

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar  
(Direktor: Prof. Dr. Matthias Hannig)

**In-vitro-Untersuchungen zum Randschlussverhalten  
von vollkeramischen Doppelinlays in Klasse-II-Kavitäten  
nach thermo-mechanischer Belastung**

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde  
der Medizinischen Fakultät*

der  
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2018

**vorgelegt von: Jens Martin Winkel**

geb. am 21.06.1977 in Trier

Tag der Promotion:

Dekan: Univ.-Professor Dr. Michael D. Menger

1. Berichterstatter: Univ.-Professor Dr. Matthias Hannig

2. Berichterstatter:

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Zusammenfassung/Summary</b>	<b>5</b>
1.1 Zusammenfassung	5
1.2 Summary	6
<b>2. Einleitung und Fragestellung</b>	<b>9</b>
2.1 Einführung in das Thema	9
2.1.1 Doppelinlay	10
2.1.2 Historische Entwicklung keramischer Werkstoffe	13
2.1.3 Keramiksysteme	14
Fragestellung	19
<b>3. Material und Methoden</b>	<b>21</b>
3.1 Material	21
3.1.1 Zahnauswahl	21
3.1.2 Definition der Versuchsgruppen	21
3.1.3 Keramische Werkstoffe	21
3.1.4 Befestigungsmaterial	23
3.1.5 Abformmaterial	25
3.1.6 Modellmaterialien	26
3.1.7 Trägerwerkstoff	26
3.2 Methode	26
3.2.1 Einteilung der Zähne	26
3.2.2 Präparation	27
3.2.3 Abformung der Präparation	27
3.2.4 Modellherstellung	28
3.2.5 Herstellung der Inlays	28
3.2.6 Eingliederung der Inlays	30
3.2.7 Thermo-mechanische Wechselbelastung der Zähne	34
3.2.8 Herstellung der Replikamodelle	34
3.2.9 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	35
3.2.10 Statistische Auswertung	37
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>38</b>
4.1 Randschlussverhalten der Versuchsgruppen vor und nach thermo-mechanischer Belastung	38
4.1.1 Versuchsgruppe 1	38
4.1.2 Versuchsgruppe 2	39
4.1.3 Versuchsgruppe 3	40
4.2 Vergleich des Randschlussverhaltens der Versuchsgruppen	42

---

4.2.1 Komposit/Zahn	43
4.2.2 Komposit/Inlay	44
4.2.3 Komposit/Okklusalinlay	44
4.2.4 Komposit/Basisinlay	45
4.2.5 GIZ/Zahn	46
4.2.6 GIZ/Inlay	47
4.2.7 Alle Kontaktflächen mit Komposit	48
4.2.8 Alle Kontaktflächen mit GIZ	49
<b>5. Diskussion</b>	<b>51</b>
5.1 Vergleich der Konzepte: vollkeramische versus konventionelle Doppelinlay-Technik	51
5.1.1 Indikation	51
5.1.2 Werkstoffe	52
5.2 Material und Versuchsdurchführung	52
5.2.1 Keramik	52
5.2.2 Befestigungsmaterialien	54
5.2.3 Präparationsform	57
5.2.4 Vorbehandlung der Zähne	58
5.3 Versuchsaufbau	59
5.3.1 Thermocycling	59
5.3.2 Kausimulation	61
5.3.3 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	61
5.4 Randspaltanalyse	62
5.5 Ergebnisse	63
5.5.1 Randschlussverhalten der Versuchsgruppen vor und nach thermo-mechanischer Belastung	63
5.5.2 Vergleich des Randschlussverhaltens der Versuchsgruppen	66
<b>6. Schlussfolgerung</b>	<b>76</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b>	<b>78</b>
<b>8. Danksagung</b>	<b>85</b>

# 1. Zusammenfassung/Summary

## 1.1 Zusammenfassung

In den letzten Jahren stieg die Zahl der Patienten mit ästhetisch hohen Ansprüchen an ihre Zahnrestorationen stark an. Ein Großteil der Patienten erwartet auch im Seitenzahnbereich nicht sichtbare, zahnfarbene Restaurationen. Bei Defekten mit Präparationsgrenzen apikal der Schmelz-Zement-Grenze, wie sie im klinischen Alltag häufig vorkommen, ist es nach dem heutigen Wissensstand nicht immer möglich, eine keramische Restauration lege artis adhäsiv zu befestigen.

Die vorliegende In-vitro-Studie untersucht eine Therapietechnik zur Rekonstruktion derartiger Defekte mittels horizontal geteilter vollkeramischer Doppelinlays, die damit den Wunsch der Patienten nach einer ästhetischen, langlebigen und biokompatiblen Restauration erfüllen.

Dabei wurden an extrahierten Zähnen Klasse-II-Kavitäten mit Präparationsgrenzen unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze angelegt. Diese wurden anschließend mit vollkeramischen Doppelinlays versorgt. Der cervikale Inlay-Teil, das Basisinlay, wurde dabei mit Glasionomerzement befestigt, der koronale Inlay-Teil, das Okklusalinlay, wurde mit Panavia™ F 2.0 oder Dual Cement® adhäsiv eingesetzt. Dabei wurden sowohl für das Basis- als auch das Okklusalinlay verschiedene handelsübliche Keramiken verwendet und miteinander kombiniert. Zielstellung war zunächst, zu überprüfen, ob sich das denkbare vollkeramische Doppelinlay praktisch umsetzen lässt und ob es ausreichende Stabilität bietet. Dazu wurde das Randschlussverhalten dieser Doppelinlays im Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Überprüft wurde, ob thermo-mechanische Belastung zu statistisch signifikanten Veränderungen im Randschlussverhalten an den Grenzflächen führt. Weiterhin wurde untersucht, ob bei diesen Veränderungen des Randschlussverhaltens signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Keramiken der Basisinlays sowie den adhäsiven Klebern des Okklusalinlays auftreten. Es konnte gezeigt werden, dass es an allen Grenzflächen zu statistisch signifikanten Veränderungen im Randschlussverhalten durch thermo-mechanische Belastung kommt. Die Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen (unterschiedliche Keramiken der Basisinlays sowie den Komposit-Klebern) waren hingegen nur an einer Grenzfläche (Komposit/Inlay) signifikant ( $p < 0,05$ ).

Dennoch zeigt das Boxplot-Whisker-Diagramm deutlich erkennbare Unterschiede sowohl zwischen den verschiedenen Grenzflächen innerhalb einer Versuchsgruppe als auch beim

Vergleich der vier Versuchsgruppen: Bei allen Versuchsgruppen gibt es im Bereich der adhäsiv befestigten Okklusalinlays weniger Randspaltlänge als in Arealen der konventionell zementierten Basisinlays.

Der Gruppenvergleich zeigt: Dual Cement® hat ein besseres Randschlussverhalten als Panavia™ F 2.0. Die Verwendung von ICE® Zirkonoxid als Basisinlay führt gegenüber Empress® Esthetic und Empress II® nach thermo-mechanischer Belastung zu einer deutlich besseren Randqualität. Der Stabilisierungseffekt ist sowohl im Bereich des Basisinlays als auch an der marginalen Adaptation der Okklusalinlays zu beobachten.

Mit 90,6% suffizientem Randschluss im Bereich der Okklusalinlays werden die Ergebnisse von vergleichbaren Studien zu adhäsiv eingesetzten Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten erreicht. Im Bereich der Basisinlays liegen die Ergebnisse mit 76% spaltfreier Ränder auf dem Niveau von etch-and-rinse-Systemen im Dentin und sind vergleichbar mit dem Randschlussverhalten von Goldgussinlays.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass vollkeramische Doppelinlays in Klasse-II-Kavitäten, deren proximale Präparationsgrenzen subgingival und unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze liegen, zu einem suffizienten Randschlussverhalten führen. Die Vorteile der konventionellen Zementierung im cervikalen, nicht schmelzbegrenzten Bereich einer Klasse-II-Kavität werden mit der bestmöglichen Stabilisierung des Zahnes im koronalen Bereich durch einen adhäsiven Klebeverbund kombiniert.

## **1.2 Summary**

In recent years, the number of patients with high aesthetic demands for dental restoration has increased. The majority of patients also expect tooth-colored restorations in the non-visible areas of the posterior teeth. It is not always possible, per the current state of knowledge, to adhesively bond state-of-the-art ceramic restoration in cases where there are defects with the preparation margins apical to the cementsoenamel junction, as is seen frequently on a day-to-day basis in clinics.

This in vitro study investigates a therapy procedure for the restoration of such defects by means of horizontally placed all-ceramic double-inlays. This procedure fulfills the patients' desire for an aesthetic, long-living, and biocompatible restoration.

In this procedure, class II cavities with preparation margins beyond the cementsoenamel junction were prepared in extracted teeth. These were subsequently restored with all-ceramic double-inlays. The cervical inlay piece, or basis inlay, was attached at the same time with glass

ionomer cement, and the crown inlay piece, the occlusal inlay, was adhesively inserted with Panavia™ F 2.0 or Dual Cement®. Various standard ceramics were also used and combined for both the basis and occlusal inlays.

The goal was first of all to check whether the proposed double-inlay could be implemented, and whether it offered sufficient stability.

To this end, the marginal behavior of these double-inlays were studied with a scanning electron microscope.

It was examined whether thermo-mechanical stress would lead to statistically significant changes in the marginal behavior of the boundary surfaces. It was further investigated whether these changes in the marginal behavior resulted in significant differences between the various ceramics of the basis inlays, as well as between the adhesive bonding of the occlusal inlays. It could be shown that on all boundary surfaces significant changes in the marginal behavior arose due to the thermo-mechanical stress. In contrast, the differences between the test groups (assorted ceramics for the basis inlays as well as dental composite resins) were only significant on the boundary surface (composite/inlay) ( $p < 0.05$ ).

Nevertheless, the box-and-whisker plot shows clearly discernable differences in both the various boundary surfaces inside a test group, as well as in the comparison of the four test groups: the lengths of marginal gaps in the adhesively bonded occlusal inlays in all test groups were shorter as compared to those of conventional cemented basis inlays.

The comparison of the groups showed the following: Dual Cement® had better marginal behavior than Panavia™ F 2.0. The use of ICE® zirconia as a basis inlay led to visibly better margin quality under thermo-mechanical strain, as compared to Empress® Esthetic and Empress II®. The stabilizing effect was observable in the area of basis inlays as well as in the marginal adaptation of occlusal inlays.

With 90.6% sufficient margins in the area of occlusal inlays, the results attain those of comparable studies dealing with adhesively inserted ceramic inlays in class II cavities. In the area of basis inlays, the result of 76% gap-free margins was on the level of etch-and-rinse systems in dentin and is comparable to the marginal behavior of gold inlays.

The results of this study show that all-ceramic double-inlays in class II cavities, whose approximal subgingival preparation margins were located beyond the cemento-enamel junction, lead to satisfactory marginal behavior. The advantages of conventional cementing in cervical,

non-restricted dentinal areas of class II cavities were combined with the best possible stabilizing of the tooth in the area of the crown through an adhesively luted composite.



## **2. Einleitung und Fragestellung**

### ***2.1 Einführung in das Thema***

Stetig steigt der Anspruch an das Erscheinungsbild der Menschen in unserer Gesellschaft. Die Forderungen nach Ästhetik, Funktionalität, Belastbarkeit und Langzeitstabilität zahnärztlicher Restaurationen prägen die Therapieplanung des Zahnarztes. Selbst im Seitenzahnggebiet werden nicht-zahnfarbene Werkstoffe immer weniger akzeptiert. Zudem führen Diskussionen über die Biokompatibilität dentaler Restaurationsmaterialien schon seit Jahren zu intensiver Forschung im Bereich metallfreier Werkstoffe (Meier et al. 1995). Damit rückt der vollkeramische Zahnersatz immer mehr in den Vordergrund. Er entspricht hohen ästhetischen Ansprüchen und ist biologisch inert. Die extraorale Herstellung im Artikulator ermöglicht präzise Funktionalität. Seitenzahnversorgungen mit Keramikinlays weisen mit einer 10-Jahres-Überlebensrate von 97% eine sehr gute Langzeitstabilität auf (Fuzzi, Rappelli 1998).

Häufig stellt sich bei der Behandlung von Patienten die Aufgabe, ausgedehnte Klasse-II-Kavitäten versorgen zu müssen, deren proximale Defektgrenzen apikal der Schmelz-Zement-Grenze liegen. Eine Situation, die sich in der klinischen Praxis häufig z. B. nach der Entfernung insuffizienter Füllungen oder bei der Therapie profunder Karies ergibt.

Bei der Planung des Zahnersatzes soll dem zeitgemäßen Wunsch nach ästhetischer, substanzschonender und materialgerechter Vorgehensweise Rechnung getragen werden.

Der Aspekt der Substanzschonung verlangt nach einer Versorgung mittels Adhäsivtechnik zur Stabilisierung der verbliebenen Zahnhartsubstanz im Bereich des okklusalen Isthmus. Im Hinblick auf die Defektgröße scheint die Wahl eines keramischen Inlays naheliegend, womit auch der Forderung nach einer ästhetischen Restauration entsprochen wird. Häufig kommt jedoch die cerviko- proximale Präparationsgrenze subgingival zu liegen. Dies erschwert das Anlegen des Kofferdams zur Erreichung absoluter Trockenheit, eine zwingende Voraussetzung bei der Adhäsivtechnik. Ferner wird die Schmelz-Zement-Grenze überschritten. Abgesehen von technischen Applikationsproblemen beim adhäsiven Einsetzen an den subgingivalen Kavitätenrändern, besteht das Problem des nicht prognostizierbaren Verbundes zwischen Dentin und dem Adhäsivsystem am proximalen Kastenboden (Dietschi und Spreafico 1997, Mehl 1996, 1998). Sowohl inter- als auch intraindividuelle Unterschiede in der Beschaffenheit der Dentinstruktur (Goldberg et al. 2011, Mamaladze und Ustiashvili 2010) erlauben keine Vorhersage über die Verbundfestigkeit und damit die Randdichtigkeit der Res-

tauration (Shabka und Khalaf, 1995). Zudem reduziert die Kontamination des Dentins mit Speichel, Sulcusflüssigkeit oder Blut die Verbundfestigkeit zum Adhäsiv. Damit ist die Versorgung mit einem Keramikinlay, welche auf die Adhäsivtechnik angewiesen ist, kontraindiziert. Ein materialgerechtes Vorgehen lässt sich bei diesem Defekt nicht realisieren.

Auch eine mit Adhäsivtechnik einhergehende Kompositfüllung ist in dieser klinischen Situation häufig nicht vertretbar, hinzu kommen Schwierigkeiten bei der Modellation der approximalen Kontaktpunkte bei ausgedehnten Defekten.

Als weitere Versorgungsmöglichkeit kommt eine Goldgussrestauration in Betracht. Ein konventionell zementiertes Inlay stabilisiert jedoch nicht die Zahnhartsubstanz im okklusalen Bereich und führt mitunter zum Ermüdungsbruch einzelner Höcker. Um ausreichende Stabilität zu erlangen, müssten die Höcker überkuppelt und der Zahn für die Aufnahme einer Metallteilkrone präpariert werden. Der Wunsch nach materialgerechtem Vorgehen und ausreichender Stabilität geht mit dem Verzicht auf ästhetische Interessen sowie defektorientierter Therapie einher und entspricht somit nicht der Vorstellung einer zeitgemäßen Behandlung.

Stellt sich der Patient eine zumindest ästhetisch ansprechende Versorgung vor, bleibt nur die Kronenpräparation mit erheblichem Substanzverlust. Hier besteht auch bei vollkeramischer Versorgung die Möglichkeit der konventionellen Zementierung, sofern eine Krone mit einem Gerüst aus Oxidkeramik zum Einsatz kommt. Auch die Präparation der Vollkrone entspricht nicht dem Wunsch nach Schonung der Zahnhartsubstanz.

### **2.1.1 Doppelinlay**

Hannig und Schmeiser entwickelten 1994 eine Technologie, die die Versorgung tiefer Klasse-II-Kavitäten erlaubt und optimierten sie 1995 zur ästhetischen Seitenzahnrestauration. Beschrieben wird ein Doppelinlay bestehend aus einem cervikalen Basisinlay aus Gold und einem Okklusalinlay aus Keramik. Das Basisinlay wird konventionell zementiert, während das Okklusalinlay adhäsiv befestigt wird. Das Basisinlay bedeckt die cerviko-approximale Kavität sowie den Boden des okklusalen Isthmus. Der Rest der Kavität sowie alle schmelzbegrenzten Areale bleiben unbedeckt. Der okklusale Bereich der Kavität wird von dem Keramikinlay bedeckt.

Die Präparation entspricht weitgehend dem Vorgehen bei Keramikinlays. Jedoch wird im dentinbegrenzten, cervico-approximalen Areal ein Federrand angelegt, um eine präzise Passung der Metallbasis zu gewährleisten. Im Bereich der approximalen Kavitäten werden vertikale Retentionsrillen zum Schutz gegen seitlich wirkende Kräfte sowie zum sicheren Positio-

nieren während des Zementierens angelegt. Im Bereich der Zentralfissur beträgt die Kavitätentiefe mindestens 2,5 mm.

Nach Herstellung der Inlays wird für einen adhäsiven Verbund zwischen Gold und Keramik die Oberfläche des Goldinlays im Bereich des okklusalen Isthmus vorbehandelt: durch tribochemische Silanisierung oder durch Aufbrennen eines metallkeramischen Opaquers, welcher durch Flusssäure konditioniert und anschließend silanisiert wird. Zunächst wird das Basisinlay mit einem Feinpartikel-Zink-Phosphat-Zement eingesetzt. Anschließend erfolgt die adhäsive Befestigung des Okklusalinlays.

Die konventionelle Zementierung des Basisinlays ermöglicht die Versorgung von Kavitäten, deren proximale Präparationsgrenzen subgingival und apikal der Schmelz-Zement-Grenze liegen. Die etablierte Versorgungsform des Goldgussinlays ermöglicht durch Kombination mit dem keramischen Okklusalinlay eine zahnfarbene Seitenzahnrestauration. Die Anwendung der Adhäsivtechnik ist auf den gut kontrollierbaren, schmelzbegrenzten Bereich des Okklusalinlays begrenzt. Sie ermöglicht die Schonung von Zahnhartsubstanz und gewährleistet maximale Stabilität.

Mit dem Doppelinlay entwickelten Hannig und Schmeiser eine Technik zur materialgerechten, substanzschonenden sowie ästhetisch ansprechenden Versorgung tiefer Klasse-II-Defekte.

Dailey et al. beschrieben 2001 eine modifizierte Doppelinlay-Technik. Sie reagierten dabei auf den Aspekt der starken Substanzreduktion im Bereich des okklusalen Kastens. Eine Präparationstiefe von 2,5 mm ist notwendig, um die Mindestschichtstärke der beiden Inlays einzuhalten. Deshalb modifizierten sie die Doppelinlay-Technik, um sowohl die Präparationstiefe als auch die Frakturgefahr zu reduzieren.

Die Metallbasis erstreckt sich nicht mehr über den okklusalen Kastenboden, sondern bedeckt ausschließlich den cervikalen Bereich des proximalen Kastens. Weiterhin verzichten Dailey et al. auf proximale Retentionsrillen. Diese Modifikationen sollen den Verlust von Zahnhartsubstanz reduzieren. Um eine präzise Positionierung beim Zementieren zu gewährleisten und Retention zu erlangen, werden am proximalen Kastenboden eine Vertiefung 1,5-2 mm parallel zum Pulpencavum sowie eine Slotbohrung von 0,7 mm präpariert. Das Basisinlay unterschreitet nicht das supragingivale Niveau, um die notwendigen Voraussetzungen für den adhäsiven Verbund zum Keramikinlay zu schaffen. Das okklusale Areal des Basisinlays wird mit Metallkeramik-Opaquer überbrannt. Neben der Funktion als Haftvermittler zum Adhäsiv soll der Opaquer das Durchschimmern und Verschatten der dunklen Goldbasis verhindern.

Das okklusale Keramikinlay bedeckt, wie bereits bei Hannig und Schmeiser dargestellt, die okklusale Kavität und wird adhäsiv befestigt.

### **Das vollkeramische Doppelinlay**

Die Weiterentwicklung dentaler Keramiken mit zunehmend besseren Werkstoffeigenschaften vergrößerte das Indikationsspektrum keramischer Rekonstruktionen in den letzten Jahren. Insbesondere die Entwicklung von Zirkonoxid-Keramiken ermöglicht konventionelles Zementieren vollkeramischer Restaurationen. Zudem führt der zunehmende Anspruch der Patienten an Ästhetik und Biokompatibilität zu vermehrter Nachfrage nach vollkeramischem Zahnersatz.

Als konsequente Fortsetzung und Werkstoffalternative zur Doppelinlay-Technik nach Hannig und Schmeiser wurde in dieser Studie eine Modifikation des etablierten Verfahrens durch ein konventionell zementiertes, keramisches Basisinlay untersucht.

Das Okklusalinlay wurde unverändert aus einer ästhetisch ansprechenden, transluzenten Keramik hergestellt, die mit ihrem adhäsiven Verbund eine Schonung der Zahnhartsubstanz zulässt und den Zahn stabilisiert (Jensen et al. 1987, Morin et al. 1988). Hier kam wegen ihrer ausgezeichneten Ästhetik in Verbindung mit relativ guten mechanischen Eigenschaften die Empress® Esthetic Keramik (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zum Einsatz. Die Wahl des Basismaterials fiel auf Zirkonoxid aufgrund der hohen mechanischen Belastbarkeit und der Möglichkeit des konventionellen Zementierens. Mit dieser Werkstoffkombination konnte den allgemeingültigen Forderungen nach Präparationsform, Materialschichtstärke und Zementierungsform entsprochen werden.

Der Einsatz von mäßig transluzenter Zirkonoxidkeramik führt zu einer geringen Durchleuchtung, die den Zahn natürlicher aussehen lässt. Ein ästhetischer Vorteil gegenüber Gold, welches opak ist und den Zahn durch Verschattung dunkel erscheinen lässt. Zudem ist auch im approximalen Bereich kein Gold sichtbar. Ein weiterer Vorteil besteht in der Vermeidung der, wenn auch seltenen, Allergieproblematik bezüglich Goldlegierungen und lokal toxischen Reaktionen.

Durch die ausgeprägte Opazität erreicht die Oxidkeramik nicht das ästhetische Niveau anderer Keramiken. Aufgrund der Forderung nach einer sowohl funktionell als auch ästhetisch optimalen Versorgung sollten neben dieser Kombination Versuchsreihen mit Empress® II und Empress® Esthetic Keramik (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) als Basis untersucht werden. Auch hier wurde das Basisinlay konventionell zementiert, da die Präparationsgrenze subgingival und unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze zu liegen kam, gleichwohl dies nicht

den Empfehlungen des Herstellers entspricht. Entscheidend für diese Vorgehensweise war der Aspekt, dass das Okklusalinlay die geforderte Schichtstärke von mindestens 1,5 mm aufwies und adhäsiv befestigt wurde. Durch den adhäsiven Verbund werden die Biegebelastbarkeit und die Bruchfestigkeit der Restauration erhöht und der durch Druck ausgelöste Stress gesenkt. Es ist davon auszugehen, dass das Okklusalinlay den Zahn stabilisiert und die Kaulast weitgehend aufnimmt, sodass nur ein geringer Teil der einwirkenden Kräfte auf dem Basisinlay lastet.

### **2.1.2 Historische Entwicklung keramischer Werkstoffe**

Der Wunsch nach ästhetischem, zahnfarbenem Zahnersatz führte bis ins 19. Jahrhundert zu Konstruktionen aus Elfenbein von Nilpferd und Walross, Knochen und Zähnen von Rind oder Pferd und vor allem auch Menschenzähnen, die mit Gold als Befestigungsmaterial in der Mundhöhle verankert wurden. Sie waren funktionell völlig unbrauchbar und dienten nur der Ästhetik. Übelster Mundgeruch, starke Geschmacksbeeinträchtigungen und Infektionen stellten sich schon nach kurzer Tragezeit ein.

Die Insuffizienz der oben beschriebenen Prothesen erklärt das Bestreben, die neue Materialgruppe der Silikatwerkstoffe als Zahnersatz heranzuziehen. Zusammen mit Glasurmaterialien stellte Porzellan die Grundlage für die Entwicklung der dentalen Keramiken dar.

Die Geschichte dentaler Keramiken beginnt im 18. Jahrhundert mit dem Begründer der modernen Zahnheilkunde, Pierre Fauchard (1678-1761) – eine Entwicklung, die einige Tausend Jahre vor Christi ihren Anfang nahm.

Fauchard versuchte 1728, glasartiges Email auf Gold- und Kupferplatten aufzubrennen, und der französische Apotheker Duchâteau ließ 1774 eine ganze Prothese aus Porzellan fertigen. Ab Mitte des 19. Jahrhunderts begann in England und in den USA die industrielle Produktion von Keramikzähnen, die mit der Einführung von Hartkautschuk als Prothesenbasis bald die Versorgung breiter Bevölkerungsschichten mit Zahnprothesen ermöglichte. Etwa zeitgleich mit der Gründung erster Zahnfabriken in Deutschland um 1900 wurden in Detroit von C. H. Land die ersten keramischen Jacketkronen hergestellt und erfreuten sich in den dreißiger Jahren großer Beliebtheit. Erste Bemühungen Fauchards, Metalle mit Keramik zu verblenden, wurden in dieser Epoche wieder aufgegriffen. Größte Hürde war die Diskrepanz der Wärmeausdehnungskoeffizienten der Werkstoffe und machte den Verbund am ehesten auf schwer herstellbaren Platin-Iridium-Gerüsten möglich. Erste marktfähige Systeme entstanden 1962. Heute erstreckt sich die Palette aufbrennbarer Legierungen auf alle Dentallegierungsgruppen.

Das von der Dentist Supply Company USA und der Zahnfabrik Wienand 1949 eingeführte Vakuum-Brennverfahren optimierte die physikalischen Eigenschaften konfektionierter Keramikzähne und verbesserte die Möglichkeiten der Form- und Farbgestaltung, was eine Sortimentbildung ermöglichte.

Indikationseinschränkend bei vollkeramischen Restaurationen war die geringe mechanische Belastbarkeit. Bestrebungen von McLean und Hughes nach bruchfesteren Materialien führten erstmals 1965 zu der Empfehlung, Keramik mit Aluminiumoxidkristallen zu verstärken, was in Materialien wie Vitadur N, Hi-Ceram, In-Ceram umgesetzt wurde. Weitere Kristallverstärkungen durch Leuzit (Duceram, Empress), Glimmer (Dicor), Doppeloxyd Kristalle (Spinelle) oder Zirkonoxide folgten und finden z.T. noch heute Anwendung.

Die traditionellen dentalkeramischen Massen leiten sich zwar vom Porzellan ab, sind inzwischen bezüglich ihrer Zusammensetzung jedoch deutlich von diesem unterschieden. Ihre Hauptbestandteile sind Feldspat (vor allem Kalifeldspat) und Quarz, während Kaolin, die wichtigste Komponente der Porzellane, nur in geringen Konzentrationen oder gar nicht vorhanden ist (Cesar und Ernst 1991).

**Tabelle 1: Zusammensetzung der Keramiken in Gewichtsprozent**

	Feldspat	Quarz	Kaolin
Dentalkeramik	60 – 80%	15 – 25%	0 – 5%
Porzellan	13 – 30%	20 – 30 %	40 – 70%

Die Bezeichnung „Porzellan“ für künstliche silikatische Zähne, Kronen (Jacketkronen) und metallkeramische Verblendungen ist daher nicht gerechtfertigt (Cesar und Ernst 1991).

### 2.1.3 Keramiksyste~~m~~e

Allgemein kann man Dentalkeramiken nach ihrer chemischen Zusammensetzung sowie ihrer Verarbeitungstechnik wie folgt klassifizieren:

#### 2.1.3.1 Silikatkeramiken

##### **Feldspatkeramik**

Feldspatkeramiken sind traditionelle Dentalkeramiken, die sich vom konventionellen Porzellan durch die unterschiedliche Zusammensetzung der Ausgangsstoffe wie Quarz, Feldspat und Kaolin unterscheiden. Ein erhöhter Feldspatanteil (Kalifeldspat, Natronfeldspat) führt zur Verbesserung der Formfestigkeit (Viskosität) während des Sinterprozesses. Zusätze von Metalloxiden beeinflussen die Farbgebung, Karbonate und Phosphate verändern die Schmelz-

temperatur und Leuzit beeinflusst den thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Marxkors und Meiners 2001).

Dazu gehören die gebräuchlichen Verblendkeramikmassen und die Jacketkronenmassen. Als Feinstrukturkeramik mit Partikelgrößen von nur 4 µm findet die Feldspatkeramik heute ihren Einsatz als Verblendmasse sowohl für Metallkeramik (Vita VM 13) als auch für Gerüste aus Oxidkeramiken (Vita VM 9) sowie im CAD/CAM-Bereich als Fräsrohling (Vitablocs).

### **Glaskeramik**

Glaskeramiken sind Silikatkeramiken neuer Generation, bei denen eine amorphe Struktur durch einen kontrollierten Prozess teilweise auskristallisiert wird. Dadurch wird der Anteil der Glasmatrix zugunsten kristalliner Anteile reduziert und die Keramik stabilisiert. Prinzipiell gilt: Je mehr Kristalle vorhanden sind, umso stabiler ist die Keramik. Eine Erklärung hierfür ist die Vergrößerung der mittleren Weglänge entstehender Risse und damit verbunden die Erzeugung größerer Oberflächen, was letztlich mit einem erhöhten Energieaufwand während der Rissfortpflanzung einhergeht (Kunzelmann et al. 2006).

### **Gegossene Glaskeramik**

Bei diesem Verfahren wird ein Glasrohling im Lost-Wax-Verfahren gegossen und anschließend in einem Spezialofen keramisiert. Während dieses Brandes findet ein gesteuertes Kristallwachstum statt, und das Glas verliert seine Transparenz, während die Festigkeit erhöht wird. Die Keramikrestauration erscheint weiß mit hoher Transluzenz und kann zur besseren Farbgebung bemalt und mehrfach gebrannt werden (z. B. Dicor®, Dentsply, Dreieich, Deutschland). Mit dieser Oberflächenbemalung lässt sich keine Farbwirkung aus tiefer liegenden Schichten erreichen. Um eine bessere Ästhetik zu realisieren, ist es auch möglich, die Keramik zurückzuschleifen und mit Feldspatkeramikmassen zu verblenden (Campbell 1990). Bei Dicor® handelt es sich um ein Kalium-Magnesium-Silikatglas, aus dem sich während des Keramisierungsprozesses Phlogophitkristalle, sogenannte Glimmerkristalle, bilden (Adair und Grossman 1984). Diese Keramik wurde im Vorfeld zwar vielseitig untersucht, zeigte jedoch eine erhöhte Frakturanfälligkeit und wird heute aufgrund der hohen Misserfolgsrate nicht mehr verwendet. Milleding et al. (1995) beschreiben neben der Frakturgefahr weitere Komplikationen bei der Versorgung mit Keramikinlays.

### **Gepresste Glaskeramik**

Bei dieser Technik wird nach Wachsmodellation, Einbettung und Wachsausbrennung ein bei 1050 °C (Maltechnik) oder 1080 °C (Schichttechnik) geschmolzenes Keramikpellet mit 3,5 bar Druck in einem speziellen Keramikpressofen mit pneumatischer Druckvorrichtung unter

Vakuum in eine Hohlform eingepresst (IPS Empress®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Durch das Heißpressen können Porositäten weitgehend vermieden werden. Zur ästhetischen Vollendung der in Dentinfarbe gepressten Objekte kommt bei Inlays und Teilkronen eine spezielle Maltechnik zur Anwendung. Für Restaurationen im Frontzahnbereich ist es aus Gründen der Ästhetik empfehlenswerter, ein gepresstes Restaurationskäppchen bzw. eine mittels Schleifkörper reduzierte Restauration mit keramischen Massen zu beschichten, zumal weitere Brennvorgänge die Materialstabilität erhöhen (Dong et al. 1992).

### 2.1.3.2 Glasinfiltrierte Oxidkeramik

Durch Schlickertechnik oder Weißkörperfräsung wird das Gerüst glasinfiltrierter Oxidkeramik hergestellt. In beiden Fällen erfolgt eine Festigkeitssteigerung des porösen Sinterprodukts durch Infiltration von Lanthanglas. Dadurch werden die Poren in der Keramik aufgefüllt und der Werkstoff verdichtet. Es erfolgt keine Sinterschrumpfung. Anschließend wird das Gerüst mit Aufbrennkeramik verblendet. Das Gerüst sollte immer vollständig von Verblendkeramik bedeckt sein, um eine Spannungsrisskorrosion durch Kontakt mit Wasser in der Glasphase des Gerüsts zu vermeiden.

#### **Schlickertechnik**

Bei der Schlickertechnik wird Aluminiumoxid-Schlicker in wässriger Suspension auf einen feuerfesten Stumpf aufgetragen und die Modellation eines Kronen- oder Brückengerüsts vorgenommen. Im Keramikofen wird das Objekt bei ca. 1120 °C 8 Stunden porös gesintert (Vita In-Ceram-System).

#### **Frästechnik**

Vorgesinterte, industriell gefertigte In-Ceram-Keramikblöcke werden für das CAD/CAM-Fräsverfahren mit Cerec, inLab, DCS, Digident und für das Celay-Kopierschleifverfahren geliefert. Durch die vorgesinterten Keramikrohlinge werden Verarbeitungsfehler verringert, es liegen definierte, reproduzierbare Eigenschaften vor (In-Ceram-Spinell, -Alumina und -Zirkonia). Durch die homogenere Gefügestruktur weisen die Keramikgerüste im Vergleich zu geschlickerten Gerüsten neben den besseren mechanischen Eigenschaften eine höhere Transluzenz auf.

#### **Weitere Verfahren**

Sonderstellungen bezüglich des Herstellungsverfahrens nehmen das Wolceram-System (digitales Schlickern von Käppchen) und CeHa White ECS System (elektrophoretische Abscheidung von Keramik) ein.



### 2.1.3.3 Oxidkeramiken

Oxidkeramiken sind einphasige, polykristalline, keramische Massen, die aus Oxiden bestehen. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppe sind  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -,  $\text{MgO}$ -,  $\text{ZrO}_2$ -,  $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ - (Spinnell) und  $\text{TiO}_2$ -Keramiken. Die Aufzählung zeigt bereits die grundlegende Gemeinsamkeit dieser Werkstoffe. Die Metalle, mit denen die Oxide gebildet werden, gehören zu den am wenigsten edlen Metallen. Ihre Oxidationspotenziale sind daher sehr hoch und ihre Oxide sehr stabil. Diese Oxide werden jedoch auch in unterschiedlichen Mengen, je nach gewünschter Einflussnahme, in andere keramische Massen (z. B. Silikatkeramiken) eingebracht, vorwiegend um mechanische und optische Eigenschaften zu optimieren. Diese mehrphasigen Keramikmassen wurden mit dem Ziel gesteigerter Festigkeit entwickelt und werden als Oxid verstärkte Keramiken bezeichnet. Prinzipiell ist Oxidkeramik opaker und abrasionsstabiler als Silikatkeramik und sollte deshalb sowohl aus ästhetischen wie auch funktionellen Aspekten immer verblendet werden. Ihren Einsatz finden Oxidkeramiken in der Herstellung stabiler Kronen- und Brückengerüste.

#### **Aluminiumoxid**

Aluminiumoxid ist unter dem Namen Korund bekannt. Man unterscheidet primäre Vorkommen aus magmatischen Ausscheidungen von sekundären aus Sedimenten. Aufgrund seiner hohen Festigkeit nutzt man es zur Herstellung von Kerngerüsten und zur Stabilisierung von Feldspatkeramiken. Im Hinblick auf den hohen Lichtbrechungsindex von  $n=1,76$  wirkt Aluminiumoxidkeramik opak (Strub et al.1999).

#### **Zirkoniumdioxid**

Das metallische Element Zirkonium wird sowohl in vulkanischem Gestein als auch in Schiefer, Gneis, Syenit oder Granat gefunden. Es liegt entweder in Verbindungen mit Siliziumdioxid als Zirkon ( $\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$ ) oder als freies Oxid Baddeleyit ( $\text{ZrO}_2$ ) vor. Verunreinigungen mit verschiedenen metallischen Spurenelementen führen bei natürlichem Baddeleyit und Zirkon zu unerwünschten Verfärbungen. Für den Einsatz in der Zahnmedizin wird es aufwändig gereinigt oder synthetisiert. Beim Abkühlen geht  $\text{ZrO}_2$  unterhalb des Schmelzpunktes von der kubischen über die tetragonale in die monokline Kristallstruktur über und erfährt dabei einen Volumenzuwachs von 3-5%. Die dabei entstehende spontane Rissbildung wird durch Zugabe von stabilisierenden Oxiden wie Yttrium ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) verhindert.

Diesen Effekt macht man sich zunutze, indem man ein nicht ausreichend stabilisierendes Oxid verwendet. Man erhält somit ein teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ). Es verharrt in der metastabilen tetragonalen Form. Erst beim Auftreten von Rissen wandelt es sich in die

monokline Form um, wobei der Volumenzuwachs das Spannungsfeld der Risspitze abschwächt und das Fortschreiten des Risses abbremst oder stoppt. Hiermit erreicht man eine Steigerung der Dauerfestigkeit (spannungsinduzierte Umwandlungsverstärkung). Allgemein überragt die Zirkonoxidkeramik bei gleicher Verarbeitungstechnik die Aluminiumoxidkeramik bezüglich Biege- und Bruchfestigkeit; die Transluzenz ist allerdings geringer.

### **Dichtgesinterte Keramik**

Der dichtgesinterten Keramik wird ein Verfahren zugrunde gelegt, bei dem ein um ca. 20% vergrößerter Zahnstumpf hergestellt wird. Die Keramik wird auf den Stumpf gepresst und anschließend dichtgesintert. Die initiale Vergrößerung kompensiert die Sinterschrumpfung. Mittels dieses Systems lassen sich Kronenkäppchen und Veneers aus Aluminiumoxidkeramik sowie Abutments, Kronen- und Brückengerüste aus Zirkonoxidkeramik realisieren, wobei auf die Gerüste anschließend Glaskeramik zur Verblendung aufgebrannt wird.

### **Gehipte (HIP) Keramik**

HIP steht für Hot Isostatic Pressing. Bei diesem besonders aufwändigen Herstellungsverfahren wird Zirkonoxidkeramik über mehrere Tage gesintert. Es folgt eine Nachvergütung unter hohem Druck von über 1000 bar. Letztendlich erhält man ein sehr homogenes, festes Material. Die hohe Ausgangshärte der Rohlinge verursacht einen langen Schleifprozess und einen erheblichen Verschleiß an Schleifinstrumenten. Die endgültige Biegefestigkeit von HIP-Zirkonoxid liegt auf dem Niveau einer laborgesinterten Zirkonoxidkeramik (Kunzelmann et al. 2006).

### **Weißkörper**

Weißkörper beschreibt einen vorgesinterten Zustand der Oxidkeramik. Der Verdichtungsgrad beträgt in diesem Zustand 55-70%. Die Keramik ist weicher und lässt sich einfacher und schneller verarbeiten als im dichtgesinterten Zustand. Die Weißkörperfräsung muss in einer um ca. 20% vergrößerten Form stattfinden, um die lineare Schrumpfung des anschließenden Sinterbrandes zu kompensieren. Durch das Schrumpfsintern bei 1500 °C erhält der Werkstoff seine mechanische Widerstandskraft. Die Biegefestigkeit liegt bei Zirkonoxid bei etwa 1200 MPa. Die Dichtsinterung nach der Fräsung bringt weiterhin den Vorteil mit sich, dass eventuell entstandene Risse sich wieder vollständig schließen.

## **Fragestellung**

Eine Versorgung lege artis sollte prinzipiell folgende Anforderungen erfüllen:

- defektorientierte, substanzschonende Therapie
- zahnfarbene, ästhetische Restauration
- werkstoffgerechtes Vorgehen
- Langzeitstabilität
- Biokompatibilität
- okklusale Funktionalität

Häufig müssen ausgedehnte Klasse-II-Defekte versorgt werden, deren approximale Kavitätenränder die Schmelz-Zement-Grenze überschreiten. In diesen Fällen lässt sich keine Therapiemöglichkeit richtlinienkonform umsetzen, wenn alle oben genannten Parameter eingehalten werden sollen.

In der vorliegenden Studie wurde die erstmals von Hannig und Schmeiser 1994 beschriebene Doppelinlay-Technik zur Versorgung derartiger Defekte angewendet. Um eine noch bessere Ästhetik und biologische Verträglichkeit zu erreichen, wurde das Basisinlay nicht aus einer hochgoldhaltigen Legierung, sondern aus Keramik gefertigt. Dazu wurden Keramiken mit unterschiedlichen mechanischen und ästhetischen Eigenschaften ausgewählt. Zur Befestigung des Okklusalinlays wurden verschiedene Kompositkleber eingesetzt.

Ziel der In-vitro-Studie war die Überprüfung der technischen Umsetzbarkeit der vollkeramischen Doppelinlay-Technik. Untersucht wurde dabei die Langzeitstabilität verschiedener Werkstoffkombinationen. Die Prüfkörper (extrahierte Zähne mit MOD-Doppelinlays) wurden mit Thermocycling und Kausimulation belastet, um in vitro eine Alterung der dentalen Restaurationen zu simulieren. Auf der Basis von Randschlussanalysen im REM wurden die Längen der Randspalten vor und nach thermischer und mechanischer Belastung gemessen, die Veränderungen analysiert und in Relation gesetzt.

Daraus ergeben sich folgende Fragestellungen:

### **1. Fragestellung**

Analysiert werden soll, wie sich die einzelnen Materialgrenzflächen einer Werkstoffkombination (Versuchsgruppe) durch Belastungsstress verändern. Daraus ergibt sich folgende Frage:

Gibt es signifikante Veränderungen im Randschlussverhalten durch thermo-mechanische Belastung an den verschiedenen Grenzflächen einer Versuchsgruppe? (Kap. 4.1)

## **2. Fragestellung**

Die verschiedenen Keramiken der Basisinlays haben unterschiedliche optische und mechanische Eigenschaften. Überprüft werden soll, ob sich die Veränderungen im Randschlussverhalten durch Thermocycling und Kausimulation bei verschiedenen Keramiken der Basisinlays statistisch signifikant unterscheiden. Anhand der Ergebnisse soll beurteilt werden, ob und inwieweit bessere Ästhetik mit Einschränkungen in der Belastbarkeit einhergeht.

Weiterhin soll untersucht werden, ob es Unterschiede im Randschlussverhalten durch den Einsatz verschiedener Komposit-Kleber im Bereich des Okklusalinlays gibt. Dazu werden Okklusalinlays mit zwei unterschiedlichen Adhäsivklebern bei sonst gleicher Werkstoffkombination eingesetzt.

Daraus ergibt sich die Frage:

Gibt es signifikante Unterschiede im Randschlussverhalten nach thermo-mechanischer Belastung durch den Einsatz verschiedener Keramiken im Basisinlay sowie verschiedener Komposit-Kleber zur Befestigung der Okklusalinlays? (Kap. 4.2)

## 3. Material und Methoden

### 3.1 Material

#### 3.1.1 Zahnauswahl

Die Studie wurde an 24 extrahierten Unterkiefermolaren durchgeführt. Es wurden nur Exemplare ausgewählt, deren etwaige Füllungen bzw. Substanzdefekte durch die spätere Inlaypräparation vollständig entfernt werden konnten. Die Molaren wurden post extractionem in 0,1%iger Thymollösung gelagert. (Sparrus und Grossmann 1989). Anhaftende Teile des Desmodonts wurden im feuchten Milieu der Lösung mit Handscalern entfernt.

#### 3.1.2 Definition der Versuchsgruppen

Aus den 24 Molaren wurden 4 Versuchsgruppen gebildet. Alle Okklusalinlays bestanden aus Empress® Esthetic Keramik. Versuchsgruppe 1 und 2 unterscheiden sich durch die Verwendung unterschiedlicher Befestigungskomposite der Okklusalinlays. Bei der Versuchsgruppe 1 wurden diese mit Panavia™ F 2.0 adhäsiv befestigt. Bei den Gruppen 2-4 wurde stattdessen Dual Cement® benutzt. Für die Basisinlays kamen Empress® Esthetic (Gruppe 1 und 2), Empress® II (Gruppe 3) sowie ICE Zirkonoxid® (Gruppe 4) zum Einsatz. Die Basisinlays aller Versuchsgruppen wurden mit Glasionomierzement zementiert.

**Tabelle 2: Zusammenstellung der Gruppen**

Versuchsgruppe	Basisinlay		Okklusalinlay	
	Werkstoff	Befestigung	Werkstoff	Befestigung
1	Empress Esthetic®	Ketac™ Cem	Empress Esthetic®	Panavia™ F 2.0
2	Empress Esthetic®	Ketac™ Cem	Empress Esthetic®	Dual Cement®
3	Empress II®	Ketac™ Cem	Empress Esthetic®	Dual Cement®
4	ICE Zirkon®	Ketac™ Cem	Empress Esthetic®	Dual Cement®

#### 3.1.3 Keramische Werkstoffe

##### **Empress® Esthetic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

IPS Empress® Esthetic Keramik wurde zur Herstellung aller Okklusalinlays sowie der Basisinlays von Versuchsgruppe 1 und 2 benutzt.

Es handelt sich um eine Glaskeramik basierend auf dem Dreistoffsystem  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ , die durch homogene Kristallverteilung natürliche Lichtstreuung und einen ausgeprägten Chamäleoneneffekt erreicht.

Strukturell handelt es sich um eine Glas- und eine Kristallphase vom Leuzit-Typ. An den Korngrenzen eines gemahlene Ausgangsglases beginnt das Wachstum der Leuzitkristalle. Das pulverförmige Halbprodukt wird industriell zu Rohlingen gepresst und gebrannt. Der Gefügebau aus Leuzitkristallen in silikatischer Glasmatrix führt beim Abkühlen der Keramik zur Vorspannung (Misfit-Effekt), der zusammen mit der hohen Dichte zu einer Festigkeitssteigerung gegenüber konventioneller Glaskeramik führt. Die Biegefestigkeit liegt bei  $160 \pm 8$  MPa.

Die Herstellung der Restaurationen erfolgte in der Lost-Wax-Technik. Nach Wachsmodellation, Einbettung und Ausbrennvorgang erfolgte der Pressvorgang z. B. im Keramikofen EP 500/600 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) bei  $1075$  °C. Hierbei wird die Keramik in viskoser Form über eine pneumatische Druckvorrichtung in die Hohlform gepresst. Aufgrund der fehlenden Sinterschrumpfung ergibt sich eine gute Passgenauigkeit der Objekte.

#### **Empress® II (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Für die Herstellung der Basisinlays der dritten Versuchsgruppe fiel die Wahl auf IPS Empress® II Keramik. Die Hauptkristallphase dieser Glaskeramik besteht aus Disilikat ( $\text{Li}_2\text{O}-2\text{SiO}_2$ ). Der hohe Volumenanteil der  $0,4$  µm bis  $5$  µm großen Kristalle von  $70 \pm 5$  Vol.-% und deren dichte Vernetzung führen zu einer Biegebelastbarkeit von ca.  $350-430$  MPa. Die Herstellung erfolgte im Lost-Wax-Verfahren analog zur Esthetic® Keramik.

#### **ICE Zirkonoxid® (Zirkonzahn GmbH, Gais, Italien)**

ICE Zirkonoxid® fand Verwendung in der Herstellung der Basisinlays der vierten Versuchsgruppe. Bei dem Werkstoff handelt es sich um teilstabilisiertes Zirkonoxid. Durch Zugabe von etwa 5% Yttriumoxid ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) wandelt sich beim Abkühlen der Schmelze nur ein Teil der Keramik von der tetragonalen in die monokline Form um, was eine geringe Vorspannung im Gefüge zur Folge hat. Bei etwaiger Rissbildung gehen Kristalle der tetragonalen Form in die monokline Form über. Der damit verbundene Volumenzuwachs füllt den Spalt und verhindert ein Weiterwachsen des Defekts.

Zirkonzahn (Gais, Italien) realisiert ein Kopierschleifsystem nach dem Prinzip der Weißkörper-Fräsung. Dazu wird der vorgesinterte Rohling in ca. 20%iger Vergrößerung ausgefräst und anschließend bei  $1500$  °C im Keramikofen dichtgesintert.

Das verwendete ICE Zirkoniumoxid® ist eine kristalline Keramik mit neuartigen Eigenschaften, zu denen die gute biologische Kompatibilität, die Lichtdurchlässigkeit und die sehr hohe Festigkeit zählen. Die biologischen Eigenschaften kommen durch eine extrem hohe Packdich-

te der Kristalle (fast theoretische Dichte) zustande. Es ist keine Löslichkeit messbar, das Material ist biologisch inert. Die Biegefestigkeit liegt bei mindestens 1200 MPa.

### **Base Dentin® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)**

Base Dentin® ist Bestandteil der Vita VM® 9 Verblendkeramik. Dieses System ist mit einem WAK von  $8,8\text{--}9,2 \times 10^{-6} \times \text{K}^{-1}$  für die Verblendung yttriumverstärkter Zirkonoxidkeramik mit einem WAK von ca.  $10,5 \times 10^{-6} \times \text{K}^{-1}$  vorgesehen. Dabei führt der geringfügig niedrigere WAK der Verblendmasse zu einer Festigkeitssteigerung. Bei Abkühlung wird die Keramik somit unter tangentialer Druckspannung gesetzt. Unter diesen Bedingungen werden Risse geschlossen und deren Ausbreitung gestoppt. Es handelt sich um eine Feinstruktur-Feldspatkeramik mit einer mittleren Partikelgröße von 18  $\mu\text{m}$ . Base Dentin® ist dabei die erste von drei Massen, die auf das eingefärbte  $\text{ZrO}_2$ -Gerüst in Schlickerform aufgetragen und gebrannt wird. Sie zeichnet sich durch hohe Opazität aus und steuert damit die Farbintensität der Verblendung. Tiefenwirkung wird mit darauf aufbauenden Bränden mit den transluzenteren Vita VM 9® Dentin- und Vita VM 9® Enamel-Massen erzielt.

Dieser zur Gruppe der Silikatkeramiken gehörige Werkstoff bietet die Möglichkeit der Silanisierung nach Flußsäure-Ätzung und damit die Möglichkeit einer adhäsiven Befestigung.

## **3.1.4 Befestigungsmaterial**

### **3.1.4.1 Adhäsive Befestigung: Okklusalinlays der Versuchsgruppe 1**

#### **Panavia™ F 2.0 (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland)**

Panavia™ F 2.0 wurde zum Einsetzen der okklusalen Inlays in der Kontrollgruppe benutzt. Es handelt sich um ein dualhärtendes, selbstadhäsives Zementsystem auf Kunststoffbasis. Die Konditionierung der Zahnoberfläche geschieht durch ED Primer II® (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland), der aus zwei Komponenten A und B angemischt und auf die Kavität aufgetragen wird. Das K Etchant Gel® (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland) ist eine 40%ige Phosphorsäure zur Reinigung der Restauration. Für den Haftverbund zur Werkstückoberfläche wird eine Mischung aus dem Adhäsiv Clearfil SE Bond und dem Silan Porcelain Bond Activator® (alles Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland) auf die Kontaktfläche aufgetragen. Zum Einsetzen der Restauration sind die beiden Pasten A und B miteinander zu vermischen und auf die Klebeflächen aufzutragen. Zur individuellen Farbanpassung steht die Paste B in den Farben TC, Light, White und Opaque zur Wahl. Die chemische Aushärtung dieses Dual Cement®es beginnt erst unter Sauerstoffausschluss und vereinfacht damit die klinische Handhabung.

### 3.1.4.2 Adhäsive Befestigung: Okklusalinlays der Versuchsgruppen 2, 3 und 4

#### **Dual Cement® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Die adhäsive Befestigung der Okklusalinlays der Versuchsgruppen 2, 3 und 4 erfolgte mit dem Haftvermittler System Syntac Classic® und Dual Cement® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Dual Cement® ist ein Zweikomponenten-Feinstpartikelhybridkomposit, welches aus einer Basis- und einer Aktivatorpaste besteht. Die Aushärtung erfolgt sowohl durch UV-Licht als auch chemisch (dualhärtend). Die Monomer-matrix enthält Urethandimethacrylat (UEDMA) und Dekandioldimethacrylat. Siliciumdioxid und Ytterbiumtrifluorid dienen als anorganische Füllstoffe. Die Partikelgröße liegt zwischen 0,04-0,3 µm, die mittlere Korngröße beträgt 0,2 µm. Die Verarbeitungszeit liegt bei 4-5 Minuten.

#### **Keramikätzgel (IPS Ceramic etching gel®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Zur Vorbehandlung der Kontaktflächen von Silikatkeramik zu Komposit wird Ätzelgel mit 5% Flusssäure für mindestens eine Minute aufgetragen. Die Siliziumbindungen der Glasphase werden aufgespalten und für den chemischen Verbund mit dem Silan vorbereitet.

#### **Haftsilan (Monobond-S®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Monobond-S® ist eine einkomponentige Silanisierungsflüssigkeit für den Aufbau eines chemischen Verbundes zwischen Glas- bzw. Silikatkeramiken und Befestigungskompositen auf Methacrylatbasis. Dabei bilden sich Siliziumoxid-Bindungen zur silikatisierten Keramikoberfläche durch Sauerstoffbrückenbindungen (anorganisch). Auf der anderen Seite liegen funktionelle Gruppen vor, die mit dem organischen Befestigungsmaterial chemisch reagieren können. Es wird als einfacher Aufstrich auf die Glaskeramik aufgetragen und sollte eine Minute einwirken.

#### **Ätzelgel (Total Etch®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Ätzelgel besteht aus 37,5%iger Phosphorsäure. Im Rahmen der Adhäsivtechnik wird es zur Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz eingesetzt. Beim Total-Etch-Verfahren wird der Schmelz für 45 s das Dentin für 10-15 s geätzt. Dabei kommt es durch Demineralisation am Schmelz zur Ausbildung eines mikroretentiven Reliefs, im Dentin zu einer Freilegung des Kollagens.



**Dentinkonditionierer (Syntac®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Zur Dentinkonditionierung wird zunächst Syntac Primer® aufgetragen. Er besteht aus Maleinsäure (4%), welche den Smear-Layer auflöst, und einem hydrophilen Monomer (Aceton basiert, < 42%), das in die Dentintubuli eindringt. Im zweiten Schritt erfolgt die Applikation von Syntac Adhäsiv®, einem amphiphilen Monomer, welches sich mit dem Primer vermischt und die so genannte Hybridschicht bildet. Es bereitet das konditionierte Dentin für die Aufnahme des hydrophoben Bondings vor.

**Heliobond (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Heliobond® ist ein ungefülltes Komposit. Es zieht in die aktivierte Oberfläche des Schmelzes ein und haftet bei Lichthärtung mechanisch über rheologische Effekte. An die mit Primer und Adhäsiv vorbereitete Oberfläche des Dentins kann Heliobond® mit dem Monomer Bis-GMA anpolymerisiert werden. Es bildet somit die Grundlage für den chemischen Verbund zum Befestigungskomposit.

**Glyceringel (Air Block®, DeTrey, Konstanz, Deutschland)**

Das Gel wurde auf die Zementfuge aufgetragen und isoliert diese gegen Sauerstoff. Damit wurde die Inhibitionsschicht minimiert, die Polymerisation findet dadurch bis zur Oberfläche statt.

**3.1.4.3 Konventionelle Befestigung (alle Basisinlays)****Ketac Cem® (3M Espe, Seefeld, Deutschland)**

Ketac Cem® ist ein selbsthärtender Glasionomerzement (GIZ) für die konventionelle Zementierung. Er diente zur Befestigung der Basisinlays in allen Versuchsgruppen. Chemisch gesehen basiert der Zement auf den beiden Komponenten Carbonsäure und Silikatglaspulver. Neben anderen Derivaten aus dem Ketac® Sortiment ist Ketac Cem® im Hinblick auf die Viskosität speziell auf die Zementierung von zahntechnischen Restaurationen abgestimmt. In dieser Studie kam Ketac Cem® in der Ampullen-Form Applicap® zum Einsatz.

**3.1.5 Abformmaterial****Impregum™ Penta™ (3M Espe, Seefeld, Deutschland)**

Das zur Abformung der präparierten Zähne benutzte Impregum™ Penta™ ist ein Polyether, der maschinell mit dem Gerät Pentamix™ aus zwei Komponenten gemischt wird. Zwischen der Basispaste, einem Polyetherpolymer mit endständigem Ethylenimin, und der Reaktorpaste, einem aromatischen Sulfonsäureester, findet eine Polyaddition statt. Dadurch geht der viskose in den steif-elastischen Zustand über.

Die elastische Rückstellung nach Deformation liegt bei 98,4-98,9%, die lineare Dimensionsänderung bei 0,05% nach 24 Stunden Lagerung. Die Abbindezeit beträgt 6 Minuten.

#### **President light Body® (Coltène/Whaledent, Altstätten, Schweiz)**

Zur Herstellung der REM-Modelle wurden die Approximalflächen der mit Inlays versorgten Zähne abgeformt. Dies geschah mit President light Body®, einem Polyvinylsiloxan. Beim Abbinden reagieren die Polysiloxane der Basispaste mit den Organohydrogensiloxanen zu Polymeren. Durch die Additionsvernetzung entstehen keine niedermolekularen, flüchtigen Stoffe, woraus die geringe lineare Dimensionsveränderung von 0,20% resultiert. Die Abbindezeit liegt bei 5 Minuten, die Rückstellung nach Verformung bei 99,5%.

### **3.1.6 Modellmaterialien**

#### **GC Fuji Rock® EP (GC Europe, Leuven, Belgien)**

Die Modellherstellung für die Inlaymodellation erfolgte mit GC Fuji Rock® EP, einem Superhartgips der Klasse 4. Die Abbindeexpansion liegt bei 0,08%. Das Mischungsverhältnis von Wasser zu Gips ist 20:100. Angemischt wurde 40 Sekunden unter Vakuum.

#### **Stycast 1266® (Emerson & Cuming, Canton, USA)**

Bei Stycast 1266® handelt es sich um ein transparentes, niedrigviskoses Gießharz auf Epoxidbasis. Es wurde aus der Basismasse A und dem Katalysator B im Verhältnis 10:2,8 angemischt. Bei Raumtemperatur härtet es innerhalb von 8 Stunden zu einer hochgradig schlagzähen Konsistenz aus.

### **3.1.7 Trägerwerkstoff**

#### **Leit C® (Fluka, Buchs, Schweiz)**

Bei Leit C® handelt es sich um ein Karbonadhäsiv, welches die Befestigung des Replika-Modells auf dem Aluminium-Trägerteller ermöglicht. Weiter stellt es die elektrokonduktive Brücke zwischen Modell und Träger dar und ist Hochvakuum resistent. Chemisch handelt es sich um Graphit in Polyisobuten.

## **3.2 Methode**

### **3.2.1 Einteilung der Zähne**

Jeweils 6 der 24 extrahierten Unterkiefermolaren wurden zufällig einer der vier Gruppen zugeteilt. Um die Zähne auch später den Gruppen zuordnen zu können, erfolgte die Gravur einer Nummer auf der bukkalen Kronenfläche mittels Präparationsdiamant. Die Nummern der Zähne wurden nach der Verteilung in einer Liste geführt.

### 3.2.2 Präparation

Unter Einhaltung der Präparationsrichtlinien und den Anforderungen an Materialschichtstärken wurde eine MOD Kavität präpariert: Für das okklusale Inlay wurde im Fissurengrund eine Schichtstärke von 1,5 mm, am Präparationsrandbereich von 2,0 mm angestrebt. Das Basisinlay erfordert eine Schichtstärke von 1,0 mm. Die okklusale Kavität wurde ausgehend von der Zentralfissur 2,5 mm tief präpariert. Die Breite des okklusalen Isthmus wurde so gewählt, dass eine Substanzstärke der Höcker an der Kavitätenbasis von 2-2,5 mm verblieb. Approximal wurde die cervikale Präparationsgrenze unmittelbar apical der Schmelz-Zement-Grenze angelegt. Die Extensionsflächen wurden so ausgerichtet, dass sie in einem Winkel von 90° auf die Zahnoberfläche münden. Der Divergenzwinkel betrug 6°. Alle kavitäteninternen Kanten wurden abgerundet.

Die Präparation erfolgte mit einem Schnelllaufwinkelstück der Firma KaVo (KaVo, Biberach, Deutschland) unter Wasserkühlung.

Die Wahl der Präparationsdiamanten fiel auf die Modelle 8526 und 3526 der Firma Intensiv (Intensiv SA, Viganello-Lugano, Schweiz). Dabei handelt es sich um Inlay-Schleifkörper mit abgerundeten Kanten und 6° Konizität aus dem Cerinlay-Präparationsset nach Prof. J. F. Roulet und Dr. S. Herder, Universität Berlin. Die Ausführung mit 80 µm Körnung wurde für die Präparation benutzt, die 25 µm Version zum Finieren der Kavität. Die folgende Abbildung zeigt einen fertig präparierten und finierten Zahn.



Abbildung 1: Präparierte MOD-Kavität an einem extrahierten Molaren. Zu sehen ist der Zahn Nummer 1, Versuchsgruppe 2 nach erfolgter Präparation.

### 3.2.3 Abformung der Präparation

Nach der Präparation wurden die Zähne mit Impregum™ Penta™ (3M Espe, Seefeld, Deutschland) in dem Schraubverschluss einer PET-Flasche in Doppelmischtechnik abgeformt. Der Schraubverschluss aus Kunststoff hat einen Durchmesser von 3,0 cm. Bei einem

mittleren Durchmesser der unteren Molarenkronen von ca. 10-12 mm (Lehmann und Hellwig 1998) verbleibt genügend Raum zur Kompensation der Materialstauchung beim Entformen des Zahnes aus der Abformung. Die Zähne wurden zunächst mit Druckluft getrocknet. Der präparierte Teil des Zahnes wurde mittels einer mit Impregum™ Penta™ gefüllten Applikationsspritze umspritzt und anschließend in einen mit Impregum™ Penta™ randvoll gefüllten Schraubverschluss senkrecht und mittig positioniert. Dabei wurde auf die vollständige Fassung der Präparation mit Abformmaterial geachtet. Bis zur Abbindezeit von 6 min 30 s nach dem Anmischen wurden die Zähne drucklos gehalten, danach entformt und zurück in die Thymollösung gegeben.

### **3.2.4 Modellherstellung**

Zur Herstellung der Arbeitsmodelle wurde die Abformungen mit einem Superhartgips der Klasse 4, GC Fuji Rock® EP (GC Europe, Leuven, Belgien) ausgegossen und gesockelt. Dazu wurde der Gips im Mischungsverhältnis von 100:20 aqua dest. während 40 s unter Vakuum angemischt. Nach vollständigem Aushärten wurden die Abformungen vorsichtig abgezogen und die Modelle getrimmt. Der Verlauf der Präparationsgrenze wurde mit einem roten Marginliner angezeichnet. Es folgten die Härtung der Gipsoberfläche durch Margidur® (Benzer Dental, Zürich, Schweiz) und nach Trocknung das Auftragen von Distanzlack (Puragent®, Benzer Dental, Zürich, Schweiz), wobei zur Präparationsgrenze ein Abstand von 1 mm eingehalten wurde.

### **3.2.5 Herstellung der Inlays**

Die Produktion der Inlays vollzog sich in zwei Schritten: Zunächst wurden die Basisinlays fertiggestellt und anschließend die Okklusalinlays hergestellt. Nach Isolierung mit Microfilm® (Kerr, SDS Group, Orange, USA) erfolgte die Modellation mit Cervikalwachs (Yeti, Engen, Deutschland) und Inlaywachs (Yeti, Engen, Deutschland). Beim Basisinlay fand insbesondere die Einhaltung der Schichtstärke im okklusalen Kasten von 1,0 mm Beachtung. Bei der Herstellung des Okklusalinlays wurde neben der Einhaltung der Schichtstärke im Bereich der Zentralfissur von ebenfalls 1,5 mm die Gestaltung einer im Hinblick auf die Morphologie natürlichen und ästhetischen Kaufläche angestrebt. Die folgenden Bilder zeigen die einzelnen Schritte der Inlayherstellung:

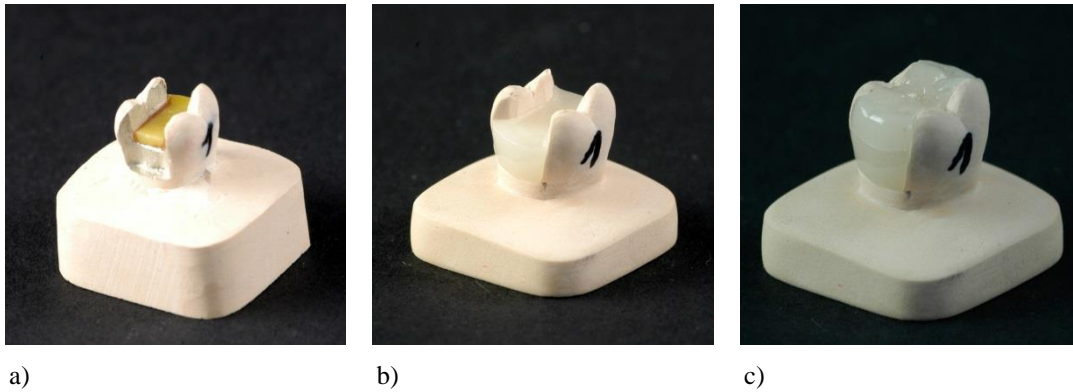


Abbildung 2: Herstellung des Doppelinlays Prüfkörper 1, Versuchsgruppe 2, in verschiedenen Stadien.

Zu sehen ist: a) Wachsmodellation des Basisinlays; b) fertig ausgearbeitetes Basisinlay; c) fertig ausgearbeitetes Doppelinlay

### **Empress® Esthetic / II (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Die Darstellung des technischen Ablaufes beschreibt das Vorgehen sowohl bei der Herstellung der Basisinlays aus Empress® II Keramik wie auch der Basis- und Okklusalinlays aus Empress® Esthetic Keramik.

Nach der Wachsmodellation folgte das Anstiften der Gussobjekte mit Wachskanälen und das Einbetten in Cergo fit Speed® (Degussa Dental, Hanau, Deutschland), einer phosphatgebundenen Einbettmasse, die unter Vakuum 60 s angemischt wurde. Nach 15 min wurde die Muffel schräg in dem auf 850 °C vorgeheizten Ofen platziert. Um eine homogene Erwärmung und ein rückstandsfreies Ausbrennen der Muffel zu erreichen, musste eine Haltezeit von 40 min bei Endtemperatur eingehalten werden. Die Positionierung der IPS Empress® Esthetic Rohlinge und des Aluminiumoxid-Presskolbens erfolgte im dafür vorgesehenen Ständer im Vorwärmofen vor dem Einschalten. IPS Empress II® Rohlinge wurden nicht vorgewärmt, sondern direkt in die gussfertige, heiße Muffel eingebracht. Für den Vorwärmvorgang wurde die Aufheizvariante gewählt, bei der, ausgehend von Raumtemperatur, eine Haltezeit von 30 min bei 250 °C und die Endtemperatur von 850 °C während 90 min programmiert war.

Nach erfolgtem Vorwärmzyklus im Nabertherm® (Nabertherm, Hägendorf, Schweiz) Ofen folgte der Pressvorgang. Dazu wurde die heiße Muffel dem Vorwärmofen entnommen und zentral in dem auf 575 °C vorgeheizten Keramikpressofen EP 500 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufgestellt. Zügig wurde dann die Muffel mit Rohling und Presskolben bestückt, der Ofen geschlossen, worauf der Pressvorgang begann. Unter 5 bar Druck und einer Temperatursteigerung auf 1075 °C (IPS Empress® Esthetic) bzw. 920 °C (IPS Empress® II) wurde die nun zähflüssige Keramik in die Muffel gepresst. Nach dem Pressvorgang von ca. 20 min Dauer wurde die Muffel zum Abkühlen auf einem Gitterrost abgestellt und nach

einer Stunde mittels Sandstrahltechnik ausgebettet. Dabei kam Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50 µm mit geringem Druck von 2 bar zum Einsatz. Es folgte das Abtrennen der Gusskanäle und das Aufpassen der Inlays unter Wasserkühlung, um Hitzestauungen zu vermeiden. War der randspaltfreie Sitz des Basisinlays erreicht, wurde die okklusale Kavität sowie die Oberseite des Inlays mit dem Distanzlack Puragent® (Benzer Dental, Zürich, Schweiz) unter Einhaltung des lackfreien Streifens von 1 mm Breite am Kavitätenrand bestrichen. Jetzt konnte die Modellation des Okklusalinlays beginnen. Die technische Umsetzung erfolgte analog zu den Basisinlays. Die Basisinlays wurden mit Aceton vom Lack gereinigt. Dem Aufpassen des Okklusalinlays folgte der Glanzbrand mit Universal Glasurpaste (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), der nach Herstellerangaben zweimal ausgeführt wurde.

### **Zirkonoxid, ICE Zirkon® (Zirkonzahn GmbH, Gais, Italien)**

Die Basisinlays aus Zirkonoxid wurden mittels eines Kopierschleifgeräts der Firma Zirkonzahn gefertigt. Dazu wurden die Restaurationen auf einem Stumpfmodell aus speziellem Kunststoff modelliert und lichtgehärtet. In dem Zirkograph® genannten Kopierfräsgerät wurden die Modellationen abgetastet und über eine Transmission vergrößert aus einem vorgesinterten, kreidigen Weißkörperblock ausgefräst. Anschließend wurden die Rohlinge bei 1500 °C dichtgesintert, wobei sie um ca. 20% Vol. geschrumpft sind und ihre Endfestigkeit von 1200 MPa erreichten.

Nach dem Aufpassen auf den Gipsstumpf folgte das Abstrahlen der Unterseiten mit 50 µm Aluminiumoxidpulver und die Reinigung der Inlayoberflächen mit 70%igem Isopropanol. Um einen adhäsiven Verbund zum Okklusalinlay zu ermöglichen, folgte das Aufbrennen einer Feldspatkeramik. Dazu wurde Base Dentin® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) aus dem Vita VM 9® (Vita AG, Bad Säckingen, Deutschland) Verblendkeramik-System mit Vita VM® Modelling Liquid (Vita AG, Bad Säckingen, Deutschland) angeschlickert und auf die dem Okklusalinlay zugewandte Kontaktfläche aufgetragen. Der Sinterbrand erfolgte bei 950 °C.

## **3.2.6 Eingliederung der Inlays**

### **3.2.6.1 Basisinlays (Ketac Cem®, 3M Espe, Seefeld, Deutschland)**

Vor dem Eingliedern der Basisinlays wurden diese mit 70%igem Isopropanol gereinigt und entfettet. Für den adhäsiven Verbund zum Okklusalinlay wurde auf die Oberfläche der Versuchsgruppen-Inlays im Isthmusbereich für 60 s Keramikätzgel (IPS Ceramic etching gel®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen und anschließend mit Wasserspray gründlich abgespült, dann getrocknet. Die Basisinlays der Versuchsgruppe 1 wurden auf der

Oberfläche des Isthmusbereichs mit Aluminiumoxidpulver sandgestrahlt. Die Konditionierung erfolgte beim Einsetzen der Okklusalinlays.

Die präparierten Zähne wurden aus der Thymollösung genommen, mit leichtem Luftstrom abgeblasen und mit einem Nylonbürstchen unter Verwendung fluoridfreier Prophylaxepaste (Zircate®, Dentsply, Konstanz, Deutschland) gereinigt, abgesprüht und getrocknet.

Die Ketac Cem® Applicaps wurden aktiviert, 10 s lang im Capmix® (3M Espe, Seefeld, Deutschland) gemischt und mit Hilfe der Applikationsspritze (Applier®, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) wurde der Zement zunächst auf einen Anmischblock appliziert. Zugunsten eines besseren Handlings kamen zum Festhalten der Inlays Klebesticks (Micro-Stix®, Microbrush, Grafton, USA) zum Einsatz. Die Beschickung der Restauration mit Zement erfolgte mittels eines Einmalpinsels, um einerseits die Benetzung aller Randbereiche zu gewährleisten und andererseits allzu große Überschüsse im Bereich des okklusalen Kastens, in dem später die adhäsive Befestigung des Okklusalinlays erfolgen soll, zu vermeiden. Auf das Einsetzen des Werkstückes in die Kavität folgte das Entfernen der Überschüsse mit Schaumstoffpellets (Pelle Tim®, VOCO, Cuxhaven, Deutschland). Das Erreichen der Endposition als Voraussetzung für den passgenauen Sitz des Okklusalinlays wurde mit einer „Setzhilfe“ kontrolliert. Vor dem Einsetzen wurde dazu das Basisinlay auf dem Gipsmodell platziert. Pattern Resin® (GC Europe, Leuven, Belgien) wurde angemischt und so in den okklusalen Kasten gegeben, dass sowohl ein Teil des Inlays als auch die benachbarten Kauflächen bedeckt waren. Anhand der randspaltfreien Passung der Setzhilfe im Bereich der Kaufläche auf dem soeben in die Kavität eingesetzten Inlay war die richtige Positionierung des Basisinlays im Zahn zu erkennen.

#### 3.2.6.2 Okklusalinlays Versuchsgruppen 2 bis 4 (Dual Cement®, Syntac Classic®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

Auch die Okklusalinlays wurden zum Entfetten mit 70%igem Isopropanol gereinigt. Auf die Klebeflächen wurde Keramikätzgel (IPS Ceramic etching gel®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen und 60 s einwirken lassen, bevor es mit Wasserspray gründlich entfernt wurde. Zum Silanisieren wurde Monobond-S® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) mit einem Einmalpinsel auf die angeätzten Flächen für 60 s aufgetragen, dann mit schwachem Luftstrom vorsichtig verblasen. Es folgte das Auftragen von Heliobond® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) mittels Einmalpinsel. Bis zur vollständigen Vorbereitung der Kavität wurden die Okklusalinlays lichtgeschützt im Vivapad® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufbewahrt.

Für die adhäsive Befestigung der Okklusalinlays wurde die Zahnhartsubstanz mittels total-etch-Technik vorbereitet. Dazu wurden die vertikalen Flächen des okklusalen Kastens mit Ätzgel (Total Etch®, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) versehen, und zwar der Schmelz für 45 s, die Dentinätzung für 15 s. Mit Wasserspray wurden die Kavitäten anschließend intensiv vom Ätzgel gereinigt. Um einen adhäsiven Verbund mit dem Basisinlay zu erreichen, wurden die Böden der okklusalen Kästen, also die der verbleibenden Kavität zugewandte und mit Flusssäure bereits konditionierte Oberfläche der Basisinlays, mit Monobond-S (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) silanisiert. Mit einem Einmalpinsel wurde das Substrat auf die Fläche aufgetragen und nach Ablauf von 60 s vorsichtig mit dem Luftbläser getrocknet. Es folgte die zweistufige Dentinkonditionierung mit dem Syntac Classic® System. Mittels Einmalpinsel erfolgte zunächst die Applikation des Syntac® Primers (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) auf das durch die Phosphorsäure angeätzte Dentin. Der Primer wurde nach 15 s Wartezeit vorsichtig mit Luft verblasen. Anschließend wurde Syntac® Adhäsiv (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen und nach 15 s verblasen. Im Anschluss wurde die gesamte Kavität, also sowohl die konditionierte Zahnhartsubstanz als auch die silanisierte Basisinlayoberfläche, mit Heliobond® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) eingepinselt und dieses nicht ausgehärtet. Auf einem Anmischblock wurde jetzt der Dual Cement® aus gleichen Teilen Basis- und Aktivatorpaste angemischt und mit einem Spatel in die Kavität appliziert. Das Okklusalinlay wurde in der Kavität genau positioniert. Dann wurde von Hand mittels Kunststoffspatel ein ansteigender Druck auf das Okklusalinlay ausgeübt, bis die Endposition erreicht war. Die herausquellenden Überschüsse entlang der Restaurationsränder wurden mit Schaumstoffpellets (Peletim®) entfernt. Um die Sauerstoffinhibitionsschicht an der Fugenoberfläche zu minimieren, folgte die Abdeckung mit Glyceringel (Air Block®, DeTrey, Konstanz, Deutschland). Die Lichtpolymerisation erfolgte für jeweils 40 s von approximal, lingual, bukkal und okklusal. Danach wurde das Gel mit Wasserspray entfernt.

### 3.2.6.3 Okklusalinlays Versuchsgruppe 1 (Panavia™ F 2.0 Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland)

Auch die Okklusalinlays der Versuchsgruppe 1 wurden zunächst mit 70%igem Isopropanol gereinigt. Es folgte das vorsichtige Sandstrahlen mittels Aluminiumoxid der Korngröße 50 µm. Anschließend wurden die Kontaktflächen mit K Etchant Gel® (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland) für 40 s angeätzt und mit Wasserspray gereinigt. Clearfil SE Bond® und Clearfil Porcelain Bond Activator® (beides Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland) wurden zu gleichen Teilen gemischt und mit einem Einmalpinsel auf die konditionierte Fläche



aufgetragen. Zur Vorbereitung der Kavität wurde die Oberseite des Basisinlays im Isthmusbereich für 40 s mit K Etchant Gel® (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland) angeätzt. Auf die Zahnflächen wurde das Gel für 10 s appliziert und anschließend die gesamte Kavität gründlich mit Wasserspray ausgespült, dann luftgetrocknet. Auf die Keramikfläche wurde das Gemisch aus Clearfil SE Bond® und Clearfil Porcelain Bond Activator® aufgetragen. Für den Verbund zwischen Zahnoberfläche und Zement folgte das Aufpinseln von ED Primer II® (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland), gemischt aus gleichen Teilen der Flüssigkeiten A und B. Nach 30 s Einwirkzeit wurde die Kavität mit leichtem Luftstrom getrocknet. Das richtige Mischungsverhältnis des Zements wurde durch jeweils eine halbe Umdrehung an den Spritzen der Pasten A und B erreicht. Für eine homogene Durchmischung folgte ein Mischvorgang von mindestens 20 s. Die Applikation des Zementes erfolgte auf die Restauration, der Kontakt mit ED Primer II® beschleunigt die Abbindereaktion. Die Positionierung der Inlays geschah mit Hilfe von Micro-Stix®. Zum Erreichen der Endposition wurde mittels Kunststoffspatel manuell ein Druck von axial auf die Restauration ausgeübt. Nach der Überschussentfernung mit Schaumstoffpellets (Peletim®) folgte die Lichthärtung des Dual Cement®es für 20 s je Segment.

#### 3.2.6.4 Ausarbeitung

Die Ausarbeitung der eingesetzten Restaurationen erfolgte mittels Finierdiamanten mit einer Körnung von 25 µm (Intensiv SA, Grancia, Schweiz), Sof-Lex™ Scheiben mit absteigender Partikelgröße von coarse über medium, fine bis extrafine (3M Espe, Seefeld, Deutschland) und Keramikpolierern (Komet, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung. Eine Illustration der Ergebnisse ist in Abbildung 3 zu sehen.

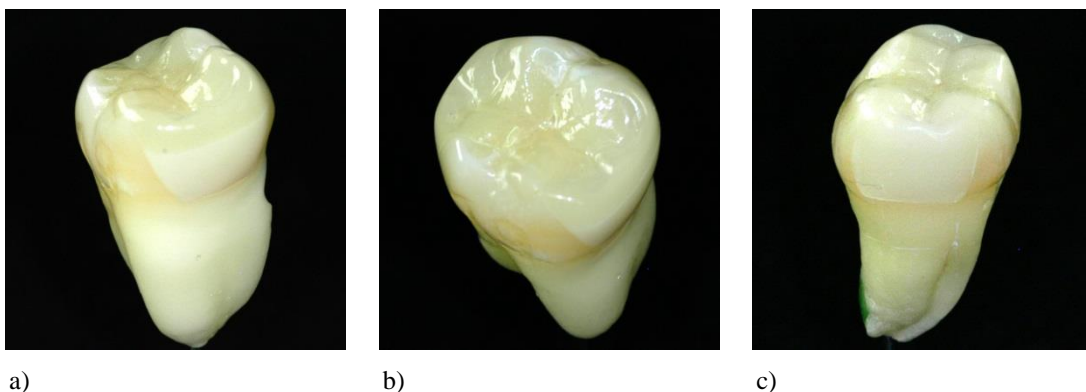


Abbildung 3 a-c: Fotografien aus verschiedenen Perspektiven der Approximal- und Okklusalfäche des mit Doppelinlay-Technik versorgten Prüfkörpers 19, Versuchsgruppe 3. Zu sehen ist die fertig ausgearbeitete Restauration mit Empress® Esthetic Okklusalinlay und Empress® II Basisinlay.

### 3.2.7 Thermo-mechanische Wechselbelastung der Zähne

Die keramisch versorgten Zähne wurden nachfolgend thermisch und anschließend mechanisch wechselbelastet (thermo-mechanical-load oder TML).

Im Thermocycler wurden die Zähne in 2500 Zyklen wechselweise in zwei Wasserbädern thermisch belastet. Die Wassertemperatur lag bei 5 °C bzw. 55 °C, die Verweildauer in den Bädern bei je 30 s. Die Transferzeit betrug 10 s.

Die mechanische Belastung im Kausimulator betrug 100.000 Zyklen. Die Belastung wurde mit einer Kraft von 70 N ausgeführt, die Frequenz lag bei 1,6 Hz. Um die Prüfkörper in den Kausimulator einstellen zu können, wurden die Wurzeln der Zähne in Superhartgips (Fuji Rock®, GC Europe, Belgien) eingebettet. Als Antagonisten dienten extrahierte Prämolaren, wobei die okklusalen Kontaktpunkte auf den Inlays zu liegen kamen, um das Doppelinlaysystem zu belasten.

### 3.2.8 Herstellung der Replikamodelle

Um die Stabilität der Inlaykombinationen untersuchen zu können, wurde die Randqualität an den Zementfugen der Approximalräume vor und nach Belastung rasterelektronenmikroskopisch analysiert. Durch eine kleine, oberflächliche Gravur der Zahnnummer auf beiden Approximalflächen des Basisinlays konnte die Zugehörigkeit der Replikamodelle zum jeweiligen Zahn hergestellt werden. Das zusätzliche Einschleifen eines bzw. zweier kleiner Punkte ermöglichte das sichere Differenzieren der mesialen und distalen Fläche.

Für die Herstellung der Replikamodelle wurden die mesiale und distale Fläche der fertig rekonstruierten, ausgearbeiteten und gravierten Zähne abgeformt. Zunächst wurden die Zähne der Thymollösung entnommen und mit ölfreier Druckluft (CRC Industries, Iffezheim, Deutschland) getrocknet. Als Basis für die Abformung wurde ein ca. 3 x 5 cm großer Silikonblock von 1 cm Höhe aus Xantopren® (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) hergestellt, der genug Platz bot, um später drei Abformungen aufzunehmen. Während des Abbindens wurden mit einer Fingerspitze drei Vertiefungen auf der Oberfläche geschaffen, um beim Auflagern der Zähne Stellen zu vermeiden, an denen das Abformmaterial vollständig hätte verdrängt werden können. Zur Abformung wurde das additionsvernetzende Silikon President light Body® (Coltène/Whaledent, Altstätten, Schweiz) benutzt. Das Material im Kartuschensystem wurde direkt mit der Mischkanüle in kleiner Menge auf eine Approximalfläche aufgetragen. Zur Vermeidung von Lufteinschlüssen erfolgte ein vorsichtiges Verblasen mit Druckluft, um dann eine größere Menge nachzulegen. Die mit einer etwa 3 mm dicken Silikonschicht beschickten Zähne wurden in den dafür vorgesehenen Vertiefungen des Xantopren®-Blocks

positioniert. Nach der Abbindezeit von 5 min wurden die Zähne aus der Abformung gelöst und der Xantopren® Block mit Nummern und Punkten entsprechend abgeformten Zähne versehen. Die Abformung der zweiten Approximalfläche geschah analog dazu.

Zur Herstellung der Modelle aus Stycast 1266® (Emerson & Cuming/Henkel AG, Garching, Deutschland) wurden die beiden Komponenten A und B im Verhältnis 10 : 2,8 in einen Anmischbecher gegeben. Um eine homogene Masse zu erhalten und Lufteinschlüsse zu reduzieren, erfolgte das Anmischen mit dem Teflonspatel langsam und gleichmäßig während 2-3 min. Nun wurde das Gemisch mit einer Sonde in kleinen Tropfen in die Abformungen eingebracht, um eine blasenfreie Oberfläche zu erhalten. Nach der Aushärtezeit von 8 Stunden konnten die Modelle aus den Abformungen entnommen werden. Für die Analyse im Rasterelektronenmikroskop mussten sie anschließend auf Aluminiumtellern (0,5" Aluminium Spicemen Stubs, Agar Scientific, Stansted, Großbritannien) fixiert werden. Dazu wurde eine erbsengroße Menge Leit C® (Fluka, Buchs, Schweiz) auf den Proben Tellern appliziert und die Stycast Modelle darauf positioniert. Während der Aushärtungsphase des Carbon-Adhäsivs von 30 min standen die Proben unter dem Luftabzug des Labors. Als letzter Schritt der Vorbereitung schloss sich das Besputtern an. Dieses Verfahren stellt die elektrische Leitfähigkeit der Proben her als Voraussetzung zur Bildgebung im REM.

### 3.2.9 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Im Folgenden werden die Befestigungskomposite Dual Cement® und Panavia™ F 2.0 abgekürzt als „Komposit“ bezeichnet. Für Glasionomierzement wird auch die Bezeichnung GIZ genutzt.

Die rasterelektronenmikroskopische Randspaltanalyse der Stycast®-Modelle erfolgte am Quanta REM 200 (FEI-Company, Kassel, Deutschland). Die Proben wurden bei 500-facher Vergrößerung untersucht. Dabei wurde sowohl die gesamte Randlänge wie auch die Länge sichtbarer Spalten gemessen, wobei die nachfolgenden Grenzflächen differenziert wurden:

für die Kontaktfläche zwischen Okklusalinlays und Zahnoberfläche:

- Komposit/Zahn (Komp/Zahn),
- Komposit/Inlay (Komp/Inlay)

für den Interface-Bereich zwischen Basis- und Okklusalinlay:

- Komposit/Okklusalinlay (Komp/Okklusalinlay),
- Komposit/Basisinlay (Komp/Basisinlay),

für die Kontaktflächen zwischen Basisinlay und Zahnoberfläche:

- GIZ/Zahn
- GIZ/Inlay

Als „Spalt“ wurden alle marginalen Dehiszenzen mit einer Länge von mehr als 10 µm definiert.

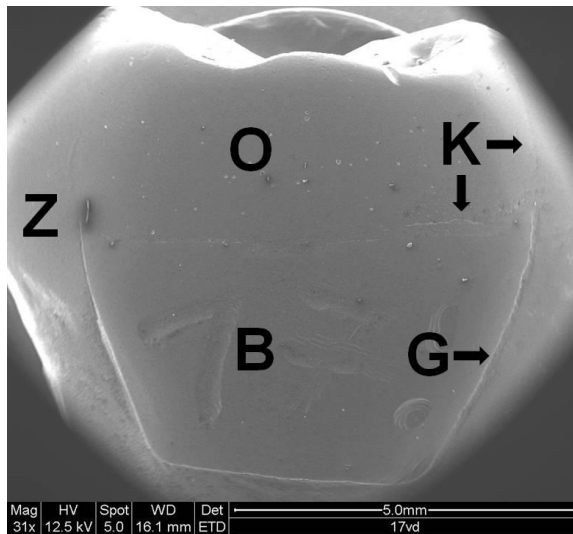


Abbildung 4: REM-Übersichtsaufnahme der Approximalfäche des Prüfkörpers 17, Versuchsgruppe 4 in 31-facher Vergrößerung. Zu sehen sind der Zahn (Z), das Okklusalinlay (O), das Basisinlay (B) mit der eingravierten Prüfkörpernummer, die Kompositfuge (K) sowie die Glasionomerzementfuge (G).

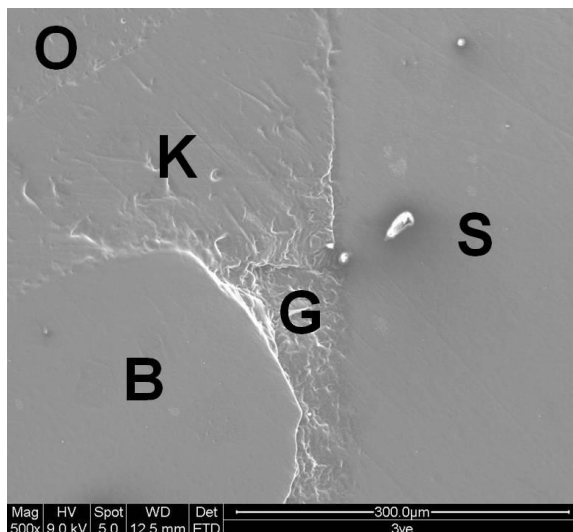


Abbildung 5: REM-Aufnahme der lateralen Grenzflächen des Prüfkörpers 3, Versuchsgruppe 4 zwischen Okklusal- und Basisinlay sowie zwischen Inlays und Zahn in 500-facher Vergrößerung. Zu sehen sind das Okklusalinlay (O), das Basisinlay (B), Schmelz (S), die Kompositfuge (K) sowie die Glasionomerzementfuge (G). Die Aufnahme zeigt die unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheit von Komposit und GIZ.

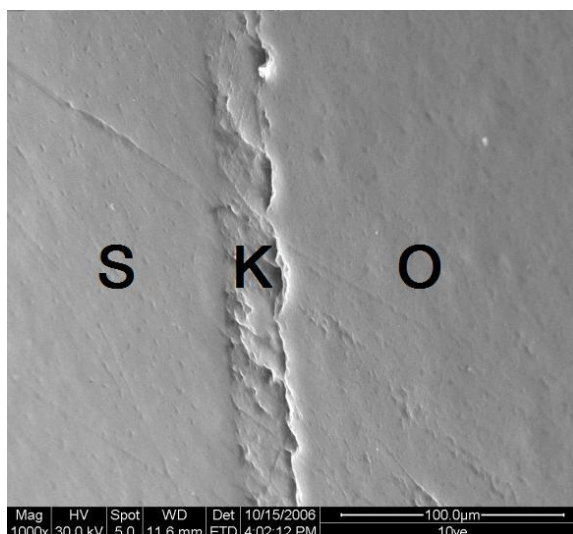


Abbildung 6: REM-Aufnahme der lateralen Kompositfuge zwischen Okklusalinlay und Zahn des Prüfkörpers 10, Versuchsgruppe 1 aus Panavia™ F 2.0 in 1000-facher Vergrößerung. Zu sehen sind Schmelz (S), das Okklusalinlay (O) sowie die Kompositfuge (K) mit Spaltbildung am Oberinlay.

### 3.2.10 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung analysierte die Veränderungen des Randschlussverhaltens infolge von Thermocycling und Kausimulation. Sie gliederte sich in zwei Abschnitte: Einerseits wurde die Veränderung der Randspalten je Grenzfläche innerhalb einer Versuchsgruppe betrachtet und andererseits wurden die Gruppen miteinander verglichen.

Im ersten Teil wurde der Wilcoxon-Test angewendet. Es handelt sich um ein parameterfreies Prüfverfahren zum Vergleich abhängiger Stichproben.

Für den zweiten Teil der Auswertung wurde der Kruskal-Wallis-Test herangezogen (H-Test). Auch hierbei handelt sich um einen parameterfreien Test.

Die Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  entsprechend einer Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha = 5\%$  durchgeführt.

Um auch die Größe der Differenzen auszuwerten, wurden außerdem Boxplot-Whisker-Diagramme erstellt. Darin wurden Median, unteres und oberes Quartil sowie Minimum und Maximum ausgewiesen.

## **4. Ergebnisse**

### ***4.1 Randschlussverhalten der Versuchsgruppen vor und nach thermo-mechanischer Belastung***

Zunächst wurden die prozentualen Häufigkeiten der Randspalten an den verschiedenen Grenzflächen innerhalb einer Versuchsgruppe vor und nach Belastung verglichen und anhand von Boxplot-Whisker-Diagrammen dargestellt (siehe Abbildung 7-10).

#### **4.1.1 Versuchsgruppe 1**

Das Boxplot-Whisker-Diagramm (Abb.7) zeigt bei Betrachtung der Mediane an den verschiedenen Grenzflächen Randspalten im Bereich von 5% bis 61% vor Belastung und 8% bis 67% nach Belastung. Das breite Spektrum ergibt sich dabei aus der unterschiedlichen Randspaltbildung vor Belastung an den verschiedenen Grenzflächen (5%-61%), die Differenz der prozentualen Häufigkeiten vor und nach Belastung je Grenzfläche liegt bei maximal 14% Spaltzunahme. Die Randspaltlänge nimmt an der Komposit/Zahn-Grenzfläche von 5% auf 8% zu. Die Grenzfläche zwischen Komposit und Inlay zeigt vor Belastung im Median 26% und nach Belastung 40% Randspalt. An der Grenzfläche zwischen Komposit und Okklusalinlay ist eine Spaltzunahme von 33% auf 35% zu verzeichnen. An der Grenzfläche zwischen Komposit und Basisinlay ist ein Anstieg der Randspalthäufigkeit im Median von 25% auf 32% zu beobachten. Die prozentuale Spalthäufigkeit bei der Grenzfläche GIZ/Zahn liegt bei 24% zu 30% vor bzw. nach Belastung. An der Grenzfläche GIZ/Inlay ist ein Zuwachs von insuffizientem Randschluss von 61% zu 67% zu sehen.

Die p-Werte von 0,002 bis 0,007 zeigen signifikante Unterschiede der Spalthäufigkeiten vor und nach Belastung (Wilcoxon-Test).

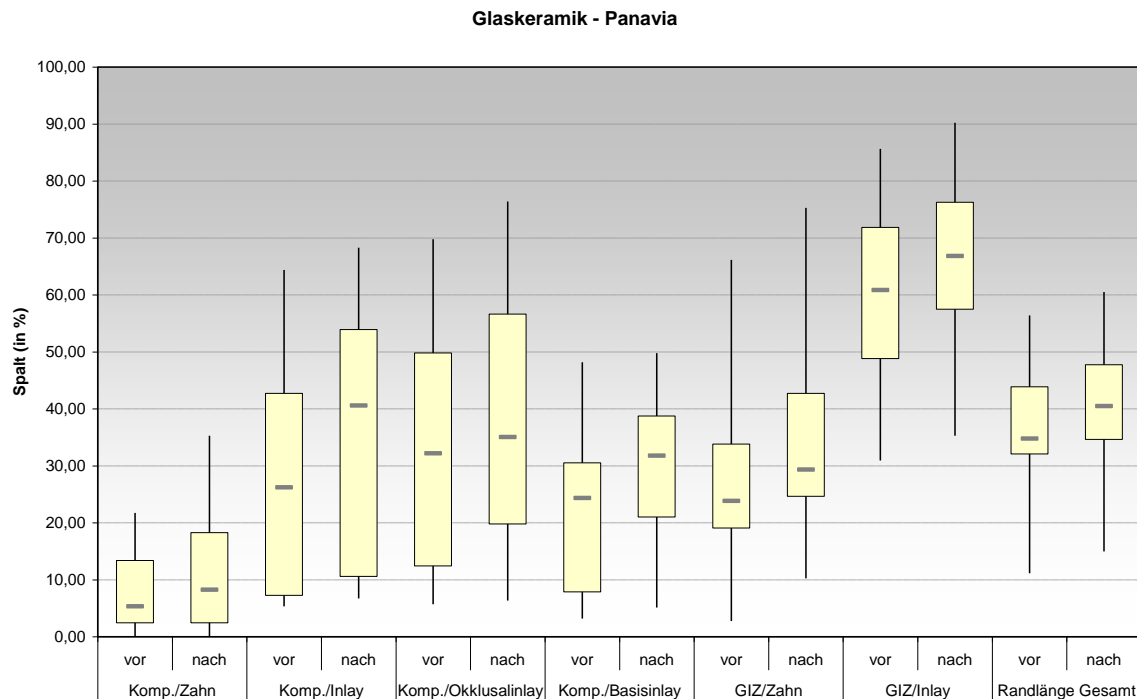


Abbildung 7: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an den verschiedenen Grenzflächen der Doppelinlays in der Versuchsgruppe 1 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung.

#### 4.1.2 Versuchsgruppe 2

Die Mediane der Randspaltlängen liegen in der zweiten Versuchsgruppe zwischen 1% und 55% vor Belastung. Nach Belastung liegen die Werte zwischen 3% und 66% (Abb.8). Die Differenzen vor/nach Belastung betragen maximal 8%, das Spektrum der Spaltlängen ist weit mehr durch die Unterschiede der primären Spaltbildung als durch die Veränderung durch Belastung bedingt. Die Grenzfläche Komposit/Zahn weist Randspaltlängen von 1% vor zu 3% nach Belastung auf. Die mittleren Spaltlängen an der Grenzfläche Komposit und Inlay liegen bei 7% bzw. 11%. Bei Betrachtung der Grenzflächen zwischen Okklusalinlay und Komposit sieht man eine Veränderung der Randspaltenhäufigkeit von 20% vor auf 21% nach Belastung. Ein ähnliches Bild zeigt sich an den Grenzflächen zwischen Basisinlay und Komposit. Die Mediane der Randspaltlängen steigen durch Belastung von 25% auf 32%. Die Grenzflächen zwischen GIZ und Zahn weisen Randspaltlängen von initial 31% und 35% nach Belastung auf. Bei GIZ/Inlay betragen die prozentualen Randspalthäufigkeiten zunächst 55%, durch Belastung erhöht sich der Wert auf 67%.

Der Wilcoxon-Test zeigt bei der Versuchsgruppe 2 mit p-Werten zwischen 0,002 und 0,03 statistisch signifikante Veränderungen der Randspalthäufigkeiten durch thermo-mechanische Belastung.

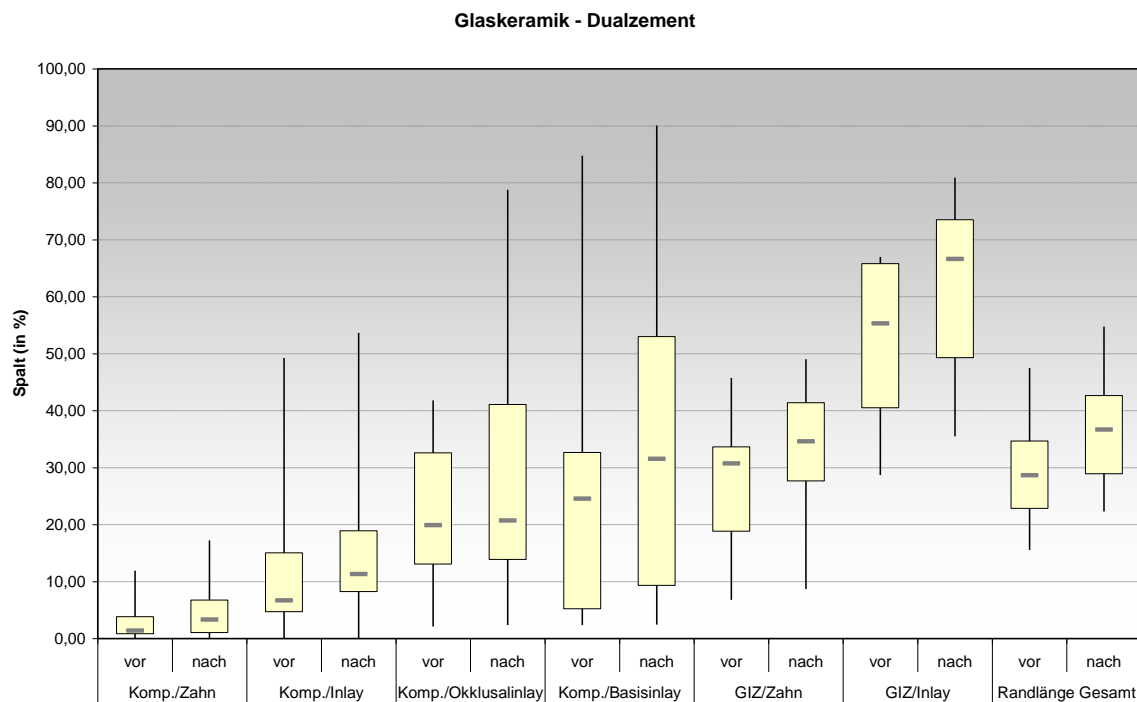


Abbildung 8: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an den verschiedenen Grenzflächen der Doppelinlays in der Versuchsgruppe 2 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung.

### 4.1.3 Versuchsgruppe 3

Bei der Versuchsgruppe 3 zeigt das Boxplot-Whisker-Diagramm (Abb.9) für Randspalthäufigkeiten Medianwerte von 1% bis 59% vor Belastung sowie 3% bis 69% nach Belastung. Die Spaltzunahme innerhalb einer Grenzfläche liegt bei maximal 12%. Die Dimension der Randspatllängen ist geprägt von der initialen Spaltbildung der verschiedenen Grenzflächen, die belastungsinduzierte Zunahme fällt geringer aus. An der Grenzfläche zwischen Komposit und Zahn vergrößert sich die Spalthäufigkeit von initial 2% auf 5% nach Belastung. Die Grenzfläche zwischen Komposit und Inlay persistiert bei einer Spatllänge von 2%. Die Spalthäufigkeit bei Komposit/Okklusalinlay nimmt durch Belastung von 16% auf 17% zu. Die Grenzfläche von Komposit und Basisinlay zeigt Randspalten von zunächst 28%, nach Belastung sind es 33%. Die Randspatllänge bei GIZ/Zahn steigt durch Belastung von 26% auf 38% an. Bei GIZ/Inlay beträgt die Randspalthäufigkeit zunächst 58%, nach thermo-mechanischer Belastung sind es 68%. Bei differenzierter Betrachtung fällt auf, dass sieben von zwölf Wertepaaren eine Differenz von null vor und nach Belastung aufweisen. An der Grenzfläche Komposit/Inlay kommt es mit einem p-Wert von 0,11 zu einer statistisch nicht signifikanten Änderung des Randschlussverhaltens vor und nach Belastung.



Die Ergebnisse der übrigen Grenzflächen liegen zwischen  $p = 0,005$  und  $0,03$ . Diese Veränderungen der prozentualen Randspalthäufigkeiten sind daher statistisch signifikant (Wilcoxon-Test).

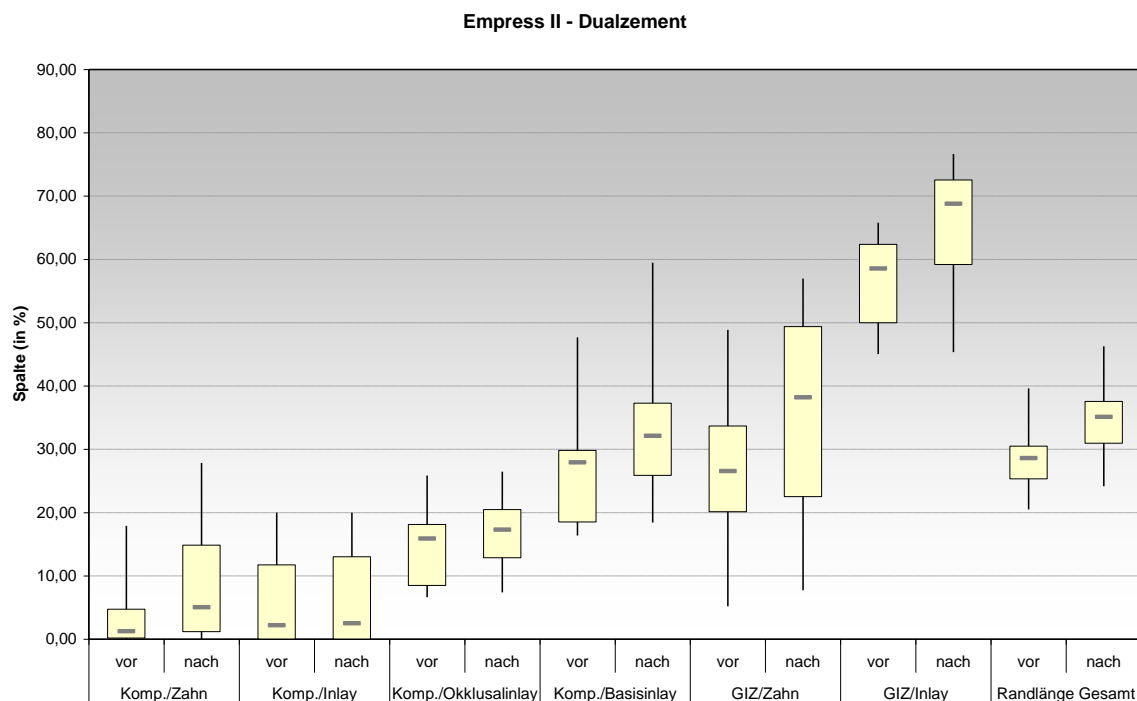


Abbildung 9: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an den verschiedenen Grenzflächen der Doppelinlays in der Versuchsgruppe 3 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

#### Versuchsgruppe 4

Die Mediane der Randspalthäufigkeiten liegen in der vierten Versuchsgruppe zwischen 0% und 22% vor Belastung sowie 0% und 28% nach Belastung (Abb.10). Das größte Spaltwachstum beträgt 6%. Auch hier wird das Spektrum der Spaltlängen durch die initiale Spaltbildung der verschiedenen Werkstoffe und nicht durch die Veränderung durch Belastung bedingt. Die Grenzfläche zwischen Komposit und Zahn zeigt Randspaltlängen von zunächst 1%, die durch Belastung auf 5% ansteigen. Bei Komposit/Inlay liegt der Median insuffizienter Randschlüsse auch nach Belastung unverändert bei 0%. An der Grenzfläche Komposit/Okklusalinlay wurden belastungsinduzierte Spaltlängenzunahmen von 12% auf 14% gemessen. Die Grenzfläche zwischen Komposit und Basisinlay zeigt mediane Randspalthäufigkeiten von 12% vor und 14% nach Belastung. Die Spaltlänge zwischen GIZ und Zahn steigt durch Belastung von 13% auf 16%. Der Anteil insuffizienten Randschlussverhaltens bei GIZ/Inlay steigt von zunächst 22% auf 28% nach Belastung. Bei der Versuchsgruppe 4 liegt die Grenzfläche Komp/Inlay

mit einem p-Wert von 0,068 über dem Grenzwert von 0,05, zeigt somit keine statistisch signifikante Veränderung des Randschlussverhaltens. Im Hinblick auf 8 Null-Differenzen von 12 Wertepaaren muss hier von einem sehr stabilen System ausgegangen werden. Der hohe Testwert ist auf die geringe Menge von Testwerten zurückzuführen. Dieses Testverfahren ist auf größere Stichproben ausgelegt.

Alle anderen p-Werte des Wilcoxon-Tests liegen zwischen 0,002 und 0,01 und ergeben eine signifikante Zunahme der Randspalthäufigkeit.

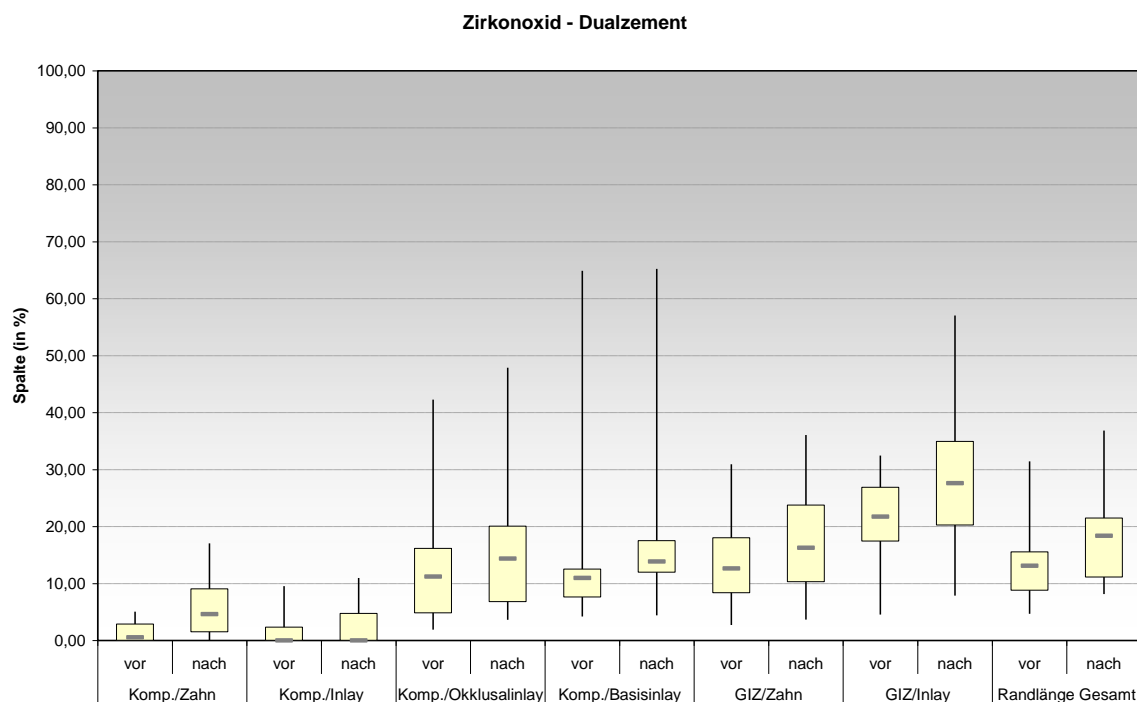


Abbildung 10: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an den verschiedenen Grenzflächen der Doppelinlays in der Versuchsgruppe 4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung.

## 4.2 Vergleich des Randschlussverhaltens der Versuchsgruppen

Die vier Versuchsgruppen wurden zunächst je Grenzfläche einander gegenübergestellt. Anschließend wurden alle Flächen mit gleichem Befestigungsmaterial (Komposit gesamt, GIZ gesamt) zusammengefasst. Verglichen wurden die Veränderung der Randspaltlängen vor und nach thermischer und mechanischer Belastung. Betrachtet wurde dabei die Veränderung der Spaltlängen in Prozent, basierend auf der Differenz der metrischen Messungen vor und nach Belastung. Je Versuchsgruppe werden drei Werte in folgender Reihenfolge beschrieben: der initial messbare Randspaltanteil, die Vergrößerung des Spaltanteils durch thermo-mechanische Belastung sowie der Anteil der Randspalten nach Belastung.

Kommentiert wurde dabei, wie sich der initial messbare Unterschied zwischen den Gruppen im Vergleich zu dem durch Belastungsstress induzierten Wert verhält.

Die Daten werden anhand von Boxplot-Whisker-Diagrammen dargestellt.

#### 4.2.1 Komposit/Zahn

Das Spektrum der Randspalthäufigkeit reicht von 0,6% bis 5,3% vor Belastung bzw. 3,3% bis 8,2% nach Belastung. Die Spaltzunahme liegt zwischen 1,9% und 4% (Abb.11).

Die Versuchsgruppe 1 zeigt vor Belastung im Median einen Randspalt von 5,3%, der um 2,9% auf 8,2% ansteigt. Bei Gruppe 2 wurden anfangs 1,4% gemessen. Durch thermo-mechanische Belastung steigt der Wert um 1,9% auf 3,3%. In Gruppe 3 erscheinen zunächst 1,3% der Randlänge als Spalt. Durch Belastung wächst dieser um 3,8% auf 5,1%. Die Versuchsgruppe 4 weist anfangs 0,6% insuffizientes Randschlussverhalten auf, das sich um 4,0% auf 4,6% steigert.

Die Differenzen der initialen Spaltbildung liegen auf dem Niveau der belastungsinduzierten Spaltzunahme.

Der Kruskal-Wallis-Test zeigt beim Vergleich der Veränderungen der Randspalthäufigkeiten durch thermo-mechanische Belastung zwischen den Versuchsgruppen an der Grenzfläche Komposit/Zahn mit einem Wert von  $p = 0,58$  keine statistisch signifikanten Unterschiede.

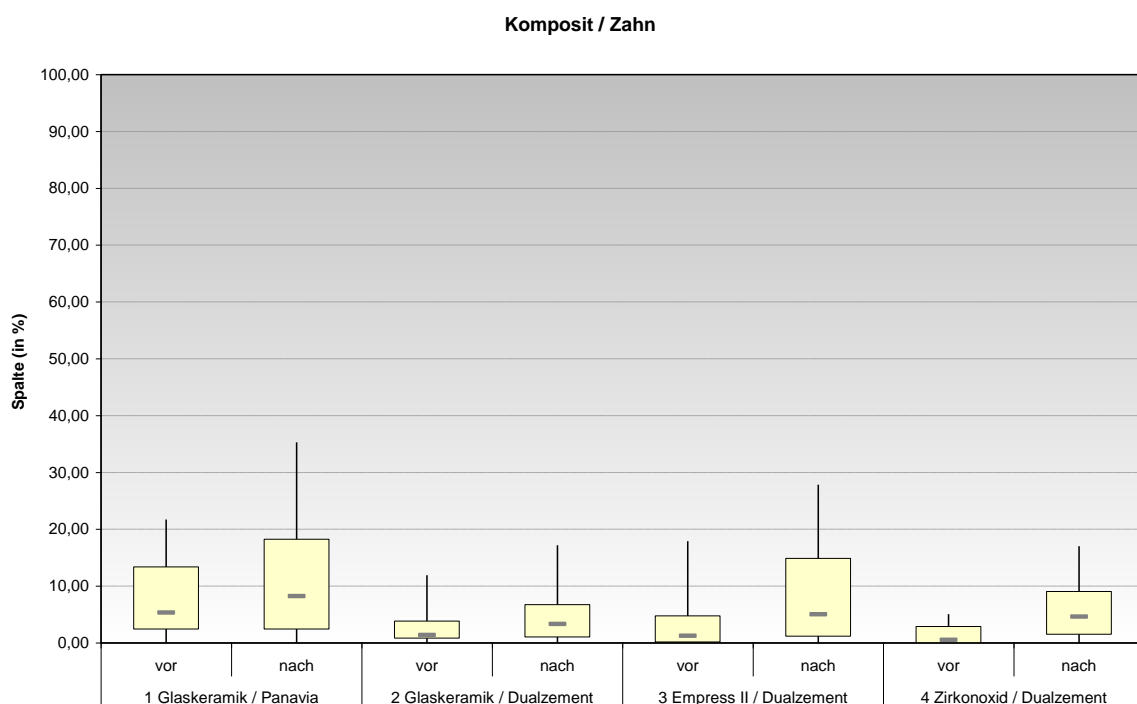


Abbildung 11: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzflä-

che Komposit/Zahn der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

### 4.2.2 Komposit/Inlay

Der Anteil insuffizienten Randschlusses liegt zwischen 0% und 26,2% vor Belastung und 0% und 40,6% nach Belastung. Die Spaltzunahme reicht von 0% bis 14,4% (Abb.12).

Die Gruppe 1 zeigt 26,2% Initialspalt, 14,4% Spaltzunahme und 40,6% Randspalt nach Belastung. In der Versuchsgruppe 2 steigt der Wert von zunächst 6,7% um 4,6% auf 11,3%. Gruppe 3 zeigt initial 2,2% insuffizientes Randschlussverhalten. Durch Belastung steigt der Wert von 0,3% auf 2,5%. Bei Gruppe 4 ist sowohl vor wie nach Belastung kein Randspalt messbar.

Das initiale Randschlussverhalten bedingt größere Randspalthäufigkeiten als der durch Belastung induzierte Zuwachs.

Der H-Test führt zu dem Wert  $p = 0,00004$ . Dies bedeutet einen hochsignifikanten Unterschied in der Entwicklung der Spaltlängen der Gruppen unter Belastung.

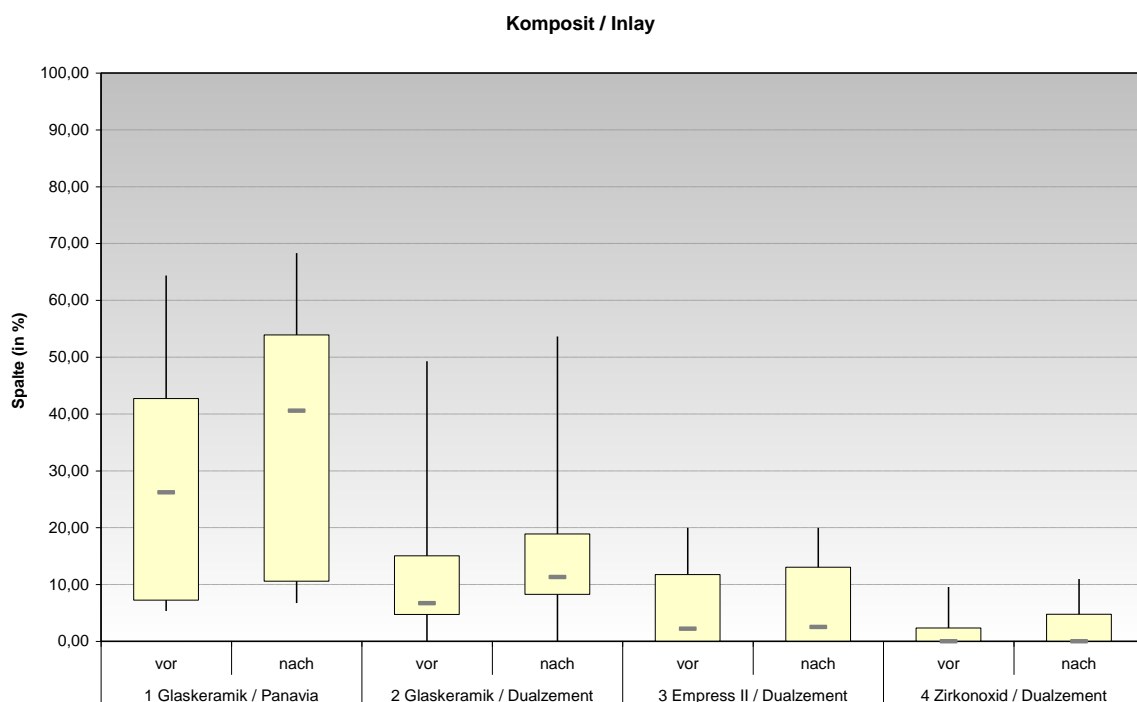


Abbildung 12: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche Komposit/Inlay der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

### 4.2.3 Komposit/Okklusalinlay

Der Anteil von Randspalten vor Belastung liegt bei 11,2% bis 32,2%, nach Belastung bei 14,4% bis 35,1%. Die Zunahme der Spalthäufigkeit liegt zwischen 0,8% bzw. 2,9% (Abb.13).

In der Versuchsgruppe 1 steigt der Spaltanteil belastungsbedingt von 32,2% um 2,9% auf 35,1%. Gruppe 2 zeigt zunächst 19,9% insuffiziente Randspaltlänge und wächst nach TML um 0,8% auf 20,7%. Die Versuchsgruppe 3 verzeichnet initial 15,9% insuffizienten Randschluss, der sich nach 1,4% Wachstum auf 17,3% erhöht. Bei Versuchsgruppe 4 steigt der Randspaltanteil durch Belastung von 11,2% mit 3,2% Wachstum auf 14,4% an.

Beim Vergleich dieser Grenzfläche ist die Dimension des Ausgangsspaltanteils deutlich größer als die durch Belastung bedingte Spaltzunahme.

Die Untersuchung der Daten mit dem Kruskal-Wallis-Test ergibt einen Wert  $p = 0,36$ , dies bedeutet keinen signifikanten Unterschied der Spaltentwicklung zwischen den Gruppen.

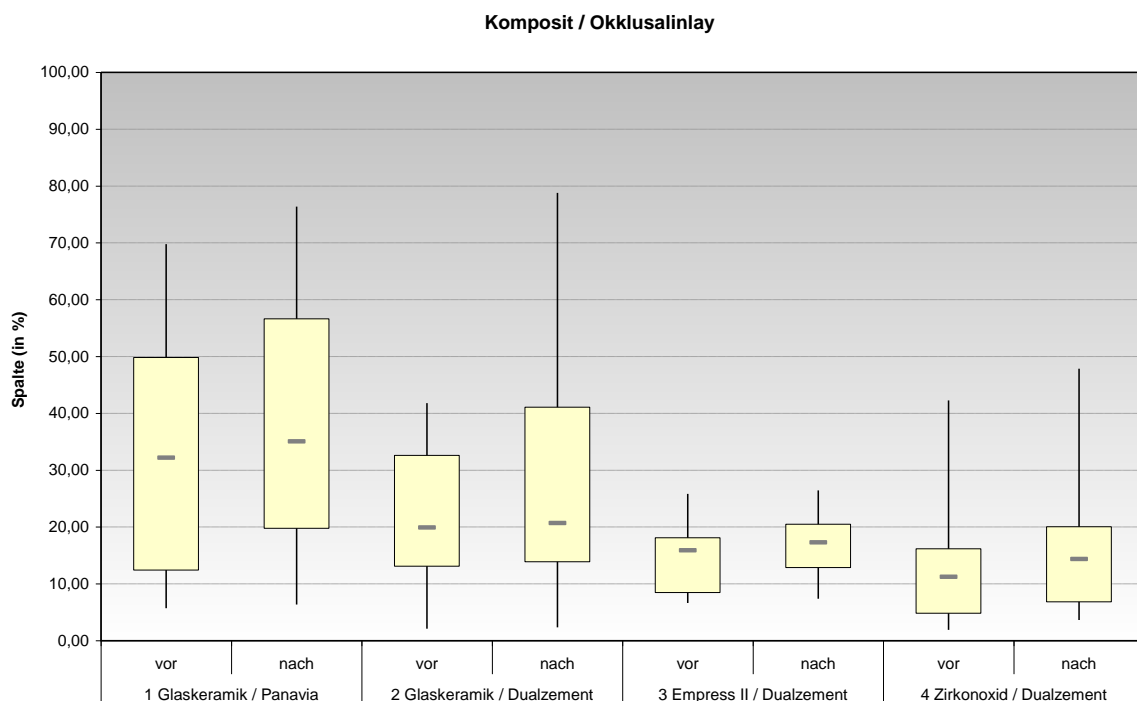


Abbildung 13: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche Komposit/Okklusalinlay der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

#### 4.2.4 Komposit/Basisinlay

Vor Belastung liegen die Medianwerte des Anteils von Randspalten zwischen 11,0% und 28,0%, nach Durchlaufen der Belastungssimulation bei 13,9% bis 32,1% (Abb.14). Das Wachstum liegt im Bereich von 2,9% bis 7,4%. In der Versuchsgruppe 1 steigt der Spaltanteil von 24,4% um 7,4% auf 31,8%. Gruppe 2 liegt vor Belastung bei 24,6% Randspalt und steigt nach TML um 7% auf 31,6%. Die Inlays der Gruppe 4 zeigen initial im Median 11,0% Randspalt, der sich durch Kausimulation und Thermocycling um 2,9% auf 13,9% erhöht.

Auch bei dieser Grenzfläche ist die Größenordnung des Randspaltanteils erheblich mehr durch den vor Belastung messbaren Spaltanteil als durch die Veränderung durch Belastung bedingt.

Die statistische Auswertung mittels Rangsummentest (Kruskal-Wallis) führt zum Wert  $p = 0,27$  und bedeutet keine signifikante Differenz.

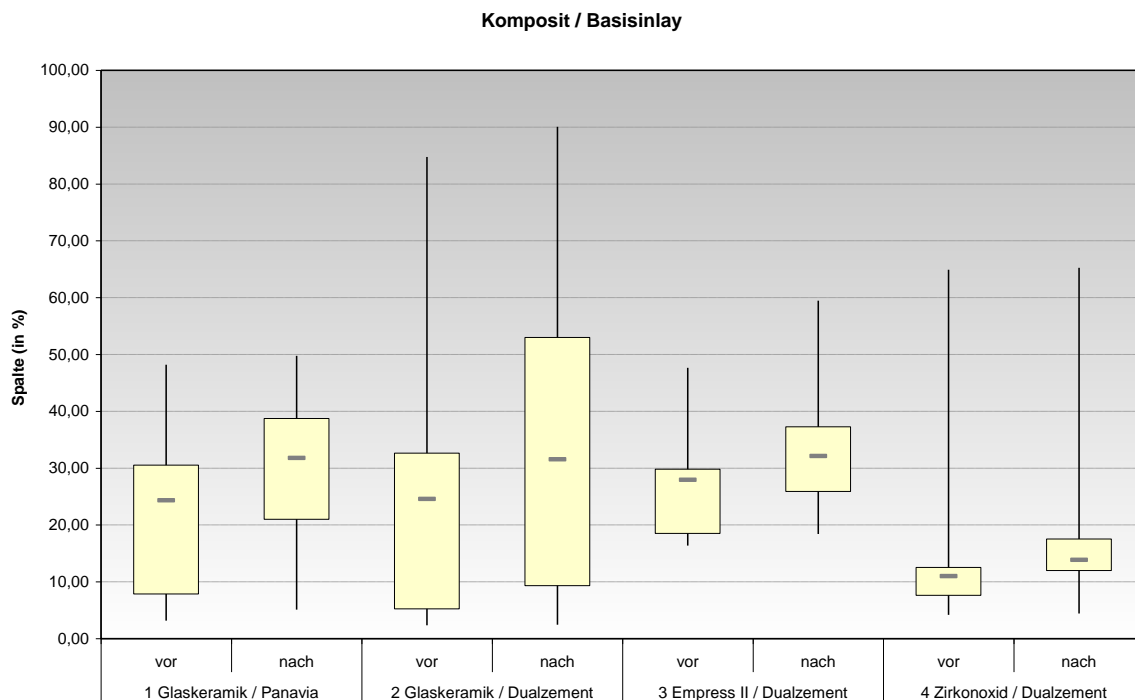


Abbildung 14: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche Komposit/Basisinlay der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

#### 4.2.5 GIZ/Zahn

Die Medianwerte liegen vor Belastung in einem Spektrum von minimal 12,6% bis maximal 30,7%. Nach Belastung liegen minimal 16,3% und maximal 38,2% Randspaltanteil vor (Abb.15). Die Spaltzunahme liegt zwischen 3,7% und 11,6%. Die Gruppe 1 steigt durch thermo-mechanische Belastung von initial 23,8% um 5,6% auf 29,4% Randspaltanteil. Die Versuchsgruppe 2 hat zunächst 30,7% Randspalten und zeigt nach Belastung 34,6%. In Gruppe 3 liegt der Anteil insuffizienter Randschlussareale zunächst bei 26,6%, nimmt nach TML um 11,6% auf 38,2% zu. Gruppe 4 zeigt zunächst 12,6% insuffiziente Spaltareale, die um 3,7% auf 16,3% zunehmen.

Auch hier ist der initiale Randspaltanteil größer als die Spaltlängenzunahme durch Belastungsstress.

Bei der Anwendung des H-Tests ergeben die Werte der Grenzfläche GIZ/Zahn den Wert  $p = 0,34$  und zeigen somit keine statistisch relevanten Unterschiede der Randspaltentwicklung zwischen den Versuchsgruppen.

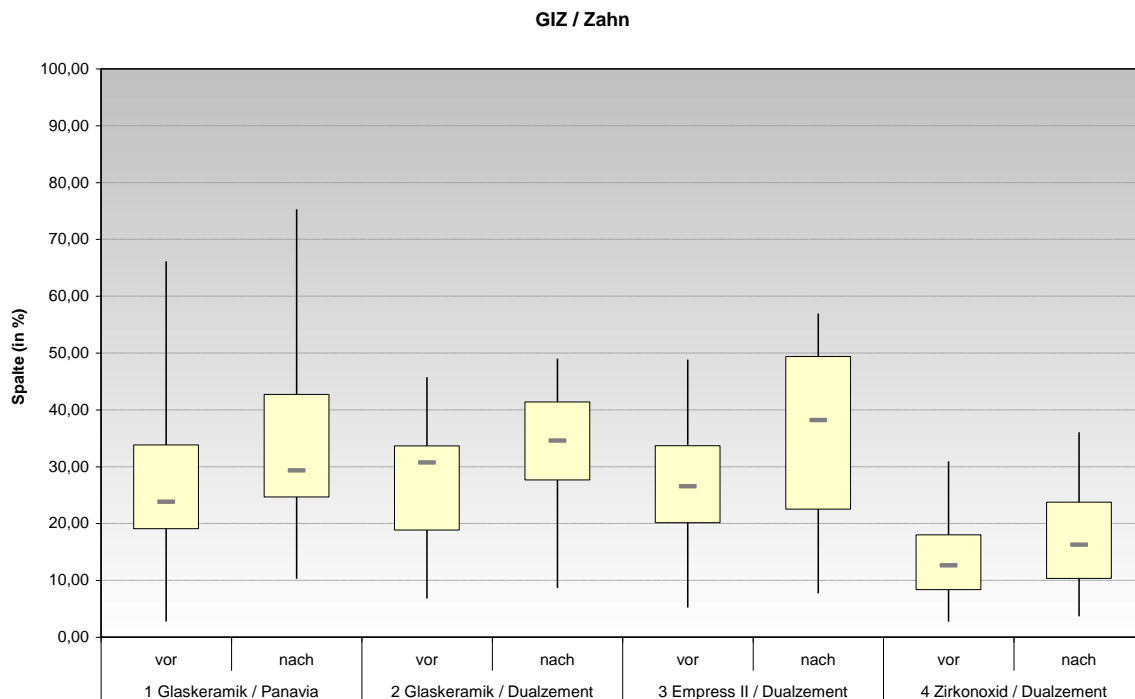


Abbildung 15: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche GIZ/Zahn der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

#### 4.2.6 GIZ/Inlay

Die Medianwerte insuffizienten Randschlusses liegen vor Belastung zwischen 21,7% und 60,8%. Nach Belastung sind es 27,6% bzw. 68,8% (Abb.16). Die Spaltlängenzunahme reicht von 5,9% bis 11,3%. Bei der Gruppe 1 sind zunächst 60,8% Spaltanteil zu messen, der nach Belastung um 6% auf 66,8% steigt. In Versuchsgruppe 2 erhöht TML den initialen Randspaltanteil von 55,3% um 11,3% auf 66,6%. Die Versuchsgruppe 3 zeigt zunächst bei 58,6% der Randlänge insuffizienten Randschluss, nach Kausimulation und Thermocycling sind es mit 68,8%, d. h. 10,2% mehr. In Gruppe 4 ist eine Spaltlängenzunahme von 21,7% um 5,9% auf 27,6% zu beobachten.

Im Vergleich zu den initialen Spalthäufigkeiten sind die belastungsinduzierten Spaltzunahmen deutlich geringer.

Der Gruppenvergleich bezüglich des Randschlussverhaltens an der Grenzfläche GIZ/Inlay mittels Kruskal-Wallis-Test ergab einen Wert von  $p = 0,60$ . Es gibt demnach keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf die Zunahme der Randspalthäufigkeiten.

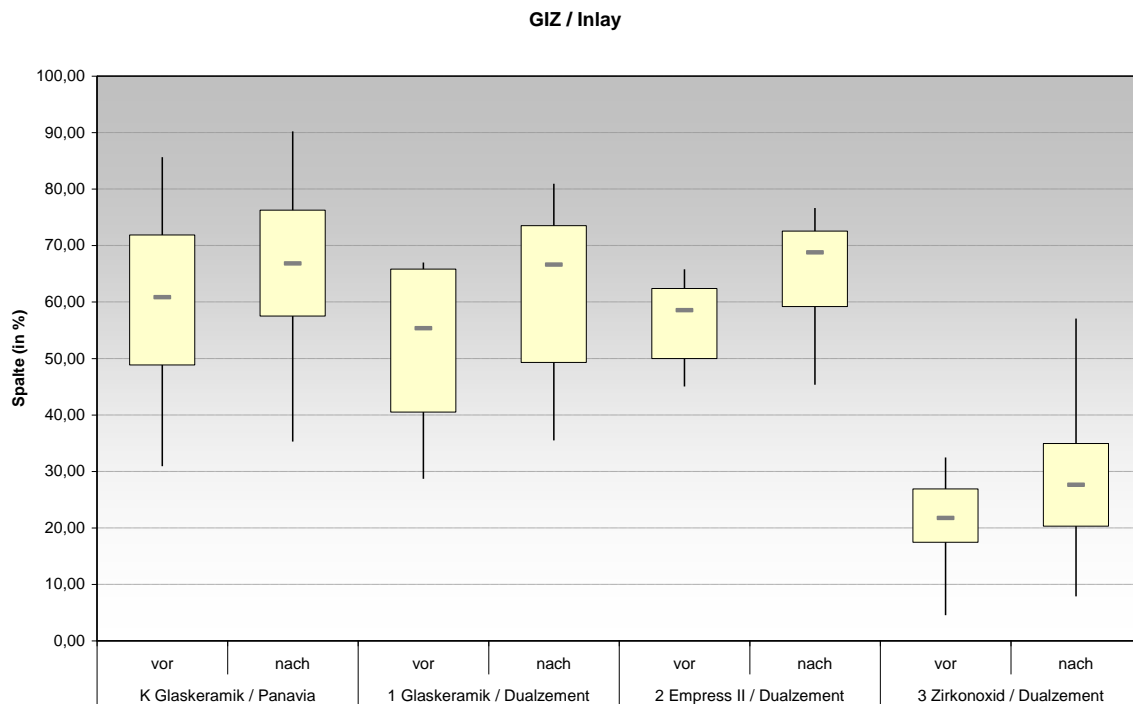


Abbildung 16: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche GIZ/Inlay der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

#### 4.2.7 Alle Kontaktflächen mit Komposit

Der Anteil spaltbildender Randfugen liegt vor Belastung im Median zwischen 5,7% und 20,7%. Durch TML erhöhen sich die Werte auf 9,4% bis 30,0% (Abb.17). Das Spaltwachstum liegt zwischen 3,7% und 9,3%. Die Versuchsgruppe 1 zeigt anfangs an 20,7% Randlänge einen insuffizienten Randschluss, der nach Belastung um 9,3% auf 30,0% ansteigt. Gruppe 2 liegt zunächst bei 14,5% und steigt nach thermo-mechanischer Belastung um 8,6% auf 23,1%. In Gruppe 3 vergrößert sich die Randspaltlänge belastungsinduziert von initial 13,3% um 3,3% auf 16,6%. Bei der Versuchsgruppe 4 nimmt der Randspalt durch TML von zunächst 5,7% um 3,7% auf 9,4% zu.

Mit Zirkonoxid als Basisinlay versorgte Zähne zeigen bei geringer Randspaltzunahme mindestens 50% weniger Randspalt im Vergleich zu den übrigen Versuchsgruppen.

Der Kruskal-Wallis-Test ergibt beim Gruppenvergleich aller Grenzflächen mit Komposit einen Wert von  $p = 0,29$ . Dies bedeutet, dass es keinen statistisch relevanten Unterschied zwischen den Gruppen gibt.



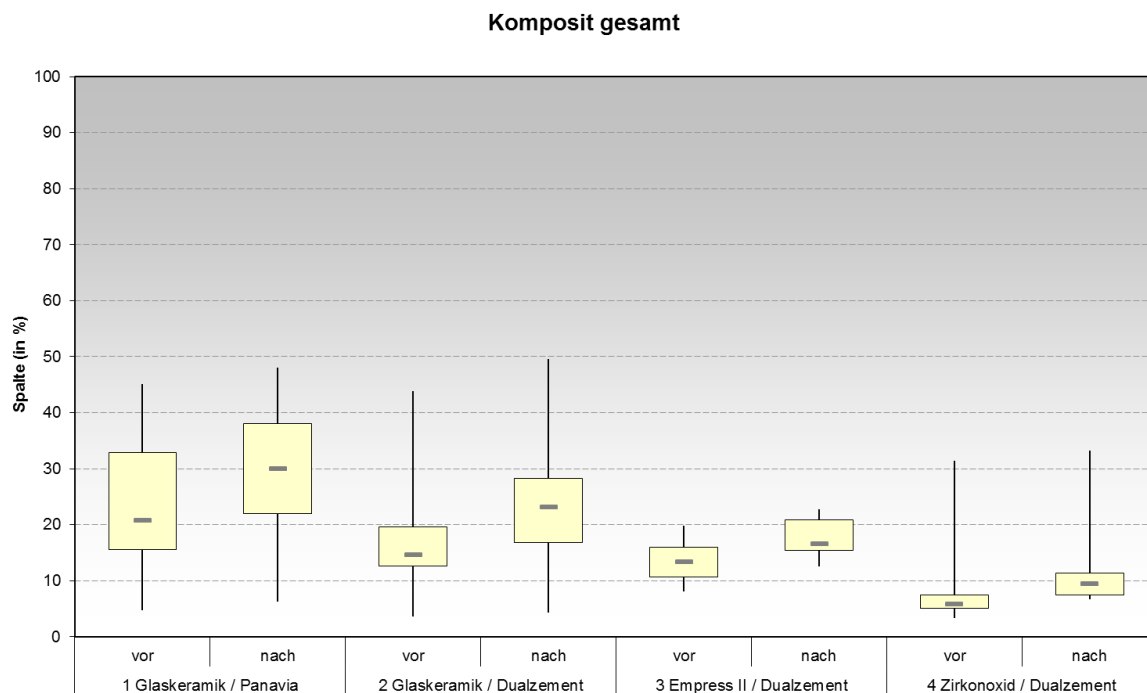


Abbildung 17: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche Komposit gesamt der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

#### 4.2.8 Alle Kontaktflächen mit GIZ

Die Randspalthäufigkeit aller Kontaktflächen mit GIZ liegt im Median zwischen 17,9% und 45,6% vor Belastung und 24,0% bis 50,0% nach Belastung (Abb. 21). Die Zunahme insuffizienter Fugenteile reicht von 5,7% bis 11,0%. Bei der Gruppe 1 steigt der Randspalt belastungsinduziert von 45,6% um 2,9% auf 48,5%. Die Versuchsgruppe 2 zeigt zunächst 38,2% Randspalthäufigkeit, die durch TML um 11,0% auf 49,2% ansteigt. Die Gruppe 3 entwickelt zunächst an 41,0% der Randlänge Spalten. Durch Belastung steigt der Wert um 9,0% auf 50,0%. Die Versuchsgruppe 4 zeigt anfangs 17,9% insuffiziente Randareale, nach Thermocycling und Kausimulation sind es bei 6,1% Zunahme schließlich 24,0%.

Der Vergleich der Randspaltzunahme an den Kontaktflächen mit GIZ zwischen den Versuchsgruppen mittels H-Test ergibt einen p-Wert = 0,22. Die Entwicklungen der Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant.

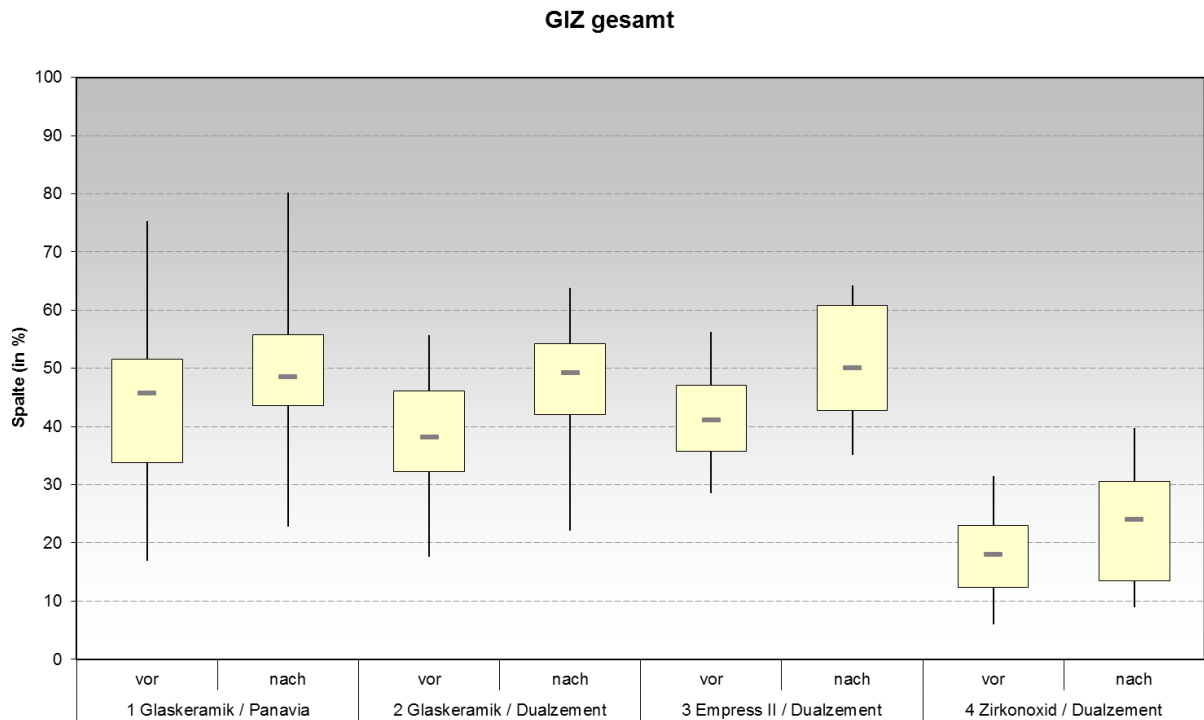


Abbildung 18: Boxplot-Whisker-Diagramm der prozentualen Häufigkeiten von Spaltbildungen an der Grenzfläche GIZ gesamt der Versuchsgruppen 1-4 vor und nach der thermo-mechanischen Belastung

## **5. Diskussion**

### **5.1 Vergleich der Konzepte: vollkeramische versus konventionelle Doppelinlay-Technik**

In vielen grundlegenden Aspekten stimmen die beiden Werkstoffkonzepte der Doppelinlay-Technik überein. Präparation, Aufbau und Zementierungsmodalitäten unterscheiden sich nur im Detail voneinander und wurden im Kapitel 2.1.1 beschrieben.

#### **5.1.1 Indikation**

Die Indikation ergibt sich durch stetig steigende Ansprüche der Patienten sowie der Kontraindikation der Adhäsivtechnik mit der Versorgungsmöglichkeit durch Keramikinlays. Der Wunsch der Patienten besteht in ästhetisch hochwertigem Zahnersatz auch im Seitenzahngelände sowie substanzschonenden, biokompatiblen und haltbaren Versorgungstechnologien (Högerl 2011). Limitationen der Adhäsivtechnik werden von Dailey et al. (2001) im Zusammenhang mit einer modifizierten Doppelinlay-Technik beschrieben. Ein entscheidender Aspekt ist die Überschreitung der Schmelz-Zement-Grenze an der cervikalen Präparationsgrenze. Es ist erwiesen, dass eine große Schmelzoberfläche bestmögliche Voraussetzungen für die Verbundfestigkeit von Komposit bietet. Weiterhin wurde gezeigt, dass der Verbund zum koronalen Dentin stärker ist als zum cervikalen Dentin. Der adhäsive Haftverbund im Dentin ist von vielen Faktoren abhängig und unterliegt einer großen Schwankungsbreite. Das Anlegen des Kofferdams ist die Voraussetzung für ein gutes Ergebnis bei der Anwendung der Adhäsivtechnik. Speichel, Blut und Sulcusflüssigkeit können das Einsetzprozedere bei subgingivalen Defektgrenzen beeinflussen. In diesen Aspekten sehen die Autoren die Indikation für die Doppelinlay-Technik. Sie kombinieren die Stabilität sowie das unproblematische Einsetzprozedere des Goldinlays mit der Ästhetik des Keramikinlays. Das Basisinlay des vollkeramischen Doppelinlays wird in gleicher Weise mit GIZ zementiert wie beim konventionellen Doppelinlay. Die Indikation trifft deshalb auf diese Werkstoffvariation in gleicher Weise zu. Eine differenzierte Indikation ergibt sich beim interdentalen Diastema. Nicht von Zahnschmelz unterstützte Anteile der vollkeramischen Versorgung sind in Abhängigkeit von der Keramik des Basisinlays frakturgefährdet. Damit ergibt sich eine Einschränkung der Indikation zumindest für die Basisinlays aus Empress Esthetic Keramik.

### **5.1.2 Werkstoffe**

Bezüglich der Werkstoffe unterscheiden sich konventionelle und vollkeramische Doppelinlay-Technik nur im Bereich der Basisinlays voneinander. Die Keramik des Okklusalinlays, der Einsatz von Glasionomermertement zur Zementierung des Basisinlays sowie die möglichen Befestigungskomposite zur adhäsiven Befestigung des Okklusalinlays sind identisch. Vorteile des keramischen Basisinlays bestehen hauptsächlich in der besseren Ästhetik. Es findet keine dunkle Verschattung des Zahnes durch Blockade des einfallenden Lichtes in der Tiefe der Restauration statt, wie es auch bei VMK-Restaurationen beschrieben wird. Zudem ist auch der Approximalraum durch zahnfarbendes Restaurationsmaterial ästhetisch hochwertiger versorgt. Weiterhin wird durch die metallfreie Werkstoffkombination das Auftreten der seltenen Allergie auf Goldlegierungen vermieden. Die Versorgungsqualität bezüglich des Randschlussverhaltens ist bei beiden Werkstoffvarianten als vergleichbar anzunehmen. Durch den Stabilisierungseffekt des adhäsiv befestigten Okklusalinlays ist im Bereich des Basisinlays bei beiden Varianten von geringerer Randspaltbildung im Vergleich zu konventionellen Goldgussinlays auszugehen.

## **5.2 Material und Versuchsdurchführung**

### **5.2.1 Keramik**

Der Wunsch nach einer zahnfarbenen keramischen Restauration und einer minimalinvasiven, substanzschonenden Präparation geht heute nicht mehr mit Kompromissen im Hinblick auf Langlebigkeit und Frakturresistenz einher. Land und Hopp (2010) belegen in ihrer umfassenden Literaturübersicht gute klinische Langzeitergebnisse keramischer Inlays.

#### **Okklusalinlays: Empress® Esthetic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Als Werkstoff für die Okklusalinlays der Versuchsgruppen 1-4 wurde Empress® Esthetic ausgewählt. Es handelt sich um eine leuzitverstärkte Glaskeramik mit sehr guten ästhetischen Eigenschaften aufgrund des ausgeprägten Chamäleon-Effekts. Die Druckbelastbarkeit liegt bei 140 MPa, somit ist der Werkstoff für die Inlayversorgung im Seitenzahnggebiet freigegeben. Der adhäsive Verbund ermöglicht maximalen Erhalt der Zahnhartsubstanz und stabilisiert den Zahn (Jensen et al. 1987, Morin et al. 1988). Eine klinische Studie von Taschner et al. (2009) bestätigt sehr gute Ergebnisse über einen Untersuchungszeitraum von einem Jahr. Uludag et al. (2009) wie auch Frankenberger et al. (2008) untersuchten das Randschlussverhalten nach thermischer und mechanischer Belastung mit sehr guten Ergebnissen im

Schmelzbereich. Stappert et al. (2007) untersuchte die Bruchfestigkeit nach Thermocycling mit zufriedenstellenden Ergebnissen.

### **Basisinlays Versuchsgruppen 1-3: Empress® Esthetic, Empress® II (Vivadent Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)**

Die Basisinlays der Versuchsgruppe 1 und 2 wurden aus Empress® Esthetic Keramik, die der Versuchsgruppe 3 aus Empress® II Keramik hergestellt.

Im Hinblick auf die hohe Opazität und die dadurch eingeschränkte Ästhetik von Zirkonoxid-Basisinlays sollten bei der Forderung einer sowohl funktionell als auch ästhetisch optimalen Versorgung weiterhin Versuchsreihen mit Empress® II und Empress® Esthetic Keramik als Basisinlays untersucht werden. Bei Empress® II handelt es sich um eine Lithium-Disilikat-Keramik. Im Vergleich zur Esthetic® Keramik zeichnet sie sich durch eine höhere Druckfestigkeit von 350 Mpa bei verminderter Transluzenz aus. Die hohe Druckfestigkeit wurde von Esquivel-Upshaw et al. (2001) überprüft und bestätigt. Gute klinische Langzeiterfolge ergaben Studien von Fabianelli et al. (2006) sowie Tagtakın et al. (2009).

Bei beiden Keramiken wurde das Basisinlay konventionell zementiert, da die Präparationsgrenze subgingival und unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze liegt, obwohl dies nicht den Empfehlungen des Herstellers entspricht. Entscheidend für diese Vorgehensweise war der Aspekt, dass das Okklusalinlay die geforderte Schichtstärke von mindestens 1,5 mm aufwies und adhäsiv befestigt wurde. Durch den adhäsiven Verbund wird die Biegebelastbarkeit und die Bruchfestigkeit der Restauration erhöht und der durch Druck ausgelöste Stress gesenkt (Dietschi et al. 1990). Mit diesen Versuchsgruppen sollte untersucht werden, inwieweit das adhäsiv befestigte Okklusalinlay die auftretenden Kräfte kompensiert und somit die Zementierung mit Glasionomerezement für das Basisinlay zulässt. Die Indikation für den Einsatz dieser Keramiken für die Versuchsgruppen 1 und 2 (Empress® Esthetic) sowie Versuchsgruppe 3 (Empress® II) liegt in der besseren Ästhetik gegenüber Zirkonoxidkeramik.

### **Basisinlays Versuchsgruppe 4: ICE Zirkon® (ZirkonZahn, Gais, Italien)**

Die Wahl des Basismaterials der Versuchsgruppe 4 fiel auf Zirkonoxidkeramik. Sehr gute mechanische Werkstoffeigenschaften wie große Bruch- und Biegefestigkeit ermöglichen das konventionelle Zementieren. Mit dieser Werkstoffkombination kann den allgemeingültigen Forderungen nach Präparationsform, Materialschichtstärke und Zementierungsform entsprochen werden. Zirkonoxidkeramik ist zurzeit als Gerüstwerkstoff für die Herstellung festsitzenden Zahnersatzes im Seitenzahngebiet als Material der Wahl anzusehen. Weiterhin lässt es sich zahnfarben einfärben, allerdings bei eingeschränkter Transluzenz. Die hohe Druck- und Biegefestigkeit geht mit einer eingeschränkten Ästhetik einher. Die Basisinlays der Versuchs-

gruppe 4 wurden aus ICE Zirkon hergestellt. Dabei handelt es sich um ein Yttrium teilstabilisiertes System. Dichtgesinterte Zirkonkeramik zeichnet sich durch sehr hohe Stabilität aus. Hjerpe et al. (2009) untersuchten die ICE® Keramik und konnten nach Thermocycling Biegefestigkeiten zwischen 995 MPa und 1127 MPa messen. Die Bruchfestigkeit von mit Glaskeramik überpressten Y-TZP-Keramikinlays untersuchten Ohlmann et al. (2005). Die Prüfkörper zeigten mit Werten zwischen 1276 N und 1413 N eine sehr hohe Bruchfestigkeit. Aufgrund der hervorragenden Werkstoffeigenschaften von Zirkonoxid und der Möglichkeit, die Keramik konventionell zu zementieren, wurden die Basisinlays von Versuchsgruppe 4 aus ICE® Zirkon hergestellt.

### Ästhetische Gegenüberstellung der Basisinlays

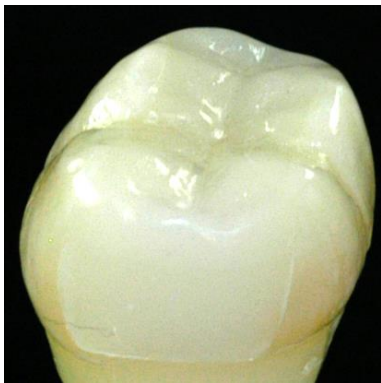


Abbildung 19: Fotografie der Approximal- und Okklusalfäche des mit Doppelinlay-Technik versorgten Prüfkörpers 1, Versuchsgruppe 2. Zu sehen ist die fertig ausgearbeitete Restauration mit Empress Esthetic® Okklusalinlay und Empress Esthetic® Basisinlay.



Abbildung 20: Fotografie der Approximal- und Okklusalfäche des mit Doppelinlay-Technik versorgten Prüfkörpers 19, Versuchsgruppe 3. Zu sehen ist die fertig ausgearbeitete Restauration mit Empress Esthetic® Okklusalinlay und Empress® II Basisinlay.



Abbildung 21: Fotografie der Approximal- und Okklusalfäche des mit Doppelinlay-Technik versorgten Prüfkörpers 17, Versuchsgruppe 4. Zu sehen ist die fertig ausgearbeitete Restauration mit Empress Esthetic® Okklusalinlay und ICE Zirkon® Basisinlay.

## 5.2.2 Befestigungsmaterialien

### Panavia™ F 2.0 (Kuraray Europe, Düsseldorf, Deutschland)

Bei dem in Versuchsgruppe 1 untersuchten Panavia™ F 2.0 handelt es sich um ein etabliertes und vielfältig untersuchtes, selbstadhäsives Komposit. Während bezüglich des sehr guten initialen Haftverbundes die Literatur einheitliche Ergebnisse zeigt, wird die Langzeitstabilität kontrovers diskutiert. Bezüglich der Haftkraft am Schmelz (Sarabi et al. 2009) wie auch am Dentin (Uno et al. 2000, Oztürk et al. 2007) konnten keine signifikanten Unterschiede zu anderen dualhärtenden Befestigungskompositen festgestellt werden. Frankenberger et al. (2008) stellten hingegen fest, dass etch-and-rinse-Systeme nach thermisch-mechanischer Belastung bezüglich Randspaltbildung an Keramikinlays Panavia™ F 2.0 am Schmelz überlegen sind. Am Dentin hingegen waren keine Unterschiede messbar. Peumans et al. (2007) beobachteten

bei initial vergleichbaren Werten stark nachlassende Haftkraft bei Panavia™ F 2.0 gegenüber Variolink II® nach Thermocycling.

Um das Randschlussverhalten von Panavia™ F 2.0 zu untersuchen, wurden die Okklusalinlays der Versuchsgruppe 1 mit Panavia™ F 2.0 eingesetzt. Es erfolgte eine Randspaltanalyse im REM vor und nach thermo-mechanischer Belastung. Als Vergleich diente Versuchsgruppe 2. Bei gleichen keramischen Werkstoffen wurden hier die Okklusalinlays mit Dual Cement® befestigt.

#### **Dual Cement® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)**

Die Okklusalinlays der Versuchsgruppen 2-4 wurden mit Dual Cement® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), einem dualhärtenden Komposit, befestigt. Dieses Material ist ein weitverbreitetes Befestigungskomposit, das über Jahre in vielen Studien übereinstimmend gute Resultate im Hinblick auf marginale Integrität und Haftverbund zeigte. Bott und Hannig (2003) untersuchten die Randspaltbildung von Dual Cement® bei okklusalen Keramikinlays. Sie konnten keinen signifikanten Spaltzuwachs durch thermo-mechanische Belastung, aber sehr gute marginale Integrität von über 95% sowohl vor als auch nach Belastung verzeichnen. Chang et al. (1998) überprüften die Haftkraft von Glaskeramik, die mit Dual Cement® adhäsiv am Schmelz befestigt wurde. Das Ergebnis zeigte mit 18,3 MPa einen sehr stabilen Haftverbund.

Aufgrund der durch Studien belegten guten Materialeigenschaften fiel die Wahl des Einsetzkomposites für die Gruppen 2-4 auf Dual Cement®.

#### **Ketac Cem® (3M Espe, Seefeld, Deutschland)**

Das zur Befestigung der Basisinlays der Versuchsgruppen 1-4 eingesetzte Ketac Cem® gehört zu den am häufigsten verwendeten Materialien in Bezug auf konventionelle Zementierung. Bei der Befestigung von Keramikinlays zeigen die Ergebnisse der im Folgenden genannten Studien jedoch nach initial gutem Randschlussverhalten eine Zunahme der Randspaltlängen nach thermo-mechanischer Belastung.

Zuellig-Singer und Bryant (1998) zementierten Keramikinlays mit GIZ. Die Randspaltqualität war initial ohne signifikanten Unterschied im Vergleich zu den mit Kompositen befestigten Inlays, die Inlays zeigten unter thermo-mechanischer Belastung jedoch deutlich stärkere Ermüdungserscheinungen. Zu diesem Ergebnis kamen auch Abdalla und Davidson (2000). Nach Belastung stieg die marginale Desintegration signifikant, während bei adhäsiv befestigten Inlays kein signifikantes Wachstum messbar war.

Aufgrund der insuffizienten Feuchtigkeitskontrolle während des Zementierens bei subgingivalen Defekten kam zur Befestigung der Basisinlays der Glasionomer-Zement Ketac Cem® zum Einsatz.

Subgingivale Defekte verhindern das Anlegen eines Kofferdams und damit eine suffiziente Feuchtigkeitskontrolle. Sulkusflüssigkeit, Speichel und Blut können den adhäsiven Haftverbund beeinflussen. Weiterhin ist bekannt, dass der adhäsive Haftverbund im koronalen Dentin stärker ist als im Wurzelbereich (Dailey et al. 2001). Zudem lassen unterschiedliche Beschaffenheiten der Dentinstruktur keine Vorhersage über die adhäsive Haftkraft zu. Die Vielzahl der aufgeführten Kontraindikationen zeigt, dass die Anwendung der Adhäsivtechnik zur Befestigung der Basisinlays problematisch ist. Glasionomerzement erlaubt die Anwendung bei relativer Trockenlegung und ermöglicht eine gründliche Entfernung der Überschüsse auch im subgingivalen Bereich durch Absprengen mit scharfen Scalern. Aus diesen Gründen wurden die Basisinlays mit Ketac Cem® zementiert.

Manso et al. (2011) stellten eine höhere Verbundfestigkeit von Kompositen zu Dentin im Vergleich zu Ketac Cem® in Kombination mit Keramikinlays fest. Sehr gute Randqualität erreichten Frankenberger et al. (2012) mit nur 8% Randspalt nach TML am Dentin bei etch-and-rinse-Technik (Syntac® und Variolink®). Sogar selbstadhäsives Komposit führt mit 38% (Maxcem®) Randspalt nach TML zu besserem Randschlussverhalten am Dentin (Frankenberger et al. 2008). Die Anwendung der Adhäsivtechnik ist jedoch an die Möglichkeit absoluter Trockenlegung gebunden. Gerade diese Voraussetzung wird in dieser Studie nicht erfüllt, so dass die Technik nicht zum Einsatz kommen kann. Andererseits zeigt der Vergleich, dass die Dimension der Randspalten an den Basisinlays bei den Gruppe 1, 2 und 3 ein ähnliches Randschlussverhalten wie Goldgussinlays entwickeln, die klinisch sehr gute Langzeitergebnisse zeigen. Betrachten wir Gruppe 4 mit Basisinlays aus Zirkonoxid, die aus o.g. Grund ebenfalls mit Ketac Cem zementiert wurden. Behr et al. (2011) kommen zu dem Ergebnis, dass keine der zurzeit zur Verfügung stehenden Methoden zur Konditionierung von Zirkonoxid-Oberflächen zur Ankopplung von Kompositen zu klinisch suffizienter Verbundfestigkeit führt. Shahin und Kern (2010) stellen fest, dass sich die Haftkraft von Zirkonoxid-Kronen nach Abstrahlen mit Aluminiumoxid-Partikeln (50µm) sowohl bei Anwendung von Ketac Cem® als auch bei Komposit-Klebern steigern lässt. Die höchsten Haftkräfte wurden hier mit Panavia 21™ gemessen. Die Basisinlays aus Gruppe 4 wurden dementsprechend vorbereitet. Die Ergebnisse der Gruppe 4 mit 24,0% Spaltanteil liegen zwischen selbstadhäsiven Kompositen und etch-and-rinse-Systemen. Die zum Teil sehr gute Randqualität am Dentin von adhäsiv befestigten Keramikinlays wurde jedoch an extrahierten Zähnen in vitro erzielt. In vivo



geht mit Defekten unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze häufig eine insuffiziente Trockenlegung einher. In diesen Fällen ist die Adhäsiv-Technik kontraindiziert.

Der Vergleich mit anderen Studien zeigt: Wann immer eine suffiziente Trockenlegung der Zähne möglich ist, sollte der adhäsiven Befestigung von keramischen Inlays auch bei dentinbegrenzten Defekten der Vorzug gegenüber konventioneller Zementierung gegeben werden. Es sollten möglichst etch-and-rinse-Systeme anstelle selbstadhäsiver Komposite zum Einsatz kommen. Ist eine sichere Trockenlegung nicht möglich, scheidet die Adhäsiv-Technik aus. Die Doppelinlay-Technik bietet in diesen Fällen eine sinnvolle Versorgungsmöglichkeit.

### 5.2.3 Präparationsform

Die Präparationsform von Keramik-Inlays wird vorwiegend durch den Substanzdefekt vorgegeben. Im Kavitätdesign müssen jedoch die werkstoffspezifischen Eigenschaften berücksichtigt werden. Keramikgerechte Kavitäten müssen daher eine möglichst einfache Grundgeometrie aufweisen (Arnetzl und Arnetzl 2006). Eine allgemeingültige Anforderung an das Präparationsdesign ist die Mindestschichtstärke von 1,5 mm bei Prämolaren und bis zu 2 mm bei Molaren (Cöttert et al. 2001, Banks 1990, Fradeani et al. 1997, Joynt et al. 1987). Der okklusale Kasten wurde auf eine Tiefe von 2,5 mm präpariert, um eine Schichtstärke von 1,5 mm für das Okklusalinlay sowie 1,0 mm für das Basisinlay zu realisieren. Diese vergleichsweise geringen Schichtstärken waren durch die gegenseitige Stabilisierung der beiden Inlays mittels adhäsiven Verbunds möglich. Die Kavitätenbreite entspricht dem halben intercuspidalen Abstand, jedoch mindestens 2 mm, wobei der Forderung nach Mindestwandstärke der verbleibenden Zahnhartsubstanz von 2 bis 2,5 mm bei Anwendung adhäsiver Techniken entsprochen wurde (Jackson 1999). Die approximale Präparation wurde kastenförmig sowie leicht divergierend durchgeführt. Cervikal wurde die Präparationsgrenze unmittelbar apikal der Schmelz-Zement-Grenze im Wurzelzement angelegt. Damit wurde der entscheidende Aspekt dieser Studie umgesetzt. Läge die Präparationsgrenze koronal der Schmelz-Zement-Grenze, könnte unter der Voraussetzung absoluter Trockenheit adhäsiv befestigt werden. Supragingivale Präparationsgrenzen gelten bei der adhäsiven Befestigung als Voraussetzung und sind auch aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen zu empfehlen (Ottl und Lauer 1996, Ytani et al. 1998). Federränder, Slice Cut bzw. dünn auslaufende Präparationsränder wurden zur Vermeidung von Keramikfrakturen nicht präpariert (Krejci 1992, Banks 1990, Dumfahrt 1989). Die Extensionsflächen mündeten scharfkantig im 90°-Winkel zur Oberfläche (Dumfahrt 1989, Jackson 1990) und entsprechen damit auch den Erkenntnissen von Kunzelmann et al. (2006). Weiterhin wurde die Breite des approximalen Kastens so präpariert, dass

sie der vollständigen Lösung des Kontaktpunkts entspricht (Fradeani 1997). Unterschnitte, die sich nach Entfernen einer Karies zeigen, können im Sinne einer substanzschonenden Versorgung mit plastischem Füllungsmaterial ausgeblockt werden (Jackson 1999).

Die internen Winkel wurden zur Vermeidung von Spannungsspitzen abgerundet (Dumfahrt et al. 1989, Jackson und Ferguson 1990). Insbesondere am Kavitätenboden wurden scharfe Kanten zur Vermeidung von Kerbspannungen abgerundet. Keramikinlays werden zumeist mittels Adhäsiv-Technik inseriert, so dass auf mechanische Retention weitgehend verzichtet werden kann. Konvergenzwinkel von  $6^{\circ}$ - $10^{\circ}$  ergeben eine gute Bruchfestigkeit und ermöglichen eine Einprobe ohne Frakturgefahr (Brodbeck und Schärer 1992, Broderson 1994, Fradeani und Barducci 1996). Esquivel-Upshaw et al. (2001) stellten fest, dass Inlays mit einem Präparationswinkel von  $5^{\circ}$  eine signifikant höhere Bruchfestigkeit aufweisen als solche mit  $10^{\circ}$  oder  $20^{\circ}$  Präparationswinkel. Die Doppelinlay-Technik erfordert im Vergleich zum konventionellen Keramikinlay eine größere okklusale Kastentiefe. Dementsprechend wurde ein kleiner Präparationswinkel von  $6^{\circ}$  gewählt. Die okklusalen Ränder der Inlay-Restoration waren nicht in den Bereich okklusaler Kontaktpunkte lokalisiert. Die bei Arbeits- und Balancekontakten geforderte Mindestschichtstärke von 1,5 mm wurde realisiert. (Dietschi und Spreaficio 1997, Yatani et al. 1998).

#### **5.2.4 Vorbehandlung der Zähne**

Das Verfahren der adhäsiven Zementierung setzt eine Vorbehandlung der Kontaktflächen der Kavität mit dem Komposit voraus. Im Einzelnen zählt hierzu die Konditionierung mit Säuren, gefolgt von der Infiltration von Monomeren in die Zahnoberfläche. Bei der total-etch-Technik werden Schmelzränder für 30-60 s und Dentinflächen für 10 s mit 40%iger Phosphorsäure angeätzt. Bei der Verwendung eines Ätzgels ist auf die gründliche Reinigung mit Wasserspray während 30 s zu achten. Alternativ kann das Dentin auch mit einem selbstkonditionierenden Primer vorbehandelt werden, der z. B. Maleinsäure oder den Komplexbildner EDTA enthält. Die im Primer enthaltenen hydrophilen Monomere, wie z. B. HEMA (Hydroxymethylmethacrylat), infiltrieren in die durch die Säuren in einer Tiefe von rund 2-5  $\mu\text{m}$  freigelegte hydrophile Kollagenschicht. Das im nächsten Schritt aufgetragene Adhäsiv enthält Monomere mit amphiphilen Eigenschaften, so dass es als Vermittler zwischen der hydrophilen Zahnoberfläche und dem hydrophoben Komposit fungiert. Zusammen mit dem Primer bildet es die 1-2  $\mu\text{m}$  dicke Hybridschicht. Bei 2-Flaschen-Systemen erfolgt die Applikation des Adhäsivs auf die gesamte Kavitätenoberfläche (z. B. Optibond FL, Kerr SDS Group, Orange, USA). Handelt es sich um ein 3-Flaschen-System, wird es lediglich auf das mit Primer infil-

trierte Dentin gegeben. Der Haftverbund zum Schmelz erfolgt durch ein Bonding, ein ungefülltes, flüssiges Komposit mit hydrophoben Eigenschaften. Der Haftvermittler fließt über Kapillareffekte in die vergrößerte und aktivierte Schmelzoberfläche und haftet mechanisch durch „Aufschrumpfung“ rheologisch auf dem etwa 20-30 µm tiefen Relief. Alternativ sind auch 1-Flaschen-Systeme erhältlich, wobei zwischen ein- und zweimaligem Auftragen sowie nach separater Vorbehandlung mit Ätzelgel und selbstätzendem Substrat differenziert wird (Heidemann 1999). Die stetige Verbesserung der unter dem Begriff Adhäsivtechnik zusammengefassten Substanzen und die Evolution der Dentalkeramiken erweitern den Indikationsbereich für keramische Restaurationen und ermöglichen auch im Seitenzahnbereich ästhetische und funktionelle Versorgungen (Broderson 1994, Hahn 1997).

### **5.3 Versuchsaufbau**

Thermocycling und Kausimulation sind die üblichen Methoden, um bei In-vitro-Studien Werkstücke Belastungen auszusetzen, die eine Gebrauchsperiode in der Mundhöhle simulieren.

#### **5.3.1 Thermocycling**

Das Prinzip des Thermocycling basiert auf der Erkenntnis, dass es durch Temperaturschwankungen und damit verbundene Spannungen durch unterschiedliche thermische Expansionskoeffizienten zur Reduzierung der Verbundkraft zwischen zwei Grenzflächen kommen kann. Es gibt jedoch keinen wissenschaftlichen Beweis für die Vermutung, dass thermische Wechselbelastung zum Versagen dentaler Restaurationen führt. Der Vergleich von In-vitro-Studien, deren Prüfkörper Thermocycling-Sequenzen durchliefen, führt zu inhomogenen Ergebnissen. Einige Studien haben bereits bei einmaligem Thermocycling eine Verbreiterung des Randspaltes beobachtet (Torstensen et al. 1988), andere konnten zeigen, dass sich die Integrität des Befestigungszementes mit Zunahme der Prüfzyklen verschlechterte (Harashima et al. 1992, Kim et al. 1992). Wiederum andere konnten keine signifikante Zunahme des Randspaltes durch Thermocycling (Crim und Chapman, 1994) bzw. steigende Anzahl von Thermocycling-Zyklen messen (Prati et al. 1994). Die meisten Studien führen jedoch zu dem Ergebnis, dass eine größere Anzahl von Prüfzyklen zu einer schlechteren marginalen Integrität des Werkstoffes führt. Deshalb zählt Thermocycling zu den Standarduntersuchungen bezüglich marginaler Integrität oder Verbundfestigkeit dentaler Restauraionswerkstoffe zur Zahnoberfläche.

Hinsichtlich der Versuchsparameter gibt es keine verbindlichen Richtlinien. Für die Extremtemperaturen haben sich in der Literatur die Werte 5 °C sowie 55 °C etabliert (Hansmann 2010, Xu et al. 2002, Frankenberger et al. 2008). Sie resultieren aus der Erkenntnis, dass Speisen und Getränke üblicherweise nicht unter 0 °C konsumiert werden (Palmer et al. 1992). Temperaturen über 55 °C werden von den meisten Menschen als kurzzeitig tolerierbar, jedoch bereits nach wenigen Sekunden als unangenehm empfunden und deshalb zumeist vermieden (Plant et al. 1974). Die Haltezeiten der Extremtemperaturen liegen zumeist bei 30 s.

Über die Anzahl der thermischen Schwankungen und das Temperaturspektrum der in der Mundhöhle täglich ablaufenden Temperaturänderungen konnten Gale und Darvell bei ihrer Literaturübersicht 1999 keine definitiven Stellungnahmen finden. Zudem gehen sie bei beiden Parametern von einer großen Variationsbreite aus. Als Resümee ihrer Studie ergeben sich 20-50 Temperaturzyklen pro Tag, was pro Jahr der Größenordnung von 10000 Zyklen entspricht. Die Studie von Kim et al. (1992) postuliert, dass täglich 3 Perioden mit jeweils 10 Temperaturzyklen ablaufen.

Das Spektrum der in vitro Versuchszyklen reicht von 1 Zyklus bis zu 1000000 Zyklen, im Median sind es 500 Zyklen (Gale und Darvell 1999). Chang et al. (1998) untersuchten adhäsiv am Schmelz befestigte Glaskeramik-Zylinder während 1000 Zyklen unter o. g. Bedingungen. Uludag et al. (2009) belasteten ihre Keramikinlays mit 1000 Zyklen, während sie bei Hannig et al. (2005) 1445 Zyklen durchliefen. Manhart et al. (2001) beobachtete Randspaltveränderungen an Inlays über 2000 Temperaturzyklen. Hannig et al. (1999), Bott und Hannig (2003) wie auch auch Frankenberger et al. (2001, 2008) testeten Keramikinlays über 2500 Zyklen, während Dere et al. (2010) 3000 Temperaturwechsel untersuchten. Aschenbrenner et al. (2011) beobachteten Randspaltveränderungen nach 6000 Temperaturzyklen, ebenfalls mit 5 °C bzw. 55 °C für je 30 Sekunden. Demgegenüber testeten Federlin et al. (2007) die Stabilität von Keramikteilkronen über 5000 Zyklen.

In der vorliegenden Studie wurden die Prüfkörper mit 2500 Zyklen für jeweils 30 s bei 5 °C bzw. 55 °C thermisch wechselbelastet. Dies entspricht dem Vorgehen von Hannig et al. (1999), Bott und Hannig (2003) sowie Frankenberger et al. (2001, 2008). Grundlage für die Entscheidung des Testumfangs war, dass das Ziel der Studie in der Prüfung verschiedener neuer Werkstoffkombinationen zu sehen ist und nicht in der Untersuchung der maximalen Dauerbelastung eines etablierten Systems.

### 5.3.2 Kausimulation

Neben thermischem Stress führen mechanische Belastungen durch Aufbiss des Antagonisten zu Randspaltbildung bzw. zur Fraktur oder Verlust der Restauration. Durch den Kausimulator werden diese Belastungen im In-vitro-Versuch umgesetzt. Manhart et al. (2001) testeten Inlays mit 50 N und 50000 Zyklen, während Frankenberger et al. (2001, 2008, 2012) ebenfalls mit 50 N aber nach 100000 Zyklen prüften. Hannig und Bott (2003) sowie Hannig, Reinhardt, Bott (1999) belasteten ihre Prüfkörper mit 100 N über 500000 Zyklen, während Dere et al. (2010) sowie Aschenbrenner et al. (2011) über 1,2 Millionen Zyklen mit 49 bzw. 50 N belasteten.

Der Versuchsaufbau der Kausimulation wurde durch das Ziel festgelegt, verschiedene neue Werkstoffkombinationen in einem etablierten System zu testen. Der Testumfang für eine erste Prüfung sollte daher im mittleren Bereich bezüglich Belastung und Anzahl der Zyklen liegen. Die mit Keramikinlays versorgten Zähne wurden mit einer Kraft von 70 N mit 100000 Zyklen bei einer Frequenz von 1,6 Hz belastet. Der Versuchsaufbau entspricht den von Krejci und Lutz (1992) postulierten Vorgaben zur Prüfung dentaler Systeme. Ein Testumfang mit mehr Prüfzyklen könnte nach Abschluss der Studie zur Untersuchung der besten Werkstoffkombination sinnvoll sein.

### 5.3.3 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Als probater Indikator zur Ermittlung des initialen Verbunds zwischen Restauration und Zahn sowie der Verbundfestigkeit nach thermischer und mechanischer Belastung dient die Randspaltanalyse mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (Dere et al. 2010).

Differenziert wurden folgende Kriterien in Bezug auf den Übergang des Befestigungsmaterials zur Zahnoberfläche sowie zur Keramikoberfläche: perfekter, spaltfreier aber nicht zwangsläufig homogener Randschluss versus marginale Randspaltbildung. In der Literatur werden häufig Untersuchungen bei 200-facher Vergrößerung beschrieben (Rechenberg et al. 2010, Dere et al. 2010, Aggarwal et al. 2008). Um die marginale Integration möglichst genau beurteilen zu können, wurde diese Studie mit einer 500-fachen Standard-Vergrößerung durchgeführt. Bedarfsweise wurde auf 2000-fache Vergrößerung gesteigert, um eine noch differenziertere Betrachtung schwieriger Areale zu ermöglichen. Soares et al. (2010) mikroskopierten in einem Spektrum von 100-fach bis 1000-fach. Die Spaltlängen wurden gemessen und in Relation zur gesamten Randlänge gebracht. Mikroskopiert wurden Replikamodelle aus Epoxidharz, da die Untersuchung der originalen Proben im Hochvakuum durch Austrocknung zu

Schäden an der Zahnschmelze und den Befestigungsmaterialien führen könnte (Reinhardt et al. 1994).

#### **5.4 Randspaltanalyse**

Die Randspaltanalyse ist ein Instrument zur graduellen Messung der Adaptation von Befestigungsmaterialien in Fügespalten. Aufgrund der Erkenntnis, dass durch mechanische und thermische Belastung in einem Rahmen, der physiologischer Weise in der Mundhöhle anzunehmen ist, eine Materialermüdung eintritt, wird die Randspaltanalyse vor und nach Thermocycling und Kausimulation durchgeführt. So kann eine Hypothese über Ermüdungsverhalten und klinische Eignung von Werkstoffen aufgestellt werden (Aschenbrenner et al. 2011).

## 5.5 Ergebnisse

### 5.5.1 Randschlussverhalten der Versuchsgruppen vor und nach thermo-mechanischer Belastung

Das Randschlussverhalten der einzelnen Grenzflächen wurde vor und nach thermo-mechanischer Belastung untersucht. Diskutiert wurde die Veränderung an den jeweiligen Grenzflächen. Weiterhin wurde das Randschlussverhalten der verschiedenen Grenzflächen innerhalb einer Versuchsgruppe verglichen und diskutiert.

#### Versuchsgruppe 1

Alle Grenzflächen der Versuchsgruppe 1 weisen signifikante Veränderungen der Randspaltlänge nach TML auf. Bei Komp/Zahn zeigt das Boxplot-Whisker-Diagramm nach TML moderate mediane Randspaltlängen von bis zu 8,2% und kleine Quartile, woraus ein guter, reproduzierbarer Haftverbund zur Zahnschubstanz zu erkennen ist. Bei den Kontaktflächen von Panavia™ F 2.0 zu Keramik (Komp/Inlay, Komp/Okklusalinlay, Komp/Basisinlay) steigt die marginale Desintegration sowie die Breite der Quartile nach Belastung auf ein Mehrfaches an. Es entstehen Randspaltlängen bis zu 40,6% bei Komp/Inlay. Diese Ergebnisse zeigen geringe Haftkräfte sowie stark schwankende Kohäsion zu keramischen Oberflächen. Auch GIZ zeigt an der Zahnoberfläche mit 31,7% Randspaltlänge nach TML ein besseres Randschlussverhalten als mit 66,8% Randspaltlänge an Keramik (GIZ/Inlay). Diese mit Abstand größte Randspaltlänge aller Grenzflächen der Versuchsgruppe 1 ist mit der niedrigen Verbundkraft von GIZ zu Keramik zu erklären. Dennoch ist die größte Randspaltlängenzunahme mit 14% bei Komp/Inlay zu beobachten. Wahrscheinlich resultiert dieses Ergebnis aus zwei Aspekten: Einerseits durch eine relativ nachgiebige Basis aus Empress Esthetic Basisinlay, das durch konventionelle Zementierung nicht ideal stabilisiert ist und damit unter Last keinen stabilen Unterbau für das Okklusalinlay darstellt. Andererseits durch den schwachen Haftverbund von Panavia™ F 2.0 zu Keramik mit der Folge von Relativbewegungen des Okklusalinlays unter Last. Bei allen anderen Grenzflächen liegt das Spektrum der Randspaltlängenzunahme bei 2-7%. Sie zeigen damit ein vergleichbares, von der Qualität der initialen Randqualität unabhängiges Ermüdungsverhalten. GIZ zeigt im Vergleich zu Panavia™ F 2.0 die größeren Extremwerte und insgesamt mit 48,5% Randspalt nach TML im Vergleich zu 30,0% bei Panavia™ F 2.0 das schlechtere Randschlussverhalten. – Siehe Boxplot-Whisker-Diagramm (Abb.7)

### **Versuchsgruppe 2**

Bei der Versuchsgruppe 2 ergibt der Wilcoxon-Test statistisch signifikante Veränderungen der Randspalthäufigkeiten durch thermo-mechanische Belastung an allen Grenzflächen. Die Analyse der Grenzfläche Komp/Zahn ergibt mit maximal 3,3% Randspaltlänge nach TML sehr schmalen Quartilen sowie kaum abweichenden Extremwerten ein sehr gutes Randschlussverhalten mit zuverlässiger Reproduzierbarkeit. Im Bereich der keramischen Kontaktflächen mit Komposit nimmt die Qualität der Klebefugen von Komp/Inlay zu Komp/Okklusalinlay zu Komp/Basisinlay ab. Die medianen Randspaltlängen nehmen bis auf 31,5% nach TML zu, die Quartile erreichen Werte über 40% und die Extremwerte zeigen Ausreißer bis zu 90% Randspaltlänge. Eine mögliche Erklärung dieses Phänomens liegt wiederum in der geringen Stabilisierung durch das Basisinlay. Die Randspaltzunahme bei Komposit gesamt liegt bei 8,6%. Aufgrund höherer Haftkräfte an keramischen Oberflächen als bei Panavia™ F 2.0 ergibt sich bei Dual Cement® eine gesamte Randspaltlänge von 23,1% nach TML. Mit 49,2% Randspaltlänge nach TML liegen auch bei Versuchsgruppe 2 die Randspaltlängen im Bereich der konventionellen Zementierung mit GIZ über dem Niveau der adhäsiven Klebefugen. Nach TML steigen die Werte bei GIZ/Zahn auf 34,6% Randspaltlänge, die höchsten Werte werden auch hier mit 66,6% bei GIZ/Inlay gemessen. – Siehe Boxplot-Whisker-Diagramm (Abb.8)

### **Versuchsgruppe 3**

An der Grenzfläche Komposit/Inlay kommt es zu einer statistisch nicht signifikanten Änderung des Randschlussverhaltens vor und nach Belastung. Die übrigen Grenzflächen zeigen statistisch signifikante Veränderungen der prozentualen Randspalthäufigkeiten nach Belastung. Mit 5% Randspalt nach TML sowie schmalen Quartilen und geringen Extremwerten zeigt Komp/Zahn auch bei Versuchsgruppe 3 ein sehr gutes Randschlussverhalten. Bei Komp/Inlay persistiert die Randspaltlänge nach TML bei 2%. Bei differenzierter Betrachtung fällt auf, dass sieben von zwölf Wertepaaren eine Differenz von null vor und nach Belastung aufweisen und somit eine hohe Belastungsresistenz dieser Grenzfläche beschreiben. Auch im Interface-Bereich fallen die im Vergleich etwas niedrigeren Medianwerte der Randspaltlängen sowie die kleineren Quartile auf. Die Randspaltlänge aller Kompositfugen beträgt lediglich 16,6%, die belastungsbedingte Randspaltlängenzunahme nur 3,3%. Die druckbelastbaren Empress II Basisinlays führen zu geringerer Spaltbildung im Bereich der adhäsiv befestigten Okklusalinlays. Das Randschlussverhalten von GIZ ist vergleichbar mit dem der Versuchsgruppen 1 und 2. Die medianen Randspaltlängen liegen bei 38% bei GIZ/Zahn sowie 68% bei



GIZ/Inlay, die gesamte Randspaltlänge bei 50,0%. – Siehe Boxplot-Whisker-Diagramm (Abb.9)

#### **Versuchsgruppe 4**

Bei der Versuchsgruppe 4 zeigt die Grenzfläche Komp/Inlay keine statistisch signifikante Veränderung des Randschlussverhaltens. Die Testwerte aller anderen Grenzflächen ergeben eine signifikante Zunahme der Randspalthäufigkeit durch Belastungsstress.

Auch bei Versuchsgruppe 4 ist an der Grenzfläche Komp/Zahn ein gutes Randschlussverhalten mit Randspaltlängen von 0,6% vor Belastung und 4,6% nach Belastung und schmalen Quartilen zu beobachten. Die Grenzfläche Komp/Inlay zeigt vor wie nach Belastung perfektes Randschlussverhalten. Im Hinblick auf 8 Null-Differenzen von 12 Wertepaaren muss hier von einem sehr stabilen System ausgegangen werden. Im Interface-Bereich sind noch niedrigere mediane Randspaltlängen und insbesondere im Bereich Komp/Unterinlay schmalere Quartile als bei den vorigen Versuchsgruppen erkennbar. Die nochmals stabileren Zirkonoxid-Basisinlays der Versuchsgruppe 4 führen zu einer maximalen Unterstützung der Okklusalinlays und reduzieren damit den Belastungsstress auf die Komposit-Klebefugen. Es resultiert bei Betrachtung aller Kompositfugen eine belastungsbedingte Spaltlängenzunahme von 3,7% mit 9,4% Spaltlänge nach TML. Damit liegen die Ergebnisse im Bereich von Referenzstudien. Aschenbrenner et al. (2011) messen bei MOD Inlays 84%-95% randspaltfreie Kompositfugen im Schmelzareal nach Kausimulation und Thermocycling. Auch im Bereich der Basisinlays zeigt Versuchsgruppe 4 ein besonders gutes Randschlussverhalten. Auffällig ist der im Vergleich erheblich bessere initiale Haftverbund von GIZ zum Basisinlay mit 21,7% Randspaltlänge vor Belastung. Andere Autoren bestätigen sogar ein sehr gutes, mit Kompositen vergleichbares initiales Randschlussverhalten von GIZ zu Keramikinlays (Abdalla und Davidson (2000), Zuellig-Singer und Bryant (1998)). Auch nach TML zeigt die Grenzfläche GIZ/Inlay mit maximalen Randspaltlängen von 27,6% ein sehr gutes Ergebnis. Insgesamt ist im Bereich der konventionellen Zementierung eine Randspaltlänge von 24,0% nach TML messbar. Die Qualität des Randschlussverhaltens der konventionell zementierten Basisinlays liegt damit über dem Niveau von Goldgussinlays (Hannig et al. 1994) sowie im Bereich des systemabhängig sehr breiten Spektrums von im Dentin adhäsiv befestigten Keramik Inlays (Dietschi und Moor 1999). – Siehe Boxplot-Whisker-Diagramm (Abb.10)

### 5.5.2 Vergleich des Randschlussverhaltens der Versuchsgruppen

Verglichen wurden die jeweils gleichen Segmente der Inlayklebefugen der vier Versuchsgruppen. Differenziert wurde dabei primär nach adhäsiver bzw. konventioneller Zementierung. Es folgte eine weitere Unterteilung nach werkstoffspezifischen Kontaktflächen.

Diskutiert wurden zwei Aspekte gemessen an der initialen und der belastungsinduzierten Randspaltbildung:

- Welchen Einfluss hat die Wahl des Befestigungskomposits des Okklusalinlays?  
Dazu wurde Versuchsgruppe 1 der Versuchsgruppe 2 gegenübergestellt, die sich bei gleichen Keramiken ausschließlich durch die Wahl des adhäsiven Zementes unterscheiden.
- Welchen Unterschied bewirken die unterschiedlichen Keramiken der Basisinlays bei identischer Befestigung?  
Die Versuchsgruppen 2-4 werden verglichen.

#### **Kontaktflächen mit Komposit**

##### **Komp/Zahn**

Die Randspaltbildung zwischen Komposit und Zahn bleibt bei allen Versuchsgruppen auch nach TML auf einem niedrigen Niveau. Die maximale Spaltlängenzunahme liegt bei 4%. Bei der Versuchsgruppe 1 (Panavia™ F 2.0) steigt die Randspaltlänge auf 8,2%. Die Versuchsgruppen 2-4 (Dual Cement®) zeigen an dieser Grenzfläche sehr ähnliche Ergebnisse und mit maximal 5,1% Randspaltlänge ein etwas besseres Randschlussverhalten zum Zahnschmelz als Panavia™ F 2.0. Nicht nur die medianen Randspaltlängen, sondern auch die Breite der Quartile sind bei Panavia™ F 2.0 deutlich größer als bei Dual Cement®. Dies bedeutet geringere Haftkraft zum Schmelz und eine stärker variierende Spaltlängenentwicklung. Alle Versuchsgruppen liegen jedoch im Spektrum suffizienten Randschlussverhaltens, wie der Vergleich mit ähnlichen Studien zeigt. Dere et al. (2010) beschreiben eine größere Zunahme von Randspaltlängen zwischen Schmelz und Komposit von 7% auf 18%, die sich durch intensivere Belastung erklärt (1,2 mio Kauzyklen und 3000 Temperaturzyklen).

##### **Komp/Inlay**

Zwischen Komposit und Inlay ergibt sich ein statistisch signifikanter Unterschied der Randspaltlängenveränderung. Hier zeigt sich eine große Streubreite von 0% bis 14,4%, die das eindeutige Testergebnis erklärt. Besonders ausgeprägt ist die Spaltlängenzunahme bei Versuchsgruppe 1 mit Panavia™ F 2.0. Hier ist eine Zunahme der Randspaltlänge nach TML

von 26,2% auf 40,6% zu messen. Versuchsgruppe 2 verzeichnet eine geringgradigere Zunahme der Randspaltlänge von 6,7% auf 11,2%. Noch bessere Ergebnisse erzielt Gruppe 3 mit einer Zunahme der Randspaltlänge von 2,3% auf 2,5%. Versuchsgruppe 4 zeigt auch nach thermo-mechanischer Belastung ausschließlich spaltfreie Klebefugen und persistiert bei 0% Randspaltlänge. Die Grenzfläche Komp/Inlay zeigt sowohl im initialen als auch im belastungsbedingten Randschlussverhalten die schwächere Affinität von Panavia™ F 2.0 im Vergleich zu Dual Cement® zu keramischen Oberflächen. Die ausgeprägtere Spaltlängenzunahme im Vergleich zu anderen Grenzflächen ist durch die vertikale Ausrichtung der seitlichen Klebefugen bedingt. Bei axialer Kausimulation werden diese Flächen besonders auf Zug belastet, während horizontale Klebefugen komprimiert werden. Die Quartile des Boxplot-Whisker-Diagramms sind bei Panavia™ F 2.0 um ein Mehrfaches größer als bei Dual Cement®. Das bedeutet, dass der Haftverbund von Panavia™ F 2.0 zu Keramik einer hohen Sensitivität unterliegt die zu einer erheblichen Schwankungsbreite der Ergebnisse führt. Das perfekte Randschlussverhalten von Versuchsgruppe 4 auch nach TML sowie die bei 2% persistierende Randspaltlänge von Gruppe 3 zeigt im Vergleich zu den übrigen Versuchsgruppen, dass sich eine stabile Keramik im Bereich der Basisinlays besonders an vertikalen Klebefugen positiv auswirkt. Die folgende Abbildung zeigt eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme einer idealen Randschlusssituation zwischen Schmelz, Befestigungskomposit (Dual Cement®) und Okklusalinlay.



Abbildung 22: REM-Aufnahme der lateralen Kompositfuge des Prüfkörpers 19, Versuchsgruppe 3 zwischen Zahnschmelz und Oberinlay in 2000-facher Vergrößerung. Zu sehen sind Schmelz (S), die Kompositfuge (K) sowie das Okklusalinlay (O). Die Aufnahme zeigt eine spaltfreie Kompositfuge.

### **Komp/Okklusalinlay**

Diese Grenzfläche zeigt erneut die geringere initiale Haftkraft von Panavia™ F 2.0 zu Keramik im Vergleich zu Dual Cement® durch größere Randspaltbildung: 32,2% zu 19,9%. Auch die Quartile sind bei Versuchsgruppe 1 deutlich breiter als bei Gruppe 2, d. h. der Klebeverbund von Panavia™ F 2.0 unterliegt einer größeren Schwankungsbreite als bei Dual Ce-

ment®. Innerhalb der Versuchsgruppen 2-4 ist eine Abstufung zu sehen: Die Gruppen 3 und 4 zeigen niedrigere mediane Spaltlängen von 17,3% bzw. 14,4% nach TML und schmalere Quartile als Gruppe 2. Die stabileren Basisinlays führen zu besserem Randschlussverhalten und geringerer Streubreite der Ergebnisse. Die belastungsinduzierte Spaltlängenzunahme fiel mit maximal 3,2% bei allen Versuchsgruppen gering aus.

### **Komp/Basisinlay**

Die Versuchsgruppen 1, 2 und 3 zeigen ein insgesamt ähnliches Randschlussverhalten mit Spaltlängen von 24,4% vor Belastung bis 32,1% nach Belastung. Auffällig ist jedoch bei den Versuchsgruppen 1 und 2 eine stärkere belastungsinduzierte Randspaltlängenzunahme als bei Komp/Okklusalinlay (7,4% zu 2,9% bzw. 7,0% zu 0,8%). Es ist davon auszugehen, dass die Kombination aus konventioneller Zementierung des Basisinlays und dem im Vergleich weniger stabilen Empress Esthetic Basisinlay eine basale Nachgiebigkeit bewirkt, die zu Randspaltzunahmen im Bereich der unteren Interfaceklebefuge führt. Dieser Effekt ist bei den stabileren Empress II Basisinlays bei Versuchsgruppe 3 mit einer Spaltlängenzunahme von 1,4% (Komp/Okklusalinlay) zu 4,1% (Komp/Basisinlay) weniger stark ausgeprägt. Bei den noch druckfesteren Zirkonoxid-Basisinlays der Versuchsgruppe 4 ist dieser Effekt gar nicht zu beobachten. Insgesamt zeigt Gruppe 4 im Vergleich zu den übrigen Versuchsgruppen etwa die Hälfte der Randspaltlänge sowohl vor als auch nach Belastung und die geringste Spaltlängenzunahme. Sehr schmale Quartile deuten zudem auf zuverlässig reproduzierbare Ergebnisse hin. Weiterhin fällt bei Versuchsgruppe 3 mit 28,0% die fast doppelt so große initiale Randspaltbildung im Vergleich zu Komp/Okklusalinlay auf. Aus werkstoffkundlicher Sicht ist dieses Phänomen nicht zu erklären, denn bei einem Empress II Inlay ist von einem vergleichbaren Klebeverbund wie bei einem Empress Esthetic Inlay auszugehen. Die folgende Abbildung zeigt eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme einer randspaltfreien Kompositfuge zwischen Okklusalinlay und Befestigungskomposit (Panavia™ F 2.0) sowie einer insuffizienten Randschlussituation zum Basisinlay (Empress Esthetic).

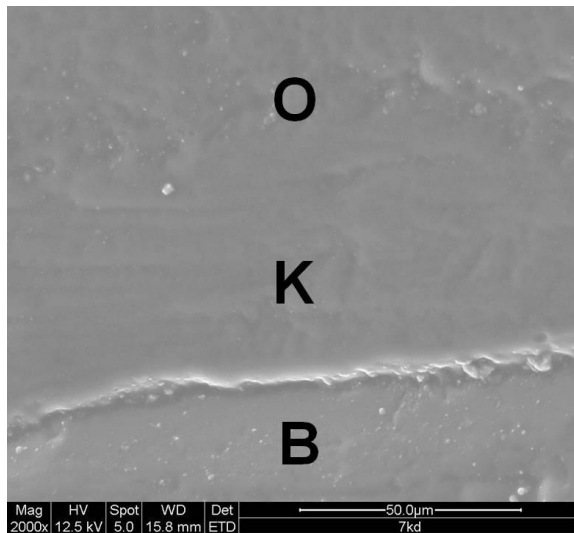


Abbildung 23: REM-Aufnahme der Kompositfuge des Prüfkörpers 7, Versuchsgruppe 1 zwischen Okklusal- und Basisinlay in 2000-facher Vergrößerung. Zu sehen sind das Okklusalinlay (O), die Kompositfuge (K) sowie das Basisinlay (B). Die Aufnahme zeigt einen Randspalt am Basisinlay.

### Komposit gesamt

Fasst man alle Kompositkontaktflächen zusammen, fällt die größere initiale Randspaltbildung von Panavia™ F 2.0 mit 20,7% gegenüber Dual Cement® mit 14,5% auf. Auch nach TML zeigt die Versuchsgruppe 1 mit 30% insuffizientem Randschlussverhalten den deutlich längsten Randspalt aller Versuchsgruppen, was sich überwiegend durch den schlechteren Verbund von Panavia™ F 2.0 zur Keramik erklärt. Auch Frankenberger et al. (2008) konnten mit etch-and-rinse-Systemen in Kombination mit Keramikinlays nach TML signifikant mehr randspaltfreie Ränder im Schmelzbereich nachweisen als mit Panavia™ F 2.0, was Uludag et al. (2009) bestätigen. Auch Bott und Hannig (2003) bestätigen die geringe Spaltbildung von Dual Cement® und stellen in Kombination mit Klasse-I-Keramikinlays nach TML über 95% randspaltfreie Fugen fest. Die belastungsbedingte Zunahme der Randspaltlängen ist mit 9,3% bei Panavia™ F 2.0 anstelle 8,6% bei Dual Cement® vergleichbar. Die Randspalthäufigkeit im Bereich der Kompositfugen liegt bei Gruppe 1 jedoch mit 6,2-6,9% über dem Niveau von Gruppe 2. Zudem zeigt das Boxplot-Whisker-Diagramm deutlich größere Quartile bei Panavia™ F 2.0 und damit eine höhere Schwankungsbreite der Ergebnisse. Das bedeutet: Durch den Einsatz von Dual Cement® kann im Bereich der Kompositfugen gegenüber Panavia™ F 2.0 bei ähnlichem Ermüdungsverhalten eine deutliche Verbesserung der Randspaltqualität bei gleichzeitig besser prognostizierbaren Ergebnissen erreicht werden.

Der Vergleich des Randschlussverhaltens der Versuchsgruppen 2-4 zeigt eine deutliche Abstufung. Die Versuchsgruppen 2 und 3 zeigen zunächst eine ähnliche initiale Randspaltbildung von 14,5% bzw. 13,3%. Nach TML ist bei Versuchsgruppe 2 eine deutlich größere Zunahme der Randspaltlänge als bei Versuchsgruppe 3 zu beobachten. Während bei Gruppe 2 die Randspaltlänge um 8,6% auf 23,1% zunimmt, steigt bei Gruppe 3 der Randspaltanteil lediglich um 3,3% auf 16,6%. Bei ähnlichem initialen Randschlussverhalten der Versuchs-

gruppen 2 und 3 scheint die größere Festigkeit der Empress® II Basisinlays den Belastungsstress besser zu kompensieren als die Empress Esthetic Basisinlays. Das Boxplot-Whisker-Diagramm bestätigt diese Erkenntnis noch deutlicher als der Vergleich der Median-Werte. Sehr viel kleinere Quartile sowie im Vergleich minimale Extremwerte zeigen eindeutig, dass bei Gruppe 3 ein sehr stabiles System mit guter Reproduzierbarkeit und klar prognostizierbaren Ergebnissen vorliegt. Auch Aschenbrenner et al. (2011) messen an Empress® II MOD Inlays befestigt mit selbstadhäsiven Kompositen 84% bis 95% spaltfreie Ränder nach TML im Schmelzbereich und bestätigen damit nicht nur die guten Werkstoffeigenschaften dieser Keramik, sondern auch die Ergebnisse dieser Studie.

Die Versuchsgruppe 4 zeigt auch hier eine Sonderstellung. Mit der geringsten initialen Randspaltlänge von 5,7% und einem Randspaltwachstum von nur 3,7% ergibt sich nach TML eine Randspaltlänge von 9,4%. Mit dieser sehr guten Randintegrität hebt sich diese Gruppe eindeutig von den übrigen Versuchsgruppen mit Randspaltlängen von 16,6% bis 30,0% nach Belastung ab. Die Versuchsgruppe 4 zeigt in konsequenter Fortsetzung der im Vorfeld gewonnenen Erkenntnisse, dass eine stabilere Basis positive Auswirkungen auf die Integrität des Okklusalinlays hat. Zudem liegen im Vergleich aller Versuchsgruppen die kleinsten Quartile vor und bestätigen damit eine hohe Reproduzierbarkeit der sehr guten Ergebnisse.

Die Spaltlängenzunahme nach TML liegt bei den Versuchsgruppen 3 und 4 mit rund 3,5% auf sehr niedrigem Niveau. Die Versuchsgruppen 1 und 2 zeigen mit circa 9% Spaltlängenzunahme ein deutlich ausgeprägteres Ermüdungsverhalten. Der Vergleich mit ähnlichen Studien zeigt jedoch, dass auch diese Ergebnisse im Bereich der Referenzen liegen. Für die Beurteilung relevanter ist in diesem Fall die Ausbildung der effektiven Randspaltlänge. Die Versuchsgruppen 3 und 4 zeigen nach TML zwischen 83,4% und 90,3% spaltfreie Randbereiche und liegen damit im Bereich der Referenzstudien.

Dietschi und Moor (1999) beobachteten bei Klasse-II-Keramikinlays nach TML zwischen 85% und 99% intakte Randfugen und bestätigen damit das Spektrum der zuvor genannten Studien. Nimmt man diesen Bereich als klinisch relevanten Rahmen an, erfüllen die Versuchsgruppen 3 und 4 die Anforderungen im Hinblick auf suffiziente marginale Adaptation. Versuchsgruppe 1 mit 70,0% und die Gruppe 2 mit 76,9% spaltfreier Ränder entsprechen nicht ganz den Ergebnissen anderer Studien über Randschlussverhalten keramischer Inlays im Schmelzbereich.

Bei der vergleichenden Analyse der initialen Randspaltlängen fallen Werte von bis zu 20,7% in dieser Studie gegenüber 7% (Dere et al. (2010) auf. Dabei muss gefragt werden, ob in die-

ser Studie möglicherweise eine sehr viel kritischere Definition von spaltfreier marginaler Integrität zur Anwendung kam als in vergleichbaren Studien. Bei der Verwendung gleicher Materialien und einer Verarbeitung *lege artis* sind Unterschiede in dieser Größenordnung nicht anders zu erklären.

### **Kontaktflächen mit GIZ**

#### **GIZ/Zahn**

Bei der Grenzfläche GIZ/Zahn unterscheiden sich die Versuchsgruppen 1, 2 und 3 nicht erheblich. Die Randspaltlängen steigen von 23,8% auf 29,4% bzw. von 30,7% auf 34,6% sowie von 26,6% auf 38,2%. Die Zunahme der Randspaltlänge fällt in Versuchsgruppe 2 geringfügig kleiner aus als in Gruppe 1, jedoch zeigt die Gruppe 1 insgesamt etwas weniger Randspaltlänge.

Der Vergleich der Versuchsgruppen 2 und 3 zeigt bei Gruppe 2 etwas größere initiale Randspaltlängen, jedoch deutlich weniger belastungsinduzierte Spaltbildung als bei Gruppe 3. Die Betrachtung der Quartile im Boxplot-Whisker-Diagramm zeigt fast absolute Übereinstimmung der Versuchsgruppen 1-3. Die leicht differierenden Median-Werte sind dem relativ geringen Stichprobenumfang geschuldet. Insgesamt liegen die Versuchsgruppen 1, 2 und 3 auf ähnlichem Niveau, während Gruppe 4 mit etwa halben Randspaltlängen bei geringem Spaltwachstum auffällt. Zudem zeigt diese Gruppe die schmalsten Quartile und die am wenigsten ausgeprägten Extremwerte.

#### **GIZ/Inlay**

Die Versuchsgruppen 1-3 liegen in einem Spektrum von 55,3% Randspaltlänge vor, bis 68,8% nach Belastung und zeigen damit ein ähnliches Randschlussverhalten. Die schmaleren Quartile und weniger abweichende Extremwerte bei Gruppe 3 bedeuten zuverlässig reproduzierbare Ergebnisse dieser Werkstoffkombination. Die Grenzfläche GIZ/Inlay zeigt bei allen Versuchsgruppen den größten Randspaltanteil aller Grenzflächen. Die deutlich größeren Spaltlängen zwischen GIZ und Inlay im Vergleich zu GIZ/Zahn lassen sich durch den chemischen Verbund über polare und ionische Bindungen zur Zahnschmelze erklären, die der GIZ während der Abbindereaktion zur Zahnoberfläche ausbildet (Heidemann, 1999). Frakturen traten bei der Zementierung mit GIZ lediglich an der Grenzfläche Zement/Keramik auf. Kohäsive Brüche, die bei Kompositen auftraten, wurden bei GIZ nicht beobachtet. Ein Hinweis auf die vergleichsweise geringe Adhäsion zu Keramik und gleichzeitig eine Erklärung für die teilweise ausgeprägte Spaltbildung zwischen Keramik und Zement (68,8% bei Gruppe 3 nach TML). Auch Manso et al. (2011) beobachteten bei der Zementierung von Keramik-Inlays mit

Ketac Cem® adhäsive Brüche zwischen Zement und Keramik. Die Untersuchung von Versuchsgruppe 4 zeigt mit 21,7% insuffizienter Randspaltlänge vor Belastung und einem Anstieg um 5,9% auf 27,6% nach TML den mit Abstand geringsten Randspalt aller Versuchsgruppen. Im Hinblick auf den geringen Initialspalt scheint GIZ zu Zirkonoxid eine größere Affinität zu haben.

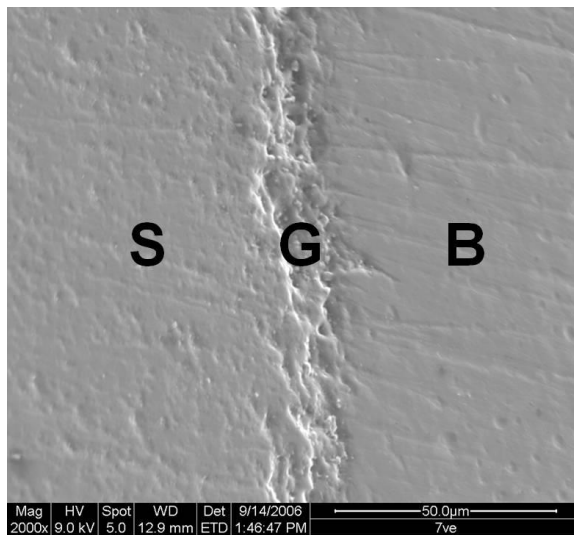


Abbildung 24: REM-Aufnahme des lateralen Glasionomerzementgefüges des Prüfkörpers 7, Versuchsgruppe 1 zwischen Zahnschmelz und Basisinlay in 2000-facher Vergrößerung. Zu sehen sind Schmelz (S), die Glasionomerzementfuge (G) sowie das Basisinlay (B). Die Aufnahme zeigt inhomogenes Gefüge und Spaltbildung an beiden Grenzflächen.

### GIZ gesamt

Im Bereich der Zementierung mit GIZ sind keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bezüglich Randspaltveränderung messbar. Die Auswertung der Boxplot-Whisker-Diagramme zeigt dennoch deutliche Unterschiede auf.

Die Versuchsgruppe 1 zeigt mit 45,6% im Vergleich zur Gruppe 2 mit 38,3% eine etwas größere initiale Randspaltlänge. Die belastungsinduzierte Spaltlängenzunahme ist mit 2,9% bei Gruppe 1 zu 11% bei Gruppe 2 deutlich geringer. Die Randspaltlänge nach TML liegt mit ca. 49% in gleicher Größenordnung und geht bei Gruppe 1 mit deutlichen Ausreißern einher, so dass keine Präferenz ausgesprochen werden kann. Diese Extremwerte deuten auf mögliche, auf das Basisinlay wirkende Kraftspitzen hin, die durch das Okklusalinlay abgeleitet werden könnten. Die geringere Haftkraft von Panavia™ F 2.0 zum Okklusalinlay im Vergleich zu Dual Cement® wurde bereits beschrieben und könnte diesen Effekt erklären. Auch der Vergleich der Versuchsgruppen 2 und 3 zeigt im Hinblick auf Randspaltlängen und Belastungsreaktionen fast identische Ergebnisse. Während die Gruppen 1, 2 und 3 ein insgesamt ähnliches Randschlussverhalten zeigen, hebt sich Gruppe 4 mit geringem Spaltwachstum von 6,1% und insuffizienten Randlängen von 17,9% vor Belastung bzw. 24,0% nach Belastung von den anderen Gruppen erheblich ab. Im Vergleich zu den anderen Werkstoffkombinationen sind hier bei geringer Ermüdung des Befestigungsmaterials weniger als die Hälfte der Spaltlängen fest-



zustellen. Die höhere Stabilität des Basisinlays scheint sich auch deutlich unterhalb der maximalen Belastbarkeit positiv auszuwirken. Im dentinbegrenzten approximal-cervivalen Bereich entwickelt Gruppe 4 mit 76,0% intaktem Rand weniger Randspalten als mit Panavia™ befestigte Keramikinlays mit 63,6% (Dietschi und Moor 1999). Die eingeschränkte Dentinhaftung einiger Adhäsiv-Systeme erklärt diesen Sachverhalt. Andererseits erreicht auch Gruppe 4 nicht ganz das Niveau moderner Befestigungskomposite. Aschenbrenner et al. (2011) maßen im Dentinareal nach TML zwischen 80% und 92% spaltfreie Klebefugen an Keramikinlays. Auch Frankenberger et. al (2012) maßen 92% spaltfreie Ränder im approximalen Dentin-Bereich. Kritisch anmerken muss man allerdings, dass eine In-vitro-Studie nur den unter Versuchsbedingungen erreichbaren Haftverbund zum Dentin messen kann. Die technische Sensitivität der Adhäsivtechnik, die in vivo bei subgingivalen Defekten durch insuffiziente Trockenlegung zwangsläufig entsteht, beeinflusst die Ergebnisse der Studie nicht. Damit relativiert sich das vergleichsweise gute Randschlussverhalten bei adhäsiver Befestigung im Dentin zu einem theoretischen, in vivo nicht erreichbaren Niveau. Zudem beeinflussen viele nicht kalkulierbare inter- und intraindividuelle Faktoren den Klebeverbund von Adhäsiven im Dentin-Bereich (Shabka und Khalaf 1995). So nehmen Patientenalter, Dentintiefe, restaurative Vorbehandlung sowie tubuläre Beschaffenheit des Dentins Einfluss auf die Dentinhaftung. Dadurch kommt es zu einer großen Streubreite mit ungenauer Prognose des Randschlussverhaltens. Betrachtet man die konventionelle Zementierung gelten Goldgussinlays als Referenz für Randschlussverhalten. Hannig et al. (1994) untersuchten das Randschlussverhalten nach TML mit und ohne Bearbeitung der Inlayränder während der Abbindephase und maßen in beiden Gruppen circa 58% spaltfreie, klinisch akzeptable Inlayränder. Die Randqualität der Versuchsgruppen 1-3 erreicht nicht ganz das Niveau der Referenzstudie (50,0%-51,5%). Dabei ist anzumerken, dass sich das Randschlussverhalten bei Gussinlays über die gesamte Randlänge erstreckt. Bei der Doppelinlay-Technik ergibt sich im Bereich des Okklusalinlays durch die adhäsive Befestigung ein deutlich besseres Randschlussverhalten als im Bereich des Basisinlays, so dass sich über die gesamte Randlänge eine vergleichbare marginale Integrität ergibt. Die Versuchsgruppe 4 zeigt mit 76% suffizienter Randlänge jedoch auch im Bereich der Basisinlays deutlich bessere Ergebnisse als die konventionell zementierte Referenz. Die vergleichsweise geringen Randspaltlängen bei GIZ in Kombination mit dem Zirkonoxid-Basisinlay sowie die kritisch zu beurteilende adhäsive Befestigung im Dentinareal rechtfertigen somit die konventionelle Zementierung im Bereich des Basisinlays. Zudem kann die in Verbindung mit Keramikinlays mitunter signifikant nachlassende Randqualität (Abdalla und Davidson 2000, Zuellig-Singer und Bryant 1998) nicht bestätigt werden. Eine mögliche Er-

klärung ist die im Vergleich zu konventionellen Keramikinlays mehrfach höhere Biegefestigkeit der Zirkonoxid-Inlays. Während Empress Esthetic® Keramik eine Biegefestigkeit von 160-220 MPa und Empress II Keramik von 290-350 MPa aufweist, ist die ICE Zirkon® Keramik mit 1400-1500 MPa belastbar (Fischer und Marx 1999, Schweiger 2007). Eine weitere Erklärung bedingt das Prinzip der Doppelinlay-Technik. Die adhäsive Befestigung der Okklusalinlays, die unter Berücksichtigung der Mindestschichtstärken für eine Seitenzahnrestauration hergestellt wurden, kompensiert einen erheblichen Teil der mechanischen Belastung auf das Basisinlay. Kraftspitzen werden vermieden, wenn die adhäsive Befestigung des Okklusalinlays mit Dual Cement® erfolgt. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen, dass das Okklusalinlay den Zahn stabilisiert und die Kaulast weitgehend aufnimmt, sodass nur ein geringer Teil der einwirkenden Kräfte auf dem Basisinlay lastet. Kein Prüfkörper zeigte Frakturen oder Infrakturen im Bereich des Basisinlays nach thermischer und mechanischer Belastung trotz konventioneller Zementierung. Auch die im Vergleich zu den übrigen Kompositfugen geringere Ermüdung zwischen Komposit und Okklusalinlay nach Belastungsstress bestätigt den Stabilisierungseffekt. Die adhäsive Befestigung des Okklusalinlays ist als elementarer Bestandteil des Verfahrens zu sehen. Dennoch hat auch die Wahl der Keramik des Basisinlays durch basale Stabilisierungseffekte erheblichen Einfluss auf das gesamte Randschlussverhalten. Die stabilere Basis führt sowohl im Bereich der Kompositfugen des Okklusalinlays als auch im Bereich der konventionellen Zementierung des Basisinlays zu deutlich besserer Randschluss-Qualität. Durch die Kombination von adhäsiv stabilisiertem Okklusalinlay mit dem Zirkonoxid-Basisinlay lässt sich die eingeschränkte Verbundfestigkeit zwischen GIZ und Keramikinlay (Manso et al. 2010, Dietschi et al. 1990) kompensieren, was die gute marginale Integrität nach TML bestätigt.

### **Zusammenfassung aller Grenzflächen**

Einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Randschlussverhalten der Versuchsgruppen gibt es ausschließlich an der Grenzfläche Komp/Inlay. Die Betrachtung der Boxplot-Whisker-Diagramme zeigt jedoch auch bei den übrigen Grenzflächen erhebliche Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen. Lediglich Versuchsgruppe 4 erreicht eine insgesamt sehr gute Randschlussqualität. Bei geringer Randspaltzunahme waren mindestens 50% weniger Randspaltlänge im Vergleich zu den übrigen Versuchsgruppen zu messen. Im Bereich des Okklusalinlays wird das Niveau hochwertiger etch-and-rinse-Adhäsive erreicht. Im Bereich des Basisinlays ist das Randschlussverhalten besser als bei konventionell zementierten Goldgussinlays und erreicht die Qualität von Mehrschritt-Adhäsivsystemen. Die konventionelle Zementierung bietet im kritischen, subgingivalen Areal gegenüber der Adhäsivtech-

nik den Vorteil geringer Techniksensitivität, reproduzierbaren Randschlussverhaltens, unabhängig von der Dentinstruktur sowie zuverlässiger Überschussentfernung.

Die hier vorgestellte vollkeramische Doppelinlay-Technik kombiniert die konzeptionellen Vorteile der klassischen Doppelinlay-Technik mit adhäsiver Befestigung des Okklusalinlays und konventioneller Zementierung des Basisinlays mit den derzeitigen Erkenntnissen der keramischen Werkstoffkunde. Sie ist eine konsequente, den aktuellen Anforderungen der Patienten entsprechende und werkstoffspezifische Weiterentwicklung der von Hannig und Schmeiser 1994 vorgestellten Doppelinlay-Technik.

Dennoch ist die Doppelinlay-Technik im Hinblick auf den erheblichen Mehraufwand bei der Herstellung und der Eingliederung der Doppelinlays sowie der möglichen iatrogenen Schädigung insbesondere der jugendlichen Pulpa nicht als Standardversorgung für nicht mehr schmelzbegrenzte Klasse-II-Kavitäten zu sehen. Die Indikation ergibt sich vielmehr im Einzelfall, wenn aufgrund subgingivaler Präparationsgrenzen in Kombination mit erschwerter Feuchtigkeitskontrolle die Adhäsivtechnik kontraindiziert ist und der Patient eine gute Compliance zeigt. Hier stellt die vollkeramische Doppelinlay-Technik eine sinnvolle Erweiterung des Therapiespektrums und eine mögliche Alternative des klassischen Doppelinlays mit Metallbasis dar.

## **Resümee**

Insgesamt muss die Diskussion der Ergebnisse vor dem Hintergrund gesehen werden, dass es lediglich an einer einzigen Grenzfläche statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gibt. Darüber hinaus ist N=6 je Gruppe für eine Prüfung mittels statistischer Testverfahren sehr gering, so dass diese Arbeit eine Vorprüfung der Möglichkeiten der vollkeramischen Doppelinlay-Technik darstellt. Sicherlich sollte vor einer Empfehlung für den klinischen Einsatz eine Kontrollstudie mit größerem Stichproben-Umfang durchgeführt werden, die sich auf die Werkstoffkombination der Versuchsgruppe 4 konzentriert.

## 6. Schlussfolgerung

### **Schlussfolgerung aus 1. Fragestellung:**

Zunächst ergab sich die Fragestellung, ob es zu signifikanten Veränderungen im Randschlussverhalten durch thermo-mechanische Belastung an den verschiedenen Grenzflächen in einer Versuchsgruppe kommt.

Die Untersuchung der Versuchsgruppen hat gezeigt, dass thermo-mechanische Belastung in allen Gruppen zu einer statistisch signifikanten Verschlechterung der marginalen Integrität führt, außer an der Grenzfläche Komposit/Inlay bei den Versuchsgruppen 3 und 4.

### **Schlussfolgerung aus 2. Fragestellung:**

Der Fokus der Arbeit lag anschließend auf der Frage, ob es signifikante Unterschiede im Randschlussverhalten nach thermo-mechanischer Belastung durch den Einsatz verschiedener Keramiken im Basisinlay sowie verschiedener Komposit-Kleber zur Befestigung der Okklusalinlays gibt. (Kap. 4.2)

Die Versuchsgruppen zeigen statistisch signifikante Unterschiede im Randschlussverhalten nach thermo-mechanischer Belastung ausschließlich an der Grenzfläche Komposit/Inlay. Während bei Versuchsgruppe 1 eine Randspaltlänge von 40,6% nach TML mit ausgeprägter Streuung vorliegt, zeigt die Versuchsgruppe 4 auch nach Belastungsstress ein ideales Randschlussverhalten mit 0% Randspalt. Der stärkere Haftverbund von Dual Cement® gegenüber Panavia™ F 2.0 sowie der größere Stabilisierungseffekt der belastbareren Zirkonoxid-Basisinlays erklärt dieses Ergebnis.

An den übrigen Grenzflächen gibt es keine statistisch signifikanten Unterschiede im Randschlussverhalten weder zwischen den verschiedenen Keramiken der Basisinlays noch den unterschiedlichen adhäsiven Klebern.

Bezüglich der Auswahl des adhäsiven Befestigungszementes sollte Dual Cement® gegenüber Panavia™ F 2.0 bevorzugt werden. Dual Cement® führt mit höherer Verbundkraft insbesondere zu keramischen Oberflächen sowie mit genauer prognostizierbaren Ergebnissen bei ähnlichem Ermüdungsverhalten zu einer insgesamt höheren Randschluss-Qualität.

Bei den Basisinlays sollte die Wahl auf Zirkonoxid-Keramik fallen. Die deutlich bessere marginale Integrität, die sich an den Basisinlays sowie durch Stabilisierungseffekte auch im Bereich der Okklusalinlays bemerkbar macht, überwiegt eindeutig die ästhetischen Vorteile von Empress Esthetic bzw. Empress II Keramik.

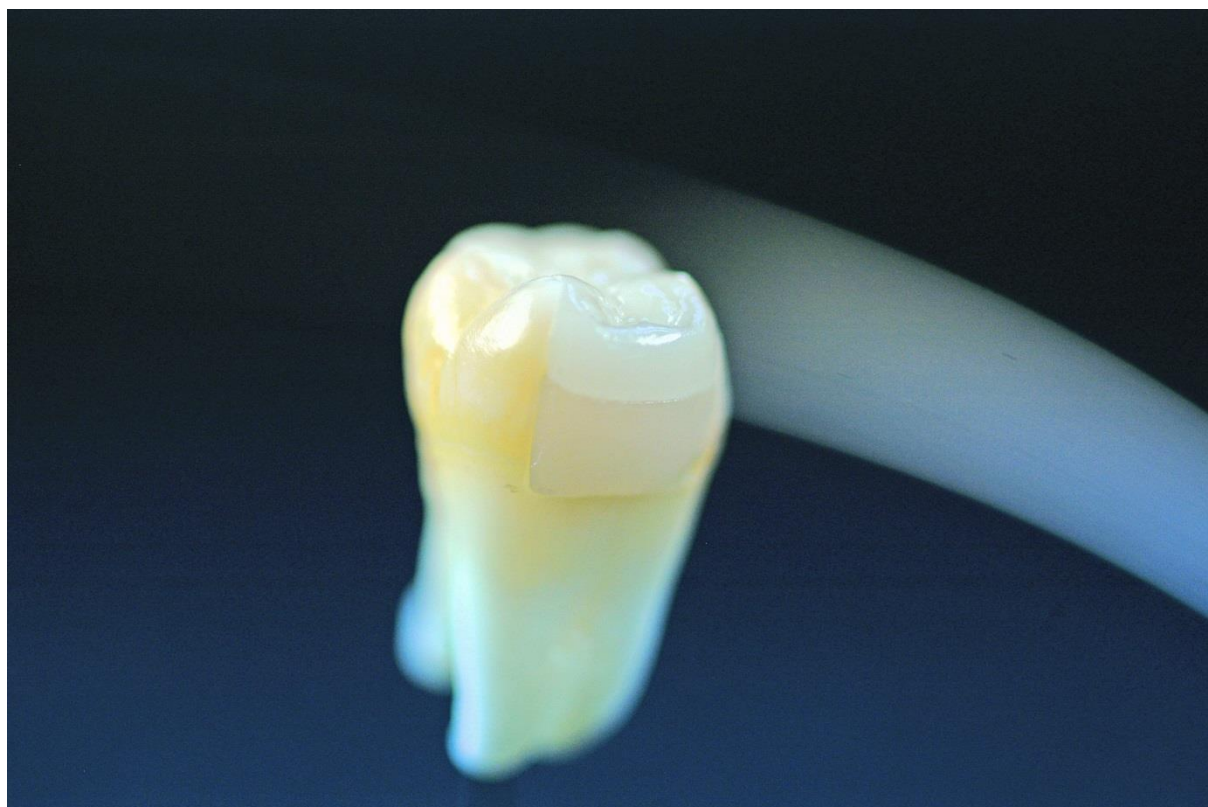


Abbildung 25: Fertiges Doppelinlay

## 7. Literaturverzeichnis

- Abdalla AI, Davidson CL (2000). Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements. *Am J Dent* 13(2):77-80.
- Adair PJ, Grossman DG (1984). The castable ceramic crown. *Int J Preriodontics Restorative Dent* 4(2):32-46.
- Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N (2008). Effect of cycling loading on marginal adaption and bond strength in direct vs. indirect class II MO composite restorations. *Oper Dent* 33(5):587-92.
- Arnetzl GV, Arnetzl G (2006). Design of preparations for all-ceramic inlay materials. *Int J of Comp Dent* 9:289-98.
- Aschenbrenner CM, Lang R, Handel G, Behr M (2011). Analysis of marginal adaption and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig* 16(1):191-200.
- Banks RG (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent* 63(6):619-26.
- Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G, Rosentritt M (2011). The bond strength of resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed Mater* 4(1):2-8.
- Bott B, Hannig M (2003). Effect of different luting materials on the marginal adaption of Class I ceramic inlay restorations in vitro. *Dent Mater* 19(4):264-9.
- Brodbeck U, Schärer P (1992). Ceramic inlays as lateral tooth restorations. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102(3):330-40.
- Broderson SP (1994). Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int* 25(8):535-9.
- Campbell SD (1990). Esthetic modification of cast dental-ceramic restorations. *Int J Prosthodont* 3(2):123-9.
- Caesar H, Ernst S: Die Nichtmetalle in der Zahntechnik, Zweite Auflage; Verlag neuer Merkur GmbH München. S.190-7.

- Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD (1998). Tensile bond strength of dual-cured cements between glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent* 79(5): 503-7.
- Cöttert HS, Sen BH, Balkan M (2001). In vitro comparison of cuspal fracture resistance of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont* 14(4):374-8.
- Dailey B, Gateau P, Covo L (2001). The double-inlay technique: A new concept and improvement in design. *J Prosthet Dent* 85(6):624-7.
- Dere M, Ozcan M, Göhring TN (2010). Marginal quality and fracture strength of root-canal treated mandibular molars with overlay restorations after thermocycling and mechanical loading. *J Adhes Dent* 12(4):287-94.
- Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J (1990). In vitro resistance of porcelain bonded tooth. *Quintessence Int* 21(10):823-31.
- Dietschi D, Moor L (1999). Evaluation of the marginal and internal adaption of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. *J Adhes Dent* 1(1):41-56.
- Dietschi D, Spreaficio R (1997). Adhäsive metallfreie Restaurationen – Aktuelle Konzepte für die ästhetische Versorgung im Seitenzahnbereich. *Quintessence Int* 28(1):27-99.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 5(1):9-16.
- Dumfahrt H, Schäfer H, Manhartsberger C (1989). The use of modern ceramics for inlays and onlays. *Z Stomatol* 86(4):223-32.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Yang MC, Lee RB (2001). Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *Int J Prosthodont* 14(2): 109-14.
- Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M (2006). A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *J Adhes Dent* 8(6):427-31.
- Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller K-A, Schmalz G (2007). Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *J Oper Dent* 32(3): 251-60.
- Fischer H, Marx R (1999). Mechanische Eigenschaften von Empress II. *Acta Med Dent Helv* 4: 141–145.
- Fradeani M, Aquilano A, Bassein L (1997). Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent* 78(4): 346-53.

- Fradeani M, Barducci G (1996). Versatility of IPS Empress restorations. Part II: Veneers, inlays and onlays. *J Esthet Dent* 8(4): 170-6.
- Frankenberger R, Strobel WO, Baresel J, Trapper T, Krämer N, Petscheit A (2001). Effect of surface treatment on fatigue behaviour between Tetric Ceram inlays and Variolink luting composite. *Clin Oral Investig* 5(4): 260-5.
- Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M (2008). Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 24(2):185-91.
- Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A, Roggendorf MJ (2012). Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig* 17(1):177-83.
- Fuzzi M, Rappelli G (1998). Survival rate of ceramic inlays. *J Dent*. 1998 Sep;26(7):623-6.
- Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 27(1): 89-99.
- Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A (2011). Dentin: structure, composition and mineralisation. *Front Biosci (Elite Ed)* 1(3):711-35.
- Hahn R (1997). Entwicklung und experimentelle Anwendungsprüfung keramischer und polymerkeramischer Zahnersatzwerkstoffe aus polymeren Werkvorstufen. *Dtsch Zahnärztl Z* 52:168-179.
- Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T (2005). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* 94(4):342-9.
- Hannig M, Niziak P, Albers H-K (1994). Das Randschlußverhalten metallkeramischer Inlays nach Thermowechsel- und okklusalen Druckbelastungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:925-9.
- Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B (1999). Self-etch primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent* 24(3):172-80.
- Hannig M, Schmeiser R (1994). Die Kombination von Goldguß- und Keramikinlay. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:909-14.
- Hannig M, Schmeiser R (1995). Ästhetische Seitenzahnrestorationen mit Hilfe der Doppelinlaytechnik. *ZWR* 104(4):258-262.



- Heidemann, D (1999). PDZ Band 2: Kariologie und Füllungstherapie, 4. Auflage. *Urban und Schwarzenberg Verlag, München-Wien-Baltimore, S. 187-197.*
- Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater 25(2):166-71.*
- Högerl K, (2011). Konventionelle adhäsive Befestigung und Resin-Coating-Technik. *Medizinische Dissertation, Regensburg.*
- Jackson RD (1999). Indirect resin inlay and onlay restorations: a comprehensive clinical overview. *Pract Periodontics Aesthet Dent 11(8):891-900.*
- Jackson RD, Ferguson RW (1990). An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int 21(1):7-12.*
- Jensen ME, Redford DA, Williams BT, Gardner F (1987). Posterior etched-porcelain restorations: an in-vitro study. *Compendium 8: 615-7, 620-2.*
- Joynt RB, Wieczkowski G Jr, Klockowski R, Davis EL (1987). Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent 57(4):431-5.*
- Krejci I, Lutz F, Fullemann J (1992). Tooth-colored inlays/overlays. Tooth-colored adhesive inlays/overlays: materials, principles and classification. *Schweiz Monatsschr Zahnmed 102(1):72-83.*
- Kunzelmann K, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K (2006). Vollkeramik auf einen Blick. 2. deutsche Auflage. *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.: S. 75.*
- Land MF, Hopp CD (2010). Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *J Evid Based Dent Pract 10(1):37-8.*
- Lehmann K, Hellweg E (1998). Einführung in die restaurative Zahnheilkunde, 8. überarbeitete Auflage. *Urban und Schwarzenberg Verlag, München-Wien-Baltimore, S.25.*
- Mamaladze MT, Ustiashvili MG (2010). Theoretical and practical principles of dentinogenesis: hypothesis and confirmed clinically reality. *Georgian Med News (186):22-8.*
- Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R (2001). Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent 26(4):357-66.*
- Manso AG, González-Lopez S, Bolaños-Carmona V, Maurício PJ, Félix SA, Carvalho PA (2011). Regional bond strength to lateral walls in class I and II ceramic inlays luted with four resin cements and glass-ionomer luting agent. *J Adhes Dent 13(5):455-465.*

- Marxkors R, Meiners H (2001). Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 5. Auflage. *Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln/München, S. 166-75.*
- Mehl A (1996). Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z 51(11):701-4.*
- Mehl A (1998). Randständigkeit von Cerec-II-Inlayrestorationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. *Dtsch Zahnärztl Z 53(1):57-60.*
- Meier M, Fischer H, Richter E-J, Maier H-R, Spiekermann H (1995). Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Dtsch Zahnärztl Z 50:295-9.*
- Milleding P, Ortengren U, Karlsson S (1995). Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *J Oral Rehabil 22(8):571-80.*
- Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R (1988). Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mater 4:41-8.*
- Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P (2005). Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand 63(6):335-42.*
- Ottl P, Lauer HC (1996). Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessence 47(5):623-40.*
- Oztürk AN, Inan O, Inan E, Oztürk B (2007). Microtensile bond strength of cad-cam and pressed ceramic inlays to dentin. *Eur J Dent 1(2):91-6.*
- Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2007). Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Oper Dent. 32(4):372-9.*
- Rechenberg DK, Göhring TN, Attin T (2010). Influence of different curing approaches on marginal adaption of ceramic inlays. *J Adhes Dent 12(3):189-96.*
- Reinhardt K-J, Vahl J, Tölle F (1994). Vergleichende Untersuchung zur Tauglichkeit von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z 39:105-9.*
- Sarabi N, Ghavamnasiri M, Forooghbaksh A (2009). The influence of adhesive luting systems on bond strength and failure mode of an indirect micro ceramic resin-based composite veneer. *J Contemp Dent Pract 1(10):33-40.*

- Schweiger J, Beuer F, Eichberger M (2007). Sinterverbundkronen und -brücken: Neue Wege zur Herstellung von computergefertigtem Zahnersatz. *Dig Dentalnews* 1(5):14-21.
- Shabka AA, Khalaf MM (1995). An investigation on the shear bond strength of one dentin adhesive at two different dentin depths. *Egypt Dent J* 41(1):1031-4.
- Shahin R, Kern M (2010). Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater* 26(9):922-8.
- Soares PB, Magalhães D, Fernandes Neto AJ, Castro CG, Santos Filho PC, Soares CJ (2010). Effect of periodontal therapies on indirect restorations: a scanning electron microscopic analysis. *Braz Dent J* 21(2):130-6.
- Sparrius O, Grossman ES (1989). Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *J Prosthet Dent* 61(6):678-84.
- Stappert CF, Guess PC, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR (2007). All-ceramic coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. *Am J Dent* 20(1):21-6.
- Strub J, Türp J, Witkowski S, Hürzeler M, Kern M (1999). Curriculum Prothetik Band II, 2. überarbeitete und erweiterte Auflage. *Quintessence Verlag, S. 633*.
- Tagtekin DA, Ozyöney G, Yanikoglu F (2009). Two-year evaluation of IPS Empress II ceramic onlays/inlays. *Oper Dent* 34(4):369-78.
- Taschner M, Frankenberger R, García-Godoy F, Rosenbusch S, Petschelt A, Krämer N (2009). IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year. *Am J Dent* 22(1):55-9.
- Uludag B, Ozturk O, Ozturk AN (2009). Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. *J Prosthet Dent* 102(4):235-41.
- Uno S, Tanaka T, Kawamoto C, Konishi J, Sano H (2000). Microtensile bond strength to dentin and cavity adaption of Cerec 2 inlay restoration. *Am J Dent* 13(2):59-63.
- Xu HH, Eichmiller FC, Smith DT, Schumacher GE, Giuseppetti AA, Antonucci JM (2002). Effects of thermal cycling on whisker-reinforced dental resin composites. *J Mater Sci Mater Med* 13(9):875-83.
- Yatani H, Watanabe EK, Kaneshima T, Yamashita A, Suzuki K (1998). Etched-porcelain resin-bonded onlay technique for posterior teeth. *J Esthet Dent* 10(6):325-32.

Zuellig-Singer R, Bryant RW (1998). Three-year evaluation of computer-machined ceramic inlays: influence of luting agent. *Quintessence Int* 29(9):573-82.

## 8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Univ.-Professor Dr. Matthias Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde des Universitätsklinikums des Saarlandes. Bedanken möchte ich mich für die freundliche Überlassung des Themas, die stetige Unterstützung bei Fragestellungen zur praktischen Versuchsdurchführung und insbesondere für die nachhaltige und andauernde Begleitung bei der Ausarbeitung der Dissertationsschrift.

Herrn Dr. Fuad Al-Marrawi, Oberarzt der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde des Universitätsklinikums des Saarlandes, möchte ich für die Einarbeitung sowie die fortlaufende Betreuung am Rasterelektronenmikroskop danken.

Frau Elfriede Stillenmunkes, Zahntechnikerin der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde des Universitätsklinikums des Saarlandes, gilt mein Dank für die Betreuung in allen zahntechnischen Belangen sowie die Überlassung eines eigenen Arbeitsplatzes.

Herrn Norbert Pütz, technischer Mitarbeiter des Anatomischen Instituts des Universitätsklinikums des Saarlandes, danke ich für die Beschichtung der REM-Prüfkörper.

Danken möchte ich auch dem Dentallabor Schappé für die Herstellung von Zirkonkeramikinlays.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei meinen Eltern Gabriele und Hansdieter Winkel für die großzügige Unterstützung während meines Studiums sowie für die Mithilfe meines Vaters bei der Entwicklung der Statistiken.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Frau, Dr. Sarah Winkel, die mir in allen Belangen eine große Hilfe und Stütze war und mich in fachlichen Fragen stets gut beraten hat.