

**Laseroptische Untersuchungen zum  
In-vivo-Kauflächenverschleiß von metallfreien  
Artglass<sup>®</sup> – Kronen im Front- und Seitenzahnggebiet**

Dr. med. dent. Kilian Gschoßmann

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

**Laseroptische Untersuchungen zum  
In-vivo-Kauflächenverschleiß von metallfreien  
Artglass<sup>®</sup> – Kronen im Front- und Seitenzahnggebiet**

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

vorgelegt von  
Dr. med. dent. Kilian Gschoßmann  
aus Bamberg

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. P. Rammelsberg

Mitberichterstatter: Prof. Dr. L. Kremers  
Prof. Dr. I. Rudzki-Janson

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 25.04.2002

*Meinen Eltern und dem Andenken meiner Großeltern  
Johann und Jeannette Wöger in großer Dankbarkeit gewidmet*

---

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1</b>	<b>Metallfreie Kronen .....</b>	<b>3</b>
2.1.1	Keramikkronen .....	3
2.1.2	Kunststoffkronen.....	5
<b>2.2</b>	<b>Der Werkstoff Artglass®.....</b>	<b>7</b>
2.2.1	Werkstoffkundliche Grundlagen.....	7
2.2.2	Verarbeitung .....	8
2.2.3	Bearbeitung .....	9
2.2.4	Klinisches Verhalten .....	10
<b>2.3</b>	<b>In-vitro-Untersuchungen von Artglass® - Kronen.....</b>	<b>11</b>
2.3.1	Verschleiß- und Abrasionsverhalten.....	11
2.3.2	Bruchfestigkeitsverhalten .....	12
<b>2.4</b>	<b>Verschleißanalyse in vivo .....</b>	<b>13</b>
2.4.1	Direkte subjektive Verschleißbewertung.....	13
2.4.2	Indirekte, subjektive Verschleißbewertung .....	13
2.4.3	Objektive Verschleißbewertung .....	15
<b>2.5</b>	<b>Verschleiß natürlicher Zähne .....</b>	<b>17</b>
<b>3</b>	<b>Zielsetzung .....</b>	<b>19</b>

---

<b>4</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>20</b>
4.1	Patientengut und Lokalisation der Artglass-Kronen.....	20
4.2	Anfertigung und Einsetzen der Kronen.....	20
4.3	Klinische Parameter.....	21
4.4	Digitalisierung der Gipsreplikas.....	21
4.4.1	Anfertigung der Replikas.....	21
4.4.2	Beschreibung des optischen 3D-Sensors.....	22
4.4.3	Metrische Verschleißbestimmung.....	25
4.4.4	Referenzpunktfreie Überlagerung.....	26
4.4.5	Bearbeitung der Differenzbilder.....	29
4.4.6	Statistische Auswertung.....	30
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>32</b>
5.1	Reproduktionsgenauigkeit der Messeinrichtung.....	32
5.2	Abrasion der Frontzahnkronen.....	33
5.2.1	Gesamtkaufläche.....	33
5.2.2	Okklusale Kontaktfläche.....	35
5.2.3	Vergleich der verschiedenen Kauflächenareale.....	36
5.3	Abrasion der Prämolarenkronen.....	37
5.3.1	Gesamtkaufläche.....	37
5.3.2	Okklusale Kontaktfläche.....	39
5.3.3	Stützhöcker.....	40
5.3.4	Scherhöcker.....	42
5.3.5	Vergleich der verschiedenen Kauflächenareale.....	43

---

<b>5.4</b>	<b>Abrasion der Molarenkronen</b> .....	<b>44</b>
5.4.1	Gesamtkaufläche.....	44
5.4.2	Okklusale Kontaktfläche .....	46
5.4.3	Stützhöcker.....	48
5.4.4	Scherhöcker .....	49
5.4.5	Vergleich der verschiedenen Kauflächenareale .....	51
<b>5.5</b>	<b>Mittelwertunterschiede der verschiedenen Abrasionsareale</b> .....	<b>52</b>
5.5.1	Gesamtkaufläche.....	52
5.5.2	Okklusale Kontaktpunkte.....	53
5.5.3	Stützhöcker.....	55
5.5.4	Scherhöcker .....	55
<b>5.6</b>	<b>Analyse der klinischen Parameter</b> .....	<b>56</b>
5.6.1	Lockerungsgrad.....	56
5.6.2	Statische und dynamische Okklusion .....	57
5.6.3	Antagonisten.....	58
5.6.4	Abrasionsgrad des Restgebisses .....	60
<b>5.7</b>	<b>Einfluss der klinischen Parameter auf die Abrasion</b> .....	<b>60</b>
5.7.1	Einfluss des Lockerungsgrades.....	60
5.7.2	Einfluss der statischen und dynamischen Okklusion .....	62
5.7.3	Einfluss des Antagonisten .....	64
5.7.4	Einfluss des Abrasionsgrades .....	66

---

<b>6</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>68</b>
6.1	Methodenkritik .....	68
6.2	Bewertung der Verschleißangabe .....	71
6.3	Verschleiß der Gesamtkaufläche .....	72
6.4	Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte .....	76
6.5	Verschleiß der Scher- und Stützhöcker .....	77
6.6	Einfluss der klinischen Parameter .....	78
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>80</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>83</b>
<b>9</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>95</b>



## 1 Einleitung

Die Entwicklung der verschiedensten Möglichkeiten, verlorengegangene Zahnhartsubstanz zu ersetzen, ist eine der wesentlichen Leistungen der Zahnheilkunde. Dabei sind die erreichbaren Behandlungsergebnisse von den Eigenschaften der verwendeten Materialien in entscheidender Weise abhängig.

Wie häufig in der Medizin dient auch bei zahnärztlichen Werkstoffen die Natur als Vorbild und Maßstab. An die zu erreichenden Materialeigenschaften werden die unterschiedlichsten, zum Teil unvereinbar erscheinenden Forderungen gestellt.

Neben den basalen funktionellen Eigenschaften wie thermische und chemische Beständigkeit und einem dem menschlichen Zahnschmelz ähnlichen Verschleiß werden immer höhere Anforderungen an maximale ästhetische Möglichkeiten bei möglichst minimaler Belastung der Restzahnschmelz gestellt. Letztendlich soll aber auch durch die Möglichkeit einer kostengünstigen Herstellung von Zahnersatz die weite Verbreitung eines neuen Materials ermöglicht werden.

Die härtesten Kriterien müssen dabei die Materialien erfüllen, die zum Ersatz der gesamten Kaufläche eines Zahnes dienen, also ihr Einsatzgebiet in der Kronen- und Brückenprothetik haben. Hier haben sich vor allem Edelmetall- und Nicht-Edelmetall-Legierungen durchgesetzt, in den ästhetisch anspruchsvollen Bereichen die zahnärztlichen Keramiken mit und ohne Metallgerüst. Die vollkeramischen Systeme bilden derzeit immer noch den Goldstandard, sofern maximal erreichbare Ästhetik und Imitierung der optischen Eigenschaften natürlicher Zahnschmelz gefragt sind. Das zeit- und kostenintensive Herstellungsverfahren ist jedoch ein gewichtiger Nachteil, der die Suche nach Alternativen sinnvoll erscheinen lässt.

Deshalb sind die herkömmlichen und bewährten Materialien in den letzten Jahren ergänzt worden durch die Gruppe der Polymer-Gläser, wie zum Beispiel

dem von der Firma Heraeus Kulzer/Wehrheim entwickeltem Produkt Artglass®, das seit 1995 auf dem Markt ist und dem vom Hersteller ein hohes Maß an zahnähnlichen Eigenschaften zugeschrieben wird. Artglass® soll unter anderem auch zur Herstellung ästhetisch anspruchsvoller Vollkronen unter Verzicht auf ein Metallgerüst geeignet sein bei im Vergleich zu keramischen Materialien deutlich vereinfachtem Herstellungsverfahren.

In dieser In-vivo-Studie soll untersucht werden, wie sich aus dem Material Artglass® angefertigte Kronen hinsichtlich ihrer Verschleißfestigkeit nach einmonatiger und einjähriger Tragedauer im Patientenmund bewähren.

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Metallfreie Kronen**

#### 2.1.1 Keramikronen

Die üblicherweise in der zahnärztlichen Prothetik verwendeten zahnfarbenen Kronen bestehen aus Stabilitätsgründen aus einem dünnen Metallgerüst, welches mit einer Dentalkeramik verblendet wird. Diese wiederum besteht in der Regel aus einer amorphen Glasphase (z. B. Feldspatglas) mit dispers eingelagerten kristallinen Partikeln wie Leuzit oder Aluminiumoxid [5, 45]. Durch die kristallinen Anteile soll die Endfestigkeit der gebrannten Keramik gesteigert werden, da die Ausbreitung von Rissen in der spröden Glasphase durch sie verhindert wird [61]. Weiterhin soll das transparente Glas dem Zahnschmelz durch Lichtstreuung und Trübung farblich angeglichen werden. Die dadurch erreichte hohe Festigkeit bedingt allerdings bei einem starken Partikelzusatz auch eine hohe Opazität, welche das Material dann aus ästhetischen Gründen nur als Kernmasse geeignet macht [70, 71]. Auf diese Kernmasse muss dann wiederum Verblendkeramik aufgebrannt werden [29].

Mit den heutigen Dentalkeramiken kann eine sehr gute und vor allem dauerhafte Ästhetik erreicht werden [62, 63]. Als weitere positive Eigenschaften gelten die geringe Wärmeleitfähigkeit, ein der natürlichen Zahnhartsubstanz ähnlicher thermischer Expansionskoeffizient sowie eine hohe Druckstabilität und eine geringe Plaqueanlagerung auf glatten keramischen Oberflächen [44].

Die guten ästhetischen Möglichkeiten der Keramiken selbst werden jedoch häufig durch den Metallrand der metallkeramischen Kronen relativiert. Dieser technisch bedingte Rand ist bei iso- oder supragingivaler Präparation stets sichtbar, jedoch auch bei subgingivaler Präparationsgrenze ist häufig eine livide Verfärbung der Gingiva auffällig. Neben der häufig bei subgingivaler Präparation auftretenden Traumatisierung der marginalen Gingiva wäre es daher auch

aus ästhetischen Gründen wünschenswert, den Kronenrand ebenfalls aus einem zahnfarbenen Material gestalten zu können um die Präparationsgrenze auch im ästhetisch anspruchsvollen Bereichen nach iso- oder supragingival verlegen zu können [31].

Neben der Möglichkeit ein speziell gestaltetes Metallgerüst mit einem aus keramischen Massen gebrannten Rand zu versehen, wurde bereits 1902 von *Land* mit der Porzellan-Mantelkrone, der so genannten „Jacketkrone“, der Weg in Richtung eines gänzlichen Verzichts auf ein Metallgerüst gewiesen [1, 32, 98]. Die technisch schwierige und aufwändige Herstellung mit den beim Brennen stark schwindenden Feldspatkeramikmassen führte jedoch häufig zu großen Randspalten. Dieses und die durch die geringe Biegefestigkeit der Keramik hervorgerufene hohe Frakturanfälligkeit machten das Verfahren gegenüber der Metallkeramikrone unterlegen [98]. Als weiterer Nachteil der Keramik gilt weiterhin das aggressive Abrasionsverhalten gegenüber den natürlichen Antagonisten, insbesondere, wenn die Oberfläche nach dem Glasurbrand noch bearbeitet werden muss [40, 42, 44, 87, 99]. Ein Teil dieser Probleme gilt zwischenzeitlich durch die verbesserten, neuentwickelten Systeme als gelöst, insbesondere zeigte *Bienek*, dass klinisch akzeptable Randspalten von 50 bis 100 µm erzielbar sind [5, 6].

Neben den Schichtkeramiken stehen heute Hartkernsysteme, gegossene Glaskeramiken, Presskeramiken und abtragende Verfahren als vollkeramische Restaurationssysteme zur Verfügung.

Bei den Hartkernsystemen wird mit einer Kernmasse ein keramisches Gerüst erstellt, das mit Keramikmassen verblendet wird. Beispielhaft sei hier das *In-Ceram*-Verfahren der Firma Vita genannt. Hierbei wird eine Festigkeitssteigerung eines gesinterten Aluminiumoxid-Käppchens durch die Infiltration mit Lanthan-Glas erreicht [54, 63, 98].

Gegossene Glaskeramiken (z. B. *Dicor*-Verfahren) werden durch Gießen von Glasrohlingen in eine nach dem „lost-wax“-Verfahren hergestellte Form erzeugt. Im Falle von *Dicor* wird eine gezielte Kristallisation des gegossenen Glaskörpers (Keramisierung) durch den Zusatz von Magnesiumfluorid erreicht [96, 103]. Die Farbgebung erfolgt nach dem Keramisiervorgang durch mehrmaliges Auftragen und Brennen von Malfarben oder mit der Schichttechnik.

Ein Beispiel für Presskeramik ist das *Empress*®-Verfahren der Firma Ivoclar. Industriell gefertigte Rohlinge werden im Heißpressverfahren in eine Hohlform gepresst. Die individuelle Farbgebung kann ebenfalls durch Bemalen oder mittels keramischer Schichttechnik erfolgen [3, 35, 36, 37, 60, 107].

Bei den abtragenden Verfahren wird die gewünschte Form aus einem vorgefertigten Keramikblock herausgearbeitet. Zur Verwendung kommen aufwändig industriell hergestellte Keramikrohlinge mit einer fehlerfreien Gefügestruktur. Die Bearbeitung erfolgt dann z. B. mit einer computergesteuerten Schleifeinheit (*Cerec*, Fa. Sirona) oder mittels einer Kopierfräse (*Celay*) [35, 54].

### 2.1.2 Kunststoffkronen

Auf der Suche nach Alternativen zur herkömmlichen Dentalkeramik, welche die zunächst noch bestehenden Nachteile der mangelhaften Passgenauigkeit, der Bruchanfälligkeit und des Antagonistenverschleißes verbessern sollten, glaubte man in den dentalen Kunststoffen eine Alternative gefunden zu haben.

Die Polymethylmetacrylate (PMMA) erwiesen sich allerdings als Werkstoff zur dauerhaften Herstellung von Kunststoffmantelkronen als ungeeignet. Die größere Elastizität des Kunststoffes bewirkte zwar eine geringere Bruchanfälligkeit, hatte jedoch in Kombination mit dem hohen thermischen Expansionskoeffizienten des Materials eine Zermürbung der Zementfuge unter Belastung zur Folge. Konsekutiv kam es daraufhin zum Einsickern von Speichel, wodurch unschöne Verfärbungen des Kronenrandes sowie vor allem auch Sekundärkaries

entstanden. Die antagonistischen Zähne wurden zwar durch die Kunststoffkronen kaum noch abradert, dies jedoch auf Kosten einer geringen Abrasionsbeständigkeit der Kunststoffkronen selbst. Aus diesem Formverlust resultierte nicht nur ein ästhetisches Defizit sondern auch eine Veränderung der vertikalen Dimension, da sich der Materialverlust häufig durch eine Elongation der Zähne ausglich [44]. Weiterhin erwies sich der Kunststoff als nicht ausreichend mundbeständig, so daß es zu einer Wasseraufnahme und daraus resultierend zu Oberflächenveränderungen in Form von Craquelierungen kam. Dies führte zu einer erhöhten Akkumulation von Plaque sowie einer weiteren Verschlechterung der Ästhetik [65].

Erst mit der Entwicklung der so genannten Komposite konnten entscheidende Verbesserungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften erzielt werden. Komposite bestehen aus mit anorganischen Füllstoffen verschiedener Größe (zwischen 0,5 und 100 µm) versetzten Kunststoffen. Als Matrix dient das von *Bowen* 1962 vorgestellte Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat), ein Additionsprodukt der Methylmethacrylsäure mit einem Epoxidharz [38, 86]. Die Füllpartikel aus z. B. Glas, Keramik, Aluminiumsilikat, Bariumkristallen bewirken eine Verbesserung der mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix [39], eine Überlegenheit heutiger Komposite hinsichtlich der Abrasionsfestigkeit sogar gegenüber natürlichem Zahnschmelz ist beschrieben worden [80]. Dennoch haben sich die Komposite bisher nur als Füllungsmaterialien im Frontzahnbereich sowie als nicht-okklusionstragende Füllungen im Seitenzahnbereich durchsetzen können. Eine weitere Anwendungsmöglichkeit besteht im zahntechnischen Bereich in der Verblendtechnik. *Lenz* erprobte 1993 den Werkstoff als metallfreies Restaurationsmaterial, indem er einen Kern aus Hybrid-Komposit mit einem Mantel aus einem mikrogefüllten Komposit versah. Nach einer werkstoffkundlichen Erprobung wurde zumindest ein Einsatz als Frontzahnkrone für realisierbar eingeschätzt [65].

## 2.2 Der Werkstoff Artglass®

### 2.2.1 Werkstoffkundliche Grundlagen

Das Produkt Artglass® der Firma Heraeus-Kulzer ist seit dem Jahr 1995 auf dem Markt erhältlich. Artglass® ist einer der ersten Vertreter der neu entwickelten Werkstoffklasse der so genannten Polymer-Gläser, die sich sowohl hinsichtlich ihrer Zusammensetzung als auch ihrer Struktur von den bisher in der Kronen- und Brückenprothetik zur Verwendung kommenden Kunststoffen unterscheiden [23].

Die bisher bekannten Komposit-Produkte bestehen aus einer organischen Kunststoff-Matrix, welche mit Füllstoffen versetzt ist. Diese bestehen in der Regel zu 50 % bis 75 % des Gesamtgewichts aus vorpolymerisierten organischen Anteilen und zu lediglich 25 % bis 50 % aus anorganischen Anteilen, meist pyrogenem  $\text{SiO}_2$  (Kieselsäure). Bei Artglass® hingegen ist der Gewichtsanteil der anorganischen Füllstoffe auf Kosten der organischen Bestandteile erhöht worden [75].

Weiterhin weist die chemische Zusammensetzung der organischen Anteile erhebliche Veränderungen auf. Bei der Werkstoffgruppe der Polygläser ersetzen mehrfunktionelle, hochmolekulare Methacrylsäureester in Form eines organischen Glases zu einem Gewichtsanteil von ca. 25 % die bisherigen ein- bis zweifunktionellen Methacrylsäureester der herkömmlichen Bis-GMA-Matrix. Dies führt zur Ausbildung erheblich höher vernetzter amorpher Strukturen bei der lichtinduzierten Werkstoffhärtung [24].

Der Anteil der anorganischen Füllstoffe am Gesamtgewicht ist auf ca. 75 % erhöht worden. Dieser besteht aus rheologisch wirksamer Kieselsäure ( $\text{SiO}_2$ ) sowie aus Barium-Aluminium-Silikatglas mit einer mittleren Korngröße von 0,7 bis 1  $\mu\text{m}$ . Bei der Polymerisation der reaktiven Methacrylsäureester werden die

Silan-Gruppen der Füllstoffe eingebunden und es entsteht ein homogener, zäher, glasartiger (vitroider) Werkstoff, das so genannte Poly(mer)-Glas [23, 26].

Nach Herstellerangaben weist Artglass® folgende mechanisch-physikalischen Eigenschaften auf:

- Sowohl Härte als auch Elastizitätsmodul ( $>7000\text{MPa}$ ) sind mit denen von Dentin vergleichbar. Das E-Modul ist um das 10-fache geringer als bei der unflexiblen Verblendkeramik.
- Die Biegebruchfestigkeit ist größer als die von Dentin, herkömmlichen Verblendkunststoffen und Verblendkeramik, kurzzeitige Schlagbelastungen werden gegenüber Keramik mehr als doppelt so gut abgefangen. Ebenso wird der Bruchzähigkeit ein verbessertes Verhalten gegenüber Kunststoff und Keramik zugeschrieben.

Die Plaqueaffinität hingegen ist im Vergleich zu Keramik größer und somit als ungünstiger einzustufen [2, 23].

Somit kann Artglass® weder den klassischen Komposit-Werkstoffen noch den Dental-Keramiken zugeordnet werden und nimmt eine Zwischenstellung hinsichtlich seiner Werkstoffkunde und seiner mechanisch-physikalischen Eigenschaften ein [2]. Der Hersteller hat aufgrund dieser verbesserten Eigenschaften den Indikationsbereich im Vergleich zu herkömmlichen Verblendkompositen erweitert und das Material auch für kaukraftbelastete okklusale Verblendungen auf Prämolaren- und Molarenkronen, Frontzahnverblendungen ohne metallgestützten Kaukantenschutz sowie metallfreie Vollkronen freigegeben [24].

### 2.2.2 Verarbeitung

Die dem Material Artglass® zugeschriebenen Eigenschaften können insbesondere bei der Verwendung in der metallfreien Vollkronentechnik nur gewährleistet



werden, wenn die vom Hersteller angegebenen Verarbeitungshinweise sowie die zum System zugehörigen Komponenten zur Anwendung kommen.

Hierzu werden für die Isolation des Modellstumpfes die so genannten Insulating pens I und II benötigt. Die Kronen selbst werden aus den Massen „enamel“, „dentine“ und „margin“ geschichtet. Weiterhin steht ein Sortiment von Effektmassen (Artglass® effect) und Malfarben (Artglass® creative) zur Verfügung. Für den Schichtvorgang wird die Verarbeitungsflüssigkeit Artglass® liquid benötigt. Diese ist ein silanhaltiges Gemisch hoch- und niedermolekularer Methacrylsäureester und dient zur besseren Benetzung der Dispersionsschicht welche durch die Zwischenpolymerisation entsteht [25].

Speziell für die Lichthärtung von von Polyglas-Kompositen wurde das Stroboskop-Polymerisationsgerät UniXS® von Heraeus-Kulzer entwickelt.

Um die spezielle Struktur des Werkstoffes nicht zu gefährden ist es außerdem wichtig, dass Artglass® ausschließlich durch eine vibrierende Instrumentenbewegung geschichtet wird. Bei der bei herkömmlichen Kompositen üblichen Streichbewegung bestünde sonst die Gefahr, dass die anorganischen Füllpartikel aus ihrem Verbund mit der Matrix herausgerissen werden könnten [26].

### 2.2.3 Bearbeitung

Ganz allgemein ist bei allen dentalen Kompositen die Wahl der richtigen rotierenden Bearbeitungsinstrumente sowie der passenden Drehzahl von entscheidender Bedeutung für die Oberflächenbeschaffenheit des Werkstücks sowie auch für dessen Abrasionsverhalten [27, 43, 47]. Für Kunststoffe eignen sich Fräsen besonders gut, da durch den spanabhebenden Substanzabtrag das zähelastische Material am besten reduziert werden kann und sich zugleich ein glättender Effekt erzielen lässt. Diamantbeschichtete Instrumente sind weniger geeignet, da durch die schleifende und schneidende Arbeitsweise der Kunststoff eher „verschmiert“ wird und sich die Oberfläche des Instrumentes schnell

zusetzt [27 43, 47]. Weiterhin muss bei Verwendung von Fräsen mit relativ niedriger Umdrehungszahl gearbeitet werden, da es sonst zum Herausbrechen von Mikropartikeln aus der Oberfläche kommen kann, was eine Aufrauhung zur Folge hätte. Außerdem können sich an der Grenzfläche der herausgelösten Fragmente tief reichende Mikrorisse ausbilden. Diese wären eine ideale Haftstelle für Plaquebakterien [27]. Nach *Eykmann* und *Eck* weisen mit Hartmetall-Finierern bearbeitete Komposit-Füllungen eine deutlich geringere Abrasion auf als mit Diamanten beschliffene [27]. Zur Erzielung eines optimalen Bearbeitungsergebnisses wurde daher vom Hersteller ein spezielles Set zusammengestellt. Es besteht aus vier verschiedenen kreuzverzahnten Hartmetallfräsen, einem Silikonpolierer sowie drei Polierrädern, von denen zwei bereits mit Polierpaste versetzt sind. Alle Fräsen sind mit Angaben zur optimalen Arbeitsdrehzahl versehen [43, 47].

#### 2.2.4 Klinisches Verhalten

Zur Bestätigung der Herstellerangaben stehen bis jetzt nur wenige In-vivo-Studien zur Verfügung. Von einer Studie der Clinical Research Associates (CRA) liegen die Statusberichte von 61 eingegliederten metallfreien Artglass®-Kronen nach 6 Monaten sowie nach einem und zwei Jahren Liegedauer vor [13, 14]. Hier wird dem Produkt hinsichtlich des Abrasionsverhaltens nach sechsmonatiger Liegedauer zunächst ein unproblematisches Verhalten bescheinigt. Die Beobachtungen nach zweijähriger Liegedauer fallen jedoch weniger positiv aus, Artglass zeigt in dieser Studie höhere Abrasionwerte als ältere Komposite [14]. Es wird von CRA ein durchschnittlicher Materialverlust von 80 µm pro Jahr für Artglass® angegeben. Dieser Materialverlust ist nach CRA über die gesamte Kaufläche verteilt und beschränkt sich nicht auf die okklusalen Kontaktflächen [14]. In dieser Publikation liegen allerdings keinerlei Angaben zur Auswertemethode oder zum Studiendesign vor. Bereits veröffentlichte Kurzzeitbeobachtungen an dem auch in dieser Arbeit verwendeten Probandengut weisen jedoch auf einen erfolgreichen Einsatz des Materials in der Praxis hin [20]. In

einer von *Koch* durchgeführten Studie, in der Artglass® , Gold und Empress® zum Ersatz von Entwicklungsdefekten erster Molaren an 6-8 jährigen Kindern eingesetzt wurden, haben sich alle drei Materialien in einer 2-5 jährigen Beobachtungsdauer klinisch bewährt [46].

## 2.3 In-vitro-Untersuchungen von Artglass® - Kronen

### 2.3.1 Verschleiß- und Abrasionsverhalten

Von der Herstellerfirma Heraeus-Kulzer selbst wurden nach der von *Krejci et al.* angegebenen Methode [52] Verschleißmessungen durchgeführt. In dieser Studie wird für Artglass® ein Materialhöhenverlust von 40-70 µm nach einer 5-Jahres-Simulation angegeben. In der selben Studie wird für Schmelz eine Abrasion von 30-50 µm und für herkömmliche Dentalkeramik ein Wert von 20-60 µm beschrieben. Nach diesen Ergebnissen wird daher das Abrasionsverhalten von Artglass® als schmelzähnlich eingestuft [24, 26].

In einer In-vitro-Studie von *Suzuki et al.* wurde das Abrasionsverhalten von natürlichem Zahnschmelz bei antagonistischen Kontakt zu Artglass®, der dentalen Presskeramik Empress® und einer konventionellen Dentalkeramik untersucht. Dabei betrug die durch Artglass® bewirkte Schmelzabrasion lediglich ca. 5 % der durch die Keramiken verursachten Abrasion. [99]. Dieses günstige Abrasionsverhalten gegenüber Zahnschmelz wird in dem 2-Jahres-Bericht der CRA-Studie bestätigt [14].

Nach *Pelka et al.* wird durch Artglass® in einer Verschleißsimulation mit verschiedenen Abrasivmedien die niedrigste Antagonistenabrasion von allen getesteten Materialien verursacht, hingegen zeigte Artglass® in diesem Versuchsaufbau die höchste Eigenabrasion. Es wird daher gefolgert, dass Artglass® im Vergleich zu Keramik und Gold die geringste Eignung als Werkstoff für den kautragenden Bereich aufweist [81]. *Sörensen et al.* verglichen Artglass® mit weiteren vier Kompositen in einem Verschleißsimulator und fan-

den für diesen Werkstoff sowohl die höchsten Abrasions- als auch Attritions- werte vor [97]. Ebenso erwies sich Artglass® in einer Studie von *Freiberg et al.* als einem mikrogefülltem Vergleichskomposit hinsichtlich der Verschleißfestigkeit als unterlegen. Auch diese Autoren bezweifeln die Eignung von Artglass® als Restaurationsmaterial im kaukrafttragenden Bereich [30].

In einer von *Tanoue et al.* durchgeführten Studie zur Resistenz sieben verschiedener Komposite gegen den durch Zahnbürste/Zahnpasta bewirkten Verschleiß schnitt Artglass® im Vergleich am schlechtesten ab [100].

*Reich et al.* ermittelten im in-vitro Verschleißtest einen bis zu 2,8fach höheren Verschleiß von Artglass® im Vergleich zu Amalgam [88].

### 2.3.2 Bruchfestigkeitsverhalten

Von *Eickemeyer et al.* wurde der Einfluss von verschiedenen Präparationsformen, Befestigungsmaterialien, der Materialstärke im okklusalen Bereich und von Thermocycling auf die Bruchfestigkeit von metallfreien Artglass®-Einzelkronen bei axialer Belastung untersucht [22]. Dabei ergab sich die höchste Bruchstabilität für Kronen, die mit dem zugehörigen Befestigungspolyglas 2bond2® eingesetzt worden waren. Eine Reduktion der Bruchfestigkeit ergab sich durch Thermocycling sowie durch die Verwendung von Zinkphosphatzement als Befestigungsmaterial. Die Reduktion der Kronenstärke im okklusalen Bereich erwies sich ebenso als resistenzmindernd wie die Gestaltung der Präparationsgrenze als Stufe im Vergleich zur hohlkehlförmigen Präparationsgrenze. Nach *Eickemeyer* eignen sich Artglass®-Kronen aufgrund ihrer hohen Bruchfestigkeit insbesondere in Kombination mit dem Befestigungspolyglas 2bond2® zur indirekten Restauration von Seitenzähnen [22].

## 2.4 Verschleißanalyse in vivo

### 2.4.1 Direkte subjektive Verschleißbewertung

Von *Cvar* [15] und *Ryge* [92] wird ein erster Ansatz zur systematischen, klinischen Beurteilung von Füllungswerkstoffen durch die Entwicklung des U. S. Public Health Service Bewertungssystems (USPHS-Kriterien) vorgestellt. Mit Hilfe dieses Systems können Füllungen nach Beurteilung verschiedener Kriterien wie zum Beispiel anatomische Form, Randschluss, Oberflächenzustand, Approximalkontakt oder Farbe in vier unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden. Die Verschleißbeurteilung wird dabei durch die Kriterien „anatomische Form“ und „Oberflächenzustand“ repräsentiert. Nach *Ryge* [93] wird die Untersuchung von zwei unabhängigen, kalibrierten Untersuchern klinisch mit Spiegel und Sonde durchgeführt (direkte, subjektive Bewertung). Da die USPHS-Kriterien ursprünglich zur Beurteilung von Zementfüllungen entwickelt wurden, waren mehrfache Modifikationen erforderlich, um eine Anwendbarkeit auch für moderne Füllungsmaterialien zu gewährleisten [12, 78].

### 2.4.2 Indirekte, subjektive Verschleißbewertung

Trotz dieser Modifikationen wird die geringe Sensitivität der USPHS-Kriterien als großer Nachteil angesehen. Die Entwicklung verbesserter Beurteilungsskalen war daher erforderlich und führte unter anderem zur „Leinfelder-Skala“ [64]. Diese besteht aus sechs klinischen Modellen von Zähnen, die mit Kompositfüllungen versorgt sind. Der Füllungsverschleiß nimmt im Intervall von 100  $\mu\text{m}$  von 0  $\mu\text{m}$  bis 500  $\mu\text{m}$  zu. Die Modelle dienen als Vergleichsstandards und werden mit dem zu untersuchenden Modell mit Hilfe einer Lupe (zweifache Vergrößerung) unter seitlichem Lichteinfall direkt anhand der Schattenlängen verglichen. Mit den sechs Modellen wird eine Einteilung in halbe Intervallbreiten (50  $\mu\text{m}$ ) vorgenommen (indirekte, subjektive Bewertung).

Variationen der Leinfelder-Skala sind die „M-L-Skala“ [76] und die „Vivadent-Skala“ [7]. Bei diesen Skalen werden jeweils 18 im Abstand von 25 µm abgestufte Vergleichsstandards verwendet. Diese weisen im Falle der M-L-Skala eine Zylinderform und bei der Vivadent-Skala eine Zahnform auf. Bei einem Vergleich der USPHS-Kriterien mit der Leinfelder-Skala konnte von *Taylor et al.* gezeigt werden, dass mit den USPHS-Kriterien nur Verschleißunterschiede ab etwa 200 µm diskriminiert werden können [101]. Die Leinfelder-Skala ist daher aufgrund ihrer größeren Trennschärfe überlegen.

*Pelka* [79] weist darauf hin, dass die Leinfelder-Skala, die M-L-Skala und die Vivadent-Skala sich vor allen auf die Stufe zwischen Kavität und Restaurationsmaterial beziehen und daher keine volumetrischen Angaben der Abrasion gemacht werden können. Der Kauflächenverschleiß eines Zahnes kann mit diesen Methoden also nicht quantifiziert werden.

Eine Studie von *Söderholm* zeigt zudem hohe Untersucherabhängigkeit der mit subjektiven Messverfahren ermittelten Verschleißwerte [95]. Neben diesem geringen Differenzierungsvermögen beschränkt sich die Messung lediglich auf den Füllungsrand und setzt weiterhin eine scharfkantige Kavitätenpräparation voraus. Die Untersuchung von Kavitäten mit Federrand ist daher mit diesen Methoden nicht möglich.

Dennoch stellen die indirekten subjektiven Bewertungsskalen eine deutliche Verbesserung im Vergleich zu den direkten subjektiven Methoden dar. Sie ermöglichen einen schnellen und preiswerten Vergleich zwischen verschiedenen Füllungsmaterialien [55]. Daher gilt die Leinfelder-Skala als diejenige Methode zur Verschleißquantifizierung mit der weitesten Verbreitung und dem größten Umfang an klinischen Vergleichsdaten [21].

### 2.4.3 Objektive Verschleißbewertung

Die beschriebenen subjektiven Messverfahren basieren alle mehr oder weniger auf einer Verschleißbestimmung über die Stufe von Füllungsrand zu Kavität. Dieses Konzept war zu den Zeiten wenig abrasionsbeständiger Kompositwerkstoffe mit generalisiertem Substanzverlust über die gesamte Kaufläche brauchbar, jedoch wurde mit zunehmender Weiterentwicklung dieser Werkstoffklasse hin zu größerer Abrasionsfestigkeit auch die Entwicklung feinerer Messtechniken erforderlich, um den geringeren initialen Substanzverlust erfassen zu können. *Lutz* [66] weist in einer Veröffentlichung von 1980 auf die erforderliche Differenzierung von Verschleiß im Bereich antagonistischer Kontakte (OCA = occlusal contact area) gegenüber dem Verschleiß außerhalb okklusionstragender Kontakte hin (CFA = contact free area), nach *Krejci* differiert der Verschleiß von Schmelzhöckern beträchtlich von demjenigen der Schmelzfossae [48]. Dementsprechend wurde auch die Entwicklung von Methoden zur differenzierten quantitativen Erfassung verschiedener Bereiche der Zahnoberfläche erforderlich. *Krejci* [52] teilt die Messverfahren je nach den verschiedenen Sensoren zur Datenerfassung in optische [10, 19, 57] rasterelektronenoptische [52], volumetrische [104], mechanische [67] und mechanisch computergestützte [51] Systeme ein. Nach *Kunzelmann* [55] kann weiterhin eine Unterscheidung in Abhängigkeit vom Auswertungsprinzip in punktorientierte, linienorientierte und flächenorientierte Messmethoden vorgenommen werden. Ein anderer prinzipieller Unterschied besteht in der Verwendung von fixen Referenzpunkten bzw. einer referenzpunktfreien Arbeitsweise. Da bisher kein quantitatives Messverfahren ohne Qualitätsverlust auf die Anfertigung von Replikas verzichten kann, besitzt die Unterscheidung in direkte Systeme mit intraoraler Messwerterfassung und indirekte Systeme mit extraoraler Messwerterfassung nur theoretische Bedeutung [4].

*Lambrechts* [57] beschreibt 1984 eine auf Punktmessungen basierende Methode. Dabei werden die zu vermessenden Modelle auf der Grundlage von vor-

her in den Schmelz präparierten Referenzpunkten justiert. Der Substanzverlust wird anschließend über eine Optik bestimmt. Bei identischer x- und y-Koordinate wird die z-Koordinate durch fokussieren bestimmt und die Differenz als Höhenverlust gewertet. Pro Modellpaar werden nach dieser Methode zwei Messpunkte erfasst. Die Autoren geben die Reproduziergenauigkeit mit 1  $\mu\text{m}$  an.

Ein auf Linienmessungen basierendes Verfahren wird von *Lutz* [67] beschrieben. Die Modelle werden ebenfalls über vorher zu präparierende Referenzpunkte justiert, die Erfassung der Oberfläche erfolgt mechanisch mittels eines Profilometers, der an einen x-y-Schreiber angeschlossen ist. Nach Überlagerung der Linien wird der maximale Höhenverlust als Abrasion gewertet, d.h. trotz der Linieninformation wird nur ein singulärer Punkt ausgewertet. Als Methodenfehler wird von den Autoren 6,5  $\mu\text{m}$  angegeben.

Von *Roulet* [90] wird eine erste Methode zur flächenorientierten Vermessung von Kauflächen vorgeschlagen. *Roulet* modifiziert das von *Lutz* [67] angegebene Verfahren dahingehend, dass er durch einen Schrittmotor die Modelle in definierten Abständen verschiebt und über eine gegenüber dem Profilometer verbesserte mechanische Messwerterfassung zahlreiche Linien abtasten kann. Als Referenzpunkte werden modifizierte Brackets verwendet und dadurch der Nachteil einer ethisch bedenklichen irreversiblen Präparation von Referenzpunkten in den Zahnschmelz verbessert.

Ein weiterer wichtiger Schritt wird von *De Long* [18] mit der Einführung einer referenzpunktfreien Zuordnung getan. Die Oberflächendaten, die mit einer Ab tastvorrichtung gewonnen werden, die prinzipiell dem von *Roulet* [90] angegebenen Verfahren ähnelt, werden mit Hilfe eines Computers durch eine mathematische Routine überlagert. Die Standardabweichung der Differenzdaten zwischen Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodell wird mit Hilfe des Simplex-Algorithmus minimiert. Als Grundlage der Minimierung dienen als natürliche



Referenzpunkte die Bereiche der Kaufläche, die keinem oder nur geringem Verschleiß unterliegen, also z. B. Fissuren. Da die verwendete Abtastvorrichtung mit einer lateralen Auflösung von 50  $\mu\text{m}$  entlang einer Linie und 100  $\mu\text{m}$  zwischen den Linien arbeitet, liegen nach der Überlagerung und lediglich grober mechanischer Vorjustierung die Messdaten (= z-Koordinate) nicht an den gleichen x-y-Koordinaten vor. Durch den Überlagerungsalgorithmus und Interpolation der x-y-Werte werden die Oberflächennetze der beiden Modelle zur Deckung gebracht.

Ebenfalls mit natürlichen Referenzpunkten und dem Simplex-Algorithmus zur Superpositionierung der Daten arbeitet das von *Christensen* [10] entwickelte 3D-Messverfahren. Die Messwernerfassung erfolgt wie bei *Lambrechts* [57] mit einem Messmikroskop, jedoch ist die Methode dahingehend verbessert worden, dass die z-Koordinaten mit Hilfe einer Autofokussierung automatisch bestimmt werden, welche die Vermessung von bis zu 24000 Messpunkten erlaubt. Allerdings können in einer Stunde maximal 3000 Punkte vermessen werden. Als vertikale Reproduzierbarkeit des Systems wird ein Wert von 2,5  $\mu\text{m}$  angegeben.

## 2.5 Verschleiß natürlicher Zähne

Der Verschleiß natürlicher Zähne ist in wenigen klinischen Studien mit unterschiedlichen Methoden vermessen worden [8, 11, 34, 41, 48, 58, 84, 105]. Die Ergebnisse werden in den Studien auf unterschiedliche Art hinsichtlich der verwendeten Einheiten und des vermessenen Kauflächenbereichs beschrieben. *Krejci et al.* erzeugen mit dem Kausimulator der Universität Zürich einen Verschleiß von 55  $\mu\text{m}$  für Schmelzfossae im okklusalen Kontaktpunktbereich und von 88  $\mu\text{m}$  für die antagonistierenden Schmelzhöcker. Nach *Krejci* wird mit dieser Versuchsanordnung ein klinischer Verschleiß von 5 Jahren simuliert [48]. *Graf et al.* haben mit Hilfe der ACTA-Abrasionsmaschine eine Drei-Medien-Abrasion von im Median 61  $\mu\text{m}$  ermittelt und liegen damit im Bereich der Verschleißrate einer mit der selben Versuchsanordnung getesteten weichen Goldlegierung

[34]. *Pintado et al.* haben eine Studie an 18 Jugendlichen über zwei Jahre durchgeführt und geben den profilometrisch bestimmten durchschnittlichen Höhenverlust mit  $10,7 \mu\text{m}$  pro Jahr an [84]. *Lambrechts et al.* [58] nennen einen Schmelzverschleiß von  $29 \mu\text{m}$  pro Jahr für Molaren und von  $15 \mu\text{m}$  für Prämolaren im natürlichen Gebiss, bezogen auf die okklusalen Kontaktpunkte. *Willems* [105] bezieht in einer gemeinsamen Veröffentlichung mit *Lambrechts et al.* seine Angaben auf den okklusalen Kontaktbereich (OCA) von Molaren und nennt einen Wert von  $122 \mu\text{m}$  nach drei Jahren. Ebenfalls im okklusalen Kontaktbereich hat *Ishizaki* [41] gemessen und hat Abrasionswerte zwischen  $20 \mu\text{m}$  und  $94 \mu\text{m}$  pro Jahr im kariesfreien jugendlichen Gebiss ermittelt. Für den Zeitraum von drei Jahren wird in dieser Studie ein Median von  $125 \mu\text{m}$  angegeben. *Christensen* [11] hat eine Studie an Molaren junger Erwachsener durchgeführt und beschreibt eine mittlere Abrasionsrate von  $20 \mu\text{m}$  pro Jahr.

### **3 Zielsetzung**

Die neue Werkstoffklasse der Polygläser hat bei In-vitro-Verschleißmessungen zunächst ein vielversprechendes Materialverhalten gezeigt, das zum klinischen Einsatz am Patienten ermutigt. Neuere Studien mahnen jedoch aufgrund eines sehr hohen Verschleißes in den betreffenden Versuchsanordnungen eher zur Zurückhaltung beim Einsatz von Artglass® im okklusionstragenden Bereich. Inwieweit diese Ergebnisse auf die Verschleißbeanspruchung von Artglass® in vivo übertragbar sind, ist bislang noch nicht quantitativ untersucht worden. Im Mittelpunkt dieser Untersuchung stand daher die Frage, ob sich aus dem Polyglas Artglass® angefertigte Kronen hinsichtlich ihres Verschleißverhaltens auch im Patientenmund bewähren.

Hierfür wurden Artglass®-Kronen im Frontzahn-, Prämolaren- und Molarenbereich nach einmonatiger und einjähriger Liegedauer nachuntersucht. Erstmals wurde ein zur Verschleißmessung bei Füllungen entwickeltes 3D-Meßgerät zur Verschleißmessung bei Kronen eingesetzt.

Zielsetzung war, den Verschleiß von Artglass®-Kronen mittels berührungsloser Messung metrisch zu quantifizieren und diese Werte in Relation zum Verschleißverhalten natürlicher Zahnschmelze sowie bereits in der Kronenprothetik bewährter Materialien zu stellen.

Davon ausgehend sollte eine kritische Beurteilung hinsichtlich der klinischen Bewährung des neuen Werkstoffs Artglass® erfolgen.

## **4 Material und Methode**

### **4.1 Patientengut und Lokalisation der Artglass-Kronen**

Es wurden insgesamt 114 Kronen bei 74 Patienten im Alter von 22 bis 79 Jahren eingesetzt. Von diesen konnten nach einjähriger Liegedauer 93 Kronen nachuntersucht werden. Dabei handelte es sich um 36 Frontzahnkronen, 28 Prämolarenkronen und 29 Molarenkronen bei 60 Patienten. Bei 60 Exemplaren der nachuntersuchten Kronen wurde darüber hinaus auch der Verschleiß nach einmonatiger Liegedauer gemessen, hierbei wurden 25 Frontzahnkronen, 14 Prämolarenkronen und 21 Molarenkronen untersucht.

### **4.2 Anfertigung und Einsetzen der Kronen**

Die nachuntersuchten Artglass®-Kronen wurden von sechs erfahrenen Behandlern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität München präpariert und eingesetzt.

Dabei fand für die Präparationsgrenze der Kronen eine leichte Hohlkehlform oder eine abgerundete Stufe Anwendung, gemäß den Herstellerangaben wurden zirkulär mindestens 0,5 mm und okklusal 1,3-1,5 mm Zahnschicht abgetragen. Es wurde allerdings auch Wert auf einen möglichst geringen Substanzabtrag gelegt, um die für die Adhäsivtechnik als Vorteil gegenüber der konventionellen Versorgung geltende Schonung von Zahnschicht auszunutzen. Abformung und Modellherstellung erfolgte dann nach den in der Zahnheilkunde auch bei herkömmlichen Kronen üblichen Verfahren.

Die zahntechnische Anfertigung der Kronen erfolgte im zahntechnischen Labor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik streng nach der Verarbeitungsanleitung des Herstellers.

Sämtliche Kronen wurden nach den Regeln der Adhäsivtechnik eingesetzt. Dabei fand das vom selben Hersteller (Heraeus Kulzer) stammende Produkt 2bond2® Anwendung. Dieser Befestigungskomposit ist unter anderem speziell für die Befestigung von Artglass®-Kronen vorgesehen.

### **4.3 Klinische Parameter**

Folgende klinische Parameter wurden beim Einsetzen der Kronen dokumentiert und fanden Eingang in diese Untersuchung:

- Lockerungsgrad des Zahnes (0-3)
- Statische Okklusion (0/1)
- Dynamische Okklusion (0/1)
- Material des Antagonisten
- Abstützung des Antagonisten (parodontal/gingival)
- Abrasionsgrad des Restgebisses zum Zeitpunkt der Eingliederung (1-6)

Die okklusalen Kontaktpunkte der Kronen wurden mit Hanel®-Folie (Roeko-Dental) angefärbt und fotografiert.

### **4.4 Digitalisierung der Gipsreplikas**

#### **4.4.1 Anfertigung der Replikas**

Zur Ermittlung der 3D-Oberflächenveränderungen wurden die untersuchten Artglass®-Kronen jeweils direkt nach der Eingliederung, nach einem Monat und nach einem Jahr mit der Präzisions-Abformmasse Aquasil (De Trey) abgeformt und Gipsmodelle (Fuji Rock® Superhartgips weiß, GC) angefertigt. Die auf den Gipsmodellen wiedergegebene Kaufläche wurde anschließend digitalisiert.

Dazu fand das an der Poliklinik für Zahnerhaltung der Universität München entwickelte optische 3D-Oberflächenmessgerät „Laserscan 3D“ Anwendung.

#### 4.4.2 Beschreibung des optischen 3D-Sensors

Der 3D-Sensor von Laserscan 3D arbeitete nach dem Prinzip der optischen Triangulation. Dabei wurde der Spot einer Halbleiter-Laserdiode (670 nm) über eine spezielle Linienoptik in eine Lichtlinie umgewandelt, die auf die zu vermessende Oberfläche projiziert wurde. Diese Linie wurde unter einem Winkel von  $22^\circ$  von einem CCD-Sensor erfasst und erschien dadurch als Profillinie. Der Höhenunterschied wurde durch den seitlichen Versatz der einzelnen Oberflächenpunkte repräsentiert, das Höhenprofil konnte daher durch die Auswertung der einzelnen Pixel des CCD-Chips ermittelt werden (Abb. 1). Durch dieses Funktionsprinzip konnte auf die Verwendung verschleißanfälliger beweglicher Teile verzichtet werden [72].

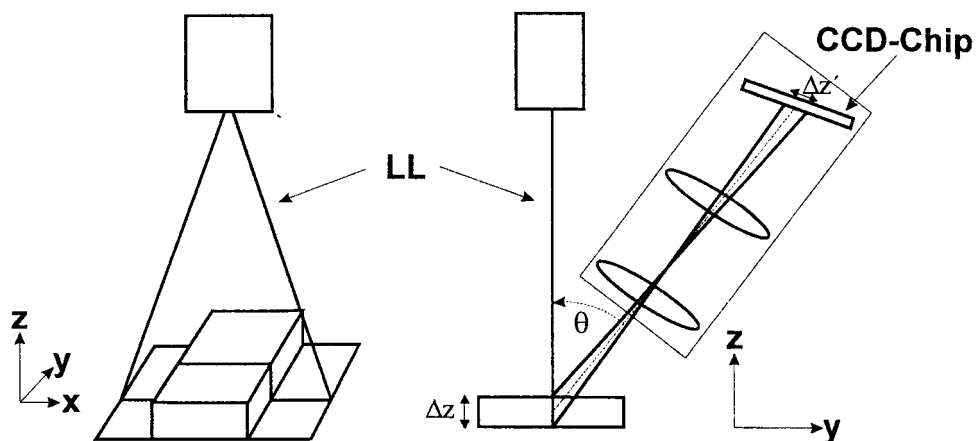


Abb. 1: Prinzip des 3D-Liniensensors. LL = Laserlichtlinie,  $\Theta$  = Triangulationswinkel,  $\Delta z$  = Höhendifferenz in der Objektebene,  $\Delta z'$  = Höhendifferenz in der Abbildungsebene, z-Richtung: Höhe, y-Richtung: Verfahrungsrichtung des Schrittmotors, x-Richtung: Laserlichtlinie (Nach [74]).

Durch schrittweises Verfahren des Objektes auf einem Verschiebetisch in y-Richtung konnte Lichtlinie für Lichtlinie auf diese Weise abgetastet werden und so die komplette 3D-Oberfläche mit Ausnahme der unter sich gehenden Bereiche gewonnen werden (Abb. 3). Der Abstand und die Anzahl der eingelesenen Lichtlinien konnte mit Hilfe der Steuersoftware eingestellt werden. Weiterhin war es möglich, die Schrittmotoren zur Positionierung des Objekts direkt mittels des Programms anzusteuern. Die Gipsreplikas wurden so in den Verschiebetisch positioniert, dass die Okklusalfäche der Molaren- und Prämolarenkronen, die Palatinalfläche der oberen Frontzahnkronen und die Inzisalfäche der unteren Frontzahnkronen erfasst wurde, da auf diesen Flächen der größte Verschleiß zu erwarten war. Der Aufbau des gesamten Scan-Systems (Laserscan 3D) ist in Abb. 2 dargestellt, die technischen Daten sind in Tab. 1 zusammengefasst.

Auflösung in z-Richtung (vertikal)	5 $\mu\text{m}$
Auflösung in x-Richtung (lateral, CCD limitiert)	25 $\mu\text{m}$
Auflösung in y-Richtung (lateral, Verschiebetisch limitiert)	>2 $\mu\text{m}$
Tiefenmeßbereich	20 mm
Meßzeit	40 ms/Linie

Tab. 1: Technische Daten des Triangulationsmessers (nach [55])



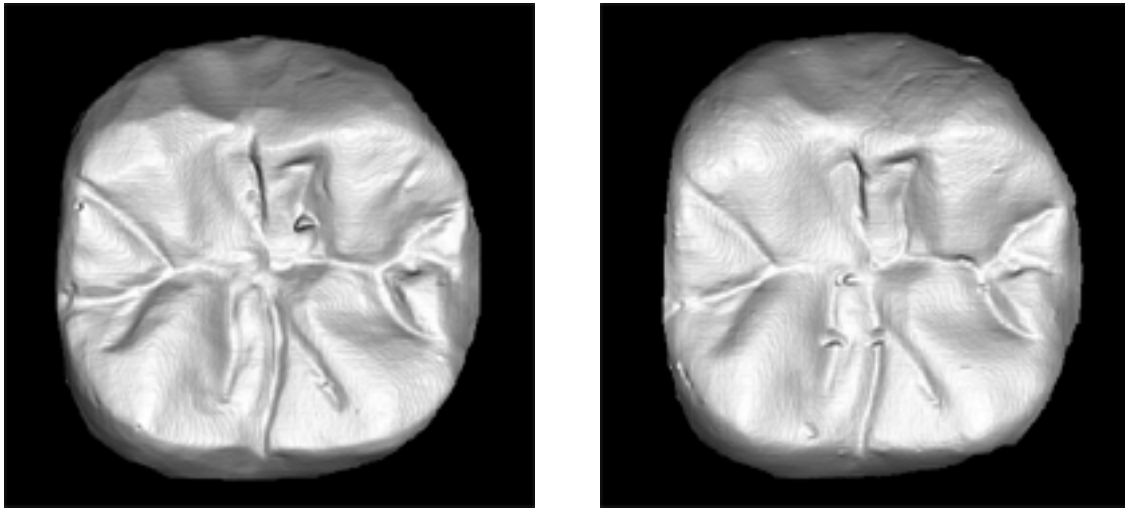
Abb. 2: Laserscan 3D

Die gewonnenen 3D-Daten ließen sich anschließend anhand einer sogenannten Grauwertanimation darstellen. Dies bedeutete, dass jeweils einer bestimmten Oberflächenkrümmung ein bestimmter Grauwert zugeordnet wurde.

Dieser Darstellung entspricht in der Physik ein Objekt, dessen Oberfläche von einer sich in unendlicher Entfernung befindlichen Lichtquelle bestrahlt wird und dieses Licht diffus reflektiert (Lambertstrahler). Parallel zum Betrachter ausgerichtete Oberflächen erscheinen aufgrund der hohen Lichtreflexion weiß, geneigte Flächen umso dunkler, je stärker die Neigung ist.

Die resultierenden Bilder vermitteln einen plastischen Eindruck, der in etwa einem Schwarz-Weiß-Videobild entsprach (Abb. 3).





Tragedauer 1 Monat

Tragedauer 1 Jahr

Abb. 3: Die Grauwertanimation der eingescannten Daten ermöglicht eine plastische Darstellung der Oberfläche.

#### 4.4.3 Metrische Verschleißbestimmung

Die auf diese Weise gewonnen Datensätze wurden dann mit dem an der Münchner Poliklinik für Zahnerhaltung entwickelten Programm „Match 3D“ ausgewertet. Dabei erfolgte die Verschleißberechnung durch Überlagerung der 3D-Daten des Ausgangsbefundes mit den 3D-Daten der jeweiligen Nachuntersuchung unter Verzicht auf Referenzpunkte. Nach erfolgreicher Zuordnung (matching) konnte für jeden x-y-Koordinatenpunkt die Differenz zwischen dem z-Wert (=Höhe) des Ausgangsmodells und dem Nachuntersuchungsmodell berechnet werden.

Als großer Vorteil erwies sich, dass Ausgangs- und Nachuntersuchungsmodell nicht in räumlich identischer Position auf dem Verschiebetisch des Laserscanners platziert werden mussten, sondern die durch die unterschiedliche Positionierung der Modelle sich ergebende Verschiebung durch den Matching-Algorithmus von Match 3D eliminiert wurde. Hierbei wurden mittels eines nicht-linearen Gleichungssystems anhand der bekannten Datenpunkte die unbekannt Parameter für die jeweils drei Freiheitsgrade der Rotation und der Translation

zwischen den beiden Modellen berechnet. Da die Bilder aufgrund verschiedener Einflüsse (z.B. Sensorrauschen, Abdruck- und Modellungenauigkeiten, Verschleiß) nicht identisch sein konnten, war die Gleichung nur näherungsweise lösbar. Diese Näherungslösung wurde iterativ berechnet, wobei als Gütekriterium ein möglichst minimaler quadratischer Restfehler diente. Je genauer die Übereinstimmung zwischen den zu überlagernden Modellen war, desto schneller und zuverlässiger konnte die Gleichung vom Computer gelöst werden. Hierbei konnte die Schnelligkeit und Zuverlässigkeit durch interaktives Markieren von drei korrespondierenden Punktepaaren (z. B. Höckerspitzen, best. Fissuren) auf den Bildern gesteigert werden. Da Punkte, die mehr als vorgegebenes, statistisch definiertes Maß (z. B.  $n$  Standardabweichungen) vom Mittelwert der Differenzen abwichen, automatisch eliminiert wurden, war der Matching-Prozess tolerant gegenüber Fehlern auf der Modelloberfläche, z. B. Blasen oder Gipsperlen. Die Modelle mussten daher nicht mechanisch radiert oder interaktiv editiert (im Sinne von „Ausschneiden“ fehlerhafter Bereiche durch Bildverarbeitungssoftware) werden. Als Ergebnis lagen schließlich die Rotations- und Translationsparameter vor und das Nachuntersuchungsmodell konnte auf das Ausgangsmodell abgebildet werden. Dies ermöglichte schließlich die Differenzbildung zwischen den beiden Bildern und damit die Ermittlung von z. B. durch Verschleiß hervorgerufenen Unterschieden.

*Mehl et al.* geben für den beschriebenen Versuchsaufbau eine Reproduziergenauigkeit - d. h. mehrfaches Einscannen des gleichen Modells ohne Positionsänderung - von 1  $\mu\text{m}$ , für die Genauigkeit nach automatischer Software-Positionierung - also mehrfaches Einscannen des gleichen Modells mit Positionsänderung – eine Genauigkeit von 10  $\mu\text{m}$  an [73].

#### 4.4.4 Referenzpunktfreie Überlagerung

Da der verwendete Matching-Algorithmus sein Minimum bei Null hat, wären als Ergebnis des Matching-Vorgangs die Anteile der negativen und der positiven

Differenzwerte gleich. Deshalb mussten alle Bereiche, die Verschleiß aufwiesen, vom Matching-Vorgang ausgeschlossen werden und interaktiv diejenigen Bereiche der Zahnoberfläche ausgewählt werden, die keinen oder höchstens vernachlässigbaren Veränderungen unterworfen waren. Der Verschleiß wäre andernfalls unterschätzt worden, da der Algorithmus lediglich den Abstand zwischen den beiden Datensätzen minimiert. Hierzu kamen beispielsweise Fissuren oder nicht-okklusionsbelastete Schmelzbereiche auf Höckern in Frage.

Zunächst wurden nicht-okklusionstragende Schmelzbereiche auf den unbehandelten Nachbarzähnen der zu untersuchenden Kronen als unveränderliche Referenzareale herangezogen. Die Auswertung der in diesen Vorversuchen gewonnenen Differenzbilder ergab jedoch, daß der berechnete Verschleiß nicht plausibel war. Auf der einen Seite lag der Materialverlust in Bereichen von bis zu 500 µm, was schon allein bei augenscheinlicher Betrachtung nicht realistisch war, auf der anderen Seite wurde sogar ein „Materialzuwachs“ berechnet, der prinzipiell nicht vorhanden sein kann. Weiterhin bestand bei diesem Verfahren die Gefahr, dass durch Verlust des Antagonistenkontaktes aufgrund von Verschleiß im Bereich der okklusalen Kontaktpunkte der betreffende Zahn elongiert war. Dadurch hätte sich möglicherweise der zu untersuchende Bereich in Relation zu den Referenzpunkten bewegt und der Materialverlust wäre damit unterschätzt worden. Daraus ergab sich, dass wenig veränderliche Bereiche von Nachbarzähnen aufgrund möglicher Zahnbewegungen, -kippen und der physiologischen Beweglichkeit nicht als Referenzpunkte herangezogen werden konnten.

Daher wurde unter der Prämisse, dass es auch auf der Artglass®-Krone selbst nahezu unveränderliche Bereiche gibt (z. B. Fissuren) und dass das Nachfolgemodell sich prinzipiell nur durch einen Materialverlust vom Ausgangsmodell unterscheiden kann, ein anderes Überlagerungsverfahren gewählt.

Das Matching konnte durch entsprechende Einstellung der Software so modifiziert werden, dass kein Bereich des Nachfolgemodells die Hüllfläche des Ausgangsmodells in positive Bereiche „durchstossen“ konnte, das Nachfolgemodell wurde also dem Ausgangsmodell von „unten“ angenähert. Lediglich positive Anteile in der Größenordnung des Sensorrauschens waren nach der Überlagerung erlaubt. Diese positiven Anteile durften nicht unterdrückt werden, da sonst das Sensorrauschen dem Verschleiß hinzugerechnet worden wäre und eine Verschiebung der Messwerte in Richtung eines höheren Materialverlustes erfolgt wäre.

In der Praxis hieß das, dass ein fixer Schwellenwert definiert wurde, ab dem die Differenzen nicht mehr bei der Abstandsminimierung berücksichtigt wurden. Als praktikabel hat sich ein Wert von  $-30\ \mu\text{m}$  erwiesen. Dieser Wert entsprach dem dreifachen Sensorrauschen. Dies bedeutete, dass alle Bereiche des Nachfolgemodells, die mehr als  $30\ \mu\text{m}$  in negative Richtung vom Ausgangsmodell differierten, d. h. Materialverlust aufweisen, bei der Annäherung der Hüllkurven nicht berücksichtigt wurden.

Auf diese Weise suchte sich die Software automatisch die Bereiche, die am abrasionsstabilsten waren, als Referenzpunkte heraus.

Alle Differenzbilder wurden zweizeitig erarbeitet, d.h. zunächst wurden drei korrespondierende Punktepaare auf den beiden Bildern interaktiv ausgewählt und der Überlagerungsvorgang gestartet. Anschließend wurde der Schwellenwert von  $-30\ \mu\text{m}$  eingegeben und der Matching-Prozess erneut durchgeführt. Die Software lieferte automatisch nach jedem Matching-Prozess die Standardabweichung der für den Überlagerungsvorgang herangezogenen Werte. Damit war eine Aussage über die Qualität der Überlagerung möglich: je geringer die Standardabweichung war, desto genauer ließen sich die Hüllkurven aufeinander abbilden. Gemäß der Vorgabe von *Kunzelmann* [55] wurden nur

Differenzbilder akzeptiert, deren Matching-Algorithmus eine Standardabweichung von 25  $\mu\text{m}$  oder weniger aufwies.

Um beurteilen zu können, inwieweit die zahnärztlichen/zahntechnischen Arbeitsschritte wie Abdrucknahme und Modellherstellung die Messergebnisse beeinflussten, wurden bei zehn Patienten die Kronen in der gleichen Sitzung jeweils doppelt abgeformt und zwei Replikas hergestellt. Diese wurden dann eingescannt und ebenfalls überlagert. Die auf diese Weise erhaltenen Daten dienten dann sozusagen als „Leerwert“.

#### 4.4.5 Bearbeitung der Differenzbilder

Nach Überlagerung der 3D-Datensätze (Hüllkurven) nach dem beschriebenen Verfahren konnte die räumliche Verteilung der Höhenunterschiede zwischen Ausgangs- und Folgemodell als Differenzbild dargestellt werden (Abb. 4).

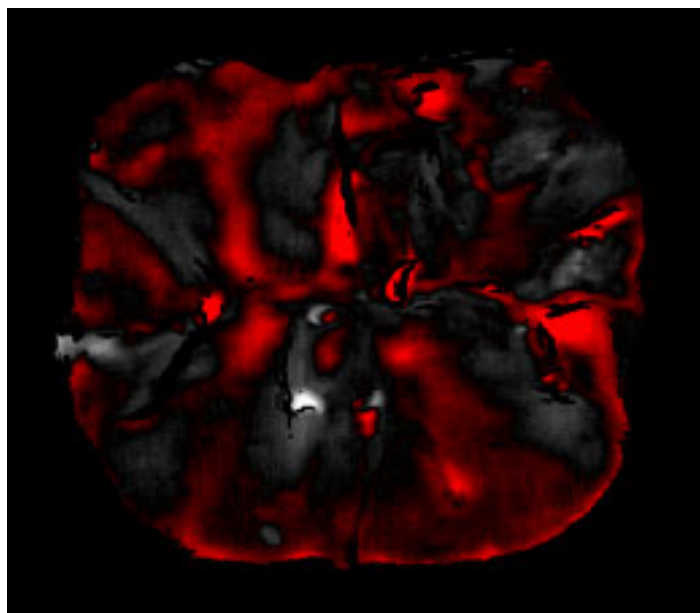


Abb. 4: Differenzbild in Fehlfarbandarstellung

In der optionalen Fehlfarbandarstellung bedeuteten rote Bereiche negative z-Werte, also Materialverlust, graue Bereiche repräsentierten positive z-Werte, die bei korrektem Überlagerungsvorgang z.B. dem Sensorrauschen oder

Blasen im Folgemodell (d.h. „Materialzuwachs“) entsprachen. Diese Werte waren vorher aus dem eigentlichen Überlagerungsvorgang automatisch ausgeschlossen worden.

Die Spreizung der Fehlerdarstellung konnte dabei beliebig verändert werden, d.h. bei geringen Differenzen zwischen den Bildern konnten die Farben zur Hervorhebung der Unterschiede intensiviert werden.

#### 4.4.6 Statistische Auswertung

Das Differenzbild konnte nun mit Hilfe der Software statistisch ausgewertet werden. Dabei konnten interaktiv beliebige Areale des Differenzbildes ausgewählt werden. Anschließend wurde eine explorative Datenanalyse durchgeführt, die unter anderem den Mittelwert des Materialverlustes, den Median, Varianz, Streuung, diverse Quantile und auch den volumetrischen Materialverlust zur Verfügung stellte. Diese Werte konnten dann zur weiteren statistischen Bearbeitung mittels einer Importroutine in eine Statistiksoftware überführt werden.

Von allen untersuchten Kronen wurde jeweils die gesamte an der dynamischen Okklusion beteiligte Fläche ausgewertet, das heißt die Okklusalfäche der Molaren und Prämolaren, die Palatinalfläche der Oberkiefer-Frontzähne und die Inzisalfäche der Unterkiefer-Frontzähne. Weiterhin wurden bei allen Kronen die Bereiche der statischen Okklusion, also die Okklusalkontakte (OCA = Occlusal Contact Area) gesondert ausgewertet. Dies geschah unter Zuhilfenahme der beim Einsetzen der Kronen angefertigten Fotos. Bei den Molaren- und Prämolaren-Kronen wurde außerdem noch zwischen Stütz- und Scherhöckern differenziert.

Anschließend wurden die berechneten Werte in die Statistik-Software SPSS Ver. 10.0 importiert und weiter bearbeitet. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sowie der Vergleichbarkeit mit bereits veröffentlichten Studien anderer Autoren

fand jedoch nur der statistische Mittelwert der 250.000 pro Krone zur Verfügung stehenden Messwerte Verwendung.

Da bei etwa einer Viertelmillion Einzelmeßpunkten pro Kaufläche von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte, ist der Verschleiß durch den Mittelwert besser repräsentiert als durch den Median. Somit war die Abrasion jeder Krone zu jedem Meßzeitpunkt (1 Monat und 1Jahr) je nach Lokalisation durch bis zu vier Werte (Gesamtkaufläche, Okklusalkontakte, Stützhöcker, Scherhöcker) beschrieben. Die statistische Verteilung dieser Werte wurde dann anschließend durch die üblichen statistischen Parameter (Mittelwert, Median, Standardabweichung, Maximum, Minimum) dargestellt. Weiterhin wurden aus der Gesamtheit der Proben Gruppen gebildet, die dann hinsichtlich statistisch differierender Werteverteilungen überprüft wurden. Es fanden hierbei ausschließlich nicht-parametrische Testverfahren Anwendung.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Reproduktionsgenauigkeit der Messeinrichtung

Von Laserscan 3D wurden etwa 250.000 Oberflächenpunkte pro Kaufläche zur statistischen Auswertung herangezogen. Daher war es nicht sinnvoll, das statistische Minimum und Maximum der Gesamtzahl der Einzelmesspunkte als Repräsentanten der Spannweite (Range) der Werteverteilung heranzuziehen, da bei dieser hohen Anzahl von Messpunkten allein schon aus statistischen Gründen Extremwerte auftraten, die zur Wiedergabe des tatsächlichen Kauflächenverschleißes ungeeignet waren.

So ergab sich z. B. bei den im Vorfeld durchgeführten Versuchen zur Reproduktionsgenauigkeit von Laserscan 3D im Mittel ( $n = 10$ ) ein Maximalwert von  $466 \mu\text{m}$  (= „Materialzuwachs“) und ein Minimalwert von  $-1923 \mu\text{m}$ .

Der Mittelwert der Höhendifferenz zwischen den beiden Modellen, die ja bei den Vorversuchen die jeweils identische Situation wiedergeben sollten, lag bei  $1 \mu\text{m}$ , für den Median ergab sich ein Wert von  $0,00 \mu\text{m}$  (jeweils  $n = 10$ , Tab. 2 und Abb. 5).

	Modell <span>­</span> differenz
Mittelwert	1.02
Median	0.00
Minimum	-2.00
Maximum	9.00
Standardabweichung	3.32

Tab. 2: Ergebnisse der Vorversuche ( $n = 10$ ) zur Ermittlung der Reproduktionsgenauigkeit von Laserscan 3D [Angaben in  $\mu\text{m}$ ].



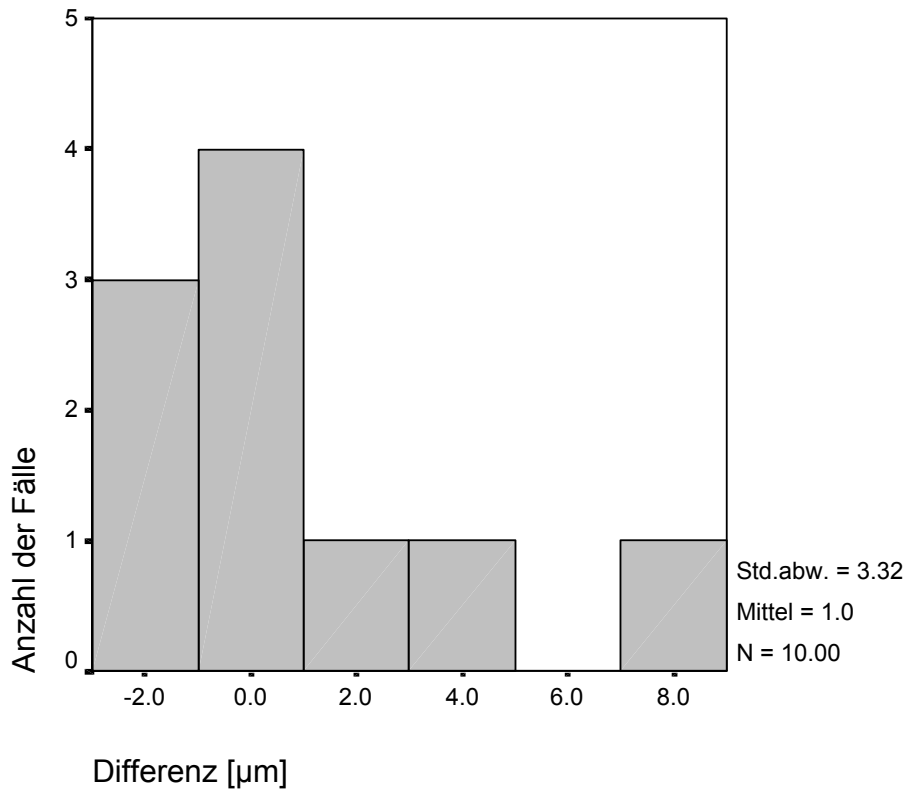


Abb. 5: Die Werteverteilung des Vorversuchs in Histogrammdarstellung.

## 5.2 Abrasion der Frontzahnkronen

### 5.2.1 Gesamtkaufläche

Als Kaufläche galt bei den Oberkiefer - Frontzahnkronen die Palatinalfläche, bei den Unterkiefer - Frontzahnkronen wurde die Inzisalfläche ausgewertet. Für die Frontzahnkronen insgesamt ergab sich nach einmonatiger Liegedauer ein durchschnittlicher Materialverlust der Gesamtkaufläche von  $-12 \mu\text{m}$ , der Median betrug  $-3 \mu\text{m}$ .

Nach einjähriger Liegedauer wiesen die Frontzahnkronen einen durchschnittlichen Verschleiß von  $-37 \mu\text{m}$  auf, der Median lag bei  $-19 \mu\text{m}$  (Tab. 3).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-12	-37
Median	-3	-19
Standardabweichung	26	54
Minimum	-111	-207
Maximum	24	9

Tab. 3: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der Gesamtkaufläche für die Frontzahnkronen der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr. Alle Angaben in [ $\mu\text{m}$ ].

Der Anstieg des mittleren Materialverlustes nach einjähriger Liegedauer (Abb. 6) war gegenüber dem nach einem Monat ermittelten Wert nicht signifikant ( $p = 0,78$ ).

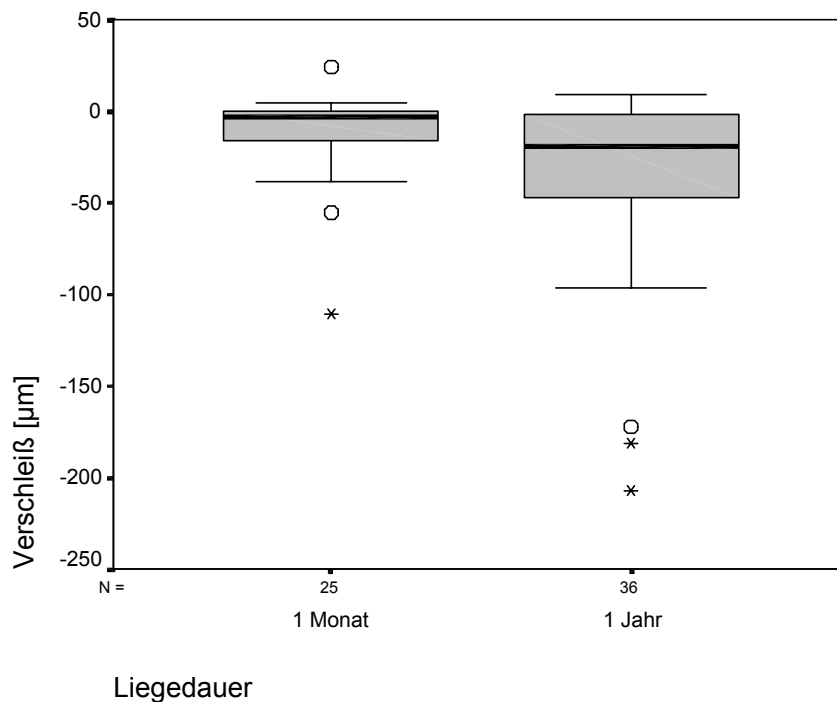


Abb. 6: Die Verteilung der Verschleißparameter (Frontzahnkronen) in der Boxplotdarstellung.

### 5.2.2 Okklusale Kontaktfläche

Betrachtet man ausschließlich den Bereich der okklusalen Kontaktpunkte, so ergab sich für den Verschleiß der Frontzahnkronen nach einmonatiger Liegedauer ein Mittelwert von  $-18 \mu\text{m}$ , der Median betrug  $-6 \mu\text{m}$  ( $n = 18$ ).

Nach einjähriger Liegedauer war der mittlere Verschleiß auf  $-35 \mu\text{m}$  angewachsen und der Median auf  $-14 \mu\text{m}$  ( $n = 25$ ). Die wichtigsten statistischen Parameter der Werteverteilung sind in Tab. 4 und grafisch in Abb. 7 dargestellt.

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-18	-35
Median	-6	-14
Standardabweichung	37	58
Minimum	-139	-278
Maximum	20	5

Tab. 4: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der okklusalen Kontaktpunkte für die Frontzahnkronen nach der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr. Angaben in [ $\mu\text{m}$ ].

Die Verteilungen unterschieden sich im Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben nicht signifikant ( $p = 0,145$ ).

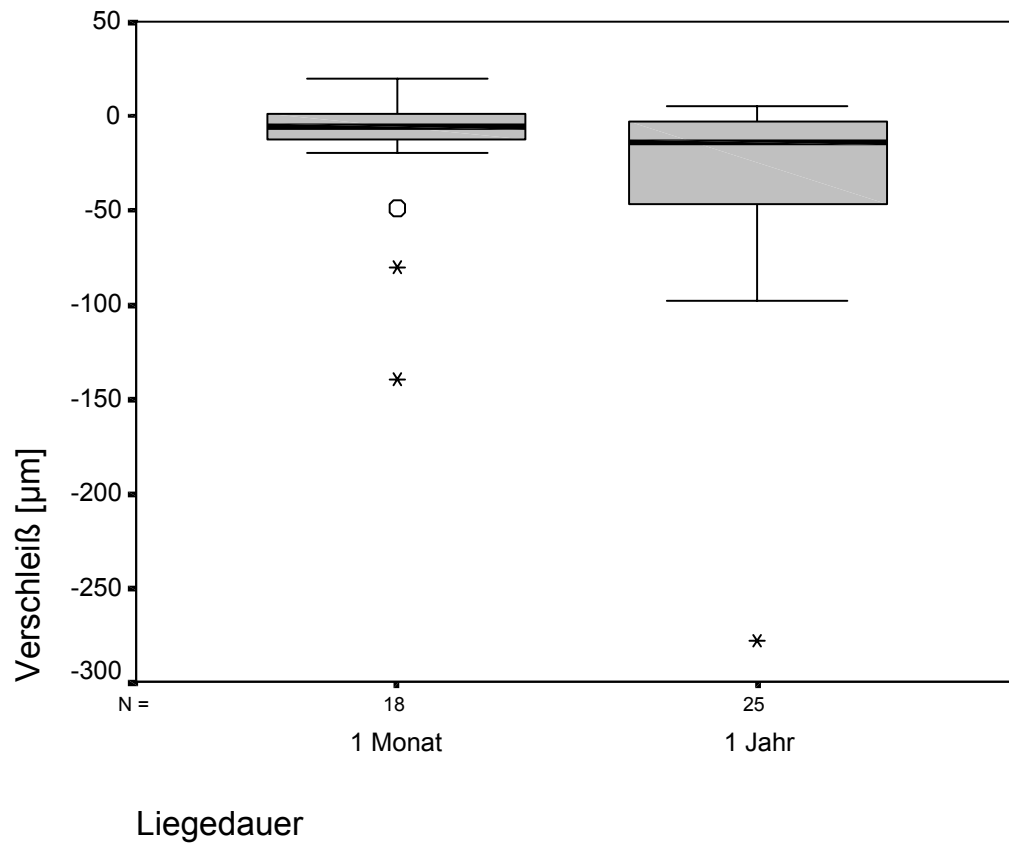


Abb. 7: Die Werteverteilung der Abrasion der okklusalen Kontaktflächen der Frontzahnkronen in der Boxplotdarstellung.

### 5.2.3 Vergleich der verschiedenen Kauflächenareale

Weder nach einem Monat Liegedauer ( $p = 0,246$ ) noch nach einem Jahr ( $p = 0,339$ ) war die Abrasion der okklusalen Kontaktflächen von der Abrasion der Gesamtkaufläche signifikant unterschiedlich (Abb. 8).

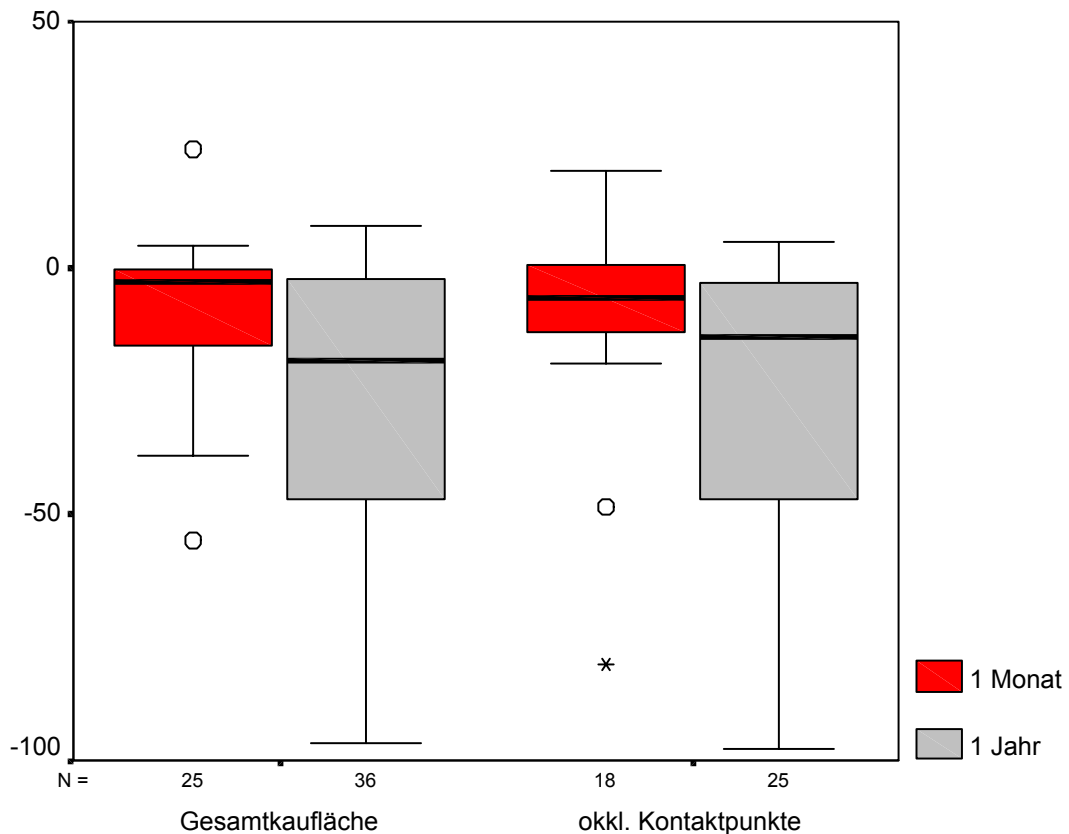


Abb. 8: Übersicht der Verschleißwerte der verschiedenen Kauflächenareale der Frontzahnkronen. Ausreißer und Extremwerte sind nur teilweise dargestellt, vollständige Darstellung in Abb. 6 und 7.

### 5.3 Abrasion der Prämolarenkronen

#### 5.3.1 Gesamtkaufläche

Bei den Prämolarenkronen ergab sich nach einmonatiger Liegedauer mit  $-21 \mu\text{m}$  ein geringfügig höherer durchschnittlicher Verschleiß als bei den Frontzahnkronen. Es zeigte sich ein Median von  $-6 \mu\text{m}$  ( $n = 14$ ).

Nach einjähriger Liegedauer war der durchschnittliche Materialverlust bei den untersuchten Prämolarenkronen ( $n = 27$ ) auf  $-48 \mu\text{m}$  angestiegen, der Median lag bei  $-19 \mu\text{m}$  (Tab. 5 und Abb. 9).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-21	-48
Median	-6	-19
Standardabweichung	34	79
Minimum	-113	-346
Maximum	11	0

Tab. 5: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der Gesamtkaufläche für die Prämolarenkronen nach der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr. Angaben in [ $\mu\text{m}$ ].

Der Verschleiß nach einem Jahr Liegedauer unterschied sich im Wilcoxon-Test signifikant von dem nach einem Monat bestimmten Wert ( $p = 0,011$ ).

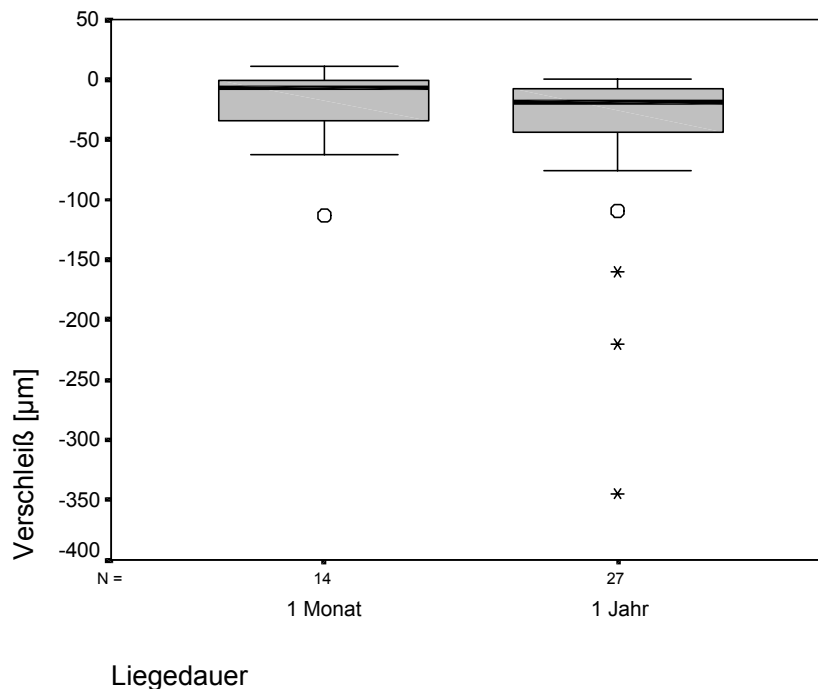


Abb. 9: Die Verteilung des Verschleißes der Gesamtkaufläche der Prämolarenkronen.

### 5.3.2 Okklusale Kontaktfläche

Für den Materialverlust im Bereich der okklusalen Kontaktpunkte der Prämolaren ergab sich nach einmonatiger Liegedauer ein Mittelwert von  $-32 \mu\text{m}$  bei einem Median von  $-16 \mu\text{m}$  ( $n = 16$ ).

Nach der Liegedauer von einem Jahr stiegen die Verschleißwerte signifikant ( $p=0,009$ ) auf einen Mittelwert von  $-54 \mu\text{m}$  und einen Median von  $-29 \mu\text{m}$  an ( $n = 26$ ). Die genaue Verteilung ist Tab. 6 und Abb.10 zu entnehmen.

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-32	-54
Median	-16	-29
Standardabweichung	53	62
Minimum	-179	-266
Maximum	64	0

Tab. 6: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der okklusalen Kontaktpunkte für die Prämolarenkronen nach der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr [ $\mu\text{m}$ ].

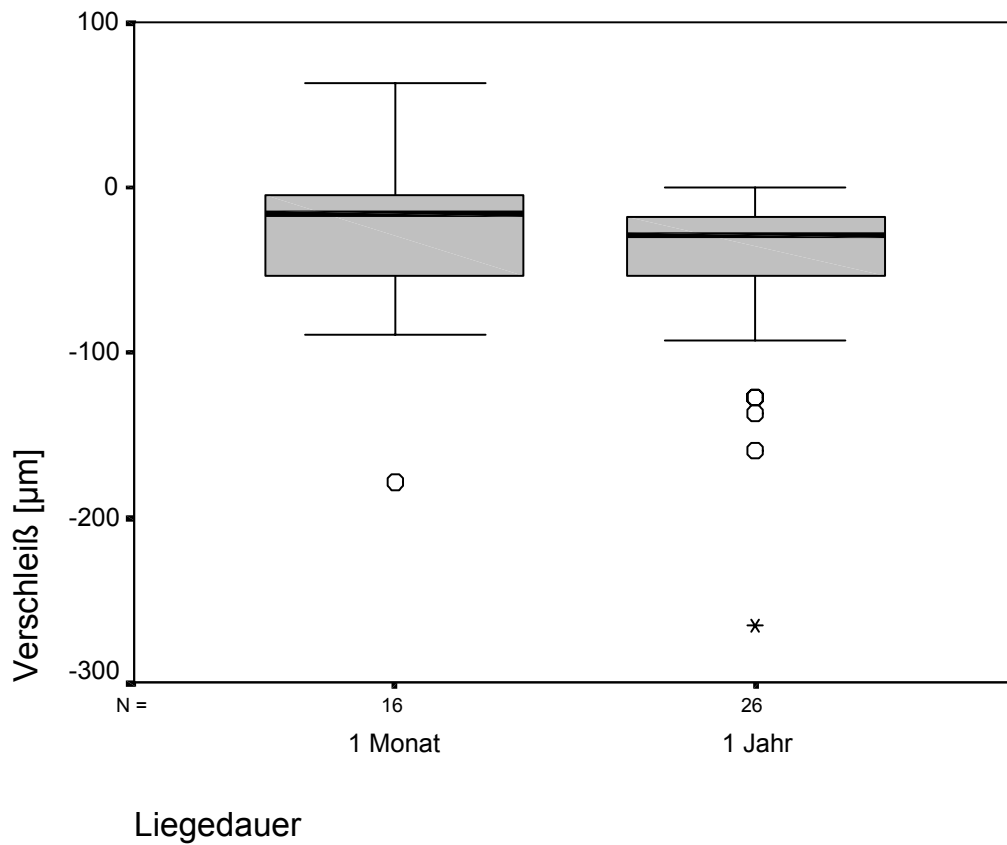


Abb. 10: Die Werteverteilung des Verschleißes der okklusalen Kontaktpunkte der Prämolarenkronen.

### 5.3.3 Stützhöcker

Nach einmonatiger Liegedauer konnte ein durchschnittlicher Verschleiß von  $-22 \mu\text{m}$  für die Stützhöcker der Prämolaren gemessen werden. Der Median betrug für diese Gruppe  $-7 \mu\text{m}$  ( $n = 16$ ). Für dieselbe Gruppe ergab sich nach einem Jahr Liegedauer ( $n = 26$ ) ein Mittelwert der Abrasion von  $-41 \mu\text{m}$  und ein Median von  $-13 \mu\text{m}$  (Tab. 7).



	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-22	-41
Median	-7	-13
Standardabweichung	35	66
Minimum	-126	-244
Maximum	3	4

Tab. 7: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der Stützhöcker für die Prämolarenkronen nach der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr [ $\mu\text{m}$ ].

Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen „Liegedauer 1 Monat“ und „Liegedauer 1 Jahr“ war mittels Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben nicht nachweisbar (Abb. 11).

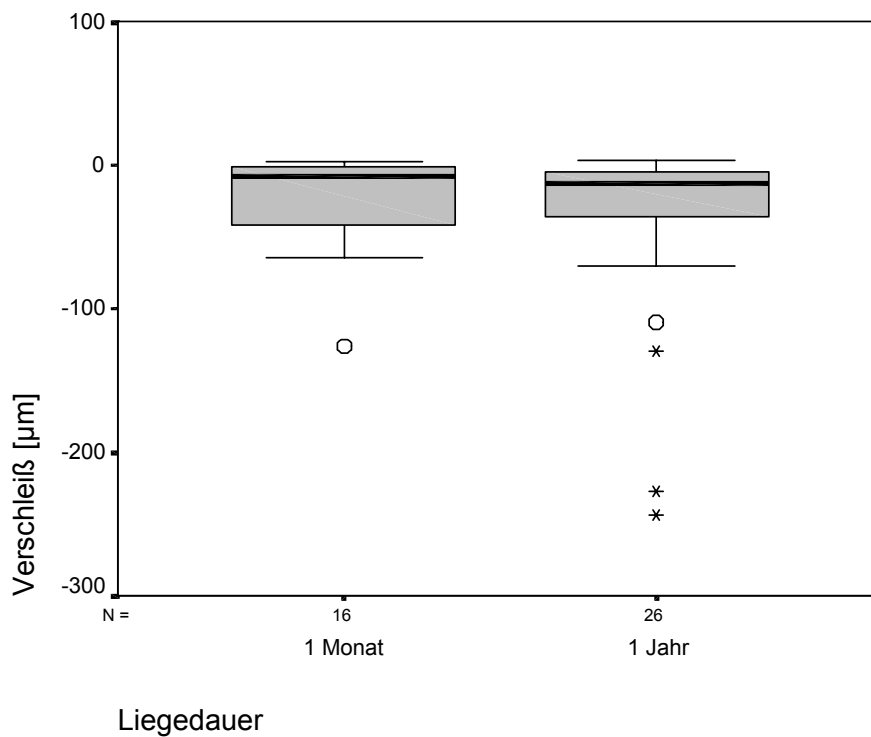


Abb. 11: Verteilung der Abrasionswerte der Stützhöcker der Prämolarenkronen.

### 5.3.4 Scherhöcker

Für die Scherhöcker der Prämolaren ergab sich nach einmonatiger Liegedauer (n = 16) eine durchschnittliche Abrasion von -20  $\mu\text{m}$ . Für den Median wurde ein Wert von -9  $\mu\text{m}$  berechnet.

Nach einjähriger Liegedauer (n = 26) ergab sich eine durchschnittliche Abrasion der Scherhöcker von -56  $\mu\text{m}$  bei einem Median von -16  $\mu\text{m}$  (Tab. 8, Abb. 12).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-20	-56
Median	-9	-16
Standardabweichung	34	95
Minimum	-114	-423
Maximum	22	1

Tab. 8: Deskriptive Statistik der Scherhöckerabrasion der Prämolarenkronen.  
Alle Angaben in [ $\mu\text{m}$ ].

Bei der Testung auf Mittelwertunterschiede erreichte der Rangsummentest nach Wilcoxon das Signifikanzniveau ( $p = 0,006$ ), d. h. die Zunahme des Materialverlustes nach einem Jahr gegenüber einem Monat war signifikant.

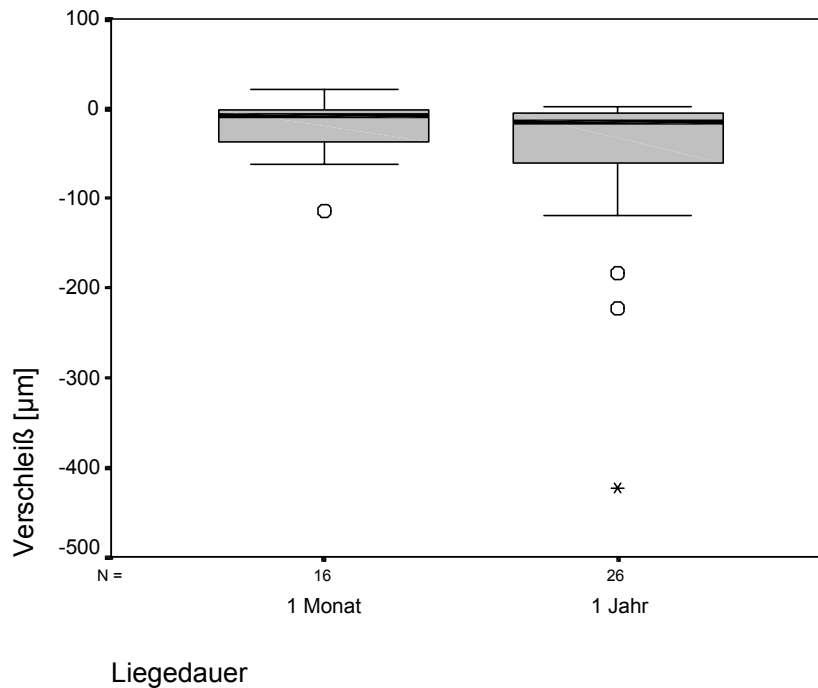


Abb. 12: Boxplotdarstellung der Abrasionswerte der Prämolarenscherhöcker nach einem Monat und einem Jahr Liegedauer.

### 5.3.5 Vergleich der verschiedenen Kauflächenareale

Die Werteverteilungen der verschiedenen Kauflächenareale wurden mittels Wilcoxon-Test auf Mittelwertunterschiede überprüft. Dabei wurde nach einem Monat Liegedauer ein signifikant höherer Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte gegenüber dem Verschleiß der Gesamtkaufläche ( $p = 0,03$ ) und dem Verschleiß der Stützhöcker ( $p = 0,04$ ) berechnet. Zur Gruppe der Scherhöcker bestand kein signifikanter Unterschied ( $p = 0,063$ ). Nach einem Jahr Liegedauer ergab sich ein signifikant höherer der Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte im Vergleich zum Verschleiß der Stützhöcker ( $p = 0,01$ ). Zu den Gruppen „Verschleiß der Gesamtkaufläche“ ( $p = 0,066$ ) und „Verschleiß der Scherhöcker“ ( $p = 0,101$ ) bestand nach einem Jahr kein signifikanter Unterschied mehr. Die Werteverteilungen der restlichen Gruppen unterschieden sich nicht signifikant (Abb. 13).

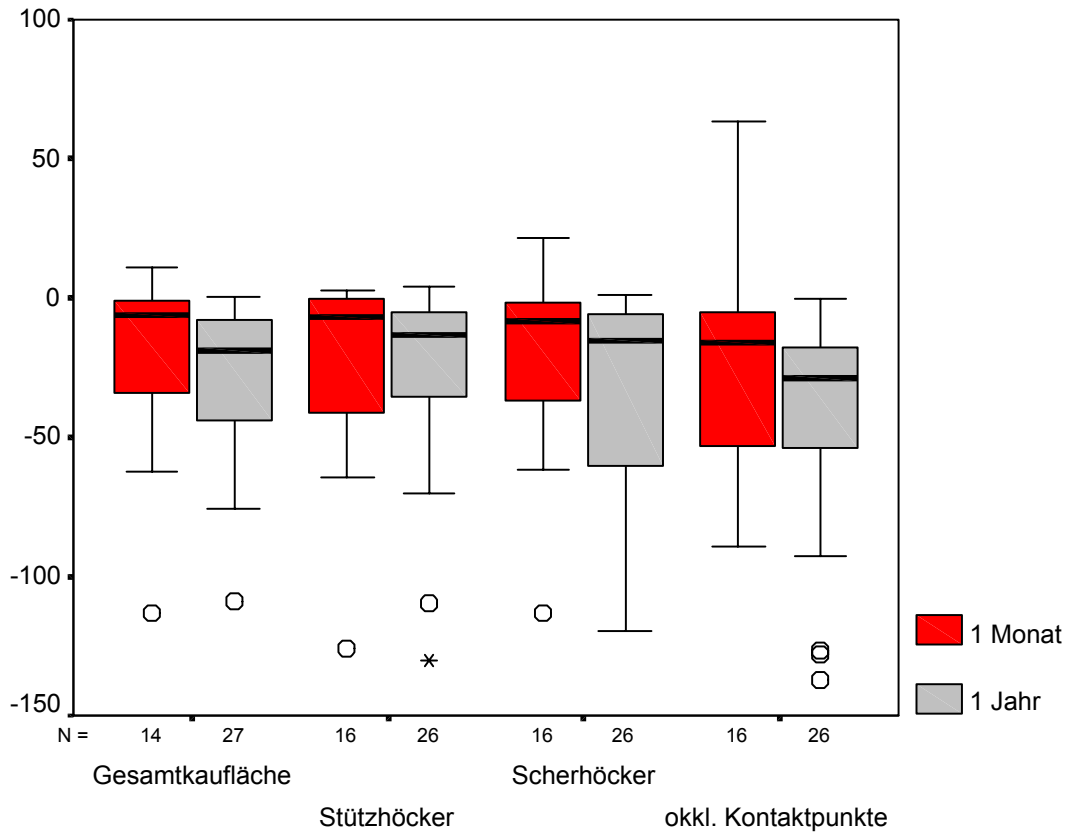


Abb 13: Die Abrasionswerte der verschiedenen Kauflächenareale der Prämolarenkronen in der Boxplotdarstellung. Die Ausreißer und Extremwerte sind nur teilweise dargestellt, können jedoch den Abb. 9-12 entnommen werden.

## 5.4 Abrasion der Molarenkronen

### 5.4.1 Gesamtkaufläche

Für die nachuntersuchten Molarenkronen ergab sich nach einmonatiger Liegedauer im Mittel ein Verschleiß von  $-19 \mu\text{m}$  und ein Median von  $-6 \mu\text{m}$  ( $n = 21$ ).

Nach einem Jahr Liegedauer ( $n = 30$ ) war der durchschnittliche Materialverlust auf  $-72 \mu\text{m}$  angestiegen, der Median ergab einen Wert von  $-21 \mu\text{m}$  (Tab. 9).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-19	-72
Median	-6	-21
Standardabweichung	30	119
Minimum	-99	-419
Maximum	7	2

Tab. 9: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der Gesamtkaufläche für die Molarenkronen nach der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr [ $\mu\text{m}$ ].

Die Mittelwerte der Molarengruppe unterschieden sich signifikant, hierbei ergab sich mit dem Wilcoxon-Test ein p-Wert von 0,036. Die Streuung der mittleren Verschleißwerte nach einem Jahr (Abb. 14) zeigt 5 Extremwerte, die den deutlichen Unterschied zwischen Median und Mittelwert mit verursachen.

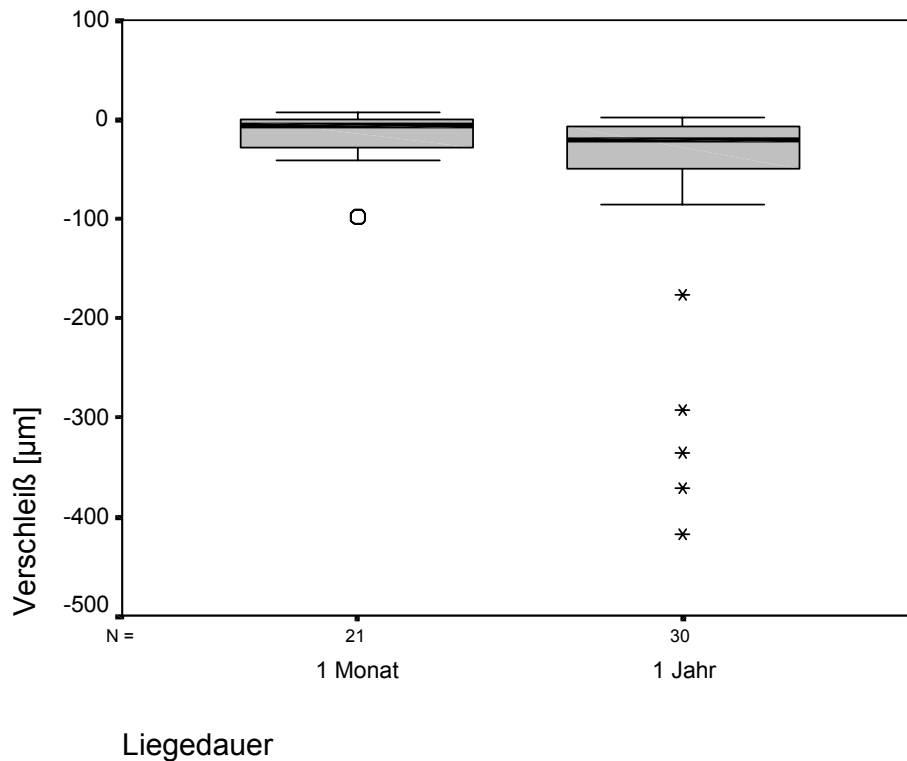


Abb. 14: Die Verteilung der Verschleißwerte der Molarenkronen in der Boxplotdarstellung.

#### 5.4.2 Okklusale Kontaktfläche

Bei den Molarenkronen ergab sich nach der Liegedauer von einem Monat ( $n = 21$ ) im okklusalen Kontaktpunktbereich ein durchschnittlicher Materialverlust von  $-44 \mu\text{m}$ . Der Median lag für diese Gruppe bei  $-17 \mu\text{m}$  (Tab. 10, Abb. 15).

Nach einem Jahr Liegedauer ließ sich für den durchschnittlichen Materialverlust im okklusalen Kontaktpunktareal ein Wert von  $-105 \mu\text{m}$  ermitteln, für den Median ergab sich ein Wert von  $-46 \mu\text{m}$  ( $n = 30$ ).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-44	-105
Median	-17	-46
Standardabweichung	49	140
Minimum	-165	-525
Maximum	-2	-6

Tab. 10: Statistische Verteilung der Verschleißwerte der okklusalen Kontaktpunkte für die Molarenkronen nach der Liegedauer von einem Monat und einem Jahr [ $\mu\text{m}$ ].

Im Wilcoxon-Test waren die Unterschiede zwischen einem Monat und einem Jahr Liegedauer mit  $p = 0,064$  gerade nicht signifikant.

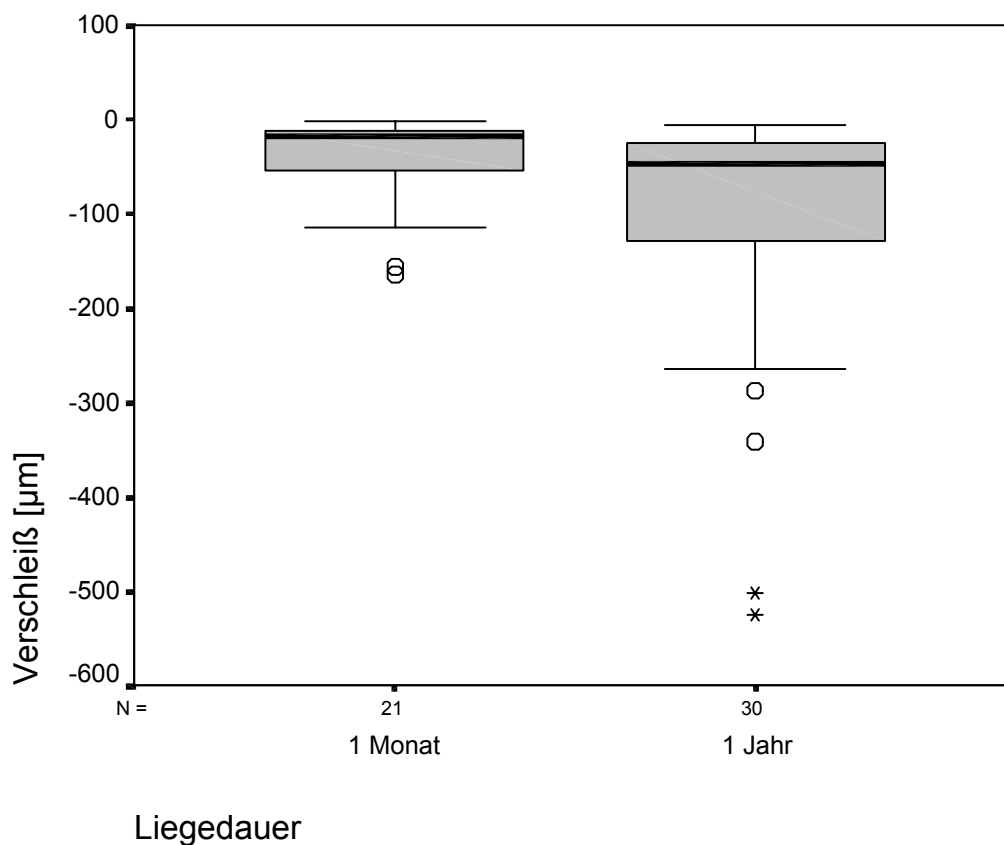


Abb. 15: Die Werteverteilung der Abrasion im Bereich der okklusalen Kontaktpunkte.

### 5.4.3 Stützhöcker

Für die Gruppe der Molaren betrug der Verschleiß der Stützhöcker nach einem Monat  $-23 \mu\text{m}$  bei einem Median von  $-6 \mu\text{m}$  ( $n = 21$ ). Nach einem Jahr ( $n = 29$ ) war der mittlere Verschleiß der Stützhöcker für die Molarengruppe auf  $-77 \mu\text{m}$  angewachsen, der Median betrug  $-21 \mu\text{m}$  (Tab. 11).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-23	-77
Median	-6	-21
Standardabweichung	32	120
Minimum	-103	-398
Maximum	7	4

Tab. 11: deskriptive Statistik der Abrasion der Stützhöcker der Molarenkronen.

Im Wilcoxon-Test waren die Unterschiede zwischen den Einmonatsgruppen und den Einjahresgruppen nicht signifikant ( $p = 0,099$ ). Nach einem Jahr Tragedauer wurden drei Extremwerte gemessen, welche die erhebliche Diskrepanz zwischen Median und Mittelwert mit verursachten (Abb. 16).



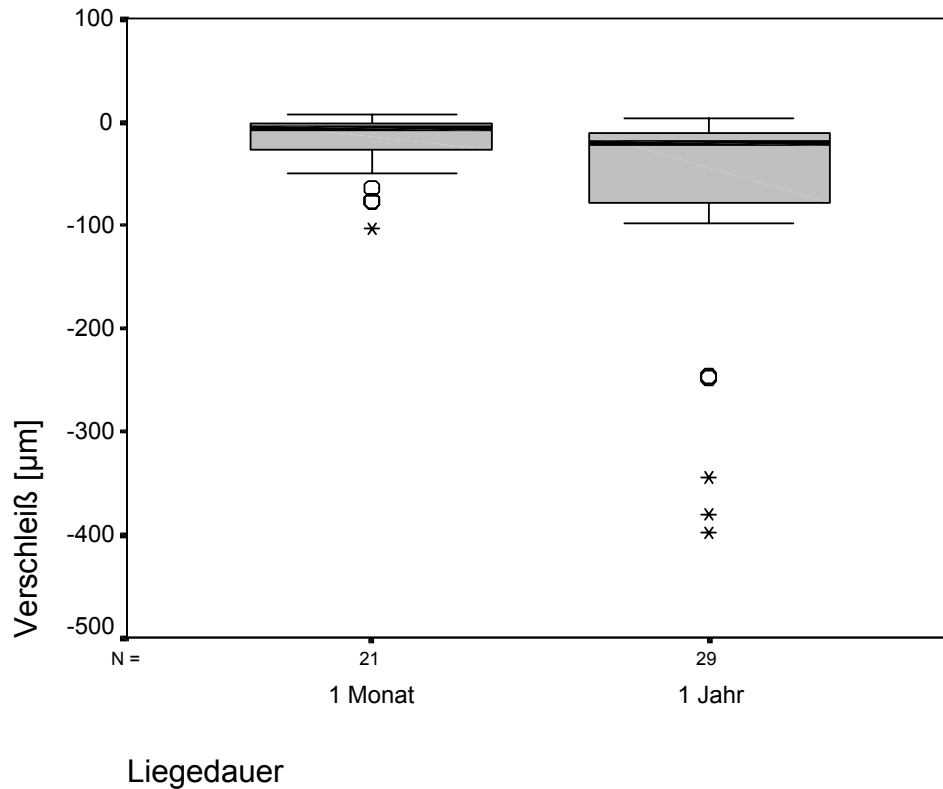


Abb. 16: Die Werteverteilung der Stützhöckerabrasion der Molarenkronen.

#### 5.4.4 Scherhöcker

Die Scherhöcker der Molaren zeigten nach einmonatiger Liegedauer eine Abrasion von  $-14 \mu\text{m}$ . Für den Median ergab sich  $-5 \mu\text{m}$  ( $n = 21$ ).

Nach einem Jahr ( $n = 29$ ) ergab sich ein mittlerer Verschleiß der Scherhöcker von  $-69 \mu\text{m}$ , der Median betrug  $-13 \mu\text{m}$  (Tab. 12).

	Verschleiß	
	1 Monat	1 Jahr
Mittelwert	-14	-69
Median	-5	-13
Standardabweichung	33	126
Minimum	-126	-447
Maximum	11	5

Tab. 12: Deskriptive Statistik der Scherhöckerabrasion der Molaren [ $\mu\text{m}$ ].

Bei Testung mit dem Wilcoxon-Rangsummentest ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ( $p = 0,059$ ).

Die Werteverteilung für die Scherhöckerabrasion der Molarenkronen ist in Abb. 17 als Boxplotdarstellung veranschaulicht. Nach einem Jahr wurden in drei Fällen Extremwerte gemessen, welche für die erhebliche Diskrepanz zwischen Median und Mittelwert verantwortlich sind.

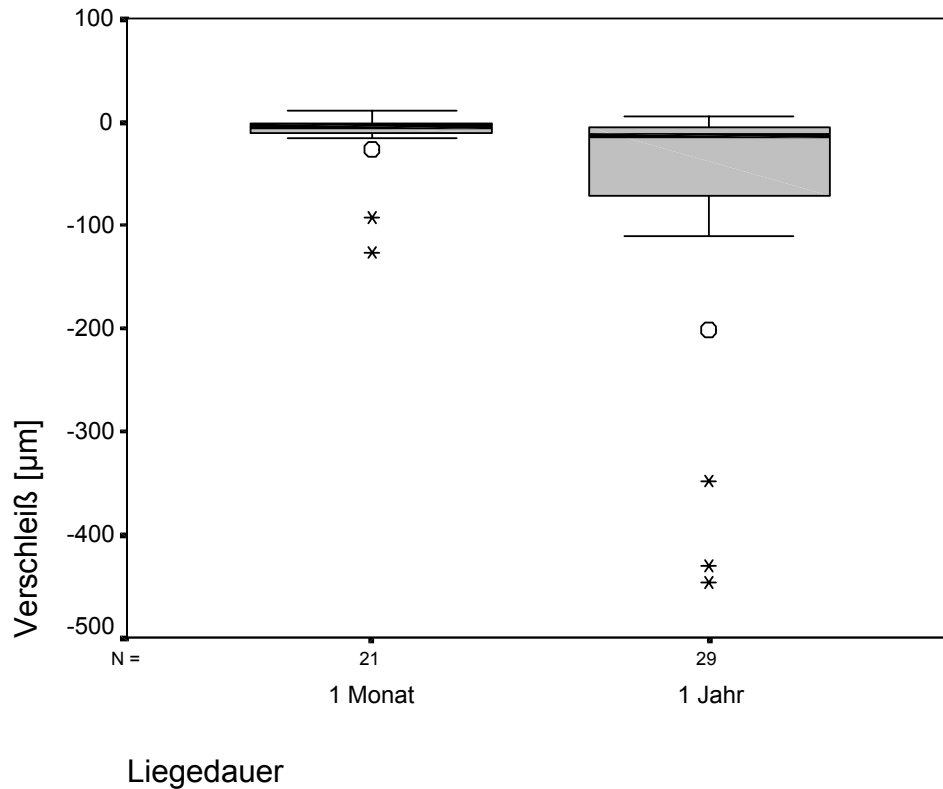


Abb. 17: Scherhöckerabrasion der Molarenkronen nach einem Monat und einem Jahr Liegedauer.

#### 5.4.5 Vergleich der verschiedenen Kauflächenareale

Der Kontaktpunktverschleiß war nach der Tragedauer von einem Monat signifikant größer als der Verschleiß aller anderer Kauflächenareale ( $p < 0,001$ ). Nach einem Jahr Tragedauer war der Kontaktpunktverschleiß ebenfalls signifikant erhöht ( $p < 0,001$ ; bzw.  $p = 0,001$  für den Mittelwertunterschied okklusale Kontaktpunkte – Scherhöcker). Die Mittelwertunterschiede der restlichen Gruppen erreichten das Signifikanzniveau für beide Tragezeiten nicht.

Abb. 18 zeigt nochmals die Verschleißwerte aller Kauflächenbereiche nach einem Monat und einem Jahr. Zur besseren Übersicht sind Ausreißer und

Extremwerte nur teilweise dargestellt, diese sind jedoch in den Abb. 14-17 enthalten.

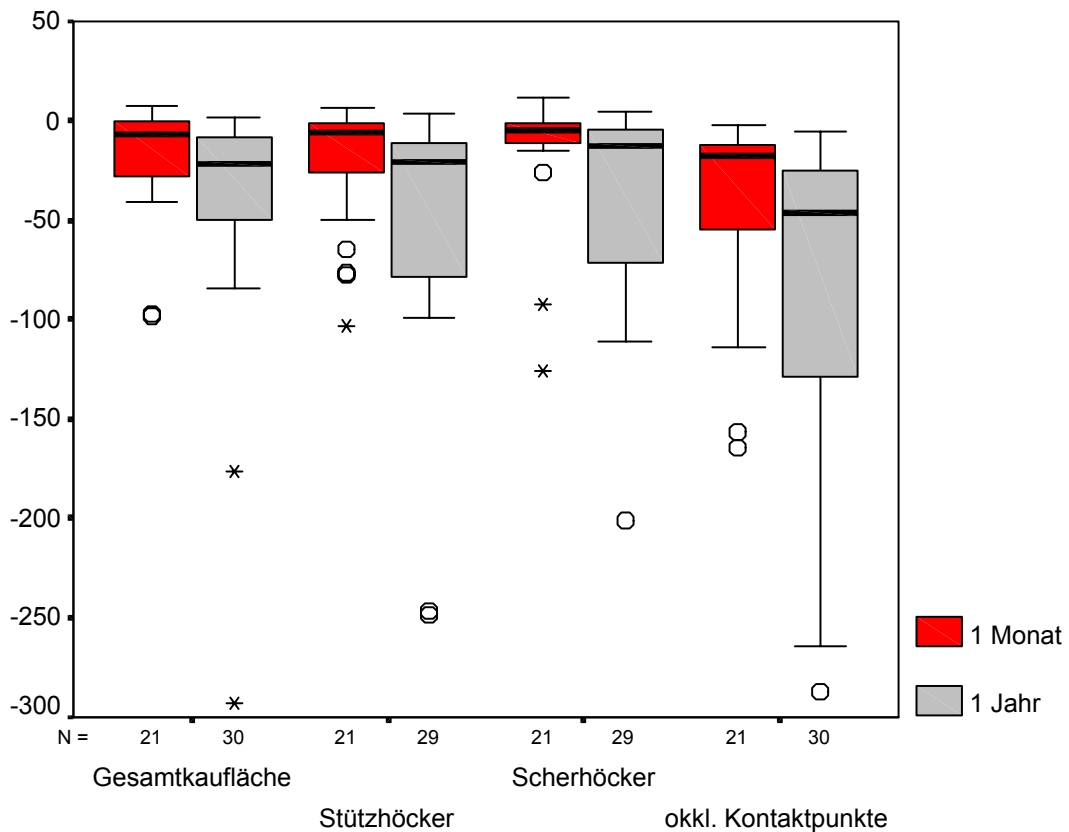


Abb. 18: Der Verschleiß der verschiedenen Kauflächenareale der Molarenkronen in der Boxplotdarstellung.

## 5.5 Mittelwertunterschiede der verschiedenen Abrasionsareale

### 5.5.1 Gesamtkaufläche

Mit der einfaktoriellen Varianzanalyse nach Kruskal und Wallis bzw. dem Mann-Whitney-U-Test wurde überprüft, ob zwischen den verschiedenen Zahngruppen – Frontzähne, Prämolaren und Molaren – unterschiedliche Abrasionsgrade vorlagen.

Hierbei ergaben sich bei Betrachtung der Gesamtkaufläche sowohl nach einem Monat als auch nach einem Jahr keine signifikanten Unterschiede der mittlerern Abrasion zwischen den verschiedenen Gruppen. (Abb. 19).

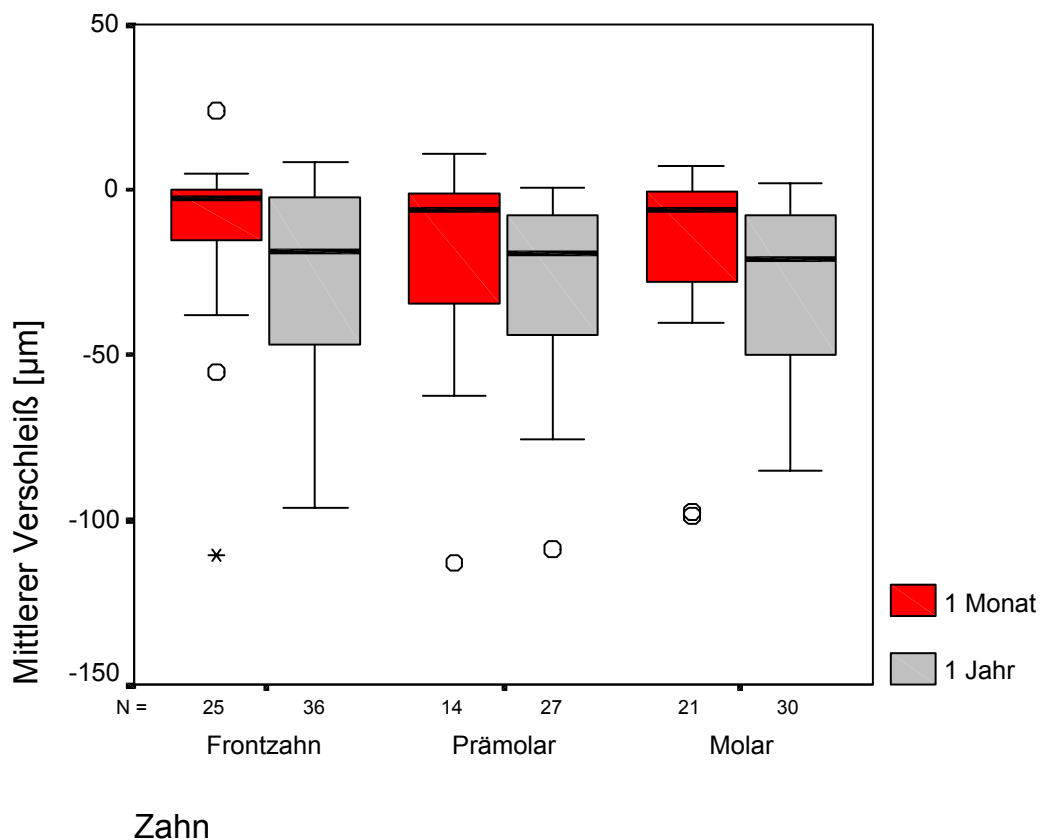


Abb. 19: Verteilung des mittleren Verschleißes der Gesamtkaufläche nach einem Monat und nach einem Jahr Liegedauer.

### 5.5.2 Okklusale Kontaktpunkte

Bei der Auswertung der Abrasion der okklusalen Kontaktpunkte zeigte sich ein signifikanter größerer Materialverlust bei den Molarenkronen als bei den Frontzahnkronen. Der p-Wert betrug 0,002 sowohl nach einem Monat als auch nach einem Jahr.

Der Vergleich der okklusalen Kontaktpunktbereiche der Frontzahnkronen mit den Prämolarenkronen ergab nach einem Monat Tragedauer keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,091$ ). Nach einem Jahr Tragedauer war jedoch die Abrasion der Prämolarenkronen im Bereich der okklusalen Kontaktpunkte signifikant größer ( $p = 0,048$ ). Beim Vergleich der Prämolarenkronen mit den Molarenkronen wurde das Signifikanzniveau nicht erreicht (Abb. 20). Als p-Werte wurden hier 0,345 für die Tragedauer von einem Monat bzw. 0,115 für die einjährige Tragedauer berechnet.

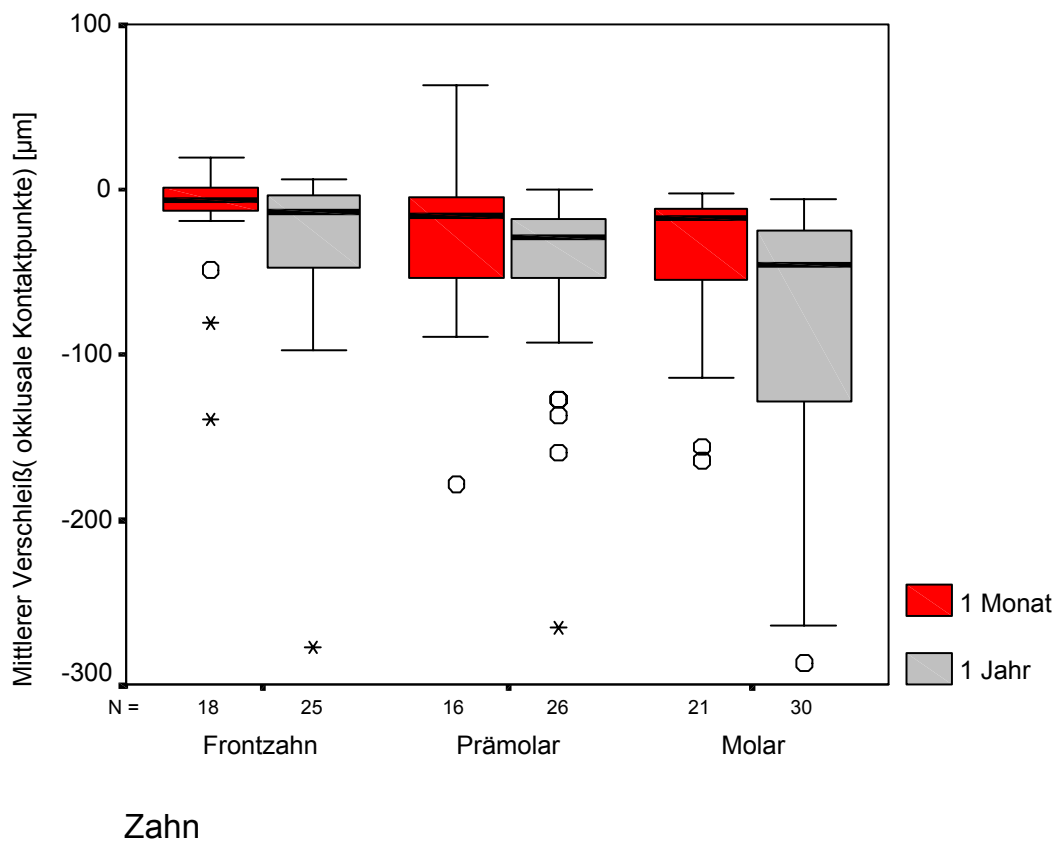


Abb. 20: Verteilung des mittleren Verschleißes der okklusalen Kontaktpunkte nach einem Monat und nach einem Jahr Liegedauer.

### 5.5.3 Stützhöcker

Ebenso konnte bei alleiniger Betrachtung der Stützhöcker kein signifikanter Unterschied zwischen den Verschleißwerten nachgewiesen werden, und zwar weder nach einem Monat ( $p = 0,927$ ) noch nach einem Jahr Liegedauer ( $p = 0,206$ ) (Abb. 21).

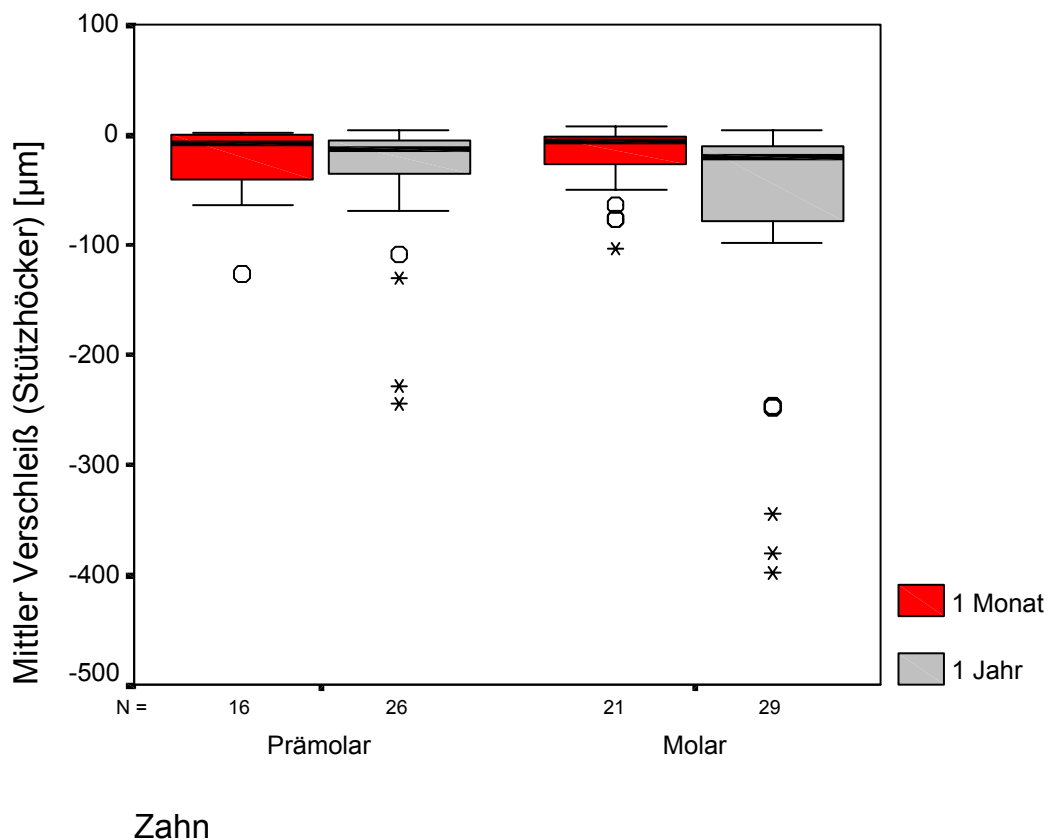


Abb. 21: Verteilung des mittleren Verschleißes der Stützhöcker nach einem Monat und nach einem Jahr Liegedauer.

### 5.5.4 Scherhöcker

Auch bei den Scherhöckern konnte weder nach einmonatiger ( $p=0,500$ ) noch nach einjähriger Liegedauer ( $p = 0,866$ ) eine signifikant unterschiedliche Abra- sion zwischen Molaren und Prämolaren festgestellt werden (Abb. 22).

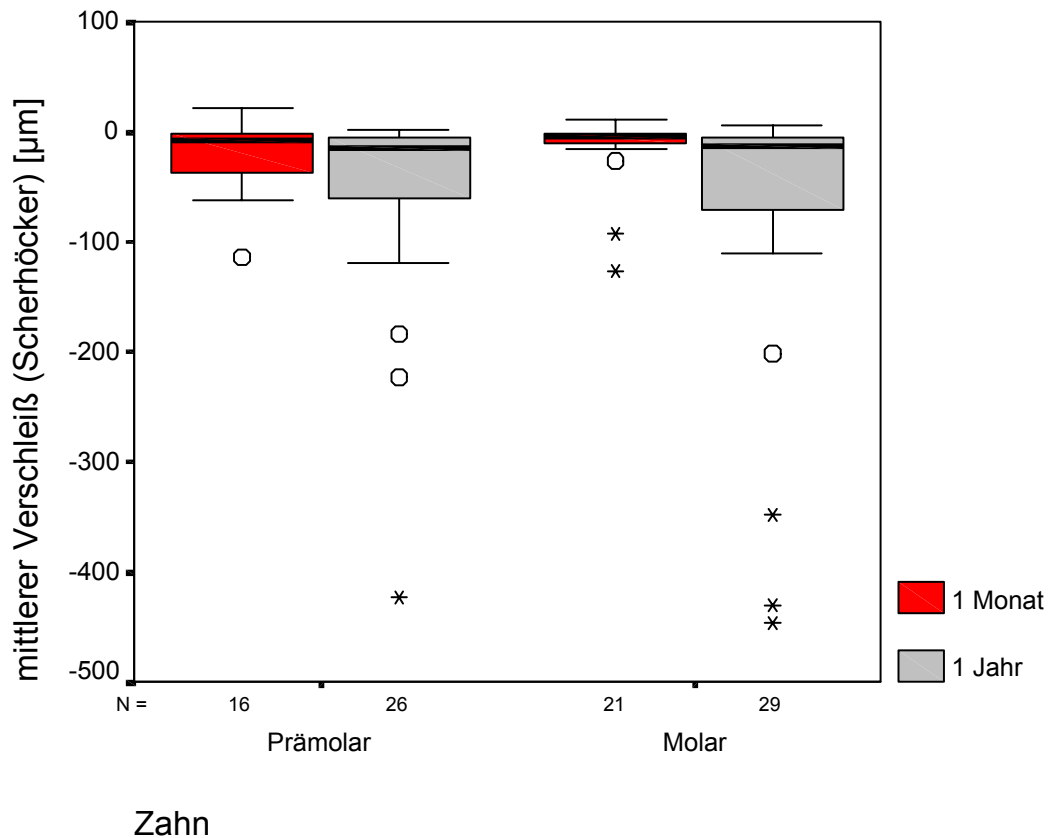


Abb. 22: Verteilung des mittleren Verschleißes der Scherhöcker nach einem Monat und nach einem Jahr Liegedauer.

## 5.6 Analyse der klinischen Parameter (Ausgangsbefunde)

### 5.6.1 Lockerungsgrad

Von den 95 in die endgültige Nachuntersuchung eingegangenen Kronen wiesen 64 (67,4 %) den Lockerungsgrad „0“, d.h. keine sicht- oder fühlbare Lockerung, auf. 25 Kronen (26,3 %) zeigten einen Lockerungsgrad von „1“, d.h. Lockerung fühlbar, bzw. horizontale Beweglichkeit geringer als 1 mm. Einen Lockerungsgrad von „2“, d.h. horizontale Beweglichkeit ist größer 1 mm wiesen 6 Kronen (6,3 %) auf. Ein Lockerungsgrad von „3“, d. h. eine vertikale Beweglichkeit, zeigte keine der Kronen.



### 5.6.2 Statische und dynamische Okklusion

Bei 71 Fällen (74,7 %) war eine statische Okklusion vorhanden. 24 Kronen (25,3 %) wiesen keine statische Okklusion auf. Bei diesen 24 Kronen handelte es sich um 18 Frontzahnkronen, 1 Prämolarenkrone und 5 Molarenkronen (Abb. 23).

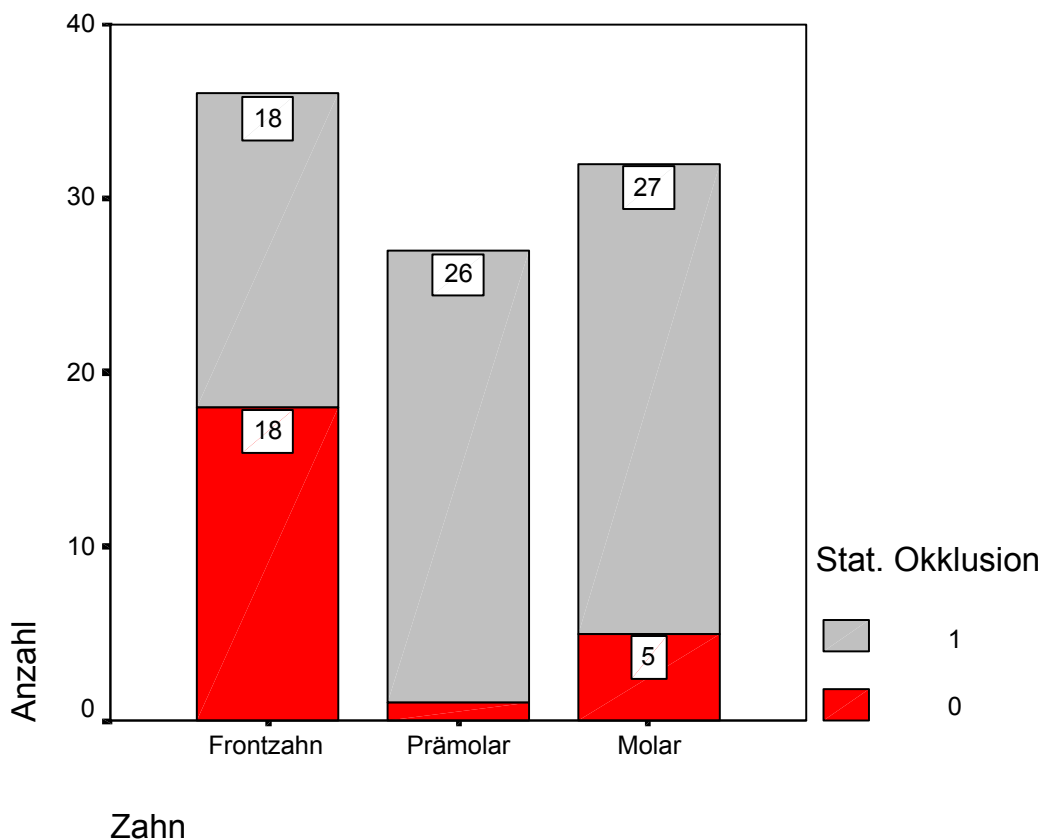


Abb. 23: Statische Okklusion der Kronen.

Dynamische Okklusionskontakte wiesen 55 Kronen (57,9 %) auf. Dies waren 23 Frontzähne, 22 Prämolaren und 10 Molaren. Die restlichen 40 Kronen (42,1 %) zeigten keine dynamischen Okklusionskontakte. Die Verteilung ist in Abb. 24 dargestellt.

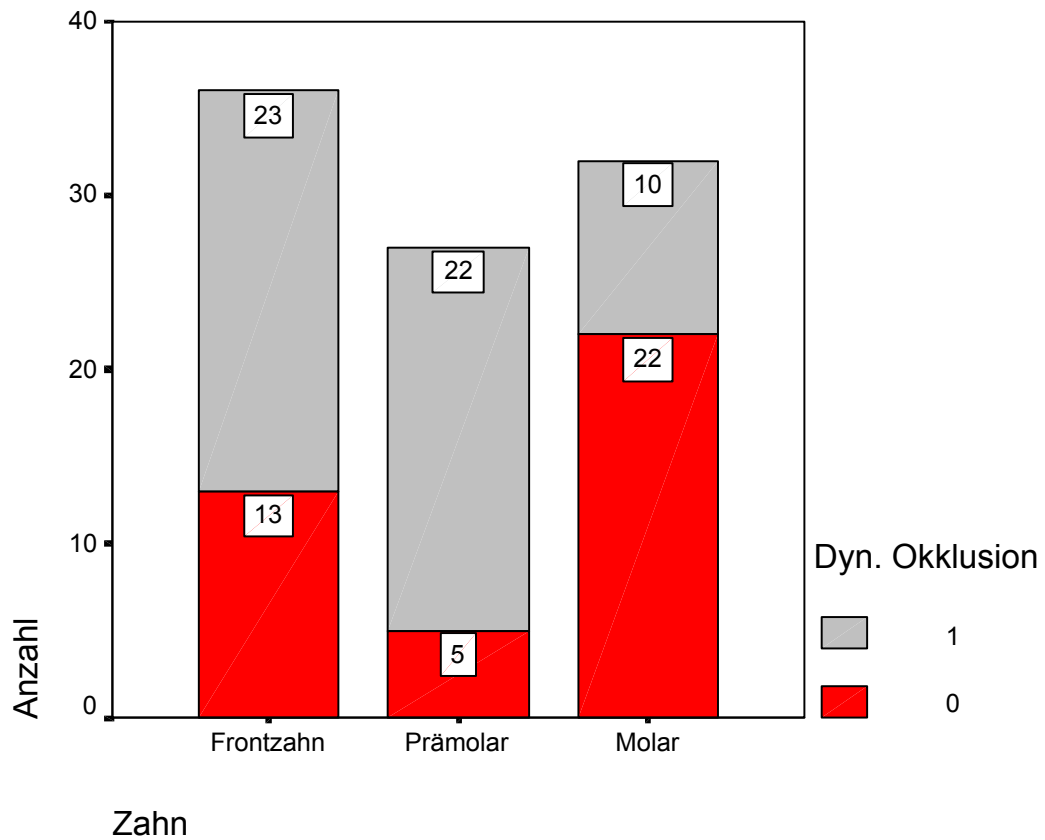


Abb. 24: Dynamische Okklusion der Kronen

### 5.6.3 Antagonisten

Die verschiedenen Materialien der Antagonisten und ihre Häufigkeitsverteilung sind in Abb. 25 dargestellt. Die Abstützung der Antagonisten (parodontal, gingival, parodontal-gingival) soll durch Abb. 26 veranschaulicht werden.

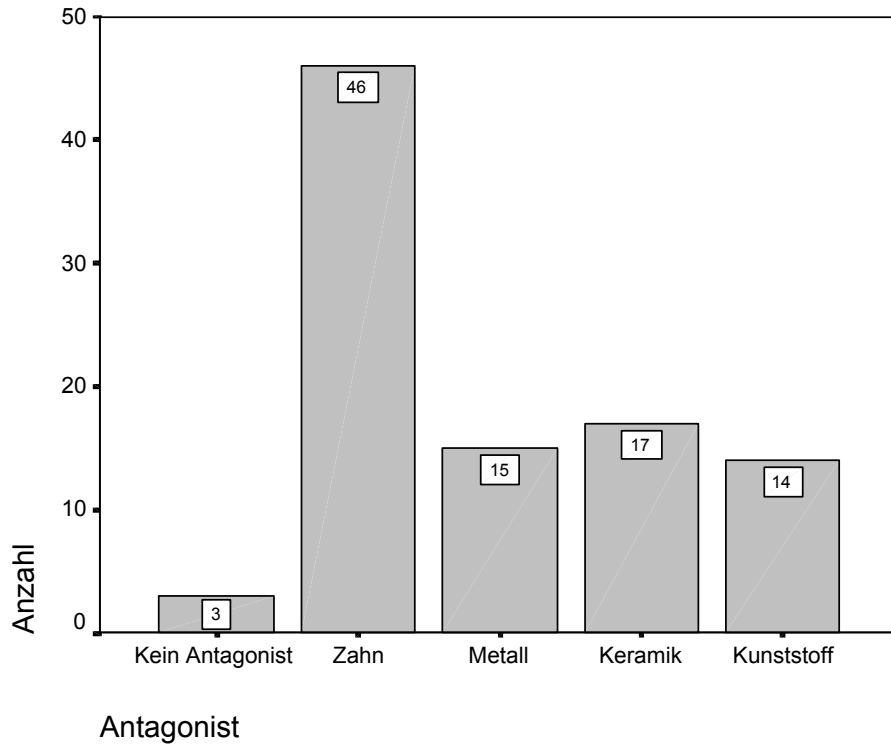


Abb. 25: Material der Antagonisten.

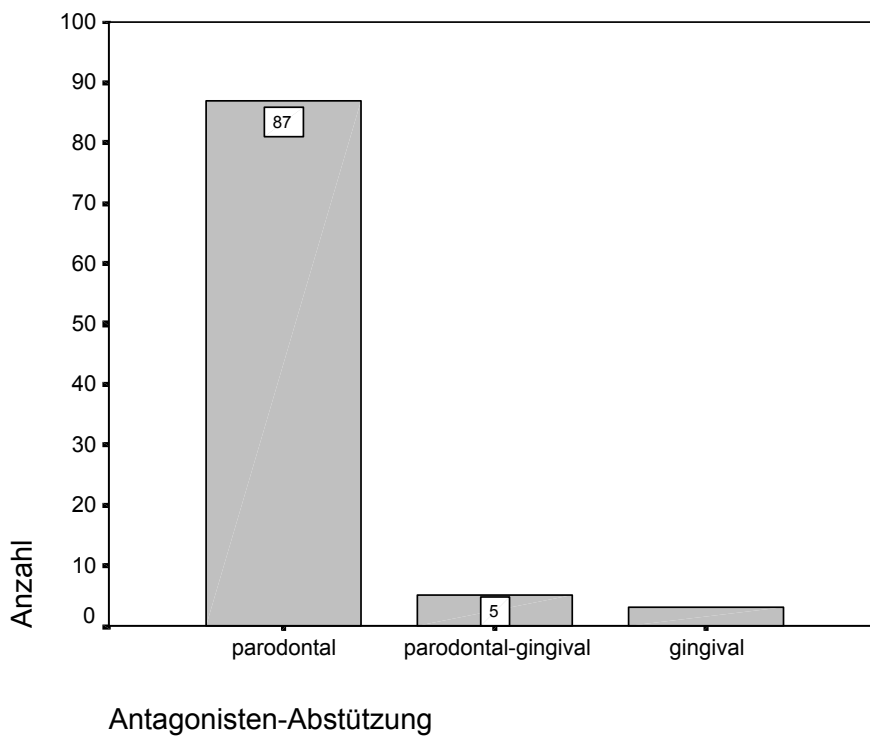


Abb. 26: Abstützung der Antagonisten. 3 Antagonisten waren gingival abgestützt.

#### 5.6.4 Abrasionsgrad des Restgebisses

Die Einteilung des Abrasionsgrades des Restgebisses erfolgte in sechs unterschiedliche Grade, je nach Lokalisation und Stärke. Die Abrasion wurde als stark bezeichnet, sobald der Dentinkern sichtbar war. Fast alle Patienten wiesen Verschleißspuren mit lediglich graduellen Unterschieden auf (Abb. 27).

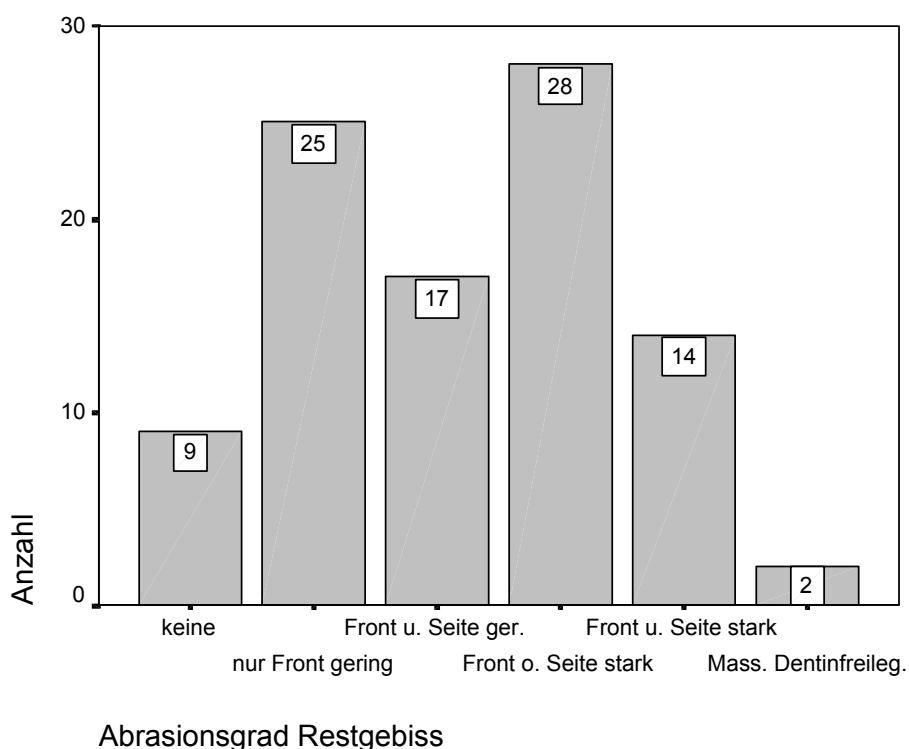


Abb. 27: Abrasionsgrade des restlichen Gebisses der nachuntersuchten Patienten.

### 5.7 Einfluss der klinischen Parameter auf die Abrasion

#### 5.7.1 Einfluss des Lockerungsgrades

Mittels der einfaktoriellen Rangvarianzanalyse wurde der Einfluss des Lockerungsgrades auf die Abrasion untersucht. Für den durchschnittlichen mittleren Verschleiß nach einem Jahr Liegedauer konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Lockerungsgraden nachgewiesen werden

(Tab. 13 und Abb. 28). Dennoch lässt sich aus den Ergebnissen ein Trend zu geringerer Abrasion bei stärker gelockerten Zähnen erkennen. Das Signifikanzniveau kann wahrscheinlich aufgrund der geringen Fallzahl von nur 6 Kronen in der Gruppe der stärker gelockerten Zähne nicht erreicht werden.

Lockerungsgrad	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung
0	62	-53	-19	95.93
1	25	-50	-21	68.37
2	6	-32	-7	63.25

Tab. 13: Deskriptive Statistik des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit vom Lockerungsgrad der Pfeilerzähne.

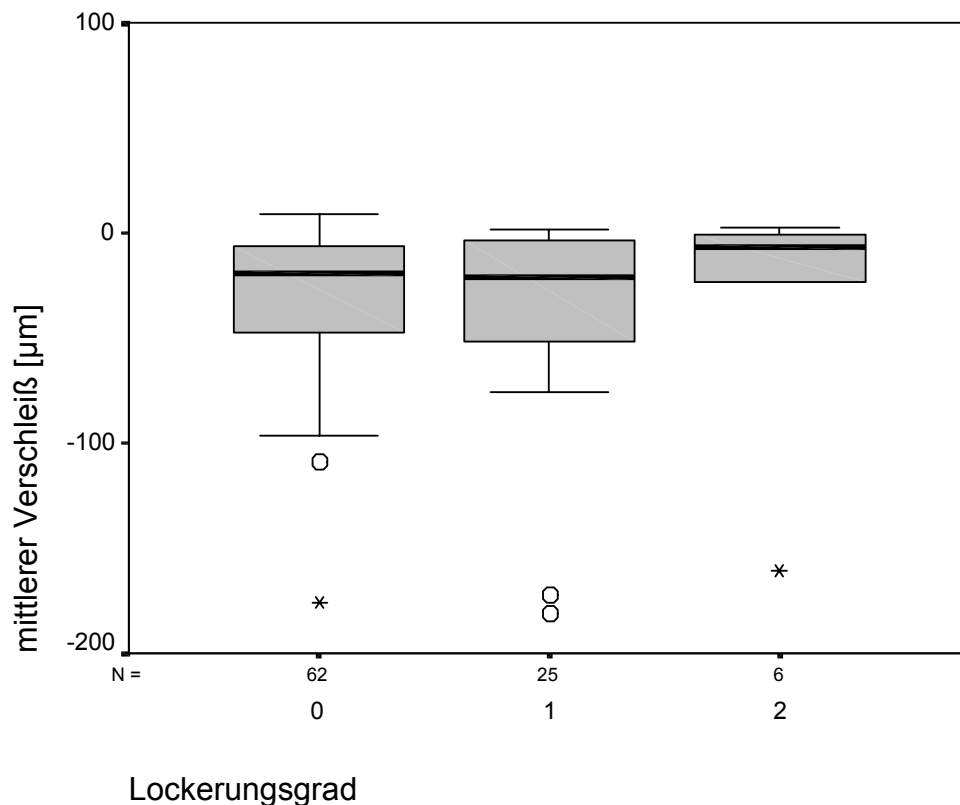


Abb. 28: Mittlere Abrasion der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer, differenziert nach den verschiedenen Lockerungsgraden.

### 5.7.2 Einfluss der statischen und dynamischen Okklusion

Das Vorhandensein statischer Okklusionskontakte hatte in dieser Untersuchung keinen statistisch nachweisbaren Einfluß auf die Abrasion der Artglass®-Kronen (Tab. 14 und Abb. 29).

Stat. Okklusion	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
0	24	-57	-28	70.16
1	69	-49	-19	92.49

Tab. 14: Deskriptive Statistik des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der statischen Okklusion der Pfeilerzähne.

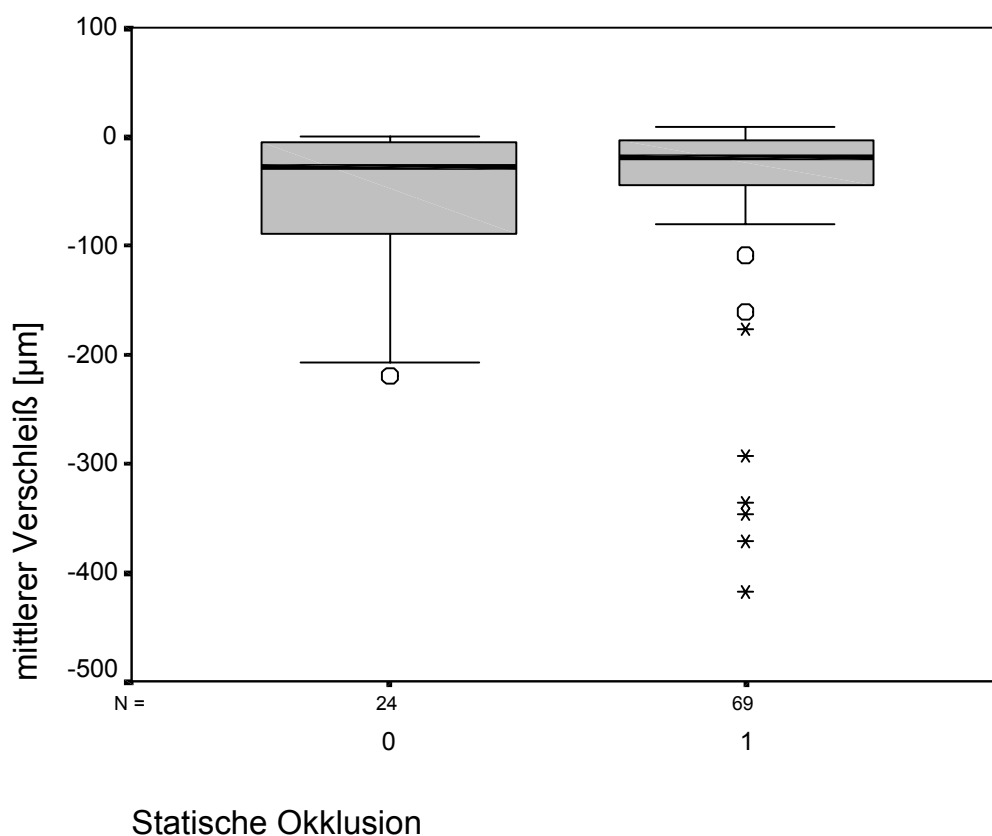


Abb. 29: Verteilung der mittleren Abrasion der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der statischen Okklusion.

Eine Abhängigkeit der durchschnittlichen mittleren Abrasion der Gesamtkauflä-  
che nach einem Jahr Liegedauer von der dynamischen Okklusion konnte nicht  
nachgewiesen werden (Tab. 15 und Abb. 30).

Dyn. Okklusion	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung
0	39	-72	-28	110.67
1	54	-36	-15	61.81

Tab. 15: Deskriptive Statistik des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkauflä-  
che nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der dynamischen Okklusion der Pfeilerzähne.

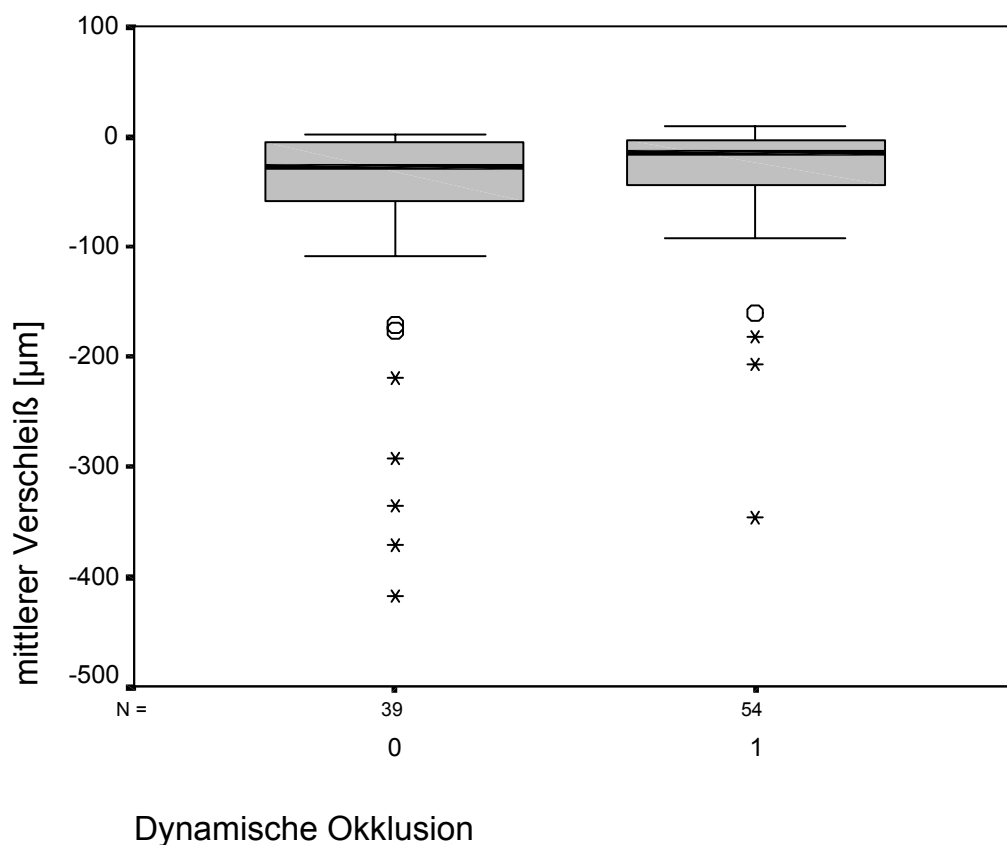


Abb. 30: Mittlere Abrasion der Gesamtkauflä-  
che nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit  
von der dynamischen Okklusion.

### 5.7.3 Einfluss des Antagonisten

Die in der deskriptiven Statistik auffallenden Unterschiede der mittleren Abra- sion in Abhängigkeit vom Material des Antagonisten (Tab.16) erwiesen sich bei Testung mittels der einfaktoriellen Rangvarianzanalyse als nicht signifikant ( $p = 0,497$ ).

Antagonist	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Kein Antagonist	3	-11.95	-6.37	15.17
Zahn	46	-39.59	-16.03	74.38
Metall	14	-39.91	-21.32	43.72
Keramik	16	-55.67	-20.89	105.62
Kunststoff	14	-103.48	-37.31	125.05

Tab. 16: Deskriptive Statistik des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit vom Material des Antagonisten.

Die Boxplotdarstellung (Abb. 31) veranschaulicht, daß die asymmetrische Werteverteilung der Gruppe, deren Antagonist aus Kunststoff besteht, einen von den anderen Gruppen stark differierenden Mittelwert zeigt, der Median sich jedoch nur wenig unterscheidet.



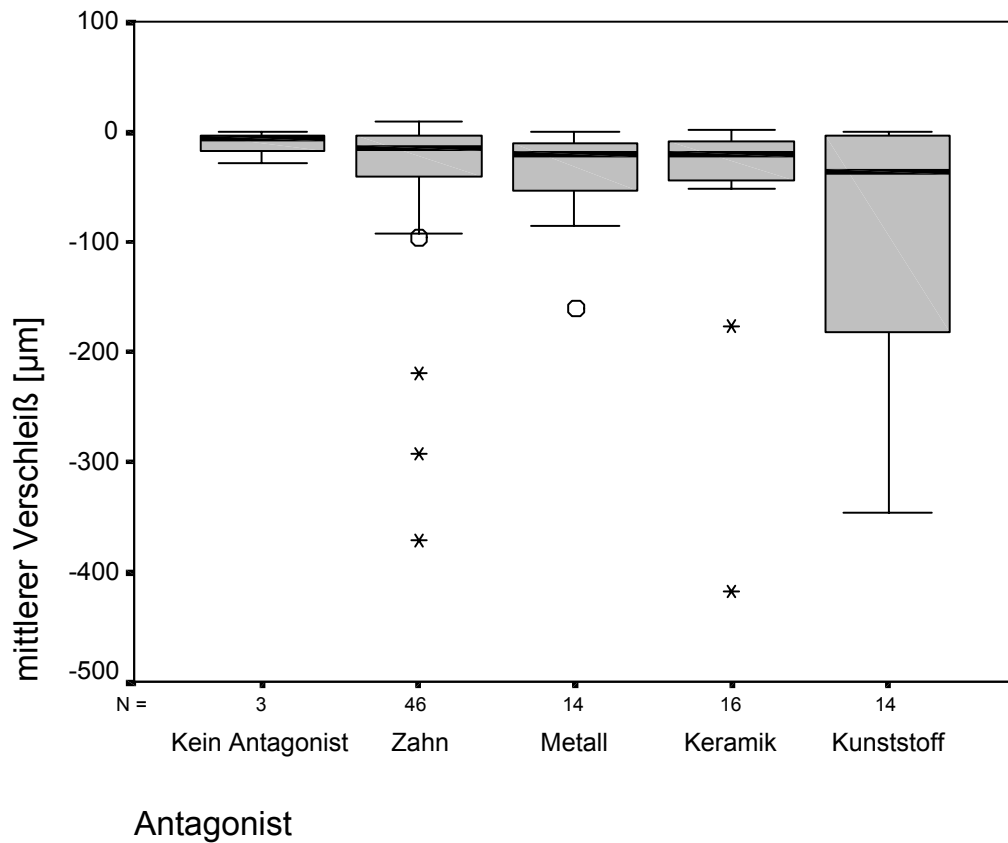


Abb. 31: Mittlere Abrasion der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit vom Material des Antagonisten.

Die mittlere Abrasion in Abhängigkeit von der Abstützung des Antagonisten zeigen Tab. 17 und Abb. 31. Eine statistische Überprüfung der Mittelwertunterschiede erscheint nicht sinnvoll, da in den Gruppen der parodontal-gingival und gingival abgestützten Antagonisten die Fallzahlen zu gering sind.

Antagonisten-Abstützung	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung
parodontal	85	-44	-19	80.47
parodontal-gingival	5	-167	-182	124.34
gingival	3	-60	-6	96.75

Tab. 17: Deskriptive Statistik des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der Abstützung des Antagonisten.

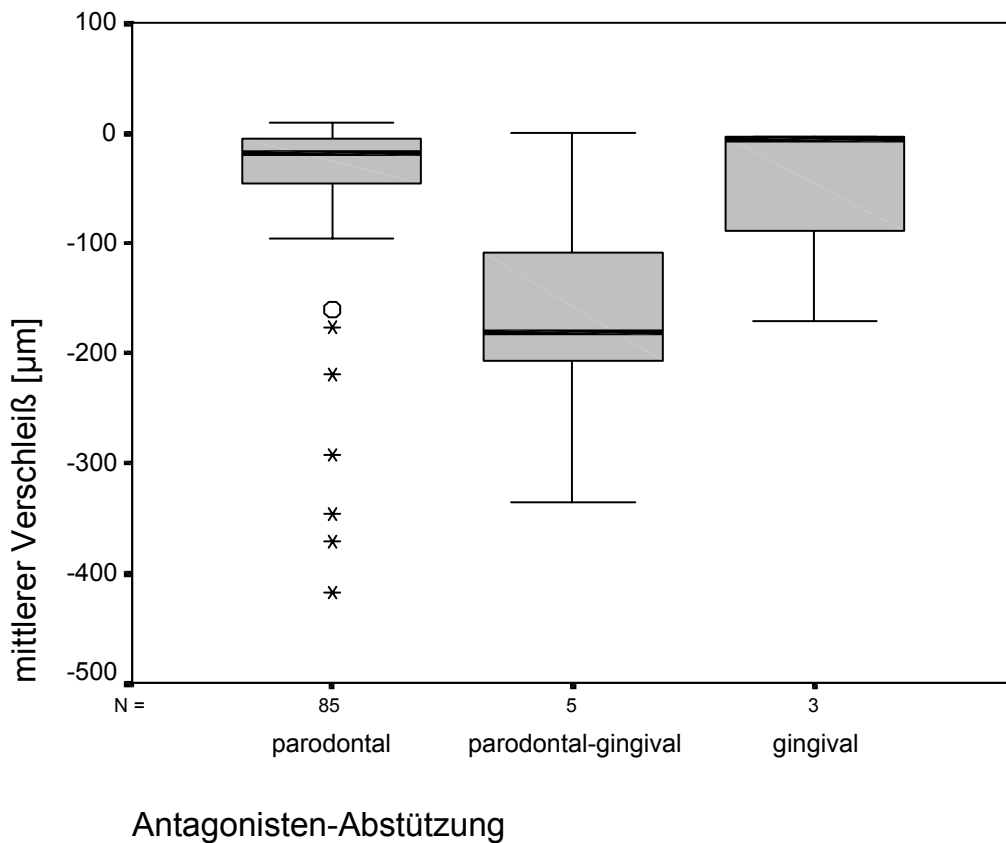


Abb. 32: Boxplotdarstellung des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der Abstützung des Antagonisten.

#### 5.7.4 Einfluss des Abrasionsgrades

Tab. 18 und Abb. 33 zeigen die deskriptive Statistik und die Werteverteilung der mittleren Abrasion der untersuchten Kronen in Abhängigkeit von der Abrasion

des Restgebisses. Der Abrasionsgrad des Restgebisses hatte keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Abrasion der untersuchten Artglass®-Kronen ( $p = 0,153$ ).

Abrasionsgrad Restgebiss	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
keine	9	-27	-6	55.02
nur Front gering	25	-72	-23	109.61
Front u. Seite gering	15	-66	-45	94.86
Front oder Seite stark	28	-32	-12	66.85
Front und Seite stark	14	-55	-16	89.65
massive Dentinfreilegung	2	-26	-26	20.72

Tab. 18: Deskriptive Statistik des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der Abrasion des Restgebisses.

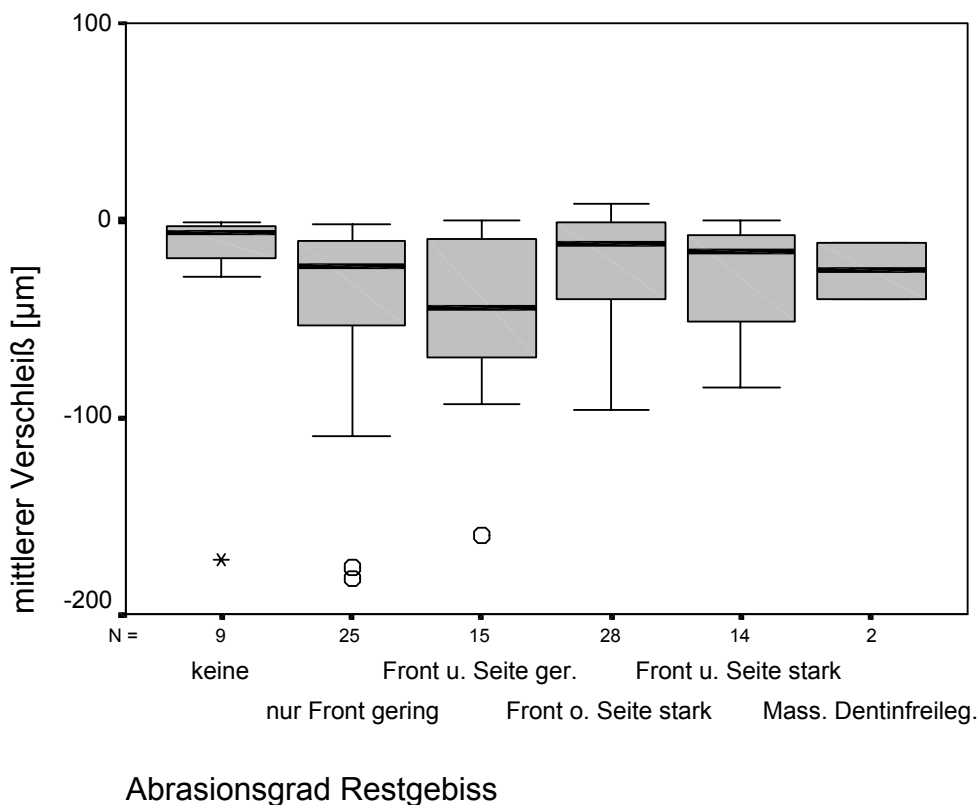


Abb. 33: Boxplotdarstellung des mittleren Verschleißes [ $\mu\text{m}$ ] der Gesamtkaufläche nach einem Jahr Liegedauer in Abhängigkeit von der Abstützung des Antagonisten.

## 6 Diskussion

### 6.1 Methodenkritik

Wenngleich In-vitro-Testungen eines neuen Materials unentbehrlich sind, um in rascher Zeit ein neues Restaurationssystem zu evaluieren [50], so können damit stets nur bestimmte Teilaspekte fokussiert werden. Selbst aufwändigste Bemühungen, die im oralen Milieu zusammenwirkenden physikalischen und chemischen Faktoren zu simulieren [49], können die Natur nicht vollständig kopieren [16]. Auch wenn eine Korrelation von In-vitro-Testergebnissen mit den in vivo gewonnenen Werten vielfach postuliert wird [94, 50, 28], ergeben insbesondere die zahlreichen Testverfahren zur Ermittlung des Kauflächenverschleißes in Abhängigkeit von der Versuchsanordnung nicht nur unterschiedliche Messwerte, sondern oft auch eine Änderung der relativen Reihenfolge der Materialien zueinander [81, 69, 8]. Nach *Mair et al.* ist es nicht möglich, unter klinischen Bedingungen auftretenden Verschleiß durch Laborversuche vorherzusagen [68].

Allerdings haben In-vivo-Testverfahren den Nachteil einer erheblich erschwerten Messwernerfassung, da ein invasives Vorgehen hier nicht möglich ist. Insbesondere für Verschleißmessungen kann zur Zeit noch nicht ohne die Anfertigung von Replikas ausgekommen werden, da eine direkte enorale Messwernerhebung mit hinreichender Genauigkeit nicht möglich ist [4]. Hierbei ergeben sich durch die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Abdruckmaterials und des Modellwerkstoffes weitere Fehlermöglichkeiten.

*Price et al.* haben für neuere Abdruck- und Gipsmaterialien eine lineare Dimensionsstabilität von 9 µm ermittelt, ein für klinische Studien sicherlich hinreichend genauer Wert [85].

Die Verschleißbewertung sollte weiterhin heutzutage nicht mehr subjektiv anhand von Bewertungskalen, sondern objektiv und quantitativ erfolgen [56]. Zum

einen ergeben die verschiedenen gebräuchlichen subjektiven Bewertungsskalen nur schwer miteinander vergleichbare Werte [101, 102], zum anderen weisen etliche Studien darauf hin, dass der anhand von subjektiven Bewertungsskalen ermittelte Verschleiß in der Regel unterschätzt wird [9, 95, 106, 83]. *Kunzelmann et al.* haben gezeigt, dass die subjektive Auswertung von Verschleiß mittels der Vivadent-Skala durch zwei Untersucher nur zufällig übereinstimmende Ergebnisse ergibt [56]. Aus diesen Gründen gelten 3D-Verschleißmessungen als die genaueste und effektivste Möglichkeit der Verschleißmessung [82].

Bereits 1991 haben *Kreulen et al.* in einer Übersichtsarbeit über Verschleißmessungen dem Laser-Scanner das größte Potenzial hinsichtlich der Erfassung von Zahnoberflächen eingeräumt [53]. Im Vergleich zum Laser-Scanner weisen die häufig verwendeten mechanischen Sensoren zur 3D-Vermessung eine Reihe von Nachteilen auf. Bei der mechanischen Registrierung wird ein Tastkopf oder Stylus über die zu erfassende Oberfläche geführt. Dies kann eine mechanische Beschädigung der Objektoberfläche verursachen, wenn der Tastkopf zu klein ist [77]. Andererseits verringert ein größerer Tastkopf die Auflösung des Systems und kann Randspalten und enge Fissuren nicht mehr erfassen [89].

Weitere Schwierigkeiten ergeben sich durch die Verwindung der Abtastnadel beim Überfahren steiler Strukturen [79].

Die Messzeit ist ein weiterer erheblicher Nachteil der mechanischen Sensoren, *Krejci et al.* geben für ihre digitale Messanlage einen benötigten Zeitraum von einer halben Stunde je Probe an [52], im Vergleich dazu imponiert Laserscan 3D mit der Vermessung von 250.000 Oberflächenpunkten in 20-40 sec [73]. Von *Krejci et al.* wird für die mechanische Oberflächenerfassung weiterhin eine mögliche Reproduziergenauigkeit von 1µm angegeben, dieser Wert wird in ihrer Veröffentlichung der Auflösung des Gerätes gleichgesetzt [52]. *Pelka et al.* ha-

ben jedoch dargelegt, dass aufgrund geometrischer Gesetzmäßigkeiten bei der von Krejci verwendeten Abtastnadel mit 20  $\mu\text{m}$  Spitzenradius ein Fehler von 8  $\mu\text{m}$  in den Höhenwerten sicher auftritt [79].

Somit bietet Laserscan 3D derzeit hinsichtlich Auflösungsvermögen des Scanners, Scangeschwindigkeit und Reproduziergenauigkeit optimale Voraussetzungen zur dreidimensionalen digitalen Oberflächenerfassung [72].

Durch die weitere Datenverarbeitung mittels Match 3D fließen allerdings weitere systembedingte Fehler in die Messergebnisse ein. Die Präzision des Matching-Algorithmus wurde von *Mehl et al.* durch Rotation von verschiedenen Scans mittels einer Software und anschließender Überlagerung durch Match 3D ermittelt und wird mit 0,2  $\mu\text{m}$  angegeben [74]. Der von *Mehl et al.* [73] angegebene Wert von 10  $\mu\text{m}$  für die Genauigkeit nach Modellentfernung, Repositionierung und anschließender Software-Überlagerung wurde mit veränderten Versuchsbedingungen überprüft. In dieser Arbeit wurden die Fehlermöglichkeiten durch erneutes Abformen und Herstellung einer zweiten Replika erhöht. Trotzdem wurde der angegebene Wert von 10  $\mu\text{m}$  sogar von der schlechtesten Software-Positionierung, die einen Wert von 9  $\mu\text{m}$  ergab, unterboten.

Match 3D berechnet den Verschleiß mittels einer referenzpunktfreien, automatischen Überlagerung. Der Verzicht auf Referenzpunkte bringt zwar den großen Vorteil mit sich, dass auf jegliche Manipulation im Patientenmund verzichtet werden kann, andererseits geht dieses Verfahren von unveränderlichen Bereichen der Kaufläche aus. Diese Annahme wird allerdings von einigen Autoren in Frage gestellt [52, 58]. In jedem Fall wird der Kauflächenverschleiß durch die referenzpunktfreie Überlagerung um den Verschleiß der Referenzareale unterschätzt, da der Materialverlust nur relativ zur geringsten okklusalen Veränderung ausgewertet werden kann. Letztlich ist dieses Problem bis dato ungelöst, sollte im Falle von Artglass® ein nicht vernachlässigbarer Materialverlust der

Referenzareale eingetreten sein, so ist dadurch ein nicht mehr nachvollziehbarer Betrag der Berechnung des Kauflächenverschleißes entgangen.

Es wird jedoch weiterhin davon ausgegangen, dass dieser Fehler durch die Software, die ja automatisch möglichst identische Bereiche der Kaufläche auswählt, minimiert wird. Voraussetzung für ein sinnvolles klinisches Ergebnis ist allerdings, dass mindestens drei über die Kaufläche verteilte Messareale unverändert vorliegen [55]. Durch *Kunzelmann* [55] konnte gezeigt werden, dass die automatische Auswahl der Referenzpunkte (Automatching) der Auswahl durch einen erfahrenen Nachuntersucher (Schmelzmatching) – zumindest für Zahnschmelz - ebenbürtig ist.

Die Verwendung der unversehrten Nachbarzähne als Referenzpunkte hat sich in dieser Arbeit aufgrund der im Verhältnis zum Kauflächenverschleiß zu großen Eigenbeweglichkeit von Zähnen als nicht praktikabel erwiesen.

## 6.2 Bewertung der Verschleißangabe

Wie in den meisten klinischen Studien wird auch in der vorliegenden Arbeit der okklusale Höhenverlust als Verschleißmaß verwendet. Da der Verlust als Differenz des Ausgangsmodells vom Follow-up-Modell berechnet wurde, trägt der berechnete Wert ein negatives Vorzeichen. Da es sich bei den Messergebnissen um eine Materialabnahme handelt, ist dies ein mathematisch korrektes Vorgehen. Dabei wurde stets der Mittelwert des Höhenverlustes der ausgewählten Areale gewertet. Von anderen Autoren wurde der maximale okklusale Höhenverlust als Verschleißangabe ausgewählt. Dieser Wert ist jedoch bei Verwendung von Match 3D nicht praktikabel, da bei 250.000 ausgewerteten Oberflächenpunkten der Maximalwert schon aus statistischen Gründen nicht repräsentativ sein kann. Eine Alternative wäre die Angabe von Quantilen gewesen, welche von Match 3D automatisch berechnet werden können. Jedoch wäre auch diese Angabe willkürlich gewesen, da noch nicht untersucht wurde,

welches Quantil den maximalen Verschleiß am besten repräsentiert. Daher wurde zusätzlich zum durchschnittlichen Verschleiß der Gesamtkaufläche in dieser Arbeit auch der Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte bestimmt, welche nach allgemeiner Übereinstimmung den Ort des maximalen Verschleißes darstellen. Für die Zukunft wäre eine Studie denkbar, die eine Korrelation zwischen dem Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte und der Häufigkeitsverteilung der einzelnen Meßwerte des Gesamtkauflächenverschleißes herstellt. Auf diese Weise könnte ein für den okklusalen Kontaktbereich repräsentatives Quantil ermittelt werden und die interaktive Auswahl der Kontaktpunktareale am Computer könnte entfallen.

*Pintado et al.* geben in ihrer Studie zur Schmelzabrasion [84] neben dem mittleren Höhenverlust den Volumenverlust als Verschleißmaß an. Dies wird damit begründet, daß lineare Verschleißmessungen stark von der Oberflächenmorphologie und –topografie abhängig seien, während das Volumen eine Materialkonstante darstellen würde. Allerdings führt Roulet [91] als Argument gegen Volumenwerte an, daß das Verschleißvolumen von der Oberfläche der vermessenen Oberfläche abhängt. Eine weitere Möglichkeit wurde von *Lang et al.* [59] aufgezeigt: Volumendaten werden in dieser Studie in Relation zur Restaurationsoberfläche gesetzt und in  $\text{mm}^3/\text{mm}^2$  angegeben. Damit kann die Abhängigkeit der Volumenangabe von der Restaurationsoberfläche umgangen werden. Trotzdem erscheint diese Art der Verschleißangabe eher etwas abstrakt für den zahnärztlichen Gebrauch, da in der Zahnmedizin nahezu alle Angaben, welche die Relation von zwei antagonistischen Okklusalflächen betreffen (z. B. Dicke eines Okklusionsindikators, erforderliche okklusale Stärke eines Restaurationsmaterials) als eindimensionale Streckenangabe erfolgen.

### 6.3 Verschleiß der Gesamtkaufläche

Alle Gruppen weisen nach einem Jahr Liegedauer sowohl höhere Mittelwerte als auch höhere Mediane der Abrasion der Gesamtkaufläche als nach einem



Monat Liegedauer auf. Die statistische Auswertung mit nichtparametrischen Testverfahren ergab für die Gruppe der Prämolarenkronen und für die Gruppe der Molarenkronen eine signifikante Zunahme des Verschleißes nach einem Jahr Tragedauer. Lediglich in der Gruppe der Frontzahnkronen erreichte die Verschleißzunahme nicht das Signifikanzniveau. In dieser Gruppe war die Zunahme des okklusalen Materialverlustes im Vergleich zu den anderen Gruppen wesentlich geringer, so dass hier wegen der beträchtlichen Streuung der Messwerte keine signifikante Zunahme berechnet wurde. Ein Einfluß der Lokalisation der Kronen auf den okklusalen Verschleiß konnte nicht nachgewiesen werden, obwohl auch hier die Verschleißwerte anstiegen, je weiter posterior sich die Kronen befanden. Dies hat seine Ursache offensichtlich in der relativ großen Streuung der Messwerte auf der einen Seite bei andererseits relativ kleinen Fallzahlen in den einzelnen Gruppen. Da die verwendete Messeinrichtung eine hohe Reproduziergenauigkeit aufweist [73], ist die Ursache der Messwertstreuung am ehesten in der Replikaherstellung zu suchen. Offensichtlich genügen die verwendeten kleinen (halben) Abdrucklöffel aus Kunststoff nicht in allen Fällen, um die erforderliche Genauigkeit zu erzielen. Hier liegt für zukünftige Untersuchungen noch Verbesserungspotenzial, z. B. in der Verwendung von ganzen Abdrucklöffeln aus Metall.

Zur Überprüfung der Plausibilität der hier gemessenen Verschleißwerte können die Ergebnisse bereits veröffentlichter Studien herangezogen werden. Vergleichbare quantitative Angaben zum In-vivo-Verschleiß von Artglass® Kronen sind bisher nur von den Clinical Research Associates [13, 14] veröffentlicht worden. In dieser Publikation liegen allerdings nur eingeschränkte Angaben zur Auswertemethode und zum Studiendesign vor. Die Daten beruhen demnach auf mittels eines Rasterelektronenmikroskopes ausgewerteten Gipsreplicas sowie einer Datenüberlagerung („computerized optical mapping“). Es kann daher und aufgrund der personellen Verquickung von *Christensen* und der CRA davon ausgegangen werden, dass man sich der von *Christensen et al.* 1990 veröffentlichten Methodik bedient hat, die ebenfalls mit einer berührungsfreien

optischen Oberflächenerfassung durch eine Elektronenmikroskop und einer referenzpunktfreien Überlagerung von Baseline- und Follow-up-Daten arbeitet [10].

CRA geben einen Wert von 77  $\mu\text{m}$  für den mittleren Verschleiß der Gesamtkaufläche von Artglass®-Kronen an, es wird jedoch nicht zwischen verschiedenen Lokalisationen der Kronen unterschieden, ebenso fehlen weitere Angaben zu einer deskriptiven Statistik. Unter diesen Aspekten erscheinen die in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Werte für den okklusalen Gesamtverschleiß nach einem Jahr, die sich je nach Kronenlokalisierung zwischen 37 und 72  $\mu\text{m}$  bewegen, plausibel.

Weitere Veröffentlichungen zum In-vivo-Verschleiß von Artglass®-Kronen liegen zur Zeit noch nicht vor, In-vitro-Messungen können aufgrund der prinzipiell verschiedenen Versuchsanordnungen allenfalls in Relation zu mit derselben Versuchsanordnung ermittelten Verschleißwerten von Vergleichsmaterialien herangezogen werden. *Pelka et al.* [81] haben für ihre Verschleißmessungen die von *de Gee* [17] entwickelte Prüfmethode (ACTA) mit Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) als hartem Abrasivum verwendet. Hier wies Artglass® im Vergleich zu den weiteren getesteten Materialien Gold, Empress®, Charisma®, und Paladon 65® die größte Abrasionsrate auf, als Antagonist fand humaner Zahnschmelz Verwendung. Lediglich humaner Zahnschmelz selbst abradierete noch stärker als Artglass®, ebenfalls diente hier humaner Schmelz als Antagonist. Artglass® zeigte also in dieser Versuchsanordnung unter extrem abrasiven Bedingungen eine geringere Abrasion als humaner Schmelz, war jedoch den Vergleichsmaterialien Gold und Presskeramik hinsichtlich der Abrasionsbeständigkeit deutlich unterlegen. *Pelka* hat aufgrund dieser überraschenden Ergebnisse seine Schmelzproben nachuntersucht und festgestellt, dass teilweise bereits der Dentinkern der Proben freilag und somit zumindest zum Teil die geringere Abrasionsbeständigkeit von Dentin in die Ergebnisse eingegangen ist.

Neben der Studie von *Pelka et al.* [81] sind derzeit keine weiteren Veröffentlichungen verfügbar, die einen direkten Vergleich der Abrasion von humanem Schmelz und Artglass® beschreiben. Insbesondere sind keine Studien bekannt, welche die In-vivo-Abrasionsraten von Gold- oder Keramikkrone beschreiben. Zum Vergleich und zur Bewertung der hier ermittelten Verschleißwerte können daher nur einige wenige Studien herangezogen werden, welche die In-vivo-Abrasion von humanem Schmelz beschreiben.

*Christensen* hat mit seiner oben beschriebenen Methodik eine mittlere Abrasionsrate von 20 µm pro Jahr für humanen Schmelz im Molarenbereich ermittelt [11]. Im Vergleich dazu beträgt der hier gemessene Mittelwert für den Verschleiß von Molarenkrone aus Artglass® nahezu das 3,5-fache. Berücksichtigt man jedoch die nicht-parametrische Verteilung der Meßwerte, so liegt der Median mit 21 µm Materialverlust exakt in dem von *Christensen* angegebenen Bereich. Die deskriptive Statistik der Studie von *Christensen* stand nicht zur Verfügung.

*Pintado* [84] gibt mit 10,7 µm durchschnittlichem Höhenverlust pro Jahr sogar einen noch geringeren Verschleißwert an. Angesichts der Methodik unter Verwendung von Epoxy-Modellen, profilometrischer Vermessung und Auswertung unter Verwendung von Überlagerungssoftware erscheint die Werteangabe mit einer Genauigkeit von 0,1 µm jedoch zweifelhaft.

Direkte und indirekte subjektive Methoden zur Verschleißmessung können aus mehreren Gründen keine validen Vergleichswerte bieten. Zum einen dienen hier stets Stufen zwischen Schmelz und Probenmaterial als Kriterium, diese können bei Kronen im okklusalen Bereich nicht auftreten, zum anderen wird die Nichtübertragbarkeit subjektiver Methoden auf objektive, quantitative Verschleißmessungen durch zahlreiche Veröffentlichungen gestützt [101, 102, 9, 95, 106, 83, 56].

#### 6.4 Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte

Der Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte unterschied sich in der Gruppe der Frontzähne nicht, in der Gruppe der Prämolaren zum Teil und in der Gruppe der Molaren stets vom Gesamtverschleiß. Jedoch zeigte sich auch in den Gruppen, in denen die Mittelwertunterschiede nicht signifikant waren, zumindest eine Tendenz zu höherem Verschleiß im Kontaktpunktbereich. Dies ist durch die Abhängigkeit der Abrasionsrate von der Kaukraft zu erklären [69, 8].

Setzt man die Abrasionsrate der okklusalen Kontaktpunkte in Relation zum Gesamtverschleiß der Kronen, so ist der Median zwischen 50 % (Prämolarenkronen) und über 100 % (Molarenkronen) erhöht.

Dennoch scheinen die absoluten Werte im Bereich der für humanen Schmelz gemessenen Werte zu liegen. Nach den In-vitro-Kausimulationsversuchen von *Krejci et al.* [48] beträgt die 5-Jahres-Abrasion von humanem Schmelz je nach Lokalisation des okklusalen Kontaktpunktbereichs zwischen 55 µm und 88 µm. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass nach *Krejci* der Schmelzverschleiß nicht linear ansteigt, sondern dass nach einer kurzen initialen Phase, die klinisch etwa einem halben Jahr Tragedauer entsprechen soll, bereits mehr als 50 % des Gesamtverschleißes registriert werden. Dieses Phänomen ist in derselben Studie auch für das Vergleichsmaterial Amalgam beschrieben worden. *Lambrechts et al.* [58] geben einen jährlichen Verschleiß von 15 µm für Prämolaren und 29 µm für Molaren an. Weitere Angaben kommen von *Willems et al.* [105] mit 122 µm für Molaren nach drei Jahren und von *Ishizaki* [41], der Werte zwischen 20 µm und 94 µm pro Jahr nennt. Im Vergleich dazu liegen die hier gemessenen Mittelwerte mit einer Größenordnung von 35 µm bis 105 µm je nach Lokalisation im noch akzeptablen Bereich, wobei die von *Erdrich* [24] angegebenen In-vitro-Abrasionswerte von 40 µm bis 70 µm nach 5-Jahres-Simulation hier bereits nach einem Jahr klinischer Tragedauer erreicht worden sind.

Es ist jedoch bei den in der vorliegenden Untersuchung genannten Werten zu berücksichtigen, dass es sich hier um nicht-parametrische Werteverteilungen handelt, die eher durch die Mediane als durch die Mittelwerte charakterisiert werden. Diese umfassen nach einem Jahr Tragedauer einen Bereich von 14  $\mu\text{m}$  bis 46  $\mu\text{m}$  je nach Lokalisation und liegen damit zumindest teilweise im Bereich der natürlichen Schmelzabrasion. Die große Streuung der gemessenen Werte und der relativ kurze Beobachtungszeitraum bleibt allerdings zu berücksichtigen. Weitere Nachuntersuchungen werden zeigen, ob die Abrasion der Artglass®-Kronen weiterhin linear zunimmt oder ob das von *Krejci* [48] beschriebene Phänomen einer erheblichen initialen Abrasion und im folgenden geringer ansteigenden Abrasionswerten eintritt.

Eine weitere Verbesserung der Präzision zur Verringerung der Streuung ist zukünftig sicherlich erforderlich und könnte neben den oben genannten Möglichkeiten der Verbesserung der Abformung auch in einer präziseren Erfassung der okklusalen Kontaktpunkte erfolgen. In einem von *Grättinger* und *Bruckner* [33] erarbeiteten Verfahren werden die okklusalen Kontaktpunkte mittels eines Durchbissregistrates aus dünnfließendem Silikon ermittelt. Dieses Registrat wird anschließend durchleuchtet und die durch die okklusalen Kontaktpunkte perforierten Stellen von einer CCD-Kamera erfasst. Wenn es gelänge, dieses Bild mit dem von Match 3D generierten Differenzbild zu überlagern, wäre nicht nur eine präzisere Erfassung der Abrasion in diesen Bereichen möglich, auch die Größenänderung der Kontaktpunkte mit zunehmender Tragedauer könnte erfasst werden und in die Auswertung mit eingehen.

## 6.5 Verschleiß der Scher- und Stützhöcker

Die gesonderte Auswertung der Abrasion der Scher- und Stützhöcker bot keine wesentlichen weiteren Erkenntnisse. Es konnte kein statistisch signifikant unterschiedliches Abrasionsverhalten zwischen den beiden Gruppen nachgewiesen werden. Auch gegenüber der Gesamtabrasion zeigten die Scher- bzw.

Stützhöcker keine wesentlichen Abweichungen. Allenfalls eine geringe Tendenz einer im Vergleich zu den Stützhöckern erhöhten Abrasion der Scherhöcker bei den Prämolaren deutete sich an. Dies könnte eine Ursache in der Beteiligung der Prämolaren an der dynamischen Okklusion haben, ohne jedoch mit den Daten dieser Untersuchung statistisch belegbar zu sein.

Bei den Molarenkronen zeigte sich eine schwache Tendenz zu einer im Vergleich zu den Scherhöckern geringfügig höheren Abrasion der Stützhöcker. Ein Grund hierfür könnte darin liegen, dass die Scherhöcker im Molarenbereich meist nicht an der dynamischen Okklusion beteiligt sind und durch die hier auftretenden höheren Kaukräfte eher die Stützhöcker abradieren.

In der wissenschaftlichen Literatur sind bisher keine Werte veröffentlicht worden, die mit den hier ermittelten verglichen werden könnten. Alle bekannten Studien zu diesem Thema haben den Verschleiß der Gesamtkaufläche oder der okklusalen Kontaktpunkte untersucht, eine weitere Differenzierung in Scher- oder Stützhöcker wurde nicht vorgenommen. *Krejci* [48] unterscheidet zwischen Verschleiß der Schmelzfossae und Verschleiß der Schmelzhöcker, allerdings nur im Bereich okklusaler Kontakte. Seine Ergebnisse sind daher nicht übertragbar.

## 6.6 Einfluss der klinischen Parameter

Der Einfluss der klinischen Parameter wurde auf den Abrasionsgrad nach einem Jahr Tragedauer überprüft, da frühestens nach dieser Zeitspanne signifikante Einflüsse erwartet wurden. Dennoch waren allenfalls tendenzielle Auswirkungen auf den Abrasionsgrad zu beobachten, durch keinen der erfassten klinischen Parameter waren die Messergebnisse statistisch belegbar beeinflusst worden.

Zähne mit einem Lockerungsgrad von „2“ wiesen einen geringeren Kronenverschleiß auf als diejenigen mit Lockerungsgrad „0“ oder „1“, da diese Zähne auf-

grund ihrer erhöhten Eigenbeweglichkeit eine Ausweichmöglichkeit gegenüber eintreffenden Kaukräften haben. Jedoch wiesen lediglich 6 Zähne einen Lockerungsgrad von „2“ auf, so daß hier kein statistischer Beleg erbracht werden kann.

Die Abwesenheit von statischer oder dynamischer Okklusion hatte eine im Mittel geringfügig höhere Abrasion zu Folge. Dieses Ergebnis ist nicht plausibel, das Gegenteil wäre zu erwarten gewesen. Der Mittelwertunterschied muss daher als zufällig gewertet werden.

Das Material der antagonistischen Krone hatte ebenfalls keinen signifikanten Einfluß auf den Abrasionsgrad. Entgegen den Erwartungen wiesen diejenigen Kronen, deren Antagonist aus Kunststoff bestand, eine im Mittel höhere Abrasion auf. Diese Gruppe zeigte jedoch auch die größte Wertestreuung sowie eine stark asymmetrische Werteverteilung, so dass hier der Median als repräsentativ gelten muss.

Weiterhin wurde die Abrasion der untersuchten Kronen auch durch den Abrasionsgrad des Restgebisses nicht signifikant beeinflusst. Dies kann eher als Qualitätskriterium gewertet werden, da nach nur einem Jahr Tragedauer auch generell den okklusalen Verschleiß erhöhende Faktoren wie z. B. Bruxismus sich noch nicht messbar auswirken sollten. Als Einschränkung muss hier allerdings durch die Unterteilung in sechs Untergruppen entstandene geringe Fallzahl der einzelnen Gruppen gelten.

## **7 Zusammenfassung**

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den In-vivo-Kauflächenverschleiß von metallfreien Artglass®-Kronen im Front und Seitenzahnggebiet nach einem Monat und einem Jahr Tragedauer zu messen.

Hierfür wurden bei 60 Patienten insgesamt 93 Artglass®-Kronen nachuntersucht. Es handelte sich dabei um 36 Frontzahnkronen, 28 Prämolaren- und 29 Molarenkronen, die an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität München im Rahmen einer prospektiven Studie angefertigt worden waren. Die Kronen wurden jeweils nach einem Monat und einem Jahr Tragedauer nachuntersucht. Dazu wurden Silikonabformungen und Gipsreplikas angefertigt. Die okklusalen Kontaktpunkte wurden angefärbt und fotografiert.

Anschließend erfolgte die dreidimensionale Erfassung der Kauflächen unter Verwendung des an der Poliklinik für Zahnerhaltung entwickelten Scanners Laserscan 3D. Das Gerät arbeitet mit einer Auflösung von 5 µm in vertikaler Richtung und einer Reproduziergenauigkeit von 1 µm.

Die gewonnenen Datensätze wurden dann mit dem Programm „Match 3D“ ausgewertet. Dabei erfolgt die Verschleißberechnung durch referenzpunktfreie Überlagerung der 3D-Daten des Ausgangsbefundes mit den 3D-Daten der jeweiligen Nachuntersuchung mittels eines mathematischen Algorithmus. Der durchschnittliche Höhenverlust der Gesamtkaufläche, der okklusalen Kontaktpunkte sowie der Stütz und Scherhöcker wurden auf diese Weise berechnet und statistisch ausgewertet.

Für die Gesamtkaufläche ergab sich ein mittlerer vertikaler Höhenverlust von 12 µm ( $\pm 26$  µm SD) bei den Frontzahnkronen, von 21 µm ( $\pm 34$  µm SD) bei den Prämolarenkronen und von 19 µm ( $\pm 30$  µm SD) bei den Molarenkronen nach einem Monat Tragedauer. Nach einem Jahr waren die Verschleißwerte im Mittel auf 37 µm ( $\pm 54$  µm SD) bei den Frontzahnkronen, 48 µm ( $\pm 79$  µm SD) bei den



Prämolarenkronen und 72  $\mu\text{m}$  ( $\pm 119 \mu\text{m}$  SD) bei den Molarenkronen angestiegen. Ein signifikanter Einfluß der Kronenposition konnte mittels Mann-Whitney-Rangsummentest für beide Trageperioden nicht nachgewiesen werden.

Die Auswertung der okklusalen Kontaktpunkte ergab eine leichte Tendenz zu höheren Abrasionswerten von im Mittel 18  $\mu\text{m}$  ( $\pm 37 \mu\text{m}$  SD) für Frontzahnkronen, 32  $\mu\text{m}$  ( $\pm 53 \mu\text{m}$  SD) für Prämolarenkronen und 44  $\mu\text{m}$  ( $\pm 49 \mu\text{m}$  SD) für Molarenkronen nach einem Monat Tragedauer. Nach einem Jahr Tragedauer stieg der mittlere Verschleiß der okklusalen Kontaktpunkte auf 35  $\mu\text{m}$  ( $\pm 58 \mu\text{m}$  SD) bei den Frontzahnkronen, 54  $\mu\text{m}$  ( $\pm 62 \mu\text{m}$  SD) bei den Prämolarenkronen und 105  $\mu\text{m}$  ( $\pm 140 \mu\text{m}$  SD) bei den Molarenkronen an. Der Mann-Whitney-U-Rangsummentest ergab einen signifikant höheren Verschleiß der okklusalen Kontaktflächen der Molarenkronen im Vergleich zu den Frontzahnkronen und zwar sowohl nach einem Monat Tragedauer ( $p = 0,002$ ) als auch nach einem Jahr ( $p = 0,002$ ).

Für die Prämolarenkronen ergab sich weiterhin ein mittlerer Verschleiß der Stützhöcker von 22  $\mu\text{m}$  ( $\pm 35 \mu\text{m}$  SD) und der Scherhöcker von 20  $\mu\text{m}$  ( $\pm 34 \mu\text{m}$  SD) nach einem Monat Tragedauer. Nach einem Jahr waren die Werte auf 41  $\mu\text{m}$  ( $\pm 66 \mu\text{m}$  SD) für die Stützhöcker und 56  $\mu\text{m}$  ( $\pm 95 \mu\text{m}$  SD) für die Scherhöcker angestiegen. Die Stützhöcker der Molarenkronen zeigten einen mittleren Verschleiß von 23  $\mu\text{m}$  ( $\pm 32 \mu\text{m}$  SD) nach einem Monat und von 77  $\mu\text{m}$  ( $\pm 120 \mu\text{m}$  SD) nach einem Jahr, für die Scherhöcker ergaben sich Werte von 14  $\mu\text{m}$  ( $\pm 33 \mu\text{m}$  SD) nach einem Monat und von 69  $\mu\text{m}$  ( $\pm 126 \mu\text{m}$  SD) nach einem Jahr Tragedauer. Die Unterschiede zwischen Prämolaren- und Molarenkronen waren jedoch für beide Trageperioden bei Testung mit dem Rangsummentest nach Mann-Whitney nicht signifikant.

Unter Berücksichtigung des kurzen Beobachtungszeitraums kann geschlussfolgert werden, dass der okklusale Verschleiß von metallfreien Artglass®-Kronen

für die meisten Front und Seitenzahnkronen akzeptabel ist. Allerdings muss dabei die hohe Streuung der gemessenen Werte berücksichtigt werden.

Für die Zukunft erstrebenswert wäre ein verbessertes Verfahren zur Herstellung der Gipsreplikas, um die Streuung der Messwerte zu verringern und Mittelwertunterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen mit größerer Trennschärfe zu erfassen. Weiterhin sollte die Erfassung der okklusalen Kontaktflächen genauer erfolgen. Ein verbessertes Verfahren wird vorgeschlagen.

## 8 Literaturverzeichnis

1. *Anusavice, K. J.:*  
Recent developments in restorative dental ceramics.  
J Am Dent Assoc 124, 72 (1993).
2. *Balkenhol, M.:*  
Zahnfarbene Inlays aus Charisma® und Artglass®. Sonderdruck aus:  
DZW-Spezial 1 (1996).
3. *Beham, G.:*  
IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie.  
Zahnärztl Welt 100, 404 (1991).
4. *Benz, C., Mehl, A., Hickel, R.:*  
The accuracy of the new CEREC-camera.  
J Dent Res 74, 934, Abstract # 187(1995).
5. *Bieneck, K., Marx, R.:*  
Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 284 (1994).
6. *Bieneck, K. W., Zitzmann, N., Spiekermann, H.:*  
Innovative vollkeramische Kronen und Brückensysteme – eine kritische Bewertung II.  
Quintessenz 44, 689 (1993).
7. *Bryant, R.W.:*  
Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations.  
Dent Mater 6, 60 (1990).
8. *Burak, N., Kaidonis, J. A., Richards, L. C., Townsend, G. C.:*  
Experimental studies on human dentine wear.  
Arch Oral Biol 44, 885 (1999).
9. *Chadwick, R. G., Mc Cabe, J. F., Walls, A. W., Mitchell, H. L., Storer, R.:*  
Comparison of a novel photogrammetric technique and modified USPHS criteria to  
monitor the wear of restorations.  
J Dent 19, 39 (1991).

10. *Christensen, R.P., Bangerter, V.:*  
Apparatus for automated, non-contact measurements of surface changes.  
J Dent Res 69, 126, Abstract # 140 (1990).
11. *Christensen, R. P., Smith, S. L., Aina, T. C.:*  
Quantifying wear in human adult teeth, in-vivo 2-year report.  
J Dent Res 79, 543, Abstract # 3196 (2000).
12. *Mc Comb, D.:*  
Evaluation of clinical wear of posterior composite resins. In: Vanherle, G. und Smith, D.C.  
(Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials.  
Szulc, Holland, S. 511 (1985).
13. *CRA:*  
Polyglaskronen – Statusbericht nach 6 Monaten.  
Clinical Research Associates Newsletter 3, 1 (1996).
14. *CRA:*  
Filled Polymer Crowns – 1 & 2 Year Status Reports.  
Clinical Research Associates Newsletter 22, 10, 1 (1998).
15. *Cvar, J.F., Ryge, G.:*  
Criterion for the clinical evaluation of dental restorative materials. USPHS Publication No  
790 244, San Francisco, United States Printing Office (1971), zitiert nach: Vanherle, G.  
und Smith, D. C. (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials.  
Szulc, Holland, S. 352 (1985)
16. *Dahl, B. L., Carlson, G. E., Ekfeldt, A.:*  
Occlusal wear of teeth and restorative materials. A review of classification, etiology,  
mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures.  
Acta Odont Scand 51, 299 (1993).
17. *De Gee, A. J., Pallav, P.:*  
Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine.  
J Dent 22, Suppl 1, 21 (1994).
18. *De Long, R., Pintado, M. R., Douglas, W. H.:*  
Measurement of change in surface contour by computer graphics.  
Dent Mater 1, 27 (1985)

19. *De Long, R., Peterson, R., Douglas, W. H.:*  
A laser profiling system for measuring wear on posterior restorations.  
J Dent Res 68, 907, Abstract # 328 (1989).
20. *Dylla, A., Aschl, I., Van Kaldenkerken-Kuligk, R., Limbach, S.:*  
Clinical Evaluation of metall-free Artglass® crowns.  
J Dent Res 78, Abstr. # 3408 (1999).
21. *Eick, J.D.:*  
In vivo wear measurement of composite resins. In: Vanherle, G. und Smith, D.C. (Hrsg.):  
Posterior composite resin dental restorative materials.  
Szulc, Holland 1985, S. 351
22. *Eickemeyer, G., Rammelsberg, P., Erdelt, K.:*  
In-vitro Untersuchungen zur Bruchfestigkeit metallfreier Polymer-Kronen für den  
Seitenzahnbereich.  
Deutsch Zahnärztl Z 55, 759 (2000).
23. *Erdrich, A. J.:*  
Produktbeschreibung Artglass®, Fa. Heraeus-Kulzer GmbH, Wehrheim (1995).
24. *Erdrich, A.J.:*  
Artglass – a unique polyglass technology for prostetic and restorative dentistry.  
Laboratory digest – Clinical reference, 36 (1997).
25. *Ernst, C. – P., Pfeiffer, A., Willershausen, B.:*  
Einfluß von Vorbehandlungsmaßnahmen für Komposit- und Polymerglasinlays auf den  
Haftverbund zu Befestigungskomposit-materialien.  
Acta Med Dent Helv 2, 285 (1997)
26. *Eykman, R.:*  
Metallfreie Restaurationen aus Artglass®. Sonderdruck aus:  
Magazin für innovative Zahnheilkunde 1+2 (1997).
27. *Eykman, R., Eck, M.:*  
Die Bearbeitung von modernen Kronen- und Brückenverblendwerkstoffen mit rotierenden  
Instrumenten. Sonderdruck aus: Innovationen für die Zahnheilkunde, Hrsg. Dr. B. – J.  
Heinenberg, Spitta-Verlag, Balingen.

28. *Finger, W., Thiemann, J.:*  
Correlation between in-vitro and in-vivo wear of posterior restorative materials.  
Dent Mater 3, 280 (1987).
29. *Fischer, J., Strub, J. R.:*  
Ästhetik und Prothetik: Eine interdisziplinäre Standortbestimmung.  
Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, London, São Paulo, Tokio, Moskau, Prag  
und Warschau (1995).
30. *Freiberg, R. S., Ferracane, J. L.:*  
Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite.  
Am J Dent 11, 214 (1998).
31. *Gernet, W., Mitteldorf, J.:*  
Untersuchungen über die Realisierbarkeit des supragingival gelegenen Kronenrandes.  
Dtsch Zahnärztl Z 39, 761 (1984).
32. *Gernet, W.:*  
Kronen und Brücken . In: Voß, R., Meiners, H. (Hrsg.): Fortschritte der zahnärztlichen  
Prothetik und Werkstoffkunde, Bd. 3.  
Carl Hanser Verlag, München, Wien (1987).
33. *Grättinger, N.:*  
Ein neues videografisches Verfahren zur vergleichenden metrischen Analyse okklusaler  
Kontakte.  
Zahnmed. Diss., Ludwig-Maximilians-Universität München (1995)
34. *Graf, K., Rammelsberg, P., Mehl, A., Kunzelmann, K.-H.:*  
In-vitro-Untersuchungen zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und  
Metalllegierungen.  
Dtsch Zahnärztl Z 55, 495 (2001).
35. *Haller, B., Bischoff, H.:*  
Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik.  
Quintessenz-Verlag, Berlin (1993).
36. *Heinenberg, B. J.:*  
Vorstellung eines neuartigen metallfreien Keramiksystems.  
Quintessenz Zahntech 16, 809 (1990).

37. *Heinenberg, B. J.:*  
IPS-Empress mit neuer Keramiktechnologie.  
Quintessenz Zahntech 17, 475 (1991).
38. *Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.:*  
Einführung in die Zahnerhaltung.  
Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore (1995).
39. *Hoffmann-Axthelm, W.:*  
Lexikon der Zahnmedizin. 5. Aufl., Quintessenz-Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, London, São Paolo und Tokio (1992).
40. *Hudson, J. D., Goldstein, G. R., Georgescu, M.:*  
Enamel wear caused by different restorative materials.  
J Prosthet Dent 74, 647 (1995).
41. *Ishizaki, H., Fukushima, M., Makino, H., Iwaku, M.:*  
Relationship between occlusal force and enamel wear in caries-free dentition.  
J Dent Res 79, 543, Abstract # 3195 (2000).
42. *Jagger, D. C., Harrison, A.:*  
An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel.  
J Oral Rehabil 22, 275 (1995).
43. *Kantzow, H.:*  
Werkstoffgerechter Werkzeugeinsatz bei Ceromeren und Polygläsern.  
Dent Lab XLV, 915 (1997).
44. *Käyser, A. F., Plasmans, P. J., Snoek, P. A.:*  
Kronen- und Brückenprothetik. Behandlungsplanung, Indikation und Ausführung.  
Deutscher Ärzte Verlag, Köln (1985).
45. *Kappert, H. F.:*  
Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub, J. R., Türp, J. C., Witkowski, S., Hürzeler, M. B., Kern, M.: Curriculum Prothetik, Bd. 2. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, London, São Paolo, Tokio, Moskau, Prag und Warschau (1994).

46. *Koch, M. J., Garcia-Godoy, F.:*  
The clinical performance of laboratory-fabricated crowns placed on first permanent molars with developmental defects.  
J Am Dent Assoc 131, 1285 (2000).
47. *Kohler, W.:*  
Anwendungstechnische Aspekte eines innovativen Werkstoffsystems.  
Dent Lab XLIV, 1269 (1996).
48. *Krejci, I., Heinzmann, J.-L., Lutz, F.:*  
Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1285 (1990).
49. *Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.:*  
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator.  
Schweiz Monatschr Zahnmed 100, 953 (1990).
50. *Krejci, I., Lutz, F.:*  
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445 (1990).
51. *Krejci, I., Glauser, R., Sägesser, D., Lutz, F.:*  
Marginale Adaptation und Verschleißfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 973 (1993).
52. *Krejci, I., Reich, T., Bucher, W., Lutz, F.:*  
Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 160 (1994).
53. *Kreulen, C. M., van Amerongen, W. E.:*  
Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region: a review.  
J Dent Child 58, 109 (1991).



54. *Krumbholz, K.:*  
Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken.  
Zahnärztl Welt 101, 193 (1992).
55. *Kunzelmann, K.-H.:*  
Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro.  
Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München (1996)
56. *Kunzelmann, K.-H., Perry, R., Mehl, A, Hickel, R.:*  
Sind subjektive Bewertungsskalen zur Verschleißquantifizierung noch zeitgemäß?  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 575 (1999).
57. *Lambrechts, P., Vanherle, G.:*  
Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new  
three-dimensional measuring technique.  
J Dent 12, 252 (1984).
58. *Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M., Vanherle, G.:*  
Quantitative in-vivo wear of human enamel.  
J Dent Res 68, 1752 (1989).
59. *Lang, B. R., Bloem, T. J., Powers, J. M., Wang, R.-F.:*  
The in vivo wear resistance of 12 composite resins.  
J Prosthodont 1, 2 (1992).
60. *Langer, J.:*  
IPS-Empress – ein neuer Weg?  
Quintessenz Zahntech 18, 313 (1992).
61. *Mc Lean, J. W., Hughes, T. H.:*  
The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides.  
Br Dent J 119, 251 (1965).
62. *Mc Lean, J. W.:*  
Ceramics in clinical dentistry.  
Br Dent J 164, 178 (1988).

63. *Mc Lean, J. W.:*  
Dentalkeramik – Wissenschaft und Kunst.  
Phillip Journal 9, 521 (1992).
64. *Leinfelder, K.F., Taylor, T.F., Barkmeier, W.W., Goldberg, A.J.:*  
Quantitative wear measurements of posterior composite resins.  
Dent Mater 2, 198 (1986).
65. *Lenz, E.:*  
Die Composite-Krone. Dental-Magazin 4, 6 (1993).
66. *Lutz, F.:*  
Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkompositen. KAR PAR PZM, Zürich 1980.
67. *Lutz, F., Phillips, R. W., Roulet, J. F., Setcos, J. C.:*  
In-vivo and in-vitro wear of posterior composites.  
J Dent Res 63, 914 (1984).
68. *Mair, L. H., Stolarski, T. A., Vowles, R. W., Lloyd, C. H.:*  
Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop.  
J Dent 24, 141 (1996).
69. *Marquis, P. M., Hu, X., Shortall, A. C.:*  
Two-body-wear of dental composites under different loads.  
Int J Prosthodont 13, 473 (2000).
70. *Marx, R.:*  
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229 (1993).
71. *Marxkors, R., Meiners, H.:*  
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 3. Aufl.  
Carl Hanser Verlag, München, Wien (1988).
72. *Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., Petschelt, A., Hickel, R.:*  
Highly accurate 3D-data acquisition with a light sectioning laser sensor.  
J Dent Res 72, 1926 (1993).

73. *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.:*  
Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung.  
Deutsch Zahnärztl Z 51, 23 (1996).
74. *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.:*  
A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear.  
J Dent Res 76, 1799 (1997).
75. *Middelmann, H.:*  
Die metallfreie Vollkronentechnik.  
Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 12, 60 (1997).
76. *Moffa, J.P., Lugassy, A.A.:*  
Calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale.  
J Dent Res 65, 302, Abstract # 1197 (1986).
77. *Pelka, M., Krämer, N., Kunzelmann, K.-H.:*  
Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 488 (1993).
78. *Pelka, M., Dettenhofer, G., Reinelt, C., Krämer, N., Petschelt, A.:*  
Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme .  
Dtsch Zahnärztl Z 49, 921 (1994).
79. *Pelka, M., Krämer, N., Kunzelmann, K.-H.:*  
Messfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie.  
Dtsch Zahnärztl Z 49, 725 (1995).
80. *Pelka, M., Frankenberger, R., Sindlinger, R., Petschelt, A.:*  
Verschleißsimulation natürlicher Zahnhartsubstanzen im abrasiven Kontakt.  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 61 (1998).
81. *Pelka, M., Frankenberger, R., Petschelt, A.:*  
Verschleißsimulation von Materialien für die Rekonstruktion okklusaler Kontakte.  
ZWR 107, 666 (1998).

- 
82. *Perry, R., Kugel, G., Kunzelmann, K.-H., Flessa, H.-P., Estafan, D.:*  
Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. Three-dimensional laser digitizer.  
J Am Dent Assoc 131, 1472, 2000.
83. *Peters, M. C., De Long, R., Pintado, M. R., Pallesen, U., Qvist, V., Douglas, W. H.:*  
Comparison of two measurement techniques for clinical wear.  
J Dent 27, 479 (1999).
84. *Pintado, M. R., Anderson, G. C., De Long, R., Douglas, W. H.:*  
Variation in tooth wear in young adults over a two year period.  
J Prosthet Dent 77, 313 (1997).
85. *Price, R. B., Gerrow, J. D., Sutow, E. J., Mac Sween, R.:*  
The dimensional accuracy of 12 impression material and die stone combinations.  
Int J Prosthodont 4, 169 (1991).
86. *Quaranta, M., Prosper, L.; Pizzamiglio, E.:*  
Jacketkronen aus lighthärtendem Komposit-Material. In: Handbuch des klinischen Prüfers nach E 540 zur klinischen Prüfung der Artglass®-Vollkrone ohne Metallgerüst.  
Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim (1996).
87. *Ratledge, D. K., Smith, B. K., Wilson, R. F.:*  
The effect of restorative materials on the wear of human enamel.  
J Prosthet Dent 72, 194 (1994).
88. *Reich, S., Sindel, J., Morneburg, Th.:*  
In-vitro-Verschleißverhalten von Verblendkunststoffen bei der Nahrungszerkleinerung.  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 448 (1998).
89. *Roberts, M. J., Söderholm, K.-J.:*  
Comparison of three techniques for measuring wear of dental restorations.  
Acta Odontol Scand 47, 368 (1989).
90. *Roulet, J. F., Reich, T., Lutz, F.:*  
High precision occlusal mapping – a new method for measuring wear of posterior composites.  
J Dent Res 62, 220, Abstract # 457 (1983).

91. *Roulet, J. F.:*  
Discussion paper: In vivo wear measurement of composite resin.  
In: Vanherle, G. und Smith, D. C. (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials. Szulc, Holland 1985, S. 365.
92. *Ryge, G., Snyder, M.:*  
Evaluating the clinical quality of restorations.  
J Am Dent Assoc 87, 369 (1973).
93. *Ryge, G.:*  
Clinical criteria.  
Int Dent J 30, 347 (1980).
94. *Satou, N., Khan, A. M., Satou, K., Satou, J., Shintani, H., Wakasa, K., Yamaki, M.:*  
In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins.  
J Oral Rehabil 19, 31 (1992).
95. *Söderholm, K.J., Roberts, M.J., Antonson, D.E., Anusavice, K.J., Mauderli, A.P., Sarret, D.C., Warren, J.W.:*  
Visual and profilometric wear measurements.  
Acta Odontol Scand 50, 121 (1992).
96. *Soom, U.:*  
Glaskeramik  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 97, 1409 (1987).
97. *Sörensen, J. A., Dyer, S. R., Condon, J. R., Ferracane, J. L.:*  
In vitro wear measurements of fixed prosthodontic composite systems materials.  
J Dent Res 77, Abstr. # 432 (1998).
98. *Strub, J. R.:*  
Vollkeramische Systeme.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 566 (1992).
99. *Suzuki, S., Suzuki, S. H., Kramer, C.:*  
Enamel wear against resin composite and ceramic C&B materials.  
J Dent Res 77, Abstr. # 2454 (1998).

100. *Tanoue, N., Matsamura, H., Atsuta, M.:*  
Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion.  
J Prosthet Dent 84, 93 (2000).
101. *Taylor, D. F., Bayne, S. C., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D.:*  
Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations.  
Dent Mater 5, 157 (1989).
102. *Taylor, D. F., Bayne, S. C., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D.:*  
Correlation of M-L, Leinfelder, and USPHS clinical evaluation techniques for wear.  
Dent Mater 6, 151 (1990).
103. *Theis, K.W.:*  
Glaskeramik – ein neues Restaurationsmaterial.  
Phillip J 4, 38 (1987).
104. *Vrijhoef, M., Hendrick, F., Letzel, H.:*  
Loss of substance of dental composite restorations.  
Dent Mater 1, 101 (1985).
105. *Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.:*  
Three-year follow-up of five posterior composites: in-vivo wear.  
J Dent 21, 74 (1993).
106. *Winkler, M. M., Lautenschlager, E. P., Boghosian, A., Greener, E. H.:*  
Visual versus mechanical wear measurement of dental composite resin.  
J Oral Reahabil 23, 494 (1996).
107. *Wohlwend, A., Schärer, P.:*  
Die Empress-Technik – ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten.  
Quintessenz Zahntech 16, 966 (1990).

## 9 Anhang

### Lebenslauf

#### Persönliche Daten

Name	Dr. med. dent. Kilian Johann Gschoßmann
Geburtsdatum	16.5.1968
Geburtsort	Bamberg (Bundesrepublik Deutschland)
Eltern	Dr. med. dent. Hans Gschoßmann, Zahnarzt Birgit Gschoßmann, geb. Wöger, Krankengymnastin

#### Schulbildung

1974 - 1978	Kaulbergschule Bamberg
1978 - 1987	Kaiser-Heinrich-Gymnasium Bamberg, humanistischer Zweig
07/1987	Allgemeine Hochschulreife

#### Studium

11/87-02/93	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München
03/1993	Zahnärztliche Approbation
06/1996	Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
05/95-11/00	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
11/2000	Erlaubnis für die Tätigkeit als Arzt im Praktikum

#### Berufstätigkeit

06/93 - 12/97	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München (Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet)
01/98 – 11/00	Teilzeittätigkeit in der zahnärztlichen Gemeinschaftspraxis Dres. Hajtó & Cacaci, München
seit 12/00	Tätigkeit als Arzt im Praktikum in der Gemeinschaftspraxis Dres. med. Dres. med. dent. v. Arnim, Czwick, Fleiner und Scheibe, Ärzte für Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie, plastische Operationen, Augsburg

## **Danksagung**

Besonderen Dank schulde ich Herrn Prof. Dr. Peter Rammelsberg, der mir nicht nur das Thema dieser Dissertation überlassen hat, sondern auch durch seine ergebnisorientierten Vorschläge auftretende Probleme stets einer schnellen und praktikablen Lösung zugeführt hat. Herr Prof. Rammelsberg war mir jederzeit ein echter Ansprech-Partner, seine wissenschaftliche Kompetenz und seine vorbildhafte Betreuung dieser Arbeit verdienen höchste Anerkennung.

Neben Herrn Prof. Rammelsberg haben auch Frau Dr. Iris Fräsch, Frau Dr. Renate van Kaldenkerken, Frau Dr. Grit Eickemeyer, Herr Dr. Armin Dylla und Herr Dr. Stefan Limbach die in dieser Arbeit nachuntersuchten Kronen inseriert und das Recall der Patienten durchgeführt. Ohne diese zeitaufwändigen Vorarbeiten wäre das Entstehen dieser Arbeit nicht möglich gewesen, ich bin meinen ehemaligen Kollegen daher zu großem Dank verpflichtet.

Herr PD Dr. Albert Mehl war stets kompetenter und hilfsbereiter Ansprechpartner in allen Fragen zu Hard- und Software von Laserscan 3D und Match 3D. Ebenso hat Herr Wolfram Gloger zur Lösung von Softwareproblemen beigetragen, ich bin beiden dafür ebenfalls zu großem Dank verpflichtet.

Frau Dr. Kathrin Graf hat an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik meine zahlreichen Arbeitsaufträge stets perfekt und prompt erledigt. Dafür möchte ich meinen herzlichen Dank aussprechen.

Herrn Prof. Dr. R. Hickel und Herrn Prof. Dr. Dr.h.c. W. Gernet danke ich für die Arbeitsmöglichkeit an ihren Kliniken.