

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

---

**Klinischer Verschleiß von Keramikinlays im Vergleich zur  
umgebenden Zahnhartsubstanz nach zehn Jahren**

DISSERTATION

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

vorgelegt von  
Martin Heel

aus Kempten  
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
Der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. C. Benz

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. F. Beuer

Dekan: Prof.Dr.Dr.h.c. M.Reiser, FACR,FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 25.05.2009

**In Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet**

# Inhalt

- 1. Einleitung**
  
- 2. Literaturübersicht**
  - 2.1 Einführung Seitenzahnrestaurationen
  - 2.2 Direkte Seitenzahnrestaurationen
    - 2.2.1 Amalgam
    - 2.2.2 Glasionomerzement (GIZ)
    - 2.2.3 Komposit
  - 2.3 Indirekte Seitenzahnrestaurationen (Einlagefüllungen)
    - 2.3.1 Kompositinlays
    - 2.3.2 Goldeinlagefüllungen
    - 2.3.3 Keramische Einlagefüllungen (Keramikinlays)
      - 2.3.3.1 Historischer Überblick der Keramik in der Zahnheilkunde
      - 2.3.3.2 Materialkunde Keramik
      - 2.3.3.3 Glaskeramik
      - 2.3.3.4 IPS Empress 1 Keramik
    - 2.3.4 Herstellungsverfahren für keramische Einlagefüllungen
      - 2.3.4.1 Sinterkeramik
      - 2.3.4.2 Gusskeramik
      - 2.3.4.3 Presskeramik
  - 2.4 Begriffsbestimmung Substanzverlust
  - 2.5 Verschleißverhalten dentaler Werkstoffe
  - 2.6 Meßmethoden von Oberflächenveränderungen
    - 2.6.1 Profilometrie
    - 2.6.2 Oberflächenvermessung mittels Laserscanner
  
- 3. Material und Methode**
  - 3.1 Probanden
  - 3.2 Präzisionsabformung und Modellherstellung
  - 3.3 Oberflächenvermessung
  - 3.4 Verwendete Software (Scan3D, Match3D)

3.5 Statistische Auswertungen (SPSS)

## **4 Ergebnisse**

4.1 Anzahl der Messpunkte

4.2 Vergleich des Substanzverlust von Keramikinlay, umgebenden Zahnschmelz und gesamter Okklusalfäche

4.2.1 Aller untersuchten Zähne

4.2.2 Prämolaren

4.2.3 Molaren

4.3 Vergleich der Abrasionsmittelwerte

4.4 Zusammenhang zwischen Abrasion und Lage der Okklusionskontakte

## **5 Diskussion**

5.1 Kritische Diskussion von Material und Methode

5.1.1 Auswahl der Keramik

5.1.2 Auswahl des Abformmaterials

5.1.3 Vorbereitung der Modelle

5.1.4 Auswertung der 3D-Daten

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Flächenverhältnis Keramikinlay/Zahnschmelz

5.2.2 Vergleich der Abrasionsmittelwerte

5.2.3 Fehlende Berücksichtigung des Antagonisten

5.2.4 Zusammenhang zwischen Abrasion und Lage der Okklusionskontakte

5.3 Schlussfolgerung für die Praxis

## **6. Zusammenfassung**

## **7. Anhang**

## **8. Danksagung**

## **9. Lebenslauf**

## 1. Einleitung

Das wachsende ästhetische Bewusstsein vieler Patienten führte in den letzten Jahren zu einer erhöhten Nachfrage nach zahnfarbenen Restaurationen, sowohl im Front- als auch im Seitenzahnggebiet. Indirekte Dentalkeramiksysteme stellen eine solche Alternative dar, sie sind bestenfalls nicht als Zahnersatz zu erkennen und können somit das erhöhte ästhetische Anspruchsdenken zufrieden stellen. Auch funktionell gelten adhäsiv befestigte keramische Einlagefüllungen als wissenschaftlich anerkannt<sup>1</sup>, jedoch sind die durch neue Verarbeitungstechnologien gekennzeichneten Systeme zum Teil klinisch noch nicht abschließend bewertet<sup>2</sup>.

Als Vorteil keramischer Einlagefüllungen gegenüber Vollguss- und Komposit-Inlays gelten neben der Ästhetik eine dem Schmelz vergleichbare thermische Leitfähigkeit<sup>3</sup>, eine hohe Mundbeständigkeit, hohe Farbstabilität und zahnähnliche Transluzenz<sup>4,5</sup> sowie eine höhere Biokompatibilität gegenüber der Pulpa und dem Parodont<sup>6,7</sup> und eine der Zahnhartsubstanz ähnliche Röntgendichte. Außerdem kommt es bei großen Substanzdefekten durch die adhäsive Befestigung der keramischen Einlagefüllung zu einer Stabilisierung des Restzahnes<sup>8</sup>.

Trotz zahlreichen werkstoffkundlichen Verbesserungen in den letzten Jahrzehnten besteht weiter das Problem der höheren Mikrohärtigkeit der Dentalkeramik im Vergleich zum natürlichen Zahnschmelz. Nach langjährigem klinischem Einsatz resultiert aus der höheren Härte einerseits ein gesteigerter Substanzverlust am Antagonisten<sup>9,10</sup>, andererseits müsste am Übergang vom Keramikinlay zum Zahnschmelz ebenfalls ein unterschiedlicher Materialverlust feststellbar sein, was zu einer Stufenbildung auf der Okklusalfäche führen würde.

Die vorliegende Arbeit ist Teil einer prospektiven, randomisierten, klinischen Studie, welche den Verschleiß von Keramikinlays zur umgebenden Zahnhartsubstanz nach zehn Jahren vergleicht. Die quantitative Auswertung des Materialverlustes, sowohl der Keramikinlays als auch des umgebenden Zahnschmelzes, soll einen späteren Vergleich ermöglichen. Dies soll Aufschluss über den unterschiedlichen Verschleiß und einen möglicherweise entstandenen Höhenunterschied zwischen Keramikinlay und Zahnschmelz geben.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1 Einführung Seitenzahnrestaurationen

Durch Karies oder Trauma bedingte Zahnhartsubstanzdefekte müssen, um ein Fortschreiten zu verhindern, dicht mit Füllungen verschlossen werden.

Nahezu 200 Jahre wurde routinemäßig Amalgam als Füllungswerkstoff eingesetzt; die starke Verunsicherung vieler Patienten gegenüber Amalgamversorgungen sowie ein erhöhter ästhetischer Anspruch<sup>11</sup> verlangen alternative Restaurationsmaterialien im Seitenzahnggebiet. Waren 1985 noch 75% aller Füllungen Amalgam-Restaurationen, ist dieser Anteil 1995 auf 20% beträchtlich zurückgegangen.<sup>12</sup> Trotz intensiver Bemühungen ist ein echter Amalgamersatz, d.h. ein Material, das sich ebenso einfach, universell und kostengünstig bei gleich guter Langzeitprognose einsetzen lässt, noch nicht gefunden<sup>13,14</sup>.

„Das Ziel der Füllungstherapie besteht darin, nach Entfernen der kariösen Zahnhartsubstanz die ursprüngliche Form und Funktion des Zahnes mit einem Werkstoff wiederherzustellen, der den chemischen und physikalischen Einflüssen innerhalb der Mundhöhle standhält und die Funktionstüchtigkeit der Füllung auf lange Sicht gewährleistet. Das Füllungsmaterial muss vor allem im okklusionstragenden Bereich abrieb- und druckfest, korrosionsbeständig sowie biokompatibel sein. Die Füllung sollte hinsichtlich Okklusion, Approximalraumgestaltung, Politur und Randgestaltung einwandfrei hergestellt sein. Eine (irreparable) Schädigung von Zahn und umgebendem Gewebe durch die Füllungstherapie muß ausgeschlossen werden.“<sup>15</sup> Aus dieser Aussage von *Pieper* wird ersichtlich, welche hohe Anforderungen an die dafür in Frage kommenden Materialien resultieren.

Von besonderer Bedeutung sind die Materialeigenschaften, biologische Verträglichkeit, mechanisch und chemische Widerstandsfähigkeit, dichter Randschluss, thermische und elektrische Isolierfähigkeit und, besonders im okklusionstragenden Bereich, ein dem Zahnschmelz ähnliches Verschleißverhalten.<sup>16</sup> Kein bekanntes Füllungsmaterial ist in der Lage, allen Ansprüchen gerecht zu werden, vielmehr muss aus einer Fülle an Restaurationsmaterialien indikationsbezogen ausgewählt werden. Nachfolgend ein Überblick der gebräuchlichsten Alternativen.

## 2.2 Direkte Seitenzahnrestaurationen

### 2.2.1 Amalgam



*Abbildung 1: Einflächige Amalgamfüllung*

Seit über 200 Jahren werden Amalgame als universeller Werkstoff für fast alle Kavitäten verwendet.<sup>17</sup> 1887 wurden bereits 75% aller Füllungen in Deutschland aus Amalgam gelegt. Die wissenschaftliche Erforschung der Amalgame begann 1896 mit Black.<sup>18</sup>

Aus zahnärztlicher Sicht sprechen nur dünne Kavitätenwände gegen eine Versorgung mit Amalgam. Bei der Präparation müssen Unterschnitte angelegt werden, welche für die mechanische Retention der Füllung unentbehrlich sind. Als allgemeinmedizinische Kontraindikationen gelten Allergien, Nierenfunktionsstörungen sowie Schwangerschaft.<sup>19</sup>

Die öffentliche Diskussion über eine Gesundheitsschädlichkeit von Amalgamen begründet sich auf eine möglicherweise systemische Belastung für den menschlichen Organismus.

Die WHO gibt den Grenzwert für die tägliche Quecksilberbelastung mit 40 µm Hg/Tag an. Zwar führt das Vorhandensein von Amalgamfüllungen zu einer erhöhten Quecksilber- Belastung<sup>20</sup>, jedoch wurde im Rahmen mehrerer Studien belegt, dass ein Erreichen der WHO-Grenzdosis selbst durch zahlreiche Amalgamfüllungen nicht zu bewirken ist<sup>20,21</sup>.

Der Public Health Service bestätigte dies, er fand trotz Quecksilberfreisetzung aus Amalgamfüllungen keine negativen Auswirkungen auf das untersuchte Patientengut.<sup>21</sup>



Eine toxische Beeinträchtigung durch Amalgamfüllungen ist wissenschaftlich nicht begründet<sup>22</sup>, auf eine Amalgamfüllungstherapie muss nach heutigem Wissensstand nicht verzichtet werden<sup>23</sup>.

Jedoch sind die so genannten gamma-2-freien Amalgame den konventionellen Amalgamen vorzuziehen, da diese bessere werkstoffkundliche und klinische Eigenschaften aufweisen.<sup>24,25,26</sup>

Aufgrund eines erhöhten ästhetischen Anspruchs wünschen sich dennoch immer mehr Patienten zahnfarbene Füllungen, wodurch Amalgam als Füllungswerkstoff auch in Zukunft weiter an Bedeutung verlieren wird.

### 2.2.2 Glasionomerzement (GIZ)

Die Glasionomere wurden Ende der 60er- Jahre von *Wilson* und *Kent* entwickelt<sup>27</sup>. Die Hauptbestandteile sind Calcium-Aluminium-Fluor-Silikat-Glas und Polycarbonsäure. Die Aushärtung nach Mischen von Pulver und Flüssigkeit erfolgt durch eine Säure-Base Reaktion, die zwei Phasen durchläuft.<sup>28</sup>

Durch die Säure werden aus dem Silikatglas Calcium- und Aluminiumionen herausgelöst. Da sich die Calciumionen schneller lösen, reagieren diese zuerst mit der Flüssigkeit. Durch Vernetzung der Polyacrylsäure über die Calciumionen entsteht ein Calciumpolycarboxylatgel, welches extrem empfindlich gegenüber Austrocknung und Feuchtigkeit ist. Diese erste Abbindephase dauert 5–10 Minuten ab Mischbeginn.

Die zweite Phase erstreckt sich über mehrere Stunden, indem sich die gelösten Aluminiumionen in die Matrix einlagern und Aluminiumpolycarboxylatkomplexe entstehen, diese sind nicht mehr so wasserlöslich wie die Kalziumcarboxylatkomplexe der ersten Abbindephase.

Der große Vorteil der Glasionomerzemente ist die chemische Haftung über kovalente und ionische Bindungen an der Zahnhartsubstanz. Zu beachten ist, dass die Haftungskräfte am Schmelz doppelt so hoch sind wie am Dentin. Die Verbindung Komposit/Zahnschmelz nach Adhäsivtechnik ist jedoch um das sechsfache höher als zwischen Glasionomerzement und Zahnschmelz.<sup>29</sup>

Ein weiterer Vorteil der GIZ gegenüber anderen Füllungswerkstoffen ist, dass sie über einen längeren Zeitraum Fluoridionen freisetzen und somit kariespräventiv

wirksam sind.<sup>30</sup> Die Fluoridionen stammen aus Natriumfluoridverbindungen, die bei der Vernetzungsreaktion anfallen und nicht fest in die Matrix eingebaut werden.<sup>31,32,33</sup> Das thermische Expansionsverhalten sowie die thermische Leitfähigkeit entsprechen annähernd denen der Zahnhartsubstanz, die Abrasionswerte der GIZ sind jedoch deutlich schlechter und lassen einen dauerhaften Einsatz im Kauflächenbereich nicht zu.<sup>34,35</sup> Metallverstärkte GIZ weisen bezüglich Abrasionsverhalten etwas bessere Werte auf, sind aber aufgrund ungenügender Abrasionswerte für den langfristigen Einsatz auch nicht empfehlenswert.<sup>36</sup>

### 2.2.3 Komposite

Schon Anfang der sechziger Jahre legte *Bowen* den Grundstein für die heute existierenden Komposite.<sup>37</sup> Durch die Entwicklung eines höhermolekularen Monomers, dem Bisphenol-A-Glycidylmetacrylat (Bis-GMA), sowie der Beimengung anorganischer Füllkörper gelang es *Bowen*, die Nachteile der selbsthärtenden Acrylatfüllkunststoffe zu reduzieren. Diese Acrylatfüllkunststoffe fanden in den 1940er-Jahren Verwendung, jedoch mit mäßigem Erfolg aufgrund der schlechten Materialeigenschaften hinsichtlich Polymerisationsschrumpfung, starker Verfärbungstendenz, schlechter Polierbarkeit und geringer Abrasionsfestigkeit.<sup>38,39</sup>

Alle modernen Komposite setzen sich aus einer organischen Matrix, anorganischen Füllkörpern und einem diese beiden Phasen verbindenden Bindungsagens zusammen.<sup>40,41,42</sup> Durch Veränderung des Mengenverhältnisses zwischen Polymermatrix und Füllkörpern sowie durch Variation der Füllkörpergröße können die mechanischen Eigenschaften der Komposite entscheidend verändert werden.

Die Aushärtung der plastischen Komposite erfolgt durch eine Polymerisationsreaktion der Matrixmonomere.<sup>43</sup>

Als Nachteil dieser Polymerisationsreaktion gilt die Verringerung des Volumens bei der Zusammenfügen der Monomere zu Polymeren, was zu einer Schrumpfung der Füllung im Bereich von 1,5-3 Vol.-% führt.<sup>44</sup>

Neueste Entwicklung im Bereich der niedrigschrumpfenden Seitenzahnkomposite ist Filtek™ Silorane (3M ESPE/Seefeld), das erste Seitenzahnkomposite mit unter 1% Volumenschrumpf, geprüft unter Anwendung der „Bonded Disc Methode“<sup>45</sup>. Durch innovative, ringöffnende Monomere wird die Polymerisationsschrumpfung teilweise

kompensiert. Diese neue Strategie, den Volumenschwund nicht durch Erhöhung des Füllergehalts, sondern durch Ändern der Matrix zu verringern, ist ein vielversprechender Ansatz, wissenschaftliche klinische Studien stehen jedoch noch aus.

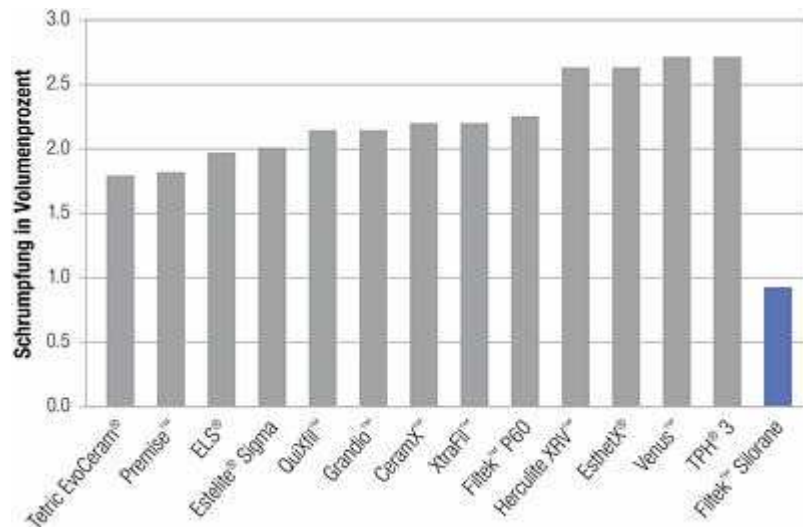


Abbildung 2: Schrumpfverhalten von Filtek™ Silorane im Vergleich zu Methacrylat-Compositen bei Anwendung der „Bonded Disc Methode“<sup>46</sup>

Es wird zusätzlich empfohlen, die Schrumpfung durch gezielte Schichttechniken zu minimieren, das Entstehen innerer Spannungen sowie eine minimale Schrumpfung lassen sich jedoch nie gänzlich vermeiden.

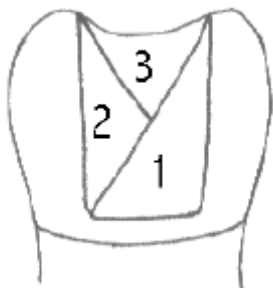


Abbildung 3: Schema der empfohlenen Schichttechnik: Schichten 1-3, approximale Ansicht

Bei der klinischen Anwendung erweist sich häufig die absolute Trockenlegung, die für einen dauerhaft dichten Verbund von Komposit und Zahnhartsubstanz unabdingbar ist, als schwierig. Bei tiefen approximalen Kavitäten ist eine direkte Kompositfüllung aufgrund der erschwerten Trockenlegung, Ausarbeitung und approximalen Gestaltung kaum zu realisieren.<sup>47</sup>

Vor allem die anorganischen Füllkörper der Komposite bestimmen deren klinische und mechanische Eigenschaften, deshalb liegt eine Einteilung der Komposite nach ihrem Füllergehalt, wie sie Lutz et al. 1983 eingeführt haben, nahe.<sup>40,48</sup>

## Makrofüller-Komposite

Makrofüller-Komposite enthalten als Füllstoffe anorganische Partikel wie Quarz, Glas oder Keramik mit einer Partikelgröße von 2  $\mu\text{m}$  – 30  $\mu\text{m}$ .<sup>39</sup> Aufgrund des verhältnismäßig hohen Füllstoffanteils (70–80 Gew.-%) sind die mechanischen Eigenschaften der Makrofüller-Komposite gut, die Polierbarkeit und Verschleißfestigkeit der Kompositoberfläche ist jedoch aufgrund der großen Füllkörper als schlecht einzustufen.<sup>49</sup> Zudem weisen diese Komposite einen im Vergleich zum Zahnschmelz hohen thermischen Ausdehnungskoeffizienten auf, wodurch es zu einer Randspaltbildung kommen kann.<sup>50</sup>

## Mikrofüller-Komposite

Der Fülleranteil dieser Komposite besteht aus feinstteiligen  $\text{SiO}_2$ -Füllerteilchen mit einer mittleren Partikelgröße von 0,04–0,15  $\mu\text{m}$ . Besteht der Mikrofülleranteil nur aus  $\text{SiO}_2$ -Füllerteilchen, so spricht man von homogenen Mikrofüllerkompositen. Inhomogene Mikrofüllerkomposite enthalten im Fülleranteil zusätzlich Mikrofüllerkomplexe, welche wiederum in splitterförmig-vorpolymerisierte, kugelförmig-vorpolymerisierte und agglomerierte Mikrofüllerkomplexe unterteilt werden.<sup>39</sup>

Der niedrige Füllstoffanteil von 35–50 Gew.-% führt zu schlechten Materialeigenschaften wie geringer Härte, hoher thermischer Ausdehnung und großer Polymerisationsschrumpfung. Die feinstteiligen Füllerteilchen ermöglichen jedoch eine besonders gute Polierbarkeit und verleihen somit Mikrofüller-Kompositen hervorragende ästhetische Eigenschaften.<sup>51,52,39</sup>

## Hybrid-Komposite

Bei einem Gesamtfülleranteil von 60–85 Gew.-% enthalten Hybridkomposite sowohl Mikrofüller als auch Makrofüller unterschiedlicher mittlerer Partikelgröße und vereinen daher die Vorteile der Makro- und Mikrofüllerkomposite, wobei hier in erster Linie die guten Materialeigenschaften der Makrofüller-Komposite und die gute Polierbarkeit der Mikrofüller-Komposite zu nennen sind.<sup>51,39</sup> Vergleicht man Hybrid-Komposite mit Mikrofüller-Komposite auf deren Abriebfestigkeit, so lassen sich jedoch keine signifikanten Unterschiede feststellen.<sup>53,54</sup>

## 2.3 Indirekte Seitenzahnrestaurationen (Einlagefüllungen)

### 2.3.1 Kompositinlays

Um die Polymerisationsschrumpfung auf ein Minimum zu reduzieren, werden passgenaue Inlays indirekt im Labor aus Komposite hergestellt. Somit ist einerseits eine optimale Gestaltung der Approximal- und Okklusionskontakte möglich, andererseits begrenzen passgenaue, vorpolymerisierte Kompositinlays das Gesamtvolumen des zu polymerisierenden Befestigungskomposit auf die Klebefuge. Bei der Präparation ist auf divergierende Flächen nach okklusal zu achten. Es sollten abgerundete Innenflächen und scharfkantige äußere Kavitätenränder angelegt werden. Der Vorteil von Kompositinlays gegenüber direkten Kompositrestaurationen ist noch nicht abschließend bewertet. Es wurden zwar in klinischen Studien die Vorteile von Kompositinlays gegenüber direkten Kompositrestaurationen hinsichtlich besserer Passgenauigkeit, marginaler Adaptation und längerer Haltbarkeit beschrieben<sup>55,56</sup>; jedoch wird ebenso berichtet, dass Kompositinlays den herkömmlichen Kompositfüllungen kaum überlegen sind und den hohen Aufwand (Abformung und zusätzlicher Termin) nicht rechtfertigen<sup>57</sup>. Wegen des Problems der im Vergleich zum Zahnschmelz geringeren Abrasionswerte dentaler Komposite, treten auch bei Kompositinlays nach mechanischer und thermischer Belastung größere Verschleißerscheinungen am natürlichen Zahnschmelz auf.<sup>58,59,60</sup> Da der Patient auch für Kompositinlays einen Laboranteil zahlen muss, gerieten diese im

Vergleich zu Inlays aus Keramik in den letzten Jahren ins Hintertreffen, obwohl klinische Daten vielversprechend sind.

### 2.3.2 Goldeinlagefüllungen



*Abbildung 4: Goldeinlagefüllungen*

Eine laborgefertigte Goldeinlagefüllung stellt eine bewährte Alternative zur Amalgamfüllung von Zahnhartsubstanzdefekten im Seitenzahnggebiet dar. Bei der Präparation wird eine Kavität angestrebt, deren Wände leicht konisch ( $3-6^\circ$ ) sind. Die Breite der Kavität darf nicht mehr als ein Drittel bei Klasse-II-Kavitäten und nicht mehr als die Hälfte bei Klasse-I-Kavitäten des bukkolingualen Höckerabstandes betragen. Ansonsten kann es, aufgrund von Keilwirkungen des Inlays, zu Frakturen der Zahnhartsubstanz kommen. Approximal sollte ein Federrand präpariert werden, um später einen möglichst dichten Randschluss zu ermöglichen, okklusal sollte aufgrund der Kaubelastung auf den Federrand verzichtet werden.

Die guten Materialeigenschaften der Goldlegierungen, wie ein dem Zahnschmelz ähnliches Abrasionsverhalten<sup>61</sup>, ermöglichen bei passgenauer Fertigung mit einem Randspalt unter  $50\ \mu\text{m}$ <sup>62</sup> eine langfristige Versorgung von Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten.

Trotz der guten Materialeigenschaften sowie der langjährigen klinischen Erfahrung wünschen sich dennoch viele Patienten zahnfarbene Alternativen.

### 2.3.3 Keramische Einlagefüllungen (Keramikinlays)



Abbildung 5: Keramikinlay

#### 2.3.3.1 Historischer Überblick der Keramik in der Zahnheilkunde

Bereits im Jahre 1707 entwickelte *Friedrich Böttger* ein Verfahren zur Herstellung von Porzellan<sup>63</sup>, 1780 wurden von *Alexis Duchateau* in Frankreich die ersten Versuche unternommen, künstliche Zähne aus keramischen Massen anzufertigen. Der französische Zahnarzt *Nicolas Dubois de Chemant* modifizierte die Rezeptur von *Alexis Duchateau* und gab 1808 die Zusammensetzung der Zahnmasse bekannt, mit der er Gebisse mit Zähnen in drei verschiedenen Farbtönen herstellen konnte.

Den ersten keramischen Zahnersatz fertigte Professor *Edward Maynard* 1857 in Washington an. Aus vorgefertigten Porzellanzähnen erstellte er der Kavität formkongruente Stücke und setzte diese mit Goldfolie ein.<sup>64</sup> 1887 entwickelte *Charles Henry Land* eine Methode, bei der die Kavität mit Platinfolie ausgekleidet wurde, um anschließend Porzellanmasse aufzuschmelzen. Problematisch hierbei waren die schwere Schmelzbarkeit der Porzellanmasse und die Schrumpfung des Materials.<sup>65</sup>

Ein wesentlicher Fortschritt in der keramischen Inlaytechnik war die Entwicklung einer niedrigschmelzenden Porzellanmasse 1897 durch *Newell Sill Jenkins*. Weitere entscheidende Verbesserungen hinsichtlich Blasenfreiheit und Transluzenz konnten durch das von *Gatzka* 1949 entwickelte Vakuumbrennverfahren erreicht werden. Problematisch waren nach wie vor die mechanischen Eigenschaften der Keramik, welche in der klinischen Anwendung zu hohen Frakturnraten führten. Erst die Entdeckung des Prinzips der Dispersionsverfestigung 1965 durch *McLean* und *Hughes* – hierbei wird zur keramischen Schmelze feinkristallines Aluminiumoxid

beigegeben – führte zur entscheidenden Verbesserung der mechanischen Eigenschaften. Die durch das Aluminiumoxid hervorgerufene Opazität machte jedoch aus ästhetischen Gründen ein Verblenden der Keramik notwendig.

1968 wurde von *MacCulloch* die Entwicklung eines glaskeramischen Systems beschrieben. Es wird aus einer Glasschmelze gefertigt, die anschließend zur Festigkeitssteigerung einem Keramisierungsvorgang unterworfen wird. Auf diesen Grundlagen basierend, entstanden seit Beginn der 80er-Jahre unterschiedlichste Dentalkeramiksysteme.<sup>66</sup> Die mechanischen Eigenschaften der Keramik wurden seither durch den Zusatz von Leuzit- (Empress), Glimmer- (Dicor), Aluminiumoxid- (In-Ceram) oder Zirkoniumoxid-Kristallen verbessert.

Das Fehlen eines geeigneten Einsetzmaterials erwies sich lange als Hindernis für den klinischen Erfolg der keramischen Einlagesysteme. Anfänglich wurde hauptsächlich Zinkoxid-Phosphat-Zement verwendet. Da sich aber kein haltbarer Verbund zwischen Zahn, Zement und Keramik ausbildet, kam es klinisch häufig zu Misserfolgen in Form von Keramikbrüchen.

Erst die Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik von *Buonocore* im Jahr 1955 und die Herstellung der Kompositmaterialien auf der Bis-GMA-Formel nach *Bowen* seit dem Jahr 1965 legten den Grundstein für die moderne adhäsive Zahnheilkunde. Durch die Säure-Ätz-Technik wird mit Hilfe einer 30- bis 40-prozentigen Phosphorsäure ein mikroretentives Relief im Schmelz geschaffen, der Bis-GMA-Kunststoff ermöglicht einen festen mikromechanisch-chemischen Verbund zwischen Komposit und Schmelz. Ein fester Verbund zwischen Befestigungskomposit und Keramik wurde durch Anätzen der Keramik und Silanisieren der Oberfläche erreicht.<sup>67</sup> Durch die adhäsive Befestigung der Keramikrestauration konnte die Bruchfestigkeit der spröden keramischen Werkstoffe verbessert werden.<sup>68,69</sup> Somit konnte die nur auf das Frontzahnggebiet beschränkte Indikation für vollkeramische Restaurationen auch auf das Seitenzahnggebiet ausgeweitet werden.<sup>70</sup>

Durch die stetige Weiterentwicklung dentaler Keramiken und die Verbesserung des adhäsiven Verbundes können heute vollkeramische Restaurationen zur Herstellung von Veneers, Inlays, Teilkronen, Kronen und Brücken verwendet werden.

Besonders im sichtbaren Bereich gewinnen vollkeramische Restaurationen aufgrund der zahnähnlichen Transluzenz mehr an Bedeutung. Der sichtbare Bereich beschränkt sich nicht nur auf die Frontzähne: In einer Studie von *Wichmann* konnte gezeigt werden, dass bei mehr als 50% der Probanden beim Sprechen neben den



Frontzähnen der okklusale Anteil der ersten Prämolaren und im Oberkiefer beim Lächeln im Halbprofil die Interdentalnischen bis zum zweiten Prämolaren sichtbar sind.<sup>71</sup> Weiter hat eine fotografische Auswertung von *Crispin* und *Watson* ergeben, dass bei 64% der Probanden bei normalem Lächeln die gingivalen Anteile der ersten Prämolaren, bei 58% zusätzlich die gingivalen Anteile der zweiten Prämolaren und bei 40% sogar die gingivalen Anteile der ersten Molaren zu sehen sind.<sup>72</sup>

### 2.3.3.2 Materialkunde Keramik

Dentale Keramiken nehmen eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein. Zur Herstellung von ästhetisch- hochwertigen keramischen Einlagefüllungen finden ausschließlich Glaskeramiken Verwendung. Der Einsatzbereich der Glaskeramiken beschränkt sich auf adhäsiv eingesetzte Keramikinlays sowie keramische Teilkronen.

### 2.3.3.3 Glaskeramik

Die traditionelle Dentalkeramik besteht aus einer amorphen Glasphase (z. B. Feldspat), in welche kristalline Partikel (z. B. Leuzit) dispers verteilt eingelagert sind. Mit Hilfe dieser Partikel ist es möglich, durch Lichtstreuung und Trübung der transparenten Glasphase farblich den Zahnschmelz zu imitieren. Ebenso tragen die Partikel zur Festigkeitssteigerung und Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Dentalkeramik bei. Glaskeramische Werkstoffe besitzen gute optische Eigenschaften und erfüllen hohe ästhetische Ansprüche. Wegen der geringeren Festigkeit müssen sie jedoch adhäsiv am Restzahn befestigt werden, um als Verbundsystem ausreichend Stabilität zu erreichen.

### 2.3.3.4 IPS Empress 1 Keramik

Die in der vorliegenden klinischen Studie nachuntersuchten Keramikinlays wurden aus einer leuzitverstärkten Keramik (IPS Empress 1, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) angefertigt, daher soll im Folgenden näher auf die untersuchte Keramik eingegangen werden.

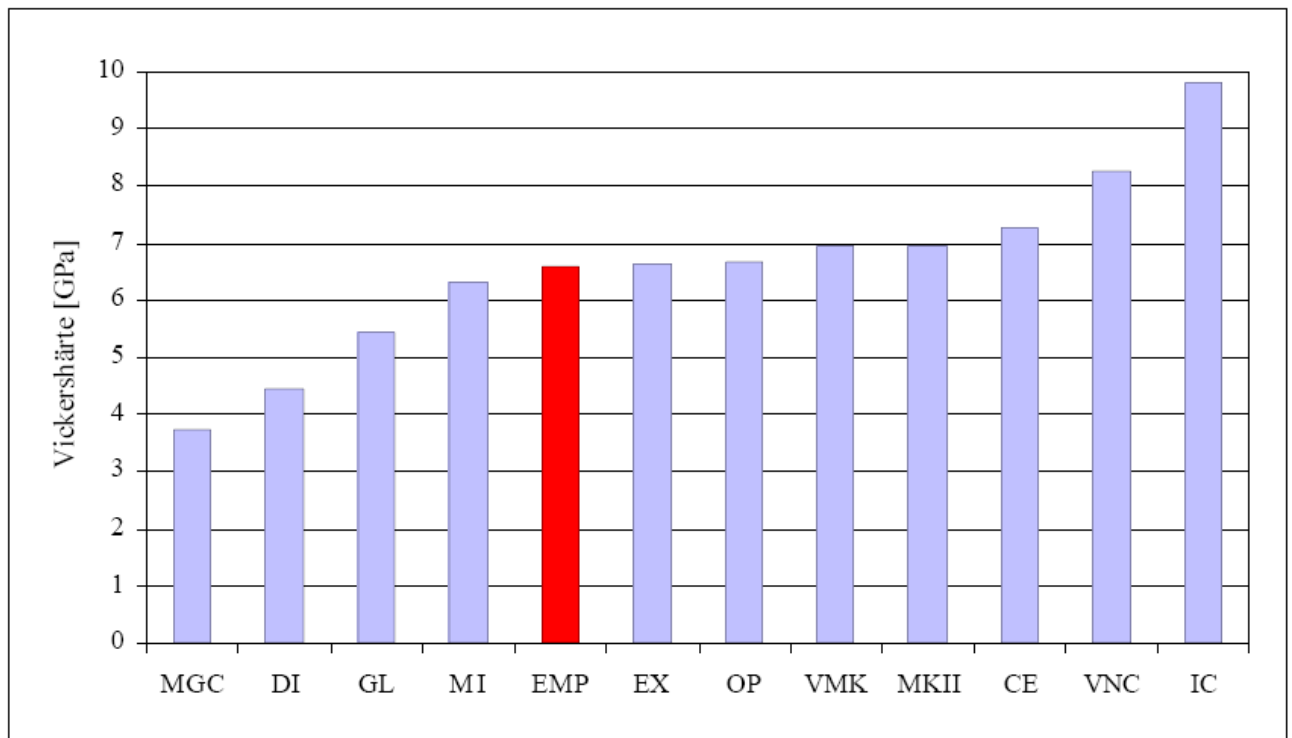
Die IPS Empress 1 Keramik ist eine Glaskeramik mit der Standard-Zusammensetzung (Angaben in Gewichtsprozent):

$SiO_2$	57,0–63,0
$Al_2O_3$	18,0–23,0
$K_2O$	10,0–14,0
$Na_2O$	3,0–7,0
$B_2O_3$	0,0–1,0
$BaO$	0,0–1,5
$CaO$	0,5–3,5
$CeO_2$	0,0–1,0
$TiO_2$	0,0–0,5
Pigmente	0,5–1,0

*Tabelle 1: Zusammensetzung IPS Empress 1<sup>73</sup>*

Das Ausgangsglas von IPS Empress (chemisches Grundsystem  $SiO_2-Al_2O_3-K_2O$ ) kann nicht durch gesteuerte Volumenkristallisation in eine Glaskeramik überführt werden. Daher wird hier der Mechanismus der gesteuerten Oberflächenkristallisation verwendet. Dabei wird die Keimbildung an der Oberfläche des gemahlene Ausgangsglases initiiert. So entstehen nach kurzer Zeit der thermischen Behandlung (900–1200 °C) 1–3µm große Leuzitkristalle. Diese wachsen gezielt von der Oberfläche ins Innere des Glaspartikels. Durch den so entstandenen heterogenen Gefügebau aus Glasmatrix und Leuzitkristallen wird eine Festigkeitssteigerung erreicht, diese entsteht in erster Linie durch die Ablenkung von Rissen an den Leuzitkristallen. Durch die Verminderung der Rissfortpflanzung erhält diese Struktur eine für Glaskeramiken hohe Stabilität für Biegekräfte im Bereich von 167–200 MPa.<sup>74,75,76,77</sup> In der Literatur wird das Abrasionsverhalten von IPS Empress 1 Keramik im Vergleich zum Zahnschmelz unterschiedlich bewertet. Einerseits wird beschrieben, dass das Abrasionsverhalten etwa auf dem Niveau des natürlichen Zahnschmelzes liegt<sup>78,79</sup>; andererseits zeigen mehrere In-vitro-Untersuchung einen deutlich höheren Substanzverlust am Zahnschmelz im Vergleich zu der untersuchten IPS Empress 1 Keramik<sup>9,80</sup>.

Die Vickershärte der IPS Empress 1 Keramik wird mit 6,5 GPa angegeben und liegt damit im Bereich der übrigen Glaskeramiksysteme (Abbildung 6).



[MGC=Dicor MGC; DI=Dicor; GL=Soda-lime glass; MI=Mirage II; EMP=IPS Empress (unbehandelt); EX=Excelco; OP=Optec H.S.P.; VMK=Vita VMK 68; MKII=Mark II; CE=Cerinate; VNC=Vitadur N; IC=In-Ceram]

Abbildung 6: Vergleich der Vickershärte verschiedener Dentalkeramiksysteme<sup>81</sup>

## 2.3.4 Herstellungsverfahren für keramische Einlagefüllungen

### 2.3.4.1 Sinterverfahren

Vom Meistermodell wird ein Dubliermodell aus feuerfesten Stümpfen hergestellt, die in ihrer Expansion der Keramikmasse angepasst sind. Um die Sinterschrumpfung zu verringern, wird die Keramik schichtweise aufgebracht und gebrannt; zudem ist so eine natürliche Farbgebung möglich. Nach Fertigstellung des Inlays wird die Stumpfmasse entfernt. Das Inlay wird auf dem Meistermodell aufgepasst und ausgearbeitet. Durch das schichtweise Auftragen kann eine individuelle Kaufläche gestaltet werden, zudem wird eine gute primäre Passung (45–70µm) ermöglicht. Dennoch ist dies ein aufwendiges, technik- und erfahrungssensitives Verfahren; schon kleine Abweichungen von den Verarbeitungsvorschriften der Hersteller führen zu inhomogenen Strukturen, Verunreinigungen, Luftbläschen usw.; Porositäten und Lunker lassen sich nie 100-prozentig vermeiden.<sup>82</sup>

### 2.3.4.2 Gussverfahren

Dieses Verfahren wird nur der Vollständigkeit wegen aufgeführt. Anfang der 80er-Jahre wurde die wohl bekannteste Gusskeramik in den USA entwickelt und unter dem Handelsnamen Dicor (DeTrey Dentsply, Dreieich) in den Markt eingeführt. Die Restaurationen werden nach dem sogenannten Lost-Wax-Verfahren hergestellt, wobei die geschmolzene Glaskeramik in einem Schleudergussverfahren vergossen wird. Infolge hoher klinischer Misserfolgsraten von Kronen im Seitenzahnbereich<sup>83</sup> findet Dicor heute keine Anwendung mehr.

### 2.3.4.3 Pressverfahren

Alle im Rahmen der vorliegenden klinischen Studie nachuntersuchten Keramikinlays wurden mit Hilfe dieses Herstellungsverfahrens angefertigt.

Zur Herstellung der Restauration werden vorgefertigte Keramikrohlinge verwendet, die industrielle Herstellung der Rohlinge unter kontrollierten Bedingungen garantiert

konstante Materialeigenschaften. Zunächst erfolgt wie beim Metallinlay die Modellation in Wachs, wodurch eine individuelle Kauflächengestaltung ermöglicht wird. Nach Erhitzen des Keramikrohlings wird die plastische Keramik im Lost-Wax-Verfahren in die geschaffene Hohlform im Empress-Ofen gepresst. Je nach Indikation erfolgt die individuelle Gestaltung der Restauration durch Bemalen (Maltechnik) oder Verblenden (Schichttechnik). Die Vorteile der Presskeramik sind die Verringerung von Porositäten, das Ausbleiben einer Sinterschrumpfung<sup>84</sup> und dadurch erleichterte Gestaltbarkeit von Okklusalfächen, Approximalkontakten und Randbereichen. Die Festigkeit im Bereich von 150 Mpa bis 200 Mpa<sup>85,86</sup> macht Empress 1 Keramik einsetzbar für die Herstellung von Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Aufgrund von Langzeitstudien gelten Empress-1-Versorgungen als klinisch sicheres Verfahren.<sup>87,88,89,90</sup>

## 2.4 Begriffsbestimmung Substanzverlust

Grundlage der vorliegenden Arbeit ist der Verschleiß von keramischer Einlagefüllung und Zahnhartsubstanz. In der Fachsprache unterscheidet man verschiedene Begriffe. Nach *Kunzelmann*<sup>91</sup> und *Hicke*<sup>92</sup> werden zahnmedizinische Verschleißbegriffe nach Form und Ursache differenziert.

### Abrasion

Abrasion ist Abrieb von Zahnhartsubstanz durch zwischengelagerte Partikel aus Nahrung (=Demastikation) oder durch exogene Ursachen (z. B. berufliche Exposition mit Staub, Sand etc.). Hierbei kommt es durch das Prinzip des 3-Körper-Abriebs durch eine reibende bzw. rollende Bewegung eines Abrasionsmediums zu einem Zahnhartsubstanzverlust auch außerhalb der Kontaktpunkte. Es entsteht ein flächiger Substanzverlust.<sup>93</sup>

### Attrition

Diese Art von Verschleiß entsteht durch direkten Zahnkontakt. Dabei spielen Zahnkontakte, die beim Sprechen oder Schlucken entstehen, eher eine untergeordnete Rolle. Wichtiger sind hingegen Parafunktionen wie Pressen oder Knirschen, bei denen sehr hohe intermaxilläre Kräfte auftreten können.<sup>94</sup>

### Erosion

Zahnhartsubstanz besteht zum überwiegenden Teil aus Hydroxyl-, Carbonat- und Fluorapatit. Durch vermehrte Exposition mit Säuren kommt es zu einer chemischen Auflösung und somit zur Abtragung von Zahnhartsubstanz. Häufige Kontakte mit Säuren entstehen z. B. durch Ernährungsstörungen (Bulimie) oder dauerhaften Verzehr von säurehaltigen Lebensmitteln (Zitrusfrüchte, verschiedene Limonaden), aber auch durch berufliche Tätigkeiten mit Exposition chemischer Substanzen (z. B. Dämpfe). Im Gegensatz zur Abrasion und Attrition, die zum überwiegenden Teil an

der Okklusalfäche bzw. an der Inzisalkante entstehen, spielt sich die Erosion an allen Zahnoberflächen ab.<sup>94</sup>

Der im Rahmen dieser klinischen Studie ermittelte Substanzverlust im Bereich der Keramikinlays und im Bereich der Zahnhartsubstanz ist als Summe aus Abrasion, Attrition und Erosion zu werten.

Wie groß der verhältnismäßige Anteil von Abrasion, Attrition und Erosion an dem jeweiligen gemessenen Substanzverlust ist, konnte im untersuchten Patientengut nicht eruiert werden und fand deshalb keine Beachtung bei der Auswertung.

## 2.5 Verschleißverhalten dentaler Werkstoffe

Bei okklusionstragenden Restaurationen im Seitenzahnbereich ist für den klinischen Erfolg das Verschleißverhalten des verwendeten Werkstoffs von entscheidender Bedeutung. Wünschenswert ist ein Verschleißverhalten ähnlich dem natürlichen Schmelz. Somit wäre unabhängig von zahnärztlichen Restaurationen ein gleichmäßiger Abrieb des gesamten Gebisses möglich. In der Literatur finden sich überwiegend in-vitro Studien, die das Verschleißverhalten dentaler Werkstoffe mittels Kausimulatoren oder Abrasionsmaschinen untersuchen.



Abbildung 7: Kausimulator MUC-1

Hierbei kann die Drei-Medien-Abrasion dentaler Werkstoffe unter mundähnlichen Bedingungen mit Hilfe standardisierter Antagonisten untersucht werden.<sup>129</sup> Nach Angaben der Literatur entspricht der Verschleiß, der nach 240000 bis 250000 Kauzyklen produziert wird, dem Verschleiß nach einjährigem klinischen Einsatz<sup>130,131</sup>. Klinische Studien würden unter Anwendung einer exakten Meßmethode zuverlässigere Daten liefern. Jedoch ist es schwierig, die Testparameter festzulegen und zu standardisieren. Klinische Studien sind zudem sehr zeitaufwendig und teuer. Obwohl viele verschiedene in-vitro Kausimulatoren entwickelt wurden um den Verschleiß von dentalen Füllungswerkstoffen zu beurteilen, konnte keines dieser



Geräte den klinischen Prozess des Verschleißes exakt simulieren<sup>132</sup>. Die Untersuchung mit einem Kausimulator kann immer nur als eine Annäherung an die klinischen, sehr unterschiedlichen Bedingungen gesehen werden.

Aus verschiedenen Studien zum Verschleißverhalten dentaler Werkstoffe zeigt sich, dass ein dem Zahnschmelz ähnliches Verschleißverhalten nur bei Goldrestorationen zu erwarten ist. Im in-vitro Abrasionsversuch zeigt die Goldlegierung eine dem natürlichen Zahnschmelz ähnliche Verschleißrate.<sup>61</sup> Vergleicht man hingegen den Abrieb von verschiedenen Kompositen so zeigt sich zwar eine verbesserte Verschleißfestigkeit von Hybridkompositen im Vergleich zu Mikrofüllerkompositen<sup>101</sup>, jedoch insgesamt eine signifikant höhere Verschleißrate von Kompositen im Vergleich zum Zahnschmelz<sup>80</sup>.

Glasionomerezemente erweisen sich aufgrund ihres Verschleißverhaltens als ungeeignet für dauerhafte okklusale Restaurationen. Während sich das Bürstabriebverhalten der Glasionomerezemente nicht signifikant von dem der Komposite und Amalgame unterscheidet, ergeben sich für die Simulation des Zahnkontaktes um bis zu einem Faktor 200 höhere Verschleißraten.<sup>128</sup>

Über das Verschleißverhalten dentaler Keramiken wird in der Literatur widersprüchlich diskutiert. Einerseits wird von einem dem Zahnschmelz ähnlichen Verschleißverhalten berichtet<sup>78,79</sup>, andererseits zeigen Untersuchungen ein geringeres Verschleißverhalten dentaler Keramiken in Vergleich zu natürlichem Zahnschmelz<sup>80,123</sup>.

## 2.6 Messmethoden von Oberflächenveränderungen

Für die quantitative Bestimmung von Oberflächenveränderungen sind in der Literatur verschiedenste Methoden beschrieben.<sup>95</sup>

- optische Messverfahren (Laserinterferometrie, Holographie, Stereofotogrammetrie, Reflex-Mikroskopie, Replikaschnitte, Stereomikroskopie, 3D-Mikroskopie, Occlusal Mapping, Laserscanning)
- Rasterelektronische Messverfahren (Stereofotogrammetrie, Füllerhöhe, Kavitätenwandhöhe), Volumetrische Messverfahren (Volumetrie)
- Mechanische Messverfahren (Profilometrie, 3-Achsen-Mikrometrie)
- Mechanisch Computergestützte Messverfahren (MTS-Extensometer, MC-GCM-System, 3D-Scanner)

Bei der Verschleißbeurteilung von Füllungsmaterialien galt das mechanische Messverfahren der Profilometrie lange Zeit als Standardverfahren<sup>96</sup>, die Oberflächenvermessung mittels Laserscanner stellt heute eine erprobte Alternative dar.

### 2.6.1 Profilometrie

Bei der dreidimensionalen Erfassung von Oberflächen hat sich die Profilometrie aufgrund des großen vertikalen Messbereichs und der relativen Unabhängigkeit von der Oberflächenbeschaffenheit etabliert.<sup>97</sup>

Das Standardmesssystem ist die computergestützte Perthometervermessung.<sup>98</sup> Hierbei werden die Proben auf einem Präzisionstisch fixiert und durch ein, in vertikaler Richtung vollkommen uneingeschränktes, Freitastsystem mittels eines Vorschubsystems abgefahren. Alle gewonnenen Daten werden digital auf einen angeschlossenen PC übertragen und mit einer speziellen Software ausgewertet. Die gewonnenen Daten werden interaktiv zu einer 3D-Oberflächengrafik verarbeitet. In den beschriebenen Fällen wurde entweder eine Abtastspitze eingespannt<sup>96,99,100</sup> oder eine Abtastkugel verwendet<sup>101,102</sup>.

In seiner Publikation zu Messfehlern in der mechanischen Profilometrie wies *Pelka* darauf hin, dass das Verfahren Daten mit sehr hoher Genauigkeit liefert. Nach Herstellerangaben liegt die Genauigkeit beim Perthometer unter  $0,1\ \mu\text{m}$ .

Der zeitliche Aufwand der Messmethode ist jedoch immens. Je Probe muss mit einer Vermessungsdauer von bis zu 24 Stunden gerechnet werden.<sup>97</sup>

## 2.6.2 Oberflächenvermessung mittels Laserscanner

Bei einer Reihe von werkstoffkundlichen Versuchen wird die dreidimensionale Vermessung der Oberfläche mittels eines Lasersensors bereits standardisiert angewendet.<sup>103</sup>

Hierbei wird eine Laserstreifen senkrecht auf das zu digitalisierende Objekt projiziert; die Reflexion an der Objektoberfläche wird von einer CCD-Videokamera erfasst und einer Auswertelektronik zugeführt.

Die Genauigkeit von bis zu  $2\ \mu\text{m}$ , das Vermessen von Oberflächenpunkten in etwa 20 bis 40 Sekunden, sein großer Höhenmessbereich und die modularen Adaptationsmöglichkeiten an variable Objektgrößen werden als Vorteile gegenüber den mechanischen Messverfahren genannt.<sup>103</sup>

### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Probanden

Bei 27 Patienten wurden 54 zwei- und dreiflächige, rein schmelzbegrenzte Keramikinlays eingegliedert. Nach zehn Jahren erfolgte eine Nachuntersuchung der verbliebenen 51 Keramikinlays (mittlere Liegedauer 10,2 Jahre).

Die Patientenauswahl hierfür erfolgte zum damaligen Zeitpunkt im Rahmen einer prospektiven klinischen Studie nach folgenden Kriterien:

- Ein Patient musste mindestens zwei kariöse Läsionen oder mit Füllungen versorgte, auf Sensibilitätsprobe positiv reagierende Zähne aufweisen.
- Die Zähne mussten mindestens zweiflächige Defekte zeigen und nach Kariesexkavation alle Kavitätenwände schmelzbegrenzt sein.
- Zudem sollten die ausgewählten Zähne Antagonistenkontakt haben.

Für die Studie wurden vorzugsweise zweite Prämolaren und Molaren versorgt.<sup>104</sup>



Abbildung 8: klinische Situation nach Präparation

### 3.2 Präzisionsabformung und Modellherstellung

Nach Eingliederung der Keramikinlays erfolgten Präzisionsabformungen mit Aquasil Ultra XLV (Dentsply, Konstanz), die zur Erstellung von Epoxydharzmodellen (AlphaDie MF, Schütz-Dental, Rosbach) dienen.



*Abbildung 9: Präzisionsabformung Aquasil Ultra XLV*

Sowohl das Additionsvernetzende-Silikon Aquasil Ultra als Abformmaterial als auch Epoxydharz als Modellwerkstoff fanden aufgrund der guten Lagerungsstabilität Verwendung.

Im Rahmen der Nachuntersuchung erfolgte zunächst die gewissenhafte Reinigung aller Keramik-Inlays mittels Polierpaste und Gummikelch, anschließend wurden ebenfalls Präzisionsabformungen mit Aquasil Ultra XLV sowie Epoxydharzmodelle erstellt. Für die Abformung der Inlayzähne waren Teilabformlöffel ausreichend. Die gereinigten Zähne wurden mittels intraoraler Applikationsspritze gleichmässig umspritzt, wobei darauf geachtet wurde, dass die Spitze der Mischkanüle stets innerhalb des Abformmaterials geführt wird. Anschließend wurde der befüllte Teilabformlöffel eingebracht und fünf Minuten in Position gehalten, bis das Abformmaterial ausgehärtet war. Die Teilabformungen wurden für zehn Minuten zur Desinfektion ins Impresept Tauchbad (3M ESPE, Seefeld) gegeben und hinterher unter fließendem Wasser abgespült.

Ferner wurden im Rahmen des klinischen Befundes alle statischen Okklusionskontakte im Bereich der Inlayzähne mit Okklufolie markiert und deren Lage dokumentiert.



*Abbildung 10: Okklusionskontakte klinisch*

Zur Erstellung der Epoxydharzmodelle wurde als Modellwerkstoff AlphaDie MF verwendet. Nach Herstellerangaben wurde die Basispaste mit Härter und Füllstoff angemischt und anschließend in die trockene Abformung einlaufen gelassen. Um Luft einschließen zu vermeiden wurde AlphaDie MF anschließend 15 Minuten in einem trockenen Drucktopf bei 2,5 Bar gehärtet.



*Abbildung 11: Epoxydharzmodell*

Vor der Oberflächenvermessung wurden alle Epoxydharzmodelle mit Scan-Spray (Dentaco, Bad Homburg) vorbereitet. Um während des Scannvorgangs Fehler durch Reflexionen zu vermeiden, wurde mit Hilfe dieses Sprays eine Antireflexschicht aufgebracht. In einem Abstand von ca. 20 cm wurden die Modelle gleichmäßig besprüht. Wichtig war eine möglichst gleichmäßige Schichtstärke, um Dimensionsänderungen durch das Scan-Spray zu vermeiden.



*Abbildung 12: Modell mit Scan-Spray vorbereitet*

### 3.3 Oberflächenvermessung

Die so vorbereiteten Epoxydharzmodelle wurden mit Hilfe des 3D-Oberflächenscanners Laserscan 3D (Willytec, Gräfelfing) digitalisiert. Das Gerät wurde in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Zahnerhaltung der Universität München für die dreidimensionale Zahnvermessung entwickelt (Abbildung 12).



Abbildung 13: Laserscan 3D

Hierbei werden die Modelle auf einem Verschiebetisch allmählich vorgeschoben und so Lichtlinie für Lichtlinie optisch erfasst und ausgewertet (Abbildung 13).



Abbildung 14: optisches Abtasten eines Modells

Der Scanner arbeitet nach dem Laser-Triangulationsverfahren, d. h. eine Strichlaserdiode projiziert einen Laserstreifen senkrecht von oben auf das zu digitalisierende Objekt. Eine CCD-Videokamera erfasst die Reflexion des an der

Objektoberfläche reflektierten Laserstrahls und führt ihre Signale einer Auswertelektronik zu.



Abbildung 15: Laserscanner mit CCD-Videokamera

Das Systems zeichnet sich sowohl durch seine Genauigkeit als auch durch seine kurze Vermessungszeit aus. So ist es möglich, bei einer Scanngenauigkeit von  $2\mu\text{m}$  10–20 Lichtlinien pro Sekunde zu erfassen, was einer Abtastrate von 8000 bis 14000 Oberflächenpunkten entspricht.<sup>105</sup>

Aufgrund seiner hohen Genauigkeit und der kurzen Vermessungszeit ist der optische 3D-Sensor neben der Kavitätenerfassung sehr gut zur Abriebbbestimmung von Füllungswerkstoffen in klinischen Studien verwendbar.<sup>103</sup>

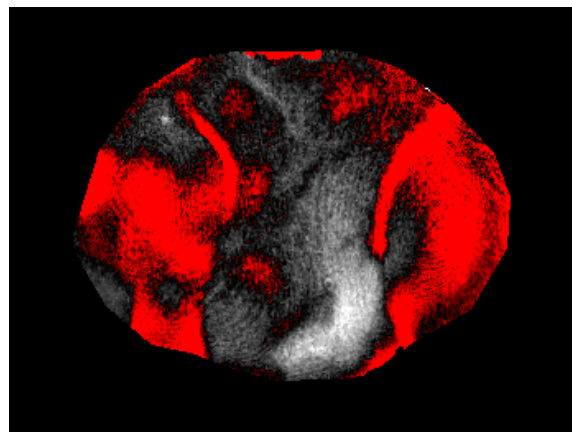
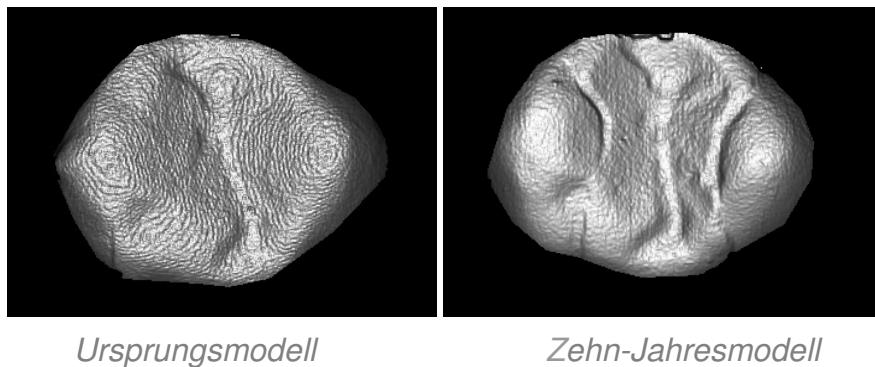
#### 4. Verwendete Scannersoftware

Als Steuersoftware für die eigentliche Erfassung der Oberflächenstruktur wurde die Scannersoftware Scan3D (Willytec, Gräfelfing) verwendet. Diese ermöglicht eine exakte Positionierung der zu scannenden Modelle, die genaue Schärfeneinstellung der Lichtlinie sowie die notwendigen Eichvorgänge und Justierungen.<sup>103,106</sup>

Zum späteren Abgleich der Zehn-Jahresmodelle mit den als Baseline festgelegten Ursprungsmodellen sowie der entsprechenden quantitativen Erfassung und graphischen Darstellung der Ergebnisse erwies sich das Programm Match3D (Willytec, Gräfelfing) als effizient. Dabei erfolgt die Verschleißberechnung durch



Überlagerung der 3D-Daten des jeweiligen Ursprungsmodells mit den 3D-Daten des Zehn-Jahresmodells. Nach erfolgreicher Zuordnung (matching) konnte für jeden x-y-Koordinatenpunkt die Differenz zwischen dem z-Wert (=Höhe) des Ausgangsmodells und dem Nachuntersuchungsmodell berechnet werden. Mit Hilfe der so ermittelten 3D-Datensätze konnte die räumliche Verteilung der Höhenunterschiede zwischen Ursprungs- und Zehn-Jahresmodell als Differenzbild dargestellt werden (Abbildung 15).



*Differenzbild in Fehlfarbandarstellung*

*Abbildung 16: 3D-Datensatz Ursprungsmodell, Zehn-Jahresmodell und Differenzbild (♂, 36 Jahre)*

In der optionalen Fehlfarbandarstellung bedeuten rote Bereiche negative Höhenunterschiede, also Materialverlust; weiße Bereiche repräsentieren positive Höhenunterschiede (=Materialzuwachs); graue Bereiche deuten auf keinen Höhenunterschied hin. Die jeweilige Farbintensität macht die quantitative Größe des Höhenunterschieds zwischen Ursprungs- und Zehn-Jahresmodell deutlich.

### 3.5. Statistische Auswertung

Mit Hilfe des Programms Match 3D (Willytec, Gräfelfing) war es möglich den Substanzverlust in  $\mu\text{m}$  zu erfassen. Zur weiteren statistischen Auswertung waren für jeden mit keramischer Einlagefüllung versorgten Zahn jeweils drei Werte entscheidend:

- der mittlere klinische Substanzverlust des Zahnschmelzes okklusal um das Keramikinlay;
- der Substanzverlust der keramischen Einlagefüllung;
- der Substanzverlust der gesamten Okklusalfäche, also der Verschleiß der keramischen Einlagefüllung und des umgebenden Zahnschmelzes zusammen.

Zudem wurden für jeden untersuchten Zahn jeweils die Anzahl der Oberflächenpunkte für keramische Einlagefüllung, umgebenden Zahnschmelz und gesamte Okklusalfäche ermittelt, über die der Substanzverlust berechnet wurde.

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte mit Hilfe des Programms SPSS 13.0 (Statistical Product and Service Solutions, Chicago/USA).

Die jeweiligen Substanzverluste von keramischer Einlagefüllung wurden mit denen des umgebenden Zahnschmelzes und der gesamten Okklusalfäche aller untersuchten Zähne verglichen.

Aus dem klinischen Befund war die Lage der einzelnen Okklusionskontakte bekannt, die zum Zwecke der späteren statistischen Auswertung in drei Gruppen wie folgt zusammengefasst wurden:

- statischer Okklusionskontakt ausschließlich auf keramischer Einlagefüllung;
- statischer Okklusionskontakt nur auf dem umgebenden Zahnschmelz;
- statischer Okklusionskontakt auf der keramischen Einlagefüllung und auf dem umgebenden Zahnschmelz.

Somit war es möglich, den Zusammenhang zwischen Substanzverlust und Lage der statischen Okklusionskontakte zu vergleichen.

Bei den untersuchten Zähnen wurde zudem zwischen Prämolaren (n=35) und Molaren (n=16) unterschieden, was einen Vergleich des mittleren Verschleißes von keramischer Einlagefüllung, umgebendem Zahnschmelz und gesamter Okklusalfäche zwischen Prämolaren und Molaren ermöglicht.

Alle Ergebnisse wurden auf Signifikanz überprüft, das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt. Zur graphischen Darstellung der Ergebnisse fanden aufgrund der Übersichtlichkeit Box-Plots Verwendung (Abbildung 16). Die erforderlichen statistischen Daten können den Tabellen im Anhang entnommen werden.

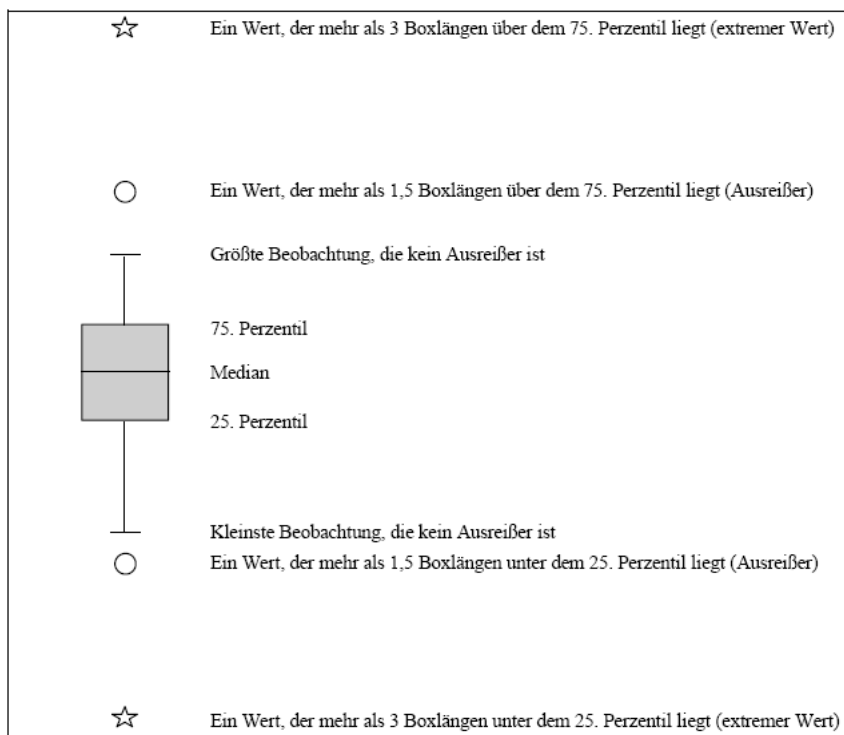


Abbildung 17: Erklärung Boxplot<sup>107</sup>

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Anzahl der Messpunkte

Von Laserscan 3D wurden insgesamt 1811645 Oberflächenpunkte auf den 51 Keramikinlays und 1173873 Oberflächenpunkte im umgebenden Zahnschmelz vermessen. Das bedeutet, dass je Prämolare im Mittel 45109 (SD 12532) Punkte und je Molar durchschnittlich 88044 Punkte (SD 17164) vermessen wurden (Abbildung 17).

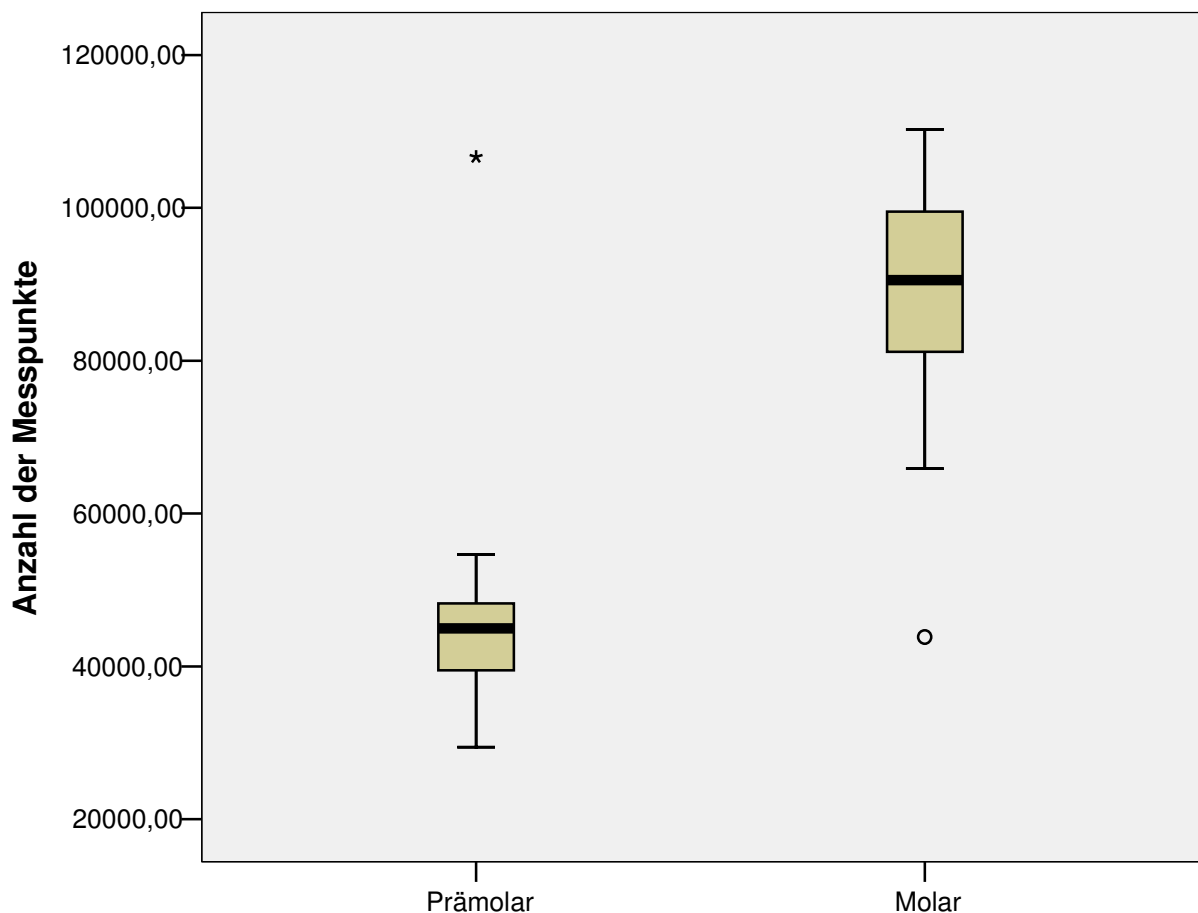


Abbildung 18: Anzahl der durchschnittlichen Messpunkte pro Zahn

Bei genauerer Betrachtung des vermessenen Flächenverhältnis zwischen Keramikinlay und Zahnschmelz zeigt sich, dass je Prämolar durchschnittlich 25995 (SD 10232) Messpunkte dem Keramikinlay und 19039 (SD 7516) Messpunkte dem jeweiligen Zahnschmelz zugeordnet werden konnten (Abbildung 18).

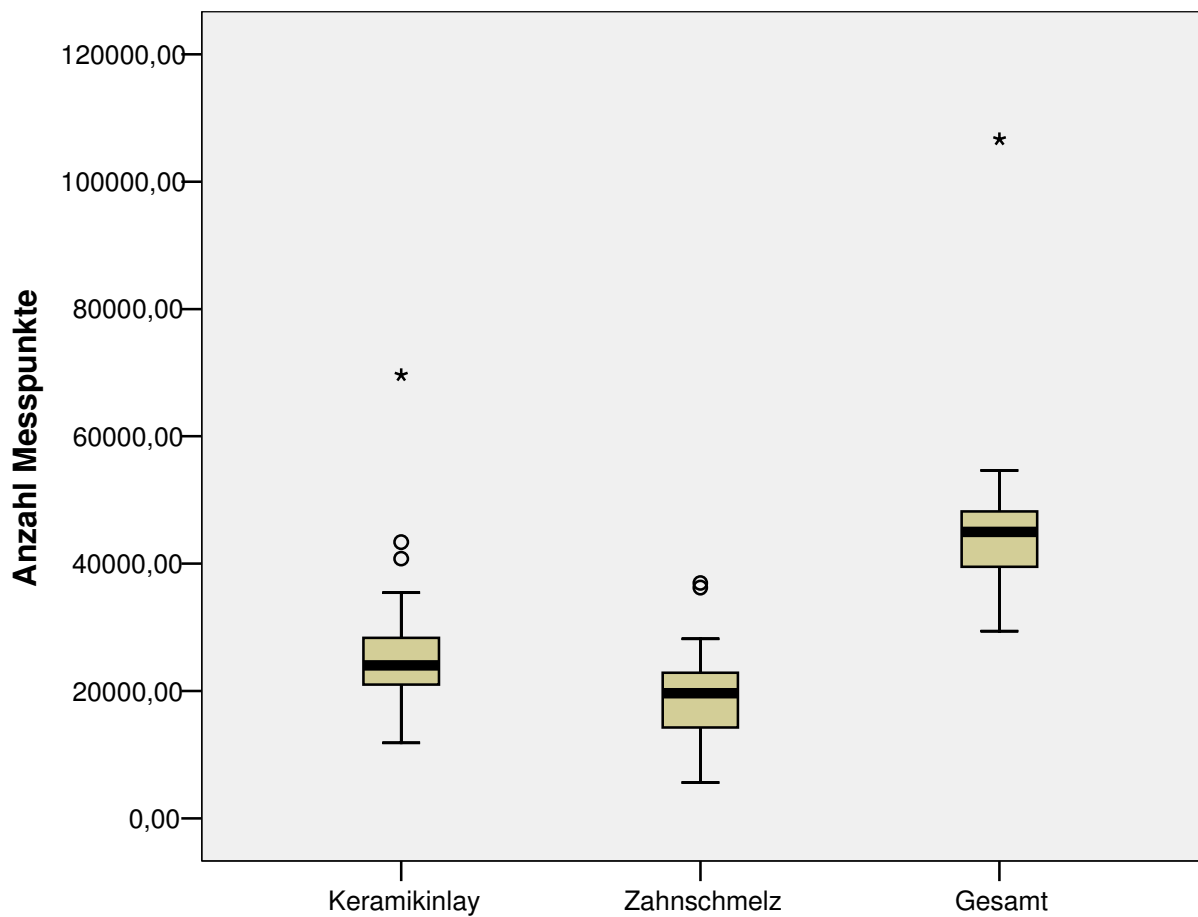


Abbildung 19: Durchschnittliche Anzahl von Messpunkten bei Prämolaren

Bei den Molaren lag das Verhältnis bei durchschnittlich 56363 (SD 9595) Messpunkten auf dem Keramikinlay zu 31720 (SD 9623) Messpunkten auf dem umgebenden Zahnschmelz (Abbildung 19).

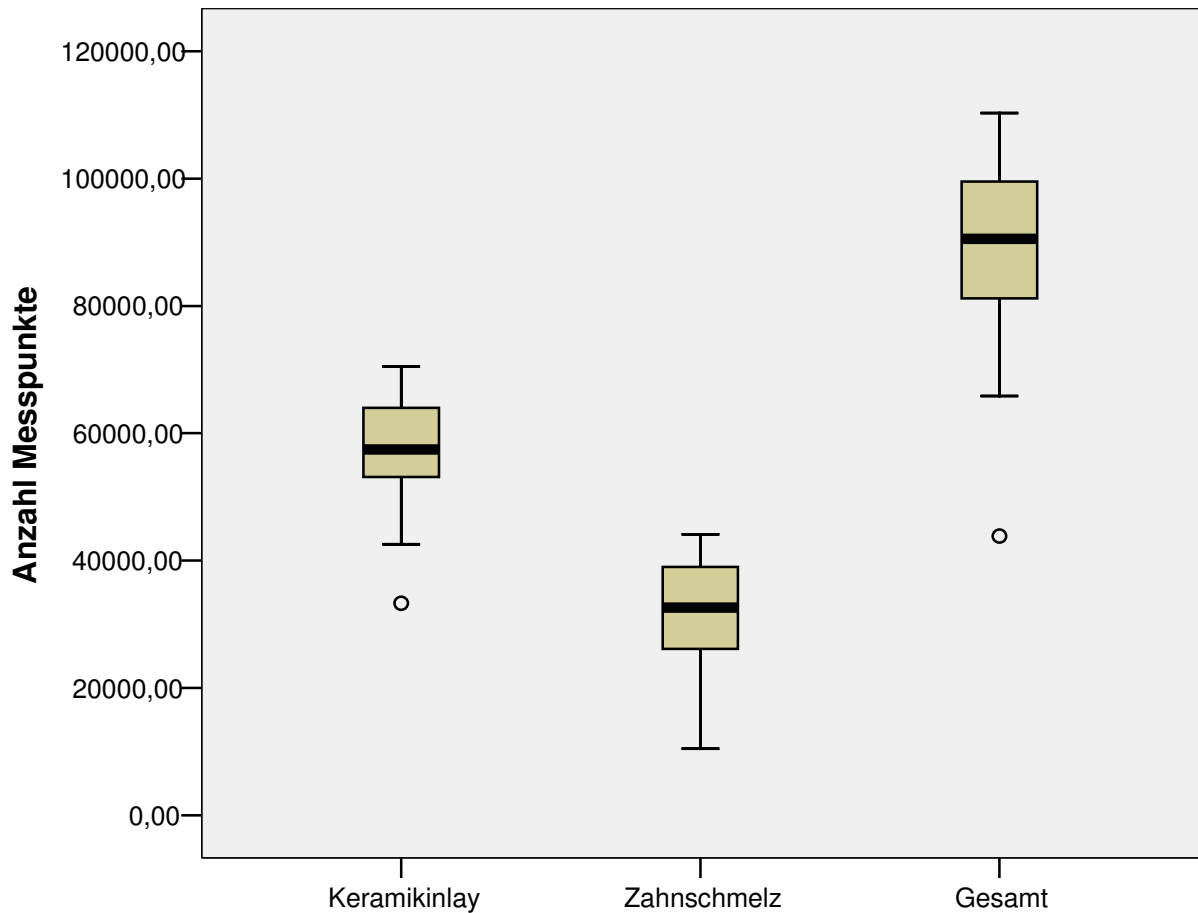


Abbildung 20: Durchschnittliche Anzahl von Messpunkten bei Molaren

## 4.2 Vergleich des Substanzverlusts von Keramikinlay, umgebenden Zahnschmelz und gesamter Okklusalfäche

### 4.2.1 Gesamtkollektiv

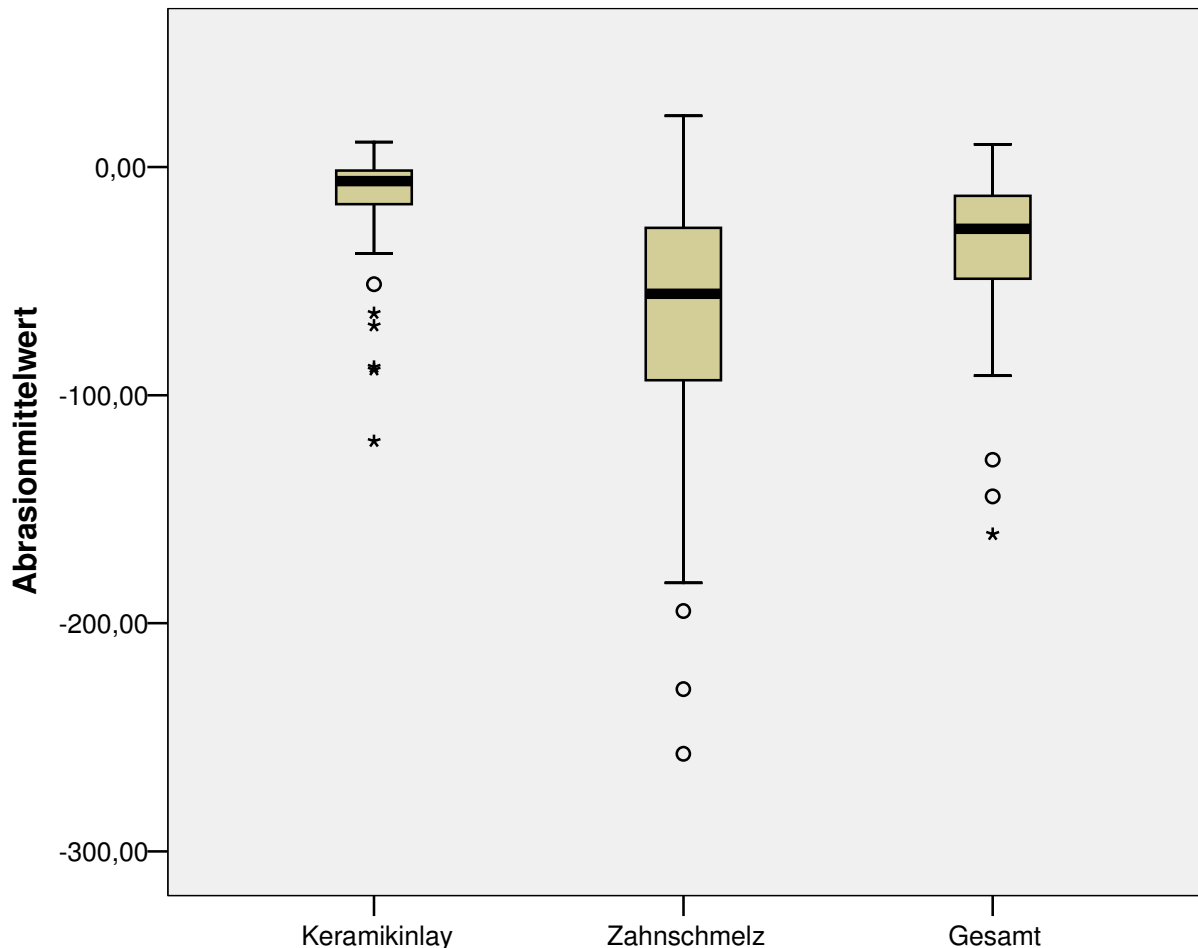


Abbildung 21: Substanzverlust aller untersuchten Zähne in  $\mu\text{m}$

In Anbetracht aller untersuchten Zähne liegt der mittlere klinische Substanzverlust des Zahnschmelzes isoliert betrachtet bei  $-67,37 \mu\text{m}$  (SD 26,88).

Der Substanzverlust der keramischen Einlagefüllung zeigt jedoch nur einen durchschnittlichen Wert von  $-16,18 \mu\text{m}$  (SD 26,88).

Mit  $-37,78 \mu\text{m}$  (SD 36,29) zeigt der durchschnittliche Substanzverlust der gesamten Okklusalfäche einen Mittelwert aus dem Substanzverlust des Zahnschmelzes und der keramischen Einlagefüllung (Abbildung 20).

## 4.2.2 Prämolaren

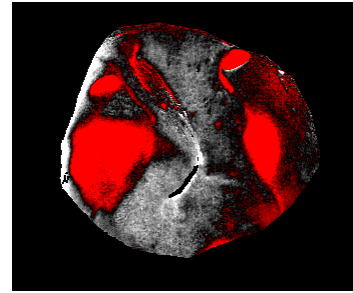


Abbildung 22: Differenzbild Prämolare in Fehlfarbdarstellung

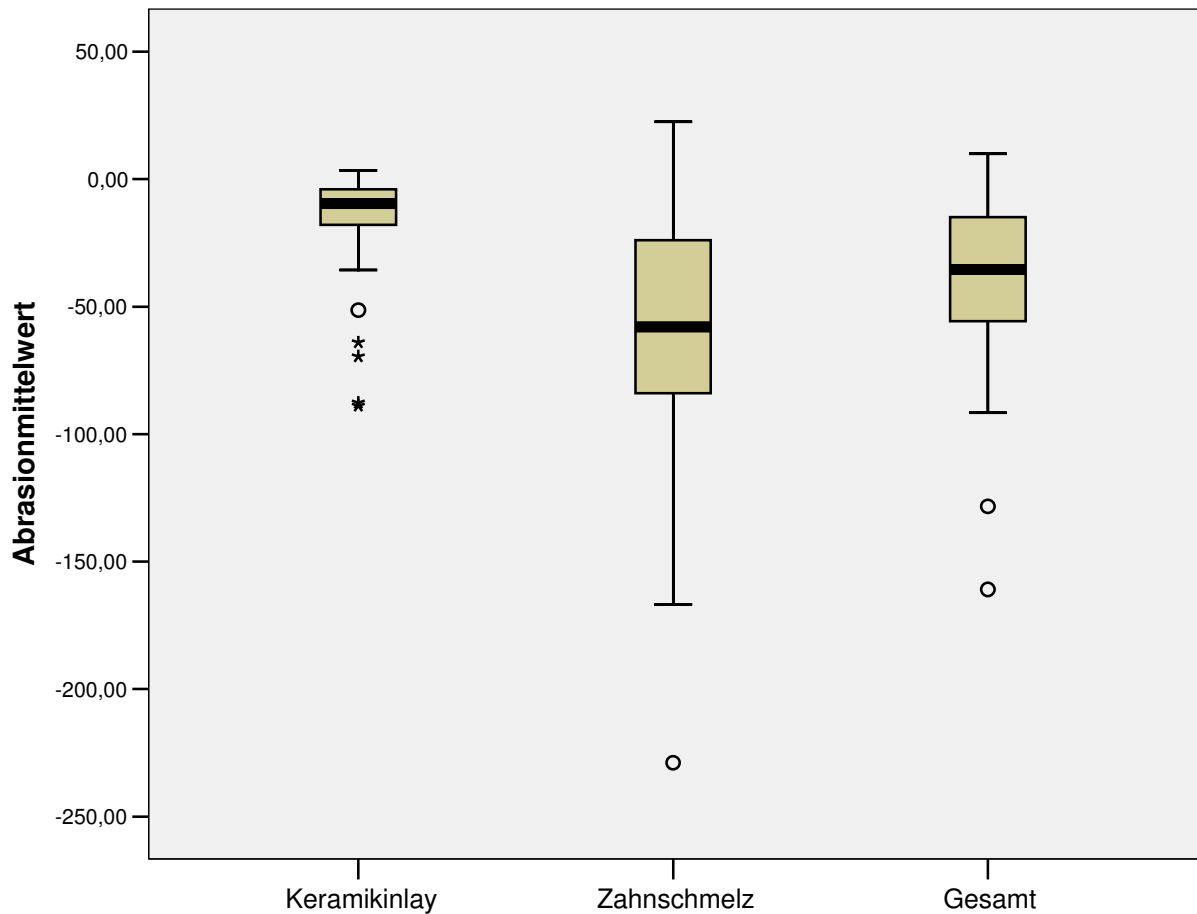


Abbildung 23: Substanzverlust aller untersuchten Prämolaren in  $\mu\text{m}$

Für die untersuchten Prämolaren ( $n=35$ ) ergibt sich ein mittlerer Substanzverlust des Zahnschmelzes von  $-61,93 \mu\text{m}$  (SD  $52,81$ ), ein durchschnittlicher Substanzverlust der keramischen Einlagefüllung von  $-18,47 \mu\text{m}$  (SD  $24,69$ ) und ein mittlerer Substanzverlust der gesamten Okklusalfäche von  $-40,39 \mu\text{m}$  (SD  $36,61$ ) (Abbildung 22).



### 4.2.3 Molaren

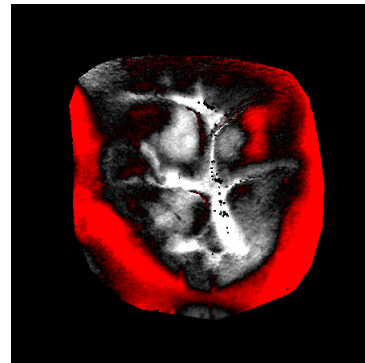


Abbildung 24: Differenzbild Molar in Fehlfarbdarstellung

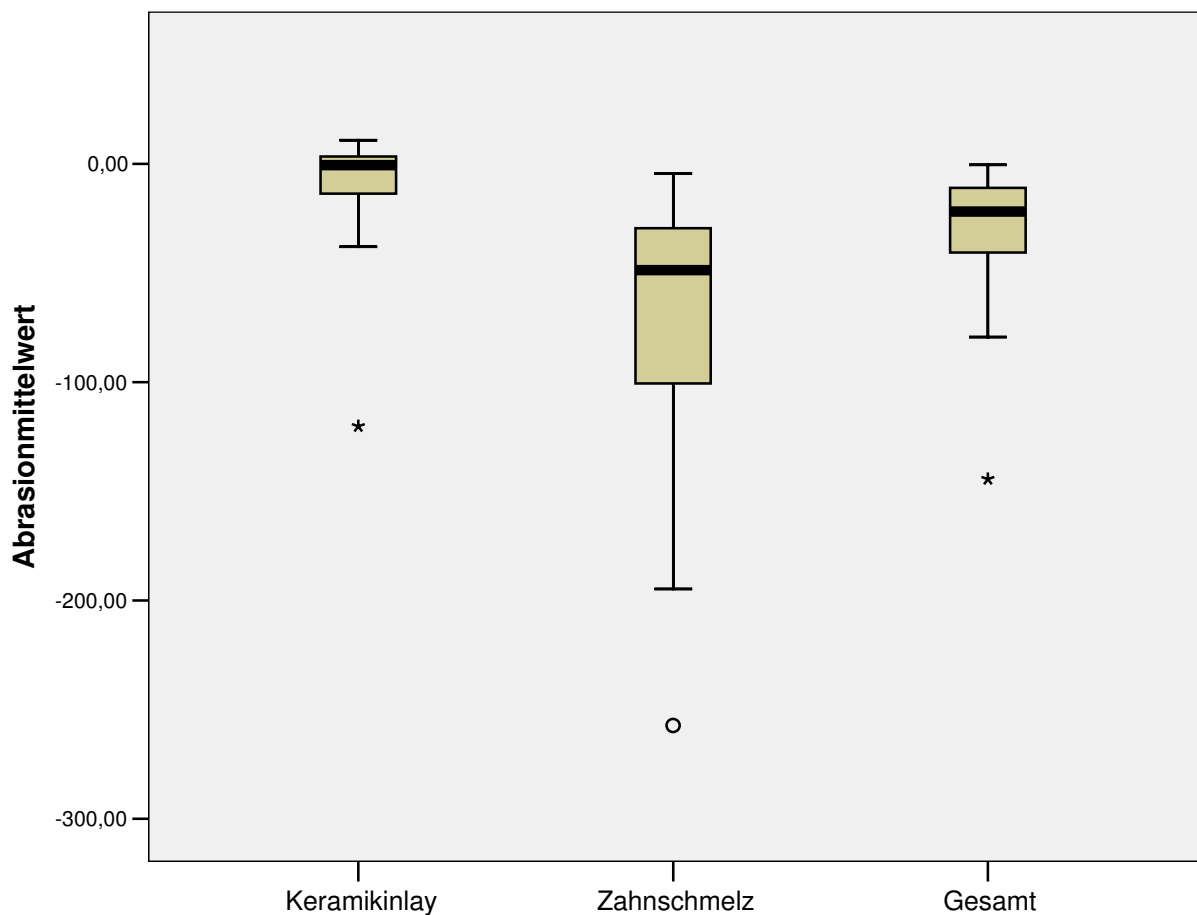


Abbildung 25: Substanzverlust aller Molaren in  $\mu\text{m}$

Der Zahnschmelz um die keramische Einlagefüllung der untersuchten Molaren ( $n=16$ ) weist einen mittleren Substanzverlust von  $-79,27 \mu\text{m}$  (SD  $72,11$ ), die untersuchten Keramikinlays an Molaren eine durchschnittlichen Substanzverlust von  $-11,16 \mu\text{m}$  auf. Der Verschleiß der gesamten untersuchten Okklusalfäche liegt bei  $-32,07 \mu\text{m}$  (SD  $36,07$ ) (Abbildung 24).

#### 4.2.4 Vergleich des mittleren Substanzverlusts

Mittlerer Substanzverlust in $\mu\text{m}$	Keramikinlay	Zahnschmelz	gesamte Okklusalfäche
Gesamtkollektiv	-16,18	-67,37	-37,78
nur Prämolaren	-18,47	-61,93	-40,39
nur Molaren	-11,16	-79,27	-32,07

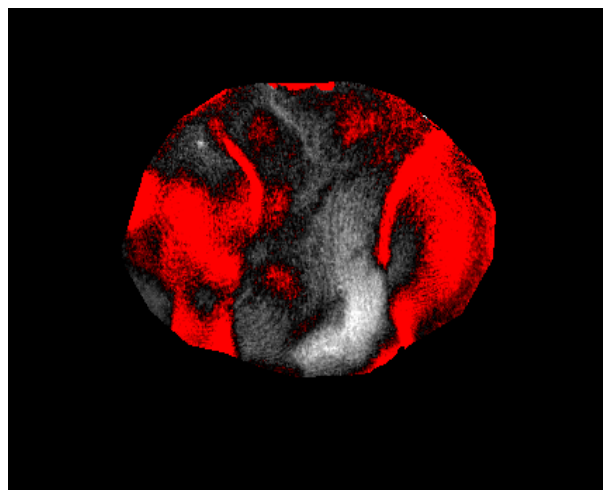
Tabelle 2: Zusammenfassung Substanzverlust



a



b



c

Abbildung 26: a; klinische Situation Keramikinlay Zahn 15 nach zehn Jahren  
 b; Vergrößerung derselben Situation, deutlich sichtbarer Höhenunterschied zwischen Keramikinlay und Zahnschmelz  
 c; Differenzbild Zahn 15 in Fehlfarbendarstellung

Vergleicht man bei den 51 nachuntersuchten Zähnen (mittleren Liegedauer 10,2 Jahre) den mittleren Substanzverlust von keramischer Einlagefüllung und umgebendem Zahnschmelz, zeigt sich ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$  Mann-Whitney-Test).

In allen Untergruppen (Gesamt, Prämolaren, Molaren) ist im Bereich des Zahnschmelzes ein mehr als dreifach größerer Substanzverlust nachweisbar als im Bereich des zugehörigen Keramikinlays. Der Verschleiß der gesamten Okklusalfäche bildet abhängig der Flächenverteilung Keramikinlay/Zahnschmelz einen Mittelwert.

Im Bereich der Prämolaren ( $-18,47 \mu\text{m}$ ) ist ein signifikant ( $p = 0,027$  Mann-Whitney-Test) höherer Substanzverlust an den Keramikinlays feststellbar als im Bereich der Molaren ( $-11,16 \mu\text{m}$ ).

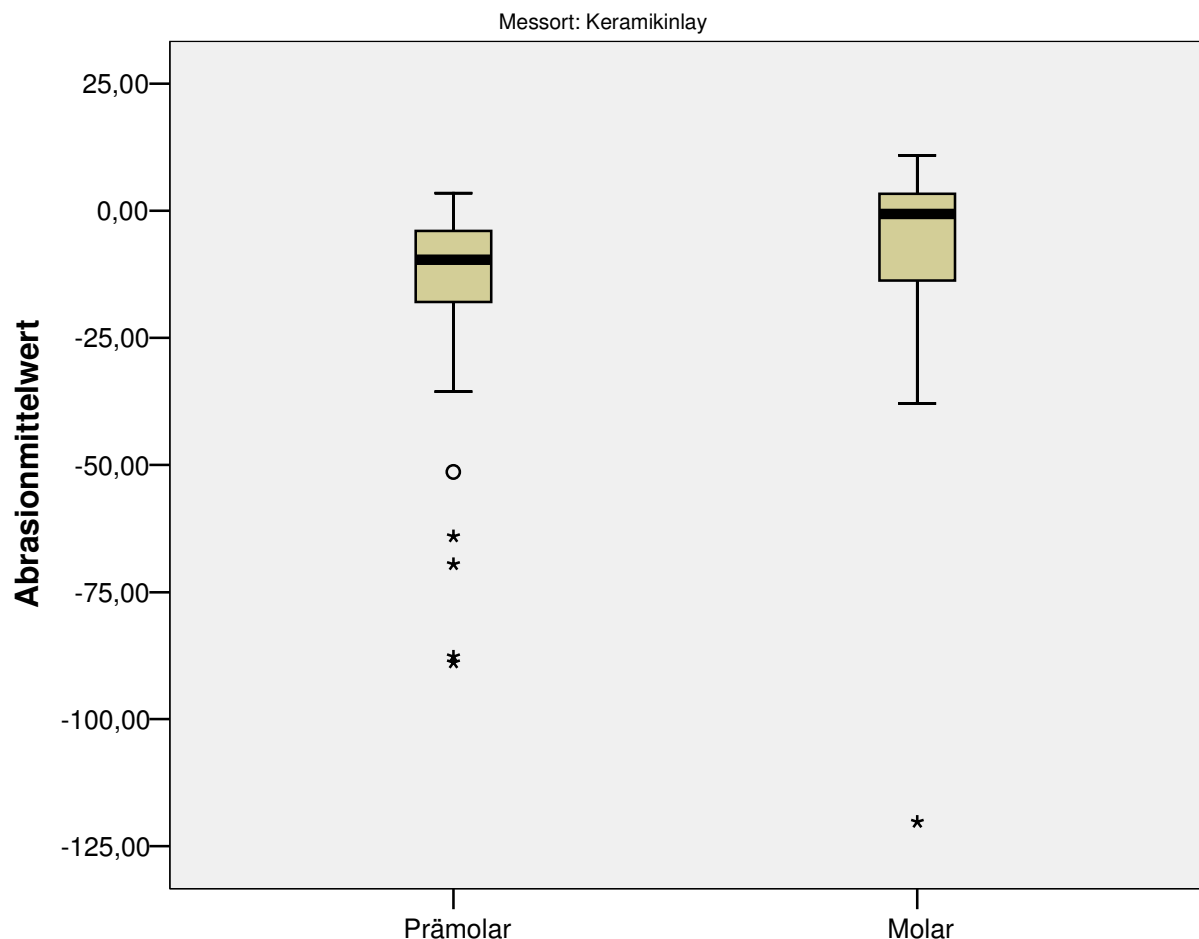


Abbildung 27: Vergleich des mittleren Substanzverlustes zwischen Prämolaren und Molaren im Bereich des Keramikinlays

Der Substanzverlust an Zahnschmelz hingegen fällt im Molarenbereich mit durchschnittlich  $-79,27 \mu\text{m}$  etwas höher aus als im Bereich der Prämolaren mit  $-61,93 \mu\text{m}$  (nicht signifikant,  $p=0,776$  Mann-Whitney-Test).

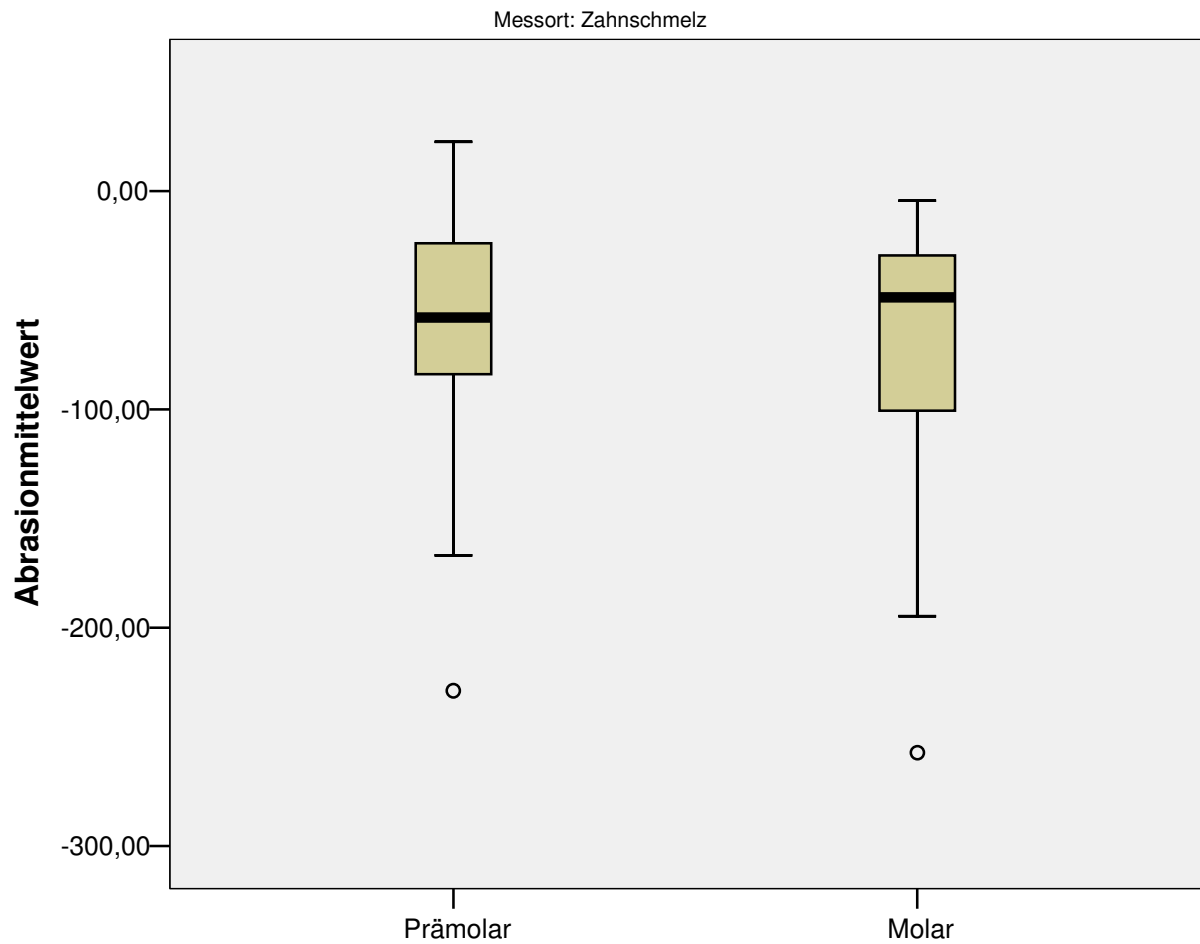


Abbildung 28: Vergleich des Substanzverlustes zwischen Prämolaren und Molaren im Bereich des Zahnschmelzes

#### 4.4 Zusammenhang zwischen Substanzverlust und Lage der Okklusionskontakte

Aus dem klinischen Befund ist die Lage der einzelnen, statischen Okklusionskontakte jedes untersuchten Zahnes bekannt. Diese werden für die statistische Auswertung in drei Gruppen wie folgt zusammengefasst:

- statischer Okklusionskontakt ausschließlich auf der keramischen Einlagefüllung;
- statischer Okklusionskontakt nur auf dem umgebenden Zahnschmelz;
- statischer Okklusionskontakt sowohl auf der keramischen Einlagefüllung als auch auf dem Zahnschmelz (Tabelle 3).

<b>Lage der Okklusionskontakte</b>	<b>Prämolar</b>	<b>Molar</b>	<b>Total</b>
nur Inlay	7	3	10
nur Zahnschmelz	6	0	6
Inlay und Zahnschmelz	22	13	35
Total	35	16	51

*Tabelle 3: Lage der Okklusionskontakte*

Somit ist es möglich, den Zusammenhang zwischen Substanzverlust und Lage der statischen Okklusionskontakte auszuwerten.

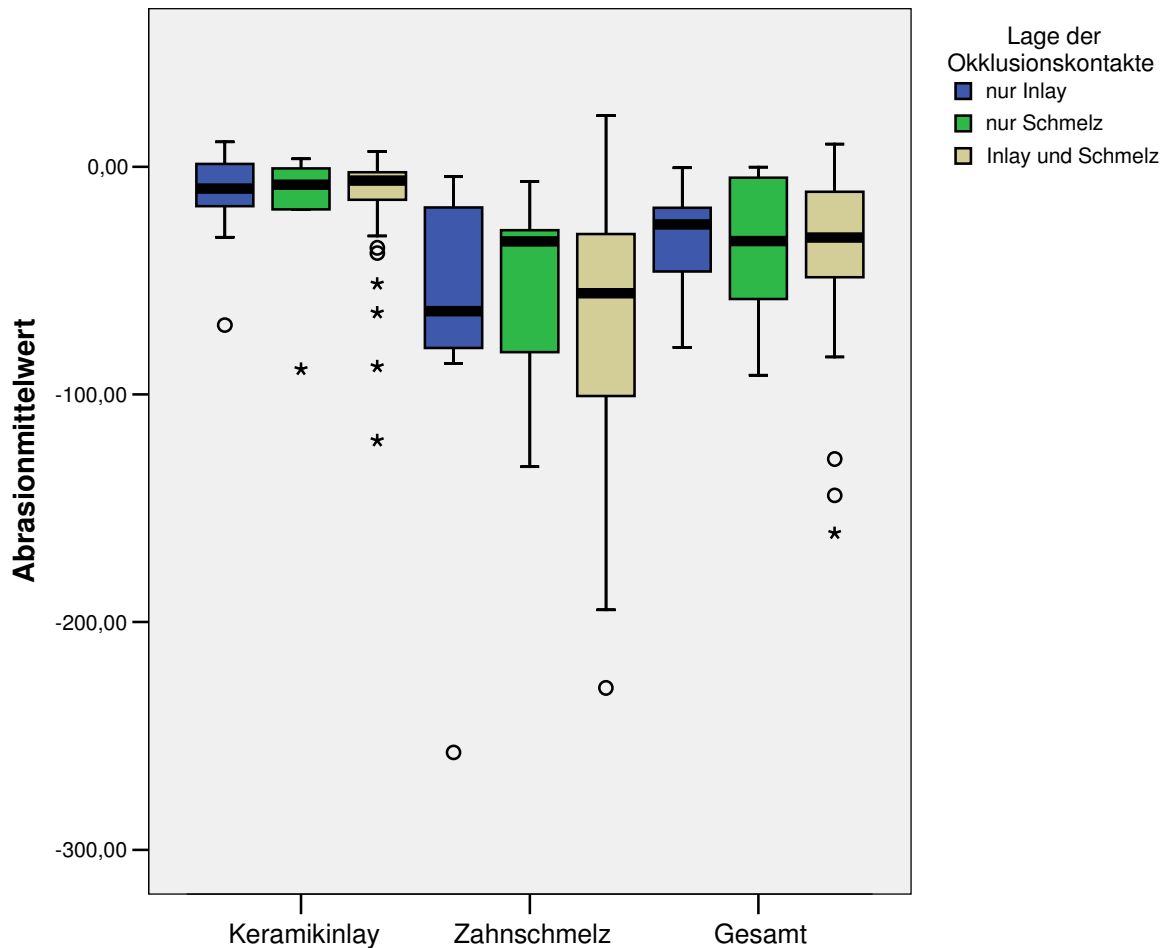


Abbildung 29: Zusammenhang des mittleren Substanzverlustes in  $\mu\text{m}$  zu Lage der Okklusionkontakte aller untersuchten Zähne

Abhängig von der Lage der statischen Okklusionskontakten sind unterschiedliche Verschleißwerte feststellbar.

So zeigt sich, dass die keramische Einlagefüllung mit  $-20,09 \mu\text{m}$  (SD 34,63) den höchsten mittleren Substanzverlust bei den Zähnen aufweist, welche statische Okklusionskontakte ausschließlich auf dem Zahnschmelz besitzen; gefolgt von einem durchschnittlichen Substanzverlust der Keramik von  $-16,08 \mu\text{m}$  (SD 27,27) bei den Zähnen mit statischen Okklusionskontakten auf Zahnschmelz und Keramikinlay.

Den geringsten, mittleren Substanzverlust im Bereich der keramischen Einlagefüllung mit  $-14,17 \mu\text{m}$  weisen die Zähne auf, bei denen alle statischen Okklusionskontakte ausschließlich auf dem Keramikinlay zu liegen kommen. Der Substanzverlust der keramischen Einlagefüllung war nicht signifikant von der Lage der statischen Okklusionskontakte abhängig ( $p=0,916$ , Post-Hoc-Test).

Betrachtet man den Substanzverlust des Zahnschmelzes, wird deutlich, dass die Zähne mit statischen Okklusionskontakten auf dem Keramikinlay mit  $-67,82 \mu\text{m}$  (SD 73,09) und Zähne mit Okklusionskontakten auf Zahnschmelz und Keramikinlay mit  $-69,86 \mu\text{m}$  (SD 58,35) einen ähnlich hohen mittleren Materialverlust im Bereich des Zahnschmelzes aufweisen. Die Zähne mit statischen Okklusionskontakten ausschließlich auf dem Zahnschmelz zeigen einen geringeren mittleren Verschleiß des Zahnschmelzes mit  $-52,16 \mu\text{m}$  (SD 46,18). Die Abweichung des Substanzverlustes an Zahnschmelz in Abhängigkeit zur Lage der statischen Okklusionskontakte ist ebenfalls nicht signifikant ( $p=0,802$  Post-Hoc-Test).

Der gesamte okklusale Substanzverlust war bei Zähnen mit statischen Okklusionskontakten auf Keramikinlay und Zahnschmelz mit  $-39,37 \mu\text{m}$  (SD 39,50) am höchsten, gefolgt von Zähnen mit Okklusionskontakten ausschließlich auf dem Zahnschmelz mit  $-36,59 \mu\text{m}$  (SD 36,67). Den geringsten mittleren okklusalen Substanzverlust zeigen Zähne mit Okklusionskontakten ausschließlich auf der keramischen Einlagefüllung mit  $-32,88 \mu\text{m}$  (SD 25,24). Auch der Unterschied an Substanzverlust der gesamten Okklusalfäche in Abhängigkeit zur Lage der statischen Okklusionskontakte ist nicht signifikant ( $p=0,884$  Post-Hoc-Test).

## 5. Diskussion

### 5.1 Kritische Diskussion über Material und Methode

#### 5.1.1 Auswahl der Keramik

Zu Beginn der prospektiven klinischen Studie wurde zur Herstellung aller keramischen Einlagefüllungen auf das IPS-Empress1-System zurückgegriffen.<sup>104</sup> Entscheidend waren die gute Primärpassung mit Klebefugenbreiten zwischen 21 und 139  $\mu\text{m}$ <sup>108,109,110</sup>, die guten optischen Eigenschaften der Glaskeramik und eine langjährige klinische Erfahrung<sup>111,112,87,88,89,90</sup>. Die Überlebensrate von Empress1-Keramikinlays wird in der Literatur mit 96% nach vier Jahren und 91% nach sieben Jahren<sup>113</sup> aufgeführt, was im Bereich der Überlebenswahrscheinlichkeit von Goldinlays, 87,5% nach zehn Jahren<sup>114,115</sup> liegt.

Bei den Keramikinlays der vorliegenden Studie konnte eine Überlebensrate von 94% nach zehn Jahren festgestellt werden.

#### 5.1.2 Auswahl des Abformmaterials

Die Wahl des Abformmaterials war schon zu Beginn der klinischen Studie von entscheidender Bedeutung. Um auch nach Jahren noch im Rahmen klinischer Nachuntersuchungen auf die Abformungen zurückgreifen zu können, musste ein Abformmaterial mit bestmöglichen Lagerungseigenschaften verwendet werden. Aus diesem Grund war ein additionsvernetzendes Silikon sowohl kondensationsvernetzenden Silikonen wie auch Polyätherabformmassen vorzuziehen.<sup>116,117,118</sup>

Das verwendete A-Silikon Aquasil Ultra XLV (Dentsply, Konstanz/Deutschland) besteht aus einem Zwei-Komponenten-System, welches beim Applizieren mittels zugehöriger Mischpistole selbständig in korrektem Verhältnis (Basis/Katalysator 5:1) homogen vermischt wird.

Die Basispaste enthält Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen (Polydimethylsiloxane), einen Katalysator (Hexachlorplatinsäure) sowie diverse Füll-



und Farbstoffe. Die Katalysatorpaste setzt sich aus Organohydrogensiloxanen und ebenfalls verschiedenen Füll- und Farbstoffen zusammen.

Nach dem Mischen der beiden Pasten reagieren die Vinylgruppen der Basispaste durch Umlagerung der Bindungen mit den Organohydrogensiloxanen der Katalysatorpaste zu Polymeren. Da es sich um eine reine Umlagerung von chemischen Bindungen handelt, entstehen im Gegensatz zur Polykondensation bei dem Mechanismus der Polyaddition keine niedermolekularen flüchtigen Stoffe. Aus diesem Grund schrumpfen additionsvernetzende Silikone beim Polymerisieren weniger als kondensationsvernetzende und sind darüber hinaus auch wesentlich lagerungsbeständiger.<sup>116,118</sup>

Um vergleichbare klinische Bedingungen zu schaffen und zum Zwecke weiterer Nachuntersuchungen, wurde für die Abformungen im Rahmen der vorliegenden Zehn-Jahres Nachuntersuchung ebenfalls der A-Silikon Aquasil Ultra XLV (Dentsply, Konstanz/Deutschland) verwendet.

### 5.1.3 Vorbereitung der Modelle

Die Epoxydharzmodelle, die vor zehn Jahren mit Hilfe der Abformungen nach Eingliederung der Keramikinlays hergestellt wurden, konnten aufgrund des guten Zustandes für die Oberflächenvermessung direkt verwendet werden. Sowohl die Epoxydharzmodelle nach Eingliederung der Keramikinlays als auch die mit Hilfe der Abformungen aus der Zehn-Jahres-Nachuntersuchung entstandenen Epoxydharzmodelle wurden mit Scan-Spray (Dentaco, Bad Homburg/Deutschland) für das Digitalisieren vorbereitet.

Die Beschichtung der Modelle mit einer Antireflexschicht vor dem optischen Abtasten ist für die Oberflächenvermessung mit dem verwendeten Scanner nötig, um Fehler durch Reflexionen zu vermeiden.

Lange Zeit erfolgte dieser Arbeitsschritt durch Bepudern der zu scannenden Modelle mit Titandioxid, was aber zu einer ungleichmäßigen Schichtdicke führte und so das Ergebnis nachhaltig verfälschte.

Durch die Verwendung des Dentaco-Scan-Sprays kann eine annähernd gleichmäßige Schichtdicke erreicht werden, was die Detailwiedergabe und Datenqualität entscheidend verbessert.<sup>119</sup> Beachtet man jedoch die Scangenaugkeit

des verwendeten Laserscanners von 2  $\mu\text{m}$ , ist eine, wenn auch minimale, Beeinflussung der 3D-Daten durch das Scan-Spray nicht auszuschließen.

Dieser Fehler ist aber für alle untersuchten Proben gleich (=systemischer Fehler), der eventuell die absoluten Werte beeinflusst, nicht aber das relative Verhältnis.

#### 5.1.4 Auswertung der 3D-Daten

Die mittels Laserscan 3D (Willytec, Gräfelfing/Deutschland) gewonnenen Daten wurden dann mit dem Programm Match3D (Willytec, Gräfelfing/Deutschland) ausgewertet. Dabei erfolgt die Verschleißberechnung durch Überlagerung der 3D-Daten des jeweiligen Ursprungsmodells mit den 3D-Daten des Zehn-Jahresmodells. Als großer Vorteil erwies sich, dass Ursprungs- und Nachuntersuchungsmodell nicht in räumlich identischer Position auf dem Verschiebetisch des Laserscanners platziert werden mussten. Durch den Matching-Algorithmus von Match3D war es möglich, eine durch unterschiedliche Positionierung der Modelle hervorgerufene Verschiebung zu beseitigen. Hierfür war es nötig, drei korrespondierende Punktepaare auf zusammengehörigen Bildern zu markieren, um die Modelle gleich auszurichten. Da die Bilder aufgrund verschiedenster Einflüsse (z. B. Abdruck- und Modellgenauigkeiten, Verschleiß) nicht absolut identisch sein konnten, war dies nur näherungsweise möglich. Um Fehler bei der Zuordnung der korrespondierenden Punktepaare möglichst gering zu halten, wurde versucht, beständige Punkte der Okklusalfäche – beispielsweise Punkte in Fissuren, keine Punkte an Höckerspitzen – auszuwählen.

Ersichtlich fehlerhafte Bereiche, wie Blasen an Abformung/Modell oder fakturierte Teile der keramischen Einlagefüllung/Zahnschmelz usw., wurden vor dem Matchen mit Hilfe der Bildbearbeitungssoftware „entfernt“.

Für den beschriebenen Versuchsaufbau wird eine Reproduziergenauigkeit, d. h. mehrfaches Einscannen des gleichen Modells ohne Positionsänderung von 1  $\mu\text{m}$  beschrieben. Ist dies nicht möglich, wird nach automatischer Software-Positionierung, also mehrfaches Einscannen des gleichen Modells mit Positionsänderung, eine Genauigkeit von 10  $\mu\text{m}$  angegeben.<sup>103</sup>

Die Präzision der Oberflächenvermessung ließe sich durch die Anwendung zusätzlicher Messmethoden erhöhen. So wird beispielsweise bei der mechanischen

Profilometrie eine Genauigkeit beim Perthometer unter  $0,1\ \mu\text{m}$  angegeben, diese Präzision geht aber mit einem immensen zeitlichen Mehraufwand einher. Für die Vermessung eines Objekts wird eine Vermessungsdauer von bis zu 24 Stunden angegeben. Der in der vorliegenden Studie verwendete Laserscanner ermöglicht eine Abtastrate von 8000 bis 14000 Oberflächenpunkte pro Sekunde. Bei durchschnittlich 45109 Messpunkten (SD12532) auf Prämolaren und 88044 Messpunkten (SD17164) auf Molaren betrug die Vermessungsdauer mit dem Laserscanner pro Objekt 5-11 Sekunden.

Abzuwägen ist, ob diese Präzision bei dem beschriebenen Versuchsaufbau die Aussagekraft der Ergebnisse verbessert.

Bei der Verfahrenskette Abformung<sup>120</sup>- Modellherstellung- Digitalisierung kommt es unvermeidbar zu dreidimensionalen Formänderungen. Unter Berücksichtigung dieser Fehlerquellen erscheint die Scanngenauigkeit der verwendeten Messmethode ausreichend. Die Verwendung einer genaueren Oberflächenvermessung würde die Aussagekraft der Ergebnisse nicht verbessern, jedoch den zeitlichen Aufwand enorm steigern.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Flächenverhältniss Keramikinlay/Zahnschmelz

An den untersuchten 35 Prämolaren wurden insgesamt 1578815 Oberflächenpunkte vermessen. Obwohl nur 16 Molaren ausgewertet wurden, betrug die Anzahl der vermessenen Oberflächenpunkte auf Molaren 1408704, was auf die annähernd doppelt so große Okklusalfäche von Molaren zurückzuführen ist. Trotz der unterschiedlichen Anzahl an vermessenen Zähnen ist die untersuchte Oberfläche der beiden Zahngruppen vergleichbar.

Auffallend ist, dass im Vergleich zu Prämolaren das Flächenverhältnis von Zahnschmelz zu Keramikinlay an Molaren deutlich in Richtung Keramikinlay verschoben ist. Für die Auswertung ist anzumerken, dass die abrasiven Kräfte, die auf die gesamte Okklusalfäche treffen, im Bereich der Molaren zu 64,02% auf die härtere Keramik wirken; bei den Prämolaren hingegen nur zu 57,63% auf die

Keramik und zugleich zu einem etwas größerem Teil auf den „weicheren“ Zahnschmelz.

Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse ist anzunehmen, dass ein Zusammenhang zwischen Flächenverhältnis von harter Keramik zu weicherem Zahnschmelz und Substanzverlust besteht.

Im Bereich der Molaren wirken die abrasiven Kräfte zu einem größeren Teil auf die Keramik, die einwirkende Kraft wird also auf eine größere Fläche härteren Materials verteilt, was insgesamt zu einem geringeren Substanzverlust der gesamten Okklusalfäche (-32,07  $\mu\text{m}$ ) führt. Im Bereich der Prämolaren hingegen treffen abrasive Kräfte auf eine verhältnismäßig kleinere Fläche harten Materials, was zu einem vergleichsweise größeren Substanzverlust der gesamten Okklusalfäche (-40,39  $\mu\text{m}$ ) führt.

### 5.2.2 Vergleich des mittleren Substanzverlust

Der Vergleich des Verschleißes an allen 51 nachuntersuchten Inlayzähnen zeigt einen signifikanten Unterschied an Substanzverlust zwischen keramischer Einlagefüllung (-16,18  $\mu\text{m}$ ) und umgebendem Zahnschmelz (-67,37  $\mu\text{m}$ ).

In allen Untergruppen (Gesamt, Prämolaren, Molaren) ist im Bereich des Zahnschmelzes ein mehr als 3-fach größerer Substanzverlust nachweisbar als im Bereich des zugehörigen Keramikinlays. Der Verschleiß der gesamten Okklusalfäche bildet abhängig der Flächenverteilung Keramikinlay/Zahnschmelz einen Mittelwert.

In der Literatur sind unterschiedliche Angaben zum Abriebverhalten der IPS Empress 1 Keramik im Vergleich zum Zahnschmelz zu finden sind. Zum Teil wird behauptet, dass das Abriebverhalten der IPS Empress 1 Keramik in etwa auf dem Niveau des Zahnschmelzes liegt.<sup>78,79</sup> Anhand der im Rahmen dieser klinischen Studie gewonnenen Ergebnisse kann diese Aussage für die nachuntersuchten Keramikinlays klar widerlegt werden: Es ist ein signifikanter Unterschied an Substanzverlust zwischen IPS Empress Keramik und umgebenden Zahnschmelz feststellbar.

Die meisten Studien über Abrasionsverhalten von Werkstoffen sind In-vitro-Studien. Der Vorteil besteht in einer höheren Reproduzierbarkeit und exakt gleichen

Laborbedingungen aller Prüfkörper. Dennoch können Ergebnisse aus In-vitro-Studien nicht exakt auf die klinische Situation übertragen werden.

Zu ähnlichen Ergebnissen führte eine In-vitro-Untersuchung zum Abrasionsverhalten von dentalen Keramiken und Zahnschmelz mit Hilfe der ACTA-Abrasionsmaschine unter Laborbedingungen. Bei allen untersuchten Dentalkeramiken war das Abrasionsverhalten im Vergleich zum Zahnschmelz signifikant unterschiedlich. Unter identischen Versuchsbedingungen war der Substanzverlust an Zahnschmelz mit 17,37  $\mu\text{m}$  um den Faktor zehn höher als beim untersuchten IPS-Empress Vollkeramiksystem mit 1,8  $\mu\text{m}$ .<sup>80</sup> Die quantitative Abweichung dieser Studie über die Höhe des Unterschieds an Substanzverlust zwischen Keramik und Zahnschmelz ist möglicherweise auf die unterschiedlichen Versuchsbedingungen zurückzuführen. Zu ebenfalls vergleichbaren Ergebnissen kommt eine weitere In-vitro-Studie über den Substanzverlust von Keramikinlays im Vergleich zum Substanzverlust des Zahnschmelzes am Antagonisten. Nach simulierter klinischer Belastung von fünf Jahren wurde im Bereich des aus gepresster Glaskeramik hergestellten Keramikinlays ein durchschnittlicher Substanzverlust von 21,8  $\mu\text{m}$  gemessen, am Antagonisten war der Substanzverlust an Zahnschmelz mit 74,6  $\mu\text{m}$  deutlich höher.<sup>9</sup> Die Ergebnisse stimmen sogar in Größenordnung und Differenz zwischen Substanzverlust der Keramik und des Zahnschmelzes mit den im Rahmen dieser klinischen Nachuntersuchung gewonnenen Ergebnissen überein.

Entsprechende Ergebnisse lieferte eine In-vitro-Studie zum Abrasionsverhalten von CAD/CAM- gefertigten Keramikinlays und deren natürlichen Antagonisten. Nach einem simulierten klinischen Langzeittest war im Bereich der Keramikinlays ein Substanzverlust von 24,3  $\mu\text{m}$  – 88,0  $\mu\text{m}$ , abhängig der Keramik, festzustellen.<sup>10</sup> Im Bereich des natürlichen Zahnschmelzes am Antagonisten sind Abrasionswerte zwischen 93,5  $\mu\text{m}$  und 224,3  $\mu\text{m}$  gemessen worden. Auch hier wird ein deutlich gesteigerter Substanzverlust an Zahnschmelz im Vergleich zur Keramik deutlich.

Die im Rahmen dieser klinischen Studie gewonnenen Ergebnisse lassen darauf schließen, dass sich die Aussagen der beschriebenen In-vitro-Studien auch im klinischen Einsatz bestätigen. Die IPS Empress 1 Presskeramik abradert deutlich weniger als der natürliche Zahnschmelz.

Wenn auch die vorliegende klinische Studie deutliche Ergebnisse liefert, müssen diese dennoch kritisch diskutiert werden.

Werkstoffkundliche Einflüsse auf die Ergebnisse sind nicht auszuschließen. So kommt es aufgrund von Materialeigenschaften innerhalb der Verfahrenskette Abformung<sup>120</sup>- Modellherstellung- Digitalisierung unvermeidbar zu dreidimensionalen Formänderungen<sup>121</sup>, wengleich versucht wurde, durch exakte Beachtung der Verarbeitungshinweise diese möglichst gering zu halten.

Die Beschichtung der Modelle mit Scan-Spray vor dem optischen Abtasten ist zwar hinsichtlich Detailwiedergabe und Datenqualität dem Bepudern mit Titandioxid oder dem Arbeiten ohne Antireflexschicht weit überlegen<sup>119</sup>, trotzdem kann eine leichte Dimensionsänderung der Okklusalfäche nicht ausgeschlossen werden. Um den Einfluss möglichst gering zu halten, wurden alle Modelle exakt nach Herstellerangaben von derselben Person mit Scan-Spray vorbereitet.

Wie schon unter Punkt 5.1.4 beschrieben, war es nötig, zusammengehörige Modellpaare virtuell gleich auszurichten, um durch Überlagerung der 3D-Daten Verschleißberechnungen durchführen zu können. Hierfür mussten jeweils drei korrespondierende Punktpaare auf zusammengehörigen Bildern markiert werden. Trotz Berücksichtigung der Lage der ausgewählten Punkte (in Fissuren, da kaum von Verschleiß betroffen<sup>106</sup>) ist es nicht möglich, exakt die gleichen Punkte zu treffen. Dies hat unvermeidlich Auswirkung auf die errechneten Werte, die automatische Softwarepositionierung wird für den verwendeten Scanner mit einer Genauigkeit von 10 µm angegeben.<sup>103</sup>

Alle beschriebenen Einflüsse auf die gewonnenen Daten begründen auch das Vorhandensein von positiven Werten für den mittleren Substanzverlust (Tabelle X), was Materialzuwachs bedeuten würde und somit als eindeutig nicht möglich gewertet werden muss. Da diese aber im tolerablen Bereich im Sinne der werkstoffkundlichen Einflüsse sowie Messungenauigkeiten liegen, wurden trotzdem die wissentlich falschen positiven Werte für den Substanzverlust für die weitere statistische Auswertung verwendet. Eine Verbesserung der positiven Werte für den Substanzverlust vor der statistischen Auswertung hätte direkten Einfluss auf die Ergebnisse der gesamten Studie gehabt und wurde deshalb absichtlich vermieden.

### 5.2.3 Fehlende Berücksichtigung des Antagonisten

Für die quantitativen Ergebnisse des Verschleißes von Zahnschmelz und Keramikinlay wurden nur die Inlayzähne isoliert betrachtet. Der Einfluss der zahnärztlichen Versorgung des jeweiligen Antagonisten auf den Substanzverlust fand während der Auswertung keine Berücksichtigung.

Dass die Art der zahnärztlichen Versorgung des Gegenzahnes (Keramik, Goldlegierung, Komposit) und dessen Substanzverlust Auswirkung auf den Substanzverlust des Inlayzahnes haben, ist unbestritten.<sup>122,80,123</sup> Beispielsweise wurde im Rahmen einer In-vitro-Studie die Abrasion verschiedener Dentalkeramiken im Bereich der Okklusionskontakte mit der des natürlichen Antagonisten verglichen. Nach einer simulierten natürlichen Belastung von ca. fünf Jahren zeigte sich ein signifikant größerer Substanzverlust im okklusalen Bereich des Antagonisten gegenüber der Dentalkeramik. Die IPS-Empress-Dentalkeramik führte jedoch im Vergleich zu allen anderen Dentalkeramiken zu der geringsten Abrasion des Gegenzahns.<sup>124</sup>

Leider war nichts über die zahnärztliche Versorgung des jeweiligen Antagonisten zu Beginn der prospektiven klinischen Studie, also beim Einsetzen der Keramikinlays, bekannt. Zwar war es möglich, die Versorgung des Gegenzahnes im Rahmen der Nachuntersuchung zu bestimmen. Da die Probanden jedoch zwischenzeitlich bei unterschiedlichen Zahnärzten zur Behandlung waren, teilweise mehrmals den behandelnden Zahnarzt wechselten, war nicht erruierbar, wie lange diese Versorgung bereits Bestand hatte und wie bzw. ob der jeweilige Gegenzahn zuvor bereits zahnärztlich versorgt war. Aus diesem Grund konnten die gewonnenen Ergebnisse nicht in Zusammenhang mit der Versorgung des Antagonisten gesetzt werden.

### 5.2.4 Zusammenhang zwischen Substanzverlust und Lage der Okklusionskontakte

Die im Rahmen des klinischen Befundes ermittelte Lage der Okklusionskontakte der untersuchten Zähne korreliert mit den bei der statistischen Auswertung gewonnenen Ergebnissen zum Flächenverhältnis zwischen Keramikinlay und Zahnschmelz. Wie

bereits unter 5.2.1 beschrieben, ist das Flächenverhältnis von Zahnschmelz zu Keramikinlay an Molaren mit durchschnittlich 64,02% deutlich in Richtung Keramikinlay verschoben. Die flächenmäßig großen keramischen Einlagefüllungen erklären, dass bei keinem der untersuchten Molaren statische Okklusionskontakte ausschließlich auf dem Zahnschmelz zu finden waren.

Bei den untersuchten Prämolaren waren an einigen Zähnen statische Okklusionskontakte ausschließlich auf dem Zahnschmelz festzustellen, der okklusale Anteil an Zahnschmelz war hier mit durchschnittlich 42,37% verglichen mit den untersuchten Molaren auch deutlich größer.

Mit 68,62% aller untersuchten Zähne ist die Gruppe mit statischen Okklusionskontakten sowohl auf der keramischen Einlagefüllung als auch auf dem Zahnschmelz am meisten vertreten. Betrachtet man sowohl die physiologische Lage statischer Okklusionskontakte als auch ein durchschnittliches Flächenverhältnis von Keramikinlay zu okklusalem Zahnschmelz von 60,68 : 39,32 bezogen auf alle 51 untersuchten Inlayzähne, wird das gehäufte Auftreten von statischen Okklusionskontakten sowohl auf der keramischen Einlagefüllung als auch auf dem Zahnschmelz verständlich.

Bei genauerer Auswertung des Verschleißes der gesamten Okklusalfäche, also Keramikinlay plus umgebenden okklusalen Zahnschmelz, zeigt sich der geringste mittlere okklusale Substanzverlust bei den Zähnen mit statischen Okklusionskontakten ausschließlich auf der Keramik. Ähnlich verhält es sich bei isolierter Betrachtung des Verschleißes der keramischen Einlagefüllung. Auch hier zeigt sich der geringste mittlere Substanzverlust bei den Zähnen mit statischen Okklusionskontakten ausschließlich auf der abrasionsstabileren Keramik.

Die Ergebnisse lassen die Vermutung zu, dass durch die Lage aller statischen Okklusionskontakte im Bereich der keramischen Einlagefüllung ein Großteil der vertikalen Krafteinwirkung auf das im Vergleich zum Zahnschmelz abrasionsstabilerer Material trifft und dadurch die Gesamtabrasion geringer ausfällt.<sup>122</sup>

Hierfür wäre eine Untersuchung der jeweiligen Antagonistenabrasion im Bezug auf die Lage der statischen Okklusionskontakte des jeweiligen untersuchten Inlayzahn sehr interessant, eventuell ist bei den Antagonisten der Inlayzähne mit statischen Okklusionskontakten ausschließlich auf der Keramik ein höherer mittlerer



Substanzverlust im Vergleich zu den restlichen Antagonisten festzustellen. Aus den unter 5.2.3 beschriebenen Gründen war dies im Rahmen dieser Studie nicht möglich.

### 5.3 Schlussfolgerung für die Praxis

Die im Rahmen dieser klinischen Studie gewonnenen Ergebnisse lassen darauf schließen, dass sich die Leuzit-verstärkte IPS Empress 1 Presskeramik auch im klinischen Einsatz deutlich weniger abradert als der umgebende Zahnschmelz.

Bei der klinischen Untersuchung von langjährig mit keramischer Einlagefüllung versorgten Zähnen ist häufig ein Übergang von Zahnschmelz zu Keramikinlay sondierbar. Dieser spürbare Übergang ist nicht nur durch den Substanzverlust im Bereich der Klebefuge<sup>123,125,126,127</sup> sondern durch einen entstandenen Höhenunterschied zwischen Keramikinlay und Zahnschmelz zu begründen.

Keramikinlays sollten deshalb regelmäßigen Okklusionskontrollen unterzogen werden und ein unterschiedliches Abrasionsverhalten durch gezielte Einschleifmaßnahmen im Bereich der Keramik ausgeglichen werden.

## 6. Zusammenfassung

In einer prospektiven klinischen Studie sollte die Abrasion von IPS-Empress Einlagefüllungen und dem umgebenden Zahnschmelz untersucht werden. Bei der klinischen Nachuntersuchung nach zehn Jahren war aufgefallen, dass die eingegliederten Keramikinlays deutlich über den Zahnschmelz hinausragten. Es sollte deshalb die Differenz aus der ursprünglichen Zahnoberfläche und dem jetzigen Zustand vermessen werden.

Bei 27 Patienten wurden 54 2- und 3-flächige rein schmelzbegrenzte Keramikinlays eingegliedert und nach der Eingliederung Präzisionsabformungen und Epoxydharzmodelle erstellt. Nach zehn Jahren wurden die verbliebenen 51 Inlays erneut nachuntersucht (mittlerer Liegedauer 10,2 a) und ebenfalls Harzmodelle erstellt. Mittels eines 3-D- Laserscanners (Willytec, Gräfelfing/Germany) wurden die Ursprungsmodelle digitalisiert und als Baseline festgelegt und die zehnjahresmodelle virtuell abgezogen. Man erhielt daraus den Substanzverlust an den gemessenen Bereichen. Insgesamt wurden 1811645 Punkte auf den 51 Keramikinlays und 1173873 Punkte im umgebenden Zahnschmelz vermessen.

Die mittlere klinische Abrasion des Zahnschmelzes um das Keramikinlay lag bei 67,37  $\mu\text{m}$  (SD 58,21), die Abrasion der keramischen Einlagefüllung nur bei 16,18  $\mu\text{m}$  (SD 26,22). Die Ergebnisse waren signifikant unterschiedlich  $p = 0,000$  (Mann-Whitney-Test).

Die Leuzit-verstärkte IPS-Empress Presskeramik scheint sich auch im klinischen Einsatz deutlich weniger zu abradieren als der umgebende Zahnschmelz, was dauerhaft zu einem Höhenunterschied zwischen Keramikinlay und Zahnschmelz führt.

## 7. Anhang

<i>Patient</i>	<i>Keramikinlay</i>			<i>Schmelz</i>			<i>Gesamt</i>		
	<i>*in µm</i>	<i>mean*</i>	<i>quant 50%*</i>	<i>n-defined</i>	<i>mean*</i>	<i>quant 50%*</i>	<i>n-defined</i>	<i>mean*</i>	<i>quant 50%*</i>
1. Zahn 15	-4,121	2,526	26030	-86,472	-83,951	26378	-45,899	-26,257	52310
2. Zahn 16	-13,391	7,08	66001	-49,352	-33,214	43909	-26,407	-6,67	110279
3. Zahn 25	-88,836	-63,12	28043	-28,777	1,496	22175	-57,978	-36,444	50173
4. Zahn 24	-30,265	-3,185	18467	-108,013	-121,685	36243	-83,547	-71,505	54656
5. Zahn 16	-2,487	7,439	65145	-68,975	-55,629	25344	-21,564	-6,932	90562
6. Zahn 45	-4,772	0,337	43398	-12,168	1,18	6834	-5,692	0,473	50328
7. Zahn 36	1,401	2,309	62881	-100,352	-178,89	44146	-49,226	-36,872	105903
8. Zahn 46	-37,911	-10,807	65651	-182,236	-71,049	43820	-48,025	-21,309	109327
9. Zahn 14	-10,956	-5,508	28380	-100,744	-97,096	19976	-47,785	-26,156	48889
10. Zahn 24	-69,51	-54,283	25919	-79,51	-217,86	16132	-71,556	-101,371	42262
11. Zahn 35	-5,837	0,578	29724	1,415	-41,063	21691	-5,791	-10,853	51544
12. Zahn 47	4,113	-3,495	53610	-47,856	-115,037	20209	-8,204	-18,642	74069
13. Zahn 16	2,406	4,589	46293	-46,463	-34,739	19697	-15,405	-15,249	65856
14. Zahn 47	-120,182	-20,961	42601	-194,659	-140,779	39227	-144,347	-65,935	81767
15. Zahn 26	1,317	1,656	57612	-4,325	1,905	27961	-0,46	1,815	85819
16. Zahn 14	-35,59	-57,961	17024	-228,875	-538,128	28198	-160,912	-175,344	44627
17. Zahn 24	-16,614	-19,446	20827	-116,974	-146,596	25282	-75,837	-56,647	46568
18. Zahn 24	-3,776	1,274	40794	-22,144	-13,658	14065	-8,244	-1,15	54140
19. Zahn 25	-17,225	-1,494	28364	-70,474	-51,027	8523	-23,506	-5,58	36285
20. Zahn 34	3,467	0,508	24797	-6,393	-0,017	5629	-0,107	0,944	30744
21. Zahn 45	-18,642	-4,433	32177	-27,794	0,681	14457	-4,751	-3,464	47567
22. Zahn 14	-87,676	-74,652	22610	-166,836	-75,828	24037	-128,329	-69,726	46624
23. Zahn 24	-0,081	4,676	26582	-53,532	-50,476	20468	-23,008	-10,19	47203
24. Zahn 37	5,495	1,505	58506	-100,652	-67,755	34195	-33,214	-10,53	92960
25. Zahn 47	2,556	2,204	70460	-26,504	-18,24	35875	-6,797	-1,495	106342
26. Zahn 37	10,944	-2,86	61218	-257,249	-242,325	32125	-79,32	-42,207	93150
27. Zahn 46	-13,991	-22,421	54960	-45,4	-32,617	31674	-23,772	-26,543	86334
28. Zahn 45	-4,038	-1,49	20620	-124,875	-120,448	19657	-62,366	-19,271	40311
29. Zahn 15	-30,909	-15,808	31735	-10,041	-7,924	6340	-26,985	-15,012	38391
30. Zahn 45	-0,719	-2,2447	21562	-36,615	-25,298	8901	-11,699	-7,321	30343
31. Zahn 14	-9,6	-7,395	21156	-57,972	-33,824	18205	-31,049	-13,936	40196
32. Zahn 24	-6,095	1,692	24006	-102,18	-55,999	17937	-46,822	-9,756	42122
33. Zahn 15	2,705	1,465	22887	-65,579	-67,579	18491	-28,82	-26,095	41429
34. Zahn 47	6,749	12,879	53622	-26,908	-34,263	26905	-5,349	-1,802	80578
35. Zahn 14	-3,83	-2,669	23053	-65,607	-36,74	21815	-36,864	-15,144	45638
36. Zahn 15	-4,135	-1,839	35458	-61,209	-56,784	10266	-17,924	-6,114	46271
37. Zahn 14	-11,456	1,42	19203	19,04	21,327	9958	4,111	9,476	29434
38. Zahn 24	3,421	4,027	24904	22,553	24,223	12442	10,019	10,6	37429
39. Zahn 25	-5,649	0,484	16288	-7,792	-7,106	24818	-6,487	-4,174	40988
40. Zahn 14	-14,176	-10,134	22407	-52,494	-73,498	18879	-24,555	-15,098	41358
41. Zahn 24	-64,033	-15,268	23764	-55,527	-26,463	21760	-60,089	-19,473	44974
42. Zahn 16	-2,492	2,718	57279	-31,943	-36,696	33161	-13,637	-7,949	90549
43. Zahn 26	-15,823	-0,133	52661	-17,83	-23,109	38814	-15,475	-8,993	91362
44. Zahn 25	-2,27	-1,167	15966	-79,941	-75,342	22846	-48,808	-33,791	38782
45. Zahn 35	-8,412	-4,41	22181	-73,888	-68,952	22951	-42,019	-24,189	44976
46. Zahn 14	-14,813	4,89	30147	-51,839	-26,046	19222	-35,374	-9,5	49163
47. Zahn 24	-14,952	1,8	27258	-25,543	-5,659	18022	-18,887	-3,229	45367
48. Zahn 34	-12,506	-1,067	11849	-131,755	-136,42	24039	-91,537	-85,166	35764

49. Zahn 44	-3,299	-2,279	12618	-81,36	-48,533	22744	-53,451	-22,282	35303
50. Zahn 25	-51,345	-2,426	69632	-17,76	-21,478	36978	-41,141	-9,054	106665
51. Zahn 16	-7,272	-2,403	33315	-67,605	-59,721	10452	-21,992	-11,073	43844

*Tabelle 4: Ermittelter Substanzverlust aller untersuchten Zähne (Match 3D)*

Anzahl Messpunkte		Welcher Zahn		Statistic	Std. Error	
	Prämolar	Mean		45109,26	2118,327	
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	40804,30		
			Upper Bound	49414,22		
		5% Trimmed Mean		43777,01		
		Median		44974,00		
		Variance		2E+008		
		Std. Deviation		12532,19		
		Minimum		29434,00		
		Maximum		106665,0		
		Range		77231,00		
		Interquartile Range		10107,00		
		Skewness		3,518		,398
		Kurtosis		17,432		,778
	Molar	Mean		88043,81	4291,100	
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	78897,55		
			Upper Bound	97190,08		
		5% Trimmed Mean		89264,07		
		Median		90555,50		
		Variance		3E+008		
		Std. Deviation		17164,40		
Minimum			43844,00			
Maximum			110279,0			
Range			66435,00			
Interquartile Range		21839,50				
Skewness		-1,023	,564			
Kurtosis		1,763	1,091			

*Tabelle 5: Anzahl der durchschnittlichen Messpunkte pro Zahn*

Wo wurde gemessen		Statistic	Std. Error		
Anzahl Messpunkte	Keramikinlay	Mean	25995,14	1729,604	
		95% Confidence Interval for Mean	22480,16		
		Lower Bound			
		Upper Bound	29510,12		
		5% Trimmed Mean	24963,08		
		Median	24006,00		
		Variance	1E+008		
		Std. Deviation	10232,48		
		Minimum	11849,00		
		Maximum	69632,00		
		Range	57783,00		
		Interquartile Range	7553,00		
		Skewness	2,437		,398
		Kurtosis	9,145		,778
	Zahnschmelz	Mean	19038,83	1270,396	
		95% Confidence Interval for Mean	16457,07		
		Lower Bound			
		Upper Bound	21620,58		
		5% Trimmed Mean	18787,77		
		Median	19657,00		
		Variance	6E+007		
		Std. Deviation	7515,766		
		Minimum	5629,00		
		Maximum	36978,00		
		Range	31349,00		
		Interquartile Range	8886,00		
		Skewness	,186		,398
		Kurtosis	,290		,778
Gesamt		Mean	45109,26	2118,327	
		95% Confidence Interval for Mean	40804,30		
		Lower Bound			
		Upper Bound	49414,22		
		5% Trimmed Mean	43777,01		
		Median	44974,00		
		Variance	2E+008		
		Std. Deviation	12532,19		
		Minimum	29434,00		
		Maximum	106665,0		
		Range	77231,00		
		Interquartile Range	10107,00		
		Skewness	3,518		,398
		Kurtosis	17,432		,778

*Tabelle 6: Durchschnittliche Anzahl von Messpunkten bei Prämolaren*

Wo wurde gemessen		Statistic	Std. Error		
Anzahl Messpunkte	Keramikinlay	Mean	56363,44	2398,634	
		95% Confidence Interval for Mean	51250,87		
		Lower Bound			
		Upper Bound	61476,01		
		5% Trimmed Mean	56860,76		
		Median	57445,50		
		Variance	9E+007		
		Std. Deviation	9594,536		
		Minimum	33315,00		
		Maximum	70460,00		
		Range	37145,00		
		Interquartile Range	11680,75		
		Skewness	-,896		,564
		Kurtosis	,907		1,091
Zahnschmelz	Zahnschmelz	Mean	31719,63	2405,766	
		95% Confidence Interval for Mean	26591,86		
		Lower Bound			
		Upper Bound	36847,39		
		5% Trimmed Mean	32210,81		
		Median	32643,00		
		Variance	9E+007		
		Std. Deviation	9623,064		
		Minimum	10452,00		
		Maximum	44146,00		
		Range	33694,00		
		Interquartile Range	13389,50		
		Skewness	-,593		,564
		Kurtosis	-,004		1,091
Gesamt	Gesamt	Mean	88043,81	4291,100	
		95% Confidence Interval for Mean	78897,55		
		Lower Bound			
		Upper Bound	97190,08		
		5% Trimmed Mean	89264,07		
		Median	90555,50		
		Variance	3E+008		
		Std. Deviation	17164,40		
		Minimum	43844,00		
		Maximum	110279,0		
		Range	66435,00		
		Interquartile Range	21839,50		
		Skewness	-1,023		,564
		Kurtosis	1,763		1,091

*Tabelle 7: Durchschnittliche Anzahl von Messpunkten bei Molaren*

Wo wurde gemessen		Statistic	Std. Error		
Abrasionmittelwert	Keramikinlay	Mean	-16,1787	3,76379	
		95% Confidence Interval for Mean	-23,7385		
		Lower Bound	-8,6189		
		Upper Bound			
		5% Trimmed Mean	-12,8233		
		Median	-6,0950		
		Variance	722,471		
		Std. Deviation	26,87882		
		Minimum	-120,18		
		Maximum	10,94		
		Range	131,13		
		Interquartile Range	15,90		
		Skewness	-2,222		,333
		Kurtosis	4,969		,656
Zahnschmelz		Mean	-67,3722	8,31066	
		95% Confidence Interval for Mean	-84,0647		
		Lower Bound	-50,6798		
		Upper Bound			
		5% Trimmed Mean	-62,8577		
		Median	-55,5270		
		Variance	3522,424		
		Std. Deviation	59,35001		
		Minimum	-257,25		
		Maximum	22,55		
		Range	279,80		
		Interquartile Range	73,85		
		Skewness	-1,285		,333
		Kurtosis	1,892		,656
Gesamt		Mean	-37,7820	5,08195	
		95% Confidence Interval for Mean	-47,9894		
		Lower Bound	-27,5746		
		Upper Bound			
		5% Trimmed Mean	-34,0983		
		Median	-26,9850		
		Variance	1317,138		
		Std. Deviation	36,29240		
		Minimum	-160,91		
		Maximum	10,02		
		Range	170,93		
		Interquartile Range	37,53		
		Skewness	-1,590		,333
		Kurtosis	2,895		,656

*Tabelle 8: mittlerer Substanzverlust aller untersuchter Zähne in  $\mu\text{m}$*



Wo wurde gemessen		Statistic	Std. Error		
Abrasionmittelwert	Keramikinlay	Mean	-18,4727	4,17367	
		95% Confidence Interval for Mean	-26,9546		
		Lower Bound	-9,9908		
		Upper Bound			
		5% Trimmed Mean	-15,8090		
		Median	-9,6000		
		Variance	609,684		
		Std. Deviation	24,69177		
		Minimum	-88,84		
		Maximum	3,47		
		Range	92,30		
		Interquartile Range	14,81		
		Skewness	-1,812		,398
		Kurtosis	2,493		,778
Zahnschmelz		Mean	-61,9336	8,92648	
		95% Confidence Interval for Mean	-80,0744		
		Lower Bound	-43,7928		
		Upper Bound			
		5% Trimmed Mean	-58,7462		
		Median	-57,9720		
		Variance	2788,869		
		Std. Deviation	52,80974		
		Minimum	-228,88		
		Maximum	22,55		
		Range	251,43		
		Interquartile Range	64,33		
		Skewness	-,963		,398
		Kurtosis	1,721		,778
Gesamt		Mean	-40,3911	6,18899	
		95% Confidence Interval for Mean	-52,9687		
		Lower Bound	-27,8136		
		Upper Bound			
		5% Trimmed Mean	-37,1312		
		Median	-35,3740		
		Variance	1340,626		
		Std. Deviation	36,61456		
		Minimum	-160,91		
		Maximum	10,02		
		Range	170,93		
		Interquartile Range	46,28		
		Skewness	-1,399		,398
		Kurtosis	2,681		,778

Tabelle 9: mittlerer Substanzverlust aller untersuchter Prämolaren in  $\mu\text{m}$

Wo wurde gemessen		Statistic	Std. Error		
Abrasionmittelwert	Keramikinlay	Mean	-11,1605	7,85473	
		95% Confidence Interval for Mean	-27,9025		
		Lower Bound			
		Upper Bound	5,5815		
		5% Trimmed Mean	-6,3318		
		Median	-,5850		
		Variance	987,147		
		Std. Deviation	31,41890		
		Minimum	-120,18		
		Maximum	10,94		
		Range	131,13		
		Interquartile Range	17,56		
		Skewness	-3,144		,564
		Kurtosis	10,849		1,091
Zahnschmelz		Mean	-79,2693	18,02773	
		95% Confidence Interval for Mean	-117,6945		
		Lower Bound			
		Upper Bound	-40,8441		
		5% Trimmed Mean	-73,5451		
		Median	-48,6040		
		Variance	5199,983		
		Std. Deviation	72,11091		
		Minimum	-257,25		
		Maximum	-4,33		
		Range	252,92		
		Interquartile Range	72,41		
		Skewness	-1,443		,564
		Kurtosis	1,317		1,091
Gesamt		Mean	-32,0746	9,01761	
		95% Confidence Interval for Mean	-51,2952		
		Lower Bound			
		Upper Bound	-12,8540		
		5% Trimmed Mean	-27,5936		
		Median	-21,7780		
		Variance	1301,077		
		Std. Deviation	36,07045		
		Minimum	-144,35		
		Maximum	-,46		
		Range	143,89		
		Interquartile Range	34,76		
		Skewness	-2,323		,564
		Kurtosis	6,095		1,091

*Tabelle 10: mittlerer Substanzverlust aller Molaren in  $\mu\text{m}$*

Welcher Zahn			Statistic	Std. Error		
Abrasionmittelwert	Prämolar	Mean	-18,4727	4,17367		
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	-26,9546		
			Upper Bound	-9,9908		
		5% Trimmed Mean		-15,8090		
		Median		-9,6000		
		Variance		609,684		
		Std. Deviation		24,69177		
		Minimum		-88,84		
		Maximum		3,47		
		Range		92,30		
		Interquartile Range		14,81		
		Skewness		-1,812	,398	
		Kurtosis		2,493	,778	
			Molar	Mean	-11,1605	7,85473
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	-27,9025
					Upper Bound	5,5815
		5% Trimmed Mean		-6,3318		
		Median		-,5850		
		Variance		987,147		
		Std. Deviation		31,41890		
		Minimum		-120,18		
		Maximum		10,94		
		Range		131,13		
		Interquartile Range		17,56		
		Skewness		-3,144	,564	
		Kurtosis		10,849	1,091	

*Tabelle 11: Vergleich des mittleren Substanzverlustes zwischen Prämolaren und Molaren im Bereich des Keramikinlays*

Welcher Zahn			Statistic	Std. Error		
Abrasionmittelwert	Prämolar	Mean	-61,9336	8,92648		
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound Upper Bound	-80,0744 -43,7928		
		5% Trimmed Mean	-58,7462			
		Median	-57,9720			
		Variance	2788,869			
		Std. Deviation	52,80974			
		Minimum	-228,88			
		Maximum	22,55			
		Range	251,43			
		Interquartile Range	64,33			
		Skewness	-,963	,398		
		Kurtosis	1,721	,778		
			Molar	Mean	-79,2693	18,02773
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound Upper Bound	-117,6945 -40,8441
				5% Trimmed Mean	-73,5451	
				Median	-48,6040	
				Variance	5199,983	
Std. Deviation	72,11091					
Minimum	-257,25					
Maximum	-4,33					
Range	252,92					
Interquartile Range	72,41					
Skewness	-1,443			,564		
Kurtosis	1,317			1,091		

*Tabelle 12: Vergleich des mittleren Substanzverlustes zwischen Prämolaren und Molaren im Bereich des Zahnschmelzes*

Wo waren Okklusionskontakte			Statistic	Std. Error	
Abrasionmittelwert	nur Inlay	Mean	-14,1709	7,23602	
		95% Confidence Interval for Mean	-30,5399		
		Lower Bound			
		Upper Bound	2,1981		
		5% Trimmed Mean	-12,4918		
		Median	-9,5435		
		Variance	523,600		
		Std. Deviation	22,88230		
		Minimum	-69,51		
		Maximum	10,94		
		Range	80,45		
		Interquartile Range	22,31		
		Skewness	-1,713		,687
		Kurtosis	3,633		1,334
	nur Schmelz	Mean	-20,0892	14,13946	
		95% Confidence Interval for Mean	-56,4358		
		Lower Bound			
		Upper Bound	16,2575		
		5% Trimmed Mean	-17,5786		
		Median	-7,9025		
		Variance	1199,546		
		Std. Deviation	34,63447		
		Minimum	-88,84		
		Maximum	3,47		
		Range	92,30		
		Interquartile Range	36,52		
		Skewness	-2,162		,845
		Kurtosis	4,875		1,741
	Inlay und Schmelz	Mean	-16,0820	4,60918	
		95% Confidence Interval for Mean	-25,4490		
		Lower Bound			
		Upper Bound	-6,7150		
		5% Trimmed Mean	-12,3111		
		Median	-6,0950		
		Variance	743,560		
		Std. Deviation	27,26830		
		Minimum	-120,18		
		Maximum	6,75		
		Range	126,93		
		Interquartile Range	12,54		
		Skewness	-2,447		,398
		Kurtosis	6,388		,778

*Tabelle 13: Zusammenhang zwischen mittlerem Substanzverlust der Keramikinlays in  $\mu\text{m}$  zu Lage der Okklusionkontakte aller untersuchten Zähne*

Wo waren Okklusionskontakte			Statistic	Std. Error			
Abrasionmittelwert	nur Inlay	Mean	-67,8232	23,11326			
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound -120,1090 Upper Bound -15,5374				
		5% Trimmed Mean	-60,8272				
		Median	-63,3940				
		Variance	5342,227				
		Std. Deviation	73,09054				
		Minimum	-257,25				
		Maximum	-4,33				
		Range	252,92				
		Interquartile Range	65,37				
		Skewness	-2,189		,687		
		Kurtosis	5,790		1,334		
			nur Schmelz		Mean	-52,1157	18,85446
					95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound -100,5826 Upper Bound -3,6487	
5% Trimmed Mean	-50,2314						
Median	-32,6960						
Variance	2132,945						
Std. Deviation	46,18382						
Minimum	-131,76						
Maximum	-6,39						
Range	125,36						
Interquartile Range	71,52						
Skewness	-1,229			,845			
Kurtosis	,833			1,741			
	Inlay und Schmelz			Mean	-69,8588	9,86299	
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound -89,9028 Upper Bound -49,8148		
		5% Trimmed Mean	-66,8896				
		Median	-55,5270				
		Variance	3404,748				
		Std. Deviation	58,35022				
		Minimum	-228,88				
		Maximum	22,55				
		Range	251,43				
		Interquartile Range	73,84				
		Skewness	-,931	,398			
		Kurtosis	,833	,778			

*Tabelle 14: Zusammenhang zwischen mittlerem Substanzverlust des Zahnschmelzes in  $\mu\text{m}$  zu Lage der Okklusionkontakte aller untersuchten Zähne*

Wo waren Okklusionskontakte			Statistic	Std. Error			
Abrasionmittelwert	nur Inlay	Mean	-32,8832	7,98233			
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound -50,9405 Upper Bound -14,8259				
		5% Trimmed Mean	-32,1047				
		Median	-25,2455				
		Variance	637,176				
		Std. Deviation	25,24234				
		Minimum	-79,32				
		Maximum	-,46				
		Range	78,86				
		Interquartile Range	35,00				
		Skewness	-,981		,687		
		Kurtosis	,074		1,334		
			nur Schmelz		Mean	-36,5872	14,97243
					95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound -75,0750 Upper Bound 1,9007	
5% Trimmed Mean	-35,5611						
Median	-32,5750						
Variance	1345,041						
Std. Deviation	36,67480						
Minimum	-91,54						
Maximum	-,11						
Range	91,43						
Interquartile Range	62,78						
Skewness	-,513			,845			
Kurtosis	-1,379			1,741			
	Inlay und Schmelz			Mean	-39,3865	6,67735	
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound -52,9565 Upper Bound -25,8165		
		5% Trimmed Mean	-35,6336				
		Median	-31,0490				
		Variance	1560,543				
		Std. Deviation	39,50371				
		Minimum	-160,91				
		Maximum	10,02				
		Range	170,93				
		Interquartile Range	40,56				
		Skewness	-1,674	,398			
		Kurtosis	2,868	,778			

*Tabelle 15: Zusammenhang zwischen mittlerem Substratzverlust der gesamten Okklusalfäche in  $\mu\text{m}$  zu Lage der Okklusionkontakte aller untersuchten Zähne*

- 
- <sup>1</sup> *Schmalz G., Geurtsen W.:* Keramik-Inlays und –Veneers.  
Stellungnahme DGZMK (2001)
- <sup>2</sup> *Eichner K., Kapper H.F.:* Zahnärztliche Werkstoffe und Ihre Verarbeitung.  
Denthotek Studium und Praxis, Heidelberg (2000)
- <sup>3</sup> *Mörmann W.H., Bindl A.:* The new creativity in ceramic restorations.  
Quintessence Int 27, 821-828 (1996)
- <sup>4</sup> *Pröbster L.:* Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration– ein historischer Abriss I.  
Quintessenz 48, 939-947 (1997)
- <sup>5</sup> *Pröbster L.:* Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration– ein historischer Abriss II.  
Quintessenz 48, 1069-1085 (1997)
- <sup>6</sup> *Anusavice K.J.:* Degradability of dental ceramics  
Adv Dent Res 6, 82-89 (1992)
- <sup>7</sup> *Cavel W.T., Kelsey W.P., Barkmeier W.W., Blankenau R.J.:*  
A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement.  
Quintessence Int 19, 257-262 (1988)
- <sup>8</sup> *Haller B., Thull R., Klaiber B., Schmitz A.:* Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD- Kavitäten.  
Dtsch Zahnärztl Z 45, 660-663 (1990)
- <sup>9</sup> *Krejci I., Lutz F., Reimer M., Heinzmann J.L.:* Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists and luting cements.  
J Prosthet Dent 69, 425-430 (1993)
- <sup>10</sup> *Krejci I., Lutz F., Reimer M.:* Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements.  
Quintessence Int 25, 199-207 (1994)
- <sup>11</sup> *Manhart J., Scheibenbogen-Fuchsbrunner A., Chen H.-Y., Hickel R.:* A two-year clinical study of composite and ceramic inlays.  
Clin Oral Investig 4(4), 192-8 (2000)
- <sup>12</sup> *Bauer J., Saek R.:* Konsequenzen des Wandels in der Zahnerhaltung.  
Die Betriebskrankenkasse 7, 410-421 (1995)
- <sup>13</sup> *Roulet J.-F.:* Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternative.



---

Dtsch Zahnärztl Z 49(11), 859-66 (1994)

<sup>14</sup> *Mc Lean J.W.*: Alternatives to amalgam alloys.

Br Dent J 157, 432- 433 (1984)

<sup>15</sup> *Pieper K.*: Qualitätssicherung in der Füllungstherapie.

Qualitätssicherung in der Zahnmedizin 63-80 (1990)

<sup>16</sup> *Wegner H.*: Kariesstatistische Fachausdrücke

Konservierende Stomatologie, 236-239 (1985)

<sup>17</sup> *Parreidt J.*: Zahnheilkunde 41 ff.

Johann Ambrosius Verlag Leipzig, 41-48 (1900)

<sup>18</sup> *Riethe P.*: Geschichtliche Entwicklung der Amalgame

Dtsch Zahnärztl Z 35, 443-449 (1980)

<sup>19</sup> *Bundesgesundheitsamt*: Amalgame in der zahnärztlichen Praxis.

Information des BGA, Berlin (1992)

<sup>20</sup> *Mackert J.R., Berglund A.*: Mercury exposure from dental amalgam fillings, absorbed dose and the potential for adverse health effects.

Crit Rev Oral Bio Med 8, 410-436 (1997)

<sup>21</sup> *World Health Organization*: Inorganic Mercury. Environmental Health Criteria 118. Geneva, World Health Organization (1991)

<sup>22</sup> *Hoffmann N., Handrejk A., Haller B., Klaiber B.*: Oberflächenkonditionierung gepresster Keramik und ihr Einfluss auf die Verbundfestigkeit zu Kompositen.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 1415-1420 (1993)

<sup>23</sup> *Diedrich P., Erpenstein H.*: Rasterelektronische Randspaltanalyse von in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 95, 575-586 (1985)

<sup>24</sup> *Mahler D.B., Marantz R.*: The effect of the operator on the clinical performance of amalgam.

J Am Dent Assoc 99, 38-41 (1979)

<sup>25</sup> *Osborne J.W., Norman R.D., Gale E.N.*: A 14-year clinical assessment of 12 amalgam alloys.

Quintessence Int 22, 857-864 (1991)

<sup>26</sup> *Osborne J.W.*: Five-year clinical assessment of 14 amalgam alloys.

Oper Dent 15, 202-206 (1990)

---

<sup>27</sup> *Wilson A.D., Kent B.E.:* A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement.

Brit Dent J. 132 (1972)

<sup>28</sup> *Mitra S., Hunt P.R.:* Curing reactions of glass ionomer materials

International Dental Symposia, Philadelphia (1994)

<sup>29</sup> *Hellwig E., Klimek J., Attin Th.:* Restaurationen mit Glasionomerzement

Einführung in die Zahnerhaltung, 3. Auflage 187-193 (2003)

<sup>30</sup> *Forsten L., Hunt P.R.:* Fluoride release of glass ionomers.

International Dental Symposia, Philadelphia (1994)

<sup>31</sup> *Swartz M.L., Phillips R.W., Clark H.E.:* Long-term F release from glass ionomer cements.

J Dent Res 158, 158-160 (1984)

<sup>32</sup> *Swift E.J.:* Effects of glass ionomers on recurrent caries.

Oper Dent 14, 40-43 (1989)

<sup>33</sup> *Demand T., Johansson B.:* Experimental secondary caries around restorations in roots.

Caries Res 18, 548 (1984)

<sup>34</sup> *Tay W.M., Braden M.:* Thermal diffusivity of glassionomer cements.

J Dent Res 66, 1040-1045 (1987)

<sup>35</sup> *Soltész U., Leupolz M.:* Abriebverhalten von Glasionomerzementen.

Dtsch Zahnärztl Z 48, 379-382 (1993)

<sup>36</sup> *Mc Lean J.W.:* Clinical applications of glass-ionomer cements.

Oper Dent 17, 184-190 (1992)

<sup>37</sup> *Bowen R.L.:* Properties of a silico-reinforced polymer for dental restorations.

J Am Dent Ass 66, 57 (1963)

<sup>38</sup> *Lutz F.:* Kompositfüllungen – Rationelles Ausarbeiten und bessere Randqualität dank neuentwickelter Schleifkörper (I).

Quintessenz 31, 273-284 (1980)

<sup>39</sup> *Phillips R.:* Kunststoffe in der restaurativen Zahnmedizin.

Phillip Journal 4, 183-190 (1986)

<sup>40</sup> *Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.F., Imfeld T.:* Komposite-Klassifikation und Wertung.

Schweiz Mschr Zahnheilk 93, 914-929 (1983)

<sup>41</sup> *Roulet J.F.:* Degradation of dental polymers.

---

Karger, Basel (1987)

<sup>42</sup> *Ruyter I.E.*: Composites – characterization of composite filling materials.: reactor response.

Adv Dent Res 2, 122-129 (1988)

<sup>43</sup> *Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G.*: Composite resins in the 21st century.

Quintessence Int 24, 641-658 (1993)

<sup>44</sup> *Reinhardt K.J.*: Die Schrumpfungsausrichtung von Photopolymerisaten und ihre Wechselwirkung mit Unterfüllungsmaterialien.

Dtsch Zahnärztl Z 44, 165-168 (1989)

<sup>45</sup> *Watts et al.*: Dental Materials 281 (1991)

<sup>46</sup> Interne Daten von 3M ESPE (2006)

<sup>47</sup> *Hickel R.*: Moderne Füllungswerkstoffe.

Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-585 (1997)

<sup>48</sup> *Willems G., Lambrechts P., Braem M., Celis J.P., Vanherle G.*: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics.

Dent Mater 8, 310-319 (1992)

<sup>49</sup> *Viohl J.*: Kunststoff-Füllungswerkstoffe.

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band I, 125-158 (1985)

<sup>50</sup> *Geurtsen W.*: Klinik der Kompositfüllung.

Hanser Verlag (1989)

<sup>51</sup> *Ernst C.P., Willershausen B.*: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite.

Zahnärztliche Mitteilungen 93, 790-800 (2003)

<sup>52</sup> *Lutz F., Sectcos J.C., Phillips R.W.*: New finishing instruments for composite resins.

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

<sup>53</sup> *Bayne S.C., Taylor D.F., Heymann H.O.*: Protection hypothesis for composite wear.

Dent Mater 8, 305-309 (1992)

<sup>54</sup> *Jørgensen K.D.*: Discussion paper: Fatigue and fracture mechanics of composite resins.

---

In: Vanherle G., Smith D.C. (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials.

3M, St.Paul, 309-313 (1985)

<sup>55</sup> *James D.F., Yarovesky U.:* An esthetic inlay technique for posterior teeth.

Quintessence Int 14, 725-731 (1983)

<sup>56</sup> *Hanning M.:* Das Randschlussverhalten von Kompositinlays aus SR-Isolit.

Dtsch Zahnärztl Z. 51, 595-597 (1996)

<sup>57</sup> *Hickel R.:* Moderne Füllungswerkstoffe aus dem Focus der Wissenschaft.

Vortrag 24.01.2001 Regent Hotel München

<sup>58</sup> *Roulet J.F., Jaeger U., Ameye C., Mörmann W.:* Quantitative SEM-analysis of composite inlay margins after fatigue stress.

J Dent Res 63, 37-41 (1984)

<sup>59</sup> *Shet J.J., Shet P.J., Jensen H.E.:* Indirect composite resin inlays: mikroleakage studies.

J Dent Res 67, 310-313 (1988)

<sup>60</sup> *Füllemann J., Lutz F.:* Direktes Kompositinlay.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 98, 759-763 (1988)

<sup>61</sup> *Graf K., Rammelsberg P., Mehl A., Kunzelmann K.-H.:* In-vitro Untersuchung zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und Metalllegierungen

Dtsch Zahnärztl Z 56, 495-500 (2001)

<sup>62</sup> *Hellwig E., Klimek J., Attin Th.:* Einlagefüllungen aus metallischen Werkstoffen.

Einführung in die Zahnerhaltung, 3.Auflage (2003)

<sup>63</sup> *Gleeson J.:* Das weiße Gold von Meißen.

Taschenbuch ISBN: 3-453-16399-0 (1999)

<sup>64</sup> *Hoffmann-Axthelm W.:* Die Geschichte der Zahnheilkunde.

Buch- und Zeitschriftenverlag Berlin – Die Quintessenz (1973)

<sup>65</sup> *Jones D.W.:* Development of dental ceramics- an historical perspective.

Dent Clin North Am 29, 621-643 (1985)

<sup>66</sup> *Kappert H.F., Kraß M.:* Keramiken- eine Übersicht.

Quintessenz Zahntechnik 27, 668-704 (2001)

<sup>67</sup> *Stangell, Nathanson D., Hsu C.S.:* Shear strength of the composite bond to etched porcelain.

J Dent Res 66, 1460-1465 (1987)

- 
- <sup>68</sup> *Janda R.*: Adhäsivtechnik für zahnfarbene laborgefertigte Restaurationen.  
Dent Lab XLII, 1633-1639 (1994)
- <sup>69</sup> *Latta M.A., Barkmeier W.W.*: Dental adhesives in contemporary restorative dentistry.  
Esthet Dent 42, 567-577 (1998)
- <sup>70</sup> *Edelhoff D., Sorensen J.A.*: Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth.  
Int J Periodontics Restorative Dent 22, 241-249 (2002)
- <sup>71</sup> *Wichmann M.*: Über die Sichtbarkeit der Front- und Seitenzähne.  
ZWR 8(99), 623-6 (1990)
- <sup>72</sup> *Crispin B.J., Watson J.F.*: Margin placement of esthetic veneer crowns. Part II: Posterior tooth visibility.  
J Prosthet Dent 45(4), 389-391 (1981)
- <sup>73</sup> *Oehri P.*: Wissenschaftliche Dokumentation IPS Empress  
F+E/ Wissenschaftlicher Dienst Ivoclar, 7 (1995)
- <sup>74</sup> *Beham G.*: IPS- Empress: Eine neue Keramik-Technologie  
Die Zahntechnik 2, 7-17 (1993)
- <sup>75</sup> *Lüthy H., Dong J.-K., Wohlwend A., Schärer P.*: Effects of veneering and glazing on the strenght of heat-pressed ceramics.  
Schweizer Monatsschr Zahnmed 103, 1257-1260 (1993)
- <sup>76</sup> *Mackert J., Russel C.*: Leucit crystallization during processing of heat-pressed dental ceramic.  
Int J Prostodont 9, 261-265 (1996)
- <sup>77</sup> *Meerbeek B. van, Inokoshi S., Willems G., Noack M., Bream M., Lambrechts P., Roulet J.-F., Vanherle G.*: Marginal adaptation of four tooth-coloured inlay systems.  
J Dent 20, 18-26 (1992)
- <sup>78</sup> *Graser G.N.*: Preliminary clinical evaluation of cast ceramic fixed partial dentures.  
J Dent Res 64, 362-365 (1985)
- <sup>79</sup> *Preston J.D.*: Perspektiven der Dentalkeramik Berichte vom 4. Int-Keramik-Symposium.  
Quintessenz Berlin 135-142 (1989)
- <sup>80</sup> *Graf K., Müller F.X., Rammelsberg P.*: In-vitro-Untersuchungen zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und dentalen Keramiken.

---

Dtsch Zahnärztl Z 57(10), 599-601 (2002)

<sup>81</sup> *Seghi et al.*: Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics.

J Prosthet Dent 74, 145-150 (1995)

<sup>82</sup> *Hickel R., Kunzelmann K.H.*: Keramikinlays und Veneers.

Hanser Verlag, München (1997)

<sup>83</sup> *Erpenstein H., Kerschbaum T.*: Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen.

Dtsch Zahnärztl Z 50, 668-670 (1995)

<sup>84</sup> *Wohlwend A., Schärer P.*: Die Empress Technik. Ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten.

Quintessenz Zahntechnik 16, 966-978 (1990)

<sup>85</sup> *Dong J.K., Lüthy H., Wohlwend A., Schärer P.*: Heat-pressed ceramics: technology and strength.

Int J Prosthodont 5(1), 9-16 (1992)

<sup>86</sup> *Kappert H.F., Krah M.*: Dentalkeramiken und zahntechnische Verfahren zur Herstellung von keramischem Zahnersatz in der Übersicht.

Quintessenz 27 (6), 668-704 (2001)

<sup>87</sup> *Fradeani M., Aquilano A., Bassein L.*: Clinical experience with Empress crowns.

Int J Prosthodont 10(3), 241-247 (1997)

<sup>88</sup> *Lehner C., Studer S., Brodbeck U., Schärer P.*: Six-Year Clinical Result Of Leucit-Reinforced Glass Ceramic Inlays And Onlays.

Acta Med Dent Helv 3 (8), 137-146 (1998)

<sup>89</sup> *Krämer N., Frankenberg R., Pelka M., Petschelt A.*: IPS Empress inlays and onlays after four years- a clinical study.

J Dent 27 (5), 325-331 (1999)

<sup>90</sup> *Frankenberg R., Petschelt A., Kramer N.*: Leucit-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six year. Clinical behaviour.

Oper Dent 25 (6), 459-465 (2000)

<sup>91</sup> *Kunzelmann K.-H.*: Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro.

Shaker-Verlag, Aachen (1998)

<sup>92</sup> *Hickel R.*: Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern. Hauptverband der Berufsgenossenschaft e.V., Sankt Augustin S.13 (1989)

- 
- <sup>93</sup> *Sindel J.*: Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen  
Zahnärztliche Mitteilungen 88, 514-516 (1998)
- <sup>94</sup> *Hellwig E., Klimek J., Attin Th.*: Mechanische Abnützung der Zähne.  
Einführung in die Zahnerhaltung, 3.Auflage (2003)
- <sup>95</sup> *Krejci I., Reich T., Bucher W., Lutz F.*: Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104,160-167 (1994)
- <sup>96</sup> *De Gee A.J., Pallav P.*: Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine.  
J Dent Suppl 22, 21 (1994)
- <sup>97</sup> *Pelka M., Krämer N., Kunzelmann K.-H.*: Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie.  
Dtsch Zahnärztl Z. 48, 488-491 (1993)
- <sup>98</sup> *Paulus M.*: Rechnergestützte Oberflächenabtastung für Verschleißuntersuchungen an zahnärztlichen Werkstoffen.  
Diplomarbeit im Fach Informatik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (1990)
- <sup>99</sup> *De Gee A.J., Pallav P., Werner A., Davidson C.L.*: Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites.  
Dent Mater 6, 266-270 (1990)
- <sup>100</sup> *Pallav P., Davidson C.L., De Gee A.J.*: Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions.  
J Prosthet Dent 59, 426-429 (1988)
- <sup>101</sup> *Bauer C.M., Kunzelmann K.-H., Hickel R.*: Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen undOrmoceren.  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 635-638 (1995)
- <sup>102</sup> *Schnabel C., Kunzelmann K.-H., Hickel R.*: The influence of different abrasion media on three-body-wear of composites.  
J Dent Res 74, Abstr.625 (1995)
- <sup>103</sup> *Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.-H., Hickel R.*: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung.  
Dtsch Zahnärztl Z 51, 23-27 (1996)

- 
- <sup>104</sup> *Beuer F.:* Zum Randverhalten keramischer Inlays in Bezug auf die Klebefugenbreite bei Zementen mit unterschiedlichem Füllergehalt. Dissertation Ludwig-Maximilian-Universität München (2002)
- <sup>105</sup> *www.willytec.com*
- <sup>106</sup> *Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.-H., Hickel R.:* A new optical 3D device for the detection of wear. J Dent Res 76 (11), 1799-1807 (1997)
- <sup>107</sup> *Universitätsrechenzentrum Trier:* Graphische Datenpräsentation mit SPSS. Trier (1997)
- <sup>108</sup> *Fredeani M., Aquiliano A., Bassein L.:* Longitudinal study of pressed glass-ceramic Inlays for four and a half years. J Prosthet Dent 78, 346-353 (1997)
- <sup>109</sup> *Roulet J.F., Bartsch T., Hickel R., Kunzelmann K.-H., Mehl A.:* Luting composite wear of glass ceramic inlays after four years. J Dent Res 76, 163- 169 (1997)
- <sup>110</sup> *Noak M.J.:* Die Paßgenauigkeit von Komposit-, Glaskeramik- und Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 49 (11), 873-8 (1994)
- <sup>111</sup> *Scheibenbogen A., Manhart J., Kunzelmann K.-H., Hickel R.:* One year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. J Prosthet Dent 80, 410-416 (1998)
- <sup>112</sup> *Studer S., Lehner C., Brodbeck U., Schärer P.:* Short- Term- Results of IPS-Empress Inlays and Onlays. J Prostodont 5, 277-287 (1996)
- <sup>113</sup> *El-Mowafy O., Brochu J.F.:* Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations- a literature review. J Can Dent Assoc 68, 233-237 (2002)
- <sup>114</sup> *Stoll R., Sieweke M., Pieper K., Stachniss V., Schulte A.:* Longevity of cast gold inlays and partial crowns – a retrospective study at a dental school clinic. Clin Oral Investig 3, 100-104 (1999)
- <sup>115</sup> *Erpenstein H., Kerschbaum T., Halrin T.:* Long-term survival of cast-gold inlays in a specialized dental practice. Clin Oral Investig 5, 162-166 (2001)



- 
- <sup>116</sup> *Eeckman J., De Boever J.A.:* Clinical accuracy of functionally generated interocclusal registration waxes.  
J Prosthet Dent 60, 549-555 (1988)
- <sup>117</sup> *Fattore L., Malone W.F., Sandrik J.L., Mazur B., Hart T.:* Clinical evaluation of the accuracy of interocclusal recording materials.  
J Prosthet Dent 51, 152-157 (1984)
- <sup>118</sup> *Lassila V.:* Comparison of five interocclusal recording materials.  
J Prosthet Dent 55, 215-218 (1986)
- <sup>119</sup> *Kurbad A.:* The optical conditionig of cerec preparations with scan spray  
Int J Comput Dent. 269-279 (2000)
- <sup>120</sup> *Noack T., Balkenhol M., Ferger P., Wöstmann B.:* Klinisch erreichbare Abformgenauigkeit von A-Silikonem.  
Dtsch Zahnärztl Z 59(10), 590-2 (2004)
- <sup>121</sup> *Luthardt R., Sandkuhl O., Brakhage P., Kühmstedt P., Lazarek K.:* Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung - Modellherstellung - Digitalisierung.  
Dtsch Zahnärztl Z. 54(10), 627-30 (1999)
- <sup>122</sup> *Kramer N., Kunzelmann K.-H., Taschner M., Mehl A., Garcia-Godoy F., Frankenberger R.:* Antagonist enamel wears more than ceramic inlays.  
J Dent Res 85(12), 1097-100 (2006)
- <sup>123</sup> *Pelka M., Reinelt C., Krämer N., Faßbender U., Petschelt A.:* In-vivo-Abrasion bei IPS Empress 174-Inlays Eine Modellanalyse nach 24 Monaten.  
Dtsch Zahnärztl Z 50(12), 917-9 (1995)
- <sup>124</sup> *Krejci et al.:* Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists and luting cements.  
Prosth Dent 69, 425-430 (1993)
- <sup>125</sup> *Frankenberger R., Krämer N., Hahn C., Sindel J., Pelka M.:*  
In-vivo analysis of luting film abrasion of adhesive inlays.  
Dtsch Zahnärztl Z 51(10), 591-4 (1996)
- <sup>126</sup> *Lang H., Schwan R., Nolden R.:*  
Deformation of filled teeth.  
Dtsch Zahnärztl Z 49(10), 812-5 (1994)
- <sup>127</sup> *Denner N.-D.:*

---

Der Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen auf die Randspaltqualität von Teilkronen.

Dissertation Albert-Ludwig-Universität Freiburg (2003)

<sup>128</sup> *Soltész U., Leupolz M.:*

Abriebverhalten von Glasionomerzementen

Dtsch Zahnärztl Z 48(6), 379-82 (1993)

<sup>129</sup> *Fang H., Kunzelmann K.-H., Hickel R., Petschelt A.:*

Standardisierung des Antagonisten bei 2-Körper-Abriebsimulatoren

Dtsch Zahnärztl Z 48(8), 481-3 (1993)

<sup>130</sup> *Krejci I., Lutz F.:*

In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results

Schweiz Monatsschr Zahnmed 100(12), 1445-9 (1990)

<sup>131</sup> *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(6), 238-42 (1985)

<sup>132</sup> *Cha H.S., Lee Y.K., Lim B.S., Rhee S.H., Yang H.C.:*

Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer

J Biomed Mater Res B Appl Biomater 71(2), 414-20 (2004)

---

## 8. Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

Bedanken möchte ich mich vor allem bei Herrn Dr. F. Beuer für die Aufgabenstellung und die tatkräftige, kompetente und stets freundliche Betreuung dieser Dissertation.

Bei meiner Kollegin ZÄ Beate Kinzel bedanke ich mich für die gute und zuverlässige Zusammenarbeit während der gemeinsamen klinischen Arbeit an dieser Studie.

Herrn Dipl.-Phys. W. Gloger danke ich für seine Unterstützung am Laserscanner und der zugehörigen Scannsoftware.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern für die ideelle und finanzielle Unterstützung während des Studiums und der Dissertation.

Bedanken möchte ich mich bei Mathias Blab, der mir mit großer Kompetenz im Gewirr der Deutschen Sprache zur Seite stand.

Zuletzt möchte ich mich herzlich bei Andrea Jobst für ihre wertvolle moralische Unterstützung während des gesamten Studiums und dieser Dissertation bedanken.

---

## 9. Lebenslauf

**Name:** Martin Heel  
**Geburtsdatum:** 14.01.1981  
**Geburtsort:** Kempten im Allgäu  
**Eltern:** Karl-Heinz Heel, Zahntechniker-Meister  
Christel Heel, kaufmännische Angestellte

### Schulischer und akademischer Werdegang:

09/1987 - 08/1991 Besuch der Grundschule Schwangau  
Am Ehberg 3, 87645 Schwangau

09/1991 - 07/2000 Besuch des Staatlichen Gymnasiums  
Hohenschwangau  
Colomannstraße 10, 87645 Schwangau  
*Abschluss: Allgemeine Hochschulreife 06/2000*

08/2000 - 06/2001 Dienst als Zivildienstleistender bei Lebenshilfe für  
Menschen mit geistiger Behinderung München e.V.  
St.-Quirin-Straße 13a, 81549 München

08/2001 – 12/2006 Studium der Zahnmedizin  
an der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Zahnklinik Innenstadt,  
Goethestraße 70, 80336 München  
*Approbation als Zahnarzt 12/2006*

### Berufliche Tätigkeit:

*seit 06/2007* Assistenz Zahnarzt in niedergelassener Praxis  
*Zahnarztpraxis Dr. R. Knebel,*  
*Theresienstraße 126, 80333 München*

