ermöglicht haben.

Herzlichen Dank an Herrn Prof. Dr. R. Hickel für die Möglichkeit, die vorzügliche Ausstattung und Infrastruktur der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München zu nutzen.

Herrn Prof. Dr. Klaiber und Herrn Dr. Norbert Hoffmann danke ich für die Überlassung der Modelle, ohne die die klinische Auswertung nicht möglich gewesen wäre.

Dank gebührt Herr Wolfram Gloger, der mir bei der computergestützten Auswertung stets hilfreich zur Seite stand, sowie Herr Thomas Obermeier für seine wissenschaftliche Unterstützung und aufopferungsvolle Geduld.

Ein herzliches Dankeschön an alle Mitarbeiter der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München für die Unterstützung, Toleranz und hervorragende Arbeitsatmosphäre.

Meinen Eltern und Großeltern möchte ich aufrichtig danken, die mir dieses Studium erst ermöglicht haben und mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

11 Lebenslauf

Name: Hans-Peter Flessa
geboren am: 28. Januar 1966 in Hof/Saale, Bayern
Eltern: Dr. Hans-Jürgen Flessa, Zahnarzt
Gisela Flessa, Hausfrau
1 Schwester: Christina Flessa, geb. 4. Februar 1972
Familienstand: ledig
Schulbildung: 1972 – 1977 Grundschule Schwarzenbach/Saale
1977 – 1986 Schiller-Gymnasium Hof/Saale
Studium: Mai 1987 – August 1992 Studium der Zahnheilkunde an der
Friedrich Alexander Universität Erlangen-Nürnberg
2. August 1992 Staatsexamen
1992 Approbation
Anstellungen: Januar 1993 – März 1993 Assistenz Zahnarzt in freier Praxis in
Schwarzenbach/Saale
März 1993 – Juni 1993 Grundwehrdienst als Stabsarzt
Seit Juni 1993 wissenschaftlicher Angestellter in der
Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie an der
Ludwig-Maximilians-Universität München