

Aus der Abteilung für
Zahnärztliche Prothetik und Alterszahnmedizin
der Medizinischen Fakultät Charité -
Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**In-vitro-Untersuchung zum Randspaltverhalten von dreigliedrigen
Galvanobrücken aus einem einteiligen Galvanogerüst in Abhängigkeit
von der Ausarbeitung des Metallrandes im direkten Vergleich mit
dreigliedrigen Brücken aus In-Ceram-Zirconia**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité -
Universitätsmedizin Berlin

von

Peter Blume
aus Saigon

Gutachter: 1. Prof. Dr. K.-P. Lange

Gutachter: 2. Prof. Dr. R. Biffar

Gutachter: 3. Prof. Dr. J. Geis-Gersdorfer

Datum der Promotion: 26.04.2007

MEINEN LIEBEN ELTERN

GEWIDMET

Inhaltsverzeichnis		Seite
1	Einleitung	7
2	Literaturübersicht	9
2.1.1	Randspalt und Passgenauigkeit	9
2.1.2	Untersuchungsmethoden zur Randspaltanalyse	14
2.2	Metallkeramik	16
2.3	Galvanotechnik und Galvanoformung	19
2.4	In-Ceram und In-Ceram-Zirconia	24
2.5	Festigkeitslehre	28
3	Problem- und Aufgabenstellung	31
4	Material und Methode	32
4.1.1	Galvanoformung mit GAMMAT-free	33
4.1.2	CAD/CAM-Verarbeitung mit Cerec-inLab	36
4.2	Herstellung des Prüfmodells	37
4.3	Gestaltung der Brückenwischenglieder	38
4.4	Vorversuche	39
4.5	Prüfkörperherstellung	41
4.5.1	Herstellung der Prüfkörper – Galvanobrücke	42
4.5.2	Herstellung der Prüfkörper – In-Ceram-Zirconia-Brücke	45
4.6	Passgenauigkeitsuntersuchung	47
4.7	Statistische Analyse	49
5	Ergebnisse	52
5.1	Vorversuche	52
5.2.1	Ergebnisse zur Passgenauigkeitsuntersuchung	53
5.2.2	Deskriptive Darstellung der Versuchsreihen	58
5.2.3	Deskriptive Darstellung der Messpunkte	61
5.3.1	Statistische Auswertung der Versuchsreihen	64

5.3.2	Statistische Auswertung der Messpunkte	66
5.4	Fehlerhafte Prüfkörper	67
6	Diskussion	69
6.1	Gerüstgestaltung der dreigliedrigen, einteiligen Galvanobrücke	71
6.2	In-Ceram-Zirconia-Brücken als Referenz	74
6.3	Einfluss der Ausarbeitungsmethode auf den marginalen Randspalt	76
6.4	Passgenauigkeit der Galvano- und In-Ceram-Zirconia-Brücken	78
6.5	Einsatzfähigkeit der dreigliedrigen, einteiligen Galvanobrücke	80
6.6	Schlussfolgerung und Ausblick	81
7	Zusammenfassung	82
8	Summary	84
9	Literaturverzeichnis	85
10	Anhang	94
10.1	Messprotokolle zur Randspaltuntersuchung	95
10.2	Mittelwertdarstellung der Messpunkte	98
10.3	Bruchfestigkeit der Testbrücken	99
11	Danksagung	103
12	Lebenslauf	104
13	Eidesstattliche Erklärung	105

Einheiten

Abmessungen	in mm und μm
Drehzahl	in U/Min
Elastizitätsmodul (E)	in N/mm^2
Elektrochemisches Äquivalent (c)	in g/Ah
Flächen (A)	in mm^2
Geschwindigkeit	in mm/Min
Kräfte (F)	in N
Stromstärke (I)	in mA
Temperatur	in $^\circ\text{C}$
Wärmeausdehnungskoeffizient – WAK (α_t) –	in K^{-1} ($\text{mm}/\text{mm}^*\text{K}$)

Bezeichnungen

Abgeschiedene Schichtstärke	d
Achsenlage – flach liegend	y
Achsenlage – hochkant stehend	z
Biegemoment	M
Biegespannung	σ_b
Breite	b
Dehnung (ε)	$\Delta l / l_0$
Dichte	ρ
Differenzlänge	Δl
Höhe	h
M	zweiter Molar (37)
P	zweiter Prämolare (35)
Spannung (σ)	F / A
Temperaturdifferenz	ΔT
Temperaturspannung	σ_t
Ursprungslänge	l_0
Widerstandsmoment	W
Wirkungsgrad	η

1 Einleitung

Seit 1962 werden aufbrennfähige Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik nach einem Patent von WEINSTEIN verwendet, um dem gestiegenen Ästhetikanspruch von festsitzendem Zahnersatz – Kronen und Brücken – gerecht zu werden. Nach anfänglicher ausschließlicher Verwendung von edelmetallhaltigen Aufbrennlegierungen führten wirtschaftliche Überlegungen seit Anfang der 70er Jahre zur Verbreitung von weitaus kostengünstigeren edelmetallfreien Aufbrennlegierungen [6, 17]. Im Sinne einer zeitgemäßen Kostenreduktion führte die Weiterentwicklung von Dentallegierungen in den vergangenen Jahren zu einer unüberschaubar großen Anzahl an Produkten verschiedenster Hersteller. Dies hat zur Folge, dass sowohl die Zahnärzteschaft als auch ihre Patienten zu Recht verunsichert sind [13, 44].

Im Bestreben, Zahnersatz mit hoher Gewebeverträglichkeit bei steigendem ästhetischem Anspruch herzustellen, werden in zahlreichen werkstoffkundlichen Untersuchungen über Galvanotechnik und Vollkeramik neben den Materialeigenschaften auch vielfach die Anforderungen an den Randspalt diskutiert [1, 10, 23, 36, 58, 101, 105]. Ästhetisch anspruchsvoller Zahnersatz, durch Galvanoformung in reproduzierbarer Fertigungsqualität hergestellt, kann aufgrund seines monometallischen Charakters mit einer hohen Gewebsverträglichkeit überzeugen und weist darüber hinaus eine verfahrensbedingte Passgenauigkeit auf, die dem heutigen Standard mehr als gerecht ist [10, 76, 89, 105, 108]. Vollkeramischer Zahnersatz kann mit Eigenschaften wie geringe Wärmeleitfähigkeit, hohe Farbstabilität und verminderte Plaqueanlagerung das wachsende Bedürfnis der Patienten nach Ästhetik und Biokompatibilität ebenfalls erfüllen und gewinnt dadurch in der Zahnmedizin immer mehr an Bedeutung [80, 88, 104].

Bei der Herstellung von Vollkeramikbrücken können die Gerüste für die anschließende keramische Verblendung sowohl subtraktiv durch Kopierschleif- oder CAD/CAM-Verfahren als auch additiv durch das Formsintern oder Pressverfahren anfertigt werden. Als Werkstoff kommen Zirkonoxid-, Aluminiumoxid- und Glaskeramiken zum Einsatz [3,

4, 23, 53, 70, 79, 83, 87]. Mit der Entwicklung der In-Ceram-Keramik durch die Firma Vita (Bad Säckingen, D) ist es sogar möglich, die hochfesten Kristalle der Oxidkeramik in eine Glasmatrix durch Infiltration zu integrieren, um die In-Ceram-Keramik – wie ALUMINA oder ZIRCONIA – für die maschinengestützte Gerüstherstellung und das Formsintern einzusetzen [2, 7, 29, 39, 40, 56].

Unter Anwendung der Galvanotechnik für die Brückenherstellung stehen bislang verschiedene Verfahren zur Verfügung. Neben dem einteiligen Galvanogerüst kann das Zwischenglied auch separat mittels Gusstechnik hergestellt werden. Dieses kann dann durch diverse Verbindungsarten mit den Pfeilerkappen fixiert und/oder galvanoplastisch beschichtet werden [33, 45, 46, 89]. Ein direktes Angießen des Brücken-zwischengliedes an die Galvanokappen ist ebenfalls möglich [10, 63, 108]. Die technische Überlegenheit der galvanischen Formgebung bezüglich ihrer Passgenauigkeit gegenüber der Gusstechnik zur Herstellung von Einlagefüllungen und Kronen sowie Teleskopkronen ist wissenschaftlich gut dokumentiert. Im Allgemeinen werden den Galvanorestorationen von vielen Autoren eine verfahrensbedingte gute Passgenauigkeit attestiert [10, 46, 76, 89, 105, 108]. Untersuchungen zum Randspaltverhalten von Galvanobrücken sind dagegen in der Literatur nicht beschrieben. Dementsprechend gilt es auch herauszufinden, wie passgenau eine keramisch verblendete Galvanobrücke hergestellt werden kann.

In der vorliegenden experimentellen Arbeit soll speziell die Passgenauigkeit von dreigliedrigen Galvanobrücken aus einem einteiligen Galvanogerüst überprüft und mit den Randspaltergebnissen von In-Ceram-Zirconia-Brücken verglichen werden.

2 Literaturübersicht

2.1.1 Randspalt und Passgenauigkeit

Der Kronenrandschluss in der zahnärztlichen Prothetik wird als das genaue Anliegen bzw. der möglichst nahtlose Übergang des Kronenrandes in die angrenzende Schmelz- oder Zementgrenze der Präparation definiert. Randschluss bedeutet Passgenauigkeit in Bezug auf einen nicht sichtbaren oder tastbaren Zwischenraum. Liegt eine Inkongruenz vor, so kann man nicht von einem Randschluss sprechen, sondern von einem Randspalt. Demnach gibt es entweder einen *Randschluss* oder einen *Randspalt* [73].

Präparationsformen

Voraussetzung für die Passgenauigkeit von prothetischen Restaurationen ist eine klar definierte Präparationsgrenze. Misserfolge sind zudem vermeidbar, wenn neben der gewählten Präparationsart auch werkstoffkundliche und konstruktionsrelevante Aspekte mit berücksichtigt werden. Dies erlaubt bei der Herstellung von Zahnersatz eine optimale Passung und hält unvermeidbare Schwächen bei der Befestigung auf einem möglichst geringen Niveau [8, 82, 101]. Die Klassifizierung nach EICHNER [15] unterscheidet hierzu prinzipiell sechs mögliche Präparationsformen (Abb. 1):

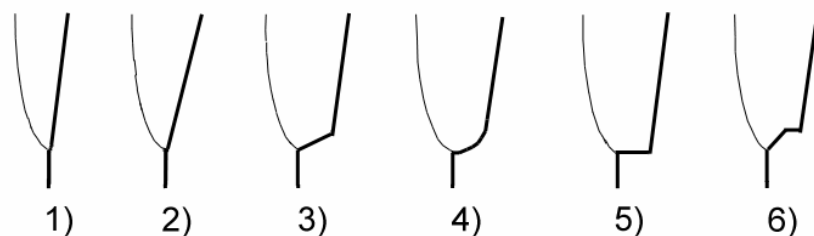


Abb. 1: Präparationsformen nach Eichner (1. *steilkonische Präparation*, 2. *flachkonische Präparation*, 3. *abgeschrägte Stufe*, 4. *Hohlkehlpräparation*, 5. *rechtwinklige Stufe*, 6. *Stufenpräparation mit Abschrägung*)

Für den metallkeramisch verblendeten Zahnersatz wird eine Kombination aus Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante oder Hohlkehlpräparation im sichtbaren Bereich des Zahnes und Tangentialpräparation im nicht sichtbaren Bereich empfohlen. Die meisten Autoren sind sich aber einig, dass man vor allem eine deutlich sichtbare Präparationsgrenze schaffen sollte und schätzen die Hohlkehl- bzw. Stufenpräparation besser ein als die Tangentialpräparation [58, 16, 59, 105]. Diese Forderung wird von SPIEKERMANN et al. [60] in ihren Untersuchungen zur Bruchfestigkeit vollkeramischer In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit unterschiedlicher Präparationsformen ebenfalls gestützt.

Bei der Präparation von Kronenstümpfen für die Galvanotechnik ist ferner zu berücksichtigen, dass Metallschichten, die an den Schenkelseiten eines Innenwinkels aufwachsen, die Eigenschaft zeigen, entlang der Winkelhalbierenden nicht kohärent zusammenzuwachsen. Diese Erscheinung, die zum Beispiel auch bei scharfkantigen Präparationsformen zum Tragen kommt, wird als Winkel- oder Kantenschwäche bezeichnet. Galvanische Pfeilerkronen mit scharfkantigen Stufen können dann unter Arbeitsbeanspruchung aufreißen [10, 89, 108].

Forderung an den Randschluss einer Restauration

Untersucht man die Entwicklung der Randungenauigkeit bzw. deren klinisch zulässige Grenzen in der zahnärztlichen Fachliteratur, so schwanken die Angaben von 20 µm bis 200 µm. Hinsichtlich der Passgenauigkeit gegossener Restaurationen gelten nach wie vor die ursprünglich von DREYER-JORGENSON [13] geforderten 50 µm, die sogar mit der zahnärztlichen Sonde erfasst werden können.

Untersuchungen von KÖRBER [48] an viergliedrigen Metallkeramikbrücken ergeben messortabhängige Randspaltbreiten von 20 bis 30 µm.

Messungen von KAPPERT und ALTVATER [36] an Kronen und Brücken aus In-Ceram (Schlickertechnik) und Metallkeramik belegen einen Mittelwert der Randspaltbreiten von 38 μm für In-Ceram-Restaurationen und 44 μm für Metallkeramikrestaurationen.

Der Randspalt von dreigliedrigen In-Ceram-Brücken, hergestellt durch Kopierfräsung (CAM-Verfahren) mit dem CELAY-System (Fa. Mikrona, Spreitenbach, CH) fällt nach Passgenauigkeitsuntersuchungen von ABDIN-BEY [1] bei einem Mittelwert von 57 μm etwa gleich aus wie beim CAM/CAM-Verfahren mit dem LAVA-System (Fa. Espe, Neuss, D).

FILSER [23] untersuchte die Passgenauigkeit von dreigliedrigen vollkeramischen Cercon-Brücken (Fa. DeguDent, Hanau, D) und ermittelte dabei Spaltbreiten von unter 80 μm .

In der lichtmikroskopischen Passungsanalyse von verschiedenen Brückensystemen aus In-Ceram stellte STIEGLBAUER [95] mit dem CELAY-System und dem CAD/CAM-Verfahren DCS-Precident (Fa. DCS-Dental, Allschwill, CH) Randspaltbreiten von 78 bzw. 124 μm fest. Konventionell gesinterte In-Ceram-Brücken (Schlickertechnik) hatten im Vergleich dazu einen mittleren Randspalt von 102 μm .

Keine nachteiligen parodontalen Folgen sehen LENZ [52] und MARXKORS [58] bei Rundungsgenauigkeiten bis zu 200 μm .

Nachuntersuchungen an extrahierten Zähnen

Untersucht man hingegen in vivo die Passgenauigkeit von Zahnersatz, der am Patienten realisiert wurde, und listet diejenigen auf, die ein ausreichend großes

Untersuchungsgut mit adäquater Messmethodik aufweisen, so wird deutlich, dass werkstoffkundlicher experimenteller Standard in der Praxis nicht immer umgesetzt wird.

In der von DÜSTERHUS [14] durchgeführten Studie an über 100 extrahierten mit Gusskronen versehenen Zähnen lagen die Mittelwerte zwischen 90 und 230 μm , je nach Lage des Messortes am Kronenrand.

SPIEKERMANN [94] errechnete aus den gemessenen Zementspaltbreiten an insgesamt 142 eingliederten Kronen einen Mittelwert von 382 μm .

DONATH und ROTH [11] wiederum bedienten sich einer histomorphometrischen Untersuchung. Bei 115 in situ belassenen Kronen und Brückenpfeilern wurde der Abstand von dem zervikalen Kronenrand zur Präparationsgrenze vermessen. Die mittlere vertikale Abweichung betrug hierbei 482 μm .

MARXKORS [58] ermittelte bei einer zufälligen Auswahl von über 100 extrahierten Zähnen, die mit Gusskronen versehen waren, eine mittlere Randspaltbreite von 130 μm . Es zeigte sich, dass die Randspalten bei Zähnen mit einer klar erkennbaren Präparationsgrenze auch deutlich besser waren als bei tangential präparierten Zähnen.

Die Ergebnisse von LUTHARDT et. al. [53] zeigten, dass die Randpassung von vollkeramischen Restaurationen innerhalb einer gewissen Breite bis zu ca. 200 μm vor allem bei adhäsiv befestigten Restaurationen keinen unmittelbaren Rückschluss auf die zu erwartende klinische Überlebensrate zulässt.

Aufgrund der Erkenntnisse aus den oben genannten Studien und praktischen Erfahrungen wurde die Definition für einen „guten Randschluss“ überdacht und auf 100 μm festgelegt [101, 67, 42].

Vergleichbarkeit der Studienergebnisse

Aus den geschilderten Ergebnissen zur Randspaltanalyse wird die außerordentliche Komplexität dieser Thematik schnell deutlich. Erschwerend zu ihren allgemeingültigen Problemen der metrischen Analyse kommen noch uneinheitliche Definitionen zur Passgenauigkeit hinzu. Ein repräsentativer Grenzwert für den definierten Randschluss wird somit kaum zu formulieren sein. Als grobes Raster unter kritischer Betrachtung bleiben die genannten Studien allerdings nutzbar, wenn beim Vergleich der Untersuchungsergebnisse genau unterschieden wird, was, wie und wo gemessen wurde.

Zahlreiche Passgenauigkeitsuntersuchungen orientieren sich an dem *marginalen Spalt*, der von DEMMEL [8] als *zervikale Diskrepanz* bezeichnet wird (Abb. 14) [1, 14, 23, 58]. Er unterscheidet gemäß der Stumpfgeometrie prinzipiell nur zwei unterschiedliche Messbereiche: die *Zementschichtstärke* zwischen der Präparationsfläche und dem inneren Restaurationsrand sowie den absoluten Abstand vom Restaurationsrand zur Präparationsgrenze, der sog. *zervikalen Diskrepanz*. Bei genauerer Betrachtung wird jedoch deutlich, dass bei gleich bleibender *Zementschichtstärke* (Strecke a und b nach HOLMES [32]) die *zervikale Diskrepanz* anhand der geometrischen Abhängigkeiten zwischen Zahnstumpf und Restauration unterschiedlich groß sein kann.

HOLMES et al. [32] fanden zum Beispiel in der Grenzzone unterschiedlich messbare Strecken für verschiedenste Randkonfigurationen, die sie in sechs Messstrecken nach den Kriterien Randspalt, Über- und Unterextension einteilten: *innerer Spalt* (a), *marginaler Spalt* (b), *Überextension des Randes* (c), *Unterextension des Randes* (d), *vertikale marginale Diskrepanz* (e), *horizontale marginale Diskrepanz* (f), *absolute marginale Diskrepanz* (g) und *Diskrepanz im Kronensitz* (h) (Abb. 2).

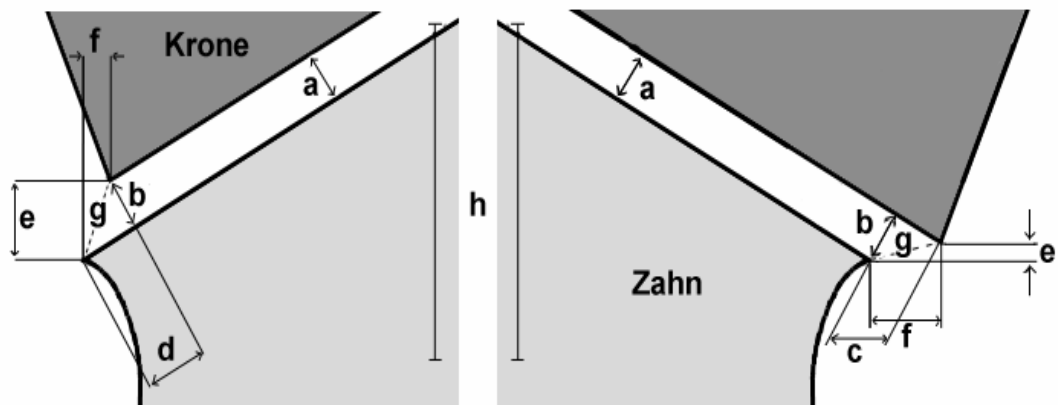


Abb. 2: Messstreckendefinition nach HOLMES et al. für unter- und überextendierte Restaurationsränder [32].

Sollten keine Zementschichten vorhanden sein, also die Strecken a und $b = 0$ sein, können nach Ansicht von HOLMES et al. dennoch Über- oder Unterextensionen am Restaurationsrand gemessen werden.

2.1.2 Untersuchungsmethoden zur Randspaltanalyse

Für die Messung des Kronenrandes gemäß den Definitionen von DEMMEL [8] oder HOLMES [32] stehen unterschiedlichste Untersuchungsmethoden zur Verfügung:

- Klinisch visuelle Beurteilung
- Messung mittels normierter Sonden
- Röntgenologische Untersuchung
- Replikamethode
- Indirekte Messung mittels Silikonfilm
- Messmikroskop

Bei der **klinisch visuellen Beurteilung** lässt sich nach Auffassung von REHBERG [73] ein bis $20\ \mu\text{m}$ breiter Randspalt mittels Augenmaß noch erkennen und bis $10\ \mu\text{m}$ mit Hilfe der zahnärztlichen Untersuchungssonde ertasten. Größere Spalten können

dagegen nicht exakt beurteilt werden. Zudem ist die Überprüfung am Patienten stark eingeschränkt durch die Einsehbarkeit der Messstelle sowie die Möglichkeit, diese zu sondieren [58].

Messung mittels normierter Sonden, deren Spitzen unterschiedlich kalibriert sind, werden beim Sondentest nach MARXKORS [58] zur Randspaltbestimmung durchgeführt. Die Messsonden zur Erfassung von Füllungs- und Kronenrandfugen sind dabei in 100- μ m-Schritte eingeteilt. Bei überextendierenden Kronenrändern sind Fehlinterpretationen zur Randgenauigkeit möglich [73]. Ebenfalls als nachteilig zu betrachten sind die Problematik der Messung von tief subgingivalen Präparationen und die Abhängigkeit vom Tastempfinden des Behandlers.

Eine Überprüfung **mittels röntgenologischer Untersuchung** ermöglicht nur eine eingeschränkte zweidimensionale Beurteilung des gesamten Kronenrandes. Als limitierender Faktor sind die ausschließlich approximal projizierten Kronenränder anzusehen, welche zugleich abhängig vom Projektionswinkel unterschiedlich wiedergegeben werden können [20, 106].

Die Replikamethode bedient sich der extraoralen Messung am Modell. Bei dieser relativ genauen Messtechnik (ca. $\pm 10 \mu$ m) wird die in situ befestigte Krone im Mund des Patienten abgeformt und in ein Gipsmodell überführt [2]. An dem so erhaltenen Modell, bestehend aus Zahnstumpf mit eingesetzter Krone, Teilkrone oder Inlay, wird schließlich extraoral die Randgenauigkeit geprüft [99]. Allerdings können in den Zahnzwischenräumen die Randpassungen aufgrund der schlechten Abformbarkeit durch den Approximalkontakt der Zähne nicht untersucht werden [101].

Bei der **indirekten Silikonfilmmessung** wird die Krone mit einer sehr dünn fließenden Silikonabformmasse auf dem präparierten Zahn unterschichtet. Der erstarrte Silikonfilm lässt sich nach Entfernen von der Krone im Ganzen abnehmen und sowohl optisch als auch mechanisch an jeder Stelle ausmessen. Klinisch wird diese Methode bevorzugt in

Situationen angewandt, in denen eine Fehlpassung zwischen Präparationsfläche und dem inneren Restaurationsrand sichtbar gemacht werden soll. Die Silikonschrumpfung ist hierbei vernachlässigbar klein [51].

Mit dem **Messmikroskop** kann fast jeder Grenzbereich einer Restauration vermessen werden. Die Passgenauigkeit lässt sich aber nur in Beziehung zum Kronenstumpf beurteilen. Praktisch hat dies zur Konsequenz, dass die Messungen nur auf extrahierten Zähnen oder Modellstümpfen erfolgen können [5, 101]. Andererseits können bei Untersuchungen, bei denen die Prüfkörper unversehrt bleiben sollen, nur die marginalen Randspalten beurteilt werden. Messungen von Zementschichtstärken, über- oder unterkonturierten Kronenrändern sind dagegen nur am Schliffbild durchführbar [109]. Demzufolge stehen die Prüfkörper nach der Randspaltanalyse an Schliffbildern für weitere Untersuchungen wie Druck-, Dauerbelastbarkeit und In-vivo-Befestigungen für Langzeitstudien nicht mehr zur Verfügung.

2.2 Metallkeramik

Unter dem Begriff Metallkeramik versteht man die Technik, Metallgerüste durch Aufbrennen von dentalkeramischen Massen zu verblenden. Hierbei können die Metallgerüste sowohl aus einer edelmetallhaltigen, edelmetallreduzierten als auch aus einer edelmetallfreien Legierung bestehen [17]. Über das Aufbrennen von Keramik auf Brückenprothesen aus Gold berichtete erstmals FAUCHARD 1733 in seinem Buch „Tractat von den Zähnen“. Diese und spätere Techniken fanden jedoch aufgrund der geringen Beständigkeit der Arbeiten gegen Schlägeinwirkungen keine Verbreitung. Erst nach dem Zweiten Weltkrieg wurden Material- sowie verarbeitungstechnische Mängel der Metallkeramik beseitigt und das Verfahren wurde kommerzialisiert [6]; zunächst in den USA mit dem Permadent-Verfahren (Weinstein, New York) und später auch in Deutschland (Vita Zahnfabrik und Degussa 1962). Zur Herstellung der Metallgerüste stehen gegenwärtig verschiedene Techniken wie beispielsweise die Gusstechnik,

Galvanotechnik, Folientechnik, Funkenerosionstechnik und das Sinterungsverfahren für Metallpulver zur Verfügung [10, 16, 77, 103].

Verbund zwischen Dentallegierung und Dentalkeramik

Der Verbund zwischen einer Dentallegierung und dentalkeramischer Aufbrennmasse kann durch vier unterschiedliche Bindungsmechanismen erklärt werden:

1. Chemische Bindung

Die chemische Bindung wird auf die an der Legierungsoberfläche gebildeten „Haftoxide“ beim Brennen zurückgeführt. Über Ionenbindung treten die Haftoxide in Kontakt mit den Siliziumatomen der keramischen Masse. Als Haftoxide (Metalloxide) werden bei den Edelmetalllegierungen Zinn, Indium, Gallium, aber auch Eisen oder Mangan zugesetzt; bei Nicht-Edelmetalllegierungen ist es vor allem Chrom. Eine zu starke Oxidbildung kann aber auch zu einer Trennschicht führen und die Haftung mindern. Zahlreiche Autoren sind der Auffassung, dass primär die chemische Bindung für den Verbund zwischen Metall und Keramik verantwortlich ist [6, 16, 31, 78, 96].

2. Kompressionskräfte beim Aufschumpfen der keramischen Masse

Diese Verbindung wird auf die Abstimmung der thermischen (Wärme-) Ausdehnungskoeffizienten (WAK) von Dentallegierung und Dentalkeramik beim Brennen bzw. Abkühlen zurückgeführt. Dabei können jeweils drei mögliche Typen von Spannungszuständen im Metall-Keramik-Verbund auftreten [6, 31, 96]:

- a) Es treten keine Spannungen auf, weil Metall und Keramik im Ausdehnungsverhalten gleich sind.
- b) In der Metallkeramik treten Druckspannungen auf, weil das Metall sich beim Abkühlen stärker zusammenzieht als die Keramik. Bei einem dünnen Metallgerüst können dadurch Verformungen leichter entstehen.

- c) Zieht sich das Metall beim Abkühlen dagegen schwächer zusammen als die Verblendkeramik, treten Zugspannungen in der keramischen Masse auf. In diesem Fall kommt es ebenfalls zur Dimensionsänderung am Metallgerüst bzw. an der gesamten Konstruktion.

3. Mechanische Retentionen

Ein verbundsteigernder Effekt kann durch Erzeugung von Mikro- und Makroretentionen an der Metalloberfläche erreicht werden. Die Metalloberfläche wird dabei stark vergrößert, sodass die gesinterte Keramikmasse in die geschaffenen Mikro- und Makroretentionen hineinfließen kann, um sich dort im erstarrten Zustand zu verankern [31, 78, 96].

4. Bindung durch Adhäsion

Hierfür werden Zwischenmolekular- oder Assoziationskräfte verantwortlich gemacht, die zwischen Molekülen mit Dipolcharakter bzw. polarisierten Molekülen herrschen. Diese auch als Van-der-Waalsche Kräfte bezeichneten Bindungen sind verantwortlich für die Benetzung der Legierungsoberfläche mit der viskös werdenden Keramikmasse während des Brennvorgangs [77, 78].

Verbund zwischen Dentalkeramik und Galvanogerüst

Im Fall von galvanisch abgeschiedenem Feingold sind keine Haftoxidbildner wie in den aufbrennfähigen Dentallegierungen vorhanden. Ein Verbund zur Keramik kann laut Herstellerangaben dennoch durch einen Gold-Bonder vermittelt werden [10, 28, 108].

Untersuchungen von GÖBEL [27] haben jedoch gezeigt, dass eine Vorbehandlung des Galvanogoldes mit drei verschiedenen Konditionierungsvarianten (Gold-Bonder, Silikatschicht, Titan-Zirkonoxidschicht) im Druck-Scher-Versuch zu keiner Verbesserung

der Verbundfestigkeit führte. Den konditionierten Galvanogoldplättchen standen unkonditionierte nur mit Korund abgestrahlte Galvanogoldplättchen gegenüber.

Betrachtung des Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK)

Bedeutsam für den metallkeramischen Verbund ist wie bereits erwähnt u. a. die Abstimmung der thermischen Ausdehnungskoeffizienten beider Materialkomponenten. Denn trotz der hohen Druckfestigkeit besitzen Dentalkeramiken wie alle sprödbrechenden Materialien eine geringe Zugfestigkeit und müssen daher unbedingt vor Zugspannungen geschützt werden. Der Wärmeausdehnungskoeffizient von dentalkeramischen Massen nimmt durch verlangsamte Abkühlung und/oder weitere Brände zu, variiert also in Abhängigkeit von den Modalitäten des Brennens [61]. Optimal ist es, wenn die Verblendkeramik einen etwas kleineren WAK-Wert als der Gerüstwerkstoff aufweist und zudem mit möglichst geringer Anzahl an Bränden hergestellt wird. Nur dann kann die Keramik bei Abkühlung dem Gerüst unter leichter tangentialer Druckspannung aufsitzen [6, 16, 31, 77].

2.3 Galvanotechnik und Galvanoformung

Der Ursprung der heute angewendeten Galvanotechnik geht auf den italienischen Arzt und Naturforscher GALVANI (1737-1798) zurück. Er entdeckte um das Jahr 1790 zufällig die Wirkung von Elektrizität infolge von Muskelkontraktionen an präparierten Froschschenkeln. Basierend auf dieser Erkenntnis stellte der Engländer Sir DAW seine Theorien elektrochemischer Grundlagen auf. Wenig später formulierte FARADAY (1883) die nach ihm genannten Grundgesetze der Elektrolyse [35, 74].

Die tatsächliche Geburtsstunde der Galvanotechnik wird jedoch auf das Jahr 1838 zurückdatiert, als der deutsche Physiker JACOBI erstmals exakte Kopien einer Medaille

mittels elektrochemischer Abscheidung herstellte und das Verfahren „Galvanoplastik“ nannte. Die industrielle Nutzung der Galvanotechnik wurde dann möglich, als SIEMENS im Jahre 1866 die Dynamomaschine erfand, mit der man Strom kontinuierlich für die galvanische Abscheidung erzeugen konnte [74, 94].

Galvanotechnik in der Zahnmedizin

Ende des 19. Jahrhunderts fand die Galvanoformung, bei der der Modellwerkstoff im Gegensatz zur Galvanoplastik nach der Abscheidung vom Werkstück chemisch oder mechanisch getrennt wird, immer stärkeren Einsatz. Sowohl die elektrochemische Formgebung als auch die elektrochemische Beschichtung haben sich vor allem dort durchgesetzt, wo Präzisions- und Reproduktionsfähigkeit gefordert werden und somit auch in der modernen Zahnmedizin [10]:

1961 ARMSTRONG und ROGERS

Herstellung von Galvanokronen mit einer präzise anliegenden Goldkappe von ca. 250 µm und einer Vollgussummantelung durch die direkte Angusstechnik

1979 ROGERS

Herstellung der ersten keramisch verblendeten Galvanokrone

1983 WIESMANN und SCHWARZ

Entwicklung des Plasmatic-Verfahrens basierend auf einem erstmals cyanidfreien und damit ungiftigen Elektrolytgoldbad. Dieses Verfahren konnte aber nur von spezialisierten Galvanisierzentren umgesetzt werden und war deshalb für die Dentallabore noch ungeeignet.

1989 Das erste eigens für das Dentallabor entwickelte, vollautomatisch arbeitende Galvanisiergerät (AGC[®]) wurde von der Firma Wieland-Dental (Pforzheim, D) vorgestellt.

Die Herstellung von festsitzendem Zahnersatz über die kombinierte Prothetik bis hin zur implantatgetragenen Prothetik ist inzwischen mit einfachsten Tischgeräten in den Dentallaboratorien realisierbar. Die gute ästhetische Wirkung wird durch die sattgoldene Farbe unter der Keramikschiicht erzielt. Für eine hohe Gewebsverträglichkeit sorgt das 99,9%ige elektrolytisch abgeschiedene Feingold, welches reiner ist als das in der Natur vorkommende Feingold. Als Oberflächentechnik kann das Prinzip der elektrochemischen Abscheidung zur Veredlung von Modellgussplatten, Modellgussklammern oder kieferorthopädischen Apparaturen angewendet werden, ähnlich der Beschichtung von Schmuck, Armaturen, Hightech-Bausteinen etc. zum Schutz gegen Korrosion und Verschleiß [10, 89, 108].

Funktionsweise der Abscheidung

Ausschlaggebend für die elektrochemische Abscheidung in der Zahntechnik ist der verwendete Gold-Sulfid-Elektrolyt. Im Gegensatz zu den beständigeren, aber hochgiftigen Gold-Cyanid-Bädern in der Schmuckindustrie benötigt der Gold-Sulfid-Komplex zusätzlich zur Stabilisierung ein Amin [10, 76, 108]. In wässriger Lösung entstehen dann durch Dissoziation ein kathodischer Gold-Amin-Komplex sowie ein Sulfid-Anion. Der Gold-Amin-Komplex wird auf der kathodischen Oberfläche (Werkstück) zerstört und dabei als Feingold abgeschieden, während die restlichen Aminogruppen als Reduktionsprodukte im Bad verbleiben. Nimmt die Konzentration der Reduktionsprodukte stark zu, kommt es zu fehlerhaften Abscheidungen. Weitere Zugabe von Elektrolyt zur Streckung der Bäder ist in einem gewissen Rahmen zwar möglich, aber nicht empfehlenswert, da die Konzentration der Reduktionsprodukte ebenfalls weiter zunimmt [108].

Bestimmung der galvanischen Schichtstärke

Die gewünschte Metallmenge lässt sich mit Hilfe des elektrochemischen Äquivalent (c) errechnen, wobei die beim Stromdurchgang abgeschiedene Metallmenge (m) der Stromstärke (I), der Zeit (t) und dem Wirkungsgrad (η) proportional ist. Der Wirkungsgrad ist eine spezifische Größe des Elektrolyts. Er beschreibt das Verhältnis der praktisch abgeschiedenen Metallmenge zur theoretisch möglichen Metallmenge, welche mit dem jeweiligen Elektrolyten unter optimalen Bedingungen zu erzielen wäre [26].

$$m = c \cdot I \cdot t \cdot \eta$$

Die anzustrebende Schichtstärke (d) erhält man dann über die praktisch abgeschiedene Metallmenge (m), wobei die Dichte (ρ) des Metalls mitberücksichtigt werden muss, im Verhältnis zur aufgewendeten Zeit (Δt) und der Gesamtfläche (A) des zu galvanisierenden Objektes [10, 26]:

$$d = \frac{m}{A \cdot \Delta t} \cdot \rho^{-1}$$

Grenzen der Galvanotechnik in der Zahnmedizin

Die **Härte** von galvanisch abgeschiedenem Feingold ist mit 120 bis 140 HV (Härte nach VICKERS) ca. fünfmal größer als beim Feingold. In einer Sekunde werden bei der Galvanoformung 30 Billionen Goldatome pro cm^2 abgeschieden, wodurch mehr Einzelkristalle pro Fläche bzw. Rauminhalt aufgrund der geringeren Korngröße entstehen können. Dabei baut sich kein normales, sondern ein gestörtes Kristallgitter auf, welches dem abgeschiedenen Feingold einen größeren Widerstand gegen plastische Verformung verleiht als gegossenem Feingold [10, 66].

SCHWICKERATH [84] sowie KLETT und HORNIG [47] stellten in ihren Untersuchungen jedoch fest, dass die mechanischen Eigenschaften des Galvanometalls durch die **Temperaturbehandlung** bei der keramischen Verblendung deutlich abfielen. Die Druckfestigkeit der untersuchten Galvanokronen reduzierte sich nach der Verblendung auf etwa die Hälfte des Wertes einer Metallkeramikkrone. Die Autoren setzten die Galvanokrone diesbezüglich gleich mit den konventionellen Jacket- oder Folienkronen und sahen das Galvanogerüst eher als Trägermaterial für die keramische Verblendmasse an. Aufgrund der geringeren Belastbarkeit der Galvanogerüste wurden Galvanobrücken im klinischen Alltag in der Regel nur als Galvano-Guss-Kombinationen hergestellt, die gegossene Zwischenglieder oder Fertigteilenelemente in sich bergen, um die Festigkeit der Restauration zu erhöhen [10, 33, 63, 108].

Bei Untersuchungen zur **Bruchfestigkeit** von dreigliedrigen Galvano-Guss-Brücken im Seitenzahnbereich stellte HORN [33] Festigkeitswerte um die 1400 N fest. Damit wurde die von SCHWICKERATH [85, 86] geforderte statische Mindestbelastbarkeit von 1000 N bei weitem übertroffen. Diese geforderte Mindestbelastbarkeit wurde ebenfalls von SIEBOLD [92] in seinen Untersuchungen mit experimentellen Galvanobrücken aus vollgalvanisierten (einteiligen) Gerüsten um mehr als 400 N erreicht. Die Messergebnisse befinden sich somit zwischen den von KAPPERT ermittelten Werten von 1200 N für In-Ceram- und 2400 N für Nicht-Edelmetall-Keramikbrücken [10, 33].

Ein **Randüberschuss** bei der galvanischen Formgebung entsteht zwangsläufig durch das dreidimensionale Wachsen der Feingoldschicht. Trotz der guten Passung zwischen Präparationsfläche und innerem Restaurationsrand existiert verfahrensbedingt dennoch ein überstehender Rand am Galvanogerüst. Im Allgemeinen wird empfohlen, den überstehenden Rand mittels einer Silikongummischeibe vor der keramischen Verblendung und unter Verwendung eines Mikroskops zurückzunehmen, um eine optimale Kronenpassung zu erzielen [10, 105, 108]. In gewisser Weise hängt demnach auch die Qualität des Randspaltes von der Geschicklichkeit und Erfahrung des Zahntechnikers ab. Die Anwendung der Galvanotechnik zur Herstellung von Kronen und Brücken garantiert also nicht in jedem Fall automatisch eine optimale Randpassung.

2.4 In-Ceram und In-Ceram-Zirconia

Dentalkeramiken nehmen bezüglich ihrer Zusammensetzung, Struktur und Verarbeitung eine Stellung zwischen Porzellan und Glas ein. Ihre Hauptbestandteile sind Feldspat und Quarz. Für das spröde Verhalten der Dentalkeramik ist primär die Glasphase verantwortlich, wobei die Bruchfestigkeit durch Beimischen von gefügeverstärkenden Kristalliten erhöht werden kann. Als kristalline Verstärker werden hochschmelzende Oxide des Siliziums, Aluminiums und des Zirkons, sowie Leuzit und Glimmer verwendet [18]. Der Schwachpunkt einer vollkeramischen Restauration lag noch bis vor wenigen Jahren in einer äußerst geringen Zug- und Biegefestigkeit, weshalb Brückenversorgungen vorwiegend aus Metallkeramik angefertigt wurden [7, 69]. Erst zu Beginn der 90er Jahre des vorigen Jahrhunderts konnte mit Einführung von In-Ceram (Aluminiumoxidkeramik) die Keramik als Gerüstwerkstoff für Seitenzahnbrücken erfolgreich eingesetzt werden. Im Gegensatz zu den bis dahin existierenden Verblendkeramiken mit einer Biegefestigkeit von etwa 70 MPa besitzt die Aluminiumoxidkeramik eine Biegefestigkeit von mehr als 400 MPa. Damit waren nun auch kurzspannige vollkeramische Restaurationen im Seitenzahnbereich möglich. Übertroffen werden diese Werte nur noch von den heutigen dichtgesinterten Zirkonoxidkeramiken [37, 41].

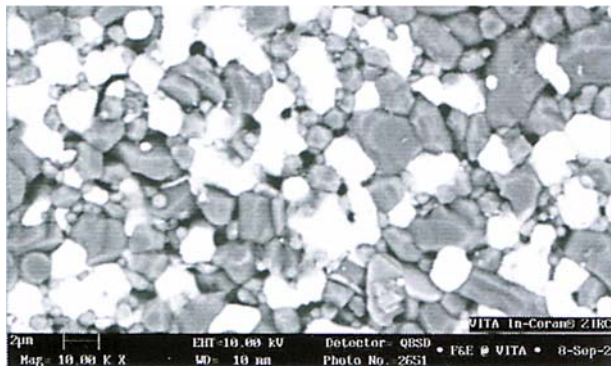
Werkstoffkundliche Besonderheiten von In-Ceram

Die vom französischen Zahnarzt SADOUN und der Firma Vita (Bad Säckingen, D) entwickelte In-Ceram-Keramik nutzt die in der Keramiktechnologie bekannten Methoden der Verfestigung durch Dispersion – Einbringen und gleichmäßiges Verteilen hochfester Kristalle in einer Glasmatrix – und die Druckspannung an den Grenzflächen zwischen Glasmatrix und Aluminiumoxid in optimaler Weise aus [39, 56, 100].

Im Unterschied zur nassen Sinterung von herkömmlichen Dentalkeramiken befinden sich die Aluminiumoxidkristalle von In-Ceram nicht in einer bereits vorliegenden

Glasschmelze. Stattdessen wird zunächst ein trocken gesintertes Aluminiumoxidgerüst hergestellt, das im zweiten Schritt mit einer Glasschmelze infiltriert wird. Bei der trockenen Sinterung ist die Temperatur gerade so hoch, dass die Teilchen zu einem porösen Gefüge zusammenkleben ohne miteinander zu verschweißen (Abb. 3a). Dadurch werden zwischen den dichten Kornpackungen der Aluminiumoxidpartikeln viele Kontakte (Sinterbrücken) geschaffen, die noch nach der Glasinfiltration (Abb. 3b) eine Rissausbreitung effektiv behindern können [70].

a) Gefüge vor Glasinfiltration



b) Gefüge nach Glasinfiltration

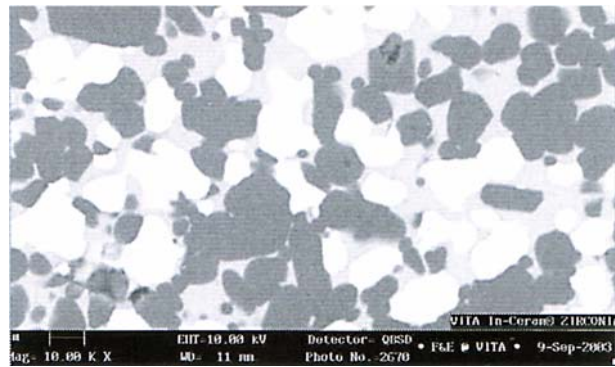


Abb. 3: Werkstoffgefüge von Vita In-Ceram-Zirconia [100]

Bei einer nassen Sinterung, wie sie beispielsweise bei der keramischen Verblendung üblicherweise stattfindet, runden sich die Teilchen mit steigender Temperatur an den Ecken und Kanten ab. Sie schmelzen demzufolge nur oberflächlich und verschweißen dabei miteinander. Eine Rissausbreitung ist somit schwieriger abzufangen, weil es an dazwischen liegenden Sinterbrücken aus Aluminiumoxidpartikeln mangelt, die den Rissverlauf abfangen könnten [78].

Verarbeitungsmethoden von In-Ceram

Kronen- und Brückengerüste aus In-Ceram lassen sich sowohl manuell durch Formsintern als auch durch industriell vorgefertigte Keramikblöcke herstellen und anschließend keramisch verblenden.

Beim **Formsintern** (Schlickertechnik) wird die keramische Rohmasse, die während des Sinterungsprozesses zu einem keramischen Festkörper verdichtet wird, auf einen feuerfesten Stumpf aufgetragen. Für die Herstellung von Frontzahnrestorationen wird die Gerüstkeramik In-Ceram-Spinell (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) verwendet. Es handelt sich hierbei um eine Systemvariante der In-Ceram-Alumina (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) für die Schlickertechnik. Durch Zusatz von Aluminiumoxid kann In-Ceram-Alumina zwar im Gegensatz zur Spinell-Variante eine um 25% höhere Festigkeit vorweisen, dafür besitzt In-Ceram-Spinell eine höhere Transluzenz und somit auch verbesserte lichteoptische Eigenschaften für die Frontzahnästhetik [34, 90]. Aus diesem Grund eignet sich In-Ceram-Spinell hauptsächlich zur Herstellung von Kronen, Veneers, Inlays und Teilkronen im sichtbaren Bereich.

Für Erhöhung der Festigkeitseigenschaften von In-Ceram-Brücken werden zusätzlich feindispere Zirkonoxidpartikel in die Aluminiumoxidmatrix der In-Ceram-Keramik eingelagert [54, 56]. Für das **Kopierschleif- und CAD/CAM-Verfahren** werden industriell vorgesinterte Keramikblöcke – sog. Blanks oder Cubes – verwendet. Sie weisen einen Zirkonoxidgehalt von ca. 33 Gewichtsprozent auf, welcher durch den Zusatz von Ceroxid (16%) in seiner kubischen Struktur zusätzlich stabilisiert wird [98]. Die Herstellung von In-Ceram-Brückengerüsten mittels Formsinterung kann zu Mikroporositäten, Inhomogenitäten und Schrumpfung führen. Die vorgefertigten Keramikrohlinge sollen all diese Nachteile eliminieren und konstante Werkstoffeigenschaften gewährleisten [40].

Kopierschleifverfahren

Das Celay-System (Fa. Mikrona, Spreitenbach, CH) ist seit 1992 auf dem Markt erhältlich und beruht auf dem Prinzip der Kopierfräsung von einem vorab modellierten Kunststoffkörper. Die Restauration muss also zuerst modelliert werden, um dann als Gegenstück aus einem Keramikblock herausgefräst zu werden [4, 71, 72]. Im Vergleich zur manuellen Schlickertechnik können beim Kopierschleifen die industriell vorgefertigten In-Ceram-Blöcke verwendet werden, was eine Verbesserung der Werkstoffeigenschaften bedeutet [30, 40].

CAD/CAM-Verfahren

Im Gegensatz zum Kopierschleifen arbeiten CAD/CAM-Systeme (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) mit einem virtuellen Modell. Durch ein optisches oder mechanisches Scannverfahren wird vom präparierten Zahn oder Meistermodell zunächst ein digitales Abbild erzeugt. Anhand der so gewonnenen Daten kann durch computergestützte Berechnungen aus einem Rohling (vorzugsweise Keramik oder Titan) eine fertige Restauration oder ein Gerüst zur weiteren Verblendung herausgefräst werden [2, 64, 72, 83]. Zu den bekannten CAD/CAM-Systemen zählen Cerec (Fa. Siemens, Bensheim, D), Procera (Fa. Nobel Biocare, S) oder Precident-DCS (Fa. DCS-Dental, Allschwill, CH). Beim Cerec-System, welches bereits seit 1987 auf den Markt ist, kann von einem klinisch anerkannten Verfahren gesprochen werden, da dessen Anwendung gut dokumentiert ist [55, 68, 75, 102].

In-Ceram-Zirconia

Alle In-Ceram-Keramiken der Firma Vita (Bad Säckingen, D) zählen zur Gruppe der Oxidkeramiken und weisen eine im Vergleich zu Glas- bzw. Feldspatkeramiken höhere

Biegefestigkeit und Risszähigkeit auf. Diese Materialeigenschaften wurden mit der In-Ceram-Zirconia im Vergleich zur In-Ceram-Alumina durch Zugabe von synthetischem Zirkonoxid zum bewährten Aluminiumoxids – zur Herstellung von vollkeramischen Kronen- und Brückengerüsten im Seitenzahnbereich – verbessert [39, 56, 100].

In-Ceram-Zirconia wird als industriell vorgesinterte Blockkeramik für die maschinelle Gerüsterstellung und als Schlickerkeramik – bestehend aus Aluminium-/Zirkonoxid-Pulver und einem Modellierwachs – für das Formsintern angeboten. In Bezug auf Homogenität, Festigkeit und Schrumpfung ist für die Brückenherstellung die Blockkeramik der Schlickerkeramik vorzuziehen [30, 40, 100]. Zur Optimierung des Randschlusses oder Ergänzung von kleinvolumigem Schleiffehler kann das gefräste Gerüst nach dem Prinzip der Formsinterung überarbeitet werden, bevor es seine Endfestigkeit durch den Glasinfiltrationsbrand erhält. Die in Kombination zwischen maschineller und manueller Gerüsterstellung erzielbare Passgenauigkeit bleibt dabei erhalten, weil durch die Glasinfiltrationstechnik keine Schrumpfung am Sintergerüst mehr zu erwarten ist [100].

2.5 Festigkeitslehre

Biegt sich ein an zwei Enden frei gelagerter Träger in Richtung der Krafteinwirkung, wirken an einem Rand Zugspannungen und gleichzeitig am gegenüberliegenden Rand Druckspannungen. Dadurch verkürzt sich der Träger an einer Seite (= negative Dehnung ε) und verlängert sich gleichzeitig an der anderen (= positive Dehnung ε) [65]. Druckspannungen treten auch in der Verblendkeramik auf, weil sich der Gerüstwerkstoff stärker zusammenzieht als die Keramikmasse. Diese Eigenschaft ist zwar aus Festigkeitsgründen erwünscht, kann bei einer Brücke aber zum Verbiegen der gesamten Konstruktion und damit zur Passungenauigkeit führen [6, 31, 96].

Spannung (σ) und Dehnung (ε) verhalten sich nach dem Hookschen Gesetz proportional im elastischen Bereich. Die daraus resultierende lineare Gleichung beinhaltet eine materialspezifische Konstante, genannt Elastizitätsmodul (E) [12, 65].

Der Elastizitätsmodul liefert somit folgende Gleichung:

$$E = \sigma / \varepsilon$$

Zur Bestimmung der Temperaturdehnung (ε_t) werden der materialspezifische Wärmeausdehnungskoeffizient (α_t) und die Temperaturdifferenz (ΔT) benötigt:

$$\varepsilon_t = \alpha_t \cdot \Delta T$$

Für die Berechnung der Temperaturspannung (σ_t) wird die Gleichung $E = \sigma / \varepsilon$ nach σ aufgelöst. Demnach gilt:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad \text{bzw.} \quad \sigma_t = \alpha_t \cdot \Delta T \cdot E$$

Das Biegemoment (M) beschreibt das Verhältnis zwischen Spannung (σ) und Widerstandsmoment (W). Wird ein Träger starker Temperaturdifferenz ausgesetzt, so gilt folgende Gleichung [65]:

$$M = \sigma_t / W$$

Die Kerngrößen des Querschnitts, wie z. B. seine Lage (z. B. hochkant oder flach) und Form (rechteckig, rund, T-förmig usw.), werden durch das Widerstandsmoment bestimmt. Anhand eines Rechenbeispiels für einen Rechteckquerschnitt soll die Veränderung des Widerstandsmoments aufgrund unterschiedlicher Lagerung demonstriert werden (Abb. 4).

Maßgebend W_y :

$$W = b \cdot h^2 / 6 \rightarrow W_y = \frac{10 \cdot 20^2}{6} = 667 \text{ cm}^3$$

Maßgebend W_z :

$$W_z = \frac{20 \cdot 10^2}{6} = 333 \text{ cm}^3$$

Abb. 4: Berechnung des Widerstandsmoments W für einen Rechteckquerschnitt [65]

Wird demnach ein an zwei Enden frei aufliegender Rechteckträger hochkant statt flach gelagert, so verringert sich das Biegemoment durch das deutlich verbesserte Widerstandsmoment. Folglich muss mehr Kraft aufgewendet werden, um diesen hochkant gelagerten Rechteckträger verbiegen zu können. Umgekehrt verhält es sich, wenn ein (Brücken-)Träger großer Temperaturspannung (σ_t) bzw. Temperaturdifferenz (ΔT) ausgesetzt wird. In diesem Fall kann sich z. B. ein Metallgerüst aufgrund sehr hoher Temperaturen beim keramischen Brand auch leichter verbiegen [16, 31, 47, 48, 84]. Für unterschiedliche Werkstoffe müssen bei der Berechnung des Biegemomentes selbstverständlich auch die materialspezifischen Eigenschaften in Form von Elastizitätsmodul (E) und Wärmeausdehnungskoeffizient (α_t) mitberücksichtigt werden.

$$M = \frac{\alpha_t \cdot \Delta T \cdot E}{W}$$

Anhand der oben abgeleiteten Gleichung für das Biegemoment wird deutlich, dass die Festigkeit einer Konstruktion nicht allein von der Temperaturbehandlung und dem Material abhängt, sondern in gleicher Weise auch von der Form seiner Konstruktion.

3 Problem- und Aufgabenstellung

Die Galvanobrücke aus einem einteiligen Galvanogerüst besteht überwiegend aus der keramischen Vollverblendung auf einem dünnen Feingoldgerüst. Das Feingoldgerüst trägt hierbei kaum zur Festigkeit der Brücke bei, sondern dient hauptsächlich der keramischen Masse beim Brennen als Träger. Dennoch unterliegt die grazile Galvanokonstruktion denselben o. g. Kompressionskräften durch Aufschrumpfen der Verblendkeramik wie andere Metall- oder Vollkeramikbrücken [45, 47, 72, 84]. Es muss daher angenommen werden, dass die einteilige Galvanobrücke nach der keramischen Vollverblendung durch Verbiegung Randschwächen aufweist.

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie soll das Randspaltverhalten der Galvanobrücke aus einem einteiligen Galvanogerüst anhand von zwei unterschiedlichen Ausarbeitungsmethoden am Metallrand untersucht und mit den erzielbaren Randspalten der In-Ceram-Zirconia-Brücken verglichen werden. Ebenso wie das Galvanogerüst muss auch das In-Ceram-Zirconia-Gerüst nach seiner maschinellen Herstellung von Hand keramisch verblendet werden. Die Herstellung der Galvanogerüste erfolgt verfahrensbedingt maschinell, darum sollen die Vollkeramikgerüste ebenfalls maschinell hergestellt werden. Bei der In-Ceram-Keramik in Verbindung mit dem CAD/CAM-Verfahren Cerec In-Lab wird ein klinisch erprobtes, wissenschaftlich gut dokumentiertes Verfahren, welches sich auf dem Markt bereits bewährt hat, als Vergleich zur Galvanotechnik herangezogen [3, 7, 37, 70, 98].

Für die Randspaltanalyse wird ein mikroskopisch vergrößertes, digitales Abbild der vertikalen marginalen Diskrepanz erstellt und im Anschluss vermessen [8, 32, 109]. Die Messergebnisse sollen zur Beantwortung folgender Aufgabenstellungen dienen:

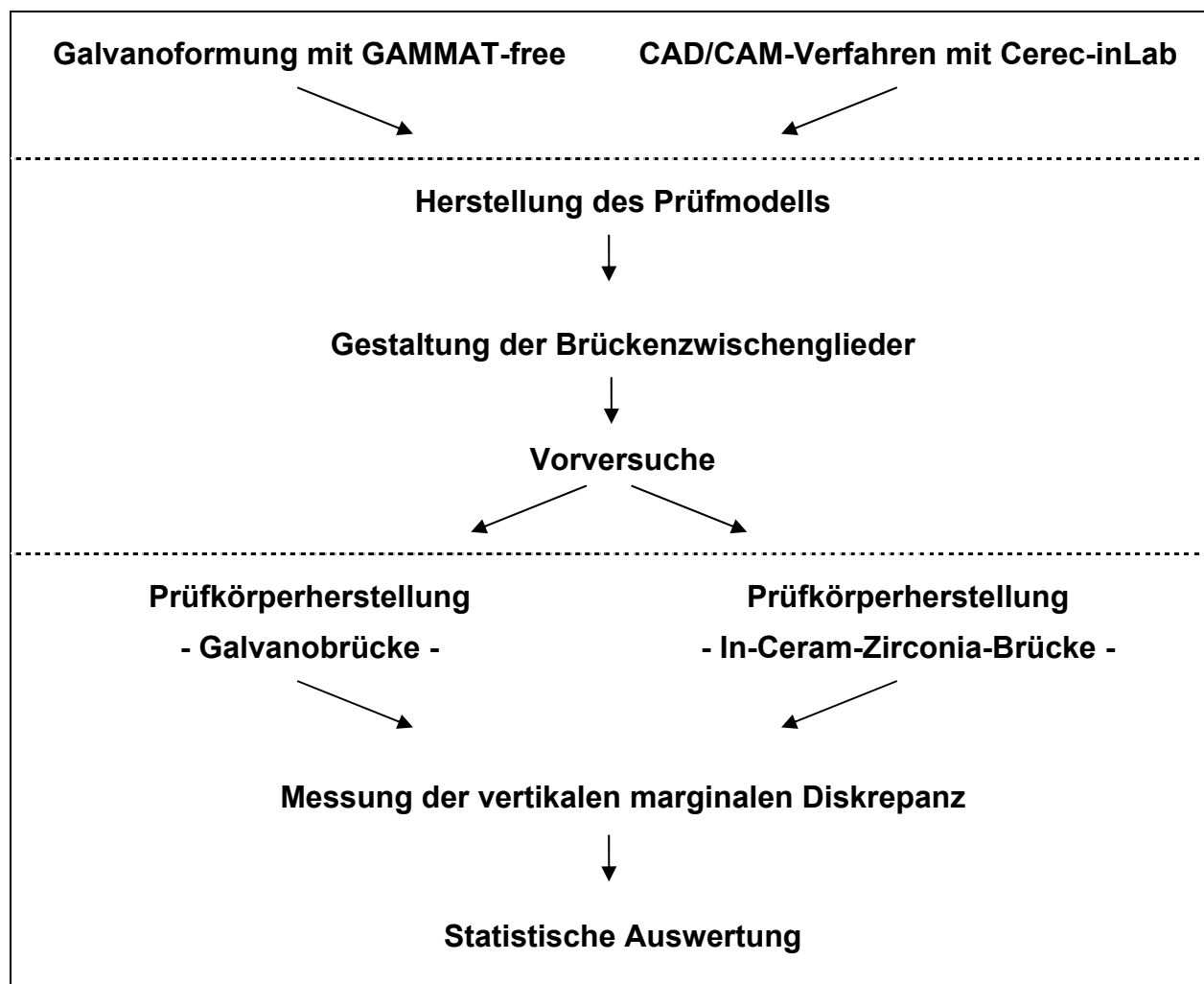
1. Einfluss der Ausarbeitungsmethode am Metallrand auf die marginale Passgenauigkeit von keramisch verblendeten, dreigliedrigen Galvanobrücken
2. Dimensionsänderung der dreigliedrigen Galvanobrücke nach Fertigstellung im Vergleich zur dreigliedrigen In-Ceram-Zirconia-Brücke
3. Aussage über Einsatzfähigkeit der einteiligen Galvanobrücke anhand der Randspaltenvergleiche mit In-Ceram-Zirconia-Brücken

4 Material und Methode

Zur Herstellung der Galvanogerüste wird das Galvanisiergerät GAMMAT-free mit dem dazugehörigen Gold-Electroforming-Elektrolytsystem der Firma Gramm (Tiefenbronn/Mühlhausen, D) verwendet. Die keramische Verblendung der einteiligen Galvanogerüste erfolgt dann mit der Dentalkeramik Antagon (Fa. Elephant, Hoorn, NL).

Die vollkeramischen Brückengerüste werden aus In-Ceram-Zirconia (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) mittels der CAD/CAM-Technik Cerec-inLab (Fa. Siemens, Bensheim, D) hergestellt. Zur keramischen Verblendung der Vollkeramikgerüste wird die von der Firma Vita empfohlene Dentalkeramik Vita-VM7 eingesetzt.

Inhalt und Vorgehensweise in diesem Kapitel :



4.1.1 Galvanoformung mit GAMMAT-free

1. Allgemeine Arbeitsvorbereitung

Für die Herstellung eines Galvanogerüsts wird zunächst ein Meistermodell benötigt. Dazu wird der am Patienten genommene Abdruck mit Superhartgips Klasse IV ausgegossen. Das Meistermodell wird anschließend laborüblich vorbereitet [28]:

- Darstellung der Präparationsgrenze
- Platzhalterlack bis ca. 1 mm vor die Präparationsgrenze auftragen.
- Den Meisterstumpf dublieren, um einen Arbeitsstumpf zu erhalten.

Aufgrund der hohen Detailwiedergabe durch die Galvanotechnik, muss vor der Dublierung des Meisterstumpfs ein Platzhalterlack für den Befestigungszement aufgetragen werden. Nachträgliches Anpassen der Gerüste ist wegen der geringen Schichtstärke am Metallgerüst kaum möglich und auch nicht empfehlenswert. Um den Arbeitsstumpf für die Galvanoformung leitend zu machen, wird ein beschichteter Kupferstab unterhalb der Präparationsgrenze angebracht. Zur Herstellung des elektrischen Kontaktes wird die Isolation auf der Vorderseite des Kupferstabes – ausgehend vom Gipsstumpf – ca. 1 mm entfernt und über den Silberleitlack mit der zu galvanisierenden Stumpffläche verbunden [10, 28, 108].

Sollte bei der Galvanoformung eine Verblockung zwischen zwei Arbeitsstümpfen erwünscht sein, so muss vor Kontaktierung der Arbeitsstümpfe die Verblockung mit einem Galvanowachs hergestellt werden (Abb. 11). Vom Hersteller wird empfohlen, das systemeigene Galvanowachs zu verwenden, da dieses auf die Arbeitstemperatur des Galvanisiergerätes abgestimmt ist [28, 92]. Die Bestückung des Galvanisierkopfes mit den vorbereiteten Arbeitsstümpfen muss eine korrekte Umflutung des Goldbades gewährleisten. Brücken und Verblockungen sollten daher waagrecht zu den zu galvanisierenden Flächen nach unten quer zur Strömung eingespannt werden und nirgendwo anstoßen (Abb. 5).

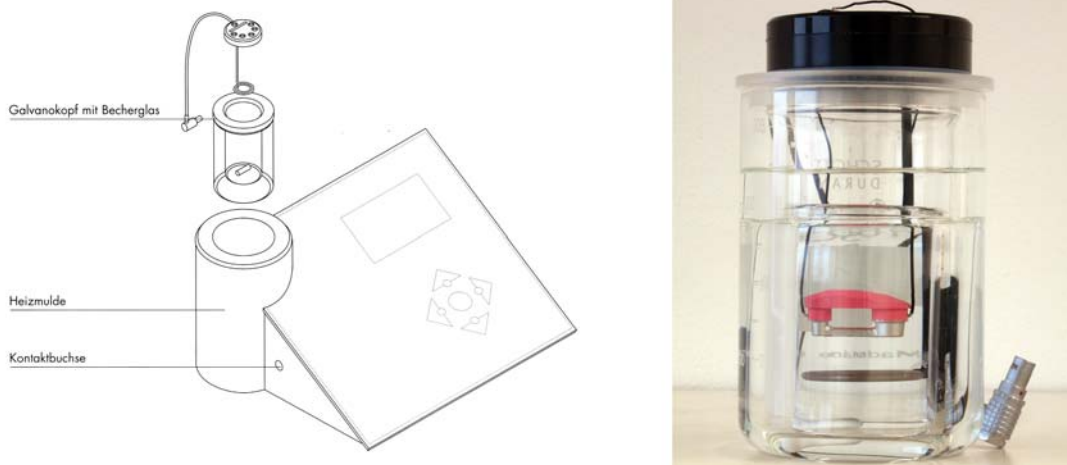


Abb. 5: Das GAMMAT-free Galvanisierungsgerät [28] und eigene Abbildung

2. Bestimmung des Badvolumens

Die benötigte Goldmenge richtet sich nach der Größe der zu beschichtenden Fläche [10, 26, 28]. Die Bestimmung des dazugehörigen Badvolumens erfolgt über ein Dosiermodell mit den gängigen Präparationsformen und dem dazugehörigen empfohlenen Goldgewicht (Bsp.: Zahn 16 – Goldgewicht für das Kronengerüst ca. 0,9 g; erzielbare Schichtstärke ca. 200 μm). Die dem Goldgewicht entsprechenden Elektrolytmengen, bestehend aus Ecolyt SG 100 und Activator SG 100, können dann aus einer Dosiertabelle entnommen werden [28].

3. Galvanoformungsprozess

Anhand der im Goldbad befindlichen Zusammensetzung aus Ecolyt SG 100 und Activator SG 100 wird die Goldmenge am Galvanisierungsgerät einprogrammiert. Die Prozesszeit wird dann vom Gerät automatisch errechnet, sodass im Idealfall, also bei richtigem Goldmenge-Flächen-Verhältnis, die Galvanogerüste eine Schichtstärke von ca. 200 μm erreichen. Fehler beim Abschätzen der Goldbadmenge im Bereich von wenigen Prozenten führen im Allgemeinen zu geringfügig dickeren oder dünneren Gerüsten [28]. Eine dünnere Schichtstärke bis minimal 150 μm ist akzeptabel, sollte aber die Ausnahme sein. Eine Schichtstärke über 200 μm ist nicht notwendig und nur bei sichtbarem Rand, oder funktionell stärker belasteten Teilen, wie bspw.

Außenteleskopen notwendig [108]. Der Galvanoformungsprozess entspricht der zuvor geschilderten Funktionsweise einer elektrolytischen Metallabscheidung in einem Gold-Sulfid-Elektrolyt-Bad.

4. Entnahme des Galvanowerkstücks

Nach erfolgter Abscheidung werden vorhandene Wachsanteile mit einem Dampfstrahler entfernt. Anschließend wird der Gipsstumpf mittels Gipslöser im Ultraschallbad vom Galvanowerkstück getrennt. Die Entfernung des verbliebenen Silberleitlacks findet mit verdünnter Salpetersäure (HNO_3) ebenfalls im Ultraschallbad statt. Nicht entferntes Silber kann beim Brennen in das Feingoldgerüst diffundieren und im Mund zu Verfärbungen führen. Durch diese chemomechanische Vorgehensweise bei der Trennung des Werkstücks vom Arbeitsmodell wird das grazile Galvanogerüst vor möglichen Deformationen weitgehend geschützt.

5. Goldbonderbrand

Der Verbund vom Feingoldgerüst zur Keramik soll laut Herstellerangaben aufgrund von fehlendem Haftoxidbildner (s. Kapitel 2.3) durch einen Bonderbrand hergestellt werden [28, 108]. Dazu wird das Gerüst bei ca. 2 Bar Korund gestrahlt und mit Ethanol gesäubert. Der Goldbonder, bestehend aus Gold- und Keramikpartikeln, wird auf das saubere Gerüst aufgetragen, im Keramikofen vorgetrocknet und bei $950\text{ }^\circ\text{C}$ gebrannt. Während des Brennvorgangs konfluieren die Goldpartikeln miteinander und schließen dabei die Keramikpartikeln ganz oder teilweise ein (Prinzip einer Ring- oder Uhrglasfassung) [108]. Die partiell eingeschlossenen Keramikpartikeln auf der Gerüstoberfläche werden gemeinsam mit der aufgetragenen Verblendkeramik gesintert, übernehmen also die Rolle eines Haftvermittlers zwischen Feingold und Keramik.

4.1.2 CAD/CAM-Verarbeitung mit Cerec-inLab

1. Allgemeine Arbeitsvorbereitung

Für die Herstellung eines In-Ceram-Brückengerüsts wird ein optisches Abbild von den Brückenpfeilern aus Super-Hartgips Klasse IV benötigt. Dabei darf das zu scannende Segment mit den präparierten Zahnstümpfen in den Abmessungen den gültigen Abtastbereich nicht überschreiten (Abb. 6). Um eine gemeinsame Einschubrichtung des Gerüsts zu erzielen, müssen die zervikalen Ränder beider Pfeiler zum Scannen senkrecht zur Zentralachse ausgerichtet sein. Nachdem die Pfeilerzähne als 3D-Bild im Computer zur Verfügung stehen, kann ein virtuelles Wax-up mit der CAD-Software von SIRONA erstellt werden. Die Mindestwandstärken der Pfeilerkronen für ein Brückengerüst mit einem Zwischenglied betragen nach Herstellerangaben okklusal/inzisal 1,0 mm und zirkulär 0,7 mm [100].

2. Schleifvorgang

Der industriell vorgefertigte In-Ceram-Keramikrohling wird zum Schleifen in das Cerec-inLab-Gerät eingelegt. Die Zwillingsschleifeinheit mit zwei unterschiedlichen Kegeldiamanten und einer 6-Achsen-Schrittmotorsteuerung ist in der Lage, den Keramikblock bei einer Drehzahl von 40.000 U/Min. wassergekühlt zu bearbeiten. Die Abtragungsgeschwindigkeit beträgt dabei 0,4 bis 0,6 mm/Min. Für ein dreigliedriges Brückengerüst werden je nach Größe und Design ca. 60 bis 90 Minuten benötigt.

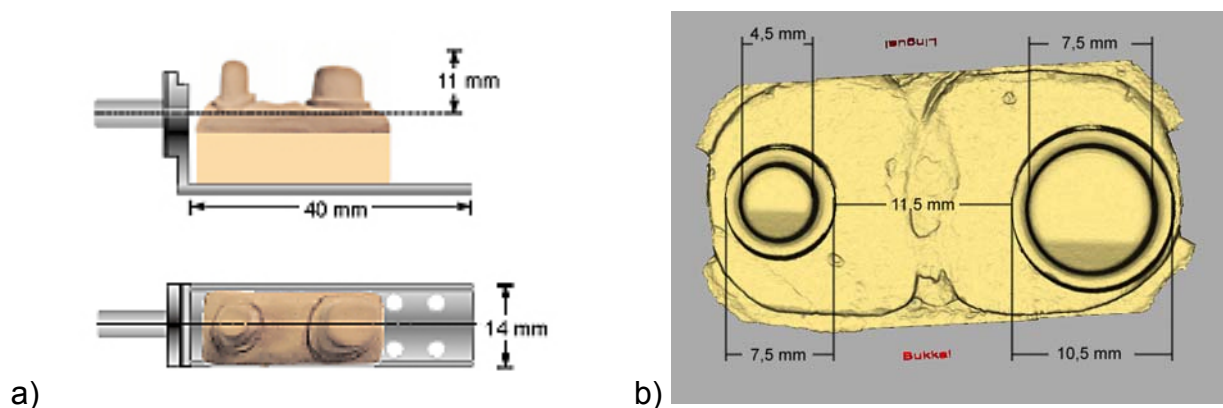


Abb. 6: a) inLab-Gebrauchsanweisung [93] b) digitales Abbild vom Prüfmodell

3. Glasinfiltration der In-Ceram-Zirconia-Gerüste

Vor dem Glasinfiltrationsbrand wird der geschliffene Rohling auf dem Meistermodell aufgepasst. Schleifungenauigkeiten können mit einer Korrekturmasse aus Al₂O₃/ZrO₂-Pulver-/Wachs-Gemisch bei 1120 °C nachgesintert werden [100]. Um ggf. vorhandene Poren und Risse nach dem Sinterbrand feststellen zu können, wird dem Gerüst eine blaue Prüfflüssigkeit (Methylenblau) aufgetragen. Diese weist an den fehlerhaften Stellen eine erhöhte Farbkonzentration auf, so dass die entsprechenden Gerüste aus dem Herstellungsprozess eliminiert werden können [25].

Das noch instabile In-Ceram-Gerüst muss nun einem Glasinfiltrationsbrand unterzogen werden, um seine endgültige Festigkeit zu erreichen. Dazu wird Farbglasspulver entsprechend der Zahnfarbe ausgesucht und mit destilliertem Wasser dünnflüssig angemischt und nur von außen großzügig auf das Gerüst aufgetragen, damit die Luft im Gerüst über die Basalfläche entweichen kann. Die vom Hersteller für die Glasinfiltration vorgesehene Temperatur beträgt 1140 °C. Übriggebliebene weißliche Stellen am Gerüst deuten auf eine unvollständige Glasinfiltration hin. In diesem Fall ist nur der Infiltrationsbrand zu wiederholen, ohne das Gerüst neu schleifen zu müssen [100].

Für die anschließende Verblendung eignet sich die Vita VM7-Verblendkeramik. Die Verblendkeramik soll neben der ästhetischen Formgebung des Zahnersatzes zudem eine Festigkeitssteigerung bewirken und das Kernmaterial vor den im Mund enthaltenen Säuren und thermischen Schwankungen schützen [39].

4.2 Herstellung des Prüfmodells

Das Prüfmodell mit idealisierter Hohlkehlpräparation in einem Konuswinkel von 3° stellt eine zu überbrückende Situation vom Zahn 35 auf Zahn 37 dar. Es besteht aus Edelstahl (V2A) und wird auf einer Drehbank angefertigt. Um eine Rotation auf den Einzelstümpfen zu vermeiden, werden vestibuläre Anschrägungen angebracht (Abb. 7).

Die Abmessungen der Pfeilerzähne 35 und 37 richten sich nach den Angaben von MÜHLREITER und CARLSEN [50] und dem in etwa geforderten Substanzabtrag für eine Verblendbrücke. Die Stufentiefe beträgt dabei zirkulär 1,5 mm. Die Höhe beider Stümpfe beträgt 6,0 mm bei einer gedachten okklusalen Reduzierung von 2,5 mm. Der Stumpf Abstand liegt bei 11,5 mm. Die Breite der Stümpfe beträgt in Höhe der Präparationsgrenze 10,5 mm (Molar) und 7,5 mm (Prämolar) und verjüngt sich nach okklusal auf 7,5 mm (Molar) und 4,5 mm (Prämolar) bedingt durch den Konuswinkel von 3° (Abb. 6b).



Abb. 7: Prüfmodell aus Edelstahl (V2A)

4.3 Gestaltung der Brückenzwischenglieder

Die Anfertigung von möglichst identischen Testbrücken aus Galvano und In-Ceram erfordert in erster Linie eine stetig reproduzierbare Zwischenglied- bzw. Gerüstform. Zudem sollte die gewählte Zwischengliedform neben der möglichst unkomplizierten Gestaltung bereits in der Galvano- und In-Ceram-Technik begründet sein.

Untersuchungen von GRINEISEN [29] zur Bruchfestigkeit von **In-Ceram-Gerüsten** in Abhängigkeit von der Gestaltung des Zwischengliedes haben ergeben, dass Gerüstkonstruktionen mit geradliniger Zwischengliedform hochsignifikant bessere Festigkeitswerte aufzeigten als gebogene (dachartige) oder herzförmige Formen. Bei

der Entwicklung einer einteiligen Galvanobrücke untersuchte SIEBOLD [92] zehn mögliche Trägerprofile für die metallkeramische Verblendung. Er teilte die getesteten Profile in Hohlkörperformen (z. B. Rohr-, T-Träger) und massive Formen (z. B. U-, C-Träger) ein. Gänzlich ungeeignet für die keramische Verblendung waren alle Hohlkörperprofile, weil ein Auffüllen dieser Hohlräume mit keramischer Verblendmasse nicht möglich war.

Abgeleitet von den Untersuchungen von SIEBOLD wird ein C-Trägerprofil für die **Galvanotestbrücken** aufgrund der besseren Verblendmöglichkeit verwendet (Abb. 8). Außerdem wird das Zwischenglied vom Galvanogerüst in Anlehnung an die Vollkeramikgerüste aus den Untersuchungen von GRINEISEN geradlinig gestaltet, weil die gesamte Stabilität der einteiligen Galvanobrücke allein durch die Keramik und nicht durch das Galvanogerüst sichergestellt ist [29, 92, 108].

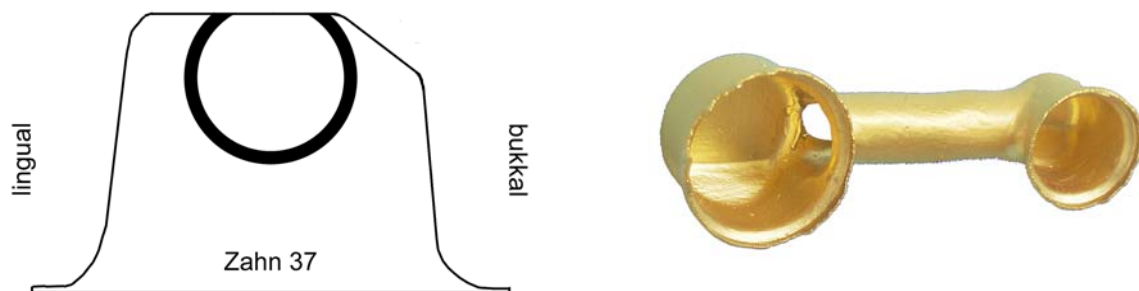


Abb. 8: Geradliniges einteiliges Galvanogerüst mit einem C-Trägerprofil

4.4 Vorversuche

Der Umfang der Vorversuche beinhaltet die Herstellung von zwei Galvano- und zwei In-Ceram-Testbrücken sowie eine klinisch-visuelle Beurteilung der Randspaltbreiten dieser Brücken [73]. Die Ausarbeitung der Galvanogerüste vor der keramischen Verblendung erfolgt nach der üblich empfohlenen Methode passgenau auf das Meistermodell [10, 28]. Diese Vorgehensweise entspricht der Prüfkörperherstellung für die Versuchsreihe 2.

Anhand der Vorversuche werden auch die benötigten Goldbadmengen für die Galvanogerüste der Hauptversuchsreihen ermittelt. Ferner können durch die Vorversuche mögliche Komplikationen im Herstellungsprozess aufgedeckt werden, bevor die eigentliche Anfertigung der Prüfkörper für den Hauptversuch stattfindet. Für Einzelkronen und Teleskopsekundärkronen genügen laut Herstellerangaben Gerüststärken von 180 bis 200 μm [10, 28]. Für die experimentelle einteilige Galvanobrücke wird der Wert zur Erhöhung der Festigkeit auf ca. 250 μm festgesetzt und anhand der Vorversuche zunächst ermittelt [92, 108]. Für das erste Galvanogerüst wird nach dem Dosiermodell folgende Gesamtgoldmenge bestimmt:

Prämolarkrone	:	0,40 g
Molarkrone	:	0,70 g
<u>Zwischenglied (geschätzt)</u>	:	<u>0,90 g</u>
Gesamtmenge	=	2,00 g

Bei einer Goldmenge von 2,00 g im Elektrolyt kann ein ca. 210 μm dickes und 1,59 g leichtes Gerüst galvanisiert werden. Gemäß den erzielten Werten aus dem ersten Versuch kann durch Anhebung der Goldmenge auf 2,40 g im zweiten Versuch ein ca. 250 μm dickes Gerüst galvanisiert werden (Abb. 9).

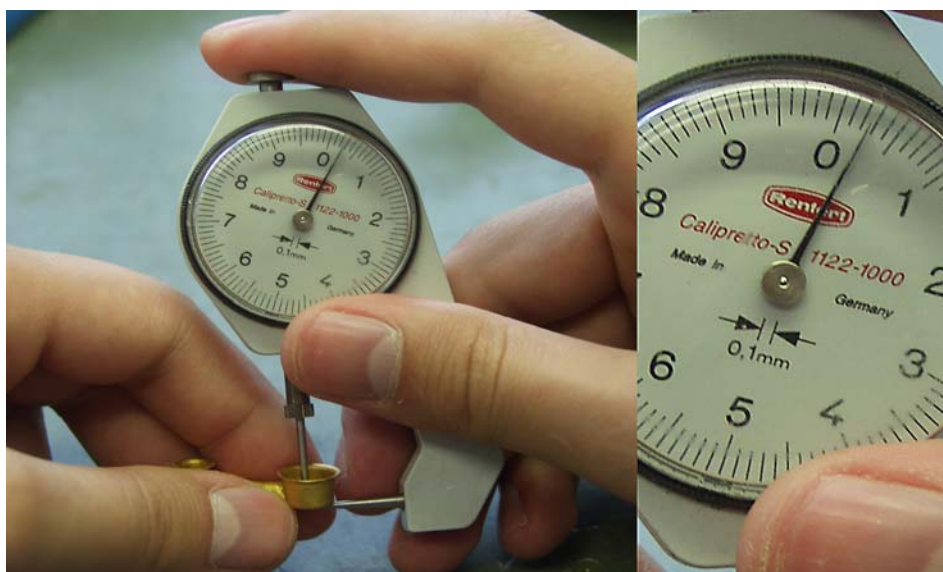


Abb. 9: Bestimmung der Gerüststärke mittels Tasterzirkel

Obwohl es sich bei der Prüfkörperherstellung im Grunde um standardisierte Methoden handelt, sind die technischen und manuellen Anforderungen an Galvano- und In-Ceram-Brücken recht hoch. Daher müssen einige Arbeitsschritte an ein Fachlabor ausgelagert werden. Für jedes Brückensystem wird ein verantwortlicher Zahntechniker eingewiesen, um so die Fehlerquote auf einem möglichst geringen Niveau zu halten.

4.5 Prüfkörperherstellung

Für die statistische Auswertung werden die Randspaltbreiten von drei Versuchsreihen aus jeweils zehn Brücken an acht unterschiedlichen Stellen gemessen (Abb. 13). Die Versuchsreihen 1 und 2 unterscheiden sich in der Ausarbeitung am Restaurationsrand, das Verblendmaterial und die Gerüststärke sind dagegen identisch. Zur Bewertung der Randspaltbreiten aus den Versuchsreihen 1 und 2 werden In-Ceram-Zirconia-Brücken im Sinne einer Referenzgruppe herangezogen. Ihre Randspaltbreiten werden durch die Versuchsreihe 3 erfasst.

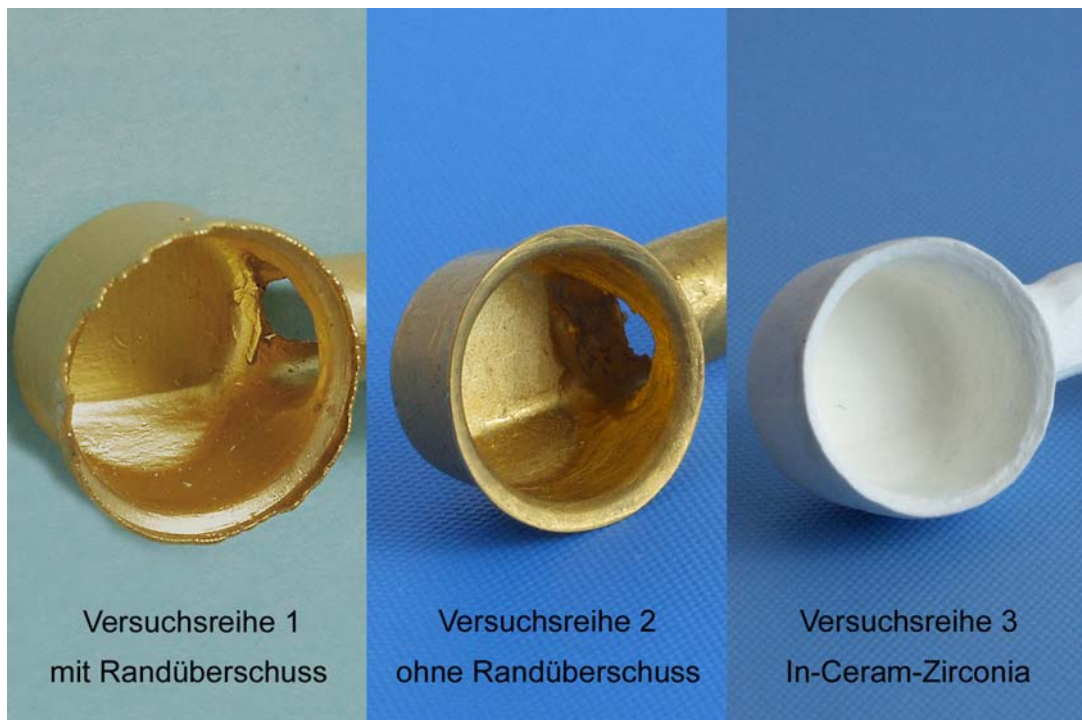


Abb. 10: Galvano- und In-Ceram-Gerüste der Versuchsreihen 1 bis 3

4.5.1 Herstellung der Prüfkörper – Galvanobrücke

Insgesamt werden 20 Galvanobrücken für zwei unterschiedliche Serien hergestellt, die sich in der Ausarbeitung am Metallrand unterscheiden. Für die Versuchsreihe 1 werden lediglich die groben Überschüsse an den Gerüsträndern entfernt. Die Randausarbeitung der Metallgerüste in Versuchsreihe 2 erfolgt dagegen frei von jeglichen Überschüssen, sodass die Galvanogerüste bereits genau auf das Meistermodell passen, bevor sie verblendet werden (Abb. 10).

Gerütherstellung

Von einer quadratischen 4x4 cm Aluminiumhohlstange werden zwanzig 2,5 cm hohe Dublierküvetten zurechtgeschnitten. Zum Dublieren wird die dünnflüssige Präzisionsmasse Weiton-Sil (Fa. Weithas, Lütjenburg, D) verwendet, welche auf additionvernetzenden Vinylsilikonen basiert. Aus einer Dublierküvette werden ein Meistermodell für die Ausarbeitung der Kronenränder aus Superhartgips Typ IV (Fujirock, Fa. GC, Tokio, J) und ein dazugehöriges Arbeitsmodell aus Galvanogips – ebenfalls ein Superhartgips Typ IV – (Fa. Gramm, Tiefenbronn/ Mühlhausen, D) gegossen. Nach dem Galvanisieren geht das Arbeitsmodell durch Entfernung vom Galvanowerkstück verloren.

Für die Modellierung der Brückenzwischenlieder werden zunächst C-förmige Wachstangen (Galvanowachs, Fa. Gramm, Tiefenbronn-Mühlhausen, D) aus einer individuell hergestellten Silikonform gegossen. Die im Durchmesser ca. 4 mm dicken Galvanowachsstangen werden nach Abkühlung aus der Silikonform entnommen, zu ca. 12 mm langen Segmenten geschnitten und anschließend an die Pfeilerstümpfe der Arbeitsmodelle gewachst. Auf diese Weise können annähernd identische Brückenzwischenlieder für die Galvanisierung modelliert werden. Um eine geschlossene Hohlform im Gerüst zu vermeiden, bleiben die okklusalen Flächen an den Zwischengliedern frei vom Silberleitlack und folglich auch frei vom Goldüberzug (Abb. 11).

Pro Galvanisiervorgang wird der Galvanisierkopf mit jeweils drei Arbeitsmodellen bestückt. Zur Herstellung des elektrischen Kontaktes zwischen Arbeitsmodell und Kathode werden zwei Kupferstäbe über den Silberleitlack mit der zu galvanisierenden Fläche verbunden (Abb. 11a). Sollte beim Galvanisiervorgang der Stromfluss durch Kontaktabriss an einem Kupferstab stattfinden, bleibt die Leitfähigkeit weiterhin über den zweiten Kupferstab bestehen.

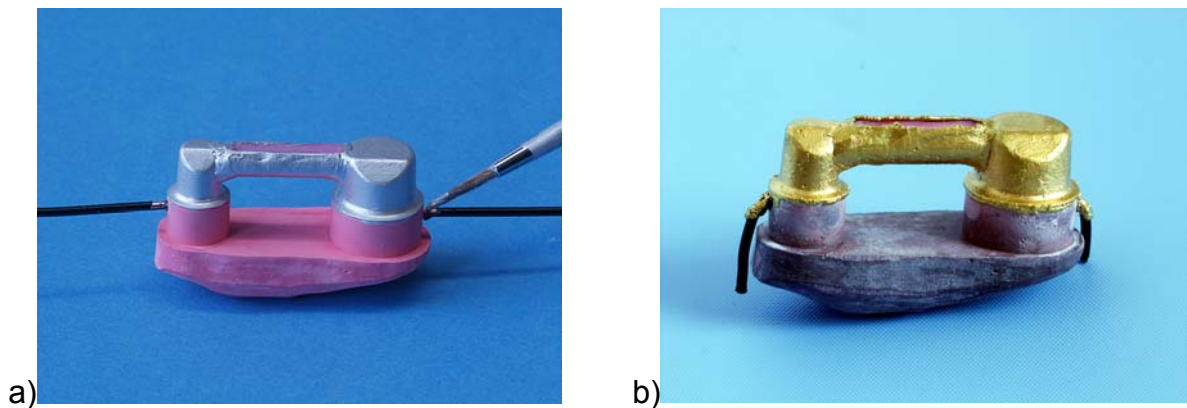


Abb. 11: a) Auftragen von Silberleitlack b) Randüberschuss nach dem Galvanisieren

Um ein ca. 250 μm dickes Feingoldgerüst für eine dreigliedrige Verblendbrücke von Zahn 35 auf 37 zu galvanisieren, werden 2,40 g Feingold benötigt; bzw. 7,20 g für drei Gerüste pro Galvanisiervorgang. Die dafür erforderliche Elektrolytmenge wird nach einer Umrechnungstabelle ermittelt [28].

Nach dem Galvanisierungsprozess erfolgt die Befreiung des Werkstücks vom Arbeitsmodell, Silberleitlack und Galvanowachs (s. Kapitel 4.1.1). Anschließend werden die Gerüste entsprechend der Versuchsreihen auf den Meistermodellen aufgepasst. Für die Versuchsreihe 1 werden lediglich die groben Überschüsse an den Gerüsträndern entfernt. Für die Versuchsreihe 2 werden alle Überschüsse am Metallrand beseitigt.

Indikation	Goldmenge	Ecolyt SG 100 gemäß Tabelle	Activator SG100 gemäß Ecolytmenge
3 Prämolarkronen	1,20 g		
3 Molarkronen	2,10 g		
3 Zwischenglieder	3,90 g		
Summe	7,20 g	480 ml	14,5 ml

Tab. 1: Die Bestimmung der Elektrolytbadmenge

Keramische Verblendung der Galvanogerüste

Die Galvanogerüste (WAK 14,3) können sowohl mit herkömmlichen, normal-schmelzenden sowie mit niedrigschmelzenden Keramikmassen verblendet werden [28, 49]. In der vorliegenden Studie werden die Galvanogerüste mit der normal-schmelzenden Dentalkeramik Antagon (Fa. Elephant, Hoorn, NL) verblendet.

Die Antagon-Verblendkeramik lässt sich nach Herstellerangaben problemlos auf Metallgerüste in einem WAK-Bereich von 13,8 bis 14,9 brennen [19]. Nach erfolgtem Goldbinderbrand und einem anschließenden Opakerbrand wird die Keramikmasse für den Formbrand konventionell durchgeschichtet. Okklusal parallel zum Zwischenglied sowie interdental wird die geschichtete Keramik separiert. Dadurch kann die Spannung am Gerüst beim Aufschumpfen der Keramik minimiert werden [19, 108]. Anschließend folgt ein Korrekturbrand, bei dem die Öffnungen zwischen den Pfeilerkappen und dem C-förmigen Zwischenglied ebenso wie die zuvor durchgeführte Separation verschlossen werden. Auf den Korrekturbrand folgt zum Abschluss der Glanzbrand (Tab. 2).

Die Schichtstärke der keramischen Verblendung wird auf 1,5 mm festgelegt, wobei mittels Tasterzirkel die Einhaltung dieser Vorgabe kontrolliert wird. Dies gilt auch für die In-Ceram-Zirconia-Brücken in Versuchsreihe 3. Nach der vollkeramischen Verblendung

werden alle Brücken erneut auf dem Meistermodell angepasst. Die Restaurationsränder werden zum Abschluss mit Silikonpolierern unter einem Labormikroskop anfiniert.

Brandstufen	Starttemp. in °C	Aufheizrate in °C/Min.	Brenntemp. in °C	Haltezeit in Min.
Bonderbrand	540	50 - 60	950	1,00
Opakerbrand	400	55 - 80	920	2,00
Dentinbrand	500	55 - 80	910	1,00 – 2,00
Korrekturbrand	500	55 - 80	900	1,00 – 2,00
Glanzbrand	500	55 - 80	890	1,00 – 2,00

Tab. 2: Brandführung der Dentalkeramik Elephant-Antagon

4.5.2 Herstellung der Prüfkörper – In-Ceram-Zirconia-Brücke

Bei der Herstellung der In-Ceram-Gerüste werden keine Arbeitsmodelle benötigt, da das Cerec-inLab-System lediglich einen optischen Abdruck vom Meistermodell benötigt, um ein virtuelles Brückengerüst zu erstellen (Abb. 12). Anhand der gespeicherten Computerdaten können dann beliebig oft identische Brückengerüste aus Vita-Zirconia-Blöcken gefräst werden. Für die Versuchsreihe 3 werden insgesamt 10 Gerüste gefräst, glasinfiltriert und im Anschluss keramisch verblendet.

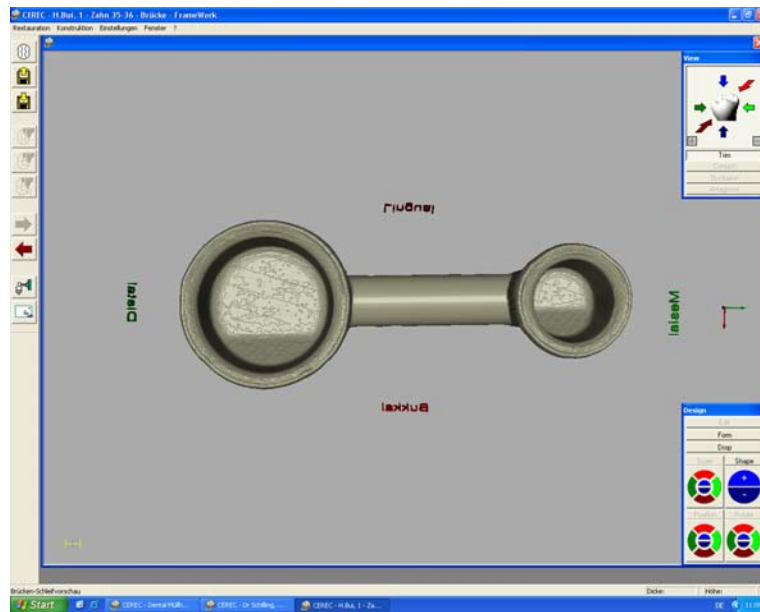


Abb. 12: Das virtuelle In-Ceram-Gerüst

Keramische Verblendung der In-Ceram-Zirconia-Gerüste

Für die vollkeramische Verblendung der Zirconia-Gerüste wird die eigens für den In-Ceram-Gerüstwerkstoff (WAK 7,2 bis 7,6) entwickelte Verblendmasse Vita VM7 (WAK 6,9 bis 7,3) eingesetzt. Wie bei der Metallkeramik folgt auch die Verblendkeramik Vita VM7 beim Abkühlen dem thermischen Verhalten des Gerüstwerkstoffes. Aufgrund des geringfügig kleineren WAK-Wertes kann die Verblendkeramik auf dem Gerüst unter leichter Druckspannung aufsitzen [100].

Die Vollverblendung erfolgt bis auf den Bonder- und Opakerbrand nach dem gleichen Prinzip wie bei der Galvanobrücke (Formbrand, Korrekturbrand und Glanzbrand). Ein Opakerbrand, der normalerweise zur Farbabdeckung der metallischen Gerüste eingesetzt wird, ist durch die hellweißen In-Ceram-Zirconia-Gerüste nicht mehr notwendig. Die gewünschte Grundfarbe kann bereits mit der VM7 Base-Dentinmasse erzielt werden (Tab. 3).

Brandstufen	Starttemp. in °C	Aufheizrate in °C/min.	Brenntemp. in °C	Haltezeit in Min.
Dentinbrand	500	55	910	1.00
Korrekturbrand	500	55	900	1.00
Glanzbrand	500	80	900	1.00

Tab. 3: Brandführung der Verblendkeramik Vita VM7

4.6 Passgenauigkeitsuntersuchung

An den Pfeilerzähnen 35 und 37 des Prüfmodells werden jeweils vier Messpunkte zur Bestimmung der *vertikalen marginalen Diskrepanz* unterhalb der Präparationsgrenze eingraviert. Messungen an den Approximalräumen zwischen den Brückenpfeilern und dem Zwischenglied sind bei senkrechter Betrachtung auf die Präparationsgrenze nicht möglich. Stattdessen werden jedem Approximalraum zwei seitlich gelegene Messpunkte zugeteilt (Abb. 13).

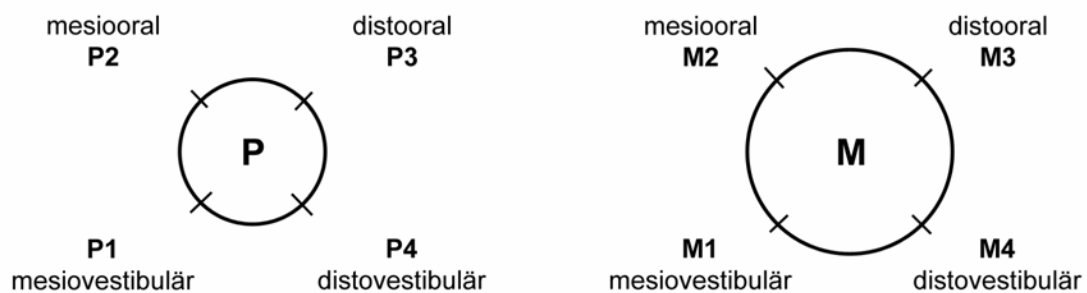


Abb. 13: Lokalisation der Messstellen und Bezeichnung

Für die Randspaltmessung werden die Probekörper mit dem kondensationsvernetzenden Silikon Silasoft (Fa. Detax, Ettlingen, D) punktuell auf dem Prüfmodell fixiert. Mit Hilfe des Messmikroskops (Fa. ZEISS, Typ Stemi SV11, Makrozoom 0,6 bis 6,6-fach, Binokular W21 - 10-fach) und der daran befestigten Digitalkamera TK

C1480E (Fa. JVC, Tokio, J) wird das Abbild der *vertikalen marginalen Diskrepanz* digital festgehalten. Die maximal mögliche optische Vergrößerung zwischen Kronenrand und Präparationsgrenze beträgt bei dieser Versuchsanordnung 66-fach. Aufgrund der idealisierten, deutlich zu erkennenden Hohlkehle am Prüfmodell kann aus einem Blickwinkel von 90° gemessen werden (Abb. 14).

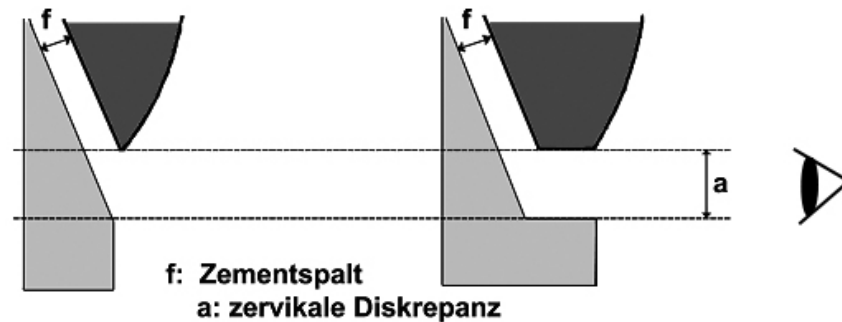


Abb. 14: Senkrechte Betrachtung auf die zervikale Diskrepanz - entspricht der *vertikalen marginalen Diskrepanz* nach HOLMES - [32, 101]

Um die tatsächlich darstellbare Pixelgröße des Digitalbildes bei 66-facher Vergrößerung bestimmen zu können, wird beim Eichen ein Mikrometerlineal (Fa. ZEISS, Jena, D) ebenfalls 66-fach vergrößert aufgenommen (Abb. 15). Zur Darstellung von $1000\ \mu\text{m}$ werden 622 Pixel benötigt. Folglich kann durch diesen Versuchsaufbau messtechnisch $1,61\ \mu\text{m}$ je Pixel dargestellt werden. Die Reproduzierbarkeit der Messung beträgt hierbei ± 5 Pixel oder $8,05\ \mu\text{m}$.

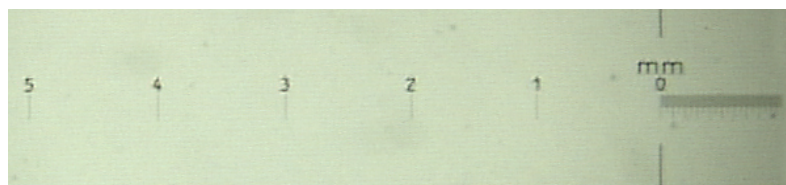


Abb. 15: Betrachtung des Mikrometerlineals bei 16-facher Vergrößerung

4.7 Statistische Analyse

Die Einzelwerte der Randspaltbreiten sowie die dazugehörigen Mittelwerte der Versuchsreihen 1 bis 3 können aus den Messprotokollen im Kapitel 10 entnommen werden. Die Standardabweichungen zu den Mittelwerten und die dazugehörigen Variationskoeffizienten sind in den Tabellen 4 bis 6 eingetragen.

Der **Variationskoeffizient** v beschreibt das prozentuale Verhältnis der Standardabweichung zum Mittelwert [21, 81]. Ein kleiner Variationskoeffizient beschreibt die höhere Wahrscheinlichkeit unter idealer Versuchsdurchführung konstante Randspaltbreiten erzielt zu haben. Bei großer Standardabweichung wird auch der Variationskoeffizient größer. In diesem Fall sind trotz größter Bemühungen bei der Brückenherstellung hohe Qualitätsunterschiede bezogen auf den Randspalt entstanden.

$$v = \frac{s}{\bar{X}} * 100 ; \bar{X} \neq 0$$

Um die **Verteilungshäufigkeit** der vertikalen marginalen Diskrepanz mit den Passgenauigkeitsuntersuchungen anderer Studien vergleichen zu können, werden die Messergebnisse, in Anlehnung an den geforderten Randschluss entsprechend der zahnärztlichen Fachliteratur, in repräsentative Intervalle unterteilt (Tab. 8, Abb. 21).

Die Testbrücken sind trotz der teilweisen maschinellen Herstellung im Grunde immer noch handgefertigte Unikate, die in der Herstellung hohen Temperaturen ausgesetzt worden sind. Dadurch können **Dimensionsänderungen in der Brückenkonstruktion** entstehen, die den Randspalt negativ beeinflussen. Folglich sollten bei der statistischen Analyse nicht nur die Versuchsreihen miteinander, sondern auch die einzelnen Messpunkte untereinander verglichen werden. Dadurch soll festgestellt werden, ob

gewisse Anhäufungen von kleineren oder größeren Randspalten an bestimmten Messorten bedingt durch die hohen Temperaturen entstanden sind. Für die Beurteilung der Dimensionsänderung werden jeweils zwei Messpunkte pro Approximalbereich zu einem Messpunkt B zusammengefasst und miteinander verglichen (Abb. 16).

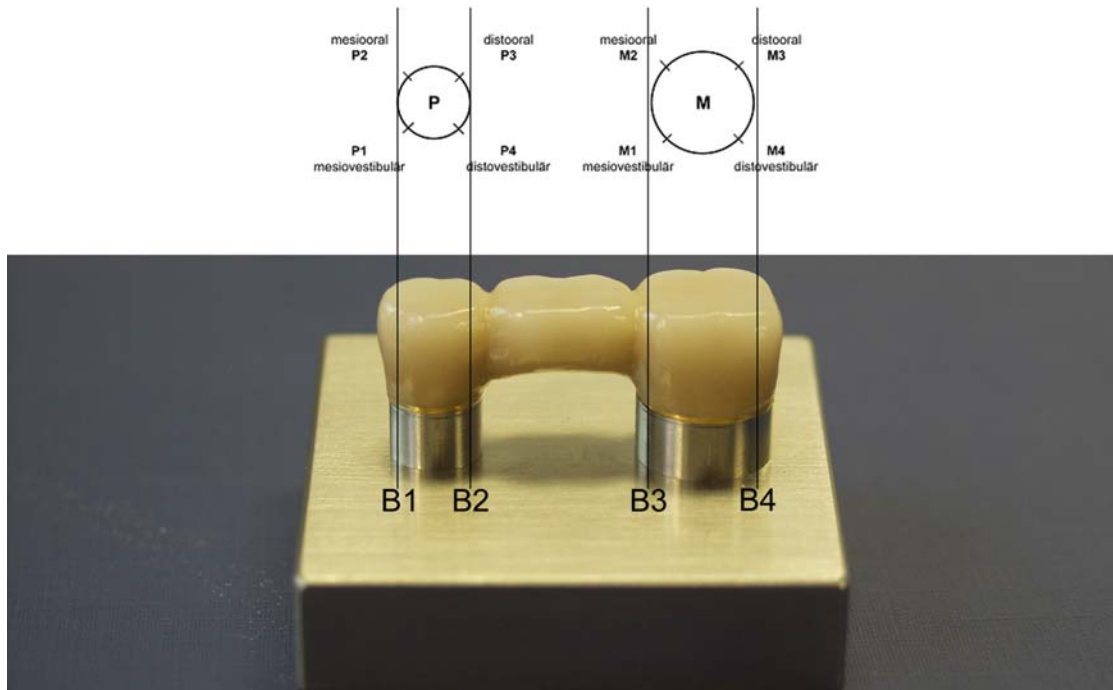


Abb. 16: Betrachtung der Randspalten aus sagittaler Richtung (Messpunkte B1 bis 4)

Um das **prozentuale Verteilungsbild** der vertikalen marginalen Diskrepanz von drei unterschiedlichen Brückenserien miteinander vergleichen zu können, werden einige Diagramme nach der von BIFFAR [5] empfohlenen deskriptiven Darstellung in Form von Boxplots abgebildet (Abb. 17). Die Ausdehnung der Box beschreibt die Verteilung der Messwerte ausgehend vom eingetragenen Medianwert (50%-Intervall). Die Begrenzungen der Box beschreiben den Interquartilabstand zwischen dem 25%- und 75%-Quartil. Anhand der Maximal- und Minimalwerte wird die Spannweite der Box zusätzlich durch die Federbalken dargestellt. Ausreißerwerte werden als Punkte im Diagramm abgebildet [5, 21, 101].

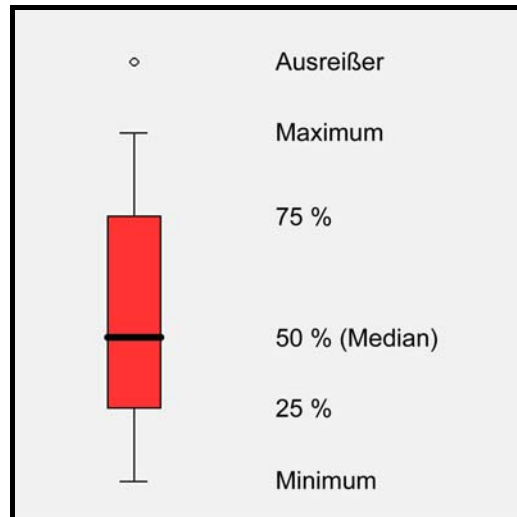


Abb. 17: Boxplotdarstellung der Messwerte [5]

Für den quantitativen Vergleich der Versuchsreihen bzw. deren Messpunkte als unverbundene Stichproben wird die **Varianzanalyse** der Mittelwerte (ANOVA) angewendet [21,81].

Die gefundenen Abweichungen durch die Randspaltbreitenunterschiede zwischen den Vergleichsgruppen werden dann über den **parametrischen Paarweisenvergleichstest** nach BONFERRONI auf Signifikanz geprüft. Im Paarweisenvergleichstest wird jeweils nur eine Grundgemeinsamkeit an zwei Gruppen miteinander verglichen. Dabei ist die aufgestellte Nullhypothese, also die Annahme, dass zwei Vergleichsgruppen in der Grundgemeinsamkeit gleich sind, zu verwerfen, wenn das Testergebnis $p < 0,05$ bzw. die Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 5\%$ ist. Die Mittelwerte der Vergleichsgruppen werden in diesem Fall als signifikant verschieden angesehen [21].

Zur Auswertung werden die Messwerte in MS Excel-Tabellen übertragen. Dabei werden die Ergebnisse für jede Versuchsreihe getrennt erfasst und nach Messpunkten unterschieden. Für insgesamt 240 Messwerte der 30 Testbrücken werden die Mittel-, Maximal- und Minimalwerte sowie Standardabweichungen errechnet. Die Durchführung der statistischen Analyse und die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgt mit dem Programm SPSS V.13 (Fa. SPSS Inc., Columbus, USA).

5 Ergebnisse

5.1 Vorversuche

Bei einer Goldmenge von 2,00 g im Elektrolyt kann ein ca. 210 µm dickes und 1,59 g leichtes Gerüst galvanisiert werden. Das Verhältnis von praktisch abgeschiedener zu der theoretisch möglichen Metallmenge beträgt 79,6% (= Wirkungsgrad). Anhand der erzielten Werte aus dem ersten Versuch kann durch Anhebung der Goldmenge auf 2,40 g im zweiten Versuch ein ca. 250 µm dickes Gerüst galvanisiert werden (Abb. 9).

Zwischen den Galvanobrücken mit den Gerüststärken von 210 und 250 µm sind keine Unterschiede vorhanden. Beide Brücken weisen auf dem Prüfmodell sichtbare und sondierbare Spalten auf. Auffällig ist dagegen die Anhäufung der leicht größeren Spalten an den Interdentalbereichen am Zwischenglied.

Die im Vorversuch hergestellten In-Ceram-Zirconia-Brücken weisen ebenfalls keine Unterschiede auf. Beide Brücken haben sichtbare und sondierbare Spalten. Eine Anhäufung der leicht größeren Spalten an den Interdentalbereichen am Zwischenglied, wie es bei den Galvanobrücken der Fall ist, wird nicht festgestellt.

Die Galvanobrücken haben ungeachtet der etwas größeren Randspalten an den Interdentalbereichen am Zwischenglied beim Aufsetzen auf das Prüfmodell eine leichte Friktion. Die In-Ceram-Zirconia-Brücken besitzen dagegen keine Friktion, sondern einen eher lockeren Sitz (= Spielpassung).

5.2.1 Ergebnisse zur Passgenauigkeitsuntersuchung

Versuchsreihe 1: Galvanobrücke/Gerüstausarbeitung mit Randüberschuss

Versuchsreihe 1	P1	P2	P3	P4	M1	M2	M3	M4	Σ
Mittelwert	23,83	25,92	70,04	49,75	58,28	45,08	35,58	17,55	40,75
Standardabweichung	10,70	20,61	54,10	45,04	39,94	37,79	24,34	18,17	37,03
Variationskoeffizient	44,9%	79,5%	77,2%	90,5%	68,5%	83,8%	68,4%	103,5%	90,9%

Tab. 4: Mittelwerte, Standardabweichung und Varianzen der Versuchsreihe 1 [n = 80]

Innerhalb der Versuchsreihe 1

Messungen zur vertikalen marginalen Diskrepanz des Randes aus der Versuchsreihe 1 ergeben einen Mittelwert von 40,75 μm und einen Medianwert von 28,98 μm (Abb. 18). Am Messpunkt M4 (distovestibulärer Punkt am unteren zweiten Molar links) werden durchschnittlich die kleinsten messbaren Randspalten beobachtet. Die größten Randspalten innerhalb der Versuchsreihe sind dagegen am Messpunkt P3 (distooraler Punkt am unteren zweiten Prämolaren links) anzutreffen.

Die Standardabweichung beträgt insgesamt 37,03 μm und der daraus resultierende Variationskoeffizient liegt bei 90,9% (Tab. 4).

In der Häufigkeitsverteilung befinden sich 76,25% der gemessenen Spaltbreiten unter der 50- μm -Grenze. 13,75% der Messwerte befinden sich in einem Bereich zwischen 50 bis 100 μm . Insgesamt 10% der gemessenen Spaltbreiten liegen außerhalb der

100- μm -Grenze (Abb. 22). Keine der Randspalten erreicht eine Breite von 200 μm oder größer.

Zwischen den Versuchsreihen

Von allen drei Versuchsreihen ist der Mittelwert der vertikalen marginalen Diskrepanz der Versuchsreihe 1 am geringsten. Dagegen ist die größte Diskrepanz bei der Versuchsreihe 2 anzutreffen.

Aus der Versuchsreihe 1 können an allen acht Messpunkten kleinere Randspaltbreiten gemessen werden als bei den Versuchsreihen 2 und 3 (Tab. 14 bis 16).

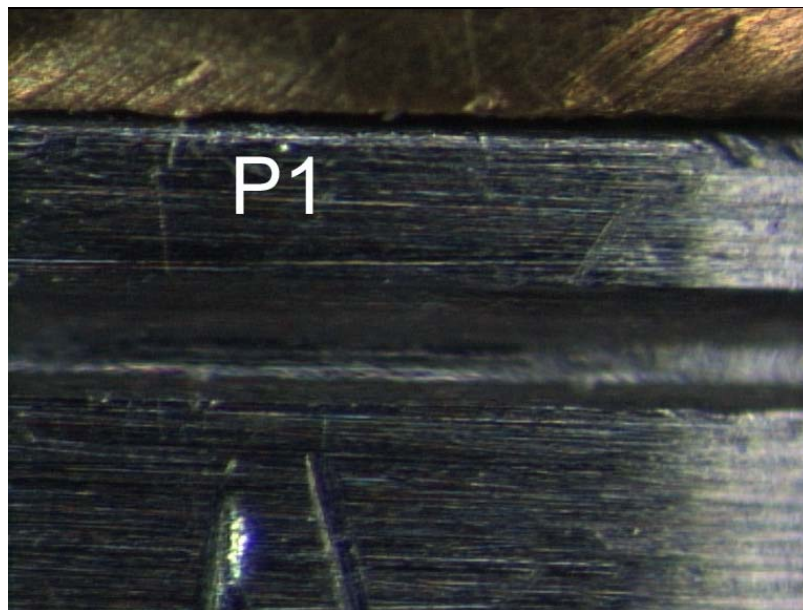


Abb. 18: Versuchsreihe 1: Medianwert von 28,98 μm (Bsp. Brücke-Nr. 9/P1)

Versuchsreihe 2: Galvanobrücke/Gerüstausarbeitung ohne Randüberschuss

Versuchsreihe 2	P1	P2	P3	P4	M1	M2	M3	M4	Σ
Mittelwert	88,42	72,93	122,36	144,90	122,04	164,54	102,40	98,85	114,55
Standardabweichung	36,74	33,44	56,26	52,57	67,85	53,45	55,01	49,74	56,89
Variationskoeffizient	41,6%	45,9%	46,0%	36,3%	55,6%	32,5%	53,7%	50,3%	49,7%

Tab. 5: Mittelwerte, Standardabweichung und Varianzen der Versuchsreihe 2 [n = 80]**Innerhalb der Versuchsreihe 2**

Messungen zur vertikalen marginalen Diskrepanz des Randes aus Versuchsreihe 2 ergeben einen Mittelwert von 114,55 μm und einen Medianwert von 103,04 μm (Abb. 19). Am Messpunkt P2 (mesiooraler Punkt am unteren zweiten Prämolare links) werden durchschnittlich die kleinsten messbaren Randspalten beobachtet. Die größten Randspalten innerhalb der Versuchsreihe sind dagegen am Messpunkt M2 (mesiooraler Punkt am unteren zweiten Molare links) anzutreffen.

Die Standardabweichung beträgt insgesamt 56,89 μm und der daraus resultierende Variationskoeffizient liegt bei 49,7% (Tab. 5).

In der Häufigkeitsverteilung befinden sich 13,75% der gemessenen Spaltbreiten unter der 50- μm -Grenze. 32,5% der Messwerte befinden sich in einem Bereich zwischen 50 bis 100 μm . Insgesamt 42,5% der gemessenen Randspalten liegen oberhalb der 100- μm -Grenze (Abb. 22) und 11,25% oberhalb der 200- μm -Grenze. Keine der Randspalten erreicht eine Breite von mehr als 250 μm .

Zwischen den Versuchsreihen

Der Mittelwert der vertikalen marginalen Diskrepanz der Versuchsreihe 2 ist beinahe dreimal größer als der Mittelwert der Versuchsreihe 1 (Unterschiede in der Ausarbeitung) und im Vergleich zur Versuchsreihe 3 (Referenzbrücke) nur geringfügig größer.

An den Messpunkten P3, P4, M1 und M2 (Approximalbereich am Brückenzwischenstück) der Versuchsreihe 2 können durchschnittlich bedeutend größere Spaltbreiten gemessen werden als in den Versuchsreihen 1 und 3.

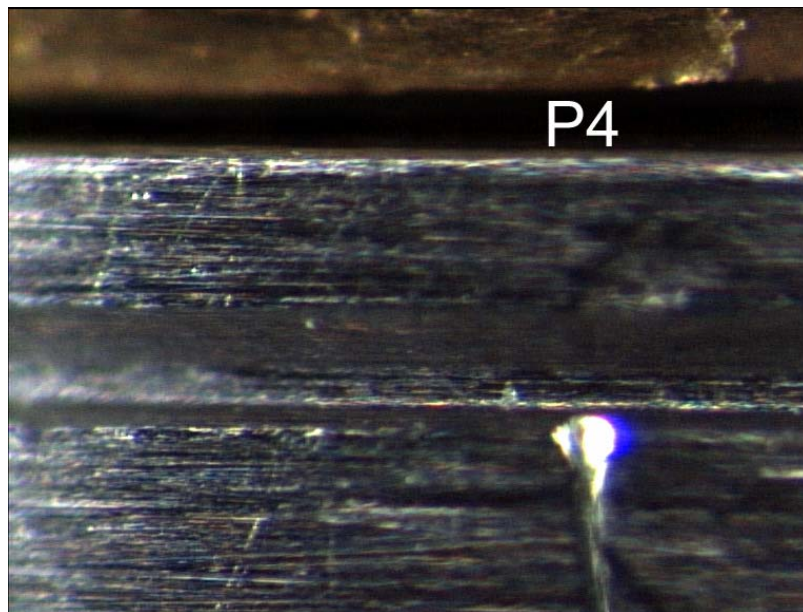


Abb. 19: Versuchsreihe 2: Medianwert 103,04 μm (Bsp. Brücke-Nr. 14/P4)

Versuchsreihe 3: In-Ceram-Zirconia-Referenzbrücke

Versuchsreihe 3	P1	P2	P3	P4	M1	M2	M3	M4	Σ
Mittelwert	90,16	86,94	120,91	85,97	82,27	78,57	102,24	89,03	92,01
Standardabweichung	38,18	55,92	65,94	26,15	35,88	28,40	59,69	30,77	38,18
Variationskoeffizient	42,3%	64,3%	54,5%	30,4%	43,6%	36,1%	58,4%	34,6%	41,5%

Tab. 6: Mittelwerte, Standardabweichung und Varianzen der Versuchsreihe 3 [n = 80]**Innerhalb der Versuchsreihe 3**

Messungen zur vertikalen marginalen Diskrepanz des Randes aus der Versuchsreihe 3 ergeben einen Mittelwert von 92,01 μm und einen Medianwert von 84,53 μm (Abb. 20). Am Messpunkt M2 (mesiooraler Punkt am unteren zweiten Molar links) werden durchschnittlich die kleinsten messbaren Randspalten beobachtet. Die größten Randspalten innerhalb der Versuchsreihe sind dagegen am Messpunkt P3 (distooraler Punkt am unteren zweiten Prämolaren links) anzutreffen.

Die Standardabweichung beträgt insgesamt 38,18 μm und der daraus resultierende Variationskoeffizient liegt bei 41,5% (Tab. 6).

In der Häufigkeitsverteilung befinden sich 11,25% der gemessenen Spaltbreiten unter der 50- μm -Grenze. 61,25% der Messwerte befinden sich in einem Bereich zwischen 50 bis 100 μm . Insgesamt 22,5% der gemessenen Spaltbreiten liegen zwischen 100 und 200 μm (Abb. 22). 5% der Randspalten sind größer als 200 μm , wobei der höchste Messwert 258 μm beträgt.

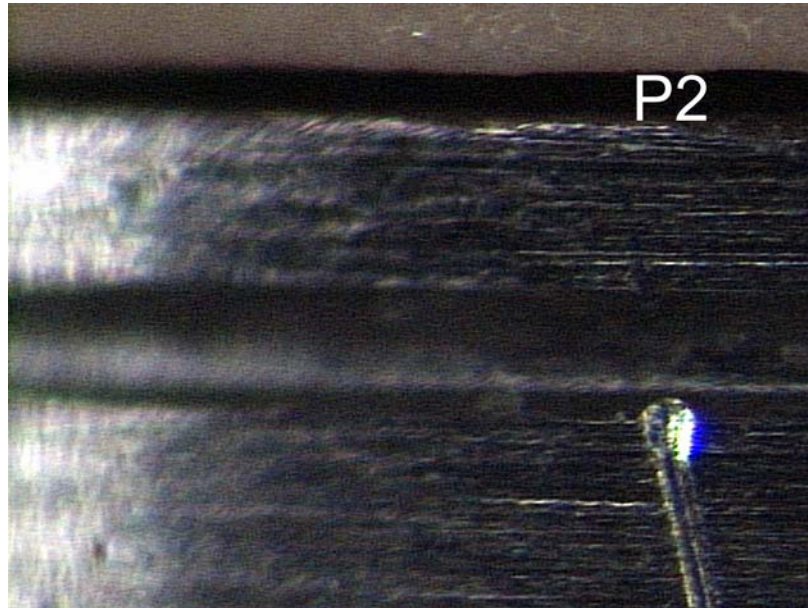


Abb. 20: Versuchsreihe 3: Medianwert 84,53 μm (Bsp. Brücke-Nr. 25/P2)

5.2.2 Deskriptive Darstellung der Versuchsreihen

Die Messwerte der Versuchsreihen 1 bis 3 werden nach der von BIFFAR empfohlenen deskriptiven Darstellung in Form von Boxplots wiedergegeben, um das prozentuale Verteilungsbild der vertikalen marginalen Diskrepanz miteinander vergleichen zu können [5, 21, 101].

Der Medianwert der Versuchsreihe 1 ist mit 28,98 μm am kleinsten gefolgt vom Medianwert der Versuchsreihe 3 mit 84,53 μm . Der größte Medianwert liegt bei 103,04 μm und ist der Versuchsreihe 2 zugeordnet. Der Interquartilabstand, in der sich 50% der Messwerte befinden, beträgt 35,02 μm für die Versuchsreihe 1, 94,19 μm für die Versuchsreihe 2 und 44,28 μm für die Versuchsreihe 3 (Abb. 21). Die Spannweiten der Boxen für die Versuchsreihen 1 bis 3 sind in der Tabelle 7 zusammengefasst. Mit Ausnahme der Ausreißerwerte umfasst die Boxplot-Spannweite alle Messwerte der jeweiligen Versuchsreihe.

	Versuchsreihe 1	Versuchsreihe 2	Versuchsreihe 3
Spannweite	0 – 98,21 µm	24,15 – 230,23	12,88 – 141,68
Anzahl der Werte	90%	100%	92,5%

Tab. 7: Anzahl der Messwerte innerhalb der Boxplot-Spannweite in Prozent

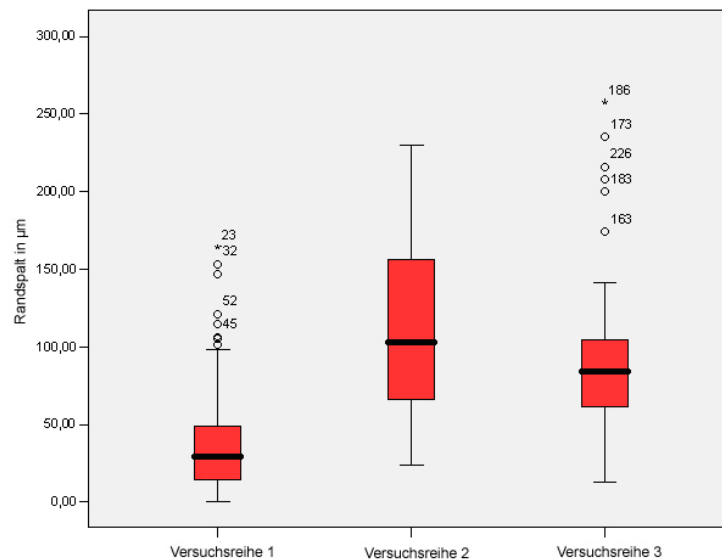


Abb. 21: Boxplot-Darstellung der vertikalen marginalen Diskrepanz

Häufigkeitsverteilung nach zulässigen Randspaltgrenzen

Die Häufigkeitsverteilungen der Messergebnisse werden nach Spaltgrenzenintervallen sortiert. Die Intervalleinteilung erfolgt in 25 µm Schritten und ist nach den erzielbaren Randspalten einer Restauration bzw. deren klinisch zulässigen Grenzen entsprechend der zahnärztlichen Fachliteratur ausgerichtet.

KÖRBER [48] < 30 µm : < 25 µm

KAPPERT und ALTVATER [36] < 44 µm : < 50 µm

FILSER [23] < 80 µm : < 75 µm

KERSCHBAUM [42] < 100µm : <100 µm

	<25 μm	-50 μm	-75 μm	-100 μm	>100 μm
Versuchsreihe 1	43,75%	32,50%	7,50%	6,25%	10,00%
Versuchsreihe 2	1,25%	12,50%	13,75%	18,75%	53,75%
Versuchsreihe 3	1,25%	11,25%	25,00%	35,00%	27,50%

Tab. 8: Häufigkeitsverteilung in Anlehnung an zulässige Randspaltgrenzen

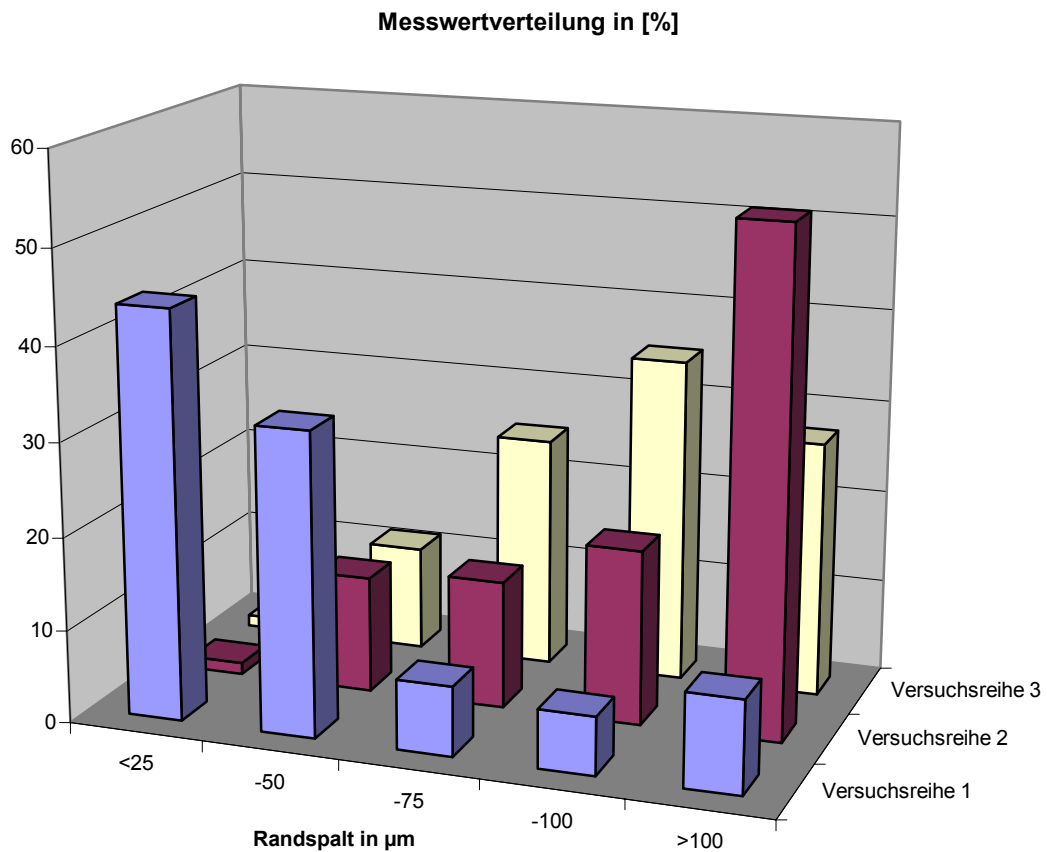


Abb. 22: Häufigkeitsverteilung der Messwerte in 25 μm Intervallen

5.2.3 Deskriptive Darstellung der Messpunkte

Galvanobrücke – Gerüstausarbeitung mit Randüberschuss

Vergleich der Medianwerte:

Mesial und distal der Brücke weisen die Messpunkte B1 und B4 einen Median von 24,15 μm und 16,10 μm auf. Approximal am Brückenzwischenstück an den Messpunkten B2 und B3 befinden sich dagegen die größeren Medianwerte mit 44,28 μm und 36,22 μm .

Vergleich der Interquartilarabstände:

Die größeren Messwertstreuungen um den Median befinden sich am Brückenzwischenstück, die kleineren Streuungen sind dagegen mesial und distal der Brücke anzutreffen. Der errechnete Interquartilabstand beträgt 76,07 μm und 77,28 μm für die Messpunkte B2 und B3 sowie 24,55 μm und 39,45 μm für die Messpunkte B1 und B4 (Abb. 23).

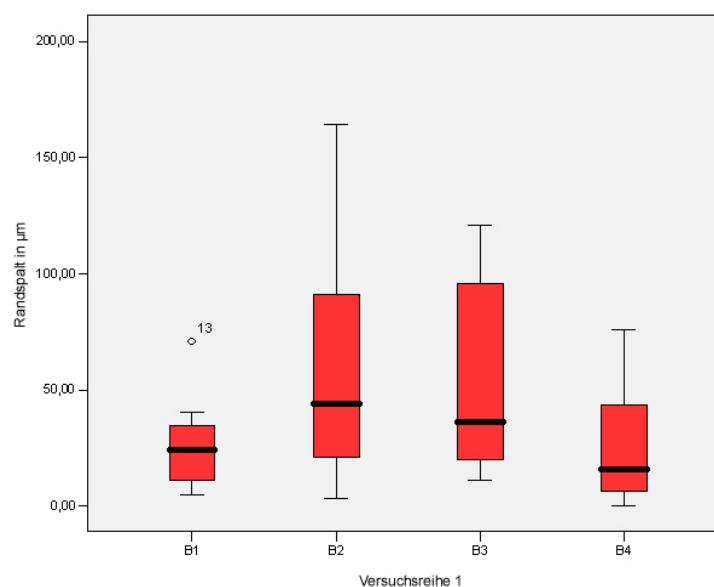


Abb. 23: Verteilung der Randspaltbreiten im Approximalbereich – Versuchsreihe 1

Galvanobrücke – Gerüstausarbeitung ohne Randüberschuss

Vergleich der Medianwerte:

Mesial und distal der Brücke weisen die Messpunkte B1 und B4 einen Median von 76,48 μm und 92,58 μm auf. Approximal am Brückenzwischenglied an den Messpunkten B2 und B3 befinden sich dagegen die größeren Medianwerte mit 136,02 μm und 151,34 μm .

Vergleich der Interquartilabstände:

Die kleinere Streuung der Messwerte um den Median sind am Brückenanker des Zahnes 35 anzutreffen. Der errechnete Interquartilarabstand beträgt 52,73 μm und 60,78 μm für die Messpunkte B1 und B2 (Abb. 24).

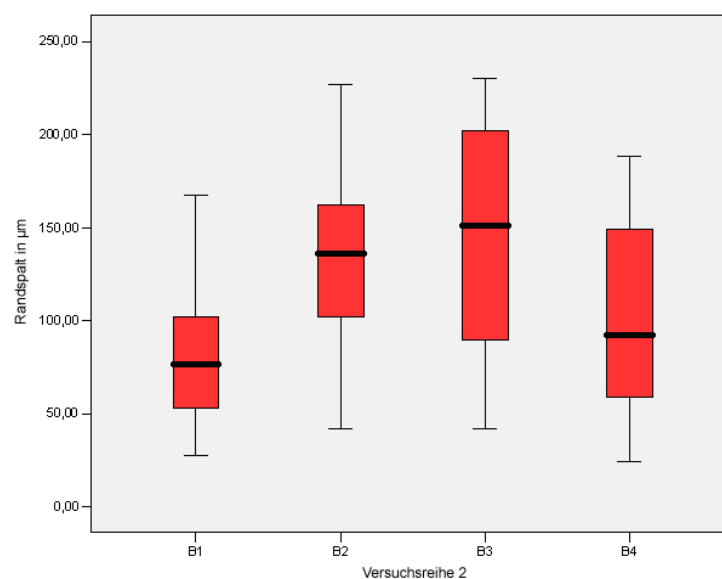


Abb. 24: Verteilung der Randspaltbreiten im Approximalbereich – Versuchsreihe 2

In-Ceram-Zirconia Referenzbrücke

Vergleich der Medianwerte:

Die Messpunkte B1, B3 und B4 weisen alle einen Median um die 80 μm auf. Der Messpunkt B2 liegt mit einem Median von 97,41 μm ca. 18% darüber

Vergleich der Interquartilarabstände:

Die Streuung der Messwerte um den Median ist bei allen vier Messpunkten beinahe identisch. Der errechnete Interquartilarabstand beträgt für die Messpunkte B1 bis B4 um die 45 μm (Abb. 25).

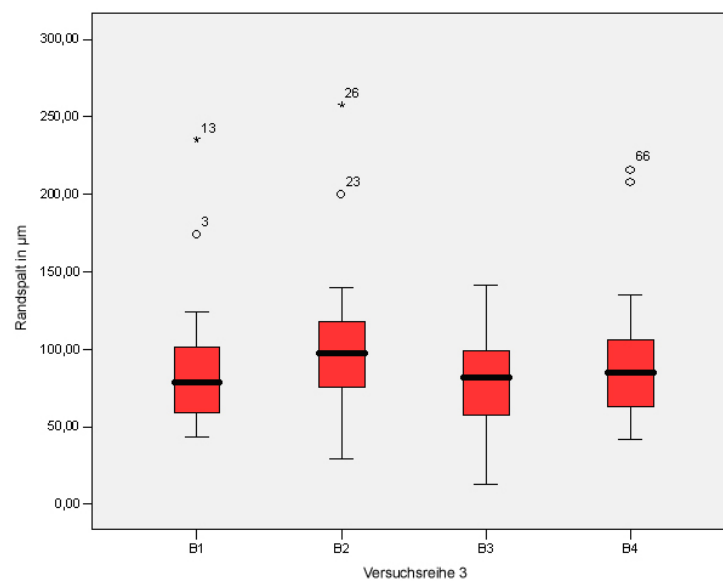


Abb. 25: Verteilung der Randspaltbreiten im Approximalbereich – Versuchsreihe 3

5.3.1 Statistische Auswertung der Versuchsreihen

Im Rahmen dieser Studie werden mehr als zwei unverbundene Stichproben miteinander verglichen. Um eine Unterscheidung bzw. eine Gemeinsamkeit der Mittelwerte feststellen zu können, wird die Varianzanalyse (ANOVA) angewendet (Tab. 9). Ist das Testergebnis der Varianzanalyse $p < 0,05$ bzw. die Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 5\%$, so können die Mittelwerte der drei Versuchsreihen als signifikant unterschiedlich angesehen werden [21].

ANOVA

Wert	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	228858,7	2	114429,368	51,866	,000
Within Groups	522878,3	237	2206,237		
Total	751737,0	239			

Tab. 9: Ergebnisse zur Varianzanalyse (ANOVA = Analysis Of Variance)

Gemäß dem Testergebnis sind die Mittelwerte der drei Versuchsreihen bedeutend unterschiedlich. Die Irrtumswahrscheinlichkeit bei der Varianzanalyse liegt weit unter 5%. In diesem Fall muss die Nullhypothese verworfen werden, was wiederum bedeutet, dass sich die Mittelwerte der Versuchsreihen sich hochsignifikant voneinander unterscheiden (Tab. 9).

Paarweisenvergleichstest nach BONFERRONI

Im Folgenden werden die Mittelwerte der einzelnen Versuchsreihen untereinander durch den parametrischen Paarweisenvergleichstest nach BONFERRONI auf Signifikanz geprüft (Tab. 11 und 12). Auch hier gilt es, die aufgestellte Nullhypothese zu verwerfen, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 5\%$ ist [21].

Zur besseren Differenzierung der statistischen Testergebnisse wird die Signifikanzunterscheidung in vier Kategorien eingeteilt (Tab. 10):

Bezeichnung	Irrtumswahrscheinlichkeit	Symbol
hochsignifikant	< 0,01 → unter 1%	+++
signifikant	0,01 – 0,05 → 1 – 5%	++
Tendenz zur Signifikanz	0,06 – 0,10 → 10 – 6%	+
nicht signifikant	> 0,10 → über 10%	-

Tab. 10: Differenzierung der Signifikanz

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Wert
Bonferroni

(I) Serie	(J) Serie	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Serie1	Serie2	-73,80113*	7,42670	,000	-91,7076	-55,8946
	Serie3	-51,25838*	7,42670	,000	-69,1649	-33,3519
Serie2	Serie1	73,80113*	7,42670	,000	55,8946	91,7076
	Serie3	22,54275*	7,42670	,008	4,6363	40,4492
Serie3	Serie1	51,25838*	7,42670	,000	33,3519	69,1649
	Serie2	-22,54275*	7,42670	,008	-40,4492	-4,6363

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Tab. 11: Paarweisenvergleichstest nach BONFERRONI mit dem SPSS–Programm

	Versuchsreihe 1	Versuchsreihe 2	Versuchsreihe 3
Versuchsreihe 1		+++	+++
Versuchsreihe 2	+++		+++
Versuchsreihe 3	+++	+++	

+++ hochsignifikant ++ signifikant + Tendenz zur Signifikanz - nicht signifikant

Tab. 12: Ergebnisse zur Signifikanzanalyse der Versuchsreihen

5.3.2 Statistische Auswertung der Messpunkte

Die einteilige Galvanobrücke besteht überwiegend aus der keramischen Vollverblendung, welche auf ein Feingoldgerüst aufgebrannt wird. Das Feingoldgerüst trägt hierbei kaum zur Festigkeit der Brücke bei, sondern dient hauptsächlich der Verblendkeramik als Träger beim Brennen [45, 47, 72, 84]. Dennoch unterliegt die grazile Galvanokonstruktion denselben Druckspannungen beim Aufbrennen der Keramik wie andere metall- oder vollkeramische Brücken, weil sich beim Abkühlen der Gerüstwerkstoff stärker zusammenzieht als die darüberliegende keramische Verblendmasse [6, 31, 48, 96]. Die daraus resultierende Dimensionsänderung in Zusammenhang mit den auftretenden Druckspannungen hat möglicherweise signifikante Auswirkungen auf die Randspaltbreiten an den acht Messpunkten. Aus diesem Grund werden die acht Messpunkte der drei Versuchsreihen ebenfalls durch den Paarweisenvergleichstest nach BONFERRONI auf Signifikanz geprüft und in der Tab. 13 zusammengefasst. Die Mittelwerte der einzelnen Messpunkte werden dann als signifikant unterschiedlich angesehen, wenn das Testergebnis $p < 0,05$ bzw. die Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 5\%$ ist [21].

Messpunkt	Versuchsreihe 1	Versuchsreihe 2	Versuchsreihe 3
	VR1 → VR2	VR2 → VR3	VR3 → VR1
P1	+++	-	+++
P2	++	-	+++
P3	-	-	-
P4	+++	++	-
M1	++	-	-
M2	+++	+++	-
M3	++	-	++
M4	+++	-	+++

+++ hochsignifikant ++ signifikant + Tendenz zur Signifikanz - nicht signifikant

Tab. 13: Ergebnisse zur Signifikanzanalyse der Messpunkte

5.4 Fehlerhafte Prüfkörper

Galvanogerüste

Bei einem Galvanisiervorgang sind drei Gerüste unbrauchbar geworden (Beladung des Galvanisierkopfes mit drei Gerüsten pro Durchlauf). Sie weisen übermäßig warzige Strukturen an der Oberfläche auf und besitzen zudem Risse im Metallgefüge (Abb. 26).



Abb. 26: Warzige Galvanogerüste mit Rissbildung

In-Ceram-Zirconia-Gerüste

Um vorhandene Poren und Risse vor dem Glasinfiltrationsbrand aufzudecken, wird jedes Gerüst mit der Prüfflüssigkeit Methylenblau bestrichen. Die Gerüste weisen dann an den fehlerhaften Stellen eine erhöhte Farbkonzentration auf. Dadurch musste ein Gerüst aus der Herstellung entfernt werden (Abb. 27a). Das zweite fehlerhafte Gerüst

konnte aufgrund eines Maschinenaussetzers nicht zu Ende gefräst werden. Dieses Gerüst wurde ebenfalls nicht weiter verarbeitet (Abb. 27b).

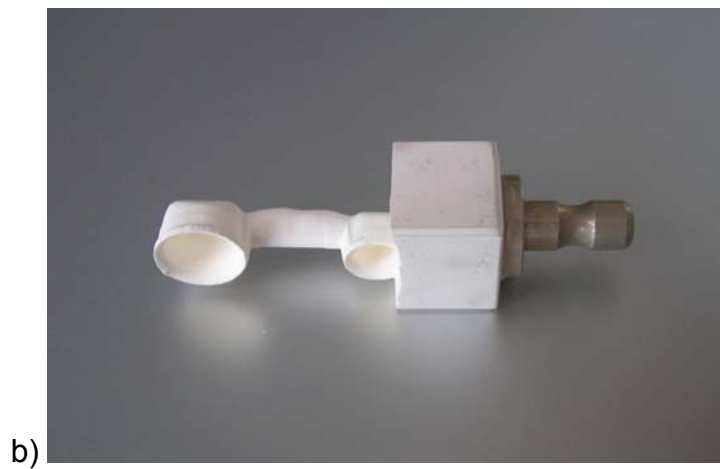


Abb. 27: a) Gerüstkontrolle b) fehlerhafter Fräsvorgang

6 Diskussion

Die gute ästhetische Wirkung von Galvanokronen entsteht durch die sattgoldene Gerüstfarbe unter der Keramikschiicht. Die hohe Gewebsverträglichkeit wird durch das 99,9%ige elektrolytisch abgeschiedene Feingold erzielt, welches dem Gerüst neben dem monometallischen Charakter, auch noch eine sehr gute Randpassung verleihen soll [10, 89, 105, 108]. Konsequenterweise ergibt sich dadurch auch der Wunsch, Brücken mit galvanisch gefertigten Trägerelementen für die klinische Anwendung herzustellen [10, 46].

Für die Brückenherstellung unter Anwendung der Galvanotechnik stehen bislang verschiedene Verfahren zur Verfügung. In der Annahme, dass das in toto galvanisierte Gerüst für die Festigkeit einer Brücke nicht ausreichend sei, schlägt KLAUS [45] vor, individuell gegossene oder vorgefertigte Brückenzwischenglieder zu verwenden und diese dann an die Galvanokappen zu kleben, zu löten oder mit einem Laser anzuschweißen. In den Untersuchungen von MENDLE [62] und KAPPERT [38] konnte das Eingalvanisieren gegossener Zwischenglieder ebenfalls gute Ergebnisse liefern. Ein direktes Angießen eines Zwischengliedes an die Galvanokappen ist ebenfalls möglich [63, 25].

Untersuchungen von SIEBOLD [92] zeigen jedoch, dass sich ein einteiliges Galvanogerüst ebenso gut zur Brückenherstellung eignet wie beispielsweise die von HORN und KAPPERT [33] untersuchten Galvanobrücken mit verklebter Zwischengliedkonstruktion. Festigkeitsuntersuchungen zeigen ferner, dass einteilige Galvanobrücken mit einer Druckfestigkeit über 1400 N deutlich besser abschneiden als Ultralight-, Dicor- oder In-Ceram-Brücken. Für den Einsatz im Seitenzahnbereich ist die einteilige Galvanobrücke somit durchaus geeignet [10, 33, 92, 108].

Aus den o. g. Möglichkeiten eine Brücke mittels Galvanoformung anzufertigen ist das in toto galvanisierte Gerüst die wahrscheinlich interessanteste Variante von allen, weil bei dieser Methode keine weiteren Legierungen oder Geräte benötigt werden, um ein vollwertiges Galvanobrückengerüst herzustellen. Auf das Löten, Schweißen oder Kleben der Brückenzwischenglieder kann somit verzichtet werden, was wiederum eine Minderung von Arbeitsaufwand und Materialinteraktionen bedeutet.

Wegen fehlender Untersuchungen zum Randspaltverhalten von Galvanobrücken ist eine Bewertung der eigenen Randspaltergebnisse schwierig bzw. nur im Vergleich zu anderen untersuchten Brückensystemen eingeschränkt möglich. In solchen Fällen muss immer davon ausgegangen werden, dass Versuchsbedingung, Versuchsaufbau, Prüfkörper und Prüfmodell nicht identisch sind. Deshalb weichen die in der Literaturübersicht genannten Randspaltergebnisse auch zum Teil erheblich voneinander ab. Aus diesem Grund wurden von uns zusätzlich Referenzbrücken für das gleiche Prüfmodell angefertigt, um sie mit den Galvanobrücken vergleichen zu können.

Als Vergleichsgröße für die einteilige Galvanobrücke wurde die vollkeramische In-Ceram-Zirconia-Brücke der Firma Vita gewählt. Es handelt sich hierbei um ein anerkanntes Verfahren, welches zudem bereits auf dem Markt erhältlich ist [3, 7, 9, 24, 29, 37, 39, 98]. Die Herstellung der Zirconia-Brücke ähnelt derjenigen der einteiligen Galvanobrücke. Bei der Zirconia-Brücke werden die Brückengerüste ebenfalls maschinell angefertigt – CAD/CAM-Verfahren Cerec-inLab (Fa. Siemens, Bensheim, D) – und anschließend von Hand keramisch verblendet. Durch die maschinelle Verarbeitung der industriell vorgesinterten In-Ceram-Zirkonoxidgrünlinge liegen die Passgenauigkeiten in einem Bereich zwischen 50 und 100 μm , der für einen akzeptablen Randspalt gefordert wird [1, 36, 95]. Mittels CAD/CAM-Verfahren ist es sogar möglich, den Schrumpfungsfaktor der Keramikrohlinge exakt vorzuberechnen, sodass eine gleichmäßige Zementschichtstärke an den Stumpfwänden erzielt werden kann [95]. Sowohl das Galvano- als auch das Zirconia-Gerüst sind nach der maschinellen Herstellung an den Restaurationsrändern nicht perfekt. Übergalvanisierte Metallränder sowie Schleifungenauigkeiten können jedoch manuell nachgebessert werden [1, 10, 28, 100, 108].

6.1 Gerüstgestaltung der dreigliedrigen einteiligen Galvanobrücke

Die Härte vom galvanisch abgeschiedenen Feingold beträgt 120 bis 140 HV (Härtegrad nach VICKERS) und ist somit ca. fünfmal größer als herkömmliches Feingold [10, 66]. Untersuchungen von SCHWICKERATH [84], KLETT und HORNIG [47] zeigen jedoch, dass die mechanischen Eigenschaften des Galvanometalls durch die hohen Temperaturen bei der keramischen Verblendung deutlich abfallen, wodurch die Belastbarkeit der galvanokeramischen Krone auf etwa die Hälfte des Wertes einer Metallkeramikkrone bei Frontzähnen zurückgeht und folglich konventionellen Jacketkronen und Folienkronen gleichzusetzen wäre.

Die Belastbarkeitsminderung um etwa die Hälfte im Vergleich zur konventionellen Metallkeramik kann bei Galvanobrücken auch ähnlich beobachtet werden. Sowohl die Galvanobrücke aus einem einteiligen Gerüst als auch seine zwei Varianten, bestehend aus der verklebten und der eingalvanisierten Zwischengliedkonstruktion, versagen ihren Dienst bei einer Last um die 1400 N, während die konventionelle edelmetallfreie Metallkeramikbrücke Kräften bis zu 2400 N widerstehen kann [9, 33, 38, 92]. In den Druckfestigkeitsuntersuchungen fällt ferner auf, dass insbesondere der Bruchverlauf bei den Galvanobrücken sich durch die gesamte Konstruktion vollzieht und nicht wie bei den herkömmlichen Metallkeramikbrücken am Gerüst gestoppt wird. Dieses Phänomen wird ebenso bei Vollkeramikbrücken aus Hi-Ceram, IPS Empress2, In-Ceram-Alumina, In-Ceram-Zirconia und DC-Zirkon beobachtet [9, 39, 79, 87, 97].

Aufgrund des Bruchverhaltens und der Belastbarkeit von Galvanobrücken wurde das einteilige Galvanogerüst in Anlehnung an die Konstruktionsprinzipien vollkeramischer Brückengerüste hergestellt.

Grundform des Zwischengliedes

GRINEISEN [29] stellte in ihren Untersuchungen fest, dass die Zwischengliedgestaltung von In-Ceram-Gerüsten einen signifikanten Einfluss auf deren Festigkeit hat. Es wurden durch Kopierfräsung und Schlickertechnik In-Ceram-Gerüste mit geraden, nach oben gebogenen und herzförmigen Zwischengliedern hergestellt und auf Druckfestigkeit untersucht. Dabei wiesen die In-Ceram-Gerüste mit gerader Zwischengliedgestaltung die höchsten Werte auf (1193 N), gefolgt von der gebogenen Form (931 N) und der herzförmigen Form (672 N). Bei den kopiergefrästen In-Ceram-Gerüsten wurden zudem etwa 10% höhere Biegefestigkeiten beobachtet als im Vergleich zu den formgesinterten Gerüsten (Schlickertechnik) [29]. Grund dafür sind die homogeneren Gefüge im industriell hergestellten Keramikblock, die eine dichtere Teilchenpackung der Aluminiumoxid-Partikeln ermöglichen und eine Rissausbreitung effektiver verhindern können [24, 70, 78]. Folglich wurden die In-Ceram-Zirconia- und die Galvanogerüste in dieser Untersuchung gerade gestaltet.

Das Trägerprofil

In der o. g. Literaturübersicht ist bekannt, dass die Festigkeit einer Struktur nicht allein von den verwendeten Materialien und den Verarbeitungsmodalitäten abhängt, sondern im gleichen Maße auch von der Form seiner Konstruktion [65]. Dabei werden durch das Widerstandsmoment die Kerngrößen des Querschnittes erfasst, die seine Lage (z. B. hochkant oder flach), aber auch seine Form (rechteckig, rund, T-förmig usw.) beschreiben.

Die Querschnittsgröße eines Brückenzwischengliedes ist durch die Anatomie des zu ersetzenden Zahnes limitiert und kann daher nicht beliebig ausgeweitet werden, um das Widerstandsmoment zu erhöhen. Stattdessen kann zur Steigerung des Widerstandsmomentes ein Trägerprofil für das Galvanogerüst konstruiert werden,

welches aber keine Kanten und Winkel aufweisen darf, da es sich sonst ungünstig auf die Schichtdickenverteilung beim Galvanisierungsprozess auswirkt (Winkelschwäche). Außerdem ist das Beschichten der Verblendkeramik auf Galvanogerüste mit Winkelprofilen schwieriger als bei Rundprofilen [10, 92, 108]. Der daraus resultierenden Forderung, für das Galvanogerüst ein Rundprofil zu verwenden, ist in dieser Studie in Form eines C-Trägers nachgegangen worden.

Vermeidung von Hohlformen

Hohlformen jeglicher Art in der Gerüstkonstruktion können nicht keramisch verblendet werden. Versuche, die in diese Richtung gegangen sind, bewährten sich letztlich nicht, denn die Festigkeit der Brücken war besonders im Bereich des Überganges zwischen Galvanokronenanker und dem hohl geformten Feingoldzwischenmitglied unzureichend [10].

SIEBOLD [92] entwickelte für seine Versuchsreihen ein einteiliges Galvanogerüst mit zwei nah beieinander stehenden Zwischenmitgliedern, die seitlich offen waren („Doppel-C-Träger“). Die Doppel-C-Form war durch das von ihm angewandte Galvanosystem Helioform HF 600 (Fa. Hafner, Pforzheim, D) bedingt notwendig gewesen, weil dieses System anstelle von Gips und Wachs auf dem schwer zu entfernenden HF-Modellkunststoff aus Polyurethanbasis basierte. Dadurch war die Trennung des Modellkunststoffs vom Galvanowerkstück erheblich schwieriger als beim GAMMAT-free-System. Es musste daher ein Doppel-C-Träger für das Galvanogerüst konstruiert werden, damit das Gerüst durch Entfernen des Kunststoffs nicht beschädigt wurde.

Bei den Belastbarkeitsuntersuchungen an den einteiligen Galvanobrücken mit Doppel-C-Trägern konnten sowohl Bruchverläufe peripher als auch zentral zum Träger beobachtet werden. Dabei ließen sich sichtbare Häufungen von hohen Druckbelastungswerten bei peripheren und eine niedrige Druckbelastbarkeit bei zentralen Bruchverläufen erkennen. Dies ist gleichbedeutend mit einer ungehinderten Rissausbreitung im zentralen Bereich des Brückenzwischenmitglied, die auf eine Konstruktionsschwäche des Doppel-C-Trägers zurückzuführen ist [92].

Zusammenfassend kann man sagen, dass ein nach oben offenes Rundprofil das Einbringen der Keramikmasse erleichtert, Winkelschwächen vermeidet und eine Rissausbreitung zum basalen Teil des Brückenzwischenliedes verhindert. Demzufolge kommt die gewählte Gestaltung des galvanischen Brückenzwischenliedes in Form eines nach oben offenen C-Trägerprofils den gestellten Anforderungen am nächsten.

Fehlerhafte Galvanogerüste

Bei einem Galvanisiervorgang sind drei Gerüste unbrauchbar geworden – wegen Beladung des Galvanisierkopfes mit drei Gerüsten pro Durchlauf (Abb. 26). Für die inhomogene und warzige Oberfläche können Dosierungsmängel, verunreinigtes Elektrolytbad, nicht richtig angemischter Silberleitlack oder ein Ausfall im Rührwerk verantwortlich sein. Risse im Metallgefüge deuten auf eine überzogene Abscheidungsdauer oder zu frühes Auftragen von Silberleitlack auf den noch nicht abgebundenen Gipsstumpf hin [10, 28, 108]. Sowohl das angebrochene Elektrolytbad als auch das Galvanisiergerät wurden daraufhin an die Firma Gramm zurückgeschickt. Weitere fehlerhafte Abscheidungen sind danach nicht mehr vorgekommen.

6.2 In-Ceram-Zirconia-Brücken als Referenz

Randspaltuntersuchungen in Zusammenhang mit Galvanobrücken sind in der Literatur nicht beschrieben. Im Allgemeinen wird den Galvanorestaurationen von vielen Autoren eine verfahrensbedingte gute Passgenauigkeit bestätigt [10, 76, 89, 105, 108]. Die Angaben aus der Literatur sind jedoch mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit nicht vergleichbar, da Angaben sich auf die Passgenauigkeit von Einlagefüllungen, Kronen und Teleskopkronen bezieht und nicht auf Galvanobrücken.

Randspaltuntersuchungen von In-Ceram-Zirconia-Brücken hergestellt mit dem CAD/CAM-Verfahren werden im Gegensatz zur Galvanobrücke in der Literatur beschrieben [1, 95]. Zusätzlich können annähernd vergleichbare Untersuchungen anderer Vollkeramik-CAD/CAM-Brücken hinzugezogen werden, die in dieser Studie jedoch nur als Richtwerte in Betracht kommen, da die Versuchsanordnungen nicht exakt mit der eigenen übereinstimmen. Aus diesem Grund – und weil sich beide Brückensysteme in der Verarbeitungsmethodik ähneln – wird die In-Ceram-Zirconia-Brücke als Vergleichsgröße herangezogen.

In der lichtmikroskopischen Passungsanalyse verschiedener vollkeramischer Brückensysteme aus In-Ceram stellte STIEGLBAUER [95] hinsichtlich der *absoluten marginalen Diskrepanz* Randspaltbreiten von 78 µm bei der Kopierfräsung (CAM-Verfahren) mit dem CELAY-System und 124 µm bei dem CAD/CAM-Verfahren DCS-Precident fest. Die konventionell gesinterten In-Ceram-Brücken (Schlickertechnik) erreichten im Vergleich dazu einen mittleren Randspalt von 102 µm.

ABDIN-BEY [1] befasste sich mit dem *marginalen Spalt* von dreigliedrigen kopiergefrästen (CELAY) und CAM/CAM gefertigten (LAVA, Fa. Espe, Neuss, D) In-Ceram-Brücken. In seinen Untersuchungen konnten bei beiden Systemen In-Ceram-Brücken mit einem marginalen Spalt von ca. 55 µm produziert werden.

FILSER [23] untersuchte ebenfalls den *marginalen Spalt* von dreigliedrigen CAM-gefertigten Zirkonoxid-Brücken (CERCON, Fa. Degu-Dent, Hanau, D) und stellte dabei Spaltbreiten von unter 80 µm fest.

Eigene Untersuchungen zu CAD/CAM-gefertigten dreigliedrigen In-Ceram-Zirconia-Brücken ergeben eine mittlere *vertikale marginale Diskrepanz* von 92 µm.

Anhand der nach HOLMES et al. [32] gefundenen geometrischen Abhängigkeiten möglicher Randkonfigurationen können die stark abweichenden Randspaltergebnisse der Vollkeramikbrücken in gewisser Weise auch erklärt werden (Abb. 2). Demnach ist

die von STIEGLBAUER [95] gewählte *absolute marginale Diskrepanz* grundsätzlich größer als die gemessene *vertikale marginale Diskrepanz* der vorliegenden Studie. Der *marginale Spalt* in den Untersuchungen von FILSER [23] und ABDIN-BEY [1] definiert sich durch die Strecke von der Präparationsgrenze bis zum Lot derselben auf die Restauration. Ist keine Extension oder eine Unterextension des Kronenrandes vorhanden, so ist der *marginale Spalt* aufgrund der geometrischen Gegebenheit grundsätzlich kleiner als die *vertikale marginale Diskrepanz* der eigenen Untersuchung. Nur im Falle einer Überextension verhält es sich umgekehrt (Abb. 2). Bei einer werkstoffkundlichen Untersuchung sollte jedoch eine Fehlpassung des Kronenrandes, insbesondere die durch Überextension, gar nicht erst entstehen, da eine solche Fehlpassung weniger dem Werkstoff, als vielmehr dem ausführenden Techniker zuzuschreiben ist. Eine Über- oder Unterextension des Kronenrandes wurde jedenfalls in den Arbeiten von FILSER und ABDIN-BEY auch nicht beschrieben.

Aufgrund der voneinander stark abweichenden Randspaltergebnisse zu den wiederum recht unterschiedlichen Vollkeramiksystemkombinationen und ihrer Versuchsanordnungen ist ein direkter Vergleich untereinander nur schwer möglich [5]. Allgemein kann jedoch behauptet werden, dass der aus den klinischen Erfahrungen festgelegte „gute Randschluss“ von 100 µm für Kronen und Brücken von den In-Ceram-Zirconia-Brücken unter der Versuchsanordnung dieser Studie erreicht wurde [42, 67, 101]. Die In-Ceram-Zirconia-Brücken als Vergleichsgröße für die Galvanobrücken zu verwenden ist somit gerechtfertigt.

6.3 Einfluss der Ausarbeitungsmethode auf den marginalen Randspalt

Die Schwachstelle der einteiligen Galvanobrücke bezüglich des Randspaltverhaltens befindet sich gemäß dieser Studie am Galvanogerüst. Obwohl die galvanokeramische Krone oder das Galvanoteleskop mit hoher Passgenauigkeit hergestellt werden kann, besitzen die Galvanobrücken aus der Versuchsreihe 2 im Vergleich zur In-Ceram-Zirconia-Brücke deutlich größere Randspalten.

Ergebnisse aus der Versuchsreihe 1 haben ergeben, dass die einteilige Galvanobrücke mit einem Randspalt von 40,75 µm hergestellt werden kann. Dieser Mittelwert wird aber nur dann erreicht, wenn vor der keramischen Verblendung der Randüberschuss zum Teil erhalten bleibt und erst nach der Verblendung vollständig entfernt wird. Dieses Vorgehen entspricht somit einem Nachbessern der Randspaltbreiten infolge der Dimensionsänderung nach der keramischen Brandführung. Von den gemessenen Randspaltbreiten befinden sich 43% der Spaltbreiten unter der 25-µm-Grenze, die KÖRBER [48] als bestmöglicher Bereich für Brücken im Gussverfahren ansieht. 76% der Werte liegen in dem von KAPPERT und ALTVATER [36] untersuchten Randspaltmaximum von < 50 µm für In-Ceram-Restaurationen mit der Schlickertechnik. Der aufgrund von klinischen Erfahrungen festgelegte „gute Randschluss“ von 100 µm wird in 90% der gemessenen Fälle erreicht [42, 67, 101]. Die klinisch tolerierbare Randspaltbreite von maximal 200 µm ist an keinem der acht Messpunkte von den zehn Galvanobrücken der Versuchsreihe 1 entstanden [52, 53, 58]. Aufgrund dieser guten Randspaltergebnisse muss das übliche Vorgehen zur Herstellung von Galvanogerüsten neu überdacht werden.

Wird dagegen vor der Verblendung der Randüberschuss bei der Gerüstausarbeitung wie in der Versuchsreihe 2 komplett entfernt, verschlechtern sich die Randspaltbreiten signifikant. Der errechnete Mittelwert liegt bei 114 µm. Damit sind diese Galvanobrücken im Vergleich zu CAD/CAM-gefertigten In-Ceram-Zirconia-Brücken ebenfalls signifikant schlechter. Bei mehr als 53% der gemessenen Werte befinden sich die Randspalten außerhalb der erstrebenswerten Randfugenbreite von unter 100 µm und 10% sogar außerhalb der klinisch tolerierbaren Grenze von 200 µm. Eine klinische Anwendung käme bei diesen Randspaltbreiten somit nicht in Frage.

Die erste wichtige Fragestellung, inwiefern die Ausarbeitungsmethode am Metallrand die Passgenauigkeit von keramisch verblendeten dreigliedrigen Galvanobrücken beeinflusst, konnte durch die Untersuchung zur vertikalen marginalen Diskrepanz beantwortet werden. Der zuvor geschilderte Randüberschuss an einer galvanisierten Oberfläche aufgrund des dreidimensionalen Wachsens der Feingoldschicht erweist sich im Falle der einteiligen Galvanobrücke als vorteilhaft. Dieser Überschuss entlang der

Präparationsgrenze kann auch nach der keramischen Verblendung zurückgenommen werden, um damit die Dimensionsänderung beim Aufschumpfen der keramischen Massen auf ein klinisch akzeptables Maß auszugleichen [42, 48, 67, 101].

6.4 Passgenauigkeit der Galvano- und In-Ceram-Zirconia-Brücken

Nach BIFFAR [5, 101] dürfen arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen aus Randspaltuntersuchungen nicht miteinander verglichen werden. Grund dafür ist die nicht beliebig steigerbare Auflösung der optischen Systeme bei sehr kleinen Spalten. Dadurch können asymmetrische Verteilungsformen entstehen, die nicht der Normalverteilung entsprechen und so die statistischen Tests verfälschen. Die asymmetrische Verteilungsform einer Randspaltuntersuchung ist umso stärker ausgeprägt, je genauer der Restaurationsrand dem Zahnstumpf anliegt. Das ist bei Betrachtung der Variationskoeffizienten aus den Versuchsreihen 1 bis 3 bereits vorauszusehen. Mit Zunahme der Randspaltbreite verringert sich nämlich auch die Standardabweichung. Die Messungen sind demnach umso genauer, je größer die Randspalten werden. Diese Tatsache kann durch den robusten parametrischen Test nach BONFERONI bei der Auswertung der Messpunkte bestätigt werden. Obwohl sich alle Versuchsreihen signifikant voneinander unterscheiden (Tab. 12), kann bei näherer Betrachtung der Messpunkte nicht in allen Fällen auch eine Signifikanz nachgewiesen werden (Tab. 13).

Um die Randspaltuntersuchungen dennoch miteinander vergleichen zu können, schlägt BIFFAR vor, die Verteilung der Messergebnisse in Form von deskriptiven Boxplots darzustellen. Dies soll auch bei der Untersuchung zur Dimensionsänderung der Testbrücken und damit zur Beantwortung der zweiten Fragestellung geschehen. Anhand der Betrachtung der gruppierten Messpunkte B1 bis 4 in der Sagittalen, d. h. in Richtung des Brückenverlaufs, soll die Dimensionsänderung der Testbrücken nach Fertigstellung verglichen und beurteilt werden. Dies ist beim Vergleich der Versuchsreihen 1 und 3 besonders deutlich. Die Messpunkte P3, P4, M1 und M2

unterschieden sich nicht signifikant voneinander, obwohl beide Versuchsreihen hochsignifikant unterschiedlich sind (Tab. 13).

Untersuchungen von KÖRBER [48] zum Randspaltverhalten von viergliedrigen Metallkeramikbrücken haben gezeigt, dass durch die Brennfolge eine geringe Kontraktion der Gesamtstruktur verursacht wird. Dadurch liegt nach Fertigstellung der Brücken die Randspaltbreite unter dem Brückenzwischenglied bei 28,5 μm und an den äußeren Messstellen der Pfeilerkronen bei etwa 2,5 μm . Diese physikalische Eigenschaft ist in der Festigkeitslehre beschrieben [65]. Aufgrund der WAK-Unterschiede zwischen Verblendkeramik und Brückengerüst, sowie der niedrigen Festigkeit bzw. des geringeren Widerstandsmomentes der grazen Galvanogerüste ist diese Dimensionsänderung bei den einteiligen Galvanobrücken deutlicher zu beobachten als im Vergleich zu den In-Ceram-Zirconia-Brücken (Abb. 23 bis 25).

Durch Vergleiche von Median und Interquartilabstand an den vier Approximalpunkten (B1 – B4) kann bei den Galvanobrücken aus den Versuchsreihen 1 und 2 eine Kontraktion der Gesamtstruktur beobachtet werden. Die Boxplot-Darstellung in den Abb. 23 und 24 zeigen eine gleiche charakteristische Verteilung der Messwerte beider Galvanobrückenserien trotz signifikanter Mittelwertunterschiede. Diese Dimensionsänderung ist demnach unabhängig von der Ausarbeitungsmethodik der Galvanogerüste, woraus resultiert, dass nur material- und konstruktionsspezifische Aspekte für die Dimensionsänderung verantwortlich sind.

Eine Kontraktion der Gesamtstruktur kann dagegen bei Versuchsreihe 3 so nicht beobachtet werden. Die Streuung der Messwerte um den Median ist hier beinahe identisch (Abb. 25). Die Tendenz zur Anhäufung von kleineren Spaltbreiten an den Messpunkten B1 und 4 ist bei den Zirconia-Brücken lediglich durch die Boxplot-Spannweiten zu erahnen.

Mit der Ausarbeitungsmethode gemäß Versuchsreihe 1 kann die material- und konstruktionsspezifische Kontraktion der Gesamtstruktur aus Metall und Keramik und

die damit verbundenen größeren Randspalten unter dem Zwischenglied der einteiligen Galvanobrücke messbar kompensiert werden. Das Ergebnis ist eine Reduzierung der mittleren Spaltbreite auf fast ein Drittel im Vergleich zur Versuchsreihe 2 (Abb. 21).

6.5 Einsatzfähigkeit der dreigliedrigen einteiligen Galvanobrücke

Aus den zehn Galvanotestbrücken der Versuchsreihe 1 besitzt jede eine mittlere Randspaltbreite von unter 75 μm . Von diesen zehn untersuchten Galvanobrücken sind mehr als 76% der Messwerte kleiner als 50 μm , nahezu 90% der Messwerte liegen unterhalb der anzustrebenden 100- μm -Grenze [42, 67, 101]. Insgesamt liegt der Randschluss der Versuchsreihe 1 in einem guten bis sehr guten Bereich bezogen auf die mit 200 μm zur Qualitätssicherung angegebenen Toleranzgrenze [52, 53, 58].

Die Mindestfestigkeitsanforderung entsprechend der maximalen Kaukraft wird von KÖRBER und LUDWIG [49] mit 298,9 N angegeben. Da die Keramik fernerhin einer statischen Ermüdung in Form von belastungs- bzw. speichelkorrosionsbedingter Alterung unterliegt, wird die Mindestbelastbarkeit von KAPPERT [39] und SCHWICKERATH [87] auf den doppelten Wert der maximalen Kaukraft angehoben. SIEBERT fordert sogar eine Druckbelastbarkeit von mindestens 1000 N für Brücken im Seitenzahnbereich. Diese Anforderungen werden nach Angaben von DICHTER [9] und SIEBOLD [92] von den Galvanobrücken mit einem einteiligen Galvanogerüst bei Druckfestigkeiten von 1172 N und 1466 N mehr als erfüllt.

Unterschiedliche Verfahren im Zusammenhang mit der Galvanotechnik führen zu unterschiedlichen Ergebnissen bei ungleich wirtschaftlichem und zeitlichem Aufwand. Im Hinblick auf eine praxisrelevante Patientenversorgung konnte der ursprünglich von SIEBOLD festgestellte hohe Herstellungsaufwand durch die Verwendung des GAMMAT-free-System vermieden werden. Ferner müssen durch den Einsatz von Gips und Wachs anstelle des Modellkunststoffs aus Polyurethan die Stumpfabstände infolge

der starken Polymerisationsschrumpfung nicht nachjustiert werden, was eine erhebliche Arbeitserleichterung bedeutet [33, 92].

Die Frage, welches auf dem Markt erhältliche Galvanosystem letztlich effizienter arbeitet, muss durch andere Studien beantwortet werden. Anhand der vorliegenden Untersuchung kann zumindest festgestellt werden, dass die Galvanobrücke mit einem einteiligen Gerüst bezüglich Passgenauigkeit und den oben geschilderten Druckfestigkeiten den In-Ceram-Brücken mindestens gleichzusetzen ist. Ihr klinischer Einsatz wäre demnach auch gerechtfertigt.

6.6 Schlussfolgerung und Ausblick

Abschließend kann bestätigt werden, dass die einteilige Galvanobrücke mit einem Randspalt von 40,75 μm hergestellt werden kann. Dazu wird ein Galvanogerüst mit einer Pfeilerkappenstärke von 250 μm und einem nach oben offenen C-Profil benötigt, welches als Brennträger für die Keramikmasse fungiert.

Die erreichbaren Randspaltbreiten der Galvanobrücken dieser Studie sind messbar besser als In-Ceram- oder CAD/CAM-Vollkeramibrücken [1, 23, 36, 95]. Verglichen mit konventionellen Metallkeramikbrücken liegen sie im mittleren Bereich der theoretisch machbaren Grenze von 25 bis 50 μm [13, 36, 48]. Diese Randspaltbreiten werden aber nur dann erreicht, wenn vor der keramischen Verblendung der Randüberschuss erhalten bleibt und erst nach der Verblendung vollständig entfernt wird.

Ein einteiliges Galvanogerüst zur Brückenherstellung zu verwenden, ist die wohl wahrscheinlich eleganteste Methode die Galvanotechnik mit der metallkeramischen Verblendung zu kombinieren. Es bleibt abzuwarten, ob noch andere Studien folgen, die sich mit dem Herstellungsverfahren von einteiligen Galvanobrücken befassen, um die Passgenauigkeit oder Druckfestigkeit zu erhöhen.

7 Zusammenfassung

Mit der Entwicklung eines cyanidfreien, ungiftigen Elektrolytbades Mitte der 80er Jahre des vorigen Jahrhunderts gefolgt von den ersten vollautomatisch arbeitenden Galvanisiergeräten für Dentallaboratorien war es möglich durch Galvanoformung Zahnersatz mit hoher Gewebeverträglichkeit, Passgenauigkeit und ästhetischem Anspruch herzustellen. Galvanokronen und Galvanoteleskope gehören zu den klassischen Indikationsbereichen der Galvanotechnik. Sie wurden lange Zeit in Bezug auf die Passgenauigkeit und Gewebsverträglichkeit sehr kritisch beurteilt. Konsequenterweise wird in diesem Zusammenhang auch die Frage nach der Passgenauigkeit von galvanokeramischen Brücken gestellt.

Die Ergebnisse lichtmikroskopischer Untersuchungen zum Randspaltverhalten zeigen, dass eine dreigliedrige Galvanobrücke aus einem einteiligen Galvanogerüst mit einer vertikalen marginalen Diskrepanz von 40,75 μm hergestellt werden kann. Diese Randspaltbreiten in der Größenordnung von Gussrestaurationen werden nur dann erreicht, wenn vor der keramischen Verblendung der Randüberschuss am Galvanogerüst erhalten bleibt und erst nach der Verblendung vollständig entfernt wird. Galvanogerüste, die ohne jeglichen Randüberschuss verblendet werden, erzielen dagegen einen Randspalt von 114,55 μm . Sie schneiden dabei schlechter ab als In-Ceram-Zirconia-Brücken (92,01 μm) und befinden sich außerhalb der als „guten Randschluss“ angesehenen 100- μm -Grenze.

Durch die deskriptive Zuordnung der Messwerte in der Sagittalen, kann eine Kontraktion der Gesamtstruktur aus Gerüstwerkstoff und Verblendkeramik beobachtet werden. Dieses Phänomen wirkt sich bei den massiv gestalteten Gerüsten der In-Ceram-Zirconia-Brücken weniger aus als bei den Galvanobrücken mit einem C-Tägerprofil. Es wird jedoch festgestellt, dass die Randausarbeitung der Galvanokeramik diese Kontraktion sehr gut kompensieren kann, was wiederum die Passgenauigkeit erheblich verbessert.

Eine sichere Aussage darüber, ob die einteilige Galvanobrücke in situ über einen gewissen Zeitraum Randschwächen oder nachteilige parodontale Folgen aufweist, kann durch diese Studie nicht gegeben werden. Hierzu müssen Langzeitstudien an genügend großen Patientenzahlen abgewartet werden.

8 Summary

This study evaluates the in vitro marginal fit of fully ceramic veneered galvanic bridges, which are compared with CAD/CAM (Cerec-inLab) edited Vita In-Ceram-Zirconia bridges, veneered with Vita VM7. 10 single unit galvanic frames are trimmed without leaving any ledges at the marginal rim and 10 frames still have their ledges before they are veneered (Gammat-free, Ecolyt 100, Elephant-Antagon). 10 Vita In-Ceram-Zirconia bridges are made to be used as quality grading for the galvanic bridges.

The average value of the vertical marginal discrepancy is 41 μm for the galvanic bridges, which still have their ledges before they are veneered. Those ledges are trimmed at the end of the manufacturing process. Galvanic bridges, that have no ledges at any processing stage, obtain mean value at 115 μm . This marginal gap is also significantly wider compared to In-Ceram-Zirconia bridges, which are measured at the mean value of 92 μm . Following all clinical and technical requirements, the precision of the vertical marginal fit of ceramic veneered galvanic bridges with a single unit galvanic frame is more than two times better than the precision of Vita In-Ceram-Zirconia bridges. All of the analysed marginal gaps are well within the 200- μm -limit. 90% are also well within the limit of 100 μm , which is usually required for proper performance.

Bridges with single unit galvanic frames veneered by customary ceramic represent an interesting alternative to other metal-ceramic and galvanic-ceramic restorations of posterior teeth. The precise fit of those bridges is related to the work procedure that can be trained to a certain extent.

Literaturverzeichnis

- 1 **Abdin-Bey, S.**
Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme
Med. Diss., München [2003]
- 2 **Arnetzl, G.**
Vollkeramiksysteme – Material, Verarbeitung, Auswahl
ZMK 7-8, 24-26 [1998]
- 3 **Axmann, D.; Pröbster, L.; Weber, H.**
Vollkeramische Kronen und Brücken auf Basis industriell vorgefertigter
Gerüstkeramiken
Quintessenz Zahntech 12, 1307-1316 [2002]
- 4 **Baumann M. A.; Groß J.**
Herstellung keramischer Inlays im Kopierfräsverfahren
Phillip J 11, 209-217 [1994]
- 5 **Biffar, R**
Zur Auswertung von Randspaltmessungen an festsitzendem Zahnersatz.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 523–525 [1991]
- 6 **Claus, H.**
Werkstoffliche Grundlagen der Dentalkeramik
Dent Labor 28, 1743-1750 [1980]
- 7 **Claus, H.**
Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer
Gerüste für Kronen und Brücken
Quintessenz Zahntech 16, 35 [1990]
- 8 **Demmel, H.-J.**
Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer
Kronen
Dtsch Zahnärztl Z 26, 700-705 [1971]
- 9 **Dichter, M.**
Belastbarkeitsuntersuchung von einteiligen Galvano- und In-Ceram-Zirconia-
Brücken bei unterschiedlicher Pfeilerlagerung
Studienarbeit FU–Berlin [2005]
- 10 **Dietrichs, G.; Rosenhain, P.**
Galvanoforming – Bio-Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde
Verlag Neuer Merkur, München [1995]
- 11 **Donath, K.; Roth, K.**
Histologisch morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen
Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen
Z Stomatol 84, 53-73 [1987]
- 12 **Dorn, F.; Bader, F.**
Physik – Mittelstufe

- Schroedel, Würzburg [1991]
- 13 **Dreyer-Jorgensen, K.**
Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren
Dtsch Zahnärztl Z 13, 461-469 [1958]
- 14 **Düsterhus, Th**
Untersuchungen über den zervikalen Randschluss von Gusskronen an
extrahierten überkronen Zähnen
Med. Diss., Münster [1980]
- 15 **Eichner, K.**
Der Kronenrand und das marginale Parodontium aus klinischer Sicht
Dtsch Zahnärztl Z 24, 741-750 [1969]
- 16 **Eichner, K.**
Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik
Hanser, München [1979]
- 17 **Eichner, K.**
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 und 2
Hüthig, Heidelberg [1987]
- 18 **Eichner, K.; Kappert, H. F.**
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Dentothek Studium und Praxis, Heidelberg [2000]
- 19 **Elephant Dental B.V. – Antagon/Gebrauchsanleitung –**
Verlengde Lageweg 10
1628 PM Hoorn, Niederlande
- 20 **Erdmann, H.P.**
Untersuchung über den marginalen Randschluss von Band- und Hülsenkronen
an extrahierten überkronen Zähnen
Med. Diss., Münster [1972]
- 21 **Fahrmeir, F.**
Statistik – 3. Auflage
Springer-Verlag, Berlin [2001]
- 22 **Fercho, V.**
Abformmethode zur Herstellung von Replika bei infragingival gelegenen
Restorationen.
Med. Diss., Köln [1994]
- 23 **Filser, F.**
Zuverlässiger Zahnersatz mit dem Cercon-System
Collegium Implant, Zürich [2002]
- 24 **Fischer, J.; Schmid, M.; Kappert, H.F.; Strub, J.R.**
Gefügeausbildung der dentalkeramischen Kernmasse In-Ceram und thermische
Dehnung ihrer Einzelkomponenten
Dtsch Zahnärztl Z 46, 461-463 [1991]
- 25 **Gadau, C.**
Die Angußtechnik zur Herstellung von Galvanobrücken

- dental labor 4, 667-672 [1996]
- 26 **Gaida, B.**
Abscheiden von Metall mit äußerer Stromquelle
In: Leuze, H.: Praktische Galvanotechnik. 4. Auflage
Eugen Leuze Verlag, Saulgau [1988]
- 27 **Göbel, R.; Welker, D.; Hilpert, M.**
Ergebnisse zum Verbund Galvanogold-Keramik und Galvanogold-Kunststoff
Quintessenz Zahntech 2, 192-198 [2003]
- 28 **Gramm Technik**
GAMMAT free – Bedienungshandbuch Stand 01.09.2000
Gramm GmbH, Tiefenbronn-Mühlhausen [2000]
- 29 **Grineisen, K.**
In-Ceram-Brücken in Abhängigkeit von der Gestaltung des Zwischenglieds und
der Brenntemperatur
Med Diss, Berlin [1997]
- 30 **Grüninger, A.; Hugo, B.; Stassinakis, A.; Hotz, P.**
Das Celay-System: Herstellung und Anwendungsbereiche von im
Kopierschleifverfahren hergestellten keramischen In- und Onlays
Schweiz Monatsschr Zahnmed 106, 127-135 [1996]
- 31 **Hohmann, A.; Hielscher, W.**
Zahntechnik in Frage und Antwort
Verlag Neuer Merkur, München [1995]
- 32 **Holmes, J. R. et al.**
Considerations in measurement for marginal fit
J Prosth Dent 62, 405 [1989]
- 33 **Horn, V.; Kappert, H. F.**
Festigkeit von dreigliedrigen Galvanobrücken im Seitenzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 47, 597-599 [1992]
- 34 **Hüls, A.; Wenzel, U.; Kerl, S**
Metallfreier Zahnersatz aus Infiltrationskeramik
Quintessenz Zahntech 22, 565-582 [1996]
- 35 **Jander, G.**
Lehrbuch der analytischen und präparativen anorganischen Chemie
S. Hirzel Verlag, Stuttgart [1995]
- 36 **Kappert H. F.; Altvater, A.**
Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-
Ceram-Kronen und -Brücken
Dtsch Zahnärztl Z 46, 151-153 [1991]
- 37 **Kappert, H. F.**
Zur Festigkeit von Dentalkeramiken
Zahnärztl Mitt 93, 802-806 [2003]
- 38 **Kappert, H. F.; Gadau, C.**
Herstellung und Festigkeit von Galvanobrücken

- dental labor 5, 879 -885 [2001]
- 39 **Kappert, H. F.; Knode, H.**
In-Ceram auf dem Prüfstand
Quintessenz Zahntech 16, 980-1002 [1990]
- 40 **Kappert, H.F.; Krah, M.**
Keramiken – eine Übersicht –
Quintessenz Zahntech 27, 668-704 [2001]
- 41 **Kern, M.; Pröbster, L.**
Who is who in der Vollkeramik: Von Vorurteilen Abschied nehmen – Keramik kann
so hart wie Stein sein.
DZW-ZahnTechnik 04, 8-15 [2002]
- 42 **Kerschbaum, T.**
Randschluss von Kronen aus dem Ausland
Zahnärztl Mittl 19, 44 – 46 [2001]
- 43 **Kielhorn, J.; Prabhakar, V.**
Kombination von Zirkonoxidkeramik und Galvanoforming
Quintessenz 7, 735-742 [2003]
- 44 **Kimmel, K.**
Dentallegierungen im Widerstreit der Meinungen
ZWR 6, 269-275 [2003]
- 45 **Klaus, G.**
Die Entwicklung der Galvanobrücke (Teil I und II).
Quintessenz Zahntech 14, 1109 und 1229 [1988]
- 46 **Klaus, G.**
Galvanotechnik. Elektroformung, die Alternative zur Gusstechnik
Quintessenz Zahntech 14, 556 [1988]
- 47 **Klett, R.; Hornig, W.**
Die galvanische Kronenhülse
Dtsch Zahnärztl Z 42, 614-617 [1987]
- 48 **Körber, K.**
Wie genau kann heute der metallische Kronenrand sein?
ZMK 5, 278 – 290 [2004]
- 49 **Körber, K.; Ludwig, K.**
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen
dental labor 31, 55 [1983]
- 50 **Lehmann, K. L.; Hellwig, E.**
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde
7. Auflage
Urban & Schwarzenberg, München [1983]
- 51 **Lehmann, K. M.**
Abformmaterialien, Abformmethoden und Modellherstellung für Kronen und
Brücken

- Zahnärztl Welt 96, 914-917 [1987]
- 52 **Lenz, Lenz, P.; Körber, K. H.**
Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen
Zahnärztl Welt 69, 440-445 [1968]
- 53 **Luthardt, R.**
Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz
Spitta Verlag, Balingen [2005]
- 54 **Maier, H. R.**
Leitfaden technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik
Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, Aachen [1991]
- 55 **Martin, N.; Jedyakiewicz, N. M.**
Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review
Dent Mater 15, 54-61 [1999]
- 56 **Marx, R.**
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung
und Bruchzähigkeit
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 [1993]
- 57 **Marxkors, R.**
Kriterien für die zahnärztliche Prothetik, in: Studienbuch des Projektes
Qualitätssicherung in der Zahnmedizin Definitionsphase
Würzburg [1988]
- 58 **Marxkors, R.**
Der Randschluss der Gusskronen
Dtsch Zahnärztl Z 35, 913 – 915 [1980]
- 59 **McLean, J. W.**
Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik
Quintessenz, Berlin [1978]
- 60 **Meier, M.; Spiekermann, H.**
Einfluss unterschiedl. Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit
vollkeramischer Molarenkronen
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 [1995]
- 61 **Meiners, H.**
Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde
Band 3, 376-389
Hanser, München [1987]
- 62 **Mendle, R.**
Die Herstellung von Galvanobrücken im Eingalvanisierverfahren
dental labor 8, 1217 – 1220 [2000]
- 63 **Menne, R.**
Die Galvanobrücke in Verbindung mit der Angusstechnik
Quintess Zahntech 15, 1057 [1989]
- 64 **Mörmann, W. H.; Brandestini, M.; Lutz, F.; Barbakow, K.**
Chairside computer aided direct ceramic inlays

- Quintessence Int 20, 329-339 [1989]
- 65 **Müller, K.**
Festigkeitslehre
Vogel Buchverlag, Würzburg [2000]
- 66 **Müller, K.– H.; Kreye, H.**
Abhängigkeit der Eigenspannung von der Mikrostruktur
In: Deutsche Gesellschaft für Galvano- und Oberflächentechnik (Hrsg.) 7. Ulmer
Gespräch 1986: Galvanoformung – Fortschritte und neue Anwendungsgebiete
Eugen, G. Leuze Verlag, Saulgau [1986]
- 67 **Müller, N.; Pröschel, P.**
Kronenrand und parodontale Reaktion
Dtsch Zahnärztl Z 49, 30 [1994]
- 68 **Otto, T.; De Nisco, S.**
Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study
of Cerec CAD/CAM inlays and onlays
Int J Prosthodont 15, 122-128 [2002]
- 69 **Pröbster, L.**
Compressive strenght of two modern all-ceramic crowns
Int Journal Prosthodont 5, 409 [1992]
- 70 **Pröbster, L.**
Metallfreie Keramikbrücken – eine Standortbestimmung
Phillip Journal 6, 271- 278 [1993]
- 71 **Pröbster, L.; Groten, M.; Girthofer, S .**
Vollkeramische Restaurationen mit Celay Teil 1
Quintessenz 46, 1041-1049 [1995]
- 72 **Pröbster, L.; Groten, M.; Girthofer, S .**
Vollkeramische Restaurationen mit Celay Teil 2
Quintessenz 46, 1165-1174 [1995]
- 73 **Rehberg, R. H.**
Der Kronenrand. Exakter Randschluss, was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 [1971]
- 74 **Reichert, K.**
Aus den Anfängen der Galvanotechnik
Galvanotechnik 01, 70-92
Eugen G. Leuze Verlag, Bad Saulgau [2002]
- 75 **Reiss, B., Walther, W.**
Ereignisanalyse und klinische Langzeitergebnisse mit Cerec-Keramikinlays
Dtsch Zahnärztl Z 53, 65-68 [1998]
- 76 **Renggli, H.; Vrijhoef, M.; Spanauf, A.**
Galvanoplastische Verarbeitung, eine neue Ära in der restaurativen
Zahnheilkunde
Dent Labor 33, 1655-1657 [1985]

- 77 **Reuling, N.; Siebert, G. K.**
Keramische Werkstoffe –
Entwicklungsstand und Bedeutung in der restaurativen Zahnheilkunde
Zahnärztliche Welt 96, 1139-1146 [1987]
- 78 **Richter, B.**
Werkstoffkunde – 2. korrigierte und erweiterte Auflage
Philipps-Universität, Marburg [1999]
- 79 **Riedling, W., Kappert, H. F:**
Die Belastbarkeit von Hi-Ceram Vollkeramikbrücken
Quintessenz 9, 1493 – 1498 [1987]
- 80 **Rinke, S.; Markgraf, G.; Jahn, L.; Hüls, A.**
Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten
(Celay/In-Ceram)
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495 [1994]
- 81 **Sachs, L.**
Statistische Methoden - 5. Auflage
Springer, Berlin [1982]
- 82 **Sassen, H. von**
Passgenauigkeit von Kronen bei definierter Präparationsgrenze
Dtsch Zahnärztl Z 33, 726 – 732 [1978]
- 83 **Schmidt, A.; Walter, M.; Böning, K.**
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin
Quintessenz 49, 1111-1122 [1998]
- 84 **Schwickerath, H.**
Die keramisch verblendete Galvanokrone
Quintessenz Zahntechn 14, 1147-1151 [1988]
- 85 **Schwickerath, H.**
Kaukraft – Kaudruck – Belastbarkeit
Dtsch Zahnärztl Z 31, 680 [1976]
- 86 **Schwickerath, H.**
Zur Beurteilung der Belastbarkeit von metallkeramischen Restaurationen
Zahnärztl Welt 98, 434 [1989]
- 87 **Schwickerath, H.**
Vollkeramische Brückengerüste aus Kern- oder Hartkernmassen
dental labor 9, 1081 – 1083 [1988]
- 88 **Schwickerath, H.; Coca, I.**
Einzelkronen aus Glaskeramik
Philipp J 4, 338 [1987]
- 89 **Setz, J.; Diedrichs, G.**
Galvanotechnik zur Herstellung von Zahnersatz
Stellungnahme der DGZMK, V 1.1 Stand Nov. 2002
- 90 **Sieber, C.; Thiel, N.**
Lichtoptische Möglichkeit von Spinell/Luminaries

- Quintessenz Zahntech 20,1041-1051 [1994]
- 91 **Siebert, G. K.**
Stellungnahme an der FU-Berlin
Feb. 1996
- 92 **Siebold, M.**
Die Entwicklung einer dreigliedrigen Galvanobrücke und die Untersuchung der Belastbarkeit in vitro
Med. Diss., Greifswald [1999]
- 93 **SIRONA Dental Systems GmbH – Verarbeitungsanleitung**
Fabrikstraße 31
64625 Bensheim
- 94 **Spiekermann, H.**
Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken
Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 [1986]
- 95 **Stieglbauer, C.**
Lichtmikroskopische Passungsanalyse von vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme
Med. Diss., München [2005]
- 96 **Strietzel, R.**
Der Metall-Keramik –Verbund
Quintessenz Zahntech 12, 1412-1421 [2002]
- 97 **Tinschert, J.**
Fracture resistance of FPDs made with different core ceramics
Int Journal of Prosthodontics 14, 233 -234 [2001]
- 98 **Tinschert, J.; Schimmang, A.; Fischer, H.; Marx, R.**
Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 [1999]
- 99 **Uhlig, C.**
Entwicklung eines Sulcusfluid-Flow-Modells zum Vergleich von Abformmaterialien und Techniken unter standardisierten Bedingungen.
Med. Diss., Münster [1998]
- 100 **Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG – Verarbeitungsanleitung**
Postfach 1338
D-79704 Bad Säckingen
- 101 **Walther, W.; Heners, M.**
Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde – Anspruch und Wirklichkeit
Hüthig Verlag, Heidelberg [1995]
- 102 **Walther, W.; Reiß, B.; Toutenburg, H.**
Longitudinale Ereignisanalyse von Cerec-Einlagefüllungen
Dtsch Zahnärztl Z 49, 914-917 [1994]
- 103 **Weber, H.**
Neue Technologien in der zahnärztlichen Prothetik
Dtsch Zahnärztl Z 44, 817 [1989]

-
- 104 **Weber, H.; Geis-Gerstorfer, J.; Simonis, A.; Diehl, J.; Frank, G.**
Voll- und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet
Zahnärztl Mitt 77, 2416 [1987]
- 105 **Wenxu, Z.**
Druckfestigkeit- und Passgenauigkeitsuntersuchungen von Galvanokronen in
Abhängigkeit von der Präparationsform und von den verschiedenen Keramiken
Med. Diss., Berlin [1996]
- 106 **Wichmann, M., Borchers, L.**
Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer
3-D-Koordinatenmeßmaschine (Teil 2)
Dtsch Zahnärztl Z 47, 88-91 [1992]
- 107 **Windecker, D.; Ohle, K.**
Einfluß des Herstellungsverfahrens auf den Randschluß von Metallkronen
Dtsch Zahnärztl Z 26, 706-715 [1971]
- 108 **Wirz, J.; Hoffmann, A.**
Galvanoprothetik
Quintessenz, Berlin [1999]
- 109 **Wöstmann, B., Hufnagel, A.**
Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der
Randschlussgenauigkeit in vivo
Dtsch Zahnärztl Z 52, 272 – 274 [1997]

10 ANHANG

**Messprotokolle zur Randspaltuntersuchung
Mittelwertdarstellung der Messpunkte
Bruchfestigkeit der Testbrücken [9]**

10.1 Messprotokolle zur Randspaltuntersuchung

Versuchsreihe 1	P1	P2	P3	P4	M1	M2	M3	M4	\bar{x}
Brücke 1	12,88	6,44	22,54	3,22	94,99	28,98	35,42	9,66	26,77
Brücke 2	28,98	40,25	104,65	152,95	98,21	120,75	62,79	38,64	80,90
Brücke 3	35,42	70,84	164,22	101,43	25,76	66,01	6,44	28,98	62,39
Brücke 4	24,15	4,83	146,51	41,86	114,31	17,71	17,71	12,88	47,50
Brücke 5	17,71	33,81	45,08	19,32	106,26	96,6	75,67	56,35	56,35
Brücke 6	28,98	9,66	9,66	24,15	22,54	17,71	4,83	3,22	15,09
Brücke 7	14,49	24,15	69,23	17,71	35,42	17,71	38,64	14,49	28,98
Brücke 8	6,44	37,03	80,5	46,69	11,27	11,27	48,3	4,83	30,79
Brücke 9	28,98	8,05	14,49	40,25	37,03	25,76	14,49	0	21,13
Brücke 10	40,25	24,15	43,47	49,91	37,03	48,3	51,52	6,44	37,63
\bar{x}	23,83	25,92	70,04	49,75	58,28	45,08	35,58	17,55	

Tabelle 14: Ergebnisse zur Randspaltmessung der Versuchsreihe 1

Versuchsreihe 2	P1	P2	P3	P4	M1	M2	M3	M4	\bar{x}
Brücke 1	70,84	93,38	215,74	159,39	151,34	202,86	170,66	77,28	142,69
Brücke 2	54,74	51,52	104,65	135,24	223,79	228,62	173,88	165,83	142,28
Brücke 3	107,87	115,92	162,61	227,01	151,34	230,23	96,6	119,14	151,34
Brücke 4	119,14	48,3	46,69	103,04	51,52	135,24	46,69	28,98	72,45
Brücke 5	96,6	61,18	162,61	217,35	152,95	201,25	144,9	75,67	139,06
Brücke 6	43,74	80,5	103,04	41,86	88,55	93,38	78,89	61,18	73,89
Brücke 7	167,44	133,63	185,15	146,51	41,86	186,76	24,15	114,31	124,98
Brücke 8	82,11	72,45	101,43	136,8	222,18	162,61	152,95	188,37	139,86
Brücke 9	56,35	27,37	85,33	133,63	75,67	114,31	46,69	56,35	74,46
Brücke 10	85,33	45,08	56,35	148,12	61,18	90,16	88,55	101,43	84,53
\bar{x}	88,42	72,93	122,36	144,90	122,04	164,54	102,40	98,85	

Tabelle 15: Ergebnisse zur Randspaltmessung der Versuchsreihe 2

Versuchsreihe 3	P1	P2	P3	P4	M1	M2	M3	M4	\bar{x}
Brücke 1	123,97	57,96	115,92	85,33	53,13	12,88	48,3	99,82	74,66
Brücke 2	85,33	59,57	140,07	83,72	70,84	53,13	70,84	61,18	78,09
Brücke 3	173,88	235,06	199,64	98,21	99,82	98,21	207,69	82,11	149,33
Brücke 4	103,04	43,47	106,26	119,14	141,68	96,6	64,4	51,52	90,76
Brücke 5	61,18	83,72	115,92	38,64	61,18	90,16	86,94	86,94	78,09
Brücke 6	61,18	74,06	257,6	119,14	138,46	83,72	215,74	109,48	132,42
Brücke 7	99,82	112,7	64,4	67,62	48,3	80,5	61,18	96,6	78,89
Brücke 8	54,74	45,08	28,98	99,82	64,4	112,7	103,04	41,86	68,83
Brücke 9	48,3	77,28	83,72	93,38	45,08	67,62	83,72	135,24	79,29
Brücke 10	90,16	80,5	96,6	54,74	99,82	90,16	80,5	125,58	89,76
\bar{x}	90,16	86,94	120,91	85,97	82,27	78,57	102,24	89,03	

Tabelle 16: Ergebnisse zur Randspaltmessung der Versuchsreihe 3

10.2 Mittelwertdarstellung der Messpunkte

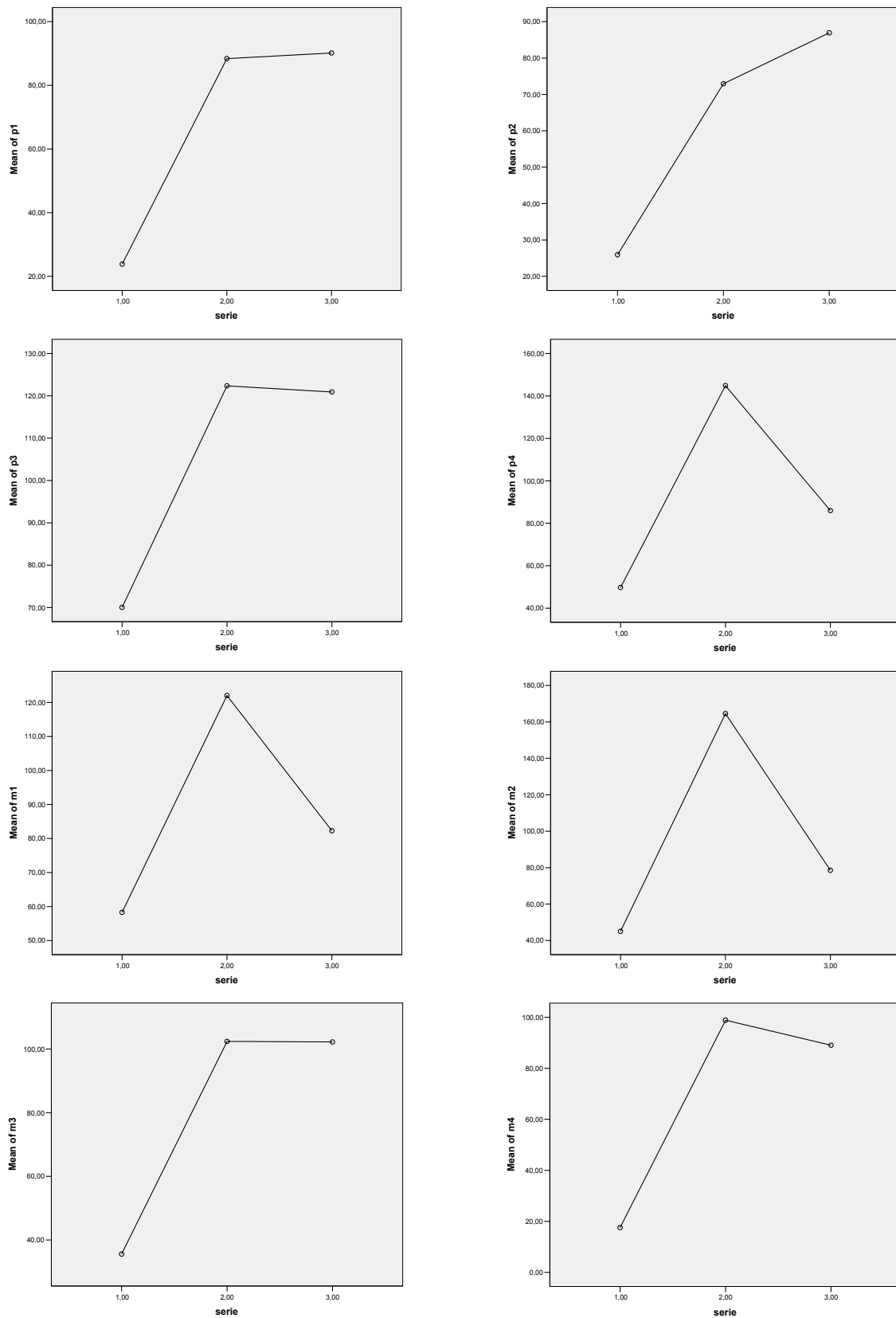


Abb. 28: Grafische Darstellung der Mittelwerte der Messpunkte P und M (1 – 4)

10.3 Bruchfestigkeit der Galvano- und In-Ceram-Brücken [9]

Parameter: Werkstoff : Galvanobrücke der Versuchsreihe 1
 Lagerungsart : freibeweglich
 Stützweite : 20,5 mm
 Prüfgeschwindigkeit : 1 mm/min
 Kraftabfall : 30%

Ergebnisse:

Legende	Nr	F-max N	L-F max mm
■	1	513,7	0,30
■	2	524,4	0,17
■	3	394,6	0,19
■	4	672,9	0,21
■	5	485,8	0,17
■	6	428,6	0,14
■	7	454,9	0,17
■	8	453,1	0,19
■	9	423,9	0,17
■	10	461,7	0,17

Statistik:

Serie n = 10	F-max N	L-F max mm
\bar{x}	481,4	0,19
s	78,3	0,04
v	16,26	22,97

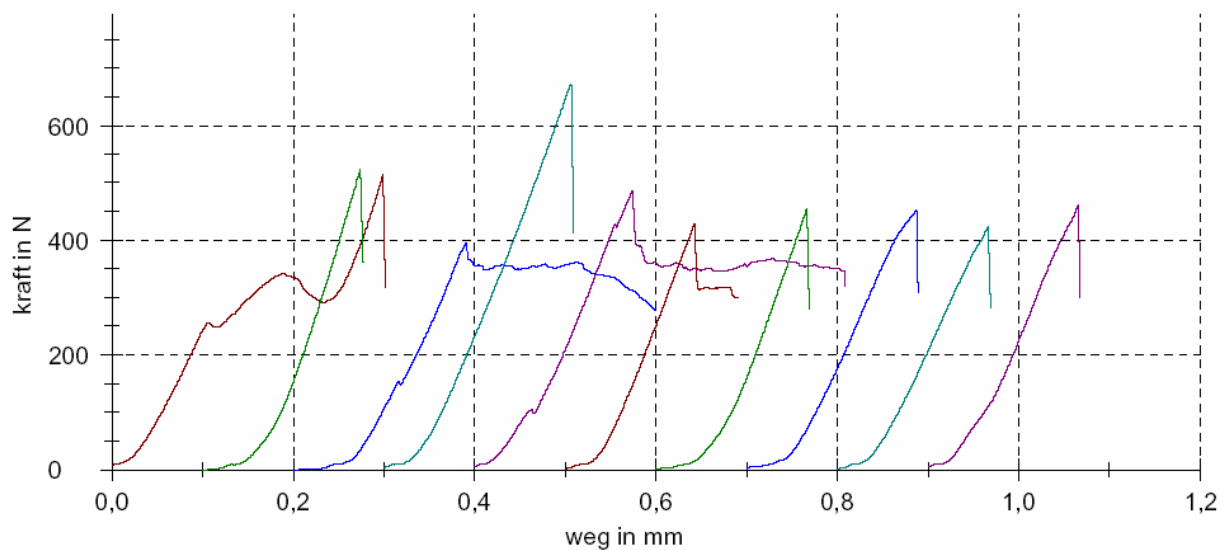












Abb. 29: Bruchfestigkeit der Galvano-Brücken unter freier Pfeilerlagerung [9]

Parameter: Werkstoff : Galvanobrücke der Versuchsreihe 2
 Lagerungsart : starr
 Stützweite : 20,5 mm
 Prüfgeschwindigkeit : 1 mm/min
 Kraftabfall : 30%

Ergebnisse:

Legende	Nr	F-max N	L-F max mm
	1	986,9	0,56
	2	1298,9	0,97
	3	1387,2	0,68
	4	1319,0	0,74
	5	1057,7	0,62
	6	1410,0	0,74
	7	1166,7	0,67
	8	947,7	0,66
	9	1243,3	0,73
	10	907,6	0,65

Statistik:

Serie n = 10	F-max N	L-F max mm
x	1172,5	0,70
s	186,6	0,11
v	15,91	15,84

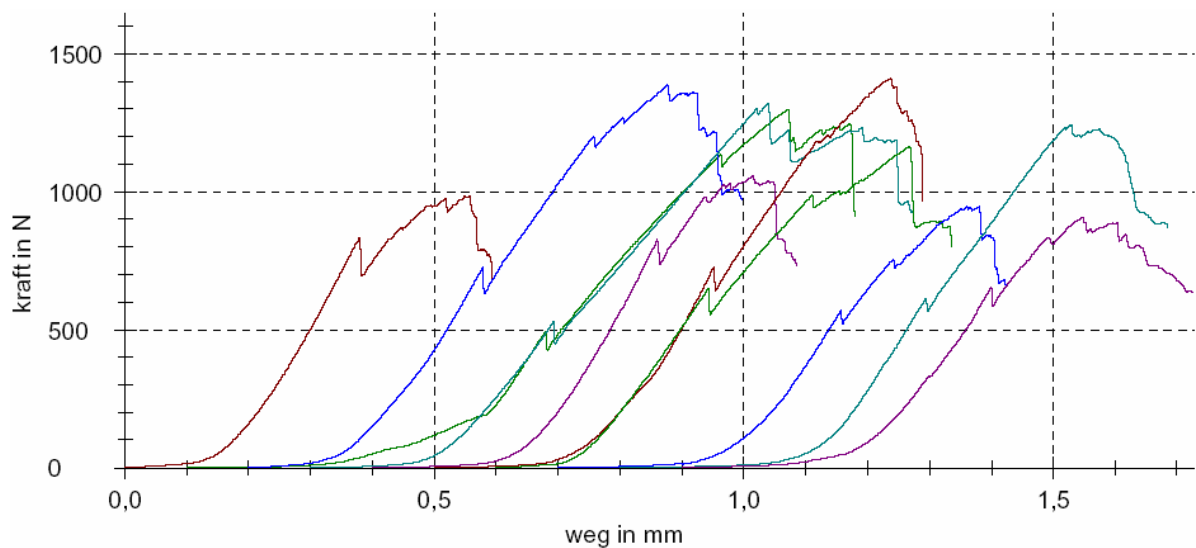


Abb. 30: Bruchfestigkeit der Galvanobrücken unter starrer Pfeilerlagerung [9]

Parameter: Werkstoff : In-Ceram-Brücke der Versuchsreihe 3
 Lagerungsart : freibeweglich
 Stützweite : 20,5 mm
 Prüfungsgeschwindigkeit : 1 mm/min
 Kraftabfall : 30%

Ergebnisse:

Legende	Nr	F-max N	L-F max mm
█	1	1383,9	0,34
█	2	1005,6	0,24
█	3	860,9	0,21
█	4	1093,3	0,28
█	5	1265,0	0,29

Statistik:

Serie n = 5	F-max N	L-F max mm
x	1121,7	0,27
s	207,1	0,05
v	18,46	17,71

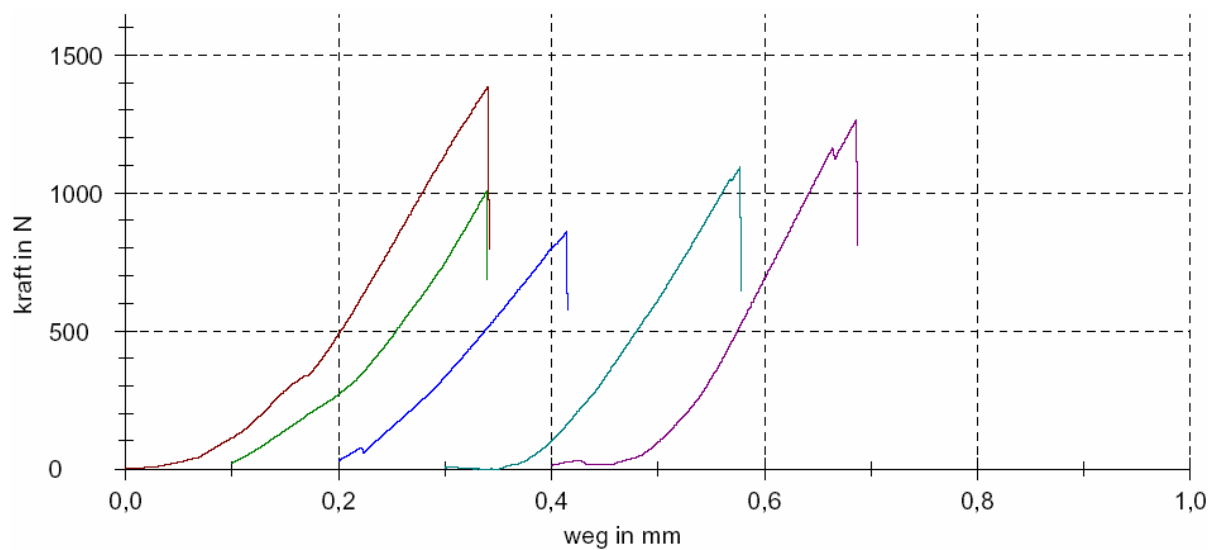


Abb. 31: Bruchfestigkeit der In-Ceram-Zirconia-Brücken unter freier Pfeilerlagerung [9]

Parameter: Werkstoff : In-Ceram-Brücke der Versuchsreihe 3
 Lagerungsart : starr
 Stützweite : 20,5 mm
 Prüfungsgeschwindigkeit : 1 mm/min
 Kraftabfall : 30%

Ergebnisse:

Legende	Nr	F-max N	L-F max mm
█	1	1219,3	0,69
█	2	756,7	0,58
█	3	1390,8	0,68
█	4	972,5	0,52
█	5	1045,1	0,54

Statistik:

Serie n = 5	F-max N	L-F max mm
x	1076,9	0,60
s	241,5	0,08
v	22,43	13,03

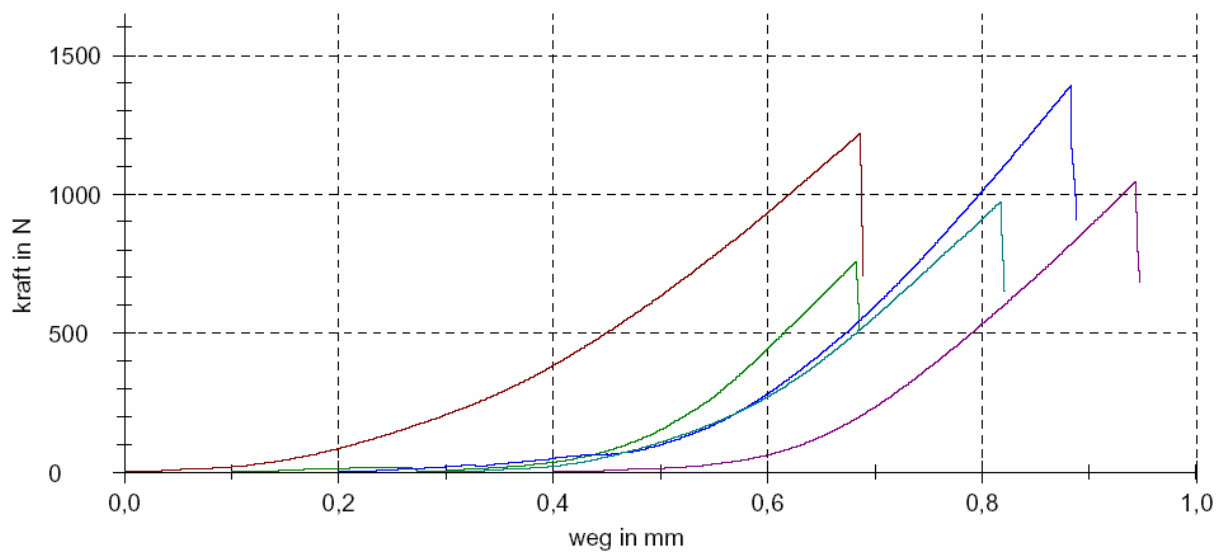


Abb. 31: Bruchfestigkeit der In-Ceram-Zirconia-Brücken unter starrer Pfeilerlagerung [9]

Danksagung

Herrn Prof. Dr. K.-P. Lange danke ich für die Anregung zu diesem Thema und für seine freundliche Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Den Mitarbeitern der Abteilung für Zahnärztliche Werkstoffkunde und insbesondere Herrn Dr. W.-D. Müller und Frau A. Bölling danke ich herzlich für die stete Hilfsbereitschaft und konstruktive Zusammenarbeit.

Mein Dank gebührt auch Herrn K. Rassinger von der Firma Gramm für die überaus großzügige Bereitstellung der Materialien und Gerätschaften.

Ebenso bin ich Herrn P. Schwarz von der Firma Gramm zum Dank verpflichtet, der mich in das mir bis zu dieser Zeit fremde Fachgebiet der Galvanotechnik eingeführt hat.

Der Firma Vita danke ich herzlich für die kostenlose Zurverfügungstellung der Materialien.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Frau X. Siegert vom Dentallabor Müller für ihre Hilfe bei der keramischen Verblendung der Galvanogerüste. Für die Unterstützung bei der Herstellung der In-Ceram-Brücken sowie die Bereitstellung des CAD-Bilmaterials danke ich Herrn T. Simke vom Dentallabor Bregler recht herzlich.

Herrn B. Vaske vom Institut für Biometrie der Medizinischen Hochschule Hannover danke ich für hilfreiche Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Messergebnisse.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, die immer hinter mir gestanden hat, insbesondere aber meiner Frau, für ihr Verständnis, dass ich ihr nicht immer meine uneingeschränkte Aufmerksamkeit während der Schwangerschaft zukommen lassen konnte.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

Braunschweig, 26.10.2006

Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Peter Blume, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

**In-vitro-Untersuchung zum Randspaltverhalten von dreigliedrigen Galvano-
brücken aus einem einteiligen Galvanogerüst in Abhängigkeit von der
Ausarbeitung des Metallrandes im direkten Vergleich mit dreigliedrigen Brücken
aus In-Ceram-Zirconia**

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt,
ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter geschrieben und auch in Teilen keine Kopien
anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Braunschweig, 26.10.2006

Datum

Unterschrift