

**Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**  
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)  
**Sektion Zahnärztliche Propädeutik**  
(Leiter: Prof. Dr. med. dent. habil. Karl-Ernst Dette)

## **Experimentelle Untersuchungen zum Verschleißverhalten gegossener Klammern**

**Dissertation**  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt  
der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Fabian Hornung  
geboren am 23.06.1973 in Herford

Gutachter: Prof. Dr. med. dent. habil. K.-E. Dette  
Prof. Dr. med. habil. E. Peschke  
PD Dr. med. habil. D. Wohlrab

**urn:nbn:de:gbv:3-000013464**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000013464>]

## Referat

Die Qualität von herausnehmbaren Teilprothesen mit Klammern als einfache Verbindungselemente wird wesentlich durch die Beständigkeit des Systems Krone - Klammer bestimmt. Ein Nachlassen der Haltekraft (Retention) kann vielfältige Ursachen haben. Neben Abrasionserscheinungen an den Zähnen oder Kronenoberflächen und Deformationen der Klammern kommen Abnutzungserscheinungen an den Klammern in Betracht. Ziel der experimentellen Untersuchungen war es, das Abrasionsverhalten von gegossenen Klammern durch verschiedene Kronenoberflächen zu ermitteln und zu beschreiben. Außerdem sollte für diese Fragestellung die Darstellungsfähigkeit des Raster-Elektronenmikroskops (ESEM XL 30, Firma Philips, Eindhoven) mit dem Lichtmikroskop (DMRXE, Firma Leica, Bensheim) verglichen werden. Es wurde die Wirkung von natürlichen Zähnen, keramischen Verblendkronen und Vollgusskronen auf die Innenfläche von gegossenen Halteelementen untersucht. Die untersuchten Zähne und Kronen wiesen eine Unterschnitttiefe von 0,5 mm auf. Während die Vollgusskronen aus einer hochgoldhaltigen Legierung bestanden, wurden die keramischen Verblendkronen aus einer Modellguss-Basislegierung gegossen und mit einer Aufbrennkeramik verblendet. Die Klammern bestanden aus einer üblichen Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung. Eine Gängelmaschine simulierte mit insgesamt 5000 Zyklen in einem Bad aus künstlichem Speichel die Ein- und Ausgliederungsbewegungen der gegossenen Halteelemente auf den Prüfkronen.

Die Veränderung der Retentionskraft wurde mit Hilfe eines Federkraftmessers ermittelt. Die Untersuchungen erbrachten folgende Ergebnisse:

Obwohl im Versuchsverlauf die Klammerretention nachließ, waren nur minimale Abrasionsspuren an den Klammerspitzen festzustellen, sodass bei der Funktion von Klammerprothesen besonderes Augenmerk den Oberflächen der Klammerzähne, einer möglichen bleibenden Deformation der Klammer, jedoch nicht der Klammeroberfläche gelten muss. Weder die natürlichen Zähne noch die Gold- und Keramikronen konnten eine signifikante Schwächung des Klammermaterials hervorrufen. Als Nebenbefund ist aufgefallen, dass elektronenmikroskopische Bilder keinesfalls immer eine höhere Aussagekraft von Oberflächenveränderungen haben als konventionelle lichtmikroskopische Aufnahmen.

Hornung, Fabian: Experimentelle Untersuchungen zum Verschleißverhalten gegossener Klammern

Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 61 Seiten, 2007

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b> .....	<b>3</b>
2.1	Funktionsprinzipien von Verbindungselementen.....	3
2.2	Das Verschleißverhalten des Systems Krone - Klammer.....	6
2.2.1	Zahnschmelz.....	8
2.2.2	Goldlegierungen als Kronenmaterial.....	9
2.2.3	Keramik als Kronenmaterial.....	10
2.2.4	Nichtedelmetalle als Klammermaterial.....	11
2.3	Simulationsverfahren.....	12
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>16</b>
3.1	Herstellung der Prüfkronen.....	16
3.2	Herstellung der gegossenen Klammern.....	18
3.3	Die Versuchsvorrichtung.....	19
3.4	Der künstliche Speichel.....	21
3.5	Durchführung und Auswertung.....	22
3.5.1	Die Verschleißprüfung.....	22
3.5.2	Messung der Retentionskräfte.....	23
3.5.3	Statistische Auswertung der Retentionskräfte.....	23
3.5.4	Untersuchungen mit dem Rasterelektronenmikroskop.....	24
3.5.5	Untersuchungen mit dem Lichtmikroskop.....	25
<b>4</b>	<b>Untersuchungsergebnisse</b> .....	<b>26</b>
4.1	Veränderung der Retentionskraft.....	26
4.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen.....	30
4.2.1	Klammern auf natürlichen Zähnen.....	31
4.2.2	Klammern auf Kronen aus einer Goldlegierung.....	34
4.2.3	Klammern auf Kronen mit einer Verblendkeramik.....	37
4.3	Lichtmikroskopische Untersuchungen.....	40
4.3.1	Klammern auf natürlichen Zähnen.....	40
4.3.2	Klammern auf Kronen aus einer Goldlegierung.....	43
4.3.3	Klammern auf Kronen mit einer Verblendkeramik.....	46
<b>5</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>50</b>
5.1	Diskussion der Methodik.....	50
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	51
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerungen</b> .....	<b>54</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>55</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>1</b>
<b>9</b>	<b>Thesen</b> .....	<b>4</b>

## Abkürzungsverzeichnis

E-Modul	Elastizitätsmodul
ESEM	environmental scanning electron microscope
Gew.%	Gewichts-Prozent
HV	Vickers-Härte
KHN	Knoop-hardness numbers
N	Newton
REM	Rasterelektronenmikroskop
SEM	scanning electron microscope

# 1 Einleitung

Die Modellgussprothese ist ein Behandlungsmittel, das häufig zur Versorgung von Lückengebissen eingesetzt wird. Sie besitzt im Vergleich zu Plattenprothesen günstige Eigenschaften bezüglich Gracilität, Bruchfestigkeit, kompakter Gestaltung mit Umfassung einzelner Zahngruppen, parodontaler Lagerung an wählbaren Punkten des Okklusionsfeldes und eine vorbestimmbare Retention der Klammerarme nach Anwendung der Vermessungstechnik. Als parodontal abgestützt konstruierte Teilprothese werden deren Halte-, Stütz-, Verbindungs- und Basiselemente in einem Stück gegossen.

Bei der Wahl des Zahnersatzes spielen neben der klinischen Indikation und dem Behandlungsaufwand die Herstellungs- und Materialkosten eine wesentliche Rolle. Aus diesem Grund kommt die Modellgussprothese häufig zum Einsatz. So haben z. B. Dietze et al. (2003) beschrieben, dass in den Altersgruppen zwischen 35 und 44 Jahren 20 % sowie zwischen 65 und 74 Jahren 65 % mit dieser Art des Zahnersatzes in einem oder beiden Kiefern versorgt sind.

Marxkors (1998) hat für die klammerverankerten Modellgussprothesen folgende Vor- und Nachteile herausgearbeitet:

Vorteile:

- kein bzw. nur geringfügiges Beschleifen natürlicher Zähne
- nach Herausnahme des Ersatzes gute Reinigungsmöglichkeit des Restgebisses
- relativ geringe Kosten

Nachteile:

- sichtbare Klammern können ästhetisch störend wirken
- in Abhängigkeit vom Befund ist der orale Komfort geringer als bei Alternativlösungen
- in Verbindung mit Freiendsätteln entsteht nur eine bedingt starre Verbindung mit dem Restgebiss
- die Behandlung von Lückengebissen mit klammerverankerten Modellgussprothesen kann mögliche Nebenwirkungen, wie z. B. Kariesprogression und fortschreitende parodontale Destruktion, mit sich bringen (Dietze et al. 2003)

In Versuchen von Saito et al. (2002) wurde die Überlebensrate von Zähnen untersucht, die als Verankerungspfeiler für Teilprothesen dienen. Dabei stellte sich heraus, dass der Funktionsverlust der Prothesen häufiger auf den Verlust der Pfeilerzähne als auf Defekte der Prothese (Klammerbruch, Bruch der Basis, Verlust von Prothesenzähnen) zurückzuführen war. Vermeulen et al. (1996) kamen bei einer Untersuchung zur 10-Jahres-Überlebensrate von Prothesen zu vergleichbaren Ergebnissen.

Vanzeveren et al. (2003) analysierten in einem zweigeteilten Versuch sowohl die Überlebensrate der Klammerzähne als auch die Überlebensrate der Klammern. Auch

sie beschrieben, dass es eher zu einem Verlust der Klammerzähne als zu einem Defekt der Klammern kam, wobei die Haltbarkeit der Prothesen von den Patienten als sehr zufriedenstellend empfunden wurde.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, eine Teilprothese mit einem lückenhaften Restgebiss zu verbinden. Neben den verschiedenen Formen spezieller Verbindungselemente kommt als Standardlösung die Kombination natürlicher Zahn mit Klammer bzw. Krone mit Klammer in Betracht. Bei diesen Kombinationen ist eine nachlassende Retentionskraft auf Deformationen der Klammern, Abnutzungen an Zähnen oder Kronen sowie Abnutzungen an Klammern zurückzuführen.

Bisher wurden bei Untersuchungen von gegossenen Halteelementen lediglich Veränderungen der Retentionswerte sowie die Oberflächenveränderung an Kronen und natürlichen Zähne analysiert. In einer vorausgegangenen experimentellen Untersuchung von Knösel (2001) wurde die Wirkung von gegossenen Klammern auf Kronen aus verschiedenen Materialien betrachtet, wobei offen blieb, ob die Verringerung der Retentionskraft auch aus einer Oberflächenveränderung der Klammerinnenflächen entstanden sein könnte. Dabei zeigte sich an keramischen Oberflächen eine deutliche Aufrauung im Bereich der Klammerrauflagefläche. An der Oberfläche von Edelmetallen bewirkten die Klammern ebenfalls charakteristische Veränderungen.

In der vorliegenden Arbeit wird das Verschleißverhalten der Klammerinnenfläche durch Belastung mit natürlichen Zähnen, Vollgusskronen und keramischen Verblendkronen näher untersucht. Folgende Fragen sollen dabei beantwortet werden:

Wie sieht die Oberflächenveränderung an der Innenseite von gegossenen Halteelementen aus? Gibt es eine Abrasion an der Innenfläche einer gegossenen Klammer bei verschiedenen Kronenoberflächen?

Bei Patienten mit einem Lückengebiss aus natürlichen, nicht überkronen Zähnen liegt das Klammerende dem Zahnschmelz auf. Bei Zähnen, die zu überkronen sind, gibt es die Alternativen zwischen einer Vollgusskrone, einer Krone mit Verblendung aus keramischem Material oder Kunststoff und einer Vollkeramikkrone. Frühere Untersuchungen haben gezeigt, dass Kunststoffe einer Klammerbelastung nicht gewachsen sind und daher hier nicht in Betracht kommen (Knösel 2001). So wurden natürliche Zähne, keramisch verblendete Kronen und Vollgusskronen für die Belastung durch Modellgussklammern ausgewählt.

Die drei verschiedenen Oberflächen, an denen die Modellgussklammern ansetzen, sollen in einer Gängelmaschine in einem In-vitro-Experiment belastet werden. Dabei wird untersucht, ob die verschiedenen Oberflächen generell eine abrasive Wirkung auf die Klammern haben und inwieweit ein Retentionsverlust darauf zurückgeführt werden kann.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Funktionsprinzipien von Verbindungselementen

Die Modellgussprothese besteht nach Körber (1995) aus den folgenden Bestandteilen:

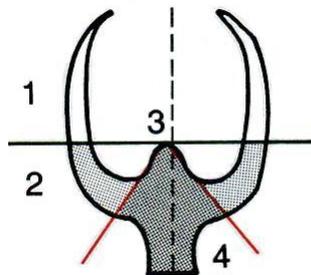
- Große und kleine Verbinder: Sie verbinden die einzelnen Elemente miteinander
- Basiselemente: Sie übertragen den Kaudruck auf die Gingiva
- Halteelemente: Sie sichern die Prothese gegen den Abzug
- Stützelemente: Sie übertragen den Kaudruck auf das Parodontium

Die Gussklammern sind in der Regel kombinierte Halte- und Stützelemente, wobei die Klammerunterarme die eigentliche Retentionsfunktion haben. Sie liegen unterhalb des prothetischen Äquators und geben der Prothese Halt gegen Abzugskräfte. Die Klammeroberarme, Gegenarme oder so genannten Umläufe haben Führungsfunktionen und dienen der Stabilisierung bei Ein- und Ausgliederungsbewegungen. Schließlich übertragen die Auflagen als Stützelemente okklusal einwirkende Kräfte auf die von den Klammern erfassten Parodontien.

Die Klammern (Halte- und Stützelemente) werden nach Jüde et al. (1989) funktionell wiederum untergliedert in:

- Klammeroberarm: Passivität
- Klammerunterarm: Retentionskraft der Klammer/körperliche Fassung
- Klammerschulter: Körperliche Fassung/reziproke Wirkung
- Klammerauflage: Parodontale Abstützung
- Klammerschwanz: Nur bei gebogenen Klammern: Retention in der Prothesenbasis

Die Aufgabe der Schubverteilung wird von der gesamten Klammer übernommen (Abb. 1).



**Abb. 1:** Schematische Darstellung der einzelnen Klammerabschnitte.

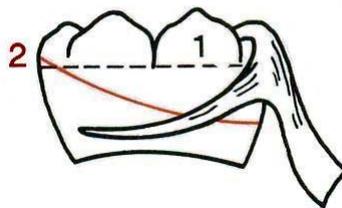
- 1 Federarm (Klammerunterarm), 2 Umfassung (Klammeroberarm),
- 3 Auflage, 4 Klammeranker (Körber 1995).

An die federnden Anteile der Verbindungselemente werden verschiedene Aufgaben gestellt: Dauerbiegefestigkeit, mechanische Widerstandsfähigkeit und Abrasions-

festigkeit. Darüber hinaus sollen sie unter den Bedingungen der Mundhöhle korrosionsstabil sein (Eichner und Kappert 1985).

Körper (2004) stellte in einer Untersuchung fest, dass die Modellgussprothese eine zuverlässige Versorgungsform bei ausreichenden Pfeilern und guter Parodontalresistenz darstellt. Er kam zu dem Ergebnis, dass kurzzeitig und mehrfach täglich angewandte Abzugskräfte bis zu 10 N keine Gewebeschädigungen hervorrufen. Untersuchungen von Eichner und Kappert (1985) ergaben dagegen bei Modellgussklammern mittlere Retentionskräfte von 17 bis 30 N. Bei Teilprothesen mit vielen Klammern werden häufig Bewegungen der Klammeranker über den physiologischen Bereich hinaus erzwungen.

Die Retentionskraft einer Klammer entsteht durch die Fähigkeit, sich elastisch deformieren und wieder zurückstellen zu können. Dieser elastische Bereich ergibt sich aus Länge, Querschnitt, Profil und Legierung der Klammerarme, wenn die Klammerarme über den prothetischen Äquator gleiten (Abb. 2).



**Abb. 2:** Der anatomische Äquator ist der größte Umfang der Zahnkrone (1). Der prothetische Äquator oder die funktionelle Klammerlinie (2) ist der größte Umfang in Bezug auf die gemeinsame Einschubrichtung (Körper 1995).

Die Klammerkraft verhält sich entsprechend dem Hookschen Gesetz, das bedeutet, dass die Rückstellkraft im elastischen Bereich proportional der einwirkenden Kraft ist. Eine Klammer mit kurzem Arm besitzt bei demselben Unterschnitt eine höhere Retentionskraft als eine Klammer mit langem Arm. Direkt proportional verhalten sich Retentionskraft und Klammerquerschnitt. Je größer der Querschnitt einer Klammer, desto größer die Retentionskraft. Die Retentionskraft wird weiterhin größer bei zunehmendem Unterschnitt und hohem Elastizitätsmodul (E-Modul) der Legierung (Eichner und Kappert 1985).

Metalle, die als Zahnersatz eingegliedert werden, unterliegen folgenden Beschränkungen: Sie dürfen keine toxischen sowie allergenen Eigenschaften aufweisen, es darf keine Korrosion und keine elektrolytische Wechselwirkung unter Einfluss von Speichel vorkommen. Diese Eigenschaften werden unter dem Begriff Biokompatibilität zusammengefasst, die möglichst hoch sein muss. Außerdem sollte der Werkstoff eine hohe Festigkeit und einen geringen Verschleiß aufweisen, um seine

Funktion langfristig aufrecht zu erhalten. Diese Voraussetzungen erfüllen Goldlegierungen und Legierungen mit Metallen der Platingruppe sowie einige Legierungen mit unedleren Bestandteilen. Letztere sind aber häufig verarbeitungsanfälliger (Marxkors und Meiners 2001). Für gegossene Teilprothesen werden seit Jahrzehnten praktisch nur Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen eingesetzt.

Die Hauptbestandteile dieser Legierungen sind essentielle Elemente. Bei essentiellen Elementen ist die Biokompatibilität prinzipiell höher einzustufen als bei Elementen, die keine Funktion im menschlichen Körper haben. Der Organismus verfügt für essentielle Elemente über verschiedene Abbau- und Verwertungswege. Es scheint zu keinen Wechselwirkungen zu kommen, wenn gewisse Schwellenwerte unterschritten werden. Diese Schwellenwerte sind sehr individuell und können in Einzelfällen sehr niedrig sein, da es nachgewiesene Allergien gegen Kobalt, Chrom und Molybdän gibt. In der Literatur gibt es jedoch keinen Hinweis, dass Kobalt-Chrom-Legierungen eine Allergie verursacht haben (Strietzel und Viohl 1992).

In neueren Untersuchungen wurden Kobalt-Chrom-Molybdän-Klammern mit Titan-Klammern verglichen. Es stellten sich dabei charakteristische Unterschiede heraus: Die Flexibilität der Titan-Klammern ist höher als bei den Kobalt-Chrom-Molybdän-Klammern, vor allem bei tieferen Unterschnitten oder bei kürzeren Klammerarmen, wobei aber die Flexibilität der Kobalt-Chrom-Molybdän-Klammern als ausreichend gilt (Essop et al. 2000).

Auch die Retentionskraft von Titan-Klammern wurde mit der von Kobalt-Chrom-Molybdän-Klammern verglichen mit dem Ergebnis, dass bei tieferen Unterschnitten eine ausreichend retentive Wirkung bei beiden Klammerarten gegeben ist. Titan wies dabei eine höhere Porosität auf, die aber nicht mit einer erhöhten Frakturhäufigkeit verbunden war (Bridgeman et al. 1997, Rodrigues et al. 2002).

Andere Autoren kamen zu gegenteiligen Ergebnissen. Bei einer vergleichenden Studie von fünf Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen, einer Titan-Legierung, Reintitan und einer Gold-Legierung, aus denen Klammern gegossen wurden, zeigte sich, dass die Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen die längste Überlebensdauer aufwiesen (Vallittu und Kokkonen 1995).

## 2.2 Das Verschleißverhalten des Systems Krone - Klammer

Hickel (1989) differenzierte bei der Abnutzung bzw. dem Verschleiß der Zähne zwischen Attrition und Abrasion. Während sich die Ursachen für eine Attrition aus physiologischen Faktoren (Sprechen/Schlucken) und unphysiologischen Faktoren (Parafunktionen) ergeben, wird die Abrasion durch Demastikation (Nahrung) und exogene Faktoren (z. B. Staubexposition) verursacht. Die Attrition ist also der Abrieb durch den direkten Zahnkontakt und die Abrasion der Abrieb durch Partikel.

Im Kauapparat liegt eine Kombination aus Attrition und Abrasion vor. Des Weiteren gibt es die Erosion, die durch Säureeinwirkung ohne Kavitätenbildung entsteht (z. B. durch Fruchtsäfte). Die Stauchungsfraktur ist schließlich eine zervikale Fraktur, die durch zyklische Überlastungen (Kauen, Parafunktionen etc.) hervorgerufen werden kann (keilförmige Defekte).

Zum Gahr (1987) teilte die Abrasion in vier Grundmechanismen ein: Das Mikropflügen, das Mikrospanen, das Mikroermüden und das Mikrobrechen. Alle vier Grundmechanismen bewirken einen Substanzverlust.

Die Tribologie ist die Wissenschaft von Reibung, Verschleiß und Schmierung gegeneinander bewegter Körper. Der Begriff wurde 1966 von dem British Department of Education and Science eingeführt und wird in der DIN 50320 beschrieben. In ihrer Aufgabenstellung ist die Tribologie ein interdisziplinäres Fachgebiet zur Optimierung mechanischer Technologien durch die Verminderung reibungs- und verschleißbedingter Energie- und Stoffverluste (Czichos und Habig 1992). Die Lehre ermöglicht das Erkennen und Ausarbeiten komplexer Faktoren, die sich wie folgt zusammensetzen: Grundkörper und Gegenkörper, die gegeneinander belastet werden, sowie Zwischenstoff und Umgebungsmedium. Wenn nur Grund- und Gegenkörper gegeneinander belastet werden, spricht man von einem Zwei-Körper-Versuch. Wenn dagegen im Zwischenstoff z. B. abrasive Körper enthalten sind, handelt es sich um einen Drei-Körper-Versuch.

Friedrich (1986) teilte die tribologischen Wechselwirkungen in vier Untergruppen ein: Die mechanischen Wechselwirkungen, die sich wiederum in Oberflächenzerrüttung und Abrasion aufteilen lassen, und die Wechselwirkungen zwischen Werkstoffen, die sich dagegen in die tribochemische Reaktion und die Adhäsion gliedern. Jede dieser Untergruppen kann bei dem Verschleiß isoliert oder mit anderen Untergruppen kombiniert vorkommen. Kunzelmann (1998) stellte fest, dass in der Zahnmedizin nur die Oberflächenzerrüttung und die Abrasion eine Rolle spielen.

Coca und Kirman (2001) kamen bei Nachuntersuchungen zu folgenden Ergebnissen: Bei dem System Krone - Klammer weisen die Klammern an den unteren Modellgussprothesen ein höheres Verschleißverhalten auf als die Klammern an den

oberen Modellgussprothesen. So mussten die Klammern an den unteren Modellgussprothesen wesentlich häufiger aktiviert werden und hatten auch häufiger Klammerbrüche als die Klammern an den oberen Modellgussprothesen, was auf die höhere Festigkeit der Oberkiefermodellgussprothese durch den Gaumenverbinder zurückzuführen ist. Detaillierte Untersuchungen zum Verschleißverhalten des Systems Krone - Klammer gibt es bislang nicht.

## 2.2.1 Zahnschmelz

Zahnschmelz ist die härteste Substanz des menschlichen Körpers. Seine Härte liegt im Durchschnitt zwischen 250 KHN (Knoop-hardness numbers) an der Schmelz-Dentin-Grenze und 390 KHN an der Schmelzoberfläche (Schumacher et al. 1990, Hellwig et al. 1995). Johansson et al. (1998) und Maupomé et al. (1998) untersuchten Zahnschmelz der zweiten Dentition und fanden für diese Zähne Härtegrade nach Vickers von 330 bis 388.

Der Schmelz ist die äußere Schutzschicht und wird am stärksten beansprucht, beispielsweise von den tragenden und haltenden Elementen einer Teilprothese. Die Bildung des Zahnschmelzes geschieht durch Zellen, den Ameloblasten. Diese scheiden eine Schmelzmatrix aus, die mineralisiert und ausreift. Die während der Mineralisation stattfindende Kristallisation von Kalzium-Phosphat-Verbindungen und das anschließende Wachstum der Kristallite werden als präeruptive Schmelzreifung bezeichnet. Dabei verbleiben Mikroporositäten zwischen den Kristalliten und Ionendefekte in ihren Gitterstrukturen (Hellwig et al. 1995).

Die zum Teil seit mehr als 100 Jahren bekannten lichtmikroskopischen Schmelzstrukturen sind Strukturen des mineralisierten und partiell entkalkten Zahnschmelzes. Nach den klassischen Vorstellungen besteht dieser aus Schmelzprismen, Prismenscheiden und interprismatischer Substanz. Aufgrund elektronenmikroskopischer Untersuchungen wird heute die Existenz der interprismatischen Substanz angezweifelt (Schumacher et al. 1990). Die Querstreifung der Schmelzprismen und die prismenlose Schmelzschicht (äußere Schicht der Milchzähne und bei ca. 70 % der bleibenden Zähne), die besonders deutlich im Lichtmikroskop nach Anätzung zu erkennen sind, sind für die adhäsive Befestigung von Zahnrestorationen von Bedeutung (Gwinnett 1973).

Die Zusammensetzung des Schmelzes wird durch Ernährung, Alter und zahlreiche andere Faktoren beeinflusst. Der Hauptbestandteil des Zahnschmelzes ist anorganisch, wie z. B. Kalzium, Phosphor, Magnesium und Natrium. Insgesamt wurden über 40 Spurenelemente im Zahnschmelz nachgewiesen. Die Angaben über die Menge der anorganischen Verbindungen schwanken je nach Analysenmethode und analysierter Probe zwischen 93 und 98 Gew.%. Die zweitgrößte Fraktion ist Wasser (1,5 bis 4 Gew.%). Die restliche Substanz setzt sich aus organischen Verbindungen wie Proteinen und Lipiden zusammen. Schmelz kann auch bei Feuchtigkeitzufuhr Wasser aufnehmen. Diese Eigenschaft macht man sich bei der Erklärung der Kariesentstehung bzw. -prävention zunutze. Zahnschmelz funktioniert wie ein Molekularsieb bzw. Ionenaustauscher, da mit dem Flüssigkeitsstrom auch Ionen in den Zahnschmelz und aus dem Zahnschmelz gelangen.

## 2.2.2 Goldlegierungen als Kronenmaterial

Reines, unlegiertes Gold ist für die Verwendung in der Zahnmedizin zu weich, deshalb legiert man es mit anderen Metallen, wie z. B. Silber, Platin, Palladium oder Kupfer. Goldlegierungen kommen in der medizinischen und zahnmedizinischen Behandlung schon sehr lange zum Einsatz. Da Goldlegierungen nicht oxidieren und auch sonst im menschlichen Körper keiner Korrosion unterliegen, sind sie das bevorzugte Material der Dentaltechnik. Bereits 3000 v. Chr. befestigten die Ägypter Zähne mit Golddraht. Die Etrusker stellten schon 500 v. Chr. Goldbandprothesen her (Gossler 2004).

Gold wird in der Zahnmedizin als klassisches Kronenmaterial benutzt, wobei es hochgoldhaltige und goldreduzierte Legierungen gibt. Diese lassen sich in weiche, harte und extraharte Legierungen unterteilen. Aus extraharten Legierungen können Klammern und ganze Modellgussprothesen hergestellt werden. Die ersten Modellgussprothesen bestanden aus einer Goldlegierung, aus Kostengründen werden heute vorwiegend Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen eingesetzt.

Eine Legierung gilt als mundbeständig, wenn sie zu 50 Atom% aus Gold besteht. Dies entspricht aufgrund des spezifischen Gewichts einem Goldgehalt von 75 % (Massen%) bzw. 18 Karat (Marxkors und Meiners 2001).

Das Verschleißverhalten eines jeden Werkstoffes hängt mit der eigenen Gefügestruktur zusammen, die für die Duktilität (plastische Verformbarkeit) eine wichtige Rolle spielt. Jedes Metallgitter enthält Baufehler, die auf verschiedenen Ursachen beruhen können:

- unbesetzter Gitterplatz (Leerstelle)
- Versetzungen (zwei Atome einer Ebene sind drei Atomen einer anderen Ebene zugeordnet)
- im Gitter eingebautes Fremdatom

Wirken Kräfte auf ein Metallgitter, bilden sich Versetzungslinien, die entlang einer Gleitebene hindurchwandern und dadurch Verformungen ermöglichen. Der Grad der Verformbarkeit hängt von der Anzahl der Gleitebenen ab. In der Atomstruktur des Goldes gibt es viele dicht besetzte Ebenen. Daher sind Metalle, die eine ähnliche Struktur wie Gold haben, leichter verformbar als Metalle, welche die gleiche Atomstruktur aufweisen, wie z. B. Wolfram oder Magnesium, die spröder und härter sind. Durch diese Fähigkeiten ist Gold als Kronenmaterial gut geeignet (Schröter 2002).

### 2.2.3 Keramik als Kronenmaterial

Dentalkeramiken (Ceramos, griech.: gebrannter Stoff) entwickelten sich aus dem Porzellan, das ca. 700 n. Chr. in China hergestellt wurde. Ende des 18. Jhs. hielt die Keramik Einzug in die Zahnmedizin. Zuerst wurden daraus 1783 von Nicolas Dubois de Chémant künstliche Zähne (Prothesenzähne) hergestellt (Eichner und Kappert 1985).

1902 meldete der Amerikaner Charles Land das Patent für die erste Vollkeramikkrone an, die Jacketkrone (Hickel und Kunzelmann 1997). Es war das erste Verfahren, bei dem mit der Keramik Zähne nicht ersetzt, sondern erhalten wurden. Durch das damalige Herstellungs- und Eingliederungsverfahren waren sie extrem frakturgefährdet. Aufgrund dieser Erkenntnisse wurden metallkeramische Kronen und neue Verfahren des Sinterns der Keramiken entwickelt. Diese metallkeramischen Kronen wurden 1962 von Weinstein, Katz und Weinstein patentiert (McLean 1991).

Zahnkeramische Massen bilden selbst nur einen kleinen Teil innerhalb der großen Gruppe der Keramiken. Zu dieser Gruppe gehören die zahntechnisch angewandten Glas- und Sinterkeramiken. Diese Keramiken besitzen eine sehr gute optische Eigenschaft, allerdings bei reduzierter Festigkeit. Sie lassen sich meist nur durch spezielle Klebetechniken stabil mit dem Zahn verbinden (Mortimer und Müller 2003).

Als Dentalkeramiken werden Massen bezeichnet, die wegen ihrer ausgezeichneten Werkstoffeigenschaften (Gewebefreundlichkeit, natürliches Aussehen) als Grundlage für künstliche Zähne und zahnfarbene Restaurationen dienen. Im Gegensatz zu Kunststoffen sind die Keramiken volumen- und farbkonstant und weisen durch den Brennvorgang kaum Porositäten auf. Durch Einfärben mittels Metalloxiden können dem natürlichen Zahn ästhetisch fast ebenbürtige Ersatzzähne hergestellt werden.

Die Keramik hat eine hohe Bioverträglichkeit; sie ist absolut farbbeständig und sehr abrasionsfest und übertrifft mit ihrer chemischen Widerstandsfähigkeit selbst hochwertige Metalllegierungen. Der Nachteil der Keramiken ist die große Sprödigkeit. Deshalb werden ständig neue Zahnkeramiken weiterentwickelt, welche die Rissfortpflanzung beim Bruchgeschehen verhindern sollen und eine erhöhte mechanische Belastung erlauben. Abgesehen von der sehr hohen Druckfestigkeit besitzt die Dentalkeramik eine geringere Zug- und Biegefestigkeit. Die Härte der Keramiken ist so hoch, dass sie durch Weiterentwicklungen herabgesetzt werden musste. Somit konnte erreicht werden, dass die Schmelzabrasion im Gegenbiss durch eine zu harte Keramik herabgesetzt wurde (Vickershärte Zahnschmelz: HV10 330-388 [Johansson et al. 1998, Maupomé et al. 1998], Vickershärte Keramik [z. B. Omega 900]: HV10 420).

## 2.2.4 Nichtedelmetalle als Klammermaterial

William Henry Taggart führte 1907 das Gießen nach dem Wachsausschmelzverfahren (Hohlgußverfahren) ein (Gelbier 2005). Er erkannte, dass eine frühzeitige Erstarrung der Schmelze nur verhindert werden konnte, wenn das Gußmaterial direkt an der Eingussöffnung der Hohlform geschmolzen wird. Dadurch wurde eine wesentlich bessere Passgenauigkeit ermöglicht. Die gießbaren Legierungen bestanden aus Gold, Silber und Kupfer.

Eisenlegierungen kamen in der Zahnheilkunde ab 1919 hinzu, wurden jedoch als mundbeständige Chrom-Nickel-Stahl-Legierungen nur für gebogene Klammern aus Draht und geprägte Prothesenbasen etc. verwendet, da die Schmelze sehr zähflüssig ist (Hauptmeyer 1936).

Damit die edelmetallfreien Legierungen gießfähiger wurden, mussten weitere Modifikationen vorgenommen werden. Es entstand die Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, die bis heute für den Modellguß eingesetzt wird, sowie die Kobalt-Chrom-Molybdän-Nickel-Legierung, auf welche Keramik aufgebrannt werden kann (Eichner und Kappert 1985).

Die Zusammensetzung besteht bei einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, z. B. Vitallium® von der Firma Dentsply (Erdle und Prange 1929) aus:

- Kobalt, ca. 60 %,
- Chrom, ca. 30 %,
- Molybdän, ca. 5 %,
- Eisen, ca. 1 %
- und Kohlenstoff, ca. 0,4 %.

Durch modernere Gußverfahren und neuere Legierungen wird eine sehr hohe Korrosionsbeständigkeit, eine homogene Oberflächenstruktur und eine große Härte erreicht. Auch heute wird an immer besseren und genaueren Verfahren weitergeforscht.

Die Merkmale, die Legierungen für Klammern geeignet machen, sind unter anderem die Härte (Vickers und Brinell), die Elastizität und die Zugfestigkeit (siehe hierzu Kapitel 2.1). Die Härtegrade der Metalle können wie folgt angegeben werden:

Nach Brinell: Es ist eines der Härteprüfverfahren, bei dem eine Kugel aus gehärtetem Stahl oder Hartmetall mit einer bestimmten Last in den Prüfkörper gedrückt wird. Die Last wird dabei eine gewisse Zeit gehalten. Der entstehende Eindruckdurchmesser wird kreuzweise ausgemessen.

Das Verfahren eignet sich zur Prüfung weicherer und mittlerer Werkstoffe (geglühter und vergüteter Stahl, Leichtmetalle, Schwermetalle usw.).

Nach Vickers: Bei dieser Prüfmethode wird eine Diamantenpyramide mit bestimmter Prüflast in den Prüfkörper eingedrückt. Hierbei wird die Verformungsgröße als Diagonale des Eindruckes ausgemessen.

Das Verfahren eignet sich für mittelharte und harte Werkstoffe. Die Proportionalität zwischen Last und Eindruckgröße erlaubt die Anwendung kleiner und sehr kleiner Prüfkraft. Oberflächenschichten und dünne Teile können mit diesem Verfahren sicher geprüft werden, z. B. lassen sich gehärteter Stahl, gehärtete Randschichten oder Gefügebestandteile beurteilen.

Außer den bereits genannten Legierungen ist Titan ein gesondert zu erwähnendes Nichtedelmetall. Es hat in Relation zu seiner geringen Dichte beachtliche mechanische Eigenschaften. Die hohe Reaktivität bedingt in Gegenwart von Sauerstoff die spontane Bildung einer stabilen Oxiddeckschicht, die allen Gegenständen aus Titan eine außergewöhnliche chemische Beständigkeit und damit auch eine hervorragende biologische Verträglichkeit verleiht. Titan und Titanlegierungen sind daher bewährte und viel genutzte Implantatwerkstoffe. Seit einigen Jahren wird unlegiertes Titan auch für zahnärztlich-prothetische Zwecke verwendet. Trotzdem wird es im Allgemeinen nicht als rein bezeichnet, weil Spuren von Sauerstoff, Stickstoff, Wasserstoff, Eisen, Aluminium und Kohlenstoff eingelagert sind (Siebert 1989).

Die mechanischen Eigenschaften des unlegierten Titans sind gegenüber Verunreinigungen äußerst empfindlich. Das Vergießen von Titan ist wegen seiner großen Reaktionsbereitschaft, die mit der Temperatur zunimmt, sehr kompliziert. Deshalb werden nur ca. 1 % der in der Zahnmedizin eingesetzten Werkstücke gegossen. Durch die Reaktionsbereitschaft mit anderen Materialien muss das Werkstück vergrößert modelliert und gegossen sowie die verunreinigte Reaktionsschicht ( $\alpha$ -case) abgetragen werden. Da der E-Modul des Titans sehr hoch ist, müssen z. B. Klammerarme in flachere Unterschnitte als bei Kobalt-Chrom-Legierungen verlegt werden (Marxkors und Meiners 2001). Bisher wird Titan nur in seltenen Fällen als Modellgussmaterial verwendet, wobei sich keine deutlichen Vorzüge herausgestellt haben.

## 2.3 Simulationsverfahren

Bei der werkstoffkundlichen Analyse wird unter verschiedenen Belastungen zwischen In-vivo- und In-vitro-Versuchen unterschieden. In-vivo-Versuche sind geeignet, die biologische Verträglichkeit zu testen, wohingegen sich In-vitro-Versuche als Beanspruchungsversuche eignen.

Neben Problemen wie Toxizität, Allergenität und Mutagenität sind dentale Werkstoffe auch oft den mechanischen Belastungen in der Mundhöhle nicht gewachsen. Brüche, Abrieb oder abgeplatzte Verblendungen sind die Folgen. Durch umfangreiche Reparaturen oder gar Neuanfertigungen müssen diese Schäden meist mit erheblichen Kosten aufgefangen werden.

Hier können Apparaturen, die im Zeitrafferverfahren die klinische Eignung von neuen dentalen Werkstoffen und Restaurationen untersuchen, wertvolle Dienste leisten, um vorklinische Tests so aussagekräftig wie möglich zu gestalten. Wenn auch klinische Untersuchungen unverzichtbar sind, lassen sich doch so eine größere Anzahl von Neuentwicklungen prüfen und z. B. auch der Einsatz von Versuchstieren reduzieren oder sogar vermeiden. Es müssen aber für jeden dentalen Werkstoff, ob Keramik, Komposit oder Metalllegierung, und für jede Konstruktion, wie Brücke, Prothese oder Inlay, individuelle Belastungsparameter erarbeitet werden (Behr 2003).

Da In-vivo-Versuche aus ethischer Sicht oft problematisch sowie langwierig sind und zu einem großen Teil von persönlichen Faktoren der einzelnen Probanden abhängen, sind Simulatoren als In-vitro-Versuche oft das Mittel der Wahl. Hierdurch ist es möglich, in kürzerer Zeit als bei In-vivo-Versuchen eine Bewertung zahnmedizinischer Konstruktionen und Materialien durchzuführen. Die zu untersuchenden Materialien sollen in einer möglichst praxisähnlichen Umgebung belastet werden. Für verschiedene Versuchsreihen müssen individuelle Maschinen konstruiert werden. Hierbei ist es wichtig, dass es einen einfachen Versuchsaufbau gibt, die Reproduzierbarkeit der Methodik gegeben ist, die Abrasionsmaterialien die gleichen sind, die Abrasionsflächen die gleiche Größe haben, konstante Versuchsdauer und Belastung gegeben sind, die Prüfkörper den Versuchsbedingungen entsprechend gelagert werden und dass bei dem In-vitro-Test die zu prüfenden Körper ständig befeuchtet sind (Bieske 1968).

Koeck et al. (1993) untersuchten das dauerhafte Retentionsvermögen von gegossenen Klammern aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung mit Hilfe einer Zwick-Universal-Prüfmaschine Typ 1445. Diese vermag im Gegensatz zu der hier verwendeten Maschine, nicht In-vivo-Bedingungen zu simulieren, sodass das Material

zwar belastet wurde, aber aufgrund des fehlenden Speichels kein Bezug zur klinischen Situation beim Entfernen oder Einfügen einer Teilprothese bestand.

Besimo et al. (2001) beschäftigten sich mit Veränderungen von konfektionierten Kugel- und Zylinder-Attachments unter In-vitro-Bedingungen. Dabei verwendeten sie eine spezielle Lastwechselapparatur, die ein mehrtausendfaches Zusammenfügen und Lösen der Attachments unter Standardbedingungen simulieren konnte.

Ähnliche Versuchsanordnungen wurden auch von Bridgeman et al. (1997) zur Simulation der klinischen Situation herangezogen, wohingegen Frank et al. (2000) zur Materialprüfung die In-vivo-Versuchsanordnung vertreten haben, weil sie auch die Akzeptanz und Zufriedenheit der Patienten beurteilen wollten.

Knösel (2001) untersuchte die Oberflächenveränderungen an keramisch und mit Kunststoff verblendeten Kronen sowie Vollgusskronen durch gegossene Halteelemente in einem In-vitro-Versuch, wobei er feststellen konnte, dass in einem solchen Versuch die Fehlhandhabung durch Patienten auszuschließen war. Knösel arbeitete mit 2 Sekunden pro Belastungszyklus, sodass ein Zeitraffereffekt vorhanden war.

Bei In-vitro-Studien, die in einer Gängelmaschine durchgeführt werden, wird regelmäßig auch mit einem so genannten Zeitraffereffekt gearbeitet. Dies bedeutet, dass in einer bestimmten Zeiteinheit an einem Objekt mehr Belastungen als in der Realität bei einem Patienten stattfinden. Wenn dabei jedoch mehr als 100 Belastungen pro Minute durchgeführt werden, entstehen physikalische Wechselwirkungen, wie beispielsweise Hitzeentwicklung.

In der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Regensburg wird bereits die 4. Generation von In-vitro-Versuchsgeräten (Kausimulatoren) erfolgreich eingesetzt, damit immer praxisnähere Bedingungen, wie z. B. unterschiedlich feuchte Milieus simuliert werden können. Hierbei wird sogar darüber nachgedacht, biologisch aktive Einheiten von Zahn und Zahnhalteapparat in einen Simulator einzubauen, damit künftig keine Produkte mehr in den Mund des Patienten gelangen müssen, deren Eignung noch nicht weitgehend geklärt ist. Vergleiche mit klinischen Daten zeigen eine gute Übereinstimmung der Resultate (Behr 2003).

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, Oberflächen und deren Veränderungen, z. B. bei In-vivo- und In-vitro-Versuchen, zu analysieren. Hier seien einige der Methoden beschrieben: Die lichtmikroskopische Untersuchung, die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung und die Profilometrie.

Die Wellenlänge von Licht beschränkt nach den Gesetzen der Optik die Auflösung des Lichtmikroskops auf etwa 0,2  $\mu\text{m}$ . Zur Erhöhung der Auflösung kann man UV-Licht verwenden. Da schnelle Elektronen eine sehr viel kleinere Wellenlänge als sichtbares Licht haben und die Auflösung eines Mikroskops durch die Wellenlänge begrenzt ist, kann mit einem Elektronenmikroskop eine deutlich höhere Auflösung (derzeit ca.

0,1 nm) erreicht werden als mit einem Lichtmikroskop. Ein klassisches Elektronenmikroskop ist ein Mikroskop, welches das Innere oder die Oberfläche einer Probe mit Elektronen abbilden kann, wobei für diese Aufnahmetechniken die Proben sehr dünn geschliffen werden müssen.

Anders als bei einem solchen Transmissionselektronenmikroskop verläuft der Strahlengang im Rasterelektronenmikroskop (im Deutschen: REM; im Englischen: scanning electron microscope, SEM). Die verwendete Technologie basiert auf Erkenntnissen der Fernsehtechnik. Das Verfahren eignet sich zur Darstellung leitender Oberflächen. Biologische Objekte müssen daher zunächst durch Aufdampfen eines Metallfilms (meist Gold) leitend gemacht werden. Das Auflösungsvermögen ist üblicherweise geringer als beim Transmissionselektronenmikroskop, die Tiefenschärfe jedoch um Größenordnungen höher.

Eine Weiterentwicklung der SEMs ist das ESEM (environmental scanning electron microscope): Unter Vorhandensein eines Gases wird die Aufladung und damit die Veränderung der zu untersuchenden Oberflächen verhindert. Es können somit dieselben Oberflächen nach bestimmten Behandlungen mehrfach untersucht werden, ohne dass eine Beschichtung erfolgen muss.

Ein weiteres Verfahren ist die Profilometrie: Ein Verfahren, bei dem ein Taster über eine Oberfläche fährt und Höhendifferenzen detektiert. Durch diese Untersuchungsmethode ist es möglich, Oberflächenprofile vor und nach Belastungen miteinander zu vergleichen.

Da in der vorliegenden Arbeit die Oberflächenveränderungen der verschiedenen Klammerinnenflächen beurteilt werden sollen, wurden für die Darstellung das Rasterelektronenmikroskop und das Lichtmikroskop gewählt. Beide Verfahren haben sich schon lange bei der Untersuchung von Oberflächenveränderungen bewährt. Die Profilometrie war dagegen bei der Untersuchung von Klammerinnenflächen aufgrund der Zugänglichkeit der Klammerkrümmung messtechnisch nicht möglich.

Sowohl die Beeinflussung von Klammern auf Kronenoberflächen (z. B. Knösel 2001) als auch die Überlebensrate von Klammerzähnen (z. B. Saito 2002) wurden untersucht. Es stellte sich dabei heraus, dass Vollgusskronen als geeignetes Material den geringsten Verschleiß gegenüber keramisch verblendeten Kronen, Kronen mit Kunststoffverblendung und natürlichen Zähnen aufweisen. Knösel (2001) beobachtete nach der Belastung von keramisch verblendeten Oberflächen durch gegossene Halteelemente starke Aufrauungen. Wegen der großen Härte der Keramik war auch mit Veränderungen der Klammeroberfläche zu rechnen. Es gibt jedoch bisher keine Literaturangaben über einen Einfluss von verschiedenen Kronen- und Zahnoberflächen auf gegossene Halteelemente. Daher ist das Ziel dieser Arbeit, das Verschleißverhalten der Innenseiten gegossener Halteelemente zu untersuchen.

### **3 Material und Methode**

Die Belastung der gegossenen Halteelemente durch natürliche Zähne, Vollgusskronen und keramisch verblendete Kronen wurde in einer bereits von Knösel (2001) eingesetzten Gängelmaschine durchgeführt, um die Ein- und Ausgliederungsbewegungen der Klammern auf verschiedenen Kronenoberflächen zu simulieren. Dafür wurden die Kronen mit einem exakten Unterschnitt von 0,5 mm hergestellt und die natürlichen Zähne mit demselben Unterschnitt auf Prüfstümpfen befestigt. Bei dem Ney-System wurde ein Unterschnitt von 0,5 mm angegeben, damit eine ausreichende Retentionskraft der Klammern ohne bleibende Deformierung gegeben ist. Die Unterschnitttiefen wurden unter Zuhilfenahme eines üblichen Messtellers aus dem Ney-System gemessen.

#### **3.1 Herstellung der Prüfkronen**

Die Vollgusskronen und die Gerüste der keramisch verblendeten Kronen wurden im zahntechnischen Labor der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg mit Unterstützung der dort tätigen Zahntechniker hergestellt. Die Vollgusskronen wurden unter Zuhilfenahme einer Schablone mit einem Unterschnitt von 0,5 mm modelliert und ausgearbeitet (Vollgusskronen: Bio Maingold SG, Firma Heraeus Kulzer, Hanau: Au 71,0 %, Ag 12,3 %, Pt 3,9 %, Cu 12,2 %, Zn 0,5 %, Ir 0,1 %). Auch die Gerüste der Verblendkronen wurden dort hergestellt (Verblendkronengerüst: Triloy, Firma Dentauro, Ispringen: Co 62 %, Cr 24 %, Mo 8 %, W 4 %, Si 1,5 %, Ni, Be frei). Diese Methode wendete Knösel (2001) in ähnlicher Form bei seinen Untersuchungen zu Oberflächenveränderungen an Kronen- und Verblendmaterialien an.

Die Verblendung mit dem Keramikmaterial Omega 900 erfolgte durch die Firma Vita, Bad Säckingen. Auch hier wurde die gleiche Schablone verwendet, damit der Unterschnitt von 0,5 mm gewährleistet war. Auf der Rückseite der Vollguss- und Verblendkronen wurde ein Rillen-Schulter-Geschiebe modelliert und nachgefräst (vgl. Abb. 4). Auf der Rückseite der natürlichen Zähne wurde dagegen eine Teilkrone mit Rillen-Schulter-Geschiebe eingegliedert, sodass eine Wiederholung der Gängelung aus derselben Position ohne Verkantung möglich war und die Abzugsrichtung auch bei der Retentionskraftmessung mittels Federkraftmesser gleich blieb.

15 Metallstümpfe, auf denen die Kronen bzw. natürlichen Zähne befestigt waren, wurden in der Feinmechanikwerkstatt des Fachbereiches Physik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg hergestellt. Die Stümpfe (Abb. 3) bestanden aus einer

Nickellegierung. Auf zehn dieser Stümpfe wurden fünf Vollgusskronen und fünf keramisch verblendete Kronen direkt zementiert (vgl. Abb. 3 und 4). Fünf dieser Stümpfe, auf denen die natürlichen Zähne befestigt werden sollten, wurden an ihrem oberen Ende so aufgebogen, dass die natürlichen Zähne mit Kunststoff eingeklebt werden konnten. Das separat hergestellte Rillen-Schulter-Geschiebe auf der Rückseite der natürlichen Zähne wurde konventionell hergestellt und zementiert (Abb. 4). Es gleicht in seiner Form jenem Geschiebe, das bei den Gold- bzw. Keramikverblendungskronen direkt eingearbeitet wurde. An dem unteren Ende der Stümpfe befand sich eine Bohrung, durch welche mit Hilfe eines Sicherungsstiftes die Stümpfe in der Gängelmaschine befestigt wurden.



**Abb. 3:** Die Metallstümpfe in verschiedenen Ansichten:  
Links der Stumpf vor dem Zementieren einer Krone. In der Mitte der Stumpf mit einer zementierten, keramisch verblendeten Krone. Rechts die Modellgussklammer, welche die Kronen belastet.



**Abb. 4:** Links ein natürlicher Zahn, der in einem Stumpf befestigt wurde. Rechts eine Goldkrone, die auf einem Stumpf zementiert wurde.

### 3.2 Herstellung der gegossenen Klammern

Die Herstellung der gegossenen Klammern (Abb. 3) aus dem Modellgussmetall Heraenium NF der Firma Heraeus (Co 63,35 %, Cr 29 %, Mo 5 %, Si 1 %, Mn 0,6 %, Ta 0,5 %, N 0,3 %, C 0,25 %) wurde vom zahntechnischen Labor der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg übernommen. Nach dem Guss wurden die Klammern wie üblich nur an der Außenfläche, nicht aber auf der Innenfläche poliert. Es wurden, passend zu den Zähnen und Kronen, Klammern, ähnlich den Ringklammern (Ney-Klammer Typ V [Gerüstklammern mit Doppelaufgabe]), hergestellt, damit nur die Außenfläche der Kronen und Zähne belastet wurde. Außerdem wurde die Auslenkung der zu prüfenden Zähne bzw. Kronen durch die Eingliederung eines Rillen-Schulter-Geschiebes verhindert (Abb. 4).

An den Klammern wurden Haltebügel modelliert und mitgegossen, damit eine Fixation am beweglichen Teil der Gängelmaschine und damit reproduzierbare Bewegung stattfinden konnte. Um die Klammern unterscheiden zu können, wurden in die Haltebügel die Nummern (I-V) der dazugehörigen Kronen sowie die Abkürzungen des Materials der Kronen, also S für Zahnschmelz, G für Gold und K für Keramik, eingefräst. Diese Abkürzungen werden auch im Rahmen der elektronen- und lichtmikroskopischen Untersuchungsergebnisse verwendet.

### 3.3 Die Versuchsvorrichtung

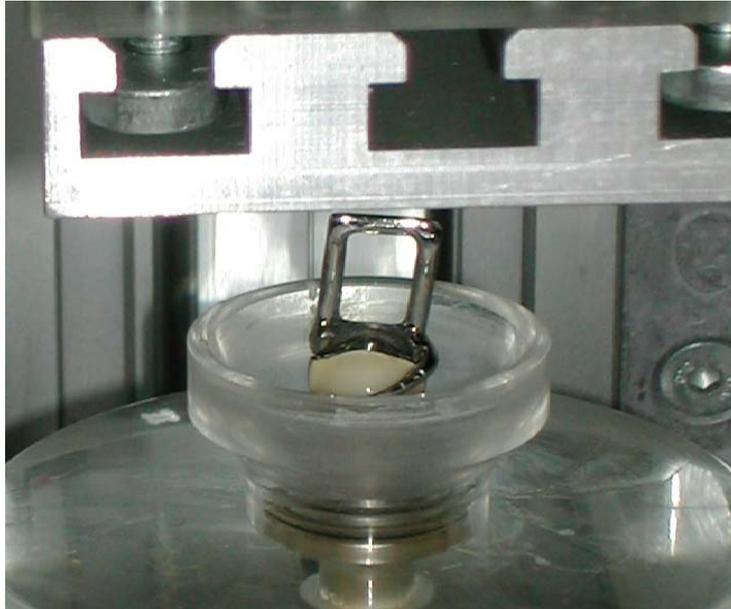
Die Versuchsvorrichtung, die hier als Gängelmaschine bezeichnet wird, hat Knösel (2001) erstmals eingesetzt. Sie wurde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg in Zusammenarbeit mit dem damaligen Institut für Medizinische Physik und Biophysik (Direktor: Prof. Dr. U. Cobet †) entworfen und so konstruiert, um eine reproduzierbare Bewegung zu gewährleisten. Die Gängelmaschine besteht aus einer Grundplatte mit Motor, an der ein vertikaler Träger mit Schlitten und Gewichten befestigt ist (Abb. 5).



**Abb. 5:** Die Gängelmaschine mit dem darunter befindlichen Speichelbad, in dem eine Krone mit einer noch nicht befestigten Klammer eingelassen wurde. In der Mitte die vertikale Aufbaustange mit dem dazu gehörigen Schlitten und dem 2 kg schweren Gewicht.

Die Kombination von Seilzug und Gewicht bewirkt eine Eingliederungsbewegung, die nicht durch Motorkraft zwangsgesteuert ist. Das Aufsetzen der Klammer ist daher nur durch die Wirkung der Gewichtskraft des Schlittens von 2 kg beeinflusst, was der klinischen Situation beim Einsetzen einer Prothese durch den Patienten näher kommt. Die Klammern wurden mit Hilfe eines polymerisierten Kunststoffes mit dem Schlitten der Gängelmaschine verbunden.

Die Metallstümpfe der Kronen und Zähne wurden durch einen Sicherungsstab in der Grundplatte fixiert. Damit zum einen eine praxisnahe Ein- und Ausgliederungsbewegung simuliert werden konnte und zum anderen mundhöhlenähnliche Bedingungen geschaffen wurden, waren sowohl die Zähne als auch die Klammern während der gesamten Gängelung von einem Bad aus künstlichem Speichel umgeben (Abb. 6).



**Abb. 6:** Das Bad mit künstlichem Speichel und der darin befindlichen Krone. In diesem Fall handelt es sich um eine keramisch verblendete Krone. Auf der Krone befindet sich die Modellgussklammer, die noch nicht mit dem darüber befindlichen Schlitten verbunden ist.

Der Motor, der den Schlitten auf- und abwärts bewegte, wurde über ein Computerprogramm im MS-DOS-Modus gesteuert. Ein Belastungszyklus dauerte ca. 2 Sekunden.

### 3.4 Der künstliche Speichel

Damit möglichst praxisnahe Bedingungen geschaffen werden konnten, mussten sich die Kronen während der Belastungszyklen in einem Kunststoffgefäß mit künstlichem Speichel befinden. Durch den künstlichen Speichel war eine Schmierung wie in der Mundhöhle gegeben und der Abtransport der durch die Belastungen entstandenen Partikel war durch die Spülwirkung des Speichels gewährleistet.

Fusayama et al. (1963) entwickelten einen künstlichen Speichel, der dem natürlichen Speichel möglichst ähnlich sein sollte, und gaben die Zusammensetzung wie folgt an:

- Mucin	4,0 g
- Harnstoff	1,0 g
- Calciumchlorid	0,6 g
- Dinatriumhydrogenphosphat	0,6 g
- Kaliumchlorid	0,4 g
- Natriumchlorid	0,4 g
- Magnesiumpyrophosphat	0,00 16 g
- Natriumsulfid	0,00 16 g
- Aqua dest.	q. s. 1000 ml

Der Fusayama-Speichel, hergestellt von der Apotheke des Klinikums der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, wurde aufgrund seiner begrenzten Haltbarkeit in einem Kühlschrank bei 4-6°C aufbewahrt, jedoch bei Zimmertemperatur im Simulationsvorgang eingesetzt.

Künstlicher Speichel ähnlicher Art wird auch bei Patienten verwendet, die an einer Speichelminderproduktionskrankheit (z. B. Xerostomie) leiden, damit die Spülfunktion des Speichels um die natürlichen Zähne gegeben bleibt oder die Haftkraft von Prothesen in der Mundhöhle gegeben ist (Krüger 1977), und wird je nach Bedarf individuell bei den Patienten eingesetzt.

### 3.5 Durchführung und Auswertung

#### 3.5.1 Die Verschleißprüfung

Die Verschleißprüfung wurde bei Raumtemperatur durchgeführt. Für die Festlegung der Zahl der Belastungszyklen wurde von drei Ein- und Ausgliederungsbewegungen der Modellgussprothesen pro Tag ausgegangen, da die Prothesen nach jeder Hauptmahlzeit gereinigt werden sollten. Somit entsprechen 50, 500, 2500 und 5000 Belastungszyklen jeweils einer Tragezeit von 10 Tagen (inklusive des Anpassens der Prothese während der Eingliederung am Patienten), 160 Tagen (1/2 Jahr), 827 Tagen (etwas mehr als 2 Jahre) und 1660 Tagen (ca. 4 ½ Jahre). Dies bedeutet, dass Kurz-, Mittel- und Langzeitverschleißerscheinungen untersucht werden konnten (vgl. Tab. 1).

**Tab. 1:** Anzahl der Belastungszyklen und simulierte Tragezeit der Prothese in Tagen.

<b>Belastungszyklen</b>	0	50	500	2500	5000
<b>Tage</b>	0	10	160	827	1660

Da für das Anpassen der Prothese am Patienten 20 Zyklen abgezogen wurden, ergibt die Summe der Tage bei 2500 Zyklen nicht genau die Hälfte der Summe bei 5000 Zyklen.

### 3.5.2 Messung der Retentionskräfte

Die Retentionskraftveränderungen wurden mit Hilfe eines Federkraftmessers Correx der Firma Haag-Streit (Liebefeld-Bern) ermittelt (Abb. 7). Dabei wurden jeweils zehn Messungen vor und nach den Belastungen durchgeführt und gemittelt.

Die Klammern wurden mit einem Federkraftmesser von den Kronen und Zähnen abgezogen, wobei sich die Kronen-Klammer-Kombination in dem Speichelbad befand. Das Federkraftmessgerät war mit einem Schleppzeiger ausgestattet, welcher bei der maximal erreichten Abzugskraft stehen blieb. Der Angriffspunkt dafür war ein an der Klammer mitmodellierter und mitgegossener Bügel, an dem sowohl die Klammer in der Gängelmaschine befestigt wurde als auch die Kraftmessungen durchgeführt werden konnten. Dabei wurde darauf geachtet, dass achsengerecht bzw. in Einschubrichtung die Abzugskräfte gemessen wurden.



**Abb. 7:** Das Federkraftmessgerät der Firma Correx (Haag-Streit AG, Liebefeld-Bern), Skalenwerte in cN.

### 3.5.3 Statistische Auswertung der Retentionskräfte

Die Auswertung der Retentionskraft wurde mit dem statistischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test vorgenommen (Bleymüller und Gehlert 1996, Bleymüller et al. 1996). Dabei handelt es sich um einen parametrischen Test über den Vergleich der Abrasionskräfte vor und nach den Belastungszyklen. Mit diesem Test lässt sich das Verhältnis der Abrasionswerte aus dem Mittelwert im Verhältnis zur Standardabweichung errechnen und der Wert  $z$  ermitteln. Je höher der Wert  $z$  ist, desto höher ist die Signifikanz. Der Test erfolgte mit einem Stichprobenumfang von 50, der sich aus den fünf Retentionswerten ergab, die wiederum aus zehn Werten gemittelt wurden. Pro Zyklusdurchgang und Kronen-Klammer-Kombination wurden zehn Retentionskräfte

gemessen und bestimmt. Aus jeder Kronen-Klammer-Kombination wurde über alle Zyklen ein Mittelwert errechnet und daraus die Standardabweichung ermittelt. Ebenso wurden jeweils für die einzelnen Zyklen unter Berücksichtigung aller Kronen-Klammer-Kombinationen ein Mittelwert und die jeweilige Standardabweichung bestimmt. Die Ergebnisse wurden in tabellarischer und graphischer Form dargestellt.

### **3.5.4 Untersuchungen mit dem Rasterelektronenmikroskop**

Die Innenseiten der Klammern wurden vor und nach 50, 500, 2500 sowie 5000 Belastungszyklen untersucht und das elektronenmikroskopische Bild mit einer Digitalkamera aufgenommen und gespeichert. Hierbei wurde vor allem auf die Klammerspitzen Wert gelegt, da auf diese die größten Belastungen einwirken. Der Vorteil einer digitalen Aufnahmetechnik sind die Speicher- und Verarbeitungsmöglichkeiten der Bilder gegenüber konventionellen Bildern.

Die Untersuchungen der Klammern und die Herstellung der Bilder wurden mit dem Mikroskop ESEM XL 30 der Firma Philips, Eindhoven, mit 15,0 kV im Interdisziplinären wissenschaftlichen Zentrum für Materialwissenschaften der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (kommissarisch geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Jörg Kressler) durchgeführt. Zur besseren Darstellung der relevanten Aspekte auf den einzelnen Bildern wurde auf einen einheitlichen Maßstab verzichtet. Stattdessen wurden die Bilder im individuellen Maßstab von 200 µm bis 1 mm wiedergegeben.

Das Problem war die Reproduzierbarkeit der Aufnahmetechnik. Die Klammern wurden vor den Aufnahmen zum Teil in Paraffin eingebettet, um ihre genaue Positionierung zu gewährleisten. Paraffin wurde gewählt, damit chemische Veränderungen des Untersuchungsmaterials ausgeschlossen werden konnten, und um eine einfache Entfernung der Einbettmasse zu gewährleisten. Erst danach konnten die Untersuchungen unter dem Elektronenmikroskop durchgeführt werden. Dabei erwies es sich als problematisch, dass oft das Einbettungsmaterial auf die Klammerinnenseite verwischt wurde, was erst hinterher als Artefakt erschien. Deshalb mussten oftmals mehrere Bilder einer Klammer angefertigt werden, die vor den Aufnahmen mit nicht kratzenden Reinigungsmitteln präzise gesäubert wurde, ohne erneut bei den Aufnahmen mit Einbettungsmaterial benetzt zu werden.

### 3.5.5 Untersuchungen mit dem Lichtmikroskop

Bei den Vorversuchen stellte sich heraus, dass mit einem Elektronenmikroskop die Darstellung bei gekrümmten Flächen ungenau wurde, da die Tiefenschärfe nicht gegeben war. Die Veränderungen an den Oberflächen der Klammerinnenseite waren so geringfügig, dass das Elektronenmikroskop diese Veränderungen nicht deutlich genug wiedergeben konnte. Deshalb wurden immer parallel licht- und elektronenmikroskopische Bilder angefertigt.

Die Untersuchungen und die Herstellung der Bilder mit dem Gerät DMRXE der Firma Leica, Bensheim, wurden ebenfalls im Interdisziplinären wissenschaftlichen Zentrum für Materialwissenschaften der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (kommissarisch geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Jörg Kressler) durchgeführt.

Wie in Kapitel 3.5.3 beschrieben, wurden die Klammerinnenseiten mit sehr hoher Auflösung digital fotografiert. Dabei wurden von den Innenseiten der Klammern je zwei Bilder versetzt angefertigt und mittels eines Computerprogramms so zusammengesetzt, dass ein Bild der gesamten Klammerinnenseite entstand. So konnten die gekrümmten Oberflächen scharf abgebildet werden. Auch hier wurden die Bilder im individuellen Maßstab von 200 µm bis 1 mm wiedergegeben.

## 4 Untersuchungsergebnisse

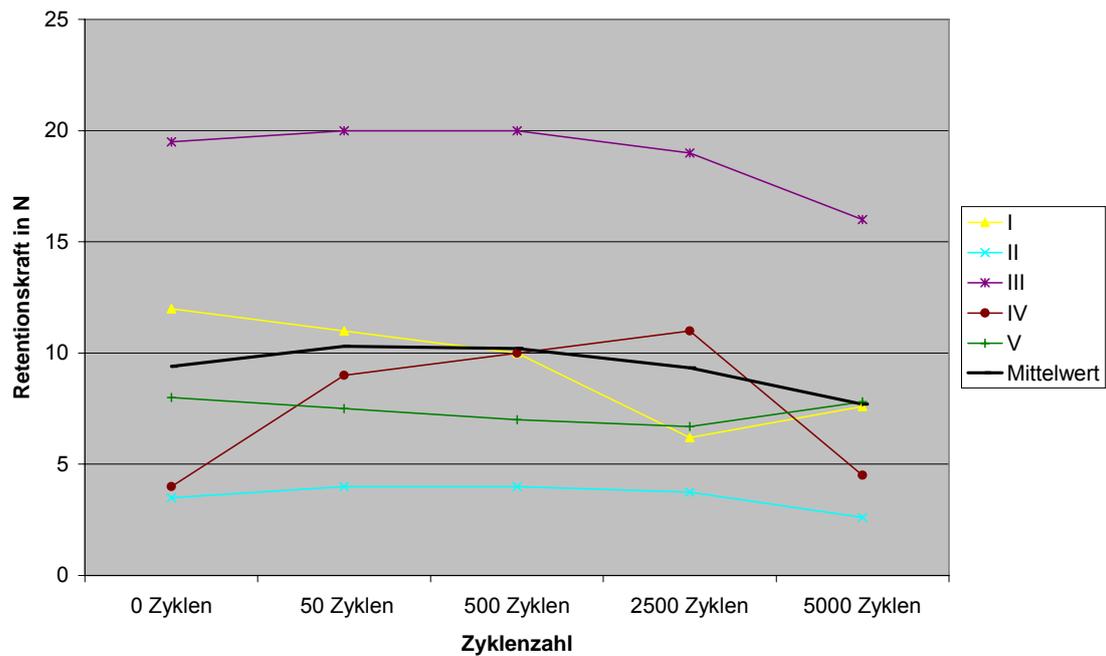
### 4.1 Veränderung der Retentionskraft

Die Ergebnisse der Retentionskraftmessungen werden in den folgenden Tabellen (Tab. 2-4) aufgeführt. Die Standardabweichung zeigt dabei, wie sehr die einzelnen Ergebnisse um den Mittelwert schwanken. Die Verläufe der Retentionskräfte auf den einzelnen Oberflächen sowie deren Mittelwerte werden in den Abbildungen 9-11 wiedergegeben.

Die nachfolgende Tabelle 2 und Abbildung 8 veranschaulichen die Ergebnisse der Retentionskraftmessungen auf den natürlichen Zähnen. Bei deutlichen Unterschieden zwischen den einzelnen Krone-Klammer-Kombinationen zeigt sich zunächst überwiegend ein leichter Anstieg und dann ein Abfall der Werte (Abb. 8). Der Mittelwert steigt anfangs von 9,4 N auf 10,3 N und liegt bei Versuchsende bei 7,7 N (vgl. Tab. 2).

**Tab. 2:** Die Retentionskraftveränderungen in N vor und nach den vier Belastungszyklen bei Klammern auf natürlichen Zähnen mit den dazugehörigen Mittelwerten und Standardabweichungen.

Natürliche Zähne	0 Zyklen	50 Zyklen	500 Zyklen	2500 Zyklen	5000 Zyklen	Mittelwert	Standardabweichung
I	12,00	11,00	10,00	6,20	7,60	9,36	2,41
II	3,50	4,00	4,00	3,75	2,60	3,57	0,58
III	19,50	20,00	20,00	19,00	16,00	18,90	1,67
IV	4,00	9,00	10,00	11,00	4,50	7,70	3,23
V	8,00	7,50	7,00	6,70	7,80	7,40	0,54
Mittelwert	9,40	10,30	10,20	9,33	7,70	9,39	1,04
Standardabweichung	6,61	6,00	6,02	6,00	5,13	5,95	

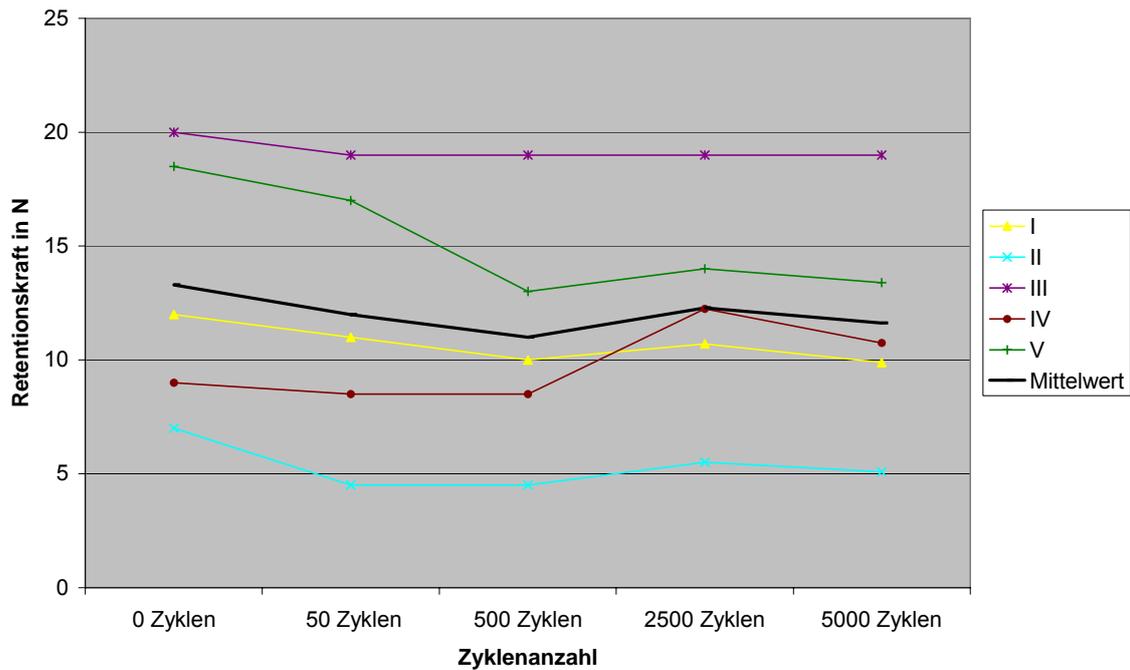


**Abb. 8:** Verlauf der Klammerretentionskräfte auf natürlichen Zähnen für die Proben I-V.

Die nachfolgende Tabelle 3 und Abbildung 9 geben die Ergebnisse der Retentionskraftmessungen auf den Goldkronen wieder. Bei den ebenfalls deutlichen Unterschieden zwischen den einzelnen Krone-Klammer-Kombinationen fällt die Abnahme der Werte auf (Abb. 9). Die Retentionskraft steigt nach 500 Zyklen wieder an, wobei die Abnahme der Kraft im Verhältnis zum Ausgangswert sehr gering ausfällt. Der Mittelwert fällt zunächst von 13,3 N auf 11,0 N und liegt bei Versuchsende bei 11,62 N (vgl. Tab. 3).

**Tab. 3:** Die Retentionskraftveränderungen in N vor und nach den vier Belastungszyklen bei Klammern auf Goldkronen mit den dazugehörigen Mittelwerten und Standardabweichungen.

Goldkronen	0 Zyklen	50 Zyklen	500 Zyklen	2500 Zyklen	5000 Zyklen	Mittelwert	Standardabweichung
I	12,00	11,00	10,00	10,70	9,88	10,72	0,86
II	7,00	4,50	4,50	5,50	5,09	5,32	1,03
III	20,00	19,00	19,00	19,00	19,00	19,20	0,45
IV	9,00	8,50	8,50	12,25	10,75	9,80	1,65
V	18,50	17,00	13,00	14,00	13,40	15,18	2,43
<b>Mittelwert</b>	<b>13,30</b>	<b>12,00</b>	<b>11,00</b>	<b>12,29</b>	<b>11,62</b>	<b>12,04</b>	<b>0,85</b>
<b>Standardabweichung</b>	<b>5,74</b>	<b>5,99</b>	<b>5,42</b>	<b>4,91</b>	<b>5,10</b>	<b>5,43</b>	

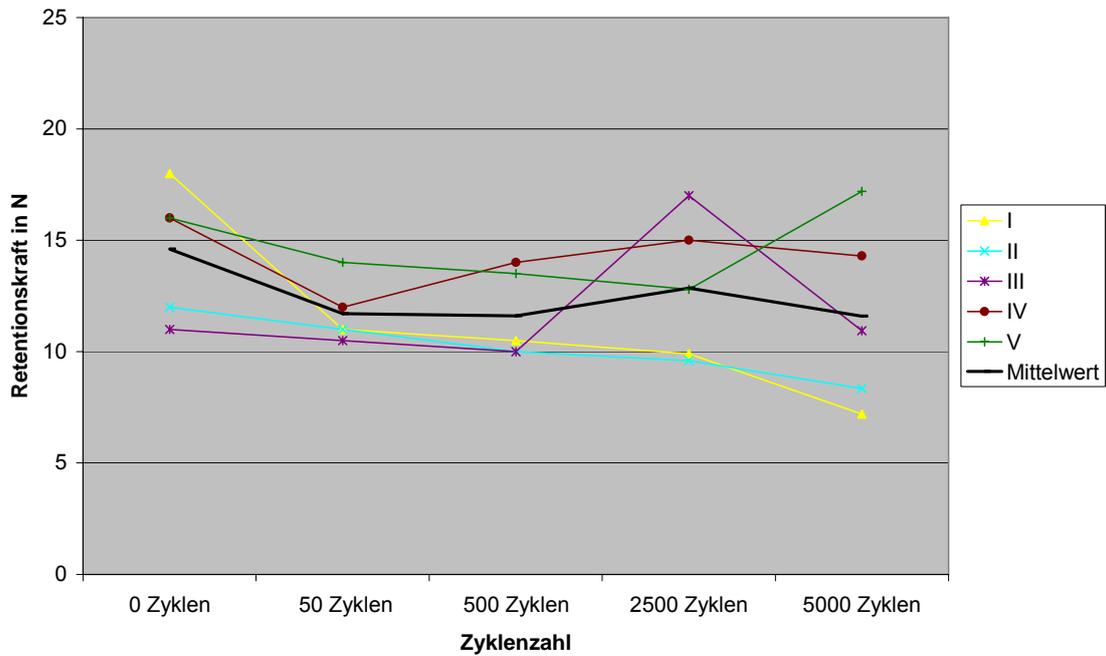


**Abb. 9:** Verlauf der Klammerretentionskräfte auf Goldkronen für die Proben I-V.

In der folgenden Tabelle 4 und Abbildung 10 sind die Ergebnisse der Retentionskraftmessungen auf den Keramikkrone dargestellt, welche die sehr unterschiedlichen Retentionsverläufe erkennen lassen (Abb. 10). Lediglich der anfängliche Abfall der Werte ist bei allen Klammern gleich. Der Mittelwert fällt zunächst von 14,6 N auf 11,6 N, der nach einem Anstieg auf 12,86 N bei Versuchsende wiederum erreicht wird (vgl. Tab. 4).

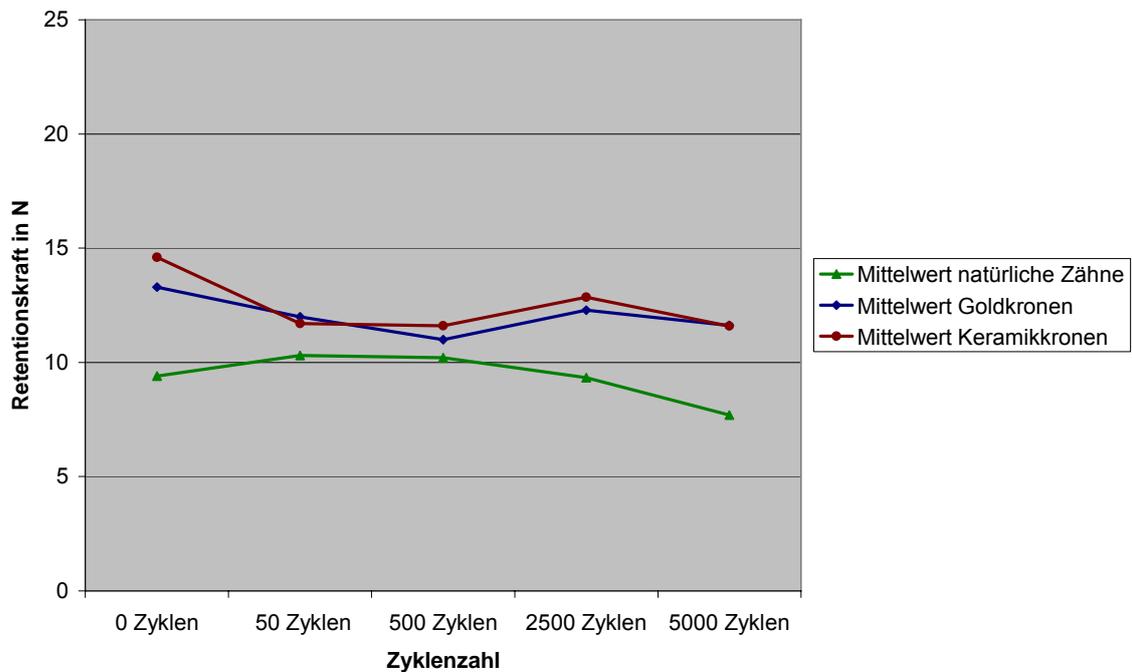
**Tab. 4:** Die Retentionskraftveränderungen in N vor und nach den vier Belastungszyklen bei Klammern auf keramisch verblendeten Kronen mit den dazugehörigen Mittelwerten und Standardabweichungen.

Keramikkrone	0 Zyklen	50 Zyklen	500 Zyklen	2500 Zyklen	5000 Zyklen	Mittelwert	Standardabweichung
I	18,00	11,00	10,50	9,90	7,20	11,32	4,01
II	12,00	11,00	10,00	9,60	8,35	10,19	1,39
III	11,00	10,50	10,00	17,00	10,94	11,89	2,89
IV	16,00	12,00	14,00	15,00	14,30	14,26	1,48
V	16,00	14,00	13,50	12,80	17,20	14,70	1,84
<b>Mittelwert</b>	<b>14,60</b>	<b>11,70</b>	<b>11,60</b>	<b>12,86</b>	<b>11,60</b>	<b>12,47</b>	<b>1,30</b>
<b>Standardabweichung</b>	<b>2,97</b>	<b>1,40</b>	<b>1,98</b>	<b>3,21</b>	<b>4,15</b>	<b>2,74</b>	



**Abb. 10:** Verlauf der Klammerretentionskräfte auf Keramikverblendungen für die Proben I-V.

In der nachfolgenden Abbildung 11 sind die Mittelwerte der drei verschiedenen Kronenoberflächen dargestellt. Insgesamt nahmen erwartungsgemäß die Retentionswerte ab, auch wenn das bei Goldkronen und natürlichen Zähnen nicht signifikant ist.



**Abb. 11:** Verlauf der Mittelwerte der Klammerretentionskräfte auf den verschiedenen Kronenoberflächen.

Die Signifikanzprüfung ergab bei einer üblichen Fehlerwahrscheinlichkeit von 5 % ( $z = 1,96$ ) und einem Stichprobenumfang von 50, dass bei den natürlichen Zähnen ( $z = 1,44$ ) und bei den Goldkronen ( $z = 1,54$ ) keine signifikante Veränderung der Retentionskräfte vor dem Versuch und nach 5000 Zyklen zu erkennen war. Bei den keramisch verblendeten Kronen ( $z = 4,16$ ) ließ sich dagegen ein signifikanter Retentionskraftverlust zwischen dem Ausgangszustand und nach 5000 Belastungszyklen beobachten.

Die Retentionskraftveränderungen sind bei den unterschiedlichen Oberflächen verschieden zu beurteilen. Da bei den Klammern auf natürlichen Zähnen und Goldkronen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Ausgangswerten und den Werten nach 5000 Zyklen zu erkennen waren (Tab. 2-3, Abb. 8-9), spricht dies für eine stabile Funktion des Systems. Die Signifikanzprüfung der Klammern auf keramisch verblendeten Kronen ergab einen deutlichen Unterschied (Tab. 4, Abb. 10), wobei die Annahme von Knösel (2001) gestützt wird, dass aus den Keramikverblendungen größere Fragmente heraus gebrochen werden, die daraus resultierende größere Rauigkeit für ein Ansteigen und die Abnahme der Unterschnitte für einen Abfall der Retentionskräfte verantwortlich ist.

Da alle Klammern gleich geplant, vermessen und gegossen wurden, sind die verschiedenen Ausgangswerte der Retentionskraftmessung auf die dennoch unterschiedliche individuelle Modellation und Verarbeitung sowie auf das unterschiedliche Gussverhalten des Modellgussmetalls zurückzuführen. Dabei ähneln sich, abgesehen von wenigen Ausreißern, dennoch die Kurvenverläufe innerhalb der einzelnen Gruppen.

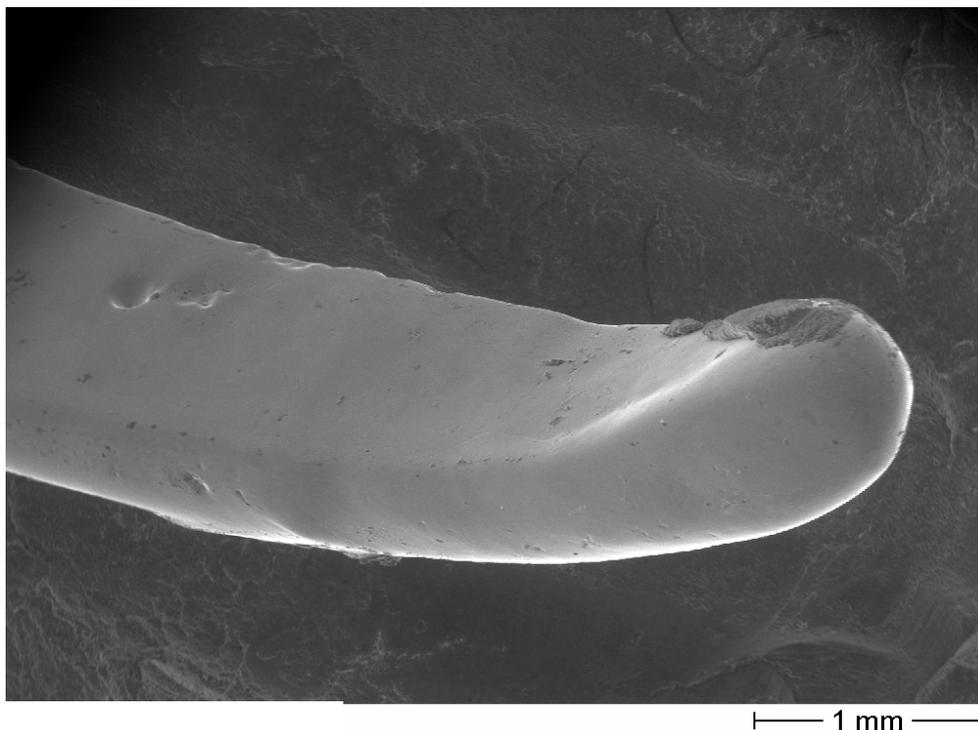
## **4.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen**

Die folgenden Abbildungen (Abb. 12-26) geben die elektronenmikroskopischen Untersuchungen wieder. Alle elektronenmikroskopischen Bilder sind dabei wie folgt aufgelistet: Vor dem ersten Belastungszyklus (Ausgangszustand), nach 50 Belastungszyklen, nach 500 Belastungszyklen, nach 2500 Belastungszyklen und nach 5000 Belastungszyklen.

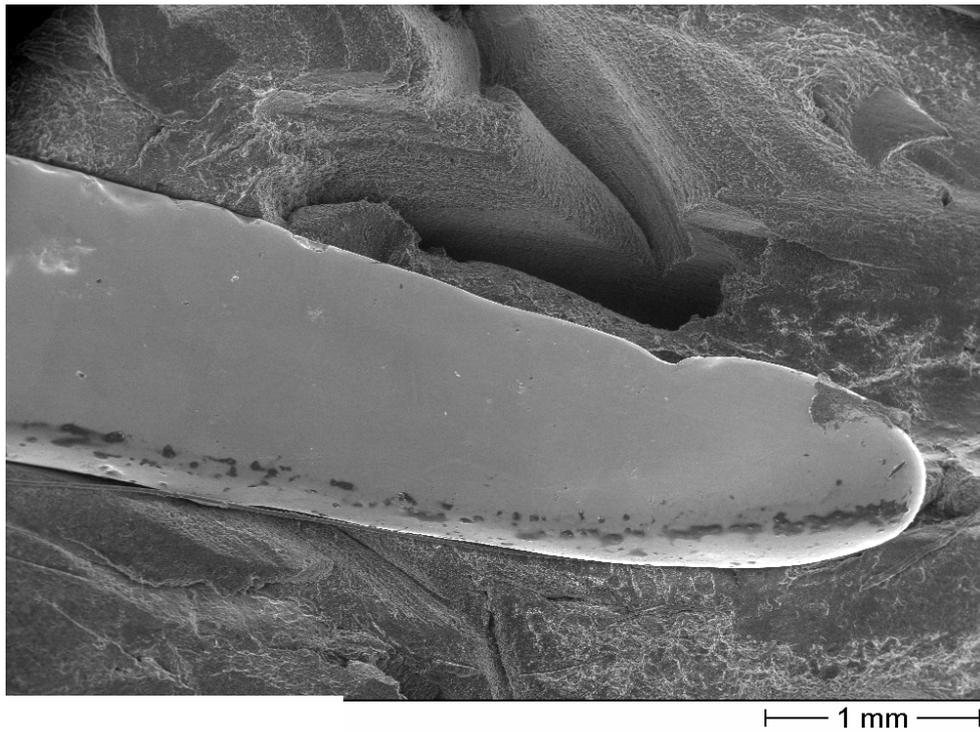
#### 4.2.1 Klammern auf natürlichen Zähnen

Für die Darstellung der Klammern (S I-V), die durch natürliche Zähne belastet wurden, wurde als Beispiel die Klammer S IV gewählt, da sie aufgrund ihrer typischen Klammerspitzenform leicht wieder zu erkennen war (Abb. 12-16). Außerdem ließen sich an dieser Klammer die Veränderungen am deutlichsten feststellen.

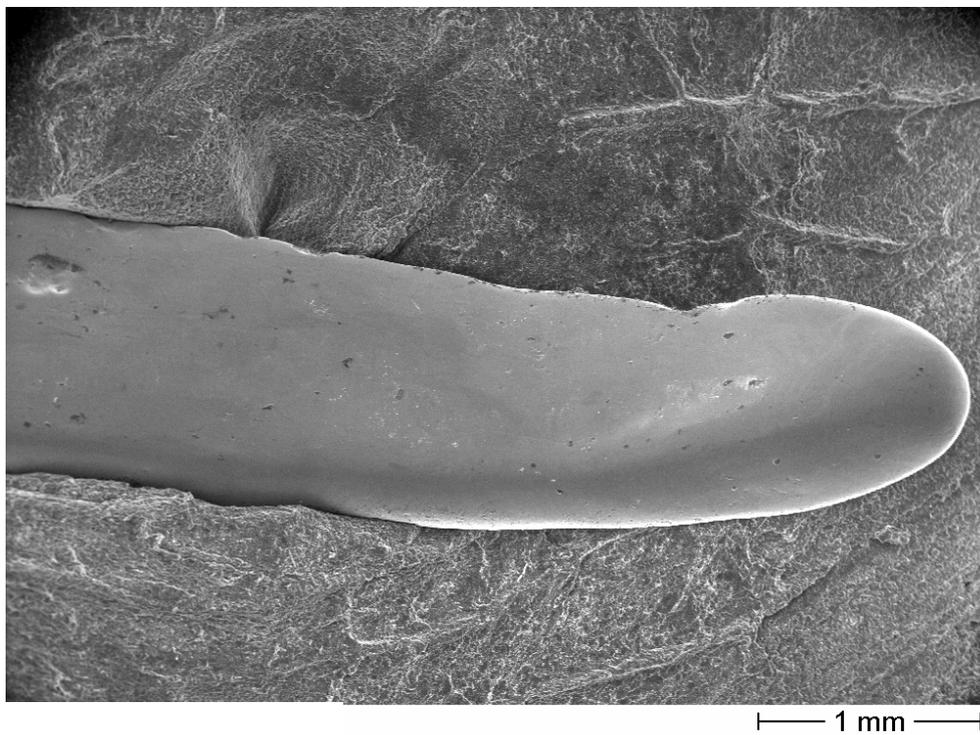
Die Veränderungen der Oberflächenstruktur der Klammer S IV, die sich in einer leichten Rauigkeit äußerten, entstanden bereits nach 50 Belastungszyklen (Abb. 13), allerdings blieben diese während der weiteren Gängelung nahezu konstant (Abb. 14-16).



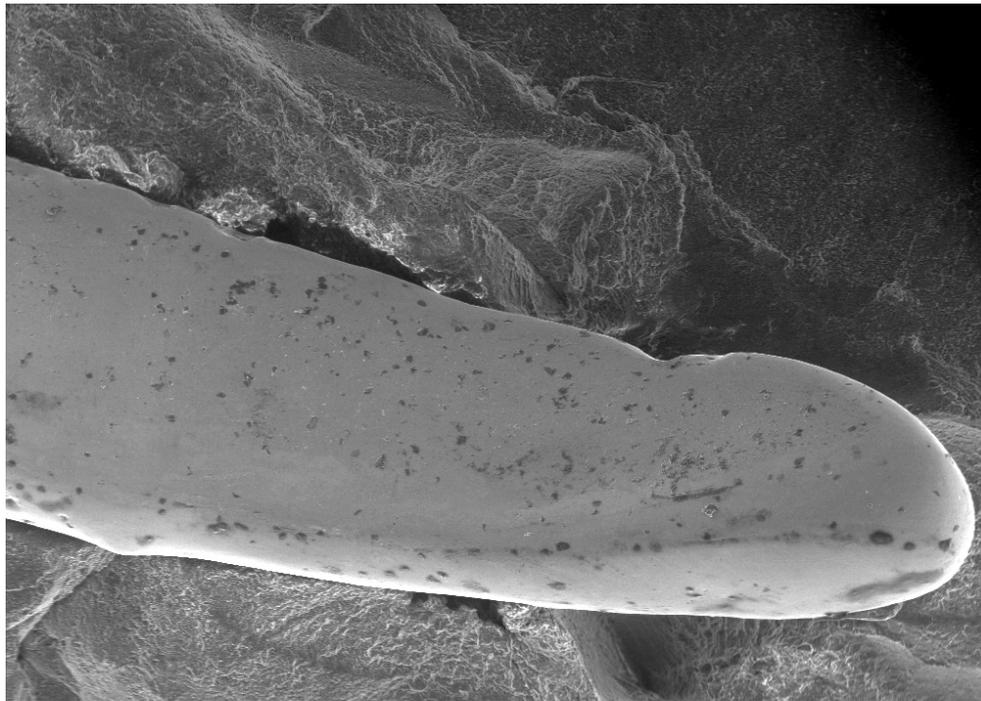
**Abb. 12:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV vor den Belastungszyklen.



**Abb. 13:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 50 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.



**Abb. 14:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 500 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.



900  $\mu\text{m}$

**Abb. 15:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 2500 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.



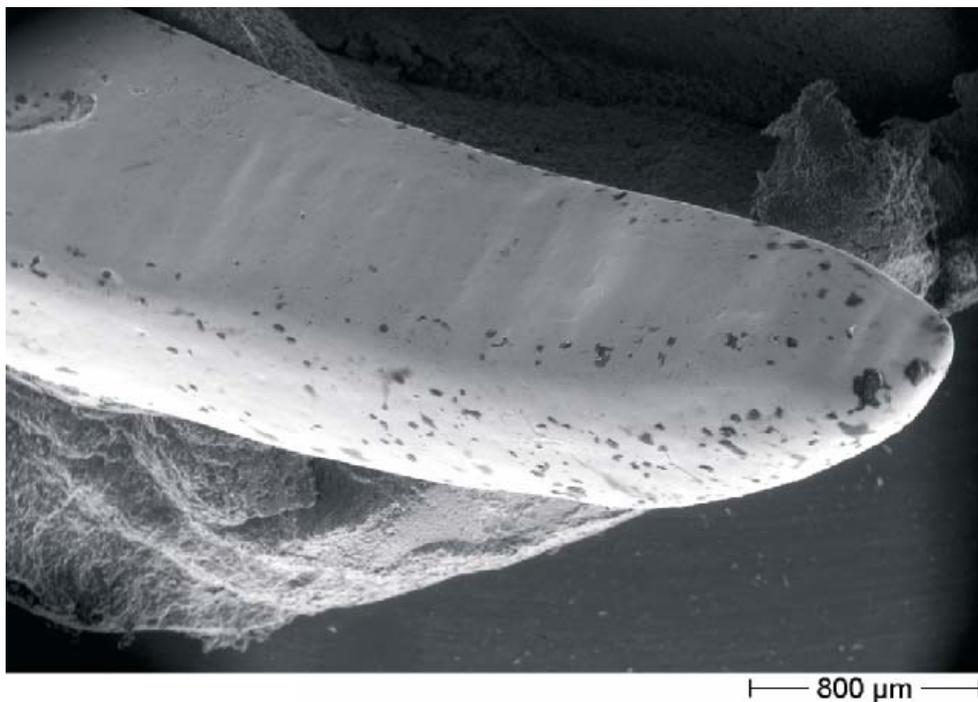
1 mm

**Abb. 16:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 5000 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.

Bei den Klammern S I-V, die durch natürliche Zähne belastet wurden, waren nur wenige raue Oberflächenstrukturen zu erkennen. Der Zahnschmelz war offensichtlich zu weich, um die Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung durch die Belastungen in dieser Versuchsreihe zu abradieren.

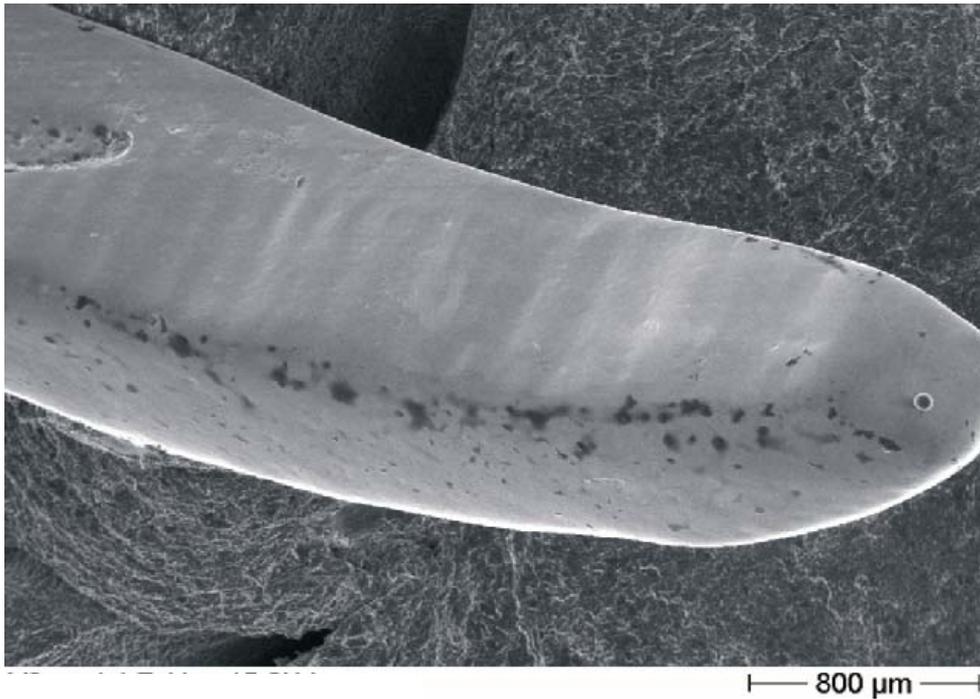
#### 4.2.2 Klammern auf Kronen aus einer Goldlegierung

Stellvertretend für die Darstellung der Klammern auf Goldkronen (G I-V) wurde die Klammer G II gewählt (Abb. 17-21).



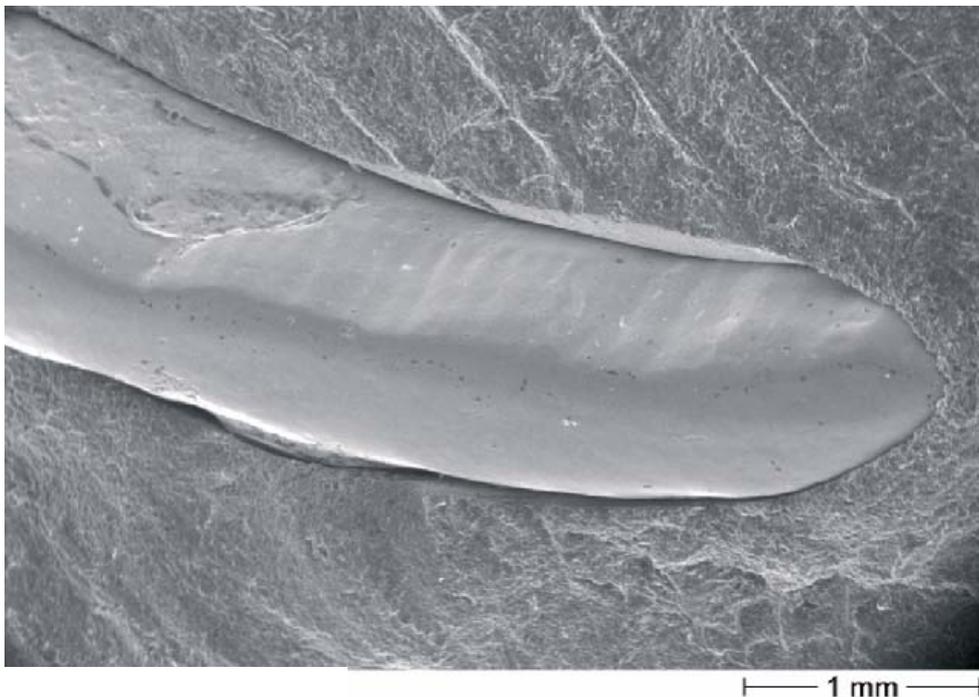
**Abb. 17:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II vor den Belastungszyklen.

Nach 50 Belastungszyklen waren bereits Querfurchen und teilweise kleine Gusslunker der Klammerinnenfläche zu erkennen, die ca. 0,5 mm bis ca. 2,5 mm von der Klammerspitze entfernt waren (Abb. 17-21).

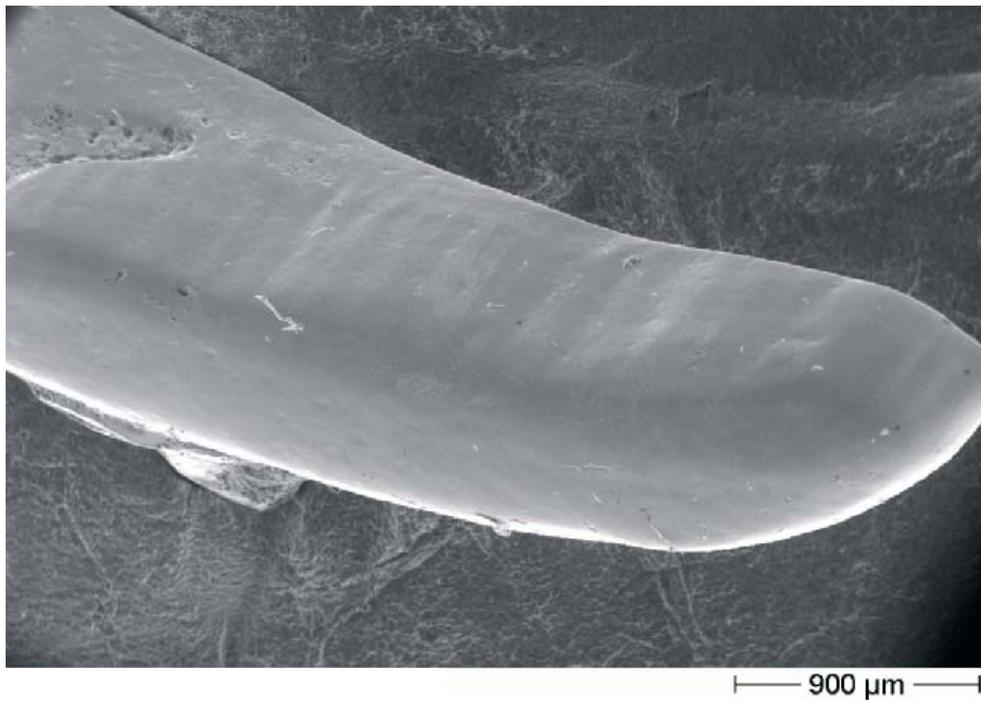


**Abb. 18:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 50 Belastungszyklen auf einer Goldkrone.

Die Querfurchen veränderten sich jedoch nicht bzw. nur gering (Abb. 19) und wurden nach 2500 Belastungszyklen leicht nivelliert (Abb. 20).

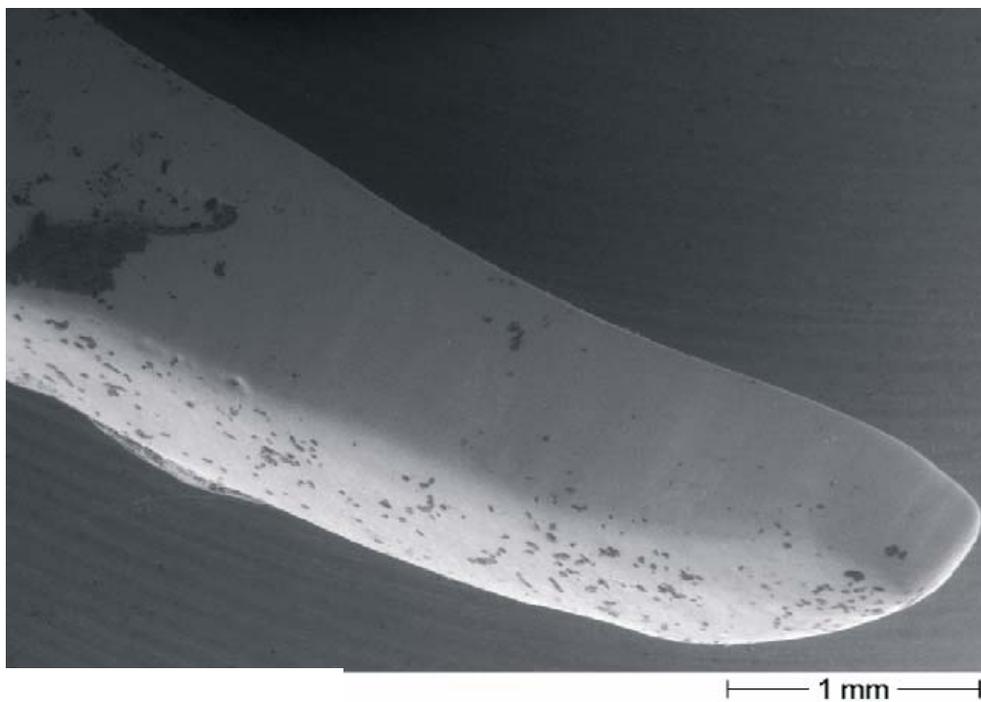


**Abb. 19:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 500 Belastungszyklen auf einer Goldkrone.



**Abb. 20:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 2500 Belastungszyklen auf einer Goldkrone.

Auch nach 5000 Belastungszyklen war auf der Klammerinnenseite die Nivellierung der Querfurchen gut erkennbar (Abb. 21).



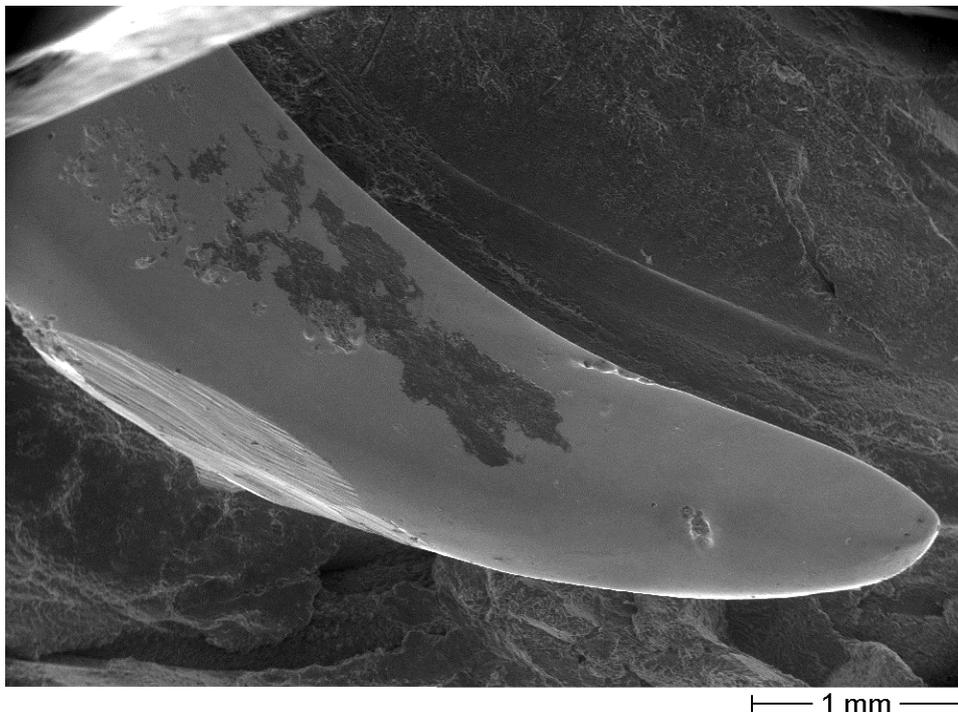
**Abb. 21** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 5000 Belastungszyklen auf einer Goldkrone.

Bei den Klammern, welche die Goldkronen belasteten (G I-V), ließ sich also nicht von einem Abrieb mit Aufrauung, sondern von einer leichten Glättung der Oberfläche sprechen.

#### 4.2.3 Klammern auf Kronen mit einer Verblendkeramik

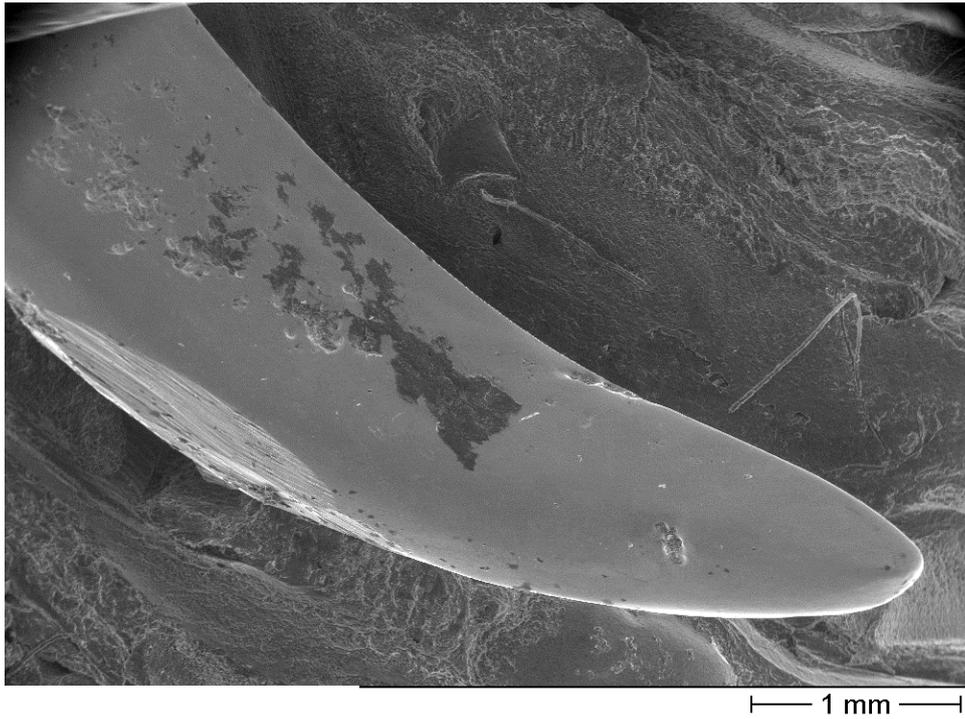
Als Darstellungsobjekt für die Klammern, die auf den keramisch verblendeten Kronen belastet wurden (K I-V), wurde die Klammer K II gewählt, da sie aufgrund ihrer charakteristischen Seitenfläche gut wieder zu erkennen war.

Vor den Belastungszyklen waren in der Mitte der Klammer K II Einlagerungen zu sehen (Abb. 22), welche die Oberfläche rau erscheinen ließen und über die Versuchsreihe annähernd konstant blieben (Abb. 23-26).

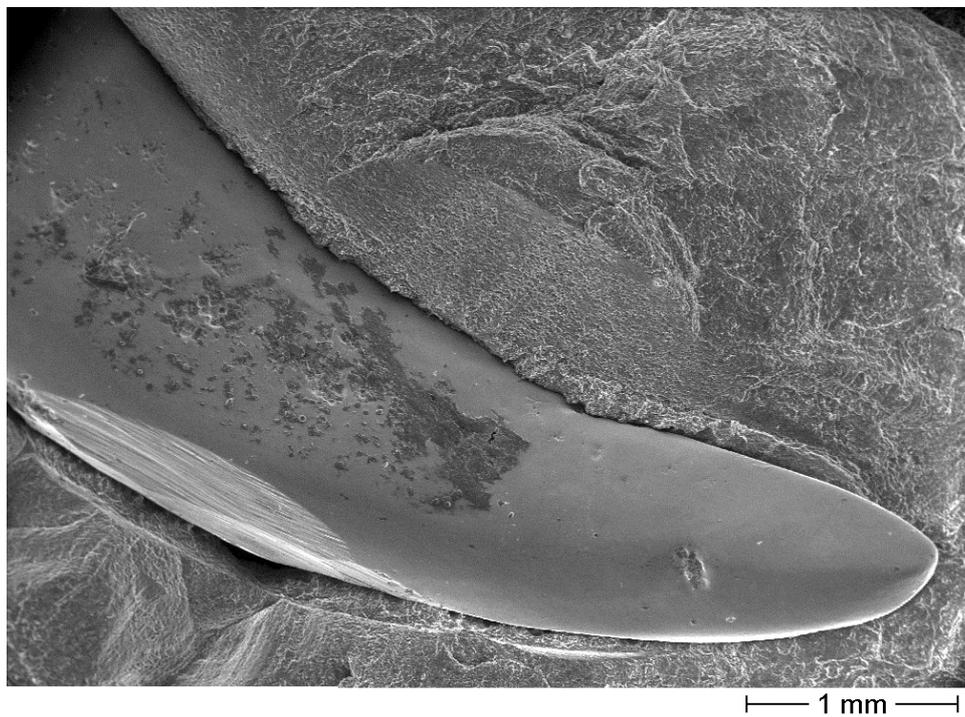


**Abb. 22:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II vor den Belastungszyklen.

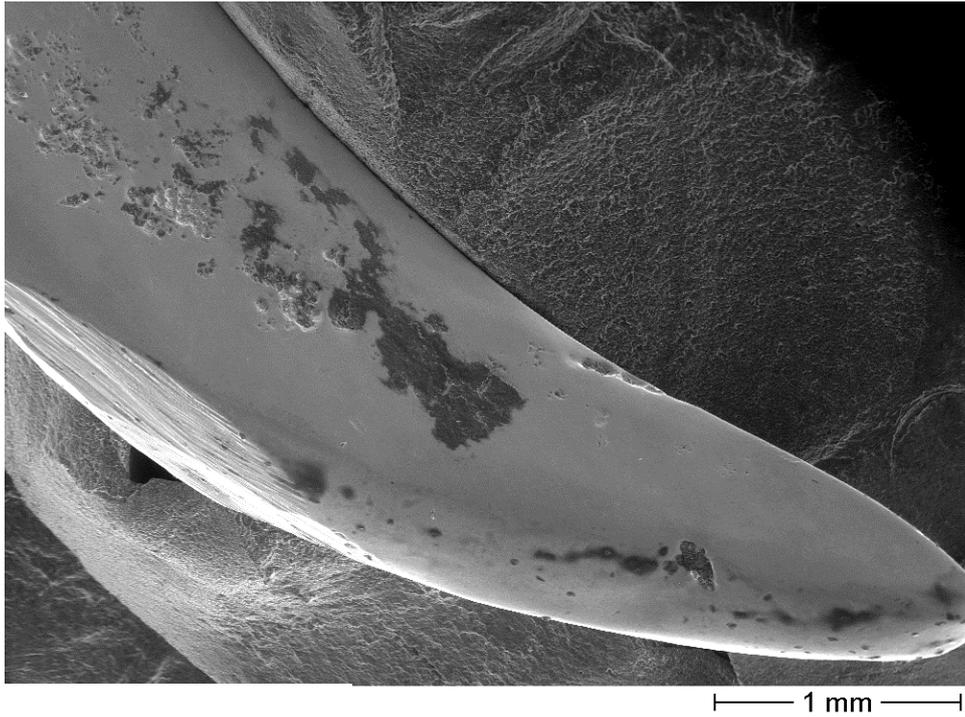
Nach 50 Belastungszyklen zeigte die Klammer K II dieselben Einlagerungen (Abb. 23) wie vor den Belastungszyklen (Abb. 22).



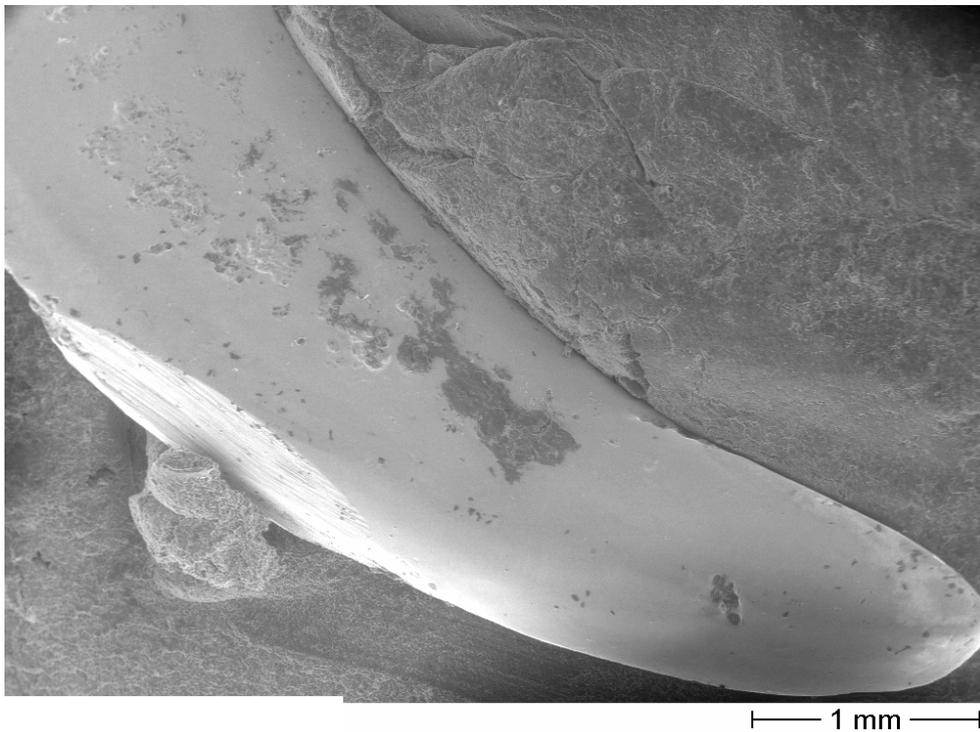
**Abb. 23:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 50 Belastungszyklen auf der Keramikoberfläche.



**Abb. 24:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 500 Belastungszyklen auf der Keramikoberfläche.



**Abb. 25:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 2500 Belastungszyklen auf der Keramikoberfläche.



**Abb. 26:** ESEM-Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 5000 Belastungszyklen auf der Keramikoberfläche.

Es wurde festgestellt, dass die Klammerinnenfläche K II nach den verschiedenen Belastungszyklen wenige raue Abriebsspuren bzw. Kratzer aufwies (Abb. 22-26).

Insgesamt war also auf den elektronenmikroskopischen Bildern, die nach 50 und 500 Belastungszyklen angefertigt wurden, bei natürlichen Zähnen (S I-V) und keramischen Verblendkronen (K I-V) eine raue Oberflächenveränderung der Klammerinnenflächen zu erkennen. Bei den Vollgusskronen (G I-V) ließ sich dagegen keine Aufrauung, sondern eine Glättung der Klammerinnenflächen feststellen.

### 4.3 Lichtmikroskopische Untersuchungen

Die folgenden Abbildungen (Abb. 27-41) geben die lichtmikroskopischen Untersuchungen wieder. Hierbei wurden dieselben Klammern wie bei der elektronenmikroskopischen Untersuchung verwendet. Alle lichtmikroskopischen Bilder sind wie folgt aufgelistet: Vor dem ersten Belastungszyklus (Ausgangszustand), nach 50 Belastungszyklen, nach 500 Belastungszyklen, nach 2500 Belastungszyklen und nach 5000 Belastungszyklen.

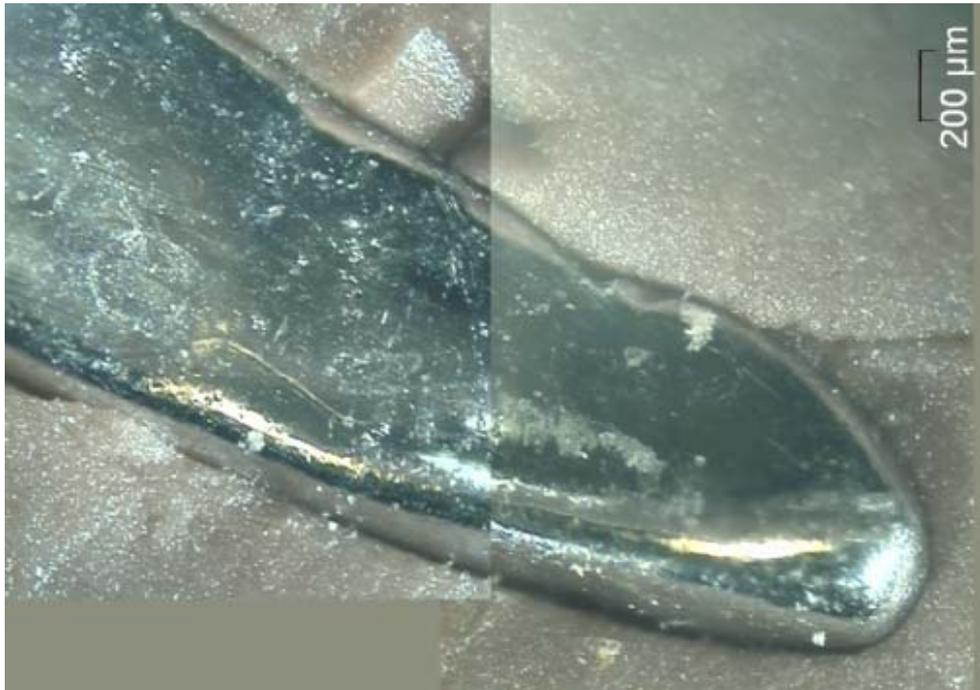
#### 4.3.1 Klammern auf natürlichen Zähnen

Für die Darstellung der Klammern, die auf natürlichen Zähnen belastet wurden (S I-V), wurde die Klammer S IV gewählt (Abb. 27-31).



**Abb. 27:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV vor den Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.

Vor allem nach 50 und 500 Belastungszyklen (Abb. 28-29) war auf der Klammeroberfläche in der Mitte eine Aufrauung festzustellen.



**Abb. 28:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 50 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.



**Abb. 29:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 500 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.

Nach 2500 und 5000 Belastungszyklen wurde die anfängliche Aufrauung der Klammerinnenseite S IV wieder nivelliert (Abb. 30-31).



**Abb. 30:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 2500 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.



**Abb. 31:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer S IV nach 5000 Belastungszyklen auf natürlichem Zahn.

Die Untersuchung ergab, dass bei der Klammer S IV, die durch natürliche Zähne gegängelt wurde, eine Oberflächenveränderung stattgefunden hat, die sich in einer leichten Rauigkeit äußerte. Bei den anderen Klammern (S I-III, V) war der Materialabrieb wesentlich geringer und infolgedessen die Abriebspuren kaum zu erkennen.

#### 4.3.2 Klammern auf Kronen aus einer Goldlegierung

Als Beispiel für Klammern, die auf Goldkronen belastet wurden (G I-V), wurde die Klammer G II ausgewählt (Abb. 32-36).



**Abb. 32:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II vor den Belastungszyklen auf der Goldkrone.

Nach 50 und 500 Belastungen entstand auf der Klammerinnenseite zunächst ein Aufrauungsprozess (Abb. 33-34).



**Abb. 33:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 50 Belastungszyklen auf der Goldkrone.

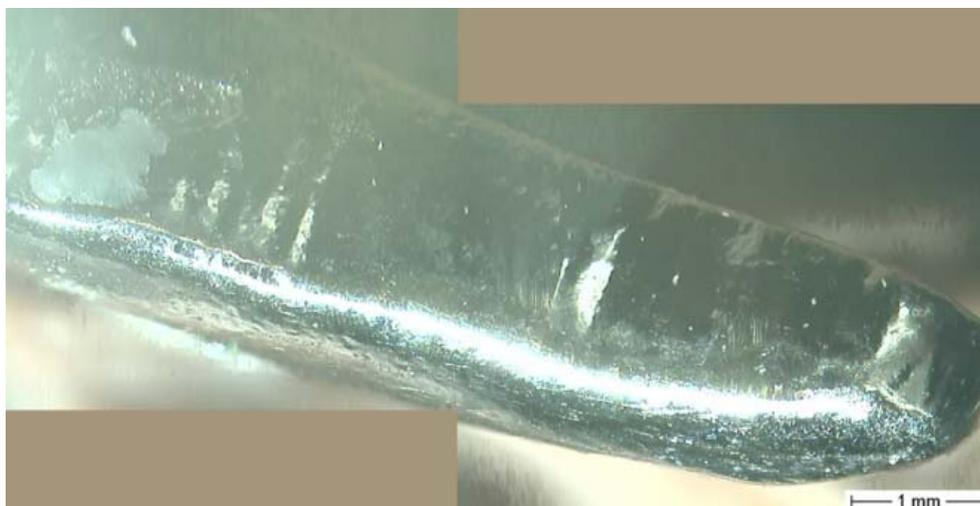


**Abb. 34:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 500 Belastungszyklen auf der Goldkrone.

Im Laufe der weiteren Gängelung wurde nach 2500 und 5000 Belastungen die Klammerinnenseite, die anfangs rau wurde, poliert. Dies ist besonders deutlich im mittleren Bildabschnitt zu erkennen (Abb. 35-36).



**Abb. 35:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 2500 Belastungszyklen auf der Goldkrone.



**Abb. 36:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer G II nach 5000 Belastungszyklen auf der Goldkrone.

Es stellte sich heraus, dass die Klammerinnenseiten, die auf den Goldkronen gegängelt wurden (G I-V), einen deutlichen Poliereffekt aufwiesen. Die wellenförmige Oberfläche der Klammerinnenseite nahm ab, wobei sich die anfänglichen Aufrauungen (Abb. 33-34), die quer zu der Klammerachse verliefen, nach 2500 sowie 5000 Belastungen verringerten (Abb. 35-36).

#### 4.3.3 Klammern auf Kronen mit einer Verblendkeramik

Für die Darstellung der Klammern, die auf den keramischen Verblendkronen gegängelt wurden (K I-V), wurde als Beispiel die Klammer K II gewählt (Abb. 37-41).



**Abb. 37:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II vor den Belastungszyklen auf der Keramikkrone.

Während der verschiedenen Belastungszyklen ergaben sich geringe raue Oberflächenveränderungen, die jeweils ca. 1 mm von der Klammerspitze entfernt zu erkennen waren (Abb. 38-41).



**Abb. 38:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 50 Belastungszyklen auf der Keramikkrone.



**Abb. 39:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 500 Belastungszyklen auf der Keramikkrone.



**Abb. 40:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 2500 Belastungszyklen auf der Keramikkrone.



**Abb. 41:** Lichtmikroskopische Aufnahme der Klammerinnenseite von Klammer K II nach 5000 Belastungszyklen auf der Keramikkrone.

Bei den anderen Klammern, die auf keramisch verblendeten Kronen gegängelt wurden (K I, III-V), traten im Laufe der Belastungszyklen überwiegend nur eine Politur der Innenflächen, lediglich bei Klammer I deutliche Kratzer auf.

Die Oberflächenveränderungen der Klammerinnenflächen (K I-V) sind vergleichbar mit denen auf natürlichen Zähnen (S I-V) (Abb. 28-31), wobei die auf natürlichen Zähnen geringer waren. Die vergleichbaren Strukturveränderungen resultierten aus einem ähnlichen Materialverhalten von Keramik und Zahnschmelz. Beide Substanzen sind relativ spröde. Bei Belastungen, die als Scherkräfte auftreten, können einzelne Fragmente aus der Oberfläche herausgerissen werden. Dadurch entstehen unterschiedliche Kraterbildungen auf den Klammerinnenseiten, bei Keramik in größerem (Abb. 37-41), bei natürlichen Zähnen in geringerem Umfang (Abb. 28-31).

Insgesamt ließ sich feststellen, dass wie bei den elektronenmikroskopischen Bildern, die nach 50 und 500 Belastungszyklen angefertigt wurden, eine raue Oberflächenveränderung der Klammerinnenflächen bei natürlichen Zähnen und keramischen Verblendkronen zu erkennen war. Bei den Vollgusskronen war dagegen keine Aufrauung, sondern eine Politur der Klammerinnenflächen zu sehen.

Im Vergleich rasterelektronenmikroskopischer und lichtmikroskopischer Untersuchungen wurde festgestellt, dass die elektronenmikroskopischen Untersuchungen die Feinheiten und genauen Strukturen der Klammerinnenseite nicht so genau darstellen konnten wie die lichtmikroskopischen Untersuchungen. Dennoch gaben auch die lichtmikroskopischen Untersuchungen keine gravierenden Abrasionsspuren auf den Klammerinnenflächen wieder.

## 5 Diskussion

Knösel (2001) stellte in seiner Arbeit fest, dass sich sowohl Gold- als auch keramisch verblendete Kronen gut als Klammeranker eignen, wobei an den keramisch verblendeten Kronen eine Erhöhung der Rauigkeit nachgewiesen wurde. Hieraus ergab sich die Folgefrage, was mit den Innenflächen gegossener Klammern nach verschiedenen Belastungszyklen auf unterschiedlichen Materialien geschieht. Die zentrale Frage der vorliegenden experimentellen Arbeit war, ob an dem Retentionsverlust bzw. an der Veränderung der Retentionskraft neben der Veränderung der Kronenoberfläche (Knösel 2001) und einer eventuellen Defomation der Klammer, was von Nitschke (2007) im Rahmen ihrer Dissertation (Medizinische Fakultät, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) untersucht wurde, auch die Klammerinnenfläche beteiligt sein könnte.

### 5.1 Diskussion der Methodik

Die Versuchsdurchführung hielt sich möglichst eng an die Praxis. Die schon bewährte Gängelmaschine (Knösel 2001) simulierte die Ein- und Ausgliederungsbewegungen unter In-vitro-Bedingungen.

Zum einen waren die anfänglichen Belastungen sehr wichtig, da sich hier zunächst große Veränderungen zeigten. Zum anderen führten längere Belastungszeiten von mehr als 2 bzw. 4½ Jahren, entsprechend 2500 bzw. 5000 Gängelungen, zu geringeren weiteren Oberflächenveränderungen an den Klammerinnenseiten.

In dieser Versuchsreihe wurde, wie bereits bei Knösel (2001), eine Zyklusdauer von 2 Sekunden gewählt, um einen Zeitraffereffekt zu erzielen und dennoch physikalische Wechselwirkungen ausschließen zu können.

Da zu Anfang der Versuchsreihe nicht klar war, ob das Elektronenmikroskop oder das Lichtmikroskop ein besseres Darstellungsvermögen besitzen würde, wurden beide Verfahren miteinander verglichen. Der Vorversuch zeigte die Nachteile des Elektronenmikroskops auf. Die Darstellbarkeit und Beurteilungsfähigkeit von kleinsten Strukturen ist im Elektronenmikroskop genauer, wohingegen sich gekrümmte Oberflächen durch das Lichtmikroskop aufgrund der besseren räumlichen Darstellung deutlicher wiedergeben lassen.

Durch den Einsatz der neuesten Generation von Elektronenmikroskopen war es möglich, Klammerinnenseiten ohne vorherige Behandlung zu untersuchen und anschließend dieselben Klammern weiter zu benutzen. Die Profilometrie war dagegen auf den gekrümmten Flächen nicht durchführbar, ohne die Klammern dabei zu

zerstören. Sowohl bei dem Elektronen- als auch bei dem Lichtmikroskop war das digitale Fotografieren aufgrund der leichteren Weiterbearbeitung, Speicherung und der leichteren Dokumentation der Aufnahmen von Vorteil.

In Bezug auf die Innenfläche der gegossenen Klammern war eine Orientierung an der Vielzahl kleiner Gusslunker gut möglich, sodass unterschiedliche Bereiche trotz verschiedener Aufnahmetechniken (Lichtmikroskop/Elektronenmikroskop) wieder zu erkennen waren.

Bei der Vergrößerung der verschiedenen Aufnahmetechniken wurde festgestellt, dass eine ca. 400-fache Vergrößerung die Innenfläche des Klammerunterarms gut wiedergab. Nach Übersicht des gesamten Klammerunterarms ließ sich anhand dieser Vergrößerung eine detailreiche Ausschnittsvergrößerung erstellen.

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

Aus klinischen Studien über die Langzeiterfahrung mit dem System Krone - Klammer oder natürlicher Zahn - Klammer ging hervor, dass entweder die Verankerungszähne beschädigt wurden bzw. verloren gingen (z. B. durch Karies, Extraktionen, parodontalen Abbau, Frakturen) oder die Verbindungselemente (z. B. durch Frakturen) unbrauchbar wurden und dadurch der Zahnersatz nicht seine Funktion erfüllen konnte (Coca und Kirman 2001, Dietze et al 2003). Untersuchungen über die detaillierten Veränderungen im System Krone - Klammer wurden dagegen nicht durchgeführt.

Bei den oben erwähnten klinischen Studien ließ sich aber nicht klären, wie häufig es zu Fehlhandhabungen seitens der Patienten kam. Es konnte die parodontale Schädigung vor dem Eingliedern des Zahnersatzes nicht exakt dokumentiert und klassifiziert werden, sodass nach Abschluss der klinischen Untersuchungen nicht eindeutig nachgewiesen werden konnte, welche Seite des Krone-Klammer-/natürlicher Zahn-Klammer-Systems die höhere Fehlerquote aufweist.

Das Gussverhalten der hier untersuchten Klammern erklärt die im Gegensatz zu den Angaben von Körber (2004) mit bis zu 10 N sowie von Eichner und Kappert (1985) mit 17 bis 30 N abweichenden Retentionswerte von 3,5 bis 20 N. Die Ergebnisse der Retentionswerte weichen aber von den Literaturangaben nur im Einzelnen mit 3,5 N, nicht aber bei den Mittelwerten von circa 12 N ab. Obwohl eine Standardsituation mit einheitlichem Kronendesign und definiertem Unterschnitt verwendet wurde, weichen die Werte ab. Dies resultierte offenbar aus der individuellen Modellation und der Variabilität beim Gussvorgang, die keine Gewähr für reproduzierbare Retentionswerte leisten.

Bei dem Krone-Klammer-System ist vor allem die Klammerspitze wichtig, da diese über den prothetischen Äquator bei der Ein- und Ausgliederungsbewegung belastet wird. Auf sie wurde bei diesem Versuch deshalb das Hauptaugenmerk gerichtet. Auffallend war, dass, trotz lege-artis-Herstellung der Klammern, bei der Modellation, dem Gießen und der Ausarbeitung der Klammern oft unterschiedliche Bereiche der Klammern belastet wurden (z. B. Kante oder Fläche der Klammerinnenseite).

Bei einigen Klammern wurden Abrundungen festgestellt, die im Folgenden an den Klammern K I-V diskutiert werden. Bei der Klammer K I wurden Abrundungen an der Kante beobachtet (Abb. 42-43). Es lässt sich vermuten, dass im Laufe der Gängelung Fragmente aus der Keramikverblendung heraus gebrochen sind, wobei die Abrasivität der aufgerauten Keramikoberfläche die Abrundungen verursacht haben. Bei den Klammern K II, K IV und K V wurden dagegen nur Nivellierungen oder Polituren der Innenflächen festgestellt, so dass hier die Abrasivität nicht so hoch war, also nur kleinere Fragmente heraus gebrochen wurden. Die Kraterbildung auf keramisch verblendeten Kronen durch gegossene Klammern wurde von Knösel (2001) beschrieben.



**Abb. 42 und 43:** Die Klammer K I im Ausgangszustand und nach 5000 Belastungszyklen. Die Umrandung in Abb. 43 verdeutlicht den Substanzabtrag der Klammerkante.

Vergleiche zwischen den einzelnen untersuchten Oberflächen, auf denen die Klammern belastet wurden, sind sehr schwierig. Alle Klammern, die trotz exakter Vermessungen diverse Krümmungen aufwiesen, wurden von unterschiedlichen Oberflächen belastet. Des Weiteren lässt sich vermuten, dass jede Klammer mit etwas unterschiedlicher Auflagefläche auflag, nach der Herstellung zunächst punktuell, durch die Belastungen dürften sich anschließend flächige Auflagen ergeben haben. So lässt sich auch annehmen, dass eine großflächige Auflage einen geringeren Substanzabtrag mit sich brachte, als wenn die Klammern auf der Kante auflagen. Dies könnte die Ursache dafür sein, weswegen verschieden geartete Abrasionen auftraten.

Im Versuch wurde geklärt, welche Oberflächen welche Veränderungen an den Klammerinnenseiten hervorriefen. Sowohl bei den Klammerinnenflächen auf natürlichen Zähnen als auch auf keramischen Verblendkronen wurden geringe raue Strukturen festgestellt. Bei den Vollgusskronen kam es dagegen zu einer leichten Glättung der Klammerinnenfläche, die nicht als Abrieb gedeutet werden konnte. Knösel (2001) hat auf der Oberfläche von kunststoffverblendeten Kronen und keramisch verblendeten Kronen Ausbrüche festgestellt, aber einen geringen Substanzabtrag seitens der Kronenoberfläche bei den Vollgusskronen. So kann von einer gleichmäßigen Beanspruchung zwischen einer Vollgusskrone und einer gegossenen Klammer gesprochen werden. Die Ausbrüche waren aber bei der Keramikverblendung so gering, dass Knösel im sichtbaren Zahnbereich die Kombination keramisch verblendete Krone/Klammer empfiehlt, im nicht sichtbaren Bereich dagegen die Kombination Vollgusskrone/Klammer, da sich beide durch eine Formstabilität auszeichnen.

In Ergänzung zu den Ergebnissen von Knösel (2001) wurde festgestellt, dass keine der hier untersuchten Oberflächen (natürlicher Zahn, Goldkrone, keramische Verblendkrone) funktionell relevante Abnutzungserscheinungen auf den Klammerinnenflächen hervorgerufen haben.

Bei der Darstellung der Untersuchungsergebnisse ist zu beachten, dass diese nicht quantitativer, sondern qualitativer Natur sind, da die Auswertung mit Hilfe von Bildern stattgefunden hat.

Da nach der Literatur eine signifikante Steigerung der Härtegrade des Zahnschmelzes nach Fluoridapplikation nachgewiesen werden konnte (Friedrich 1986), wäre eine Untersuchung von fluoridierten natürlichen Zähnen und deren Wirkung auf die Innenflächen gegossener Klammern interessant. Darüber hinaus wären im Gegensatz zu den in der vorliegenden Untersuchung verwendeten gegossenen Klammern aus einer üblichen Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung Analysen über Klammern aus Titanlegierungen lohnenswert, um deren Effekte verschiedener Kronenoberflächen auf den Klammerinnenseiten festzustellen.

## 6 Schlussfolgerungen

Da die Modellgussklammern in der Regel von den hier untersuchten Oberflächen (natürlicher Zahn, Goldkrone, keramische Verblendkrone) belastet werden, stellte sich die Frage, ob der Auswahl einer bestimmten Kronenoberfläche in Hinblick auf die Langzeitüberlebensdauer einer Klammer besondere Bedeutung zukommt.

In dem durchgeführten Versuch stellte sich heraus, dass keine der drei Oberflächen (natürlicher Zahn, Goldkrone, keramische Verblendkrone) deutliche Abriebsspuren auf den Innenflächen der Klammern hinterließen. Demzufolge ist ein Nachlassen der Retentionskraft nicht auf die Abnutzungserscheinungen an der Klammerinnenfläche zurückzuführen. Anhand der Untersuchungen lässt sich folgern, dass der hauptsächlichliche Materialabrieb, sofern vorhanden, an den Kronenoberflächen und nicht an den Innenseiten der Klammern stattfindet.

Die Retentionskraft wurde durch keine der Oberflächen so weit herabgesetzt, dass von einer damit verbundenen Unbrauchbarkeit der Prothese gesprochen werden könnte.

Die Anwendung des Licht- und des Elektronenmikroskops barg jedoch Überraschungen: Während sich im Rasterelektronenmikroskop relativ gleichmäßige Oberflächen zeigten, konnten mit dem Lichtmikroskop eindeutig rauere Oberflächen mit deutlicheren Abrasionsspuren festgestellt werden.

Das Rasterelektronenmikroskop war in dieser Versuchsreihe bezüglich der räumlichen Darstellbarkeit dem Lichtmikroskop unterlegen. Das Elektronenmikroskop konnte dagegen Details scharfkantig besser wiedergeben.

## 7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war, zu untersuchen, inwieweit verschiedene Oberflächen, in diesem Fall natürliche Zähne, Vollgusskronen und keramische Verblendkronen, Einfluss auf die Abrasion der Klammerinnenfläche einer Modellgussklammer haben.

Um konstante Versuchsbedingungen zu gewährleisten, wurden fünf natürliche Zähne und zehn Kronen (jeweils fünf Vollgusskronen und fünf keramische Verblendkronen) mit demselben Unterschnitt untersucht.

Dabei war die Modellation und die Ausarbeitung der Vollgusskronen sowie der keramisch verblendeten Kronen mittels einer auf einen Unterschnitt von 0,5 mm genormten Schablone Voraussetzung.

Es kam das In-vitro-Verfahren zum Einsatz, da hierdurch verkürzte Zeitintervalle ermöglicht werden konnten, wobei ein Belastungszyklus ca. 2 Sekunden dauerte. Bei In-vivo-Verfahren ist zum einen die Fehlhandhabung seitens der Patienten nicht auszuschließen, zum anderen sind standardisierte Situationen nicht zu erreichen. Der Zeitbedarf ist bei dieser Versuchsanordnung zu groß und es ist ethisch nicht vertretbar, bei verschiedenen Patienten künstlich gleiche Ausgangssituationen zu erzeugen.

Da die Versuche immer bei annähernd gleichen Temperaturen (ca. Raumtemperatur) stattfanden, und alle Zähne sowie Kronen denselben Unterschnitt aufwiesen, konnten für alle Prüfkörper immer adäquate Bedingungen garantiert werden. Die Versuchsdurchführung wurde von einer Gängelmaschine übernommen, sodass auch Fehlhandhabungen (Verkantungen usw.) ausgeschlossen werden konnten.

Die Klammerinnenflächen wurden vor den Belastungen und nach jedem Belastungszyklus sowohl licht- als auch elektronenmikroskopisch untersucht und fotografiert. Bei allen Untersuchungen wurde zugleich die Retentionskraft mit Hilfe eines Federkraftmessers analysiert. Dies geschah vor den Belastungszyklen, nach 50 Belastungszyklen, nach 500 Belastungszyklen, nach 2500 Belastungszyklen und nach 5000 Belastungszyklen.

Bei den Klammern auf den keramisch mit Omega 900 (Firma Vita, Bad Säckingen) verblendeten Kronen ließ sich ein signifikanter Verlust der Retentionskraft feststellen. Bei den natürlichen Zähnen und bei den Goldkronen gab es dagegen keine signifikante Veränderung der Retentionskräfte.

Beim Vergleich der Mittelwerte der Klammerkräfte von Gold- und keramisch verblendeten Kronen wurde eine Zunahme der Kräfte zwischen 500 und 2500 Zyklen festgestellt. Bei Klammern, die auf den natürlichen Zähnen belastet wurden, nahm der Mittelwert der Retentionskräfte zwischen dem Ausgangszustand und 50 Zyklen zu, anschließend kontinuierlich ab. Bei keiner der untersuchten Oberflächen mit

Klammereinwirkung wurde die Retentionskraft soweit herabgesetzt, dass nach den Versuchen von einer Unbrauchbarkeit der Klammer gesprochen werden konnte.

Es wurde festgestellt, dass bei konstanten Ein- und Ausgliederungsbewegungen ohne Verkantungen unter den Versuchsbedingungen die Verringerung der Retentionskraft auf den Goldkronen mit durchschnittlich 1,68 N und auf den natürlichen Zähnen mit durchschnittlich 1,7 N am geringsten, hingegen auf den keramisch verblendeten Kronen mit durchschnittlich 3,0 N am größten war.

Die elektronenmikroskopischen und lichtmikroskopischen Analysen ergaben, dass eine geringe Abrasion an den Klammerinnenflächen der Modellgussklammern aus Heraenium NF (Heraeus Kulzer, Hanau), die auf den Goldkronen aus Bio Maingold SG (Heraeus Kulzer, Hanau) und natürlichen Zähnen gegängelt wurden, stattfand. Bei den Vollgusskronen war diese Abrasion aber keine Aufrauung, sondern eine Glättung der Klammerinnenflächen. Auf den Klammerinnenflächen, die auf keramisch mit Omega 900 (Firma Vita, Bad Säckingen) verblendeten Kronen gegängelt wurden, war die Aufrauung am größten. Diese Reihenfolge bestätigte bezüglich des Ergebnisses der Retentionskraftveränderungen die Erwartungen, wobei allerdings die insgesamt geringe Abrasion überraschte.

Die Abrasion an der Klammerinnenfläche stellt demzufolge nicht den limitierenden Faktor für die Überlebensrate von Klammerprothesen dar.

Die Untersuchung zeigte außerdem, dass in diesem Fall die lichtmikroskopische Darstellung und Dokumentation der elektronenmikroskopischen vorzuziehen war. Die lichtmikroskopischen Darstellungen brachten den Vorteil, gekrümmte Oberflächen besser wiederzugeben und die damit verbundenen Vertiefungen in diesen gekrümmten Oberflächen auch besser beurteilen zu können.

Da die Versuche in vitro stattgefunden haben, bleibt die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Praxis unsicher.

## Literaturverzeichnis

- 1 Behr M: Der Regensburger Kausimulator. Zukunft im Brennpunkt, Bd. 2. Abayfor, Regensburg, 2003, S. 77-78
- 2 Besimo CE, Guarneri A, Jahn M: Haltekraft von präfabrizierten Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 56 (2001) 370-375
- 3 Bieske RH: Neue Methode zur Untersuchung der Abriebfestigkeit zahnärztlicher Materialien. Dtsch Stomat 18 (1968) 565-572
- 4 Bley Müller J, Gehlert G: Statistische Formeln, Tabellen und Programme. 8. Aufl. Vahlen, München, 1996
- 5 Bley Müller J, Gehlert G, Gülicher H: Statistik für Wirtschaftswissenschaftler. 10. Aufl. Vahlen, München, 1996
- 6 Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace L: Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent 78 (1997) 187-193
- 7 Coca I, Kirman S: Ergebnisse einer Langzeitstudie über die Versorgung mit klammerverankerten Modellgussprothesen. Dtsch Zahnärztebl 7/8 (2001) 477-484
- 8 Czichos H, Habig K-H: Tribologie – Handbuch, Reibung und Verschleiß. Vieweg, Braunschweig, Wiesbaden, 1992
- 9 Dietze S, Kerschbaum T, Teeuwen R: Langzeitschicksal von Restgebiss und 1474 klammerverankerten Modellgussprothesen in einer zahnärztlichen Praxis. Dtsch Zahnärztl Z 58 (2003) 508-511
- 10 Eichner U, Kappert H-F: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 5. Aufl. Hürtig, Stuttgart, 1985, S. 194-199, 286-288, 317-325
- 11 Essop AR, Salt SA, Sykes LM, Chandler HD, Becker PJ: The flexibility of titanium clasps compared with cobalt-chromium clasps. S Afr Dent J 55 (2000) 672-677
- 12 Frank R, Brudvik J, Leroux B, Milgrom P, Hawkins N: Relationship between standards of removable partial denture construction, clinical acceptability and patient satisfaction. J Prosthet Dent 83 (2000) 521-527
- 13 Friedrich K: Friction and Wear of Polymer Composites. Elsevier, Amsterdam, 1986, S 21-24
- 14 Fusayama T, Katayori T, Nomoto S: Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. J Dent Res 42 (1963) 1183-1197
- 15 Gelbier S: 125 years of developments in dentistry, 1880-2005, Part 4: Clinical dentistry. Br Dent J 199 (2005) 615-619

- 16 Gossler C: Goldbandprothesen. Online im Internet: <http://www.zahn-art.at>, Stand: 27.01.2004
- 17 Gwinnett AJ: Human prismless enamel and its influence on sealant penetration. Arch oral Biol 18 (1973) 441-444
- 18 Hauptmeyer F: Über das Gussmetall Vitallium bei abnehmbarem und festem Zahnersatz, insbesondere partiellen Prothesen, Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 39 (1936) 108-116
- 19 Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Schwarzenberg, München, 1995, S. 17-25, 140-143, 211-213
- 20 Hickel R: Forschungsbericht Zahnabration: Zahnabration und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeiten. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin, 1989
- 21 Hickel R, Kunzelmann K-H: Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser, München, 1997, S 17-19
- 22 Johansson AK, Sorvari R, Meurman JH, Birkhed D: In vitro effect of citric acid on deciduous and permanent enamel. Caries Res 32 (1998) 310
- 23 Jüde HD, Kühl W, Rossbach A: Einführung in die zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 1989, S. 181-211
- 24 Knösel JPW: Oberflächenveränderungen an Kronen und Verblendmaterialien nach Belastung durch gegossene Halteelemente. Med. Diss., Halle-Wittenberg, 2001
- 25 Koeck B, Grüner M, Werner BE: Vergleichende Untersuchung einiger vorgefertigter Verbindungselemente bei paraxialer Belastung. Dtsch Zahnärztl Z 48 (1993) 622-624
- 26 Körber KH: Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1995
- 27 Körber KH: Experimentelle Untersuchungen und zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. Quintessenz 55,3 (2004) 261-268
- 28 Krüger E: Synthetischer Speichel in der Zahnheilkunde bei Trägern von Vollprothesen. Zahnärztl Prax 28 (1977) 318
- 29 Kunzelmann K-H: Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Shaker, Aachen, 1998, S. 1-53, 90-194
- 30 Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Aufl. DÄV-Hanser, Köln, 2001, S. 179-180, 199-202
- 31 Marxkors R: Stellenwert der klammerverankerten Modellgussprothese. Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 3-4
- 32 Maupomé G, Díez-de-Bonilla J, Torres-Villaseñor G, Andradedelgado LDC, Castaño VM: In vitro quantitative assessment of enamel microhardness after exposure to eroding immersion in a cola drink. Caries Res 32 (1998) 148-153

- 33 McLean JW: The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 16 (1991) 149-156
- 34 Mortimer C-E, Müller U: Chemie. 8. Aufl. Thieme, Stuttgart, 2003, S. 169, 176-181, 424
- 35 Ney J M Company (Hrsg.): *Planned Partials*. 3. Aufl. Fa. Degussa, Frankfurt a. M., 1965
- 36 Nitschke F M: Experimentelle Untersuchungen zur bleibenden Deformation gegossener Halteelemente für herausnehmbare Teilprothesen. *Med. Diss.*, Halle-Wittenberg, 2007
- 37 Rodrigues RC, Faria Ribeiro R, da Gloria Chiarello de Mattos M, Luiz Bezzon O: Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 88 (2002) 290-296
- 38 Saito M, Notani K, Miura Y, Kawasaki T: Complications and failures in removable partial dentures: a clinical evaluation. *J Oral Rehabil* 29 (2002) 627-633
- 39 Schröter W, Lautenschläger K-H, Teschner J: *Taschenbuch der Chemie*. 19. Aufl., Harri Deutsch, Frankfurt a. M., 2002, S. 174
- 40 Schumacher G-H, Schmidt H, Börnig H, Richter W: *Anatomie und Biochemie der Zähne*. Volk und Gesundheit, Berlin, 1990, S. 156-178
- 41 Siebert GK: *Dentallegierungen der zahnärztlichen Prothetik*. Carl Hanser, München, 1989, S. 171-220
- 42 Strietzel R, Viohl J: Bestimmung der in-vitro-Korrosionsraten von Amalgamen und Dentallegierungen mit Hilfe der Atomabsorptions-Spektroskopie Teil 1: Messverfahren und Methodik. *Zahnärztl Welt* 101 (1992) 584-586
- 43 Vallittu PK, Kokkonen M: Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent* 74 (1995) 412-419
- 44 Vanzeveren C, D'Hoore W, Bercy P, Leloup G: Treatment with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 30 (2003) 447-458
- 45 Vermeulen AHBM, Keltjens HMAM, van't Hof MA, Kayser AF: Ten-year evaluation of removable partial dentures: Survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 76 (1996) 267-272
- 46 Wikipedia. Die freie Enzyklopädie 2004: Härtegrade der Metalle nach Brinell und Vickers. Online im Internet: <http://www.wikipedia.org/wiki/Brinell-Härteprüfung.html>, Stand: 27.01.2004
- 47 Wikipedia. Die freie Enzyklopädie 2006: Tribologie. Online im Internet: <http://wikipedia.org/wiki/Tribologie.html>, Stand: 13.10.2006
- 48 Zum Gahr KH: *Microstructure and Wear of Materials. Classification of the Wear Processes*. Elsevier, Amsterdam, 1987, S. 80-131

## 8 Thesen

1. Die Qualität der herausnehmbaren Teilprothesen mit Modellgussklammern wird wesentlich durch die Beständigkeit des Systems Krone - Klammer bestimmt.
2. Das Nachlassen der Retentionskraft kann neben der Deformation der Klammern sowie den Abnutzungen an der Zahn- bzw. Kronenoberfläche an der Abnutzung der Klammern liegen. Letzteres wurde bislang noch nicht untersucht.
3. Da es bisher keine Studien zu möglichen Abrasionserscheinungen an Klammerinnenflächen gibt, ist die vorliegende Arbeit eine logische Fortsetzung der Arbeit von Knösel (2001), in welcher die Veränderungen an Kronenoberflächen analysiert wurden.
4. In-vitro-Versuche ermöglichen im Gegensatz zu In-vivo-Verfahren Untersuchungen mit verkürzten Zeitintervallen, wobei ein Belastungszyklus ca. 2 Sekunden dauert und damit mehrjährige Belastungen simuliert werden können.
5. Beim Vergleich der Darstellungsfähigkeit von Licht- und Elektronenmikroskop stellte sich in der vorliegenden Fragestellung das Lichtmikroskop aufgrund der genaueren Wiedergabe gekrümmter Oberflächen als bessere Alternative heraus. Künftige Untersuchungen, die über gekrümmte Oberflächen angefertigt werden, sollten daher im Vergleich Licht-/Elektronenmikroskop durchgeführt werden.
6. Die Retentionskraft der Klammern auf den natürlichen Zähnen und den Vollgusskronen veränderte sich unter den Versuchsbedingungen nur geringfügig und ohne statistisch signifikante Auswirkungen auf die Funktion der Klammern.
7. Die keramisch verblendeten Kronen bewirkten als einzige Kronenart einen signifikanten Verlust der Retentionskraft, der jedoch klinisch ohne Bedeutung ist.
8. Alle drei untersuchten Oberflächen (natürliche Zähne, Vollgusskronen und keramische Verblendkronen) können demnach zur Klammerverankerung herangezogen werden.
9. Vollgusskronen bewirkten auf den Klammerinnenflächen statt einer rauen Oberfläche einen Poliereffekt.

10. Das Hauptaugenmerk muss bei der Kombination gegossener Klammern mit natürlichen Zähnen, Vollgusskronen oder keramischen Verblendkronen nicht auf der Klammerinnenfläche liegen, da die geringen Abnutzungserscheinungen dort nicht die Ursache für den Retentionskraftverlust der Klammerprothesen sind.
11. Die vorliegende Arbeit untermauert die These von Knösel, wonach sowohl keramisch verblendete als auch Goldkronen für das System Krone - Klammer zu empfehlen sind.
12. Weitere wissenschaftliche Arbeiten über Klammerinnenflächen sollten im In-vivo-Experiment durchgeführt werden, damit die hier aufgestellten Thesen untermauert werden können. Da die Klammern herausnehmbar sind, lassen sich die Klammerinnenflächen sowohl mit dem Lichtmikroskop als auch mit dem Elektronenmikroskop untersuchen.

# Curriculum Vitae

## Persönliche Angaben

Name: Fabian Hornung  
Familienstand: ledig  
Geburtsdatum: 23. Juni 1973  
Geburtsort: Herford  
Anschrift: Weg zur Platte 86  
45133 Essen

## Schulbildung

1979-1983 Grundsule „Am Krausen Bäumchen“, Essen  
1983-1992 Humboldt-Schule Humanistisches Gymnasium,  
Essen  
Abschluss: Abitur

## Hochschulbildung

1992-1995 Studium der Humanmedizin an der  
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
1995-1996 Studium der Humanmedizin an der  
Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg  
1996-2002 Studium der Zahnmedizin an der  
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
Abschluss: Approbation als Zahnarzt

## Berufspraxis

Februar 2002-Januar 2004 Vorbereitungsassistent in der zahnärztlichen Praxis  
Dr. J. Braunsteiner, Essen  
März 2004-April 2004 Weiterbildung in der MKG-chirurgischen Praxis  
Dr. J.-D. Beyer, Essen  
Mai 2004-November 2004 Vertretungszahnarzt in der Praxis  
Dr. U. Vogt, Krefeld  
seit August 2005 selbstständiger Zahnarzt in eigener Praxis, Essen

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Karl-Ernst Dette für die Aufgabenstellung und seine tatkräftige und kompetente Betreuung dieser Dissertation.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Frank Syrowatka vom Interdisziplinären wissenschaftlichen Zentrum für Materialwissenschaften der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (kommissarisch geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Jörg Kressler) für die Herstellung der mikroskopischen Bilder und für fachliche Auskünfte.

Bei den Firmen Heraeus Kulzer (Hanau), Dentaurum (Ispringen) und Vita (Bad Säckingen) möchte ich mich bedanken für die Leihgabe des Edelmetalls und Modellgussmetalls sowie für das keramische Verblenden der Kronen.

Besonderer Dank gilt auch den Technikerinnen des zahntechnischen Labors der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg für die Hilfe bei der Herstellung der Vollgusskronen und der Gerüste der keramisch verblendeten Kronen.

Für die ständigen Ermunterungen zur Fortführung meiner wissenschaftlichen Arbeit möchte ich mich vor allem bei meinen Eltern und meiner Freundin bedanken, die mit ihren konstruktiven Vorschlägen sehr zum Gelingen beigetragen haben.

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig und ausschließlich unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht habe. Weitere Promotionsversuche mit dieser oder einer anderen Dissertation im In- oder Ausland habe ich nicht gemacht.

Unterschrift

Essen, im August 2007