

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen**

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

**Haftfestigkeitsmessungen an keramisch verblendeten
Galvanogerüsten**

**Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Corinna Simone Walter
aus
Gaildorf**

2004

Dekan:

Professor Dr. C. Claussen

1. Berichterstatter:

Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter:

Professor Dr. J. Setz

Für meinen Bruder Matthias

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	9
2	Literaturübersicht.....	14
3	Ziel.....	23
4	Material und Methode	24
4.1	Herstellung der Prüfkörper	24
4.1.1	Herstellung der Dublierstümpfe zur Herstellung der Galvanokäppchen	25
4.1.2	Galvanisierungsprozess	25
4.1.3	Aufbringen der Keramikverblendung.....	29
4.1.4	Herstellung der Prüfstümpfe.....	31
4.1.5	Befestigung der Galvanokronen auf den Prüfstümpfen	31
4.2	Bruchversuche im Kausimulator	31
4.2.1	Aufbau des Kausimulators.....	31
4.2.2	Ablauf der zyklischen Belastungstests	33
4.3	Evaluation.....	36
4.3.1	Makroskopische Auswertung und Darstellung der Bruchflächen.....	37
4.3.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Bruchflächen.....	38
4.3.3	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der metallographisch aufgearbeiteten verblendeten Galvanokronen	38
5	Ergebnisse.....	39
5.1	Vorversuche (P).....	39
5.2	Hauptversuche (H).....	40
5.3	Nachuntersuchungen (N).....	47
5.4	Fotomakroskopische Untersuchung	52
5.5	Mikromorphologische und elementanalytische Untersuchung mittels digitalen Rasterelektronenmikroskops (REM).....	54
5.5.1	REM-Bilder	55
5.5.2	Korrespondierende Spektrogramme zur elementanalytischen Auswertung.....	58
5.5.3	REM-Untersuchung am Schliffpräparat.....	61

6	Diskussion	62
7	Zusammenfassung	67
8	Literaturverzeichnis	69
	Anhang 1 und 2	

Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Galvanisiervorgangs.....	15
Abbildung 2: Weg zur Herstellung eines Galvanokäppchens am Beispiel eines Prämolarenmodells	16
Abbildung 3: Zeigt am Beispiel eines Prämolarenmodells mit angebrachtem Kupferdraht das Auftragen des Silberleitlacks.....	17
Abbildung 4: Schematische Darstellung des Galvanisiervorgangs.....	26
Abbildung 5: Schnitt durch einen Prüfkörper. Darstellung der gleichmäßigen Schichtdicke eines Galvanokäppchens.....	27
Abbildung 6: Schematische Darstellung der simulierten Aufteilung der Kaukräfte.....	32
Abbildung 7: Schematische Darstellung der Prüfanordnung im Kauapparat (Willytech)	34
Abbildung 8: Graphische Darstellung der Gruppengrößen B und O in Phase H (Hauptversuche)	45
Abbildung 9: Übersicht über beide Probengruppen hinsichtlich der primären Zielgröße Bruch	45
Abbildung 10: Darstellung der gesamten Anzahl der Proben hinsichtlich der sekundären Zielgröße Bruchtiefe.....	45
Abbildung 11: Mosaikplot 1 - Ergebnisse Hauptversuch.....	46

Abbildung 12: Mosaikplot 2 – Ergebnisse Nachuntersuchungen	48
Abbildung 13: Mosaikplot 3 – Ergebnisse der Haupt- und Nachuntersuchung	49
Abbildung 14: Mosaikplot 4 – Vergleich der Ergebnisse	50
Abbildung 15: Mosaikplot 5 – Bruchzustand aller 52 Kronen nach Versuchsende.....	51
Abbildung 16: Übersichtaufnahme einer gebrochenen Probe der Gruppe O mit den analysierten (vgl. Spektrogramme) und bezeichneten Oberflächen Keramik und Galvanokäppchen	55
Abbildung 17: Detailaufnahme der Abb. 16. Deutlich zu erkennen ist, dass beim Lösen des Bruchstückes Keramik auf der Metalloberfläche haftet.....	55
Abbildung 18: Übersicht über eine Probe (Gruppe B).....	56
Abbildung 19: Darstellung der Bruchfläche der Probe aus Abb.18.....	56
Abbildung 20: Detailaufnahme der Bruchstelle.....	57
Abbildung 21: Spektrogramm 1	58
Abbildung 22: Spektrogramm 2	59
Abbildung 23: Spektrogramm 3	59
Abbildung 24: Spektrogramm 4	60
Abbildung 25: Spektrogramm 5	60

Tabelle 1: Technische Daten der galvanisch hergestellten Kronenkäppchen	27
Tabelle 2: Übersicht zum unterschiedlichen Ablauf der Keramikverblendung mit und ohne Aufbringen des Bonders	29
Tabelle 3: Daten für den Bonderbrand	30
Tabelle 4: Brenntabelle Vita response, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	30
Tabelle 5: Versuchsdurchläufe	35
Tabelle 6: Bruchverteilung der Phase P, Serie 3.	40
Tabelle 7: Im Ergebnisteil verwendete Abkürzungen.	40
Tabelle 8: Übersicht der Ergebnisse der Bruchversuche im Kausimulator nach einer Belastung von 1.200.000 Zyklen.....	41
Tabelle 9: Aufgliederung der Probekörperzahlen.	44
Tabelle 10: Herkunft der unversehrten Kronen und Verteilung auf die Prüfgruppen in Phase N.....	47
Tabelle 11: Übersicht über die Anzahl und Verteilung der frakturierten und unbeschädigten Kronen aller Versuchsserien (ohne P1/P2).....	51
Tabelle 12: Legende der verwendeten Abkürzungen der Elemente der nachfolgenden Abbildungen	58

1 Einleitung

Die Rehabilitation von durch Karies oder andere Erkrankungen bzw. Ereignisse geschädigten Zähnen stellt einen erheblichen Teil des in der zahnärztlichen Praxis angefertigten Zahnersatzes dar. Im Bereich des festsitzenden Zahnersatzes (Kronen und Brücken) machen Einzelzahnkronen den Hauptanteil der prothetischen Leistungen aus. Seit Jahren repräsentieren dabei Restaurationen aus Metall bzw. mit Metallgerüst und zusätzlicher zahnfarbener Verblendung den bewährten klinischen Standard. Mit Beginn der 1980er Jahre haben in den gut sichtbaren Bereichen des Gebisses, in denen die Ästhetik eine tragende Rolle spielt, Kronen, die aus einem Metallgerüst mit einer zahnfarbenen Verblendung aus Keramik bestehen, solche ganz aus Metall oder mit Kunststoffverblendung weitgehend verdrängt.

In den letzten Jahren wurde die keramisch verblendete Goldrestauration zur zahnärztlichen Standardversorgung für festsitzenden Zahnersatz (ZE) (21). Mit der Entwicklung neuer Keramiken konnten keramisch verblendete Restaurationen auch den hohen ästhetischen Ansprüchen der Patienten immer besser genügen.

Keramikverblendete Restaurationen werden aufgrund des festen Verbundes, den die Keramik zum Metallgerüst besitzt, kurz VMK-Restaurationen genannt (Vita-Metall-Keramik: Verfahren zum Aufbrennen von Keramikmasse für die Verblendung von Edelmetall-Legierungen). Die in der VMK-Technik bevorzugten Metalle sind nach wie vor sogenannte hochgoldhaltige Dentallegierungen mit einem Edelmetallanteil (Gold und Platin) von mindestens 95%.

Die entscheidenden Bewertungskriterien sind Ästhetik, Biokompatibilität, Verweildauerprognose und Herstellungskosten des Zahnarztes (21).

Legierung und Keramik müssen chemisch, mechanisch und ästhetisch aufeinander abgestimmt sein. Passgenauigkeit, Expansion von Einbettmasse und Legierung, Vermeidung von Lunkern, Erzielen einer ausreichenden Oxidschicht für die Verblend-Metall-Keramik und eine ästhetische Verblendung einer gegossenen Restauration stellen eine Herausforderung bei der zahntechnischen Herstellung dar.

Für die Keramikverblendtechnik werden hochgoldhaltige Legierungen mit einem hohen Platinanteil benötigt, um ihnen die hervorragende Mundbeständigkeit zu erhalten und

hohe Festigkeit bei einem hohen Schmelzpunkt zu verleihen. Der Nachteil ist jedoch, dass der Platinanteil die Legierung nicht goldgelb, sondern silberfarben aussehen lässt. Solche ‚grau-silbrig‘ wirkende Legierungen stellen für das Erzielen einer natürlich wirkenden Farbgebung beim Verblenden eine Erschwernis dar, da größere Schichtstärken von Opaker und Keramikmasse erforderlich sind. Dieses schränkt die ästhetischen Möglichkeiten ein.

Der große Erfolg und die hohe Akzeptanz von VMK-Restaurationen auf Basis hochgoldhaltiger Dentallegierungen in der zahnärztlichen Praxis gründen sich, insbesondere im Bereich von Einzelzahnkronen, auf folgende klinische Eigenschaften und Erfahrungen:

- Korrosionsbeständigkeit und damit Biokompatibilität unter den Bedingungen der Mundhöhle, welche durch den hohen Anteil an Gold und Platin gewährleistet wird. Dentale Keramiken sind hierin Edelmetallen sogar noch überlegen.
- Hohe mechanische Festigkeit und damit gute funktionelle Stabilität unter den Belastungen durch die Kaukräfte, welche dem Platinanteil und dem kraftschlüssigen Verbund von der Keramik zum Metall zu verdanken sind.
- Relativ einfache und sichere Verarbeitbarkeit bei der Herstellung des Zahnersatzes, da zugehörige Techniken und Materialien des Dentalgusses und des Verblendens eine lange Tradition in der Zahnheilkunde besitzen und entsprechend viel *Know-how* und Erfahrung vorliegen.
- Hohe Präzision der im Labor gefertigten Restaurationen aus den gleichen Gründen.
- Mittlerweile hohes ästhetisches Potential, da die Keramiken immer ausgereifter in ihrem optischen und farblichen Verhalten sind, welches darüber hinaus noch über lange Jahre klinisch beständig bleibt.
- Erwiesene klinische Langzeitbewährung. Auf die Jahre gerechnet haben sich VMK-Restaurationen dadurch letztlich als rentabel erwiesen, da den nicht unerheblichen Erstkosten bei der Versorgung geringe Folgekosten, wenigstens *en gros*, innerhalb der ersten 10 Jahre durch Nach- oder Folgebehandlungen gegenüberstehen.

Trotz der genannten Vorteile kommt es unvermeidbar zum Auftreten von Problemen mit klinischen Konsequenzen oder Nachbesserungsbedarf bis hin zum Ersatz oder Entfernen einer gescheiterten Restauration.

Jede noch so gute Versorgung stellt letztendlich einen Fremdkörper im menschlichen Organismus dar und damit eine potentielle Quelle für Störungen. Hierbei haben auf der einen Seite biologische Faktoren einen Einfluss, auf der anderen Seite spielen material-spezifische Faktoren eine Rolle.

Metalle und Legierungen, die für längere Zeit in der Mundhöhle verbleiben, sollen unter Mundbedingungen mechanisch stabil, korrosionsfest sein und ästhetische Haltbarkeit aufweisen, was unter anderem eine sichere Haftung der Keramik auf Metall voraussetzt. Korrosion ist die Zerstörung von Metallen und Legierungen durch chemische oder elektrochemische Reaktionen (lat.: *corrodere* = zernagen) (5). Freigesetzte Metallionen aus Korrosion, wie sie als Folge von Lokalelementbildung insbesondere im Lochfraß und in Spaltbereichen auftreten, können die Ursache für lokale toxische Schädigungen der Gingiva, des Parodonts, des Knochens und der Pulpa sein. Die Bildung toxischer Ionen kann z.B. bei den Elementen Kupfer, Indium, Gallium, Cadmium, Chrom, Nickel und Beryllium auftreten, die alle Bestandteile verbreiteter dentaler Legierungen sind.

Bei der Entmischung dieser Legierungen im Rahmen des Oxidbrandes zur Gewinnung einer ausreichenden Oxidschicht, die u.a. zur Haftung der Keramikverblendung herangezogen wird, reichern sich diese unedlen Metallionen an. Später wird, als Bearbeitungsfehler, die Oxidschicht häufig ungenügend abgeschliffen, und unedle Metallionen reichern sich in unterschiedlichen Konzentrationen an der Oberfläche der Legierung an, sind dann in Spalten zwischen Keramik und Metallträger einem korrodierenden Angriff ausgeliefert und können so bei zunehmender Korrosion in diesen Bereichen zum Anlass toxischer Schäden des umgebenden Gewebes werden (6).

Alternativen zur herkömmlichen Metallkeramikrestauration wie Vollkeramik und galvanokeramische Kronen wurden daher in den letzten Jahren entwickelt und ständig weiterentwickelt. Im Galvanoverfahren hergestellte Goldgerüste weisen hinsichtlich der Korrosionsbeständigkeit gegenüber gegossenen Gerüsten aus Legierungen verbesserte Eigenschaften auf und zählen inzwischen zu den qualitativ hochwertigen Typen von Einzelkronen (64).

Darüber hinaus erleichtert der warme Goldton des galvanogeformten Feingoldgerüsts die Farbgebung der Keramikverblendung, da dieser der natürlichen Zahnfarbe näher steht als ein silbergraues Gerüst (28).

Das Galvanoforming hat sich einen festen Platz im breiten Indikationsspektrum zahn-technischer und zahnmedizinischer Leistungen gesichert. Galvanisch hergestellter Zahnersatz ist präzise in der Passgenauigkeit, ästhetisch wirkungsvoll und biokompatibel (26).

Im Zuge der zunehmend kritischer werdenden Diskussion über eventuelle Nebenwirkungen und Unverträglichkeitserscheinungen dentaler Metallegierungen, wie z.B. Amalgam oder palladiumhaltige Legierungen, kommt der Technologie des Galvanoformings in der prothetisch-restaurativen Zahnheilkunde eine immer größere Bedeutung zu, da die Kronengerüste aus nahezu reinem Feingold bestehen (> 99,9%). Ein zusätzlicher Vorteil von hochreinem Feingold ist seine ausgezeichnete Verträglichkeit gegenüber Schleimhäuten (66).

Neben den Materialeigenschaften trägt dazu auch der präzise Randschluss, der mit dieser Technik erreicht wird, bei (12). Ähnlich wie bei zervikalen Goldhämmerfüllungen sind bei subgingivalen Kronenrändern aus Feingold reizfrei anliegende Weichgewebe zu beobachten (64). Zur Körperverträglichkeit von galvanokeramischen Kronen zählt auch der gering erforderliche Abtrag von Zahnhartsubstanz beim Präparieren des Zahnes, der mit ca. 0,2 bis 0,3 mm für das Goldkappchen ausreichend ist (64). Darüber hinaus sind allergische Reaktionen auf reines Gold extrem selten (12).

Für die Haftung einer keramischen Masse auf einer metallenen Unterlage werden mehrere Mechanismen diskutiert:

1. mechanische Retention (Mikroverzahnung, Druck-Zug Phänomen (Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK))
2. chemischen Verbund (Haftoxide)
3. van der Waals-Kräfte (zwischenmolekulare Kräfte).

Zwar kann bisher nicht eindeutig festgestellt werden, welchen Anteil diese Einzelkomponenten an der Gesamthaftung haben, der Haftvermittlung durch Metalloxide kommt jedoch laut Literatur die entscheidende Rolle zu. Das ist der Grund, weshalb der Basis aus Gold und Platin bei der Herstellung hochgoldhaltiger, aufbrennfähiger Metalle unedle Elemente (Fe, In, Sn, Zn) zulegiert werden.

Gold mit hoher Reinheit, wie es bei der Elektroformung entsteht, kann keine Oxidschicht ausbilden. Um eine haftende Verbindung zwischen Gold und Keramik herzustellen, ist die Verwendung eines Haftvermittlers (Bonder: Mischung aus Keramik und Feingoldpulver) notwendig. Haftoxide, wie sie bei klassischen hochwertigen Gusslegierungen vorkommen, sind unter anderem notwendig, um den chemischen Verbund zwischen Metallgerüst und Keramik herzustellen (4).

Bis jetzt ist noch nicht hinreichend belegt, ob die Verwendung eines Bonders die Haftfestigkeit zwischen Keramikverblendung und Galvanogerüst erhöht oder den Verbund gar negativ beeinflusst.

2 Literaturübersicht

Metallkeramikrestorationen kombinieren die natürliche Ästhetik der Keramik mit der Festigkeit von Metallgerüsten (2,3,40).

Die Galvanotechnik zur Herstellung von VMK-Kronen zielt auf die Verbesserung der Materialqualität des Goldgerüstes hinsichtlich Homogenität und Biokompatibilität, da keine Gussfehler auftreten können, und das hochrein abgeschiedene Feingold *per se* korrosionsbeständig ist und nicht den diesbezüglichen Nachteilen von Dentallegierungen ausgesetzt ist. Ferner gewährleistet die Galvanotechnik einen sehr präzisen Randschluss und hat den Vorteil der goldgelben Farbe des Metallgerüstes auf ihrer Seite. Daher stellen Einzelzahnkronen, die mit Hilfe der Galvanotechnik hergestellt wurden, eine interessante klinische Alternative zu konventionell, im Dentalgussverfahren hergestellten Restaurationen dar.

Galvanisieren beinhaltet zwei Techniken:

1. Elektroformung
2. Elektroplating (Elektrodepositionierung).

Elektrodepositionierung ist ein Vorgang, bei dem sich auf einer Unterlage ein haftender Metallmantel ablagert (39,52,60).

Bei der Elektroformung entsteht eine Metallhülse, d.h., mit Hilfe einer Kathode werden gelöste Metallionen in eine stabile und homogene dreidimensionale Metallstruktur gebracht (14,18,39,52,60).

Das Elektrodepositionieren ist ein chemischer Vorgang, der ein zyanidfreies Goldelektrolytbad, eine Goldanode, eine leitende Kathode und eine elektrische Energiequelle einschließt (Abbildung 1). Der Elektrolyt hat die Fähigkeit, elektrisch geladene Teilchen (Ionen) zu den jeweils entgegengesetzt geladenen Polen wandern zu lassen. In einem galvanischen Bad liegt Gold in ionischer Form vor und scheidet sich an der Kathode ab, sobald ein Stromkreis zwischen dem Bad und dem eingetauchten Zahnstumpf geschlossen wird (39,44,60). Für die Elektroformung einer Galvanokrone, kann wie in Abbildung 2, ein Modellstumpf aus Gips, der mit Silberlack leitend überzogen wurde, als Kathode verwendet werden.

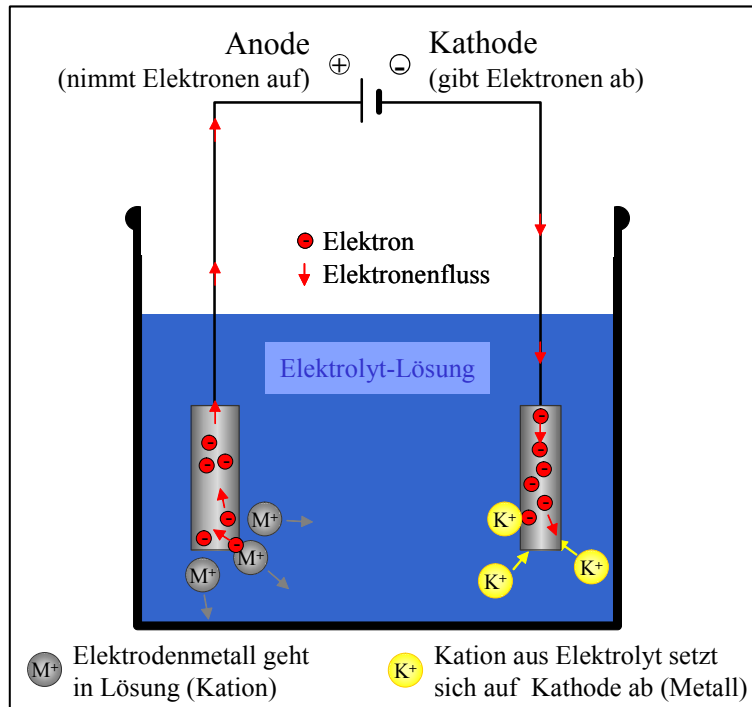


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Galvanisiervorgangs.

Ablaufschema: Zusammenfassung der Arbeitsschritte für die Herstellung eines galvanischen Goldkännchens.

- Sägestumpf des Meistermodells
- ↓
- Dublieren des Stumpfes
und Herstellung eines Kunststoffstumpfes
- ↓
- Ankleben des Kupferdrahtes
und Bemalen mit Silberleitlack
- ↓
- Galvanisiervorgang
- ↓
- Lösen des Kunststoffstumpfes
und des Leitsilbers in Salpetersäure
- ↓
- Aufpassen des Goldkännchens
auf das Meistermodell

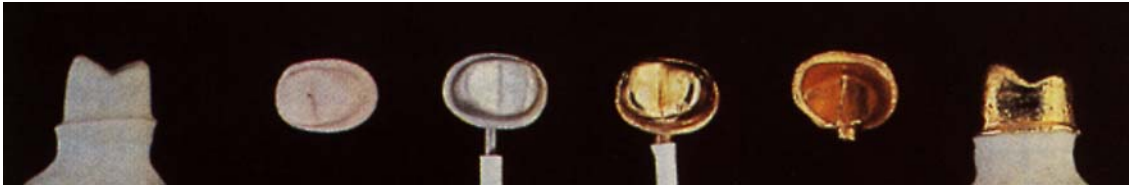


Abbildung 2: Weg zur Herstellung eines Galvanokäppchens am Beispiel eines Prämolarmodell.

Meistermodell (Gips), Duplikatstumpf (Kunststoff), bemalter Kunststoffstumpf, galvanisierter Stumpf, ausgelöste Goldkappe, aufgepasstes Galvanokäppchen auf Meistermodell.

(Quelle: Setz et al., ,Galvano-keramische Kronen. Herstellung und erste Erfahrungen', dental-labor, XXXVI, Heft 1/88, 72)

Der erste Schritt, einen Körper für das Galvanisieren vorzubereiten, ist seine Oberfläche leitend zu machen. Im Allgemeinen wird der Vorgang des Galvanisierens durch das Aufbringen von Silberleitlack mit einem Pinsel auf die zu galvanisierende Oberfläche begonnen (14,20,53).

Ein Kupferdraht wird in eine Vorbohrung eingebracht, er steht mit der Kathode des Galvanobades in Verbindung (14,20,53). Der Stumpf wird in das Elektrolytbad getaucht, Spannung wird angebracht und der Galvanisierungsprozess beginnt (Ablaufschema, Abbildung 2, 3) (14,20,53).



Abbildung 3: Zeigt am Beispiel eines Prämolarenmodells mit angebrachtem Kupferdraht das Auftragen des Silberleitlacks.

(Quelle: Setz et al., ‚Galvano-keramische Kronen. Herstellung und erste Erfahrungen‘, dental-labor, XXXVI, Heft 1/88, 72).

Die Galvanoformung wird in der Zahnmedizin seit 1850 verwendet. Einer der frühesten Artikel, der das Galvanisieren in der Zahnmedizin betraf, wurde von A. Hill 1851 verfasst. Hill führte Versuche zum Galvanisierungsprozess mit künstlichen, vorgefertigten Zähnen durch (17). Seit dieser Veröffentlichung ist in mehreren wissenschaftlichen Arbeiten, wie in denen von J.L. Newell, J.G. Ward und E.C. Taylor, die Galvanomethode zur Herstellung von Zahnfüllungen und Dentalplatten untersucht und beschrieben worden (37,56,62). Der Gebrauch der Elektrodepositionierung in der Zahnmedizin zeigte keine Fortschritte bis Diehl und Steele Techniken zur Goldkronenherstellung 1889/90 veröffentlichten (11,54). Beide Zahnärzte machten aus Gips (*Parisergips*) Modelle von zu überkronenden Zähnen, stellten Wachsduplikate her und galvanisierten Goldkronen, die auf die präparierten Stümpfe passten (11,54).

In den frühen Dreißigern des vorigen Jahrhunderts wurde der Vorgang des Galvanisierens in der Zahnmedizin für die Herstellung von galvanobeschichteten Gipsmodellen genutzt (14,39,52). Gentilly beschrieb 1935 Materialien und Methode der Elektroformung mit einem silberlackbeschichteten Gipsstumpf (14).

Die wichtigsten Fortschritte der Galvanotechnik fanden 1960 statt (43-46). Rogers schrieb zwischen 1961 und 1980 eine Reihe von Artikeln, in denen der Gebrauch der Galvanotechnik bei der Herstellung von Jacketkronen und indirekten Inlays beschrieben wurde (43-46). Bei der indirekten Herstellung von Goldinlays mit der Galvanotechnik wird das Meistermodell dubliert und das Duplikat mit Silberleitlack bestrichen. Dadurch lässt sich galvanisch eine dünne, ca. 0,2 mm starke Schicht Feingold ablagern (46). Nach einer Einprobe des Gerüsts im Mund des Patienten wird insbesondere die Okklusalfäche in Wachs ergänzt, die Modellation zum Metallguss eingebettet und im Angussverfahren eine Goldlegierung an die Reingoldmatrix angegossen (46). 1979 veröffentlichte Rogers eine Technik, mit der keramikverblendete Jacketkronen aus Feingold hergestellt werden konnten. Die Herstellung der Feingoldhülse erfolgte in ähnlich der von Rogers 1961 beschriebenen Weise: Das Aufbrennen der Keramik auf die Goldoberfläche erfolgte mit Hilfe einer dünnen galvanisierten Metalloberfläche. Es wurde niedrigschmelzende Keramik auf Feldspatbasis zum Verblenden verwendet (44). Rogers erweiterte 1980 den Gebrauch von Keramik, die auf Galvanogoldstümpfe gebrannt wird, um Keramikinlays mit Galvanomatrix (45).

Der Gebrauch von elektrogeformten Goldhülsen bei Verblendkeramikrestorationen hat verschiedene Vorteile. Die Galvanokäppchen haben dem Typ III der Gussbasislegierungen ähnliche physikalische Eigenschaften mit einer Vickershärte von ca. 100 HV, eine gleichmäßige Schichtstärke, keine Gussfehler, das Meistermodell wird detaillgetreu wiedergegeben und durch die natürlich goldgelbe Farbe ist ein Optimum an Farbgebung für die Verblendung zu erreichen (45,55,58,60). Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) von Feingold beträgt $14,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, was mit dem WAK heute verwendeter niedrigschmelzender Keramik ($13,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) vereinbar ist. Diese Übereinstimmung vermittelt eine starke Haftung zwischen Keramik und Galvanogold. Ursächlich dafür sind kleine interne Spannungen während des Brennvorgangs (2,40,44).

Fehlerquellen beim Dentalguss, wie z.B. durch das Verziehen der Wachsmodellation, schlecht abgestimmte Ausdehnung und Kontraktion der Legierung und der Einbettmasse sowie Lunker, treten bei der Galvanotechnik nicht auf (40,42).

Gusslunker entstehen durch das nicht vollständige Ausbrennen der Wachsmodellation, unangemessenen Druck beim Gießen und Verunreinigungen, durch zu schnelles

Abkühlen der Schmelze und Gasblasen, die durch Überhitzung der Legierung entstehen (40,42,48).

Bei der dreidimensionalen Verdichtung und dem Kristallwachstum des Goldes während des Galvanovorgangs entstehen praktisch keine Lunker (32,60,65). Die Korngröße des galvanisch abgeschiedenen Goldes ist ca. 50 µm. Das entspricht ca. 1/8 der Größe in gegossenem Gold. Die feinkörnige, lunkerfreie Struktur des rekristallisierten galvanisch abgelagerten Goldes bleibt während des Brennvorgangs im Keramikofen unverändert erhalten und vermeidet somit praktisch alle Lunker .

Der Randschluss von Galvanokronengerüsten ist bedeutend besser als der von VMK-Gerüsten (18,49).

Holmes et al. verglichen die Passung von verblendeten Galvanokronen mit konventionell (Aufwachsen, Ausbrennen, Gießen) hergestellten Kronen (18). Fünf Proben wurden zu jeder Herstellungsmethode untersucht. Nachdem alle Proben zementiert waren, wurde jede geschnitten und unter dem Lichtmikroskop betrachtet (18). Die absolute Länge des Randspaltes wurde bestimmt durch die Messung des Kavitätenoberflächenwinkels der Präparation zur Präparationsgrenze. Holmes zeigte einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Randspaltpassung von Galvanokronen, 36 µm, und VMK mit einer Randspaltbreite von 64 µm (18). Weber, Setz et al. publizierten 1989 eine Studie, in der mit zwei unterschiedlichen Messverfahren (zirkuläre Untersuchung, Schnittuntersuchung) die Passgenauigkeit von galvanokeramischen Kronen untersucht wurde: mit insgesamt 1057 Messwerten bei zirkulären Untersuchungen und 20 Messungen bei der Schnittuntersuchung. Bei beiden Messverfahren zeigte sich ein mittlerer Randspalt von unter 20 µm, was deutlich unter dem von Dreyer-Jorgensen geforderten Wert von 50 µm lag (15).

1995 veröffentlichte Gert Krieg einen Artikel, der Galvanokronen in einer 9-Jahres-Studie mit 189 Patienten, die insgesamt 540 verblendete Galvanokronen erhielten, vorstellte. 400 Galvanokronen wurden durchschnittlich über 4,2 Jahre beobachtet. Während der Beobachtungszeit gingen 12 Kronen verloren (2,4%). Drei Verluste erfolgten wegen Unfalltraumata (Fahradunfälle mit Zahn- und Knochenfrakturen). In einem Fall wurde ein Pfeilerzahn für festsitzenden Zahnersatz benötigt, bei vier Patienten lockerte sich die Krone. Dabei traten Keramikbrüche und Verbiegungen des Galvanokäppchens auf. Zwei Verluste waren durch okklusale Keramikfrakturen der Verblendung zu verzeich-

nen, da eine zu geringe Keramikschichtstärke vorlag. Zwei Verluste traten nach Extraktion wegen endodontischer Komplikationen des überkronten Zahnes auf (28). Nach Kerschbaum und Leempoel entspricht die Erfolgsquote von 96,2% der von konventionellen VMK-Kronen. Kerschbaum und Leempoel bestimmten, dass die Erfolgsquote von herkömmlichen VMK-Restaurationen 97% nach drei Jahren und 90% nach 10 Jahren betrug (23).

Trotz der belegten Vorteile von verblendeten Galvanokronen war die Anerkennung in zahntechnischen Kreisen sehr begrenzt, da bisher nur unter Verwendung hochgiftiger Cyanidbäder galvanisiert werden konnte (5). Seit den Veröffentlichungen von O. Rogers zeigte sich, dass mit Galvanotechniken gleich bleibend und wiederholt gute Ergebnisse erzielt werden konnten (39,55,58,60). Durch den Einbau eines Computermikroprozessors war man im Stande, die Stärke des elektrogeformten Kappchens zu bestimmen, und durch den Gebrauch eines cyanidfreien Elektrolytbades wurde der Herstellungsprozess umweltfreundlich und weniger gesundheitsschädlich (39,55,58,60).

Der Erfolg der VMK-Technik wurde der Festigkeit des Verbundes von der Verblendkeramik zur Metalloberfläche zugeschrieben. Die mechanische Haftung der Keramik auf der Legierungsoberfläche beträgt nach Vickery und Badinelli weniger als 6% der Gesamthaftung (59). Die Haftung ist überwiegend chemischer Natur. Zwei viel debattierte chemische Haftungstheorien sind die Oxidschicht- und die Grenzflächensättigungstheorie (3,25,35,47).

Kautz beschreibt 1936 die Oxidschichttheorie als das Vorhandensein einer Metalloxidschicht, die dicht zwischen Metall und Keramik haftet, folglich einer Zwischenschicht gleicht, die für den Metallkeramikverbund verantwortlich ist (22). Die Oxidschichttheorie wurde 1959 von King et al. und 1962 von Pask und Fulrath in Frage gestellt (22,38).

Die Grenzflächensättigungstheorie sagt aus, dass die dem Metall zugewandte Keramikschicht die Oxidschicht der Metalloberfläche auflöst, daraus ergibt sich eine Schicht ‚oxid-gesättigte‘ Keramik, die direkt am Metall haftet (24,34,35,38). Die oxid-gesättigte Keramik gilt als thermodynamischer Ausgleich zwischen der Keramik und der Metalloxidschicht. Es entsteht eine durchgehende chemische Haftung zwischen Metall und Keramik (3,19,25).

Keine der beiden Keramikmetallhaftungstheorien ist bis jetzt eindeutig bewiesen. Die Literatur führt jedoch den Nachweis, dass der wichtigste Faktor in der Entwicklung der Haftung zwischen Metall und Keramik in beiden Theorien das Vorhandensein der Oxidschicht auf der Metalloberfläche ist (10,19,31,34,35,41,51,61).

1962 überprüften Shell und Nielsen die Scherfestigkeit der Haftung von thermodynamisch zusammenpassenden Keramiken und Metalllegierungen (51). Sie entdeckten, dass das Vorhandensein einer Oxidschicht auf der Metalloberfläche die Scherfestigkeit um das Dreifache gegenüber einem oxidfreien Keramikmetallverbund steigert (51). Leone und Fairhurst studierten den Effekt von Luft und Sauerstoff auf die Haftfestigkeit des Verblendmetallsystems (31). Eine statistisch signifikante Steigerung der Haftfestigkeit war bei Proben, die an der Luft oder Sauerstoff gebrannt wurden, zu beobachten.

Dieser Anstieg der Haftfestigkeit wurde der Entwicklung der Oxidschicht auf der Metalloberfläche zugeschrieben, die offensichtlich bedeutender ist als die mit einem Keramikbinder erzielte (31). Das Ergebnis wurde von Dent et al. bestätigt. Sie konnten zeigen, dass bei Erhitzen von Keramikmetalllegierungen auf bis zu ca. 1000 °C für 10 min ohne Vakuum eine Oxidbildung auf der Metalloberfläche stattfand. Das Vorhandensein der Oxidschicht trug zum Anstieg der Haftfestigkeit zwischen Keramik und Legierung bei (10).

Wagner et al. studierten den Effekt einer Behandlung in reduzierender Ar-5%H₂-Atmosphäre auf Metalle (61). Eine Hitzebehandlung des Metalls unter diesen Bedingungen verhinderte Oxidschichtentwicklung auf der Metalloberfläche. Das Fehlen der Oxidschicht ergab eine 88%-ige Einbuße der Haftfestigkeit verglichen mit den Werten bei Bestehen einer Oxidschicht (61).

Hochedelmetalllegierungen für die Keramikverblendtechnik sind dank ihrer Fähigkeit, eine oberflächliche Oxidschicht auszubilden, in der Lage, mit Keramik eine Haftung einzugehen. Reines Gold bildet nach einer Wärmebehandlung keine entsprechende Oxidschicht auf der Oberfläche aus (30,36). In der Folge können auf der Goldoberfläche keine chemischen Wechselwirkungen mit Keramik stattfinden (19).

1970 zeigten Anthony et al. eine Verminderung der Scherfestigkeit um 84% bei Legierungen, die mit 24 Karat Gold überzogen wurden (1). Diese Abnahme der Verbundfestigkeit wurde dem Nichtvorhandensein der Oxidschicht zugeschrieben. Der negative Effekt des Feingoldes auf den Metallkeramikverbund wurde durch die Arbeit von

Warpeha und Goodkind, Daftary und Donovan bestätigt (7,63). Warpeha und Goodkind fanden eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit der Keramik nach dem Aufbringen eines dichten Überzuges aus reinem Gold auf die Metalloberfläche (63). Daftary und Donovan überprüften die Haftfestigkeit von Keramik auf Metalllegierungen (7). Sie zeigten, dass die Haftfestigkeit von Keramik auf Metall stark abnimmt, wenn ein dünner Überzug aus reinem Gold auf Metallgerüste vor dem Verblenden galvanisiert wird (7).

In dieser Studie wird die Haftfestigkeit zwischen elektrogeformtem reinem Gold und Keramik untersucht. Sie basiert auf der Tatsache, dass galvanisch hergestellte Goldgerüste keine chemische Haftung zur Keramik wegen des Fehlens der oberflächlichen Oxidschicht erzielen können. Um die Wirkung einer Oxidschicht zu simulieren, wurde ein Haftvermittler (Bonder) bestehend aus Aluminium, Quarz und Feingoldpulver aufgetragen. Der Keramikanteil im Haftvermittler beträgt weniger als 50 Volumenprozent. Im Allgemeinen haftet der Keramikanteil an kleinen Oxiden der Goldpartikel, die eine hohe Affinität zu den galvanisierten Stümpfen haben (57). Die Zusammensetzung des Bonders ermöglicht ebenso eine mechanische Retention. Die gesinterten Gold- und Keramikbestandteile zeigen einen inneren Verriegelungseffekt (Schlüssel-Schloss-Prinzip) zwischen Gold und Keramik. Das Ergebnis ist eine Oberfläche, auf der die Opakerschicht der Keramik chemisch und mechanisch haften kann (58). Die Untersuchung der Verbundfestigkeit wurde mit und ohne Bonder vorgenommen.

3 Ziel

Das Ziel der Studie war es zu ermitteln, ob das Verwenden von *Bonder* die *Haftfestigkeit* der Keramikverblendung auf *Galvanogerüsten* erhöht oder ob auf ihn verzichtet werden kann.

Dazu wurden Dauerlastversuche an zwei Gruppen von keramikverblendeten Galvanokronen (mit *Bonder* = Gruppe „B“ / ohne *Bonder* = Gruppe „O“) in einem Multifunktionalen Kausimulator (Version 3.1.29, Willytech, München, Deutschland) durchgeführt.

Grundidee der Versuchsdurchführung war, eine Probe einer zeitlich wechselnden zyklischen Belastung auszusetzen, deren Lastniveau oberhalb der in der Literatur angegebenen physiologischen Durchschnittswerte liegt (vgl. 4.2.1). Der Versuch sollte entweder bis zum entsprechend definierten Versagen der Probe laufen oder sollte bei einer vorgegebenen oberen Zyklengrenze abgebrochen werden, wenn bis dahin kein Bruch aufgetreten war.

Zielereignis war das Auftreten eines Bruches innerhalb einer Versuchsdauer von 1.200.000 Zyklen intermittierender Kraftereinleitung. Die geeignete Höhe der Kraft sollte im Rahmen von Vorversuchen ermittelt werden. Darüber hinaus war das Bruchmuster von Interesse: Beschränkte sich der Bruchverlauf auf die Schicht der Verblendkeramik oder erstreckte er sich bis auf die Fläche des Metallgerüsts?

Hypothesen:

Durch die Verwendung von *Bonder* wird die Haftfestigkeit von Keramik auf Galvanokäppchen nicht erhöht. (H_0)

Durch die Verwendung von *Bonder* wird die Haftfestigkeit von Keramik auf Galvanokäppchen erhöht. (H_1)

Wenn in einer der beiden Testgruppen deutlich mehr Frakturen aufträten, als in der anderen oder, wenn in den Gruppen jeweils unterschiedliche Bruchmuster überwiegen, spräche das für ein Verwerfen von H_0 . Da angenommen wird, dass das Verwenden des *Bonders* den Verbund zwischen Metallgerüst und Verblendkeramik nicht herabsetzt, wurde die Alternativhypothese einseitig formuliert.

4 Material und Methode

Es handelte sich um eine vergleichende experimentelle Studie in vitro.

Die Versuche wurden an einem Frontzahn-Kunststoffstumpf (Liquid Crystalline Polymer/Vectra A 950, Vivadent-Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) mit temporär zementierten, keramikverblendeten Galvanokronen durchgeführt.

Dabei sollte die Verbundfestigkeit zwischen Galvanogoldkappchen und der Keramikverblendung an zwei auf verschiedene Art verblendeten Gruppen von Kronen vergleichend untersucht werden:

Keramikverblendung der Galvanokappchen ohne Verwenden eines Bonders (Gruppe O) versus Keramikverblendung von Galvanokappchen unter Verwendung eines Bonders (Gruppe B).

Dazu wurden von der Firma C. Hafner (Pforzheim, Deutschland) Galvanokappchen aus Feingold hergestellt.

Die Verbundfestigkeit wurde mittels simulierten zyklischen Kaubelastungen unter Feuchtbedingungen im intermittierenden Stufenlastverfahren geprüft. Zielereignis war das Auftreten von Defekten bzw. Bruchereignissen an den Kronen. Dabei wurde der Bruchverlauf berücksichtigt.

4.1 Herstellung der Prüfkörper

Als Meisterstumpf für den Versuchsaufbau diente ein Zahn aus einer NEM-Legierung (Co-Cr) in der Größe und Form eines oberen mittleren Schneidezahnes (FDI-Code 21). Dieser ist nach den Richtlinien zur Versorgung mit einer keramisch verblendeten Galvanokrone präpariert und finiert worden: zirkuläre Hohlkehlpräparation mit einem Konuswinkel von ca. 6°. Die Präparationstiefe war so gewählt, dass die Galvanokronen (Helioform, C. Hafner) mit einer Gerüststärke von ca. 0,2 bis 0,3mm bei einer Schichtdicke der Keramikverblendung von ca. 1mm hergestellt werden konnten. Es wurde auf eine anatomisch formgerechte Präparation auch im palatinalen Bereich geachtet, da die Kronen voll verblendet wurden.

4.1.1 Herstellung der Dublierstümpfe zur Herstellung der Galvanokäppchen

Der präparierte Meisterstumpf wurde mit HF Dubliersilikon (C. Hafner) nach Gebrauchsanleitung viermal dubliert. Das HF Dubliersilikon ist ein additionsvernetztes Zweikomponenten-Silikon, das bei Raumtemperatur abbindet, es entsteht eine gummielastische Masse.

Zur galvanischen Herstellung eines Feingoldgerüsts benötigt man Duplikatstümpfe aus einem dem Elektrolyt angepassten Kunststoff auf Polyurethan-Basis (Kunststoff für Modellstümpfe, C. Hafner). Dieser wurde aus zwei Komponenten, die bei Raumtemperatur aushärten, angemischt. Die Verarbeitungszeit betrug bei Raumtemperatur ca. 2 min. Die vier von dem Meisterstumpf gewonnenen Dublierformen wurden mit dem angemischten Kunststoff gefüllt und in einem Drucktopf bei 2 bar trocken für 20 min ausgehärtet. Auf diese Art wurden 54 Duplikatstümpfe aus Polyurethan für den Galvanisierungsprozess zur Herstellung der Kronengerüste gewonnen.

4.1.2 Galvanisierungsprozess

Die Galvanokäppchen (Kronengerüste) wurden mit dem Helioform-Verfahren (C. Hafner) hergestellt. Es arbeitet mit cyanidfreien Goldsulfid-Bädern (Au_2SO_3 -Elektrolyt). Am Duplikatstumpf wurde ca. 1 mm entfernt von der Stelle, bis zu der galvanisiert wurde, eine Bohrung angebracht. Hier wurde mit einem Cyanacrylatkleber („Sekundenkleber“) eine Elektrode (Kupferdraht, C. Hafner) befestigt. Überall dort, wo eine Feingoldabscheidung erwünscht war, wurde mit Pinsel eine gleichmäßig deckende Schicht HF Silberleitlack (C. Hafner), der eine Stunde trocknen musste, aufgetragen. Der lackierte Stumpf wurde durch eine zusätzlich angelegte Leitsilberverbindung mit dem Kupferdraht elektrisch leitend verbunden. Der so vorbereitete Stumpf wurde in das galvanische Bad eingehängt und die Elektroformung nach Herstellervorschrift vorgenommen. Die Galvanisierungszeit zur Herstellung eines Feingoldkäppchens in der gewünschten Schichtstärke von 0,2 bis 0,3 mm betrug ca. 8 Stunden und lief vollautomatisiert ab (Abbildung 5).

Im galvanischen Bad diente das elektrisch leitfähige Kunststoffduplikat als Kathode (negativer Pol) (Abbildung 4).

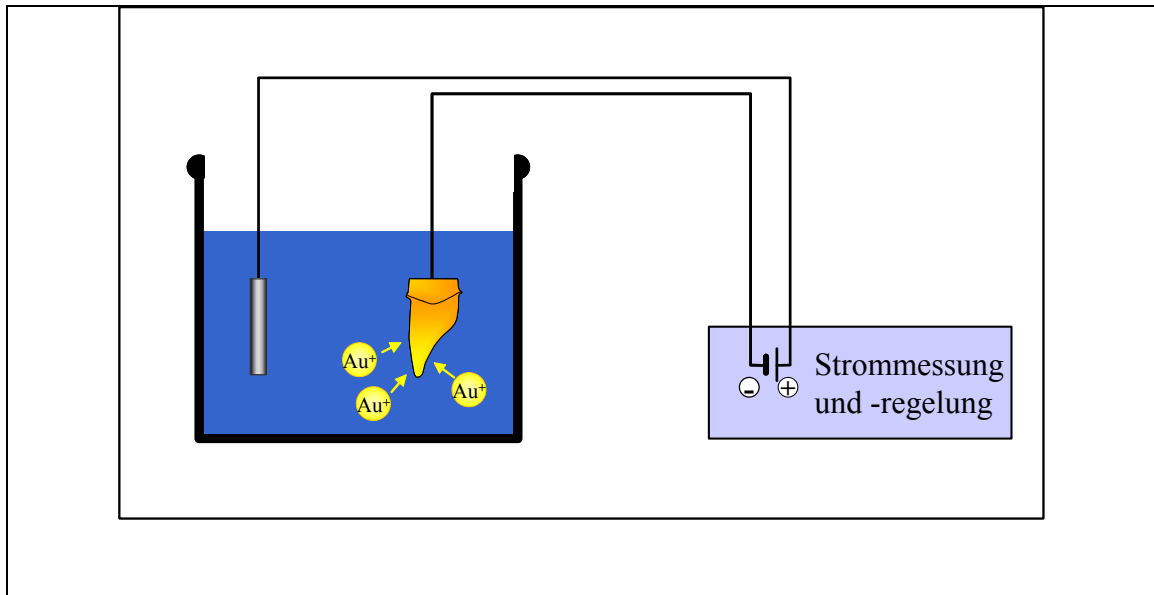


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Galvanisiervorgangs.

Fließt zwischen Anode und Kathode (Elektronendonator) ein elektrischer Strom, so wandern positiv geladene Ionen (Au^+ -Kationen) in dem Elektrolyt zur Kathode, werden dort zu metallischem Gold reduziert und als Schicht abgeschieden. Das elektrolytisch abgeschiedene Gold besitzt einen Feingoldgehalt von mindestens 99,96 %.

In das Elektrolytbad wurde während des Galvanisierungsprozesses Goldsulfid-Konzentrat automatisch nachdosiert, um die Konzentration an Gold-Kationen annähernd konstant zu halten, da die abgeschiedene Schichtdicke von der Dauer des Stromflusses und der Ionenkonzentration abhängt (hier ca. $20 \mu\text{m}$ pro Stunde).



Abbildung 5: Schnitt durch einen Prüfkörper. Darstellung der gleichmäßigen Schichtdicke eines Galvanokäppchens.

(Quelle: Dölger et al., ‚Therapeutische Vorgehensweise bei einer umfangreichen Gesamtrehabilitation unter Verwendung von ACG-Galvanokronen - Ein Fallbericht‘, Internationales Journal für Parodontologie und Restaurative Zahnheilkunde 21, Heft 4, 2001, 341)

Es entstand ein freitragendes Gerüst, das sich durch hohe Reinheit auszeichnete (4). Verunreinigungen wie beim Dentalguss, z.B. Gaseinschlüsse durch Erhitzung des Metalls, Lunker und andere Einschlüsse/ Verunreinigungen, waren ebenso vollständig ausgeschlossen.

Galvanisch abgeschiedenes Gold weist eine deutlich höhere Härte nach Vickers auf als gegossenes Feingold (ca. 20-30 HV, Tabelle 1) (4).

Tabelle 1: Technische Daten der galvanisch hergestellten Kronenkäppchen

Feingoldgehalt	(99,96 % Au)
Dicke:	Ca. 0,2 - 0,3 mm
Gewicht:	Ca. 0,2 - 0,5 mg
Vickers-Härte:	180 HV (vor dem Brand) 40 HV (nach dem Brand/ wird weicher durch Temperaturanstieg)

Nach Abschluss des Galvanisiervorgangs erschien die Oberfläche der Käppchen homogen, glänzend und von satt-goldener Farbe. Der Kupferdraht wurde aus dem Kunststoffstumpf herausgedreht und der Kunststoffstumpf sowie das Leitsilber aus dem Goldkäppchen mit Trinatriumcitrat (Gipsex, Dreve-Dentamid, Unna, Deutschland) herausgelöst. Nötigenfalls wurde der Stumpf in den Luftstrom einer Heißluftpistole gehalten, bis der Kunststoff plastisch wurde. Danach ließ sich das Feingoldgerüst behutsam mit einem stumpfen Instrument (Holzspatel) ablösen.

Ließ sich der Silberleitlack nicht vollständig mit Gipslöser von dem Galvanogerüst entfernen, wurden die Innenflächen der Käppchen mit reinem Aluminiumoxid der Körnung 50µm bei knapp 2 bar Abstrahl Druck im Einweggriffelstrahler gereinigt. Das vollständige Entfernen des Silbers ist grundsätzlich notwendig, da sonst unter den Bedingungen der Mundhöhle Korrosionsvorgänge zu Verfärbungen an Zahn und umliegendem Gewebe führen.

Übergalvanisierte, zu lange Ränder der Käppchen wurden mit einem abrasiven Silikon-gummipolierer exakt bis auf den Präparationsrand reduziert.

Die gereinigten und fertig ausgearbeiteten Galvanokäppchen wurden arbiträr in die zwei Prüfgruppen (Gruppe B, n=28; Gruppe O, n=24) aufgeteilt und anschließend keramisch verblendet.

4.1.3 Aufbringen der Keramikverblendung

Tabelle 2: Übersicht zum unterschiedlichen Ablauf der Keramikverblendung mit und ohne Aufbringen des Bonders.

Gruppe B (mit Bonder)	Gruppe O (ohne Bonder)
Abstrahlen (50 µm Al ₂ O ₃ , 2 bar)	
Auftrag des Bonders	-
Bonderbrand	-
Washbrand mit Opakerpulver	
Opakerauftrag	
Opakerbrand	
Dentinauftrag	
Dentinbrand	
Glanzbrand	

Die vollständig keramisch zu verblendenden Außenflächen der Galvanogerüste wurden mit Aluminiumoxid der Körnung 50 µm bei maximal 2 bar Arbeitsdruck im Griffelstrahler abgestrahlt. Danach wurde das Gerüst mit einem Dampfstrahler gereinigt. Das Gerüst muss entfettet und frei von Oxiden sein. Der Bonder (HF Goldpaste ‚Spezial‘, C. Hafner) wurde dünn und gleichmäßig auf die gereinigte und angewärmte (Fön oder Strahlungswärme des Keramikofens) zu verblendende Fläche mit einem Pinsel aufgetragen und einmassiert. Nach dem Auftragen wurde das Gerüst ca. 5 min in der Strahlungswärme des Keramikofens (Bereitschaftstemperatur ca. 400°C) getrocknet bis das Lösungsmittel der HF Goldpaste verdampft war. Das Käppchen erreichte hierbei eine Temperatur von ca. 180°C. Die zunächst feucht-glänzende Oberfläche der aufgetragenen Bonderschicht wurde dabei matt. Es wurde eine zweite Schicht HF Goldpaste aufgetragen und getrocknet. Die zweifach dünn aufgetragene Goldpaste/ Bonderschicht wurde danach im Keramikofen atmosphärisch auf 820°C mit 1 min Haltezeit erhitzt und gebrannt.

Tabelle 3: Daten für den Bonderbrand.

Bereitschaftstemperatur	400°C
Steigrate	55°C/min
Endtemperatur	820°C
Haltezeit	1 min
Vakuum	Nein

Die Galvanokäppchen wurden anschließend gemäß Herstellerangaben unter Verwendung von niedrigschmelzenden Keramikmassen (Vita response, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) verblendet.

Tabelle 4: Brenntabelle Vita response, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland.

Brand	Vt°C	→ min	↗ min	↗ C°/min	Temp. ca. °C	→ min	Vakuum min
Washbrand Opakerpulver	400	2.00	6.00	67	800	1.00	6.00
Opakermasse (Pulver)	400	2.00	6.00	65	790	1.00	6.00
Dentinbrand	400	6.00	6.00	63	780	1.00	6.00
Glanzbrand mit VITA Akzent Glasurmasse	400	4.00	4.00	93	770	1.00	0.00

Um eine einheitliche Schichtstärke der Keramikverblendungen zu erreichen, wurde die Dentinmasse nach dem Opakerbrand mit Hilfe eines Silikonvorwalls aufgetragen und kontrolliert. Da es nicht auf die Ästhetik sondern auf eine annähernd einheitliche Stärke der Keramikverblendung ankam, wurde die Dentinmasse nur einmal in der erforderlichen Schichtstärke aufgetragen und gebrannt. Dem Dentinbrand folgte dann nur noch ein Glanzbrand. Der als Schablone verwendete Silikonvorwall war von palatinal offen. Daher konnte auf den Palatinalflächen der vollverblendeten Galvanokronen keine einheitliche Keramikschichtdicke sichergestellt werden.

4.1.4 Herstellung der Prüfstümpfe

Die Prüfstümpfe für die Verbundfestigkeitsprüfung im Kausimulator wurden von der Firma Vivadent-Ivoclar (Schaan, Liechtenstein) gemäß den Dimensionen des Urstumpfes hergestellt. Dazu wurde ein spezieller Kunststoff, dessen physikalische Eigenschaften dem natürlichen Zahn (Dentin, Elastizitätsmodul ca. 16000-20000 MPa) ähnlich sind, verwendet (Liquid Crystalline Polymer (LCP)/ Vectra A 950, Elastizitätsmodul 20300 MPa). Die Prüfstümpfe wurden arbiträr den beiden Gruppen von Galvanokronen zugeordnet.

4.1.5 Befestigung der Galvanokronen auf den Prüfstümpfen

Die Innenflächen der Kronen wurden mit Alkohol (75%) entfettet, ebenso die Oberflächen der Stümpfe. Dann wurden die Kronen mit temporärem Zement (Temp Bond, Kerr Deutschland, Karlsruhe, Deutschland) fixiert. Die Zementüberschüsse wurden entsprechend dem klinischen Vorgehen entfernt.

Die auf den Prüfstümpfen zementierten Kronen wurden trocken gelagert und der Prüfung der Haftfestigkeit im Kausimulator zugeführt.

4.2 Bruchversuche im Kausimulator

4.2.1 Aufbau des Kausimulators

Die Versuchsanordnung im Kausimulator (Version 3.1.29, Willytech, München) ist unten schematisch dargestellt (Abb. 5). Er besitzt 8 Kammern, in denen Prüfkörper/Modellstümpfe in einen Haltesockel eingeschraubt und gleichzeitig geprüft werden können. Die übereinstimmende Kauzyklenzahl pro Durchlauf betrug 1.200.000 bei einer durchschnittlichen Frequenz von ca. 3 Hz, was einer klinischen Verweildauer von ca. 5 Jahren unter physiologischer Kaubelastung entspricht (8).

Die Kammern können mit einer Flüssigkeit geflutet werden. Der Laststempel kann in seiner Höhe justiert werden. Die Position des Prüfkörpers lässt sich unter dem Stempel in der Tischebene ausrichten.

Als Antagonist für die Krafteinleitung auf die Prüfkörper diente eine Steatitkugel mit einem Durchmesser von 6 mm. Sie war mit GC Pattern Resin (GC Corporation, Tokyo, Japan) an dem Laststempel des Kausimulators befestigt und traf die verankerte Prüfkrone unter einem Winkel von annähernd 45° zur Zahnachsrichtung. Da physiologische okklusale Kräfte in horizontaler und vertikaler Richtung wirken, konnte somit eine simulierte Aufteilung der Kaukräfte erzielt werden (Abbildung 6).

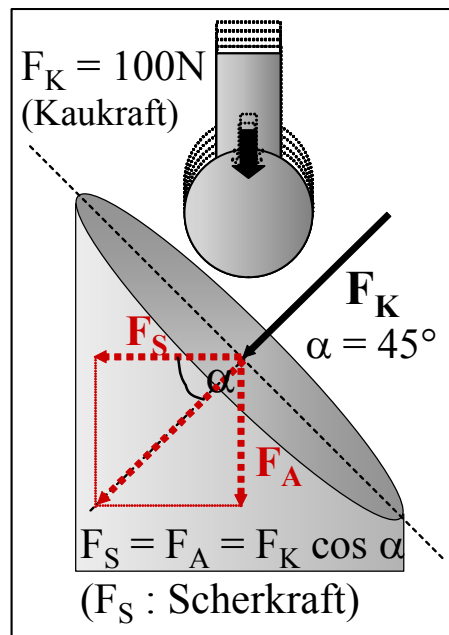


Abbildung 6: Schematische Darstellung der simulierten Aufteilung der Kaukräfte.

Bei dieser Anordnung war am ehesten sicherzustellen, dass der Kontaktpunkt der Steatitkugel für alle Prüfkörper möglichst übereinstimmend gewählt wurde, da sich angesichts der Verblindtechnik mit Silikonvorwall der Verlauf der Schneidekante und die inzisale Schichtdicke der Keramik noch annähernd einheitlich gestalten ließen. Dies war von palatinal nicht mehr möglich, so dass der Punkt der Krafteinleitung über die Kugel dort schlecht zu kontrollieren war.

Die geeignete Höhe der Krafteinleitung unter zyklischer Belastung war nicht bekannt und sollte daher in Vorversuchen ermittelt werden. Die Version 3.1.29 des Kausimulators ist auf Kräfte bis etwa 100 N (10 kg) pro Kammer ausgelegt, ansonsten müsste ein Sondergewichtsaufbau montiert werden.

Die Überlegungen gingen zunächst auf die Höhe der interokklusalen Gebrauchskräfte (Kaukraft), welche von der Muskulatur bei der Nahrungszerkleinerung üblicherweise entwickelt werden, zurück: Sie liegt bei 150 N bis 300 N im Bereich des Kauzentrums (Molarenregion/ 6-er) (29). Die in der Literatur beschriebenen Werte sind Maximalwerte; diese treten nicht beim durchschnittlichen Kauen von Nahrung auf. Sie sind auch Grundlage für die optimale Dimensionierung von Zahnersatzkonstruktionen (27). Die im Frontzahnbereich interinzisal auftretenden Kräfte sind jedoch bedeutend geringer, da dieser, mechanisch betrachtet, viel weiter vom Drehpunkt (Kiefergelenk) des Hebels (Kieferspange) und vom drehpunktnahen Ansatzpunkt der Kraft (Ansatz der Muskulatur) entfernt liegt. Die durchschnittlich beim Kauen aufgewendete physiologische Kraft liegt zwischen 10 und 22 N im Seitenzahnbereich, für den Frontzahnbereich können geringere Werte von ca. 5 – 11 N angenommen werden (9). Dies sind mittlere Werte eines Kauzyklus bei der Zerkleinerung von Testnahrung (13).

Die Vorversuche begannen mit einer zyklischen Belastung von 50 N (5 kg), um mit dem etwa 5-fachen der ‚Normalbelastung‘ ein *worst-case*-Szenario zu simulieren, das physiologisch mögliche Belastungen weitgehend einschließt.

4.2.2 Ablauf der zyklischen Belastungstests

Die aufzementierten Galvanokronen („Proben“) wurden mit Hilfe einer Schraubvorrichtung in die Prüfsockel des Kausimulators montiert, so dass die Steatitkugel am vorgesehenen Ort der Inzisalkante Kontakt hatte.

Trotz versuchter standardisierter Herstellung der Proben mit Vorwall, zeigten diese leichte Unebenheiten im Verlauf der Inzisalkante. Deshalb mussten entsprechende Feineinstellungen der Höhe des Antagonisten manuell vorgenommen werden. Der Kontaktpunkt des Antagonisten wurde mit Okklusionsfolie markiert und konnte somit auf seine Lokalisation und Stärke auf den Proben visuell überprüft und festgelegt werden. Der gewünschte Kontaktpunkt der Steatitkugel, der Nullpunkt, wurde gespeichert. Ausgehend von dem Kontaktpunkt des Antagonisten wurde die Steatitkugel 2 mm hochgesetzt und somit die Zentrik bestimmt, d.h. der Umkehrpunkt definiert. Der Umkehrpunkt beschreibt den Weg, den der Antagonist bis zum Kontakt mit der Probe zurücklegt (vgl. Anhang 1). Das Gewicht sowie die Absenkgeschwindigkeit bestimmten den

mechanischen Impuls, mit dem die Proben belastet wurden (kinetische Energie: durchschnittlich 24500 Joule).

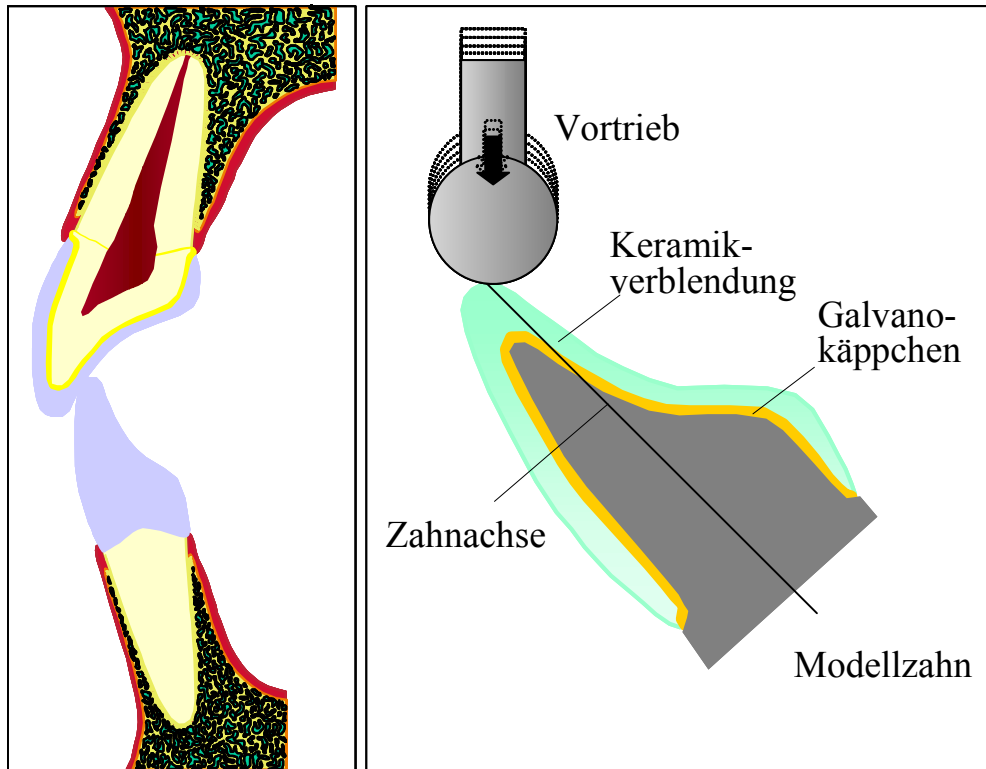


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Prüfanordnung im Kauapparat (Willytech).

Durch das Auswechseln des Antagonisten (Steatitkugel) nach einem Durchlauf im Kauapparat wurde sichergestellt, dass durch infolge Abriebs vergrößerte Auflageflächen Versuchsp Parameter verfälscht wurden.

Unter der Berücksichtigung, über unterschiedliche Bruchereignisse oder Verschleisserscheinungen der Proben in vitro eine Aussage über die Verwendung von Bondern machen zu können, wurde die Hubhöhe mit 3 mm eingegeben. Es sollte nicht nur eine Beschädigung/ Riss in oder auf der Keramik, sondern ein dislozierender Bruch provoziert werden, damit eine Beurteilung der Bruchflächen im Hinblick auf den Verbleib der Bonderschicht erfolgen könnte.

Um das Feuchtmilieu der Mundhöhle zu simulieren, wurden die Kammern bis zur Oberkante des Prüfkörpers mit destilliertem Wasser geflutet.

Alle Prüfkörper eines Durchlaufs wurden unter denselben Konditionen getestet.

Die geeignete Höhe der Kraft, welche in Form von Gewichten über den Antagonisten auf die Proben trifft, ist im Rahmen von Probeläufen ermittelt worden (Phase P/ Vorversuche).

Da in 2 Probeläufen unter zyklischen Belastungen von 50 N und 70 N keine Defekte oder Brüche auftraten, sondern erst im Dritten bei einer Krafteinleitung von 100 N, wurde diese Kaukraft für die Durchführung der zyklischen Dauerlastversuche gewählt.

Die simulierte klinische Liegedauer wurde bei 5 Jahre belassen. Dem entspricht die Zahl von 1.200.000 Belastungszyklen für jeden der Versuchsdurchläufe (Serien).

Die weiteren Versuchsdurchläufe am Kausimulator gehen aus Tabelle 5 hervor.

Tabelle 5: Versuchsdurchläufe.

Datum/ Durchlauf	Anzahl Prüfkörper (B / O)	Kaulast [N]
25.06.02/ 1	4 / 4	50 (5 kg)
18.07.02/ 2	4 / 4	70 (7 kg)
23.07.02/ 3	4 / 4	100 (10 kg)
17.09.02/ 4	8 / -	100 (10 kg)
30.09.02/ 5	4 / 4	100 (10 kg)
21.10.02/ 6	4 / -	100 (10 kg)
27.02.03/ 7	4 / 4	100 (10 kg)
10.03.03/ 8	4 / 4	100 (10 kg)
14.04.03/ 9	- / 8	100 (10 kg)
07.01.04/ N1	6 / 1	100 (10 kg)
14.01.04/ N2	3 / 4	100 (10 kg)
20.01.04/ N3	4 / 3	100 (10 kg)
26.01.04/ N4	- / 7	100 (10 kg)

Für den Vorversuch (P) wurden vier Proben in der Form einer Frontzahnkrone **mit** Bonder (**Gruppe B**) und jeweils vier Proben **ohne** Bonder (**Gruppe O**) in den Kausimulator (Willytech) gebracht. In jeder der acht Kammern sollte mit der Einstellung unter dem Gewicht von 5 kg pro Kammer, entspricht einer Krafteinleitung von ca. 50 N,

eine Trage- bzw. Belastungszeit von ca. 5 Jahren simuliert werden (Zyklenzahl: 1.200.000).

Nach dem ersten Durchlauf traten nach makroskopischer Oberflächenbetrachtung keinerlei Oberflächenveränderungen auf.

Durchlauf Nr. 2:

Der 2. Vorversuch wurde mit denselben unversehrten Proben aus Vorversuch Nr. 1 unter der Belastung von 7 kg, entspricht einer Krafteinleitung von ca. 70 N, wiederholt. Wiederum traten keinerlei makroskopisch sichtbare Veränderungen auf der Kronenoberfläche auf (Zyklenzahl der Proben = 2.400.000).

Durchlauf Nr. 3:

Der 3. Vorversuch wurde mit denselben unversehrten Proben aus Vorversuch Nr. 1 und 2 wiederholt unter der Belastung von 10 kg, entspricht einer Krafteinleitung von ca. 100 N pro Kammer. Nach einer Dauerbelastung von wieder 1.200.000 Zyklen (gesamt = 3.600.000), entspricht mittlerweile einer Trage- bzw. Belastungszeit von ca. 15 Jahren, traten dislozierende Brüche in den Kammern 1, 2, 4 und 5 auf:

In Kammer 6 zeigte sich kein Verlust eines Bruchstücks (Risse im Gefüge der Keramikverblendung).

In Kammer 4 trat das Phänomen eines Splitterbruchs der Keramik auf.

Jetzt wurden weitere Versuchsreihen (Hauptversuch, Phase H) mit neuen Proben aus den jeweiligen Gruppen (mit und ohne Bonder) unter der Belastung von jeweils 10 kg gestartet, was einer Krafteinleitung von ca. 100 N entspricht.

Auf Grund sich widersprechender Ergebnisse in den Hauptuntersuchungen wurden 28 unversehrte Kronen im Kausimulator erneut unter denselben Bedingungen (10 kg/1.200.000 Zyklen) belastet (Nachuntersuchungen, Phase N; Tabellen 10 und 11). Dadurch resultierte eine in vitro simulierte Kaubelastung von ca. 10 Jahren gemäß der Gesamtzahl von 2.400.000 Belastungszyklen.

4.3 Evaluation

Durch das Auftreten eines Bruches während eines Belastungszyklus sollten Rückschlüsse auf den Einfluss des Bonders auf die Haftfestigkeit zwischen Keramikverblen-

dung und Galvanogerüst gezogen werden, falls eine dementsprechende Verteilung vorliegen sollte.

Als wichtig sollte die Grenzflächenbetrachtung beim Auftreten eines Bruches gelten:

- der Bruch verläuft innerhalb der Keramik ohne Eröffnung des Metallgerüsts (Kohäsivbruch)
- der Bruch verläuft bis auf das Metallgerüst (Adhäsivbruch).

Dabei war vorher nicht bekannt, ob der Bonder auf dem Goldgerüst oder auf der Verblendkeramik verbleiben würde.

Die Befunde wurden nach folgenden Kriterien erfasst:

1. Bruch:

- tritt auf
- tritt nicht auf

2. ‚Bruchtiefe‘ (wenn Bruch aufgetreten ist)

- **k**: Kohäsivbruch, das bedeutet, dass die Haftung zwischen Keramikverblendung und Metall größer ist als die Kohäsionskräfte innerhalb der Verblendschicht.
- **m**: Adhäsivbruch, das bedeutet, dass die Haftung zwischen Keramikverblendung und Metall geringer ist als die Kohäsionskräfte innerhalb der Verblendschicht.

Die Frage nach dem Verbleib des Bonders nach einer Fraktur der Kategorie **m** sollte mittels Licht- oder Elektronenmikroskopie untersucht werden.

4.3.1 Makroskopische Auswertung und Darstellung der Bruchflächen

Nach Abschluss der Hauptphase wurde jede frakturierte Probe im Fotomakroskop (M 400, Wild/Leitz, Schweiz) einzeln untersucht und fotografisch dokumentiert (Abbildungsmaßstab 1:0,6).

Zu bewerten war, ob die Bonderschicht auf dem Galvanogerüst oder am Keramikfragment verblieben war.

(Makroskopiebilder siehe Anhang 2)

4.3.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Bruchflächen

Das digitale Rasterelektronenmikroskop (Typ 1430, LEO, Oberkochen, Deutschland) wurde zur mikromorphologischen und elementanalytischen Untersuchung der Bruchoberfläche der Proben (Gruppen B und O) herangezogen. Mit einem wellenlängen- oder energiedispersiven Röntgenspektrometer (EDAX) sollten die Proben - gestützt auf die sich unterscheidenden Wechselwirkungen zwischen hochbeschleunigten Elektronen und Materie auf der Probenoberfläche - analysiert werden.

Vorbereitend wurden die Proben mit einer Schicht Gold-Palladium bedampft zur Herstellung der elektrischen Leitfähigkeit.

In den Spektrogrammen (Abb. 21-25) wurden die analysierten Elemente entsprechend ihrer charakteristischen Anregungsenergie aufgegliedert.

4.3.3 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der metallographisch aufgearbeiteten verblendeten Galvanokronen

Um die Qualität und das Gefüge der Galvanokronen beurteilen zu können, wurde jeweils von einer Probe aus der Gruppe B und einer Probe aus der Gruppe O ein metallographischer Anschliff gefertigt. Zu diesem Zweck wurden die jeweiligen Galvanokronen in GC Pattern Resin (GC Corporation, Tokyo, Japan) eingebettet und nach dem Aushärten mittels einer Diamantsäge (Akkutom 50, Firma Struers, Willich, Deutschland) entlang der Kronenlängsachse getrennt. Es folgte der metallographische Anschliff mit Schleifpapieren (Oberflächenbeschichtung: Siliciumcarbid) abgestufter Körnung (400 – 1200 µm).

Ziel sollte sein, eine Abgrenzung der Schichtenfolge Feingoldoberfläche, Bonder-, Opaker- und Keramikschicht anhand der unterschiedlichen Elementkonzentrationen gegeneinander zu erhalten.

Es sollte eine Überprüfung der gesamten Probenoberfläche (Schliffpräparat) auf die Anhäufung für die jeweilige Schicht charakteristischer Elemente erfolgen, so dass die Schicht sich eindeutig identifizieren ließ. Somit sollte eine Unterscheidung/Benennung z.B. zwischen der Feingoldoberfläche und der Bonderschicht ermöglicht werden, da z.B. die Goldkonzentration in der Bonderschicht gegenüber der Feingoldkappe deutlich niedriger sein müsste.

5 Ergebnisse

52 im Galvanoverfahren hergestellte und keramikverblendete Einzelzahnkronen (FDI Code 21) wurden in 3 Phasen, z. T. wiederholt, den zyklischen Belastungen im Kauapparat ausgesetzt.

Für den Vergleich im Hinblick auf das Zielereignis ‚Bruch‘, standen 28 keramikverblendete Kronen, welche unter Verwendung des Bonders (Gruppe B) hergestellt wurden, 24 keramikverblendeten Kronen ohne Verwendung eines Bonders (Gruppe O), gegenüber.

Tabelle 7 gibt die für die Darstellung der Ergebnisse verwendeten Kennzeichnungen und Abkürzungen wieder.

Tabelle 8 gibt eine Übersicht über die Häufigkeit und Art der aufgetretenen Brüche wieder.

5.1 Vorversuche (P)

8 Proben (4 x B/ 4 x O) wurden für Vorversuche (Phase P) herangezogen, um die geeignete Krafteinleitung über Gewichte zu ermitteln. Die 8 Proben, welche in der Tabelle 8 je unter den Serien 1 bis 3 aufgeführt sind, wurden progressiv mit 5 kg (Serie P1) beziehungsweise 7 (Serie P2) und 10 kg (Serie P3) bei jeweils 1.200.000 Zyklen belastet.

Im einzelnen fällt auf, dass unter der anfänglichen Belastung von 5 kg (das entspricht einer Krafteinleitung von 50 N pro Krone/ P1) und trotz Erhöhung der Last auf 7 kg (d.h., 70 N pro Krone) nach den ersten 1.200.000 Zyklen bis zum Durchlaufen der doppelten Zyklenzahl (2.400.000/ P2) kein Bruch zu beobachten war. Erst nach nochmaligem Erhöhen der Last auf 10 kg (100 N pro Krone), der Belastungsobergrenze für den Kausimulator, traten bei den dann zum dritten Mal getesteten 8 Kronen, also nach 3.600.000 Belastungszyklen, 5 Brüche auf (Tabelle 6).

Tabelle 6: Bruchverteilung der Phase P, Serie 3.

Bruchtiefe	k	m	n	Summe
Gruppe B	2 50%	-	2 50%	4
Gruppe O	2	1	1	4

Tabelle 7: Im Ergebnisteil verwendete Abkürzungen.

Versuchsphase	P: Pilotphase, Vorversuche H: Hauptversuche N: Nachversuche
Serie	Nummer des Versuchslaufs gemäß Datum
Kammer	Kammernummer im Simulator
Gruppe	B: mit Bonder / O: ohne Bonder
Bruch	j: ja / n: nein
Bruchtiefe	k: nur in Keramik (kohäsiv) / m: bis in Metall (adhäsiv) / n: kein Bruch

5.2 Hauptversuche (H)

Die 44 weiteren Kronen wurden in den Hauptversuchen (H) bei einer Kraftereinleitung von je 100 N pro Krone mit 1.200.000 Zyklen geprüft (siehe Tabelle 7 und 8).

Bei weniger als der Hälfte aller Kronen ($n=17$, ca. 39%) trat ein Bruch der Keramikverblendung auf. Davon waren mehr Kronen der Gruppe B als aus Gruppe O betroffen: Von 24 Proben der Gruppe B brachen 6 Verblendungen (25%) innerhalb der Keramik (Bruchtiefe „k“), bei 7 weiteren (29%) reichten die Bruchverläufe bis auf die Metallfläche des Galvanokäppchens (vgl. Anhang 2). In der Gruppe O ($n=20$) waren dagegen nur 4 Bruchereignisse (20%) zu beobachten. Sie reichten alle bis auf die Metalloberfläche, zeigten also auch einen adhäsiven Bruchverlauf (Bruchtiefe „m“), bei dem die Verblendung den vollständigen Verbund zum Metallgerüst verloren hat.

Die Histogramme in Abb. 8-10 zeigen die Verteilung und Häufigkeiten der an den Prüfkronen beobachteten Bruchereignisse und die dabei aufgetretenen Bruchmuster (Bruchtiefen).

Tabelle 8: Übersicht der Ergebnisse der Bruchversuche im Kausimulator nach einer Belastung von 1.200.000 Zyklen.

Phase	Serie	Datum	Kammer	Gruppe	Bruch	Bruchtiefe
P	1	25.06.2002	1	B	n	n
P	1	25.06.2002	2	B	n	n
P	1	25.06.2002	3	B	n	n
P	1	25.06.2002	4	B	n	n
P	1	25.06.2002	5	O	n	n
P	1	25.06.2002	6	O	n	n
P	1	25.06.2002	7	O	n	n
P	1	25.06.2002	8	O	n	n
P	2	18.07.2002	1	B	n	n
P	2	18.07.2002	2	B	n	n
P	2	18.07.2002	3	B	n	n
P	2	18.07.2002	4	B	n	n
P	2	18.07.2002	5	O	n	n
P	2	18.07.2002	6	O	n	n
P	2	18.07.2002	7	O	n	n
P	2	18.07.2002	8	O	n	n
P	3	23.07.2002	1	O	j	k
P	3	23.07.2002	2	O	j	k
P	3	23.07.2002	3	O	n	n
P	3	23.07.2002	4	O	j	m
P	3	23.07.2002	5	B	j	k
P	3	23.07.2002	6	B	j	k
P	3	23.07.2002	7	B	n	n
P	3	23.07.2002	8	B	n	n
H	4	17.09.2002	1	B	n	n
H	4	17.09.2002	2	B	n	n

H	4	17.09.2002	3	B	j	k
H	4	17.09.2002	4	B	j	k
H	4	17.09.2002	5	B	n	n
H	4	17.09.2002	6	B	j	k
H	4	17.09.2002	7	B	n	n
H	4	17.09.2002	8	B	j	k
H	5	30.09.2002	1	O	n	n
H	5	30.09.2002	2	O	j	m
H	5	30.09.2002	3	O	j	m
H	5	30.09.2002	4	O	n	n
H	5	30.09.2002	5	B	n	n
H	5	30.09.2002	6	B	j	k
H	5	30.09.2002	7	B	j	k
H	5	30.09.2002	8	B	j	m
H	6	21.10.2002	1	B	j	m
H	6	21.10.2002	2	B	j	m
H	6	21.10.2002	3	B	n	n
H	6	21.10.2002	4	B	n	n
H	7	27.02.2002	1	O	n	n
H	7	27.02.2002	2	O	n	n
H	7	27.02.2002	3	O	n	n
H	7	27.02.2002	4	O	n	n
H	7	27.02.2002	5	B	n	n
H	7	27.02.2002	6	B	n	n
H	7	27.02.2002	7	B	n	n
H	7	27.02.2002	8	B	j	m
H	8	10.03.2003	1	B	j	m
H	8	10.03.2003	2	B	j	m
H	8	10.03.2003	3	B	j	m
H	8	10.03.2003	4	B	n	n
H	8	10.03.2003	5	O	n	n
H	8	10.03.2003	6	O	n	n
H	8	10.03.2003	7	O	j	m

H	8	10.03.2003	8	O	j	m
H	9	14.04.2003	1	O	n	m
H	9	14.04.2003	2	O	n	n
H	9	14.04.2003	3	O	n	n
H	9	14.04.2003	4	O	n	n
H	9	14.04.2003	5	O	n	n
H	9	14.04.2003	6	O	n	n
H	9	14.04.2003	7	O	n	n
H	9	14.04.2003	8	O	n	n
N	1	16.01.2004	1	O	j	k
N	1	16.01.2004	2	B	j	m
N	1	16.01.2004	3	B	j	k
N	1	16.01.2004	4	B	n	n
N	1	16.01.2004	5	B	j	k
N	1	16.01.2004	6	B	n	n
N	1	16.01.2004	7	B	j	m
N	2	21.01.2004	1	O	j	k
N	2	21.01.2004	2	O	j	n
N	2	21.01.2004	3	B	n	n
N	2	21.01.2004	4	B	j	k
N	2	21.01.2004	5	B	n	n
N	2	21.01.2004	6	O	n	n
N	2	21.01.2004	7	O	j	k
N	3	03.02.2004	1	O	n	n
N	3	03.02.2004	2	O	n	n
N	3	03.02.2004	3	B	n	n
N	3	03.02.2004	4	B	n	n
N	3	03.02.2004	5	B	j	m
N	3	03.02.2004	6	O	n	n
N	3	03.02.2004	7	B	n	n
N	4	08.02.2004	1	O	n	n
N	4	08.02.2004	2	O	n	n
N	4	08.02.2004	3	O	n	n

N	4	08.02.2004	4	O	n	n
N	4	08.02.2004	5	O	n	n
N	4	08.02.2004	6	O	n	n
N	4	08.02.2004	7	O	n	n

In den folgenden Abbildungen werden die Auswertungen der oben vorgestellten Tabelle aufgezeigt. Da die Anzahl der Proben in den Gruppen nicht gleich war ($n_B=24$, $n_O=20$), werden die Häufigkeiten der Beobachtungen auch in Prozent angegeben. Bei allen Auswertungen wurden die Abkürzungen aus Tabelle 7 verwendet.

In der Gruppe der Hauptversuche (H) befanden sich somit unter den gegebenen Rahmenbedingungen (1.200.000 Zyklen/10 kg) 44 Proben, die als Serien H4 bis H9 der Tabelle 9 zu entnehmen sind.

Tabelle 9: Aufgliederung der Probekörperzahlen der Hauptphase.

Serie	Anzahl Gruppe B	Anzahl Gruppe O	Summe (Σ)
H4	8	-	8
H5	4	4	8
H6	4	-	4
H7	4	4	8
H8	4	4	8
H9	-	8	8
Σ	24	20	44

In den folgenden Abbildungen 8-10 ist zusammenhängend das Ergebnis der Bruchversuche in Histogrammen dargestellt. Dabei ist das Verwenden des Bonders (Gruppe B) als mutmaßliche Einflussgröße für das Bruchergebnis einheitlich dunkel dargestellt.

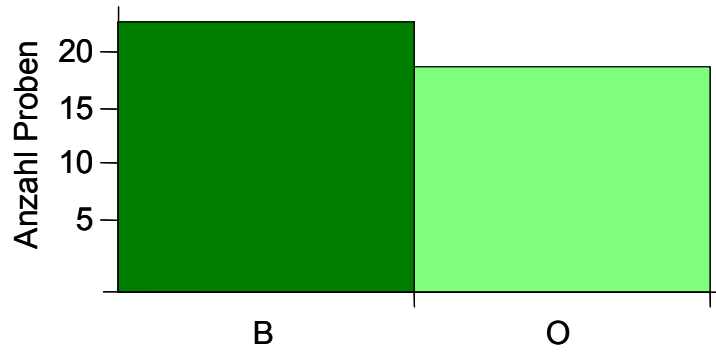


Abbildung 8: Graphische Darstellung der Gruppengrößen B und O in Phase H (Hauptversuche).

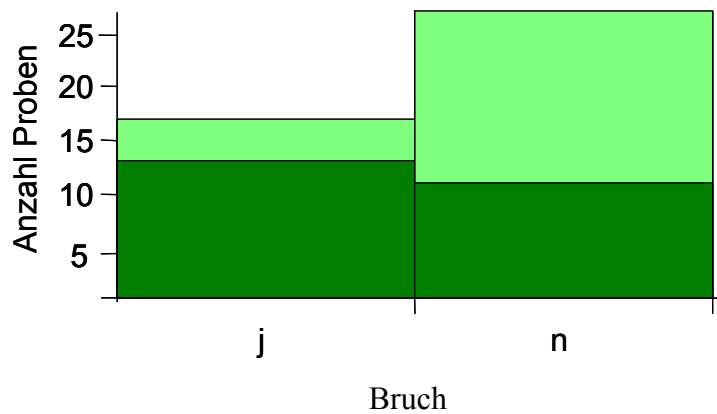


Abbildung 9: Übersicht über beide Probengruppen hinsichtlich der primären Zielgröße Bruch.

Von 44 Proben sind in der Gesamtheit nach 1.200.000 Belastungszyklen 17 Proben gebrochen, 28 blieben unversehrt. Dem Histogramm ist zu entnehmen, dass eine deutliche Gewichtung in der Kategorie ‚Bruch‘ (j) zu Lasten der Gruppe B geht.

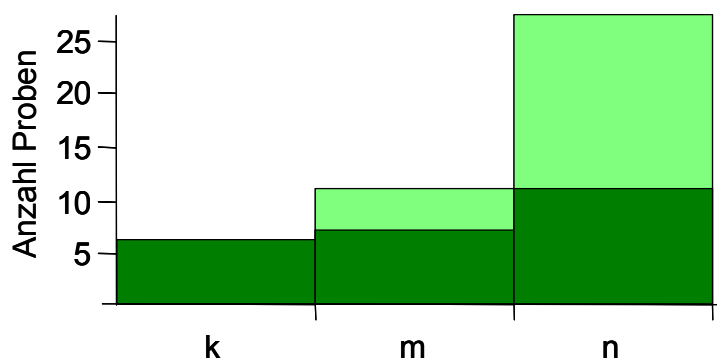


Abbildung 10: Darstellung der gesamten Anzahl der Proben hinsichtlich der sekundären Zielgröße Bruchtiefe.

Die Nomenklatur ist der Tabelle 7 zu entnehmen. 11 Proben zeigten die Bruchtiefen **m**, 6 Proben fielen in die Kategorie **k**. Die Gruppe **O** zählt in der Kategorie **n** (unversehrt) den Hauptanteil. Gruppe **B** überwiegt in den Kategorien **m** und **k**. Die Kategorie **k** zählt **nur** Proben der Gruppe **B**.

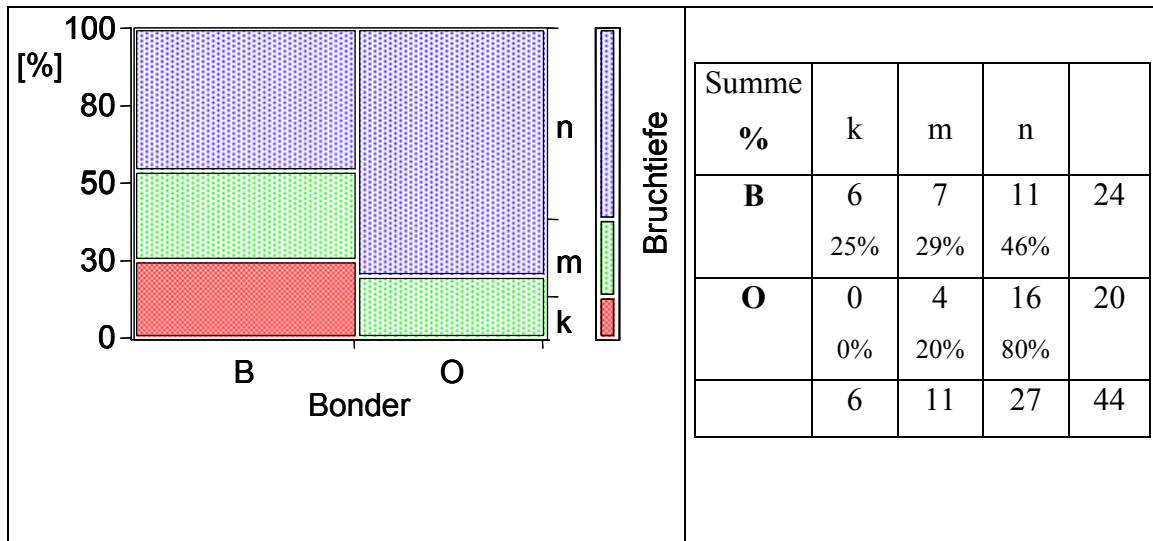


Abbildung 11: Mosaikplot 1 - Ergebnisse Hauptversuch.

Dem Mosaikplot ist eindeutig zu entnehmen, dass die Gruppe **O** unter den gegebenen Versuchsbedingungen weitaus weniger Brüche zählt als die Gruppe **B**. Nur 5 der 20 Proben (20%) von Gruppe **O** zeigten Defekte, welche alle bis auf die Metallfläche reichten. 80% dieser Proben ($n=16$) blieben unversehrt. In der Gruppe **B** ($n=24$) blieben 46% unversehrt, 29% ($n=7$) entfielen auf die Kategorie **m**, 25% ($n=6$) wurden in der Kategorie **k** eingestuft. Es zeigt sich jedoch keine relevante Gewichtung der Bruchtiefen **k** und **m** mit 6 zu 7 Zählern innerhalb der Gruppe **B**.

Zusammenfassend sind zwei Beobachtungen bei der Auswertung des Bruchverhaltens auffällig:

1. Die Beobachtung, dass wesentlich mehr Kronen der Gruppe **B** (mit Bonder) als von Gruppe **O** (ohne Bonder) frakturiert sind (Abbildung 11), widerspricht vordergründig der implizierten Erwartung, die sich mit dem zusätzlichen Verwenden eines Bonders verbindet: Verbesserung des Metall-Keramik Verbundes und damit Verringerung des Auftretens von Brüchen.

2. Davon einmal abgesehen fällt jedoch auch auf, dass alle in der Gruppe O aufgetretenen Brüche in der Phase H bis ins Metall reichten (Bruchtiefe **m** für adhäsives Bruchverhalten). Diese Beobachtung steht in einem gewissen Widerspruch zu der sich aus Beobachtung 1 aufdrängenden Implikation, dass das Verwenden des Bonders wie in Gruppe B die Bruchfestigkeit herabsetzt. Man sollte nämlich erwarten, dass dieser Effekt an der Grenzfläche zwischen Keramik und Metall auftritt. Das geht aus den Ergebnissen des Bruchversuchs so jedoch nicht hervor.

Im Hinblick auf die Beantwortung der Hauptfrage der Studie muss die Annahme der Gleichheit der Belastbarkeit von Prüfgruppe (B) und Kontrollgruppe (O), also die Nullhypothese, verworfen werden.

Jedoch gilt nicht die einseitig formulierte Alternativhypothese, da der Bonder die Festigkeit nicht erhöht, sondern wider Erwarten reduziert hat. Das ist zu diskutieren.

5.3 Nachuntersuchungen (N)

Daher wurden 28 unversehrte Proben noch einmal dem Kauapparat zugeführt.

Ziel war es, möglichst alle Kronen bis zum Bruch zu belasten, um anhand der Bruchverläufe (Bruchtiefen) die widersprüchlichen Beobachtungen der Hauptuntersuchungen zu hinterfragen. Alle wiederholt getesteten Kronen (siehe Tabelle 10), in Tabelle 8 als Phase N aufgeführt, wurden unter den Bedingungen der Hauptphase (10 kg/1.200.000 Zyklen) getestet.

Tabelle 10: Herkunft der unversehrten Kronen und Verteilung auf die Prüfgruppen in Phase N.

Serie	Phase P	Phase H	Summe
B	2	11	13
O	-	15*	15
	2	26	28

**) Eine nicht frakturierte Krone der Gruppe konnte nach der Hauptphase samt Montagesockel nicht mehr verwendet werden).*

Bei der neuerlichen Belastung von 28 Proben (B=13, O=15) brachen 10 (36%), davon 6 von 13 aus Gruppe B (46%), 4 von 15 aus Gruppe O (27%).

Für die Bruchtiefen ergab sich in Gruppe O ein Widerspruch zum Ergebnis zur Hauptuntersuchung, da 3 von 4 Kronen innerhalb der Keramik brachen, also einen kohäsiven Bruchverlauf (k) zeigten (Abbildung 12-14).

Dagegen konnte das vermehrte Auftreten von Brüchen in der Sondergruppe (B) auch hier bestätigt werden. Das Verhältnis der Bruchtiefen in Gruppe B war dabei gleich (k:m=3:3).

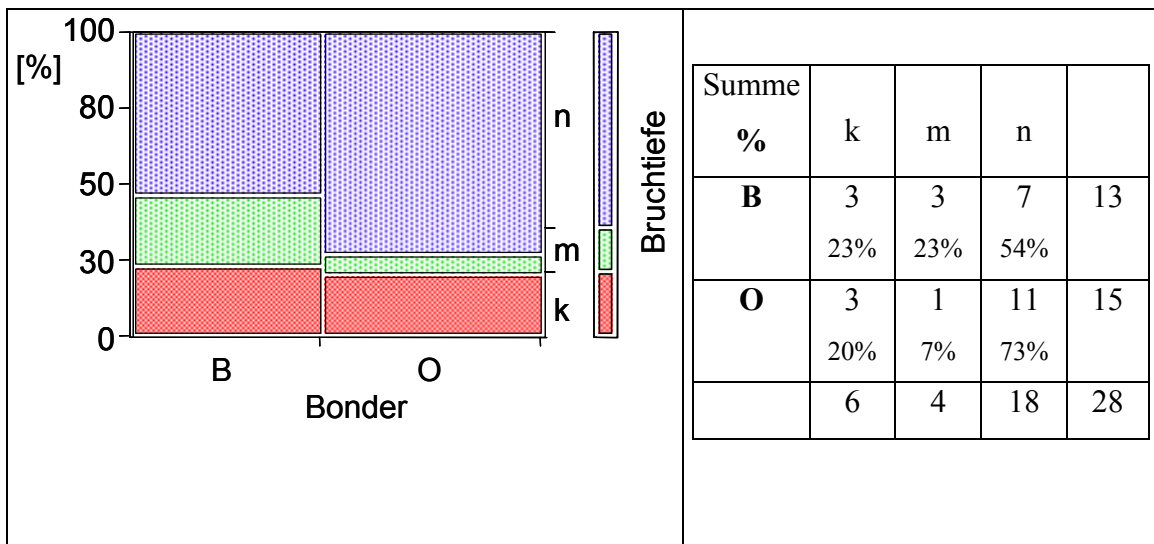


Abbildung 12: Mosaikplot 2 – Ergebnisse Nachuntersuchungen.

Es wurden 28 in Phase P und H nicht frakturierte Proben wiederholt getestet (13 B/ 15 O, Tabelle 10). In der Gruppe O zeigten sich von 15 Proben 73% (n=11) unversehrt gegenüber 54% (n=7) der Gruppe B. Nur 1 Probe der Gruppe O wies die Bruchtiefe m auf, was einem prozentualen Anteil von 7% entspricht. Wie der linken Spalte des Schaubildes abzulesen ist, zeigt Gruppe B wieder die meisten Bruchereignisse, wobei jeweils die Hälfte adhäsiv (m) bzw. kohäsiv (k) verlief.

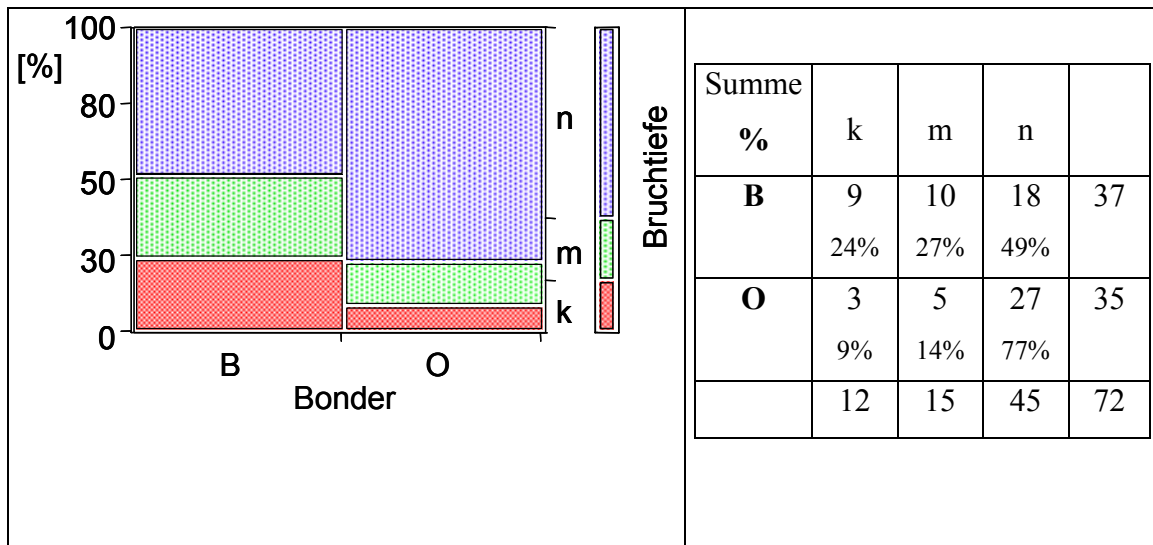


Abbildung 13: Mosaikplot 3 – Ergebnisse der Haupt- und Nachuntersuchung.

Gemeinsame Darstellung der Bruchergebnisse der Phasen H und N. Um das Ergebnis zu verdeutlichen, wurden hier die Proben der Phasen H (Serie 4-9) und N (Serie 1-4) gemeinsam beurteilt. Insgesamt wurden 72 Belastungstests an 44 Proben durchlaufen.

Die Proben, welche mit Bonder hergestellt wurden, zeigten einen erheblich höheren Anteil an Brüchen als die ohne Bonder. In Gruppe B ($n=37$) zeigten 10 Proben die Bruchtiefe **m** (27%), 9 Kronen die Bruchtiefe **k** (24%) und 18 Proben (49%) blieben unversehrt. Aus der Gruppe O ($n=35$) zeigten 5 (14%) Proben eine Bruchtiefe der Kategorie **m** und 3 (9%) der Kategorie **k**. 27 Proben (77%) zeigten keine Defekte.

Umgelegt auf die insgesamt 44 verblendeten Galvanokronen bedeutet das, dass 16 in der Phase H und noch einmal 14 weitere Kronen in der Phase N frakturiert sind. Dies bedeutet, dass 2/3 der geprüften Kronen gebrochen sind.

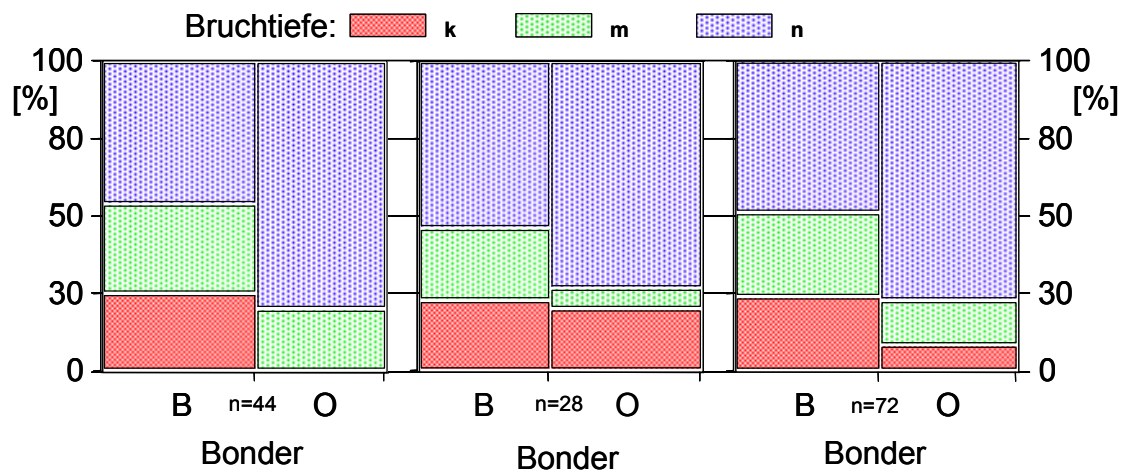


Abbildung 14: Mosaikplot 4 – Vergleich der Ergebnisse.

Direkter Vergleich aller vorgestellten Mosaikplots (1-3 von links nach rechts), um die Bruchinzidenz der Gruppe B hervorzuheben. In allen Schaubildern unter den Konstellationen der Gruppengröße dominiert die Gruppe B bei ‚Bruch‘ eindeutig. Auffällig ist das Fehlen von Bruchtiefen der Kategorie m in Gruppe O in den Hauptversuchen (links).

Auf Grund der Deutlichkeit dieses Ergebnisses wurde auf eine Fortsetzung der Nachuntersuchung bis zum Brechen aller Kronen verzichtet.

Der in den Hauptuntersuchungen aufgekommene Verdacht, dass das ausschließliche Auftreten von Adhäsivbrüchen in Gruppe O Hinweis auf eine mögliche Verbesserung des Verbundes Metall/ Keramik durch den Bonder hätte sein können, konnte sich somit nicht bestätigen, da die in den Nachversuchen (N) beobachteten Bruchtiefen praktisch gegenteilig waren. Diese gegenteilige Tendenz war bereits in den Vorversuchen (P) angedeutet (siehe Tabelle 11).

Allerdings ist auf Grund der starken Unterschiede in der Zahl der Belastungszyklen und der abweichenden Höhe der Krafteinleitung ein direkter Vergleich der Phasen P, H und N nur eingeschränkt möglich.

Tabelle 11: Übersicht über die Anzahl und Verteilung der frakturierten und unbeschädigten Kronen aller Versuchsserien (ohne P1 und P2).

	Phase P3		Phase H4-9		Phase N1-4		Summe	
	B	O	B	O	B	O	B	O
Fraktur								
ja (k:m)	2:0	2:1	6:7	0:4	3:3	3:1	11:10	5:6
nein	2	1	11	<i>16*</i>	7	11	20	28
Summe	4	4	24	20	13	<i>15</i>	41	39
	8		44		28		80	

* Siehe Kommentar * in Tabelle 10.

Die Serien P1 und P2 blieben unberücksichtigt, da es sich um dieselben Kronen wie in P3 handelte. Fett gedruckt sind die unversehrten Kronen der Gruppe B aus den Serien P3 und H4 bis H9 (2 + 11), die in den Serien N1 bis N4 erneut getestet wurden (13), kursiv die entsprechenden der Gruppe O - nur aus Phase H (16, wobei nur 15 zur Verfügung standen).

Betrachtet man abschließend plakativ das ‚Überleben‘ bzw. den Bruch jeder der 52 Prüfkronen ungeachtet dessen, wie vielen Belastungszyklen oder welchen Prüfbedingungen sie ausgesetzt waren, lässt sich festhalten (Abbildung 15):

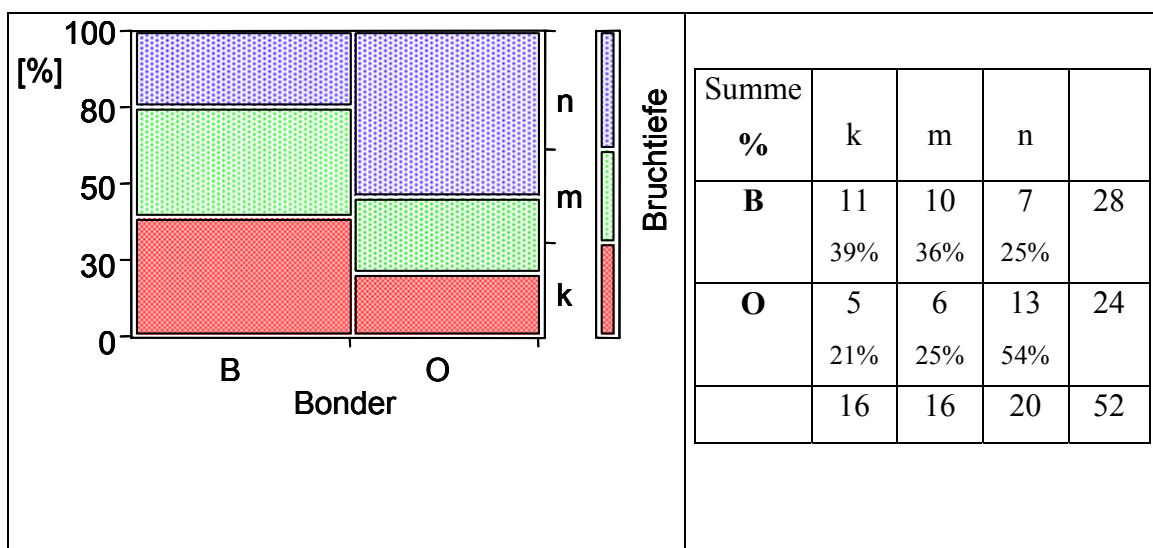


Abbildung 15: Mosaikplot 5 – Bruchzustand aller 52 Kronen nach Versuchsende.

32 Kronen sind frakturiert (62%). Dabei ist das Verhältnis der gebrochenen Kronen von Test- zu Kontrollgruppe B:O=21:11 \approx 2:1. Kronen, die unter Verwendung des Bonders verblendet wurden, brachen letztlich doppelt so häufig wie ohne Bonder verblendete Kronen.

Demgegenüber ergab diese Gesamtbetrachtung keinerlei Einfluss des Bonders auf die Bruchtiefe. Die in den einzelnen Phasen ermittelten, sich zum Teil widersprechenden Präferenzen für einen bestimmten Bruchverlauf (siehe Abbildung 11 und 14) heben sich dabei fast vollständig auf. Sowohl für die Bondergruppe als auch für die Gruppe ohne Bonder ist das Verhältnis der Bruchtiefen k:m ungefähr gleich 1:1 (siehe Abbildung 15).

5.4 Fotomakroskopische Untersuchung

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen exemplarisch ausgesuchte Proben, welche einen Überblick über die makroskopisch sichtbaren Auswirkungen nach einer Dauerbelastung der Proben von 1.200.000 Zyklen, entsprechend einer Trage- bzw. Belastungszeit von ca. 5 Jahren, geben.

Die Aufnahmen zeigen Bruchmuster bei Galvanokronen der Gruppe B (mit Bonder) und der Gruppe O (ohne Bonder).

Von besonderem Interesse waren hierbei die Bruchflächen der Galvanokäppchen und die Bruchflächen der Keramikverblendung im Bereich der Grenzflächen, um herauszufinden, auf welcher Fläche sich der Bonder (Gruppe B) befindet.

Dabei zeigte sich, dass mittels der Fotomakroskopie die Lokalisation des Bonders nicht eindeutig zu bestimmen war.

Zwar stellten sich auf Keramikbruchstücken ‚Goldreste‘ dar, jedoch korrelierte diese Beobachtung nicht mit dem, was auf der Metalloberfläche der Galvanokäppchen zu beobachten war. Auf der Metalloberfläche konnte kein Unterschied zwischen der Oberfläche des Galvanokäppchens und der des Bonders gemacht werden.

Zunächst ließen sich die nach dem Bruch mit adhäsivem Bruchverlauf (Bruchtiefe ,m‘; für Bruchverlauf bis auf die Metalloberfläche) exponierten Metalloberflächen der Galvanokäppchen der Gruppe B nicht von denen der Kontrollgruppe (O) unterscheiden. Beide Oberflächen stellten sich rau oder körnig dar, wobei zahlreiche Keramikkörnchen

solchen aus Gold aufgelagert, z.T. ineinander verbacken waren, als hätte sich in beiden Gruppen an der Grenzfläche Metall-Keramik eine Mischphase aus Feingold und Verblendkeramik gebildet.

Auf Seiten der exponierten Keramikgrenzflächen war das Bild sehr uneinheitlich. Dort, wo größere Flächenanteile sich mit Metall bedeckt zeigten, glich die Oberfläche der des exponierten Metallgerüsts. Hierbei ergab sich kein Merkmal, das auf die zugehörige Versuchsgruppe B oder O hätte schließen lassen.

Daneben zeigten Fragmente beider Gruppen eine große Variabilität in der Menge an Metallresten, die der Keramikfläche anhafteten. Regelmäßig waren nur vereinzelte Spuren von Metallresten zu erkennen. Wiederum war kein Zusammenhang mit der jeweiligen Prüfgruppe, aus der das Fragment stammte, erkennbar.

Deshalb sollten die Bruchstücke und gebrochenen Kronen auch im Rasterelektronenmikroskop (REM) untersucht werden.

(Fotomakroskopie-Bilder siehe Anhang 2)

5.5 Mikromorphologische und elementanalytische Untersuchung mittels digitalen Rasterelektronenmikroskops (REM)

Im Rasterelektronenmikroskop wurden die exemplarisch ausgesuchten Proben herangezogen, welche einen Überblick über die makroskopisch sichtbaren Auswirkungen der Bruchversuche im Kausimulator hätten geben sollen. Die Proben der Gruppe B und O werden nachfolgend in Bild und Diagramm mittels der elementanalytischen Untersuchung dargestellt und bezeichnet. Die Aufnahmen zeigen Bruchflächen in verschiedenen Vergrößerungen.

Die REM-Abbildungen ließen Vermutungen über die Grenzflächenverläufe Galvanokäppchenoberfläche, Bonder-, Opaker- und Keramiksicht zu, da sich diese in der Darstellung voneinander abhoben. Unterstützend bestätigte die Spektralanalyse die in etwa zu erwartenden Elementverteilungen in den diversen Schichten an den beschriebenen Stellen (vgl. Beschriftungen der Schichten auf den Abbildungen).

Die REM-Abbildungen ließen eine Unterscheidung zwischen Feingoldoberflächen und Bonderschicht zu, da sich die Rauigkeit deutlich unterschieden.

Durch die korrespondierende mikromorphologische und elementanalytische Untersuchung zeigte sich auch der unterschiedliche Goldgehalt der Schichten. Daher war zu vermuten, dass es sich um die Metalloberfläche bzw. den verwendeten Bonder handelte. Um eine verlässliche Aufgliederung und Zuordnung der Schichten zu erreichen, sollten eindeutige Referenzelementanalysen gewonnen werden. Das sollte anhand von Schliffpräparaten geschehen, da in diesen die in bekannter Reihenfolge aufeinander gelagerten Schichten zu bestimmen hätten sein sollen.

Die mit Gold und Palladium bedampften leitenden Proben (siehe folgende Abbildungen) der Gruppe B und O wurden im REM generell mit einer Primärenergie von 20,0 KeV (Kiloelektronenvolt) und einer Messzeit von 60 s begutachtet, die Pulsrate wurde den jeweiligen Proben angepasst und als Intensität in die Schaubilder aufgenommen. Sie variierte zwischen 1000 und 2000 cps (counts per second) (33). Durch das Bedampfen der Proben mit Gold-Palladium stellt sich der *Gold-peak* charakteristisch bei ca. 10 KeV dar.

5.5.1 REM-Bilder

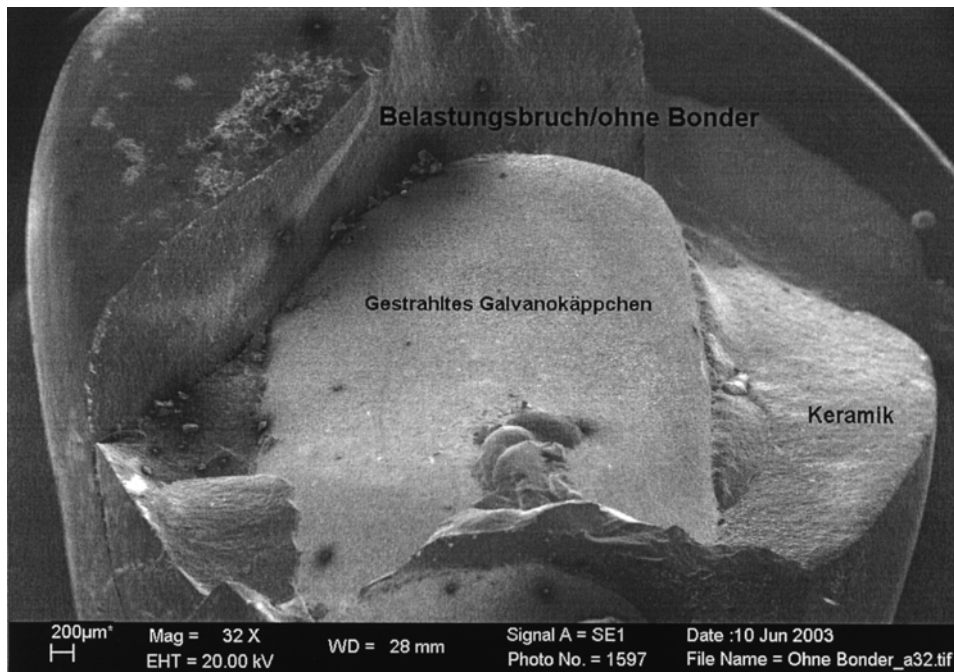


Abbildung 16: Übersichtaufnahme einer gebrochenen Probe der Gruppe O mit den analysierten (vgl. Spektrogramme) und bezeichneten Oberflächen Keramik und Galvanokäppchen.

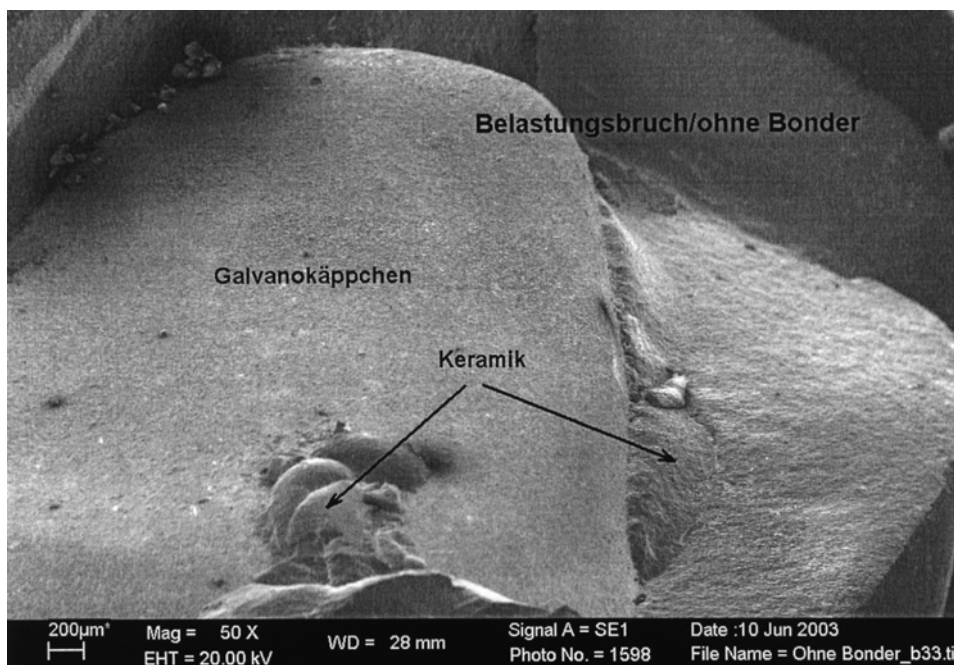
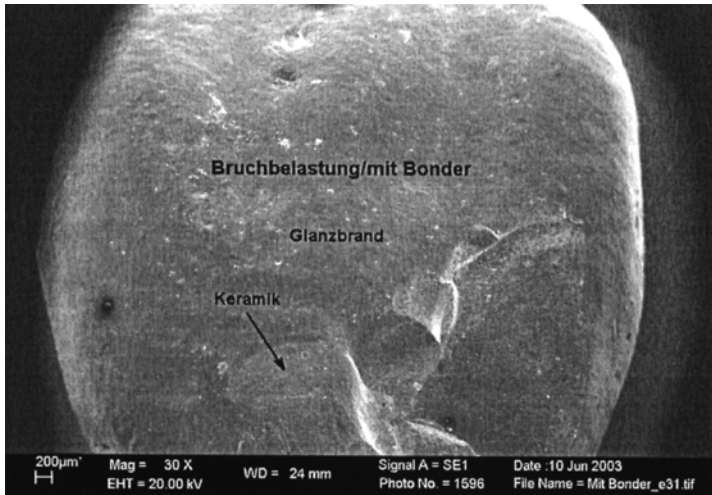


Abbildung 17: Detailaufnahme der Abb. 16. Deutlich zu erkennen ist, dass beim Lösen des Bruchstückes Keramik auf der Metalloberfläche haftet.



Ausschnitt im Rasterelektronenmikroskop: Die Fläche Glanzbrand und Keramik unterscheiden sich durch die unterschiedliche Oberflächenstruktur - gleichzeitig wurde die Spektralanalyse zur Identifizierung des Elements herangezogen (vgl. Abb. 21-24).

Abbildung 18: Übersicht über eine Probe (Gruppe B).



Abbildung 19: Darstellung der Bruchfläche der Probe aus Abbildung 18.

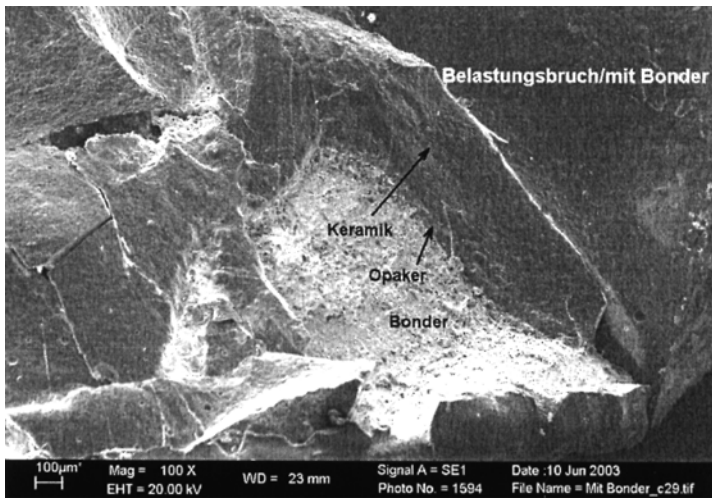


Abbildung 20: Detailaufnahme der Bruchstelle durch die mit Pfeilen gekennzeichneten Schichten Keramik, Opaker und Bonder, die sich deutlich voneinander unterscheiden - gleichzeitig wurde die Spektralanalyse zur Identifizierung der Elemente herangezogen (vgl. Abb. 21-24). Der Bonder haftet hier auf der Metalloberfläche.

5.5.2 Korrespondierende Spektrogramme zur elementanalytischen Auswertung

Tabelle 12: Legende der verwendeten Abkürzungen der Elemente der nachfolgenden Abbildungen.

Abkürzung (nach PSE)	Element:
Ca	Kalzium
O	Sauerstoff
Na	Natrium
Al	Aluminium
Si	Silizium
Au	Gold
K	Kalium

(Zu beachten: Die Skalierung der y-Achsen (Ordinaten) ist nicht einheitlich gemäß der jeweiligen Anpassung der Pulsrate.)

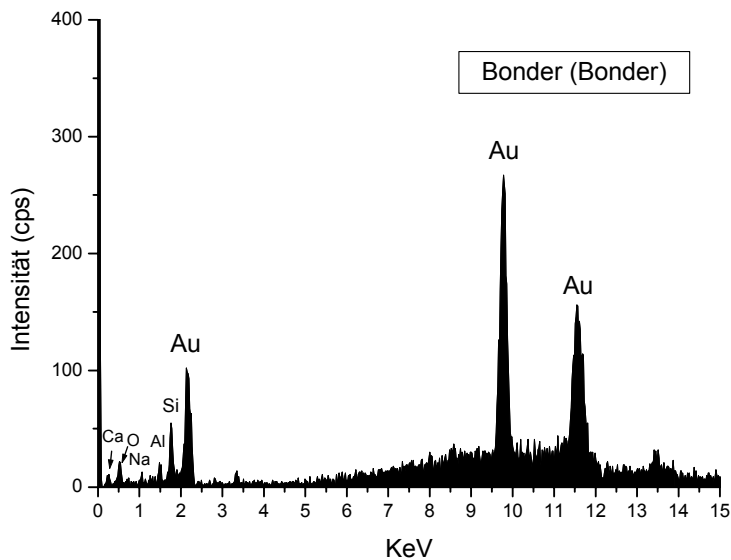


Abbildung 21: Spektrogramm 1.

Darstellung der elementanalytischen Untersuchung an der Bruchfläche Bonder/
 Bonder: Eindeutig überwiegen hier die Aufzeichnungen der peaks des Elementes Gold,
 welches auch für die Zusammensetzung des Bonders spricht.

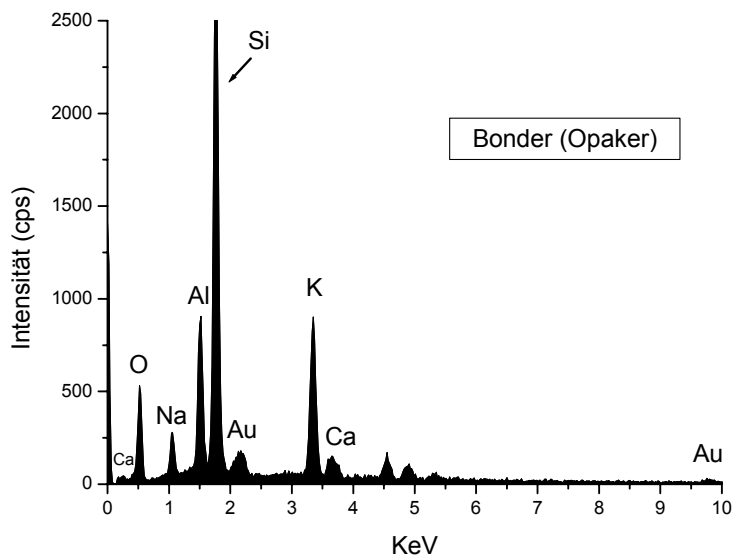


Abbildung 22: Spektrogramm 2.

Darstellung der elementanalytischen Untersuchung in der Opakerschicht einer Bruchfläche einer Probe der Gruppe B (mit Bonder), die peak-Verteilung spricht, hier durch die maßgebliche Anreicherung von Silizium, für Keramikpartikel.

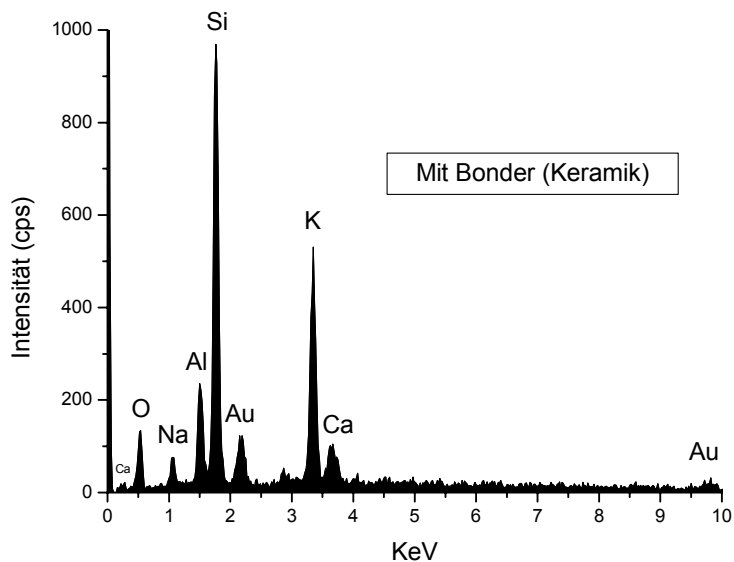


Abbildung 23: Spektrogramm 3.

Typische Darstellung der peak-Verteilung bei einer elementanalytischen Untersuchung in Keramik, v.a. dominiert der Silizium-peak. Die Untersuchungsfläche entstammt einer Probe der Gruppe B (mit Bonder).

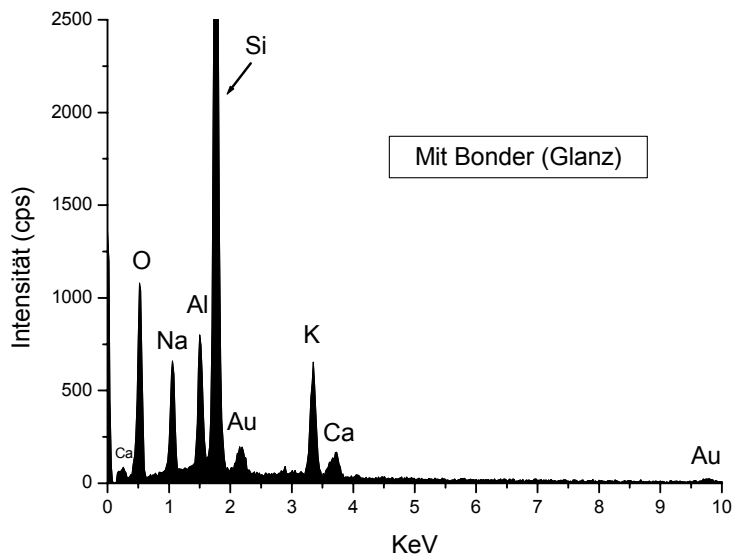


Abbildung 24: Spektrogramm 4.

Typische Darstellung der peak-Verteilung bei einer elementanalytischen Untersuchung in Keramik, v.a. dominiert der Silizium-peak. Die Untersuchungsfläche entstammt einer Probe der Gruppe B (mit Bonder).

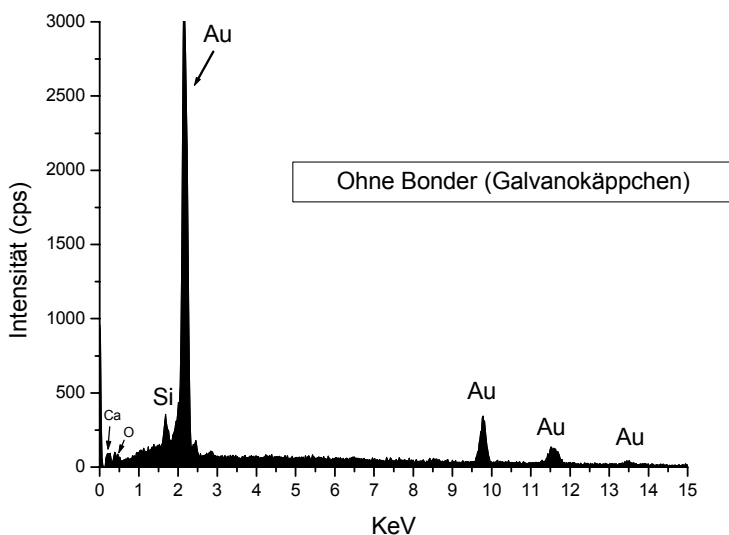


Abbildung 25: Spektrogramm 5.

Darstellung der elementanalytischen Untersuchung eines Galvanokäppchens aus der Gruppe O (ohne Bonder): eindeutige peak-Verteilung des Elementes Gold.

5.5.3 REM-Untersuchung am Schliffpräparat

Die eingebetteten, gesägten und polierten Proben der Gruppen B und O wurden wie unter Punkt 4.3.2 zur Untersuchung im REM aufgearbeitet. Sinn und Zweck war die metallographische Darstellung sowie die elementanalytische Aufgliederung der Schichten in der Verbundzone (incl. Bonder) der keramisch verblendeten Galvanokronen. Anhand fotografischer Dokumentation sollten die jeweiligen Charakteristika dargestellt werden.

Während der Untersuchung stellte sich die Grenzenflächenbetrachtung als schwierig heraus, da eine genaue Zuordnung und Aufgliederung der einzelnen Schichten und zugehörigen Elemente, wie z.B. Galvanohülse, angrenzende Bonder-, Opaker- und Keramikschicht, nicht eindeutig gelang.

Zum einen war optisch nicht, wie erwartet, eine Schichtung im Bereich der Verbundzone erkennbar. Stattdessen zeigte sich eine ‚Übergangszone‘ von der Schicht des Galvanokäppchens bis in die der Verblendkeramik. Sie war gekennzeichnet durch eine diffuse Verteilung von metallischen und mineralischen Anteilen, wobei sich körnige Einschlüsse wie ‚Inseln‘ abhoben. Dabei handelte es sich vermutlich um größere Konglomerate von Keramikanteilen. Offensichtlich hat sich die durch das Verblenden vorgegebene Schichtung während der Keramikbrände teilweise aufgelöst bzw. durchmischt.

Zum anderen gelang auch in der Elementanalyse keine Aufgliederung oder Charakterisierung von Schichten. Dazu hat neben der vermuteten Durchmischung der Schichten offensichtlich auch die Gold-Palladium-Bedampfung beigetragen. Da sich die genauere Differenzierung zwischen den aufeinanderfolgenden Schichten/ Grenzen Galvanokäppchen/ Bonder/ Opaker maßgeblich auf den Goldgehalt hätte stützen müssen, wirkte sich die Bedampfung hier als Störgröße aus.

Somit konnte innerhalb dieser Untersuchung *nicht*, wie gewollt, zwischen den beiden Adhäsivbruchvarianten, d.h. der Bonder verbleibt auf der Keramik oder auf der Metalloberfläche, unterschieden werden. Deshalb wurde die Brucheinteilung, wie oben im Methodenteil aufgeführt, auf Frakturen mit den Bruchtiefen k (Defekt innerhalb der Keramik) und m (Bruch bis an die Metalloberfläche) vereinfacht.

6 Diskussion

Die Galvanokrone besitzt neben der ästhetischen Farbgebung und der guten Biokompatibilität auch den Vorteil eines guten Randschlusses.

Basierend auf den Studien von Warpeha und Goodkind, Anthony et al., Dafrary und Donovan bildet reines Gold keine Oxidschicht auf seiner Oberfläche aus (1) (7,63).

Haftoxide, wie sie bei klassischen hochwertigen Gusslegierungen vorkommen, sind unter anderem notwendig, um den chemischen Verbund zwischen Metallgerüst und Keramik herzustellen (4).

Die Galvanogoldtechnik als Alternative zum herkömmlichen VMK-System (Edelmetallguss) ist daher immer mit Skepsis betrachtet worden. Die Frage nach der Qualität der Haftung von Keramik auf Feingold ist maßgebend für die Qualität des inkorporierten Zahnersatzes.

Die Frage nach der Haftfestigkeit solcher galvanokeramischer Arbeiten interessiert, da es gilt, dem Patienten eine dauerhafte, zahnfarbene Verblendung zu garantieren, die den Anspruch erheben kann, eine gute Imitation des natürlichen Zahnes zu sein. Die Lichtdurchlässigkeit (Transluzenz) der künstlichen Zahnkrone ist dabei besonders wichtig und sollte dem Eindruck von natürlichem Schmelz und Dentin möglichst ähnlich sein. Auch der Gebrauchskomfort (Kauen, Sprechen, Fühlen) sollte den natürlichen Zähnen in nichts nachstehen. Des weiteren sollte das wachsende Bedürfnis nach Gewebeverträglichkeit (Biokompatibilität) nicht aus den Augen verloren werden. Nach den Diskussionen der letzten Jahre über mutmaßliche Nebenwirkungen dentaler Metalllegierungen bietet die Verwendung von Feingold (z.B. die Galvanoformung) eine gute Alternative.

Dennoch erwächst die Motivation zum Besuch des Zahnarztes nur in seltenen Fällen aus dem intrinsischen Bedürfnis nach oraler Gesundheit. Fast immer spielt der Wunsch nach Ästhetik und schönen Zähnen die Hauptrolle.

Der Grund dieser Studie war es herauszufinden, ob die Verwendung eines Haftvermittlers („Bonder“) die Haftfestigkeit von Keramik auf der Feingoldoberfläche des Galvanokäppchens erhöht. Die Haftfestigkeit wurde in vitro mittels Kausimulator (100

N je Krone bei 1.200.000 Zyklen, entspricht einer Trage- bzw. Belastungszeit von ca. 5 Jahren) überprüft.

Mit einer Belastung von 100 N, für welche der Kauapparat ohne Sonderaufbau maximal ausgelegt ist, wurde eine Last gewählt, die über der durchschnittlichen, beim physiologischen Kauen aufgewendeten Kraft von 5 – 11 N (siehe 4.2.1) liegt. Mit 100 N über mindestens 1.200.000 Belastungszyklen werden näherungsweise die in ca. 5 Jahren auftretenden durchschnittlichen Belastungen hinreichend simuliert (9,13). Da mit Kräften, die 10- bis 20-mal höhere Werte besitzen als die durchschnittlichen Kaukräfte in der Front, geprüft wurde, kann sogar von einer *worst-case*-Simulation physiologischer Belastungsverhältnisse ausgegangen werden.

Aus dem oben genannten Grund, dass reines Gold keine Haftoxide ausbilden kann, wurde erwartet, dass die Proben der Gruppe O (ohne Verwendung von Bonder) im Kauapparat mehr Bruchereignisse, als Kriterium für das Versagen der Haftung zwischen Keramik und Feingold, aufweisen als die Proben der Gruppe B (mit Bonder). Selbst bei simulierter Steigerung der Gebrauchszeit auf ca. 10 Jahre, d.h. wiederholter Durchführung eines Belastungszyklus (Serien N1-N4: 2.400.00 Zyklen), zeigte sich keine andere Verteilung der Bruchereignisse, als dass wesentlich mehr Kronen aus Gruppe B gebrochen sind als aus Gruppe O (siehe Abbildung 14).

Üblicherweise sind die in Bruchversuchen auftretenden Streuungen oder Varianzen hoch. Die Gründe dafür sind vielfältig, liegen weitgehend in den Methoden begründet und sind daher z.T. nicht oder kaum vermeidbar.

Trotz des Verwendens eines Vorwalls zum Erreichen einer standardisierten Dicke der Verblendungen ist davon auszugehen, dass

- das Auftragen der Verblendmassen nicht zu standardisierten Schichtungen führt und
- die Sinterung der Brände und die letztlich erreichte Verblendstärke nicht exakt zu steuern sind. Das gilt besonders für den Bereich der Palatinalflächen und die Inzisalkante, auf der die Steatitkugel zur Krafteinleitung platziert wurde. Auch bei der Positionierung der Steatitkugel war der Kontaktpunkt nicht bei allen Kronen gleich oder einheitlich einzustellen.

Der Unterschied der betrachteten Frakturen in beiden Gruppen ist jedoch so deutlich, dass allein der Einfluss der nicht ganz einheitlichen Versuchsparameter im Kau-simulator und die unterschiedliche Anzahl der Belastungszyklen ihn verursachen könnten. Kronen beider Gruppen waren diesen möglichen Einflussgrößen wie auch den anderen diskutierten Fehlerquellen in der Methode in etwa gleichermaßen oder zu-mindest ähnlich ausgesetzt. Der Unterschied im Ergebnis muss also bis zu einem ge-wissen Maße mit dem Unterschied der Gruppen, d.h. dem Verwenden des Bonders, zu tun haben.

Die fehlende Unterscheidbarkeit in der Grenzflächenzone von Galvanooberfläche/ Bonder/ Opaker/ Keramik stützt soweit den in der fotomakroskopischen Untersuchung gewonnenen Eindruck einer Vermischung von Goldpartikeln und Keramik respektive Bonder/ Opaker. In den REM-Untersuchungen entspricht dem der Eindruck des Verlustes der Schichtung. Beides kann als Zeichen des Entstehens der hier so bezeichneten ‚Übergangsschicht‘ verstanden werden. Unter Berücksichtigung eines zweimaligen Auftragens der Bonderschicht ist davon auszugehen, dass eine solche Übergangsschicht relativ dick ist. Eventuell stellt dieser Unterschied eine Erklärung dafür dar, dass das Verwenden des Bonders in dieser Untersuchung die Zahl der Frakturen wider Erwarten erhöht hat. Frakturen, ausgehend von einer in der Übergangsschicht induzierten oder letztlich ansetzenden Scherspannung, müssen trotz Versagens an der Verbundfläche dann nicht zwangsläufig die Metalloberfläche erreichen. Statt dessen verlaufen sie beliebig entweder innerhalb der Übergangsschicht oder bis auf das Metallgerüst.

Es ist aber auch nicht auszuschließen, dass der zusätzliche Arbeitsgang, Auftragen des Bonders, bei der Kronenherstellung die allgemeine Fehlerhäufigkeit, die jede Her-stellungskette um so stärker betrifft, je mehr Schritte sie beinhaltet, heraufgesetzt hat – möglicherweise sogar im Sinne einer Fehleranfälligkeit.

Da sich offensichtlich auch ohne Verwenden des Bonders eine Übergangsschicht in der Verbundzone bildet, in der sich Gold- und Keramikanteile untereinander ‚verbinden‘, unterlägen beide Gruppen (B und O) demselben Versagensmuster. Diese Überlegung steht im Einklang mit den fotomakroskopischen Beobachtungen und dem Ergebnis, dass die Bruchtiefen m und k in beiden Gruppen im gleichen Verhältnis (ca. 1:1) aufgetreten sind.

Eine mögliche Implikation dessen im Hinblick auf den Effekt des Bonders wäre: Offensichtlich ist es der Festigkeit des Verbundes Metall-Keramik bei Galvanokronen nicht zuträglich, die für den Verbund verantwortliche Übergangsschicht dicker zu gestalten, wie es durch Verwenden eines solchen Bonders unvermeidlich geschieht.

Aber die in dieser Dissertation gestellten Rahmenbedingungen zur Überprüfung der Haftfestigkeit von Keramikverblendungen auf Feingoldhülsen sind nicht gleichzusetzen mit dem Einsatz von Galvanokronen unter klinischen Bedingungen.

Die Prüfung der Proben erfolgte unter der Simulation extrem wirkender Kräfte bezüglich der künstlichen Anwendung von Kraft und Kaufrequenz.

Ebenfalls untersuchten Gilde und Mitautoren die Druckfestigkeit von keramikverblendeten Galvanokronen und verglichen dabei mit und ohne Bonder verblendete Prüfkronen in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1445).

Die Studie ergab für die Belastbarkeit unter 45° folgende Werte (arithmetisches Mittel ± Standardabweichung):

Prüfkörperform	Bonder	Anzahl	Belastung N
Schneidezahn	mit	10	198,0 +/- 44,8
Schneidezahn	ohne	10	190,5 +/- 65,7
Eckzahn	mit	10	297,8 +/- 72,5
Eckzahn	ohne	10	251,7 +/- 65,1

Die Benutzung von Bonder liefert hier etwas bessere Werte, die sich jedoch nach dem t-Test mit $p > 0,09$ auf dem 5%-Niveau nicht signifikant unterscheiden.

Bei dieser Untersuchung konnte auch die Frage nach der Notwendigkeit des Bonders zur Verbesserung des Verbundes Metall-Keramik nicht beantwortet werden. Die etwas höhere Belastbarkeit der Kronen mit Bonder war nicht signifikant (16).

Auch wenn es bisher nicht gelang, eine Verbesserung des Metall-Keramik-Verbundes im Laborversuch zu bestätigen, ist noch nicht davon auszugehen, dass der Bonder den Verbund kritisch schwächt und die klinische Einsetzbarkeit damit in Frage stellt. Es sollte nämlich berücksichtigt werden, dass Bruchversuche, anders als physiologisch

verteilte Kaukräfte, die gesamte Belastung meist punktförmig einleiten (16), und dass Galvanokronen laut Setz und Koautoren gute klinische Ergebnisse zeigen (50).

Innerhalb der methodischen Grenzen und der diskutierten Fehlerquellen dieser in-vitro-Untersuchungen lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

1. Das Verwenden des Bonders führt nicht zu einer Erhöhung der Bruchfestigkeit von keramikverblendeten Galvanokronen im zyklischen Dauerlastversuch.
2. Offensichtlich führt das zusätzliche Verwenden von Bonder daher nicht zu einer Verbesserung des Metall-Keramik-Verbundes bei Galvanokronen.
3. Auf Grund der *worst-case*-Bedingungen (Kräfte deutlich über den klinisch-physiologischen Belastungsverhältnissen) erscheint die beobachtete Verringerung der Bruchfestigkeit bei Verwenden des Bonders klinisch eventuell nicht relevant.

Nach den hier gewonnenen Ergebnissen und Erfahrungen ist es die Frage, ob der Dauerlastversuch unter *worst-case*-Bedingungen geeignet ist, den Einfluss des Bonders beim Verblenden eindeutig zu charakterisieren. Eventuell ist es sinnvoller, die Höhe der Belastung den klinisch-physiologischen Verhältnissen anzunähern und die Zahl bzw. Frequenz der Zyklen zu verändern. Es erscheint unwahrscheinlich, dass 1.200.000 Belastungszyklen bei einer Frequenz von ca. 3 Hz eine klinische Liegedauer von ca. 5 Jahren tatsächlich adäquat simulieren.

7 Zusammenfassung

Keramikverblendete Galvanogoldkronen finden aufgrund positiver klinischer Eigenschaften wie gute Passgenauigkeit, Gewebeverträglichkeit und Ästhetik zunehmende Anerkennung. Jedoch ist der Verbund zwischen Metallgerüst und der Keramikverblendung noch Gegenstand von Untersuchungen, da galvanisches Feingold keine Oxide bildet, welchen nach klassischer Erklärung in der Keramikverblendetechnik von Dentallegierungen das Zustandekommen des Metall-Keramik-Verbundes zugeschrieben wird. Ziel dieser *in-vitro*-Untersuchungen an keramisch verblendeten Galvanogoldkronen war, den Einfluss eines zusätzlich beim Verblenden verwendeten Bonders (HF Goldpaste 'Spezial', C. Hafner) zu untersuchen. Zielgröße war die im zyklischen Dauerlastversuch geprüfte Bruchfestigkeit der Keramikverblendungen.

Zur Überkronung eines oberen mittleren Schneidezahnes wurden 54 galvanisch hergestellte Feingoldgerüste (C. Hafner) arbiträr in 2 Gruppen eingeteilt und keramisch verblendet (Vita Response, Vita Zahnfabrik): ohne Bonder (Gruppe O) und mit Bonder (Gruppe B). Je eine Krone diente der Herstellung metallographischer Schnitte zur rasterelektronenmikroskopischen und elementanalytischen Untersuchung der Schichtung. Die fertiggestellten Kronen wurden auf Prüfstümpfe, die durch Dublieren des Modellstumpfes gewonnen wurden, provisorisch zementiert (Temp Bond, Kerr) und im Kausimulator (Version 3.1.29, Willytech) unter einem Winkel von 45° zur Zahnachse bei einem inzisalen Kontaktpunkt zur zyklischen Krafteinleitung montiert. Der Dauerlastversuch simulierte mit 1.200.000 Zyklen eine klinische Liegedauer von 5 Jahren pro Durchlauf. In Vorversuchen (P) an je 4 Kronen wurde die zum Auftreten eines Bruches geeignete Belastung mit 100 N ermittelt. 44 Kronen wurden in der Hauptversuchsphase (H) unter den ermittelten Bedingungen belastet. Die dabei nicht frakturierten Kronen (n=28) wurden in Nachversuchen (N) erneut geprüft. Kriterium für die Bruchfestigkeit war die Häufigkeit von Brüchen (ja/ nein). Die resultierende Bruchtiefe wurde in Bruch in der Keramik (k) oder Bruch bis auf das Metallgerüst (m) unterschieden. Der Verbleib der Bonderschicht sollte im Fotomakroskop (Wild/ Leitz, M 400) und im Rasterelektronenmikroskop (REM Typ 1439, LEO) an den frakturierten Kronen ermittelt werden.

An 52 Kronen wurden bei 13 Belastungsdurchläufen in 3 Phasen (P, H, N) folgende Bruchereignisse beobachtet: In Phase P sind 3 von 4 (O), 2 von 4 (B) Kronen frakturiert; im Hauptversuch 4 von 20 (O), 13 von 24 (B). Bei wiederholter Belastung (N) brachen 4 von 11 (O), 6 von 13 (B). Letzten Endes brachen damit von 28 unter Verwendung von Bonder verblendeten Kronen 21, jedoch nur 11 von 24 ohne Bonder verblendeten. Das Verhältnis der Bruchtiefen (k:m) war dabei in beiden Gruppen ähnlich (O=5:6; B=11:10). Damit frakturierten doppelt so viele Kronen aus Gruppe B wie aus Gruppe O. Weder im Fotomakroskop noch im REM ließ sich der Verbleib der Bonderschicht zuverlässig bestimmen, da nach den Keramikbränden auch die Analysen an den Schliffpräparaten nicht, wie erwartet, eine Schichtenabfolge zeigten. Die Beobachtungen deuteten eher auf das Entstehen einer Mischphase im Übergang von Galvanogerüst zur Keramikverblendung an.

Das Verwenden des Bonders führte hier also nicht zu einer Erhöhung der Bruchfestigkeit oder einer Verbesserung des Metall-Keramik-Verbundes von Galvanogoldkronen. Angesichts der Ergebnisstreuung von Bruchversuchen und der Übertragungsgrenzen von *in-vitro*-Ergebnissen auf die Situation am Patienten ist die klinische Relevanz der in dieser Untersuchung beobachteten Erhöhung der Bruchhäufigkeit nach Verwendung des Bonders fraglich, insbesondere da die in den Vorversuchen ermittelte Kraftereinleitung von 100 N unter 45° deutlich über den physiologischen Belastungsverhältnissen des Frontzahnggebietes liegt (*worst-case*-Szenario).

8 Literaturverzeichnis

1. Anthony, D.H., Burnett, A.P., Smith, D.L., Brooks, M.S., (1970)
Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites.
J Dent Res 49, 27-33
2. Anusavice, K. (1985)
Nobel metal alloys for metal-ceramic restorations.
Dental Clinics of North America 29, 789-803
3. Bagby, M., Marshall, S.J., Marshall Jr., G.W. (1990)
Metal ceramic compatibility. A review of literatur.
J Prosthet Dent 64, 21-25
4. Beuter, I. (1997)
Bonderfreies Galvanoforming.
Quintessenz Zahntechnik 23, 419-431
5. Biewer, P. (1998)
Biokompatible Herstellung von Galvanoteleskopen.
Dentallabor XLVI, 539-552
6. Hafner, C. (1995)
4. C. Hafner Mastersymposium. Generalthema 'Galvanoforming'.
Dentallabor XLIII, 162-164
7. Daftry, F., Donovan, T. (1987)
Effect of electrodeposition of gold on porcelain-to-metal bond strength.
J Prosthet Dent 57, 41-46
8. De Long, R., Pintado, M., Douglas, W.H. (1985)
Measurement of change in surface contour by computer graphics.
Dent Mater 1, 27-30

9. DeBoever, J.A., McCall, W.E., Holden, S., Ash, M.M. (1978)
Functional occlusal forces: An investigation by telemetry.
J Prosthet Dent 40, 326-333
10. Dent, R.J., Preston, J.D., Moffa, J.P. (1982)
Effect of oxidation on ceramometal bond strength.
J Prosthet Dent 47, 59-62
11. Diehl, C. (1888)
Galvanoplastic tooth crowns.
Am J Dent Sci 22, 84-89
12. Dölger, J., Gadau, C., Rathmer, R. (2001)
Therapeutische Vorgehensweise bei einer umfangreichen Gesamtrehabilitation unter Verwendung von AGC-Galvanokronen - Ein Fallbericht.
Internationales Journal für Parodontologie und Restaurative Zahnheilkunde 21, 339-345
13. Eichner, K. (1963)
Messung der Kräfte bei Kauvorgängen.
Dtsch Zahnärztl Zeitschrift 2, 915-924
14. Gentilly, J. (1935)
Galvanoplasty in Dentistry.
Dental Survey 11, 24-32
15. Giezendanner, P. (1996)
Ist Galvanoforming alltagstauglich? Erfahrungen mit dem HF 600 von Hafner.
Quintessenz Zahntechnik 22, 383-414
16. Gilde, H., Lenz, P., Samara, V., Föllinger, M. (1991)
Untersuchungen zur Druckbelastbarkeit von Galvanokronen.
ZWR 100, 632-635
17. Hill, A. (1900)
Experiments on the electro-galvanic process for depositing plates for artificial

- teeth.
Am J Dent Sci, second series 34, 1851-1852
18. Holmes, J.R., Pilcher, E., Rivers, J., Stewart, R.M. (1996)
Marginal fit of electroformed ceramometal crowns.
J Prosthet Dent 76, 111-114
 19. Jones, D.W. (1988)
Coatings of ceramics on metals
Annals New York Acad Sci 523, 19-37
 20. Joshi, S.M. (1965)
Electroforming of dental impressions in crown and bridge prosthodontics.
J Ind Ac Dent 6, 37-46
 21. Kappert, H.F. (1996)
Moderne Metallkeramiksysteme mit Omega 900.
ZM 86/ 18, 40-50
 22. Kautz, K. (1936)
Further data on enamel adherence.
J Am Ceram Soc 19, 93-108
 23. Kerschbaum, Th., Leempoel, R.J.B. (1989)
Outcomes and long-term results, 109-136
in: Kerschbaum, Th.: Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und
Werkstoffkunde.
4. Aufl., Hanser, München
 24. King, B.W., Tripp, H.P.D.W.H. (1959)
Nature of adherence of porcelain enamels to metals.
J Am Ceram Soc 42, 504-525
 25. Knap, F.R.G. (1966)
Study of bond strength of dental porcelain fused to metal.
J Dent Res 45, 1047-1051

26. Knosp, H. (1997)
Theorie und Praxis des Galvanoformings.
Dentallabor XLV, 251-257
27. Körber, K.H. (1995)
Zahnärztliche Prothetik, 62
4. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart
28. Krieg, G. (1995)
Erste Langzeitergebnisse galvanokeramischer Kronen. Eine 9-Jahres Studie.
Quintessenz 46, 783-788
29. Lehmann, K.M., Hellwig, E. (1993)
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde
Lehrbuch für den propädeutischen Studienabschnitt, 46
7. Aufl., Urban & Schwarzenberg, Pösel, Kempten.
30. Lehner, C.R., Holtan, J.R. (2002)
SEM and energy dispersive x-ray surface analysis of the interfacial region of
selected porcelain-metal systems.
Schweizerische Monatszeitschrift Zahnmedizin 101, 285-93
31. Leone, R.J., Fairhurst, C.W. (1967)
Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels.
J Prosthet Dent 18, 155-159
32. Li, Y.G., Lasia, A. (1997)
Electrodeposition of hard gold from acidic solution.
Electrochem Soc 144, 1979-1988
33. Lindemann, W. (1984)
Moderne Analyseverfahren in der zahnmedizinischen Werkstoff-Forschung.
Dentallabor XXXII, 1531-1536

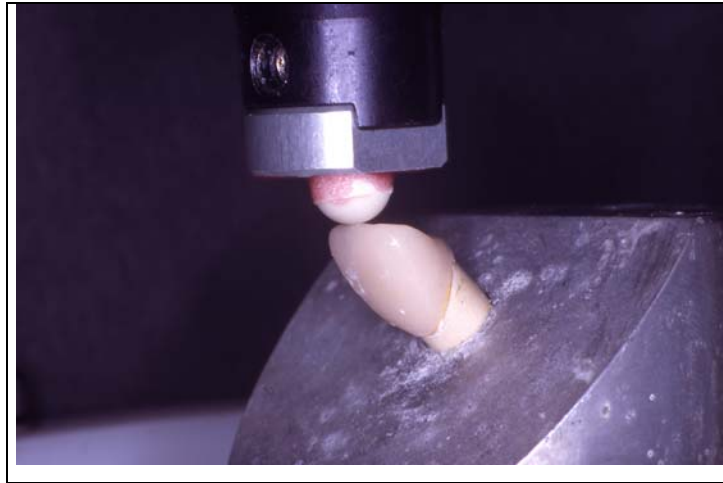
34. Mackert, J.R., Parry, E.H.D., Fairhurst, C. (1984)
Measurement of oxide adherence to PFM alloys.
J Dent Res 63, 1335-1340
35. Mackert, J.R., Ringle, R.P.E., Evans, A., Fairhurst, C. (1988)
The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding.
J Dent Res 67, 478
36. Mattox, D.M. (1966)
Influence of oxygen on adherence of gold films to oxide substrates.
J Appl Physiol 37, 3613-3615
37. Newell, J.L. (1856)
Casting artificial-tooth plates by the electrotype process.
US Patent No 15 706
38. Pask, J.A., Fulrath, R.M. (1962)
Fundamentals of glass-to-metal bonding, VIII: Nature of wetting and adherence.
J Am Ceram Soc 45, 592-596
39. Payne, J.A. (1990)
Electrodeposition in Dentistry, Part I: Background.
Singapore Dent J 15, 23-26
40. Phillips, R. (1991)
Skinner's Science of Dental Materials, 521-523
Ninth edition, W.B. Saunders Co, Philadelphia
41. Rake, P., Goodacre, C., Moore, B.K., Munoz, C. (1995)
Effect of two opaquing techniques and two metal surface conditions on metal-ceramic bond strength. J Prosthet Dent 73, 8-17
42. Rogers, O.W. (1970)
The Electroformed Gold Matrix Inlay Technique.
J Aust Dent 15, 316-323

43. Rogers, O.W. (1977)
Porosity In Gold Cast Against Electroformed Gold In An Inlay Technique.
J Aust Dent 22, 106
44. Rogers, O.W. (1979)
The Dental Application Of Electroformed Pure Gold 1.
J Aust Dent 24, 163-170
45. Rogers, O.W. (1980)
The Dental Application Of Electroformed Pure Gold 2.
J Aust Dent 25, 1-6
46. Rogers, O.W., Armstrong, B.W. (1961)
Electroforming A Gold Matrix For Indirect Inlays.
J Prosthet Dent 11, 959-966
47. Root, N., Findley, M. (1976)
The bond between porcelain and gold alloys: characteristics and practical considerations.
Quintessenz Zahntechnik 11, 93-96
48. Ryge, G., Kozak, S.F., Fairhurst, C.W. (1957)
Porosities in dental gold castings.
JADA 54, 746-754
49. Setz, J., Weber, H., Diehl, J. (1989)
Der Randschluss zementierter galvanischer Kronen.
Quintessenz 40, 1439-1445
50. Setz, J., Weber, H., Diehl, J., Frank, G., Klaus, G. (1988)
Galvano-keramische Kronen. Herstellung und erste Erfahrungen.
Dentallabor XXXVI, 71-74
51. Shell, I.S., Nielsen, J.P. (1962)
Study of the bond between gold alloys and porcelain.
J Dent Res 41, 1424

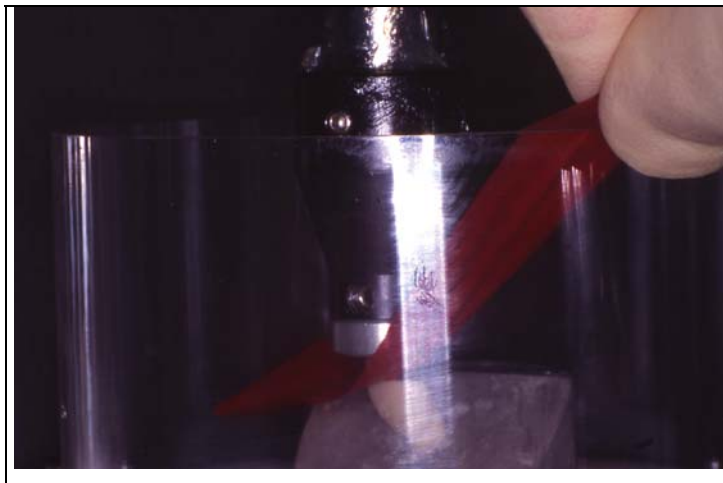
52. Stackhouse Jr., J. (1980)
Electrodeposition in dentistry: A review of the literature.
J Prosthet Dent 44, 259-263
53. Stechell, D.J., Pothin, H., Kuhn, A.T. (1984)
The role of metallizing in dental electroforming.
Quintessenz Zahntechnik 8, 579-582
54. Steele, W. (1890)
Galvanoplastic crowns.
Br J Dent Sci 33, 323-328
55. Stewart, R. (1994)
Electroforming an alternative to full-ceramic restorations and cast substructures.
Trends and Techniques in Contemporary Dental Laboratory 11, 42-47
56. Taylor, E.C. (1889)
Method of filling the teeth.
US Patent No 404, 745
57. Traini, T. (1995)
Electroforming technology for ceramometal restorations.
Quintessenz Zahntechnik 21, 61-64
58. Vence, B. (1997)
Electroforming technology for galvanoceramic restorations.
J Prosthet Dent 78, 444-449
59. Vickery, R.L.B.L.A. (1968)
Nature of attachment forces in porcelain gold systems.
J Dent Res 47, 683-689
60. Vrijhoef, M., Spanauf, A., Renggli, H. (1984)
Electroformed Gold Dental Crowns And Bridges.
Gold Bull 17, 13-17

61. Wagner, W., Asgar, K., Bigelow, W., Flinn, R. (1993)
Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding.
J Biomed Mat Res 27, 531-537
62. Ward, J.G. (1889)
Process of making dental plates by electrodeposition.
US Patent No 379, 320
63. Warpeha Jr., W.S., Goodkind, R. (1976)
Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations.
J Prosthet Dent 35, 291-298
64. Weigl, P., Hauptmann, J., Lauer, H.C. (1996)
Vorteile und Wirkungsweisen eines biokompatiblen neuen Halteelements:
Vollkeramische Primärkronen kombiniert.
Quintessenz Zahntechnik 22, 507-525
65. Winand, R., Van Ham, P.C.R.M.D. (1997)
An attempt to quantify electrodeposit metallographic growth structures.
J Electrochem Soc 144, 1979-1988
66. Wirz, J., Jäger, K., Schmidli, F. (1995)
Galvanofarming - Zahnersatz mit hoher Biokompatibilität.
Quintessenz 46, 539-547

Anhang 1: Probekörper im Kausimulator



Tafel 1.1: Ansicht eines im Montagesockel eingeschraubten Galvanoprobekörpers mit dem ersten Kontakt der Steatitkugel (Antagonist), welche mit GC Pattern Resin an den Laststempel des Kauapparates befestigt wurde. Der Kontakt liegt auf der Inzisalkante. Daher wurde die vorgegebene Kraft punktförmig auf die Probe eingeleitet.



Tafel 1.2: Markieren des Kontaktpunktes der Steatitkugel mit dem Probekörper. Zur visuellen Überprüfung seiner Lage und Stärke mit Hilfe von färbender Occlusionsprüffolie (Hanel, einseitig 12 µm, Roeko, Langenau, Deutschland).



Tafel 1.3: Mit destilliertem Wasser geflutete Kammer zur Simulation des Feuchtmilieus der Mundhöhle. Die Wasserspiegelhöhe wurde bis über den oberen Rand der Vorrichtung zur Befestigung des Antagonisten gestellt.



Tafel 1.4: Darstellung des ‚arbeitenden‘ Kausimulators. Im oberen Bildteil ist der Balken sichtbar, an welchem die Gewichte angebracht sind, die über die Gewindevorrichtung die Kraft über einen Stempel an jede Probe übertragen. Direkt oberhalb des schwarzen Querbalkens in der Mitte des Bildes befindet sich die Schraubvorrichtung für jede einzelne Kammer, anhand welcher die Höhe der Steatitkugel manuell feinjustiert werden konnte. Die Plexigalsbehälter dienen als Begrenzung jeder der 8 Kammern und können mit beliebigen Flüssigkeiten geflutet werden.

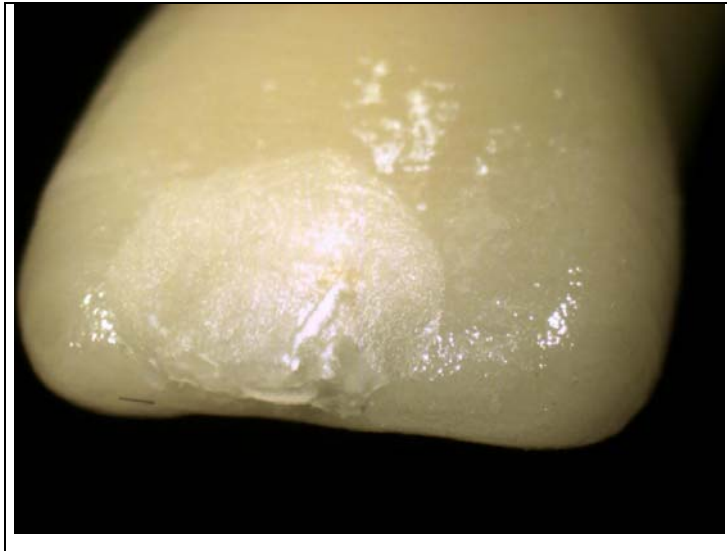
Anhang 2: Makroskopie-Fotos



Tafel 2.1: Makroskopische Detailaufnahme einer bis aufs Metall gebrochenen Probe (Bruchtiefe ,m') der Gruppe O. Die raue Oberflächenstruktur des Galvanokäppchens stellt sich dar.



Tafel 2.2: Aufnahme eines der dislozierten Bruchstücke der Probe aus Tafel 2.1. Auf der Innenfläche des Keramiksplitters befinden sich Reste des aufgetragenen Opakers; nur vereinzelt stellen sich wenige Goldpartikel, welche sich von der Oberfläche des Galvanokäppchens gelöst haben könnten, dar.



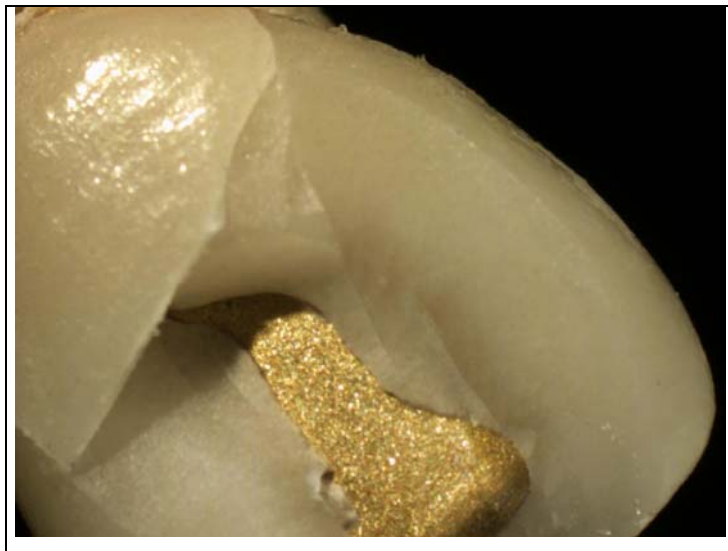
Tafel 2.3: Makroskopische Detailaufnahme einer Probe der Gruppe B als Beispiel für einen Kohäsivbruch (Bruchtiefe ,k'). Es wurde nur ein Keramiksplitter disloziert.



Tafel 2.4: Detailaufnahme einer Probe aus Gruppe B als Beispiel für einen Adäsivbruch (Bruchtiefe ,m'). Die Oberfläche des Galvanokäppchens ist bukkoinzisal punktuell sichtbar.



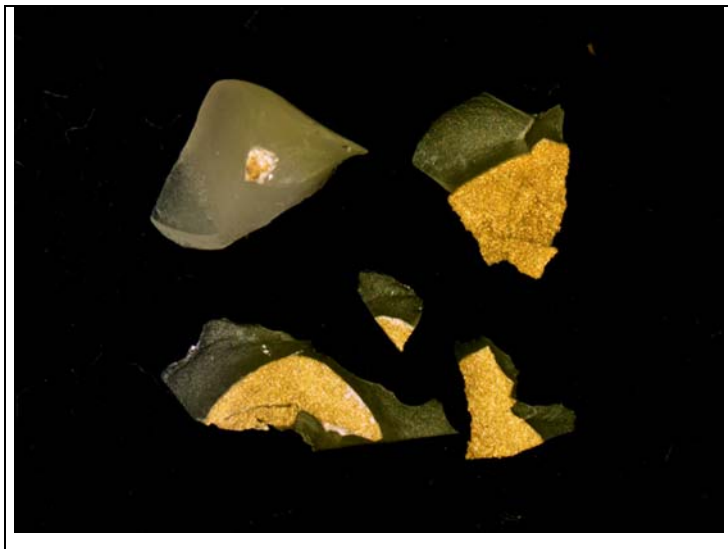
Tafel 2.5: Korrespondierendes disloziertes Bruchstück zur Probe aus Tafel 2.4. Auf der Innenfläche des Keramiksplitters sind Opaker- und vermutlich ‚Goldreste‘ sichtbar. Der makroskopischen Aufnahme ist nicht eindeutig die Herkunft der ‚Goldreste‘ zu entnehmen.



Tafel 2.6: Weiteres Beispiel einer bis auf die Metalloberfläche gebrochenen Probe der Gruppe B.



Tafel 2.7: Disloziertes Bruchstück der Probe aus 2.6 der Gruppe B. Auf der Innenfläche stellen sich flächig Reste des Opakers ‚weißlich‘ dar. Auf Grund der Beschaffenheit der aufgebrannten Keramik lässt sich die Keramik von der aufgetragenen Opakerschicht unterscheiden, jedoch lassen sich keine sichtbaren Reste der Bonderschicht auf diesem Bruchstück finden.



Tafel 2.8: Weitere dislozierte Bruchstücke der Probe aus 2.6. Im Gegensatz zu Tafel 2.7 sind hier auf den Innenflächen eindeutig ‚Goldreste‘ sichtbar. Um die ‚Goldreste‘ sind ebenfalls ‚weißliche‘ Opakerreste zu erkennen. Anhand dieser Makroskopiebilder ist im Vergleich zu Tafel 2.6, der Oberfläche des aufgedeckten Galvanokäppchens, keine Unterscheidung der Zugehörigkeit der ‚Goldreste‘ zu machen.

Danksagung

Diese Arbeit wurde in der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie (MWT) der Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik des ZZMK der Universität Tübingen unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer und Herrn Professor Dr. W. Lindemann durchgeführt in enger Zusammenarbeit mit der Firma C. Hafner, Pforzheim, Deutschland.

Ich bedanke mich für die Überlassung des Themas, die Bereitstellung der Materialien und Geräte, die mir zugekommene Hilfestellung bei der Versuchsdurchführung und die Beratung bei der Abfassung und Durchsicht der Arbeit.

Mein Dank gilt Frau Karin Spandel (ZT), Herrn Dennis Wahl und Frau Gabriele Enderle für die zahntechnische Unterstützung und Herrn Dr. Nikolaos Kournetas und Dr. Ullrich Elsäßer.

Herrn OA Dr. med. dent. Martin Groten danke ich sehr für die freundliche und motivierende Betreuung und Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern Elvira und Michael Walter und meiner Familie, besonders meiner lieben Oma Gertrud Heunisch, für die Unterstützung meines Studiums, ohne die mein eingeschlagener Weg nicht möglich gewesen wäre.

Vielen Dank an meine Freunde für ihre langjährige Unterstützung und ihr Verständnis während der Entstehung dieser Dissertation.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Name: Walter
Vorname: Corinna Simone
Geburtsdatum: 28. Oktober 1972
Geburtsort: Gaildorf
Familienstand: ledig
Eltern: Elvira Walter, geb. Heunisch, Lehrerin
Michael Walter, Apotheker
Geschwister: Matthias Walter, Apotheker

Schulausbildung:

1979 – 1983 Grundsule in Stuttgart Rot
1983 – 1992 Mädchengymnasium St. Agnes, Stuttgart
21. Mai 1992 Allgemeine Hochschulreife

Studium:

WS 1993/94 Immatrikulation für das Fach Zahnmedizin an
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
28. September 1994 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
10. Oktober 1996 Zahnärztliche Vorprüfung
25. Mai 1999 Zahnärztliche Prüfung,
15. Juni 1999 Approbation als Zahnärztin

1. Oktober 1999 wissenschaftliche Angestellte in der Abteilung für
Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik des ZZMK
der Universität Tübingen

