

Aus der Klinik für zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffkunde  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein  
Campus Kiel  
(Direktor Prof. Dr. M. Kern)

**DYNAMISCHE UND STATISCHE BRUCHFESTIGKEITSUNTERSUCHUNG  
VOLLKERAMISCHER MOLARENKAUFLÄCHEN.  
EINFLUSS VON KERAMIKMATERIAL UND PRÄPARATIONSFORM.**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

**JAN-OLE CLAUSEN**  
aus Hannover

Kiel 2009

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Jörg Wiltfang

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Yahya Acil

Tag der mündlichen Prüfung: 10.12.2009

Zum Druck genehmigt, Kiel, den: 10.12.2009

## **1 EINLEITUNG 7**

---

<b>1.1</b>	<b>VOLLKERAMISCHE KAUFÄCHEN</b>	<b>8</b>
1.1.1	INDIKATIONEN VOLLKERAMISCHER KAUFÄCHEN	8
1.1.2	KONTRAINDIKATIONEN VOLLKERAMISCHER KAUFÄCHEN	8
<b>1.2</b>	<b>DENTALE KERAMIKEN</b>	<b>8</b>
<b>1.3</b>	<b>BEFESTIGUNG DENTALER KERAMIKEN</b>	<b>9</b>
<b>1.4</b>	<b>BELASTUNGEN IN DER MUNDHÖHLE</b>	<b>9</b>
1.4.1	KAUKRÄFTE IM SEITENZAHNBEREICH	10
1.4.2	EXZENTRISCHE BELASTUNGEN IM SEITENZAHNBEREICH	10
1.4.3	DAS ORALE MILIEU	10
<b>1.5</b>	<b>FRAGESTELLUNG UND ZIELSETZUNG</b>	<b>11</b>

## **2 MATERIAL UND METHODE 12**

---

<b>2.1</b>	<b>ÜBERSICHT ÜBER DAS VERSUCHSDESIGN</b>	<b>12</b>
<b>2.2</b>	<b>VERWENDETE MATERIALIEN</b>	<b>13</b>
2.2.1	AUFBEWAHRUNGSLÖSUNG	13
2.2.2	ANTI-RUTSCH-LACK	13
2.2.3	TECHNOVIT 4000	13
2.2.4	TETRIC FLOW	14
2.2.5	IPS EMPRESS ESTHETIC	14
2.2.6	IPS EMPRESS E.MAX PRESS	15
2.2.7	VARIOLINK	16
<b>2.3</b>	<b>HERSTELLUNG DER PROBEN</b>	<b>16</b>
2.3.1	ZÄHNE	16
2.3.2	AUFBRINGEN DES KÜNSTLICHEN PARODONTS	17
2.3.3	HERSTELLUNG DER STUDIENPROBENKÖRPER	18
2.3.4	PRÄPARATION DER ZÄHNE	19
2.3.5	HERSTELLUNG DER ARBEITSMODELLE	20
2.3.6	MODELLATION DER KAUFÄCHEN	21
2.3.7	HERSTELLUNG DER KERAMISCHEN KAUFÄCHEN AUS IPS E.MAX PRESS	23

2.3.8	HERSTELLUNG DER KERAMISCHEN KAUFFLÄCHEN AUS IPS EMPRESS ESTHETIK	25
2.3.9	GLASURBRAND DER KAUFFLÄCHEN	26
<b>2.4</b>	<b>VERKLEBUNG DER KAUFFLÄCHEN</b>	<b>27</b>
2.4.1	VORBEHANDLUNG DER ZÄHNE	27
2.4.2	VORBEHANDLUNG DER KERAMISCHEN KAUFFLÄCHEN	28
2.4.3	ADHÄSIVE BEFESTIGUNG DER KAUFFLÄCHEN	28
2.4.4	LAGERUNG DER PROBEN	29
<b>2.5</b>	<b>BELASTUNGSTESTS</b>	<b>30</b>
2.5.1	DYNAMISCHER BELASTUNGSTEST	31
2.5.2	STATISTISCHER BRUCHBELASTUNGSTEST	33
2.5.3	LICHTMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG	34
2.5.4	STATISTIK	35
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>36</b>

---

<b>3.1</b>	<b>ERGEBNISSE DER DYNAMISCHEN BELASTUNGSTESTS</b>	<b>36</b>
<b>3.2</b>	<b>ERGEBNISSE DER STATISTISCHEN BRUCHBELASTUNGSTESTS</b>	<b>36</b>
3.2.1	ERGEBNISSE DER GRUPPE S1-EE	38
3.2.2	ERGEBNISSE DER GRUPPE S2-EE	38
3.2.3	ERGEBNISSE DER GRUPPE D1-EE	38
3.2.4	ERGEBNISSE DER GRUPPE D2-EE	38
3.2.5	ERGEBNISSE DER GRUPPE D1-EM	39
3.2.6	ERGEBNISSE DER GRUPPE D2-EM	39
3.2.7	ERGEBNISSE DER GRUPPE S1-EM	39
3.2.8	ERGEBNISSE DER GRUPPE S2-EM	39
<b>3.3</b>	<b>ERGEBNISSE DER LICHTMIKROSKOPISCHEN UNTERSUCHUNG</b>	<b>40</b>
3.3.1	BRUCHVERLAUFSMODI	40
3.3.2	VERTEILUNG DER BRUCHVERLAUFSMODI IN DEN VERSUCHSGRUPPEN	41
<b>3.4</b>	<b>STATISTISCHE AUSWERTUNG</b>	<b>42</b>
3.4.1	EINFLUSS DER KERAMIK AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT	42
3.4.2	EINFLUSS DES SUBSTRATES AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT	42

3.4.3	EINFLUSS DES PRÄPARATIONSGRENZENDESIGNS AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT	43
-------	---	----

## **4 DISKUSSION** **44**

---

<b>4.1</b>	<b>DISKUSSION DER METHODE</b>	<b>44</b>
4.1.1	HERSTELLUNG DER STUDIENMODELLE	44
4.1.2	ZAHNKLEBEFLÄCHE UND PRÄPARATIONSDESIGN	45
4.1.3	HERSTELLUNG DER PROBEN	46
4.1.4	ADHÄSIVE BEFESTIGUNG DER KAUFÄCHEN	46
4.1.5	DYNAMISCHER BELASTUNGSTEST	47
4.1.6	STATISTISCHER BRUCHBELASTUNGSTEST	48
4.1.7	LICHTMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG	49
<b>4.2</b>	<b>DISKUSSION DER ERGEBNISSE</b>	<b>49</b>
4.2.1	DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DEN EINFLUSS DER KERAMIK AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT	49
4.2.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DEN EINFLUSS DES SUBSTRATES AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT	50
4.2.3	DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DEN EINFLUSS DES PRÄPARATIONSGRENZENDESIGNS AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT	51
4.2.4	DISKUSSION DER ERGEBNISSE DER LICHTMIKROSKOPISCHEN UNTERSUCHUNG	51
<b>4.3</b>	<b>KONKLUSION UND AUSBLICK</b>	<b>51</b>

## **5 ZUSAMMENFASSUNG** **53**

---

<b>5.1</b>	<b>SUMMARY</b>	<b>55</b>
------------	----------------	-----------

## **6 LITERATURVERZEICHNIS** **55**

---

## **7 CURRICULUM VITAE** **67**

---

**8 DANKSAGUNG** **68**

---

**9 ANHANG** **69**

---

# 1 EINLEITUNG

Ein ideales Restaurationsmaterial sollte heutzutage hohen funktionellen und ästhetischen Ansprüchen genügen, eine nachgewiesene Langzeitzuverlässigkeit haben und minimalinvasiv sein [36, 68, 86]. Neben konventionellen metallischen Werkstoffen stellen heute Dentalkeramiken im Hinblick auf Biokompatibilität und Ästhetik eine interessante Möglichkeit dar, fehlende Zahnschubstanz minimalinvasiv zu ersetzen [68]. Heute werden Fertigungstechniken wie zum Beispiel das Pressen einer erhitzten Keramik in eine Hohlform oder das CAD/CAM-Verfahren mit vorgefertigten Keramikblöcken dazu verwendet, kleinflächige Keramikkonstruktionen (Inlays, Onlays) herzustellen, die hohe Bruchfestigkeiten aufweisen [21].

Bei durch Karies geschädigten Seitenzähnen gelten heute, durch klinische Studien belegt, Keramik-Inlays [20, 47, 57, 63] und Keramikkrönen [3, 11, 27] als bewährte Therapieform. Im Frontzahnbereich stellen Keramik-Veneers [22] und keramische Eckzahnführungsflächen [74] bewährte Therapieoptionen dar. Sind jedoch keine kariösen Defekte, d.h. Kavitäten vorhanden, und es liegt die Notwendigkeit eines vertikalen Aufbaus der Kauflächen im Seitenzahnbereich [42, 83] vor (z.B. im Abrasionsgebiss, bei einem seitlich offenen Biß nach einer kieferorthopädischen Therapie oder Funktionstherapie), wäre die Verankerung über Inlays unnötig invasiv, da keine durch Karies entstandenen Kavitäten vorliegen. In diesen Fällen stellt die Versorgung mit keramischen [78, 79] oder metallischen Kauflächen eine Therapiemöglichkeit dar. Es gibt Studien zu metallischen, konventionell zementierten Kauflächen mit verschiedenen Präparationsgrenzendesigns [16, 50, 79], die jedoch den Nachteil der Notwendigkeit paralleler Präparationsflächen oder einer Kavitätenpräparation haben, um genügend Retention gegen horizontale Kaukräfte aufzuweisen. Um abradierete, kariesfreie Zähne zu versorgen, ohne dass unnötige Zahnhartsubstanz geopfert werden muss, eignen sich besonders keramische Kauflächen. Diese zeichnen sich durch den Verzicht einer Rücksichtnahme auf die Retention, durch eine Vielzahl von Präparationsdesigns und gute Klebeeigenschaften ohne unnötigen Substanzverlust aus [10, 15, 46]. Des Weiteren existieren Studien, die sich mit der Art der Klebefläche befassen [52, 60, 64]. Demnach hat die Art der Klebefläche einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit [52]. Restaurationen mit Klebeflächen im Schmelz haben eine höhere Klebefestigkeit und Bruchfestigkeit als im Dentin [60, 64].

## 1.1 VOLLKERAMISCHE KAUFÄCHEN

Bei richtiger Indikationsstellung und sachgerechter labortechnischer und klinischer Ausführung gelten vollkeramische Restaurationen heute als anerkanntes Behandlungsmittel zur Versorgung geschädigter Zähne [68].

### 1.1.1 INDIKATIONEN VOLLKERAMISCHER KAUFÄCHEN

- Als definitive Versorgung an Stelle einer Krone - minimalinvasive und zahn-schonende Präparation.
- Rehabilitation eines abradierten Gebisses
- Versorgung eines seitlich offenen Bisses (z.B. nach Behandlung einer Cranio-Mandibulären-Dysfunktion mit einer Schiene).

### 1.1.2 KONTRAINDIKATIONEN VOLLKERAMISCHER KAUFÄCHEN

- Bei Patienten mit sehr starkem Bruxismus [93]
- Patienten mit hoher Kariesanfälligkeit und schlechter Mundhygiene.
- Nicht ausreichende Klebefestigkeit durch geringes Schmelzangebot [1, 37].

## 1.2 DENTALE KERAMIKEN

Dentale Keramiken unterscheidet man in silikatische und nichtsilikatische Keramiken. Silikatische zählen zu den am häufigsten verwendeten Dentalkeramiken und bestehen aus einer feldspathhaltigen Glasphase und darin dispers verteilten Leuzitkristallen [72]. Klassische Dentalkeramiken bestehen chemisch gesehen hauptsächlich aus  $\text{SiO}_2$  (50-70% Gewichts-%). Bei der Herstellung von Empress-Restaurationen wird eine Glaskeramik im heißen, plastischen Zustand in einem speziellen Pressofen bei einem Druck von 5 bar in eine Hohlform gepresst [91]. Presskeramiken eignen sich besonders gut zur Herstellung von Molarenkaufächen, da die Kaufächen individuell aus Wachs hergestellt werden können und dadurch eine optimale Funktion erzielt werden kann. Zwei Vertreter der Presskeramiken sind die beiden Silikatkeramiken IPS Empress Esthetic (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), die eine Biegefestigkeit von 102 - 148 MPa erreichen kann [13], und die erst seit kurzem auf dem



Markt erhältliche Lithiumdisilikat-Keramik IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit einer Biegefestigkeit von 450 MPa [51].

Sind Keramiken hingegen glasphasenarm oder rein kristallin und haben einen nicht-silikatischen Oxidanteil von mehr als 85%, bezeichnet man sie als nichtsilikatische Oxidkeramiken [72]. Vertreter dieser Keramiken sind beispielsweise die Zirkonoxidkeramiken. Neben den konventionellen Herstellungsverfahren sind heute die CAD/CAM-Verfahren weit verbreitet [9, 26, 94], bei denen Keramikrekonstruktionen aus vorgefertigten Blöcken gefräst werden.

### **1.3 BEFESTIGUNG DENTALER KERAMIKEN**

Zur Befestigung dentaler Keramiken kommen in der Adhäsivprothetik heute überwiegend modifizierte PMMA-Kleber (Polymethylmethacrylat-Kleber) und verschiedene Kompositkleber (z.B. Bis-GMA-Kleber (Bisphenolglycidylmethacrylat-Kleber)) [30] zum Einsatz. Die Kleber unterscheiden sich durch die Zusammensetzung ihrer organischen Matrix und der darin eingelagerten anorganischen Füllkörper, der Verarbeitungsform und des Polymerisationsmodus (autopolymerisierend, dualpolymerisierend). Zur adhäsiven Befestigung von Oxidkeramiken hat sich das Zementieren mittels Phosphatmonomer modifizierten Bis-GMA-Klebern [8] durchgesetzt. Diese modifizierten Kleber enthalten das haftfähige Monomer MDP (10-Methacryloyloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat), welches in der Lage ist, einen chemischen Verbund zu Oxiden [84] und Metalloxiden von Keramiken herzustellen. Bei der Verklebung von Silikatkeramiken hingegen kann ein beliebiges Befestigungskomposit zur Anwendung kommen. Bei einer Silikatkeramik werden die Keramikoberflächen zunächst mit Flusssäure geätzt und anschließend mittels eines Silans silanisiert, bevor sie dann mit einem beliebigen Kleber verklebt werden.

### **1.4 BELASTUNGEN IN DER MUNDHÖHLE**

Alle Restaurationen in der Mundhöhle sind permanenten chemischen, thermischen und mechanischen Belastungen ausgesetzt. Des Weiteren wird die Haltbarkeit vollkeramischer Kauflächen von klinischen Gegebenheiten beeinflusst.

### **1.4.1 KAUKRÄFTE IM SEITENZAHNBEREICH**

In der Mundhöhle muss eine adhäsiv befestigte Vollkeramikaufläche den mechanischen Belastungen, die vornehmlich beim Kauen, Schlucken oder Zähnepressen ausgelöst werden, standhalten. In Abhängigkeit von Richtung, Angriffspunkt und Höhe der dabei einwirkenden Kräfte können innerhalb einer solchermaßen belasteten Restauration sehr hohe mechanische Spannungen, insbesondere in Form von Zug-, Druck- und Schubspannungen auftreten. Im Seitenzahnbereich treten an den Okklusalfächen überwiegend Zugbelastungen beim Zerkleinern der aufgenommenen Nahrung auf, welche normale Kaubelastungen von 40 N [81, 93] und maximale Kaubelastungen von 300 N im Seitenzahnbereich mit einer durchschnittlichen Häufigkeit von einer Kraftspitze pro Tag erreichen können [18]. Anders verhält es sich jedoch bei Patienten mit Parafunktion (Bruxismus). Hier können Kaubelastungen zwischen 300 N und 880 N auftreten [6, 24, 34, 43]. Würden die in der Restauration aufgebauten mechanischen Spannungen die Widerstandsfähigkeit der jeweils verwendeten Keramik übersteigen, so wäre mit einem Versagen der Restauration zu rechnen, was sich bei keramischen Kauflächen in Form von Sprüngen, Abplatzungen oder gar einem vollständigen Bruch der Restauration zeigen kann.

### **1.4.3 EXZENTRISCHE BELASTUNGEN IM SEITENZAHNBEREICH**

Kommt es beim Kauvorgang oder im Rahmen von Parafunktionen zu exzentrischen Belastungen, kann dies die Belastbarkeit vollkeramischer Restaurationen negativ beeinflussen [32]. Mehr horizontal belastete Zähne zeigen daher einen geringeren Widerstand gegen die Kaubelastungen als rein vertikal belastete Zähne [14, 36].

### **1.4.4 DAS ORALE MILIEU**

In dem oralen Mundhöhlenmilieu kann der Einfluss von Wasser und sich ändernden Temperaturen die Belastbarkeit von Vollkeramikrestaurationen deutlich beeinflussen [33, 62, 89]. Jede Restauration wird in der Mundhöhle durch die Nahrungsaufnahme starken Temperaturschwankungen ausgesetzt. Untersuchungen zeigen, dass hierbei die Spitzenwerte zwischen -2 °C und 76 °C liegen [31]. Im Mittel ergab das Schwankungen zwischen 5 °C und 55 °C. Die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffi-

zienten der Materialien führen dabei zu wiederholten Spannungen in den Klebefugen von adhäsiv befestigten Restaurationen.

Mundspeichel besteht zu 99% aus Wasser und enthält zudem noch Elektrolyte, Enzyme und Proteine [56]. Das Wasser stellt durch seinen Dipolcharakter ein aggressives Medium für die Klebeverbundung von Restaurationen dar. Eine wichtige Rolle für die Belastbarkeit einer Restauration unter mundähnlichen Bedingungen spielt die Art des Substrates. Es wurde nachgewiesen, dass der Klebeverbund zu Schmelz eine höhere Festigkeit aufweist als der Klebeverbund zu Dentin [19, 52, 60, 64]. Die kohäsiven und adhäsiven Eigenschaften der Klebung werden durch Diffusionsvorgänge herabgesetzt [55, 67]. Durch Risse und Spalten kann dieser Vorgang beschleunigt werden. Auch in In-vitro-Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass die Aufbewahrung in Wasser sowie eine thermische Wechselbelastung allein oder in Verbindung mit einer Kausimulation die Belastbarkeit der Restaurationen beeinflussen [3, 39, 53, 73]. Gerade bei einer Kausimulation, also bei unterkritischen Belastungen, kann es bei keramischen Restaurationen zu Mikrorissen kommen, die die Belastbarkeit der Restaurationen herabsetzen können [36, 55, 59, 90].

## 1.5 FRAGESTELLUNG UND ZIELSETZUNG

Wie der Literaturüberblick zeigt, fehlen bisher Studien zur Untersuchung der Bruchfestigkeit zweier Keramikmaterialien (Lithium-Disilikat-Glaskeramik und leuzitverstärkte Glaskeramik) in Verbindung mit zwei minimalinvasiven Präparationsdesigns (Hohlkehlpräparation und Dachschrägung) und verschiedenen Klebeflächen (Schmelz und Dentin mit Schmelzbegrenzung). Daher ergeben sich folgende offene Fragestellungen.

- Beeinflusst die Art der verwendeten Keramik (Lithium-Disilikat-Glaskeramik oder leuzitverstärkte Glaskeramik) die Bruchfestigkeit der keramischen Molarenkaufflächen?
- Welche Auswirkung hat das Substrat (Schmelz oder Dentin) der verbleibenden Zahnhartsubstanz auf die Bruchfestigkeit der keramischen Molarenkaufflächen?
- Ist die Bruchfestigkeit der keramischen Molarenkaufflächen von dem Präparationsgrenzendesign abhängig?

## 2 MATERIAL UND METHODE

### 2.1 ÜBERSICHT ÜBER DAS VERSUCHSDESIGN

Aus der leuzitverstärkten Glaskeramik IPS Empress Esthetic und der Lithium-Disilikat-Glaskeramik IPS e.max Press (beide Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurden jeweils 16 Kaufläichen für eine Hohlkehlpriparation und 16 Kaufläichen für eine Priparation mit auslaufenden Rändern hergestellt und auf den Studienmodellen adhäsiv befestigt. Jeweils acht Kaufläichen einer Gruppe wurden komplett auf Schmelz verklebt. Die übrigen acht Kaufläichen einer Gruppe wurden auf Dentin verklebt, waren aber schmelzbegrenzt. Insgesamt ergaben sich acht Gruppen mit jeweils acht Restaurationen. Das Versuchsdesign und die Gruppenbezeichnungen können dem nachfolgenden Diagramm (Abbildung 2.1) entnommen werden.

	<b>64 Studienmodelle</b>							
<b>Keramik- material</b>	32 Kaufläichen aus IPS Empress Esthetic				32 Kaufläichen aus IPS e.max Press			
<b>Präparations- grenzendesign</b>	1. Auslaufende Priparation n=16		2. Hohlkehlpriparation n=16		1. Auslaufende Priparation n=16		2. Hohlkehlpriparation n=16	
<b>Klebefläche</b>	Schmelz S1-EE	Dentin D1-EE	Schmelz S2-EE	Dentin D2-EE	Schmelz S1-EM	Dentin D1-EM	Schmelz S2-EM	Dentin D2-EM

Abbildung 2.1: Versuchsdesign und Gruppenbezeichnung

## **2.2 VERWENDETE MATERIALIEN**

In dieser Untersuchung wurden insgesamt 64 Kauflächen aus zwei unterschiedlich festen Keramiken mit zwei unterschiedlichen, nicht retentiven Präparationsgrenzdesigns auf menschlichen Zähnen verklebt, wobei die eine Hälfte der Klebeflächen im Dentin, die andere im Schmelz präpariert wurde.

Im Folgenden werden die verwendeten Materialien, ihre Zusammensetzung und Verarbeitung beschrieben. Unvollständige Angaben zur Zusammensetzung ergeben sich dadurch, dass einige Bestandteile der Materialien nicht deklarationspflichtig sind und deshalb von den Herstellern nicht offenbart werden.

### **2.2.1 AUFBEWAHRUNGSLÖSUNG**

In dieser Untersuchung wurde 0,1%ige Thymollösung zur Aufbewahrung der extrahierten Zähne und zur Lagerung der Studienmodelle verwendet. Thymol ist ein Bestandteil des ätherischen Öls des Thymians. Es besteht aus großen, farblosen, durchscheinenden Kristallen von brennendem Geschmack und charakteristischem Geruch. Es entfaltet eine bakterizide Wirkung und findet Verwendung als Antiseptikum, Desinfektionsmittel und Konservierungsmittel im Labor.

### **2.2.2 ANTI-RUTSCH-LACK**

Anti-Rutsch-Lack (Wenko-Wenselaar, Hilden, D) ist ein selbsttrocknender, weichbleibender Kunststoff, der im Handel als Beschichtungsgummi für Werkzeuggriffe erhältlich ist. Er ist mit Wasser verdünnbar und enthält keine Lösungsmittel. Anti-Rutsch-Lack trocknet etwa in einer Stunde und kann bei Bedarf mehrmals aufgetragen werden. In dieser Untersuchung fand er Verwendung zur Herstellung eines künstlichen Parodonts, um die physiologische Zahnbeweglichkeit zu simulieren.

### **2.2.3 TECHNOVIT 4000**

Technovit 4000 (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, D) ist ein schnellhärtender, kaltpolymerisierender 3-Komponenten-Kunststoff auf der Basis von Polyester in Form von Pulver und Flüssigkeit. Die Polymermatrix besteht aus multifunktionellen Vernetzerhar-

zen (auf Methacrylatbasis) in Reaktivverdünnern wie Methylmethacrylat und wenig Styrol sowie Polyesterharz. Der anorganische Füllstoff ist ein mit methacrylatfunktionellem Silan oberflächenbehandeltes kugelförmiges Quarzmehl. Er wurde speziell für Schluffeinbettungen für metallographische Untersuchungen entwickelt. Technovit 4000 hat laut Hersteller eine Polymerisationsschrumpfung von 0,1-0,2%, eine gute Abrasionsfähigkeit und eine geringe Löslichkeit.

Die drei Komponenten werden in einem Verhältnis Sirup I : Sirup II : Pulver von 2 : 1 : 2 angemischt, wobei Sirup I und II zuerst miteinander vermischt werden.

Der Kunststoff bleibt für ca. 4 Minuten gießbar und härtet innerhalb von 7-8 Minuten bei Raumtemperatur aus.

Physikalische Daten des auspolymerisierten Kunststoffs (Herstellerangaben):

Biegefestigkeit:	50-60 MPa
Kugeldruckhärte:	68 MPa
Dichte:	1,565 g/cm <sup>3</sup>

In dieser Untersuchung wurde Technovit 4000 verwendet, um den Alveolarknochen zu simulieren, der eine ähnliche Biegefestigkeit hat [29, 34].

#### **2.2.4 TETRIC FLOW**

Tetric Flow (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist ein fließfähiger, zahnfarbener und lichthärtender Feinsthybridkomposit für die Füllungstherapie sowie für die Zementierung von Komposit-/Keramikrestorationen. In dieser Studie wurde Tetric Flow im Rahmen einer erweiterten Fissurenversiegelung verwendet, um sehr tiefe Fissuren abzudecken.

#### **2.2.5 IPS EMPRESS ESTHETIC**

IPS Empress Esthetic (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist eine leuzitverstärkte Glaskeramik, bestehend aus einer Glasphase und einer Kristallphase vom Typ des Leuzits. Aufgrund des Gefügebauaus aus Leuzitkristallen in silikatischer

Glasmatrix und die dadurch entstehenden Druckspannungen ergeben sich gegenüber dem früheren Empress System eine Erhöhung der Biegefestigkeit, eine bessere Homogenität sowie eine natürlichere Transluzenz. Die Indikationen dieser Keramik sind Inlays, Onlays, Veneers sowie Frontzahn- und Seitenzahnkronen. Aufgebaut ist diese Keramik aus dem Dreistoffsystem  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ .

Quantitative Zusammensetzung von IPS Empress Esthetic (Herstellerangaben):

Empress Esthetic	$\text{SiO}_2$	$\text{Al}_2\text{O}_3$	$\text{K}_2\text{O}$	$\text{Na}_2\text{O}$	$\text{B}_2\text{O}_3$	CaO	$\text{TiO}_2$	Pigmente
Gew. -%	~60,0	~18,5	~12,0	~5,0	~0,5	~1,5	~0,25	~0,75

Physikalische Daten von IPS Empress Esthetic (Herstellerangaben):

Biegefestigkeit:	> 120	MPa
Chemische Löslichkeit:	< 100	$\mu\text{g}/\text{cm}^2$
Wärmeausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C):	~ 17,0	$10^{-6}\text{K}^{-1}\text{m}/\text{m}$

### 2.2.6 IPS E.MAX PRESS

Bei der Presskeramik IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um eine Lithium-Disilikat-Glaskeramik mit mehr als 57 Gew.-% Kristallanteil (Siliziumdioxid-Kristalle). Laut Hersteller hat diese Presskeramik eine Biegefestigkeit von 400 MPa. IPS e.max Press wird insbesondere für die Herstellung von Kronen im Front- und Seitenzahnbereich sowie für 3-gliedrige Brücken im Front- und Prämolarenbereich verwendet.

Quantitative Zusammensetzung von IPS e.max Press (Herstellerangaben):

e.max Press	SiO <sub>2</sub>	Li <sub>2</sub> O	K <sub>2</sub> O	ZrO <sub>2</sub>	ZnO <sub>2</sub>	P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	färbende Oxide	weitere Oxide
Gew. -%	~68,5	~14,5	~6,5	~4,0	~4,0	~5,5	~4,0	~5,0

Physikalische Daten der Presskeramik (Herstellerangaben):

Biegefestigkeit:	~ 400	MPa
Chemische Löslichkeit:	~ 40	µg/cm <sup>2</sup>
Wärmeausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C):	~ 10,15	10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> m/m

**2.2.7 VARIOLINK II**

Variolink II ist ein dualhärtendes (licht- und autopolymerisierend) Befestigungskomposit-System zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen. Variolink II ist aus einer Monomermatrix, bestehend aus Bis-GMA, Urthandimethacrylat und Triethylenglycoldimethacrylat, und anorganischen Füllern (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, sphäroides Mischoxid) aufgebaut. Zusätzlich enthalten sind Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente. Die Partikelgröße der anorganischen Füller liegt zwischen 0,04 und 3,0 µm. Nach Vorbehandlung der Kavität und der Restauration wird Variolink II in einem Verhältnis von 1:1 auf einem Anmischblock 10 Sekunden vorsichtig vermischt und anschließend auf den Zahn oder die Restauration aufgetragen. Die Verarbeitungszeit beträgt bei 37°C ca. 3,5 Minuten.



## 2.3 HERSTELLUNG DER PROBEN

### 2.3.1 ZÄHNE

Als Zähne wurden 64 kariesfreie menschliche Unterkiefer-Molaren verwendet, die gleich nach der Extraktion wegen der Gefahr des Austrocknens und anschließender Versprödung in 0,1%iger Thymollösung bei Raumtemperatur gelagert wurden. Zahnstein, Konkremente und anhaftende Wurzelhautreste wurden mittels Handscaler entfernt.

### 2.3.2 AUFBRINGUNG DES KÜNSTLICHEN PARODONTS

Hierfür wurden die Kronen der sauberen und trockenen Seitenzähne bis 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze mit Wachs (Tauchwachs Duo Dip Orange, Yeti Dentalprodukte, Engen, D) abgedeckt, um die Zähne während des Beschichtens vor dem Austrocknen zu schützen, und koronal mit einem Rundprofilwachs (0,5 mm Durchmesser) verlängert.



Abbildung 2.2: Schutz vor Austrocknung (Tauchwachs) und Rotation (Stahldraht) vor und nach Aufbringung des künstlichen Parodonts

Vor der Aufbringung des künstlichen Parodonts (Abbildung 2.2), wurden alle Zähne mit einer Bohrung im unteren Wurzelteil in mesio-distaler Richtung von einem Durchmesser von 1 mm versehen, und in diese Bohrung wurde ein harter 10 mm

langer Stahldraht mit 0,9 mm Durchmesser eingebracht um ein Rotieren der Zähne während der vorgesehenen dynamischen Dauerbelastung zu verhindern. Die Rotation hatte sich bei entsprechenden Vorversuchen bemerkbar gemacht. Die Wurzeln wurden anschließend in einem einmaligen Tauchvorgang mit Anti-Rutsch-Lack (LOT 4126) beschichtet (Abbildung 2.3). Zum Trocknen wurden die Zähne mit dem Gusskanalwachs an eine Tischkante geklebt. Nach dem Trocknen wurde der überschüssige Lack an den Wurzelspitzen mit einem Skalpell entfernt.



Abbildung 2.3: Aufbringung des künstlichen Parodonts (Anti-Rutsch-Lack)

### 2.3.3 HERSTELLUNG DER STUDIENPROBENKÖRPER

Für die Herstellung der Probenkörper wurden 64 Metallhülsen mit einem Durchmesser von 15 mm angefertigt. Anschließend wurden die Metallhülsen in ein spezielles Parallelometer (Abbildung 2.3) eingesetzt, welches dazu diente, die Zähne möglichst mittig in den Hülsen einbetten zu können. Die Zähne wurden mit dem Gusskanalwachs über den Hülsen fixiert, so dass sie anschließend in die mit Kunststoff (Technovit 4000, LOT 167) gefüllten Metallhülsen eingebettet werden konnten (Abbildung 2.4). Hierbei wurden die Zähne nur so weit abgesenkt, dass der Kunststoff 2 mm von der Schmelz-Zement-Grenze entfernt war. Während des Polymerisationsprozesses wurden die Proben in kaltes Wasser gestellt, um eine thermische Schädigung der Zähne durch die exotherme Abbindereaktion des Kunststoffes zu vermeiden.

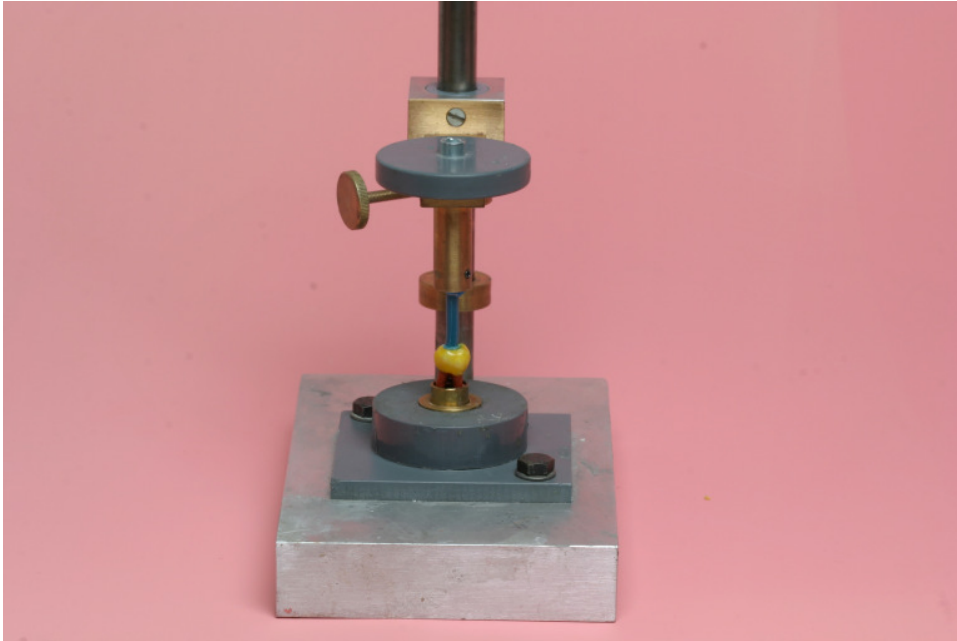


Abbildung 2.4: Parallelometer zur Fixierung und Einbettung der Zähne

#### 2.3.4 PRÄPARATION DER ZÄHNE

Für die Präparation der Zähne kamen Diamanten aus dem Präparationsset für die prothetischen Abteilungen der Universitäten Freiburg und Kiel mit mittlerer Körnung (837KR.012 + 878.016, Brasseler, Lemgo, D) und mit feiner Körnung (8837KR.012 + 8878.016, Brasseler, Lemgo, D), eingespannt in einem Schnelllaufwinkelstück (25 LHC, Kavo), zur Anwendung.

Bei der ersten Präparation wurde die Hälfte der Zähne (n=32) zunächst ca. 0,5 mm okklusal reduziert, so dass die Präparation ausschließlich im Schmelz lag. Bei einigen Zähnen mit stark ausgeprägten und tiefen Zentralfissuren war es notwendig, vor der Präparation eine Fissurenversiegelung vorzunehmen. Hierzu wurden die Bereiche der tiefen Fissuren mit einem Prophylaxegerät (Air Flow, EMS, Nyon, Schweiz) gesäubert und angeraut. Dann wurden die Zähne mit 36 %iger Phosphorsäure (Conditioner 36, Dentsply, LOT 0506002998) 30 Sekunden lang geätzt und anschließend 30 Sekunden lang mit Wasser abgesprayed und mit dem Luftbläser trocken geblasen. Danach wurden die Fissuren mit Optibond FL konditioniert und anschließend mit einem Kunststoff versiegelt (Tetric Flow, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein, LOT H13075).

Anschließend wurden die Höcker dieser Zähne (n=32) mit einer Dachschrägung überkuppelt (Abbildung 2.5). Bei der einen Hälfte dieser Zähne (n=16) war die Dach-

schrägung gleichzeitig der Präparationsrand (Abbildung 2.5), bei der anderen Hälfte (n=16) wurde eine Hohlkehle mit einer Breite von 0,8 mm und einer vertikalen Höhe von 1 mm angelegt (Abbildung 2.6).

Anschließend wurden die restlichen 32 Zähne zunächst okklusal bis über die Schmelz-Dentin-Grenze reduziert, so dass die Klebeflächen im Dentin und nur noch die Präparationsränder im Schmelz lagen. Analog zu der reinen Schmelzpräparation wurden diese 32 Zähne mit einer Dachschrägung (n=16) und einer Hohlkehle (n=16) beschliffen. Anschließend wurden alle Kanten abgerundet.

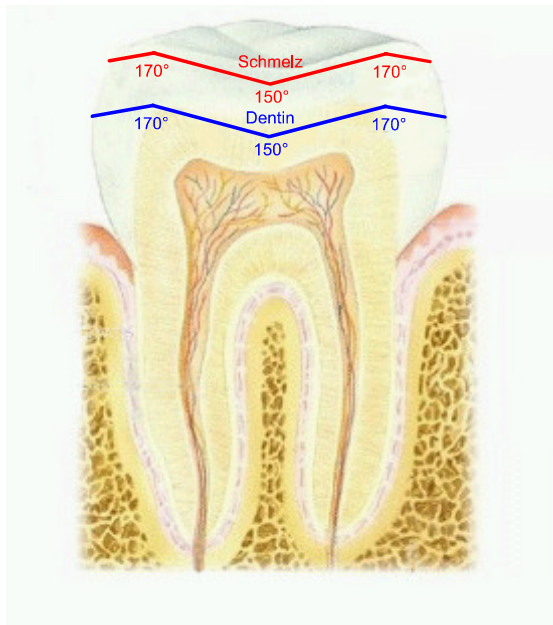


Abbildung 2.5: Präparation mit Dachschrägung im Schmelz oder im Dentin jeweils mit Schmelzbegrenzung

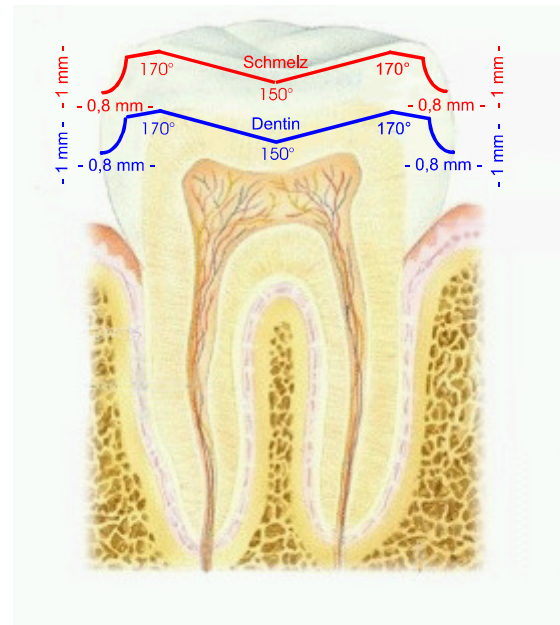


Abbildung 2.6: Präparation mit Hohlkehle im Schmelz oder im Dentin jeweils mit Schmelzbegrenzung

### 2.3.5 HERSTELLUNG DER ARBEITSMODELLE

Analog zum klinischen Vorgehen wurden die Studienmodelle mit einer Polyätherabformmasse (Permadyne Penta H und L, 3MEspe, LOT 228020) mit Hilfe eines Pentamix-Gerätes (3MEspe), einer Applikatorspritze (Mixpack DS 50 4:1/10:1, DMG, Hamburg) und eines Abformlöffels (Minitray-Löffel, Hager &Werken, Duisburg, D, LOT 110441) abgeformt (Abbildung 2.7), und die Abformung wurde nach Einhalten der Rückstellzeit von 30 Minuten mit Superhartgips der Klasse IV (GC Fuji Rock EP,

Leuven, Belgien, LOT 200405141) ausgegossen. Die Gipsstümpfe wurden anschließend mit Gipshärter gehärtet.

Die Studienmodelle wurden nach der Abformung bis zur Verklebung der Kauflächen in 0,1%iger Thymollösung bei Raumtemperatur gelagert.



Abbildung 2.7: Abformung mit Permadyne

### 2.3.6 MODELLATION DER KAUFÄCHEN

Zunächst wurde auf einem Gipsmodell einer beliebigen Präparation eine Kaufläche (Zahn 36) aufgewachst (SU-Ästhetikwachs, Schuler Dental, Ulm, D), welche anschließend als Vorlage für alle übrigen Gipsmodelle diente. Hierzu wurden der Reihe nach Gipshärter (Yeti Die Hardener, Yeti Dentalprodukte, Engen, D), eine Schicht (ca. 13  $\mu\text{m}$ ) Distanzlack (Yeti Die Spacer, Yeti Dentalprodukte) und anschließend eine Isolierung (Yeti Lube, Yeti Dentalprodukte) Gips gegen Wachs aufgetragen. Die Modellation wurde an einem Rundprofilwachs (0,5 mm) angestiftet und anschließend mit Hilfe eines Silikon (Transpaduplisil 101, Zahntechnik Norbert Wichnalek, Augsburg, D) und einer speziellen Plexiglasform eingebettet (Abbildung 2.8).

Nach Abbindung des Silikons wurde die Form mittels eines Skalpell halbiert, so dass die Modellation entnommen werden konnte. Beide Hälften wurden repositioniert, um im Anschluss die 64 Kauflächen mit dem Wachsinjektor 1500 M (Abbildung 2.9) und Speedy Wax (Injektionswachs 70) dublieren zu können. Die so entstande-

nen formidentischen Wachs-Kauflächen wurden dann auf den Gipsstümpfen (mit Härter, Spacer und Isolierung vorbereitet) aufgewachst und die Ränder mit einem Zervikalwachs (Yeti Zervikalwachs, Yeti Dentalprodukte) angepasst. Hierbei wurde mittels eines Tasterzirkels auf die genaue Einhaltung der angestrebten Schichtstärke der Modellationen (in der Fissur 1,5 mm und auf den Höckerspitzen 2 mm; siehe Abbildung 2.10) geachtet und diese ggf. korrigiert.



Abbildung 2.8: Modellationsvorlage für Herstellung der 64 Kauflächen nach Aushärtung des Silikons



Abbildung 2.9: Wachsinjektor 1500 M



Abbildung 2.10: Fertige mit dem Wachsinjektor hergestellte Kaufläche

### **2.3.7 HERSTELLUNG DER KERAMISCHEN KAUFÄCHEN AUS IPS E.MAX PRESS**

Zum Einbetten und Pressen wurde ein spezielles Muffelsystem (IPS e.max Muffelsystem 200g, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), bestehend aus Silikonmanschette, Muffelbasis, Stabilisierungsring und Muffellehre, verwendet. Es wurden je Muffel 4 Kauflächen mit einem 6-8 mm langen Wachsdraht (Durchmesser 3 mm) in einem Winkel von  $45^{\circ}$ - $60^{\circ}$  nach Herstellerangaben angestiftet. Die Anstiftung erfolgte hierbei immer in Fließrichtung und an der dicksten Stelle der Modellation, so dass ein störungsfreies Fließen der viskösen Keramik erreicht werden konnte. Die Ansatzstellen wurden abgerundet (Abbildung 2.11).



Abbildung 2.11: Angestiftete Wachsmodellationen

Die Einbettung erfolgte mit einer speziellen Einbettmasse (IPS PressVest Speed 200 ml, LOT JL3011, Ivoclar-Vivadent) und spezieller Anmischflüssigkeit (IPS PressVest Speed Liquid 0,5 L, LOT JL3004, Ivoclar-Vivadent) nach Verarbeitungsanweisung des Herstellers. Die Abbindezeit der Einbettmasse betrug 40 Minuten. Vor dem Pressen wurden die Muffeln in einem konventionellen Vorwärmofen auf 850 °C vorgewärmt, wobei die Muffeln erst bei Endtemperatur im Ofen platziert wurden. Die Muffeln verblieben 1 Stunde im Vorwärmofen. Nach dem Vorwärmen wurden die Muffeln mit den kalten IPS e.max Press Rohlingen (L MO2, LOT H27663, Ivoclar-Vivadent) bestückt und der kalte mit Pulver (IPS e.max Alox Plunger Separator 200 mg, Ivoclar-Vivadent) beschichtete Rohlingsträger (IPS e.max Aloxkolben) wurde eingesetzt. Nach Auswahl des entsprechenden Programms erfolgte die Pressung im bereits auf 700° aufgeheizten Pressofen (EP 500, Ivoclar-Vivadent) mit folgenden Parametern: Hochheizen des Ofens auf 930 °C (60 °C/min), Halten der Temperatur für 25 Minuten, Pressvorgang unter Vakuum bei 5 bar, Aufbau des Vakuums ab 500 °C, Abbau des Vakuums bei 930 °C.

Nach Beendigung des Programms wurde die Muffel sofort aus dem Pressofen entnommen und auf Raumtemperatur abgekühlt. Nach ca. 60 Minuten erfolgte das Ausbetten nach Herstellerangaben. Zunächst wurde mit einer Trennscheibe eine Sollbruchstelle geschaffen und die Muffel aufgebrochen, so dass der Aloxkolben entfernt werden konnte. Die weitere Grobausbettung erfolgte mit Glanzstrahlmittel bei 4 bar,



die Feinausbettung bei 2 bar im Abstrahlgerät (P-G 400, Harnisch+Rieth, Winterbach, D). Nach der Feinausbettung wurde die beim Pressvorgang entstandene Reaktionsschicht mit IPS e.max Press Invex Liquid (Ivoclar-Vivadent) entfernt. Hierzu wurde das Pressobjekt in einen mit dem Liquid befüllten PE-Plastikbecher gegeben, für ca. 20 Minuten im Ultraschallbad gesäubert und unter laufendem Wasser abgespült und getrocknet. Im Anschluss wurde die weiße Reaktionsschicht mit 100 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Pulver bei 2 bar Druck sorgfältig im P-G 400 abgestrahlt. Die Presskanäle wurden dann mit einer dünnen Diamantscheibe unter Wasserkühlung abgetrennt und die Ansatzstellen der Kanäle mit Keramiksleifkörpern geglättet. Eine Überhitzung der Keramik wurde hierbei strengstens vermieden. Es folgte das Aufpassen der Kauflächen auf den Stümpfen mit Hilfe eines dünnfließenden Silikons (GC Fit Checker, GC, Leuven, Belgien). Störende Stellen wurden mit einem wasserfesten Stift markiert und mit Feinkorndiamanten unter Wasserkühlung entfernt. Die Abbildung 2.12 zeigt den Weg vom Rohling zur aufgepassten Keramikauflage auf dem Gipsstumpf.



Abbildung 2.12: Vom Rohling zur aufgepassten Kaufläche

### 2.3.8 HERSTELLUNG DER KERAMISCHEN KAUFÄCHEN AUS IPS EMPRESS ESTHETIC

Zum Einbetten und Pressen wurde hier, analog zu dem System für IPS e.max Press, ein spezielles Muffelsystem (IPS Empress Muffelsystem 200g, Ivoclar-Vivadent,

Schaan, Liechtenstein) verwendet. Bei IPS Empress Esthetic wurden immer nur 3 Kauflächen pro Muffel nach den gleichen Richtlinien wie bei IPS e.max Press ange-stiftet. Die Einbettung erfolgte mit einer speziellen Einbettmasse (IPS Empress Es-thetic Speed, LOT JL 3022, Ivoclar-Vivadent) und spezieller Anmischflüssigkeit (IPS Empress Esthetic Speed Liquid, LOT JL 3023, Ivoclar-Vivadent) nach Anweisung des Herstellers. Die Abbindezeit der Einbettmasse betrug 60 Minuten. Vor dem Pressen wurden die Muffeln in einem konventionellen Vorwärmofen auf 850 °C vor-gewärmt, wobei die Muffeln erst bei Endtemperatur im Ofen platziert wurden, die Rohlingsträger jedoch im kalten Vorwärmofen. Die Muffeln verblieben 1 Stunde im Vorwärmofen. Nach dem Vorwärmen wurden die Muffeln mit den kalten IPS Empress Esthetic Rohlingen (E TC1, LOT H36299, Ivoclar-Vivadent) bestückt und der heiße Rohlingsträger (IPS Aloxkolben) eingesetzt. Nach Auswahl des entspre-chenden Programms erfolgte die Pressung im bereits auf 700° aufgeheizten Press-ofen (EP 500, Ivoclar-Vivadent) mit folgenden Parametern: Hochheizen des Ofens auf 1075 °C (60 °C/min), Halten der Temperatur für 20 Minuten, Pressvorgang unter Vakuum bei 5 bar, Aufbau des Vakuums ab 500 °C, Abbau des Vakuums bei 1075 °C.

Nach Beendigung des Programms wurde die Muffel sofort aus dem Ofen entnom-men. Nach Abkühlung auf Raumtemperatur erfolgte das Ausbetten nach Hersteller-angaben. Zunächst wurde mit einer Trennscheibe eine Sollbruchstelle geschaffen und die Muffel aufgebrochen, so dass der Aloxkolben entfernt werden konnte. Die weitere Grobausbettung erfolgte mit Glanzstrahlmittel bei 4 bar, die Feinausbettung bei 2 bar im Abstrahlgerät (P-G 400). Die Presskanäle wurden mit einer dünnen Di-amantscheibe unter Wasserkühlung abgetrennt und die Ansatzstellen der Kanäle mit Keramiksleifkörpern geglättet. Eine Überhitzung der Keramik wurde hierbei strengstens vermieden. Es folgte das Aufpassen der Kauflächen auf den Stümpfen mit Hilfe eines dünnfließenden Silikons (GC Fit Checker, GC, Leuven, Belgien). Stö-rende Stellen wurden mit einem wasserfesten Stift markiert und mit Feinkorndiaman-ten unter Wasserkühlung entfernt.

### **2.3.9 GLASURBRAND DER KAUF-LÄCHEN**

Die fertig aufgepassten Keramikobjekte wurden zunächst mit 100 µm Aluminium-oxidpulver bei 1 bar abgestrahlt, mit Wasserdampf (Dampfstrahlgerät Aqua clean 3,

Degussa AG, Frankfurt/Main, D) gereinigt und anschließend mit ölfreier Luft getrocknet. Dann erfolgte das Aufbringen der Glasurpaste (IPS e.max Ceram Glasurpaste, LOT H24056, Ivoclar-Vivadent) mit Hilfe eines Pinsels und einer Pinzette. Nach der deckenden Aufbringung der Paste wurde der Glanzbrand bei 725 °C für 1 Minute durchgeführt. Die Abbildung 2.13 zeigt die zur Zementierung fertigen keramischen Kauflächen.



Abbildung 2.13: Fertige Kaufläche mit Glanzbrand

## 2.4 VERKLEBUNG DER KAUFÄCHEN

### 2.4.1 VORBEHANDLUNG DER ZÄHNE

Die präparierten Zähne wurden mit sterilem Bimssteinbrei und einem Gumminapf gereinigt, mit Wasserspray abgesprüht und mit dem Luftbläser der Multifunktions-spritze getrocknet. Wenn Dentin vorhanden war, wurden zunächst nur die Schmelz-areale mit 36%iger Phosphorsäure 15 Sekunden lang geätzt und erst anschließend

das Dentin (ebenfalls 15 Sekunden), so dass die Schmelzareale am Ende 30 Sekunden lang geätzt worden waren. Wenn kein Dentin vorhanden war, wurden die Schmelzareale ebenfalls 30 Sekunden geätzt. Anschließend wurden die Zähne 30 Sekunden mit Wasserspray abgesprayed und maximal 5 Sekunden mit dem Luftbläser getrocknet. Auf die so behandelten Zähne wurde anschließend Primer (Optibond FL, LOT 421320) aufgetragen, der 30 Sekunden einwirkte. Es folgte die Lufttrocknung mit dem Luftbläser für 5 Sekunden. Zum Schluß wurde auf die Stümpfe Bonding (Optibond FL, LOT 429240) dünn auftragen und leicht verblasen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung mit einer Polymerisationslampe mit mind. 450 mW/cm<sup>2</sup> (Optilux 500, Demetron, USA) für 20 Sekunden.

#### **2.4.2 VORBEHANDLUNG DER KERAMISCHEN KAUFÄCHEN**

Die Klebeflächen der Keramikrestorationen wurden mit 36%iger Phosphorsäure für 30 Sekunden gereinigt, 15 Sekunden lang mit Wasser abgesprayed und getrocknet. Anschließend wurden die Klebeflächen mit 5%iger Flusssäure (IPS Keramik Ätzel, LOT H33123, Ivoclar-Vivadent) nach Herstellerangaben für 60 Sekunden (IPS Empress Esthetic) bzw. für 20 Sekunden (IPS e.max Press) geätzt und die Säure dann in einem Anmischbecher mit dem beiliegenden Neutralisationspulver abgesprayed und getrocknet. Im Anschluss wurde mit einem Pinsel Silan (Monobond S, LOT H34023, Ivoclar-Vivadent) aufgetragen. Nach 60 Sekunden Einwirkzeit wurden die Klebeflächen noch für 30 Sekunden mit Hilfe eines Luftbläfers getrocknet. Zum Schluss wurde auf die Klebeflächen Bonding (Optibond FL, LOT 429240) dünn auftragen und leicht verblasen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung mit einer Polymerisationslampe mit mind. 450 mW/cm<sup>2</sup> (Optilux 500, Demetron, USA) für 20 Sekunden.

#### **2.4.3 ADHÄSIVE BEFESTIGUNG DER KAUFÄCHEN**

Innerhalb dieser Untersuchung wurde immer eine Gruppe von acht Proben ohne Zeitverzögerung vorbereitet und jede Kaufäche einzeln verklebt. Die Verklebung erfolgte mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit (Variolink II, LOT H36420, Ivoclar-Vivadent). Basis- und Katalysatorpaste wurden in einem Verhältnis von 1:1 auf einem Anmischblock 10 Sekunden vorsichtig durch breitflächiges Ausstreichen ver-

mischt und anschließend mit einem Einmalpinsel dünn auf die Klebefläche der Restauration aufgetragen. Die Keramikrestauration wurde dann zügig auf den Stumpf aufgesetzt, richtig positioniert und leicht mit der Hand fixiert. Anschließend wurde mit Hilfe einer speziellen Verklebeapparatur (Abbildung 2.14) die Restauration endgültig bei einer Last von 10 N fixiert, wobei der Druck mittels eines Gummis möglichst gleichmäßig auf die Höckerabhänge verteilt wurde, um ein Verrutschen der Restauration zu verhindern.

Währenddessen wurden Überschüsse des Klebers mit Schaumstoffpellets entfernt und ein Sauerstoffschutzgel (Liquid Strip, LOT H34042, Ivoclar-Vivadent) auf die Klebefuge aufgetragen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung von jeweils 2 Seiten für je 60 Sekunden. Nach der Härtung wurde das Sauerstoffschutzgel wieder abgesprüht.

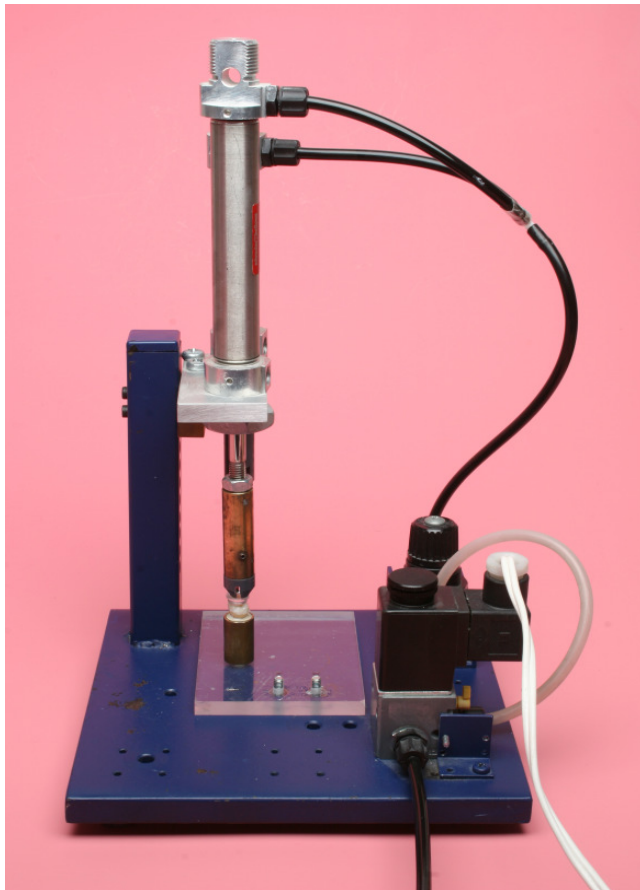


Abbildung 2.14: Verklebeapparatur

#### 2.4.4 LAGERUNG DER PROBEN

Zur endgültigen Härtung wurden die Proben direkt nach der Verklebung in ein Wasserbad mit 37 °C gelegt und bis zur Belastung für mindestens 1 Woche gelagert.

## 2.5 BELASTUNGSTESTS

Um die Studienkörper identisch und reproduzierbar in den Multifunktions-Kausimulator (Willytec, München, D) (Abbildung 2.15) und die Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2A, Ulm, D) (Abbildung 2.16) einspannen zu können, wurden eigens Probenhalter aus Kunststoff hergestellt.



Abbildung 2.15: Multifunktions-Kausimulator (Willytec)

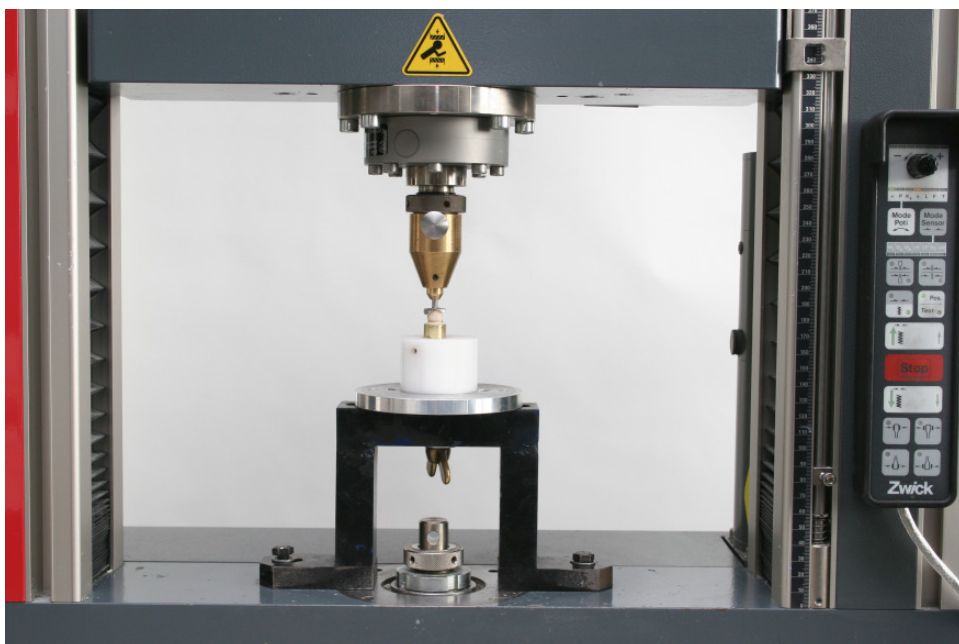


Abbildung 2.16: Universalprüfmaschine (Z010/TN2A)

### 2.5.1 DYNAMISCHER BELASTUNGSTEST

Alle 64 Proben der acht Versuchsgruppen wurden einem dynamischen Belastungstest in Kombination mit einer Temperaturwechselbelastung unterzogen. Dieser Test sollte die natürliche Alterung künstlich simulieren. Er wurde in einem zweiachsigen Multifunktions-Kausimulator (Willytec) durchgeführt. Computergestützt können im Kausimulator mundähnliche Verhältnisse simuliert werden, indem Kauzyklen mit sowohl horizontalen als auch vertikalen Bewegungen und Temperaturwechselbelastungen gleichzeitig durchgeführt werden. Jeweils acht Zähne einer Gruppe wurden in den eigens hergestellten Probenhaltern eingespannt und anschließend in die acht Kammern des Kausimulators eingeschraubt, die wiederum auf einer horizontal beweglichen unteren Achse befestigt waren. In vertikal ausgerichtete Stahlstäbe an der oberen vertikal beweglichen Achse wurden am unteren Ende Steatitkeramikugeln (Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, D) mit einem Durchmesser von 6 mm eingebettet, die die Antagonisten simulierten. Die Studienkörper wurden zunächst so mit Hilfe von Okklusionsfolie ausgerichtet, dass die Steatitkugel direkt in der Zentralfissur zwischen dem medio-bukkalen und dem disto-palatalen Höcker Kontakt hatte. Anschließend wurde die horizontale Achse des Kausimulators so eingestellt, dass die Kugel 0,6 mm aus der Zentralfissur nach bukkal bewegt wurde. In dieser Position hatte die Steatitkugel ausschließlich auf dem medio-bukkalen Höckerabhäng Kontakt. Die Kausimulation erfolgte mit 600.000 Zyklen bei einer Frequenz von 1,2 Hertz, daraus ergab sich eine Versuchsdauer von 130,8 Stunden. Die Absenkgeschwindigkeit des Antagonisten betrug 30 mm/s, die Hubgeschwindigkeit 55 mm/s bei einer Kaubelastung mit einem Gewicht von 10 Kilogramm je Zahn. Die Hubhöhe betrug 6 mm. Zusätzlich wurde bei Belastung eine horizontale Bewegung von 0,3 mm (Hubtiefe) durchgeführt. Die Prüfkammern waren an ein Wasser-Pumpen-Heiz-System angeschlossen, so dass computergesteuert die Thermowechselbelastungen durchgeführt werden konnten. Abwechselnd wurde den Prüfkammern 55 °C warmes und 5 °C kaltes Wasser zugeführt, wobei die Verweildauer jeweils 60 Sekunden betrug, die Absaugzeit 15 Sekunden.

Die Parameter des dynamischen Belastungstests sind in Tabelle 2.1 dargestellt, eine schematische Darstellung des Tests in Abbildung 2.17.

Tabelle 2.1: Protokoll des Multifunktionskausimulators

Kausimulation		Thermowechselast	
Zyklenanzahl	600.000	Zyklenanzahl	3.815
Zyklusfrequenz	1,2 Hertz	Warmtemperatur	55 °C
Versuchsdauer	130, 8 h	Verweildauer Warmzeit	60 s
Absenkgeschwindigkeit	30 mm/s	Kalttemperatur	5 °C
Hubgeschwindigkeit	55 mm/s	Verweildauer Kaltzeit	60 s
Vorgeschwindigkeit	30 mm/s	Absaugzeit	15 s
Rückgeschwindigkeit	5 mm/s		
Gewicht pro Kammer	10 kg		
Kinetische Energie	$2250 \text{ J} \times 10^{-6}$		
Hubhöhe (vertikal)	6 mm		
Hubtiefe (horizontal)	0,3 mm		



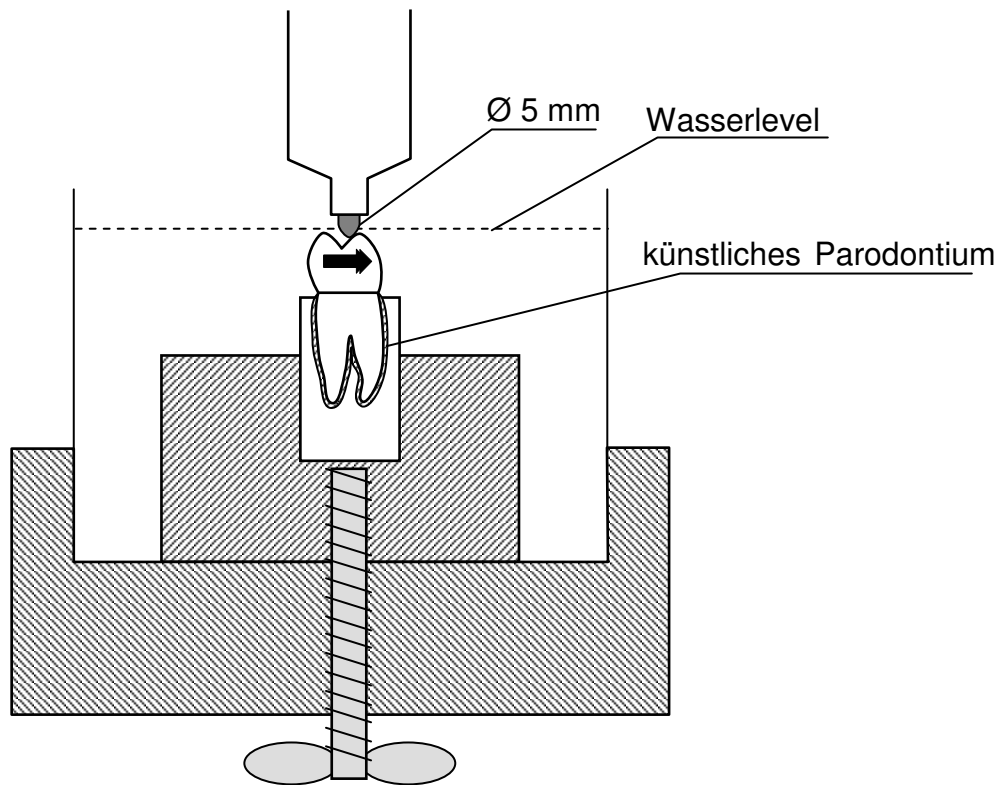


Abbildung 2.17: Schematische Darstellung des dynamischen Belastungstests im Multifunktions-Kausimulator (Willytec).  $\blackrightarrow$  = horizontale Bewegungsrichtung: Die Keramikkugel rutschte bei horizontaler Bewegung den Höckerabhang herab.

## 2.5.2 STATISCHER BELASTUNGSTEST

Alle Proben, die den dynamischen Belastungstest ohne Bruch überlebt hatten, wurden anschließend unter statischer Bruchbelastung bis zum Bruch in der Universalprüfmaschine (Zwick Z010/TN2A, Ulm, D) belastet. Die Proben wurden hierfür in einen eigens für diesen Test hergestellten Probenhalter aus Kunststoff eingespannt. Dieser Probenhalter konnte auf dem Metallteller der Universalprüfmaschine aufgeschraubt und fixiert werden. Anschließend wurden die Proben so ausgerichtet, dass der runde Druckstempel (Stahlstift mit Kugelradius von 6 mm Durchmesser an der Spitze), der an der vertikal beweglichen Traverse der Maschine befestigt war, mittig in der Zentralfissur mit Kontakt zu den angrenzenden Höckerabhängen auftraf. Die korrekte Position für jede Probe wurde mit Hilfe von Okklusionsfolie ermittelt. Um eine gleichmäßige Kraftverteilung zu erreichen, wurde zwischen den Kauflächen und dem Druckstempel eine 0,6 mm dicke Zinnfolie eingelegt. Die Vorschubgeschwindigkeit des Druckstempels betrug 2 mm/min bis zum Bruch. Abbildung 2.18 zeigt eine schematische Darstellung des statischen Belastungstests.

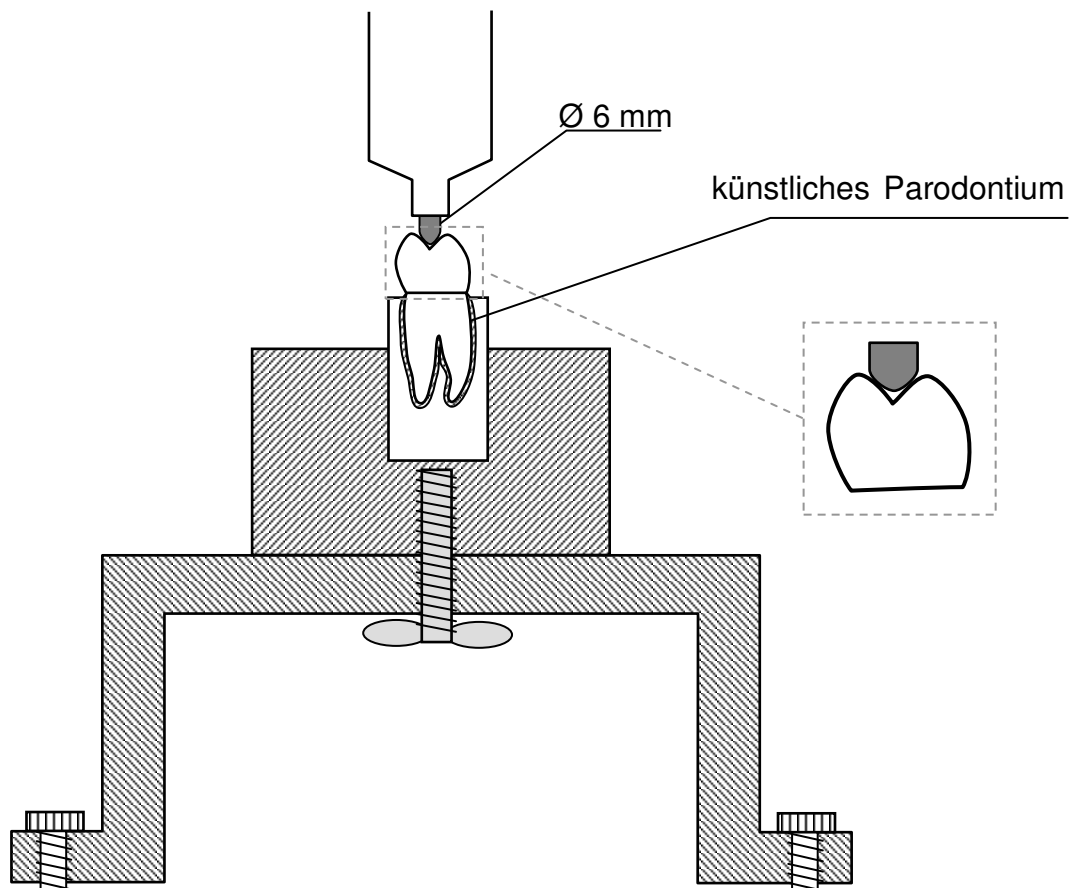


Abbildung 2.18: Schematische Darstellung des statischen Belastungstests in der Universalprüfmaschine (Zwick)

### 2.5.3 LICHTMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG

Nach dem statischen und dynamischen Belastungstest wurden alle Proben lichtmikroskopisch untersucht, wobei die Zähne so in einer Knetmasse fixiert wurden, dass die Bruchflächen möglichst horizontal unter dem Stereomakroskop (Stereomakroskop, Wild, Heerbrugg, CH) ausgerichtet werden konnten und anschließend mit Hilfe der eingebauten Digitalkamera (Leica DC 100, Leica Microsystems, Cambridge, UK) fotografiert wurden. Die Klassifikation der Bruchverläufe erfolgte nach der Lokalisation der Brüche, die entweder nur die Keramik oder die Keramik in Kombination mit der Zahnhartsubstanz betrafen.

#### 2.5.4 STATISTIK

Die statischen Auswertungen wurden mit Hilfe von Statistix für Windows, Version 7.0 (Analytical Software, Tallahassee, USA) durchgeführt.

Die Versuchsgruppen unterschieden sich durch drei Faktoren: die verwendete Keramik (IPS Empress Esthetic oder IPS e.max Press), das Klebesubstrat auf der Zahnseite (Schmelz oder Dentin mit Schmelzbegrenzung) und das Präparationsgrenzen-design (Hohlkehle oder Dachschrägung).

Die Darstellung der kontinuierlichen Variablen erfolgte als Mittelwert, während als Streumaß die Standardabweichung gewählt wurde. Die kontinuierlichen Variablen wurden mittels des Shapiro-Wilk-Normality-Test hinsichtlich ihrer Normalverteilung überprüft. Da die getesteten Variablen nicht normalverteilt waren ( $p=0,0017$ ), musste mit logarithmierten Bruchwerten gearbeitet werden ( $p=0,14$ ). Die logarithmierten Bruchwerte wurden mit der dreifaktoriellen Varianzanalyse (3-Way-ANOVA) untersucht. Bei den durchgeführten Tests erfolgte eine zweiseitige Signifikanzprüfung, wobei für alle statistischen Tests ein  $p$ -Wert  $\leq 0,05$  als statistisch signifikant angenommen wurde.

### 3 ERGEBNISSE

#### 3.1 ERGEBNISSE DER DYNAMISCHEN BELASTUNGSTESTS

In allen Versuchsgruppen wurden die jeweils acht Proben in dem Multifunktionskausimulator (Willytec) belastet, wobei alle 64 Proben die 600.000 Kauzyklen in dem dynamischen Belastungstest ohne Bruch überlebten.

#### 3.2 ERGEBNISSE DER STATISCHEN BELASTUNGSTESTS

Die Ergebnisse der statischen Bruchbelastungstests zeigt Tabelle 3.1 mit einer Übersicht aller Mittelwerte, Standardabweichungen, Mediane, Maxima und Minima. Die Abbildungen 3.1 und 3.2 zeigen in graphischen Säulendiagrammen die Ergebnisse des Tests.

Tabelle 3.1: Mittelwerte, Standardabweichungen, Mediane, Maxima und Minima der statischen Bruchfestigkeit in Newton. Gruppencodes siehe Abbildung 2.1 auf Seite 6.

Gruppe	Anzahl	MW	SD	Median	Min	Max
S1-EE	8	3196,5	500,1	3090,3	2592,4	3835,8
D1-EE	8	3017,4	407,1	2844,2	2642,3	3512,2
S2-EE	8	3201,3	694,2	3035,4	2592,0	4682,9
D2-EE	8	2895,7	413,4	3050,1	2079,7	3342,8
S1-EM	8	4070,0	777,2	4156,3	3064,1	5065,6
D1-EM	8	3731,7	620,5	3727,3	3100,7	4874,6
S2-EM	8	4172,7	853,7	3817,7	3346,1	5512,4
D2-EM	8	3898,9	860,6	3756,5	3005,7	5787,2

Der Bruchverlauf in der Universalprüfmaschine ergab eine typische Kurve im X-Y-Schreiber, wobei sich die Kurve zu Beginn der Kraftereinleitung aufgrund der Kompression der auf dem Prüfstempel aufgelegten Zinnfolie (0,6 mm) zunächst abgeflacht darstellte. Die anschließende tatsächliche Belastung der Kauflächen zeigte dann einen bis zum Bruch linearen Kurvenanstieg.

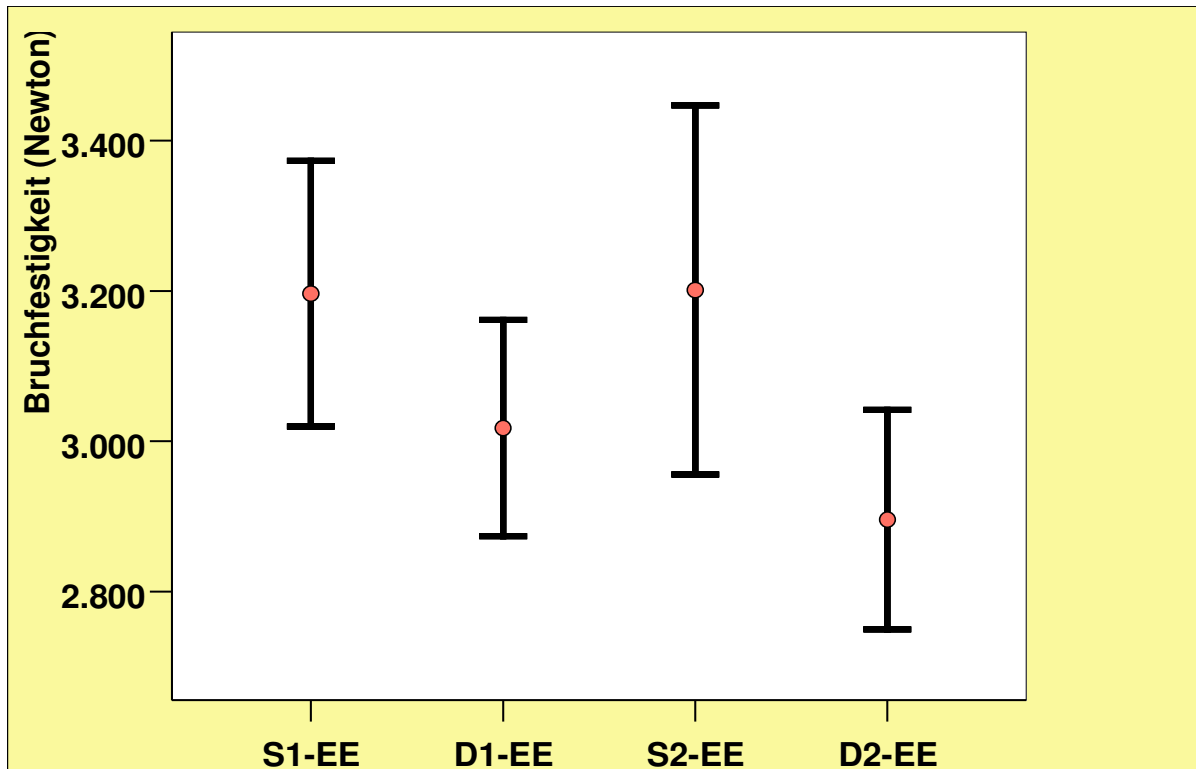


Abbildung 3.1: Ergebnisse des statischen Belastungstests für IPS Empress Esthetic (Mittelwerte und Standardabweichungen). Gruppencodes siehe Seite 6, Abbildung 2.1.

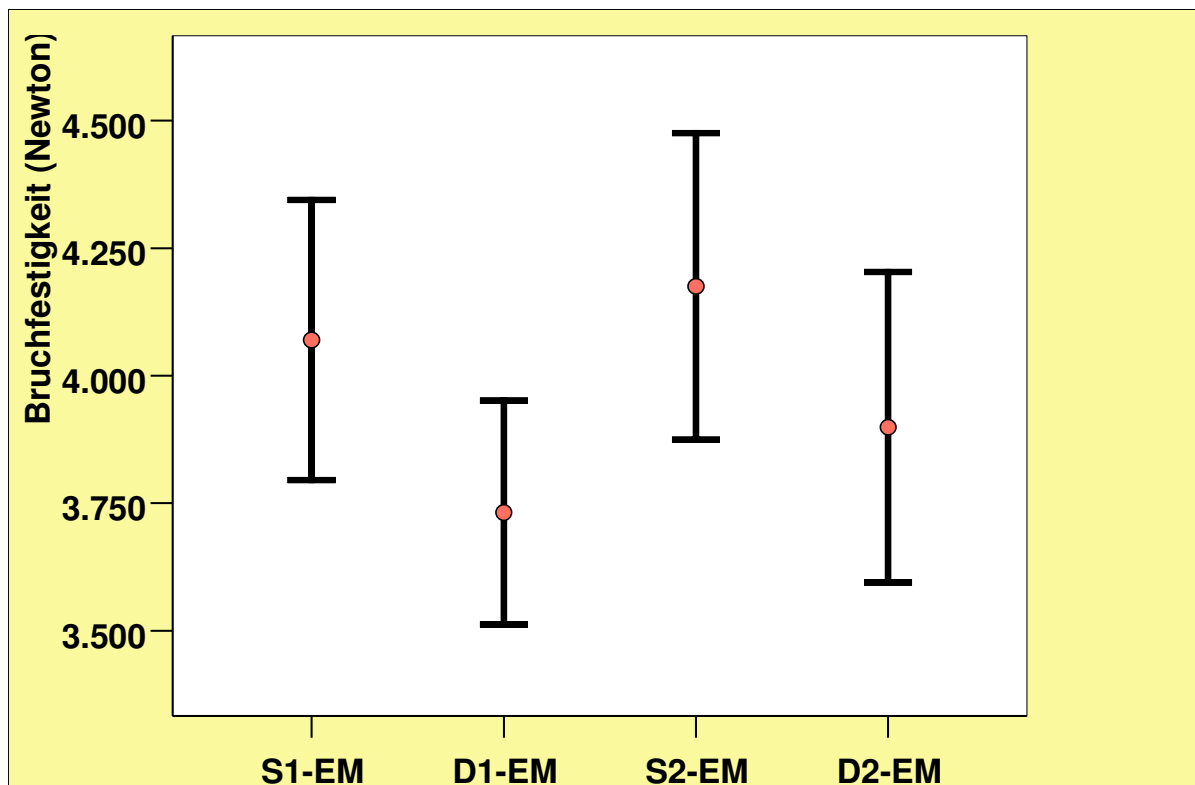


Abbildung 3.2: Ergebnisse des statischen Belastungstests für IPS e.max Press (Mittelwerte und Standardabweichungen). Gruppencodes siehe Seite 6, Abbildung 2.1.

### **3.2.1 ERGEBNISSE DER GRUPPE S1-EE**

In der Gruppe S1-EE wurden insgesamt acht auf Schmelz verklebte Kauflächen aus IPS Empress Esthetic mit auslaufender Präparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $3198,5 \text{ N} \pm 500,1 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.1 ersichtlich.

### **3.2.2 ERGEBNISSE DER GRUPPE D1-EE**

In der Gruppe D1-EE wurden insgesamt acht auf Dentin verklebte Kauflächen aus IPS Empress Esthetic mit auslaufender Präparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $3017,4 \text{ N} \pm 407,1 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.2 ersichtlich.

### **3.2.3 ERGEBNISSE DER GRUPPE S2-EE**

In der Gruppe S2-EE wurden insgesamt acht auf Schmelz verklebte Kauflächen aus IPS Empress Esthetic mit Hohlkehlspräparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $3201,3 \text{ N} \pm 694,2 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.3 ersichtlich.

### **3.2.4 ERGEBNISSE DER GRUPPE D2-EE**

In der Gruppe D2-EE wurden insgesamt acht auf Dentin verklebte Kauflächen aus IPS Empress Esthetic mit Hohlkehlspräparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $2895,7 \text{ N} \pm 413,4 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.4 ersichtlich.

### **3.2.5 ERGEBNISSE DER GRUPPE S1-EM**

In der Gruppe S1-EM wurden insgesamt acht auf Schmelz verklebte Kauflächen aus IPS e.max Press mit auslaufender Präparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $4070,0 \text{ N} \pm 777,2 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.5 ersichtlich.

### **3.2.6 ERGEBNISSE DER GRUPPE D1-EM**

In der Gruppe D1-EM wurden insgesamt acht auf Dentin verklebte Kauflächen aus IPS e.max Press mit auslaufender Präparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $3731,7 \text{ N} \pm 620,5 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.6 ersichtlich.

### **3.2.7 ERGEBNISSE DER GRUPPE S2-EM**

In der Gruppe S2-EM wurden insgesamt acht auf Schmelz verklebte Kauflächen aus IPS e.max Press mit Hohlkehlpräparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $4172,7 \text{ N} \pm 853,2 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.7 ersichtlich.

### **3.2.8 ERGEBNISSE DER GRUPPE D2-EM**

In der Gruppe D2-EM wurden insgesamt acht auf Dentin verklebte Kauflächen aus IPS e.max Press mit Hohlkehlpräparation bis zum Bruch belastet, welche alle die Kausimulation im Multifunktionskausimulator mit 600.000 Zyklen ohne Bruch überlebt hatten. Die mittlere statische Bruchfestigkeit lag bei  $3898,9 \text{ N} \pm 860,6 \text{ N}$ . Die Einzelergebnisse des statischen Bruchbelastungstest sind im Anhang in Tabelle 7.8 ersichtlich.

### 3.3 ERGEBNISSE DER LICHTMIKROSKOPISCHEN UNTERSUCHUNG

#### 3.3.1 BRUCHVERLAUFSMODI

Die Brüche erfolgten grundsätzlich unter der Beteiligung der keramischen Kauflächen, wobei drei verschiedene Bruchverläufe festgestellt werden konnten:

- Ausschließlich in der Keramik (K) (Abbildung 3.3 a)
- Frakturlinie in Keramik und Zahn ohne Substanzabsprengung (KZO) (Abbildung 3.3 b)
- Fraktur in Keramik und Zahn mit Substanzabsprengung (KZM) (Abbildung 3.3 c)



Abbildung 3.3 (a-c): Beispiele für einen Bruch ausschließlich in der Keramik (a), für eine Frakturlinie in Keramik und Zahn ohne Substanzabsprengung (b), für eine Fraktur in Keramik und Zahn mit Substanzabsprengung (c).



### 3.3.2 VERTEILUNG DER BRUCHVERLAUFSMODI IN DEN VERSUCHS-GRUPPEN

Die prozentuale Verteilung der Bruchverlaufsmodi ist für alle Versuchsgruppen in Tabelle 3.2 dargestellt.

Tabelle 3.2: Prozentuale Verteilung der Bruchverlaufsmodi in den Versuchsgruppen. Gruppencodes siehe Seite 6, Abbildung 2.1.

Keramik	Gruppe	Bruchverlauf					
		K		KZO		KZM	
		n	%	n	%	n	%
IPS Empress Esthetic	S1-EE N=8	4	50	1	12,5	3	37,5
	D1-EE N=8	4	50	0	0	4	50
	S2-EE N=8	3	37,5	2	25	3	37,5
	D2-EE N=8	5	62,5	0	0	3	37,5
IPS e.max Press	S1-EM N=8	1	12,5	2	25	5	62,5
	D1-EM N=8	1	12,5	1	12,5	6	75
	S2-EM N=8	0	0	1	12,5	7	87,5
	D2-EM N=8	1	12,5	1	12,5	6	75

### 3.4 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Die Tabelle 3.4 zeigt einen Überblick über die Ergebnisse der dreifaktoriellen Varianzanalyse mit den logarithmierten Werten.

Tabelle 3.4: Dreifaktorielle Varianzanalyse der Bruchfestigkeit in Newton (logarithmierte Bruchwerte). DF = Freiheitsgrade, SS = Quadratsumme, MS = mittlere Quadratsumme, F = Prüfgröße, P = p-Wert.

Quelle	DF	SS	MS	F	P
Keramik (A)	1	0,99885	0,99885	32,01	0,0001
Substrat (B)	1	0,08896	0,08896	2,85	0,0969
Präparationsgrezengedesign (C)	1	0,00014	0,00014	0,00	0,9461
A*B	1	0,00023	0,00023	0,00	0,9785
A*C	1	0,01225	0,01225	0,39	0,5335
B*C	1	0,00063	0,00063	0,02	0,8872
A*B*C	1	0,00245	0,00245	0,08	0,7805
Differenz	56	1,74726	0,03120		
Total	63	2,85055			

#### 3.4.1 EINFLUSS DER KERAMIK AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT

Die Varianzanalyse zeigte, dass die Art der Keramik (IPS Empress Esthetic oder IPS e.max Press) einen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatte ( $p \leq 0,0001$ ). Die beiden Keramiken unterschieden sich unabhängig von dem Substrat und dem Präparationsdesign voneinander, wobei IPS e.max Press eine höhere Bruchfestigkeit erzielte als IPS Empress Esthetic.

#### 3.4.2 EINFLUSS DES SUBSTRATES AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT

Die Varianzanalyse zeigte, dass das Substrat (Schmelz oder Dentin mit Schmelzbegrenzung) tendenziell einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatte ( $p = 0,0969$ ), was

jedoch noch nicht signifikant war. Tendenziell hatten die Proben mit der Präparation auf Schmelzunterlage eine höhere Bruchfestigkeit als die mit der Präparation auf Dentinunterlage aber mit Schmelzbegrenzung.

### **3.4.3 EINFLUSS DES PRÄPARATIONSGRENZENDESIGNS AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT**

Die Varianzanalyse zeigte, dass das Präparationsgrenzendesign (Hohlkehle oder auslaufende Präparation) keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatte ( $p=0,9461$ ).

## **4 DISKUSSION**

### **4.1 DISKUSSION DER METHODE**

Zur In-vitro-Untersuchung der Festigkeitseigenschaften eines dentalen Werkstoffes gibt es die Möglichkeit, Zug-, Druck- und Biegebelastungsversuche mit normierten Prüfstäben nach DIN- oder ISO-Normen durchzuführen. Die Ergebnisse solcher Tests geben jedoch meist nur sehr eingeschränkt Hinweise auf die Festigkeit und das Bruchverhalten von zahnärztlichen Restaurationen, da diese eine vollkommen andere und individuelle Geometrie aufweisen. Ziel dieser Studie war es, möglichst mundähnliche Verhältnisse zu simulieren und Proben herzustellen, die den klinischen Restaurationen in Herstellungsverfahren und Dimensionierung entsprachen.

#### **4.1.1 HERSTELLUNG DER STUDIENMODELLE**

Für die Herstellung der Studienmodelle dienten zahlreiche vorangegangene Studien als Vorlage, in denen ähnliche Ausgangssituationen und Untersuchungsmethoden beschrieben wurden [3, 25]. Um in Bezug auf Elastizität, Wärmeleitfähigkeit und Bruchfestigkeit möglichst nahe an der klinischen Realität zu bleiben, wurden für diese Untersuchung extrahierte, kariesfreie menschliche Unterkiefermolaren verwendet. Zunächst wurden diese Zähne, um eine Verkeimung zu verhindern, von Zahnstein, Wurzelhautresten und Konkrementen befreit und anschließend in einer 0,1 %igen Thymollösung bei Raumtemperatur aufbewahrt, um eine Austrocknung [28] und mikrobiologische Aktivitäten [75] zu vermeiden. Aufgrund von verschiedenen Faktoren wie Herkunft, der individuell gewachsenen Struktur, Alter, Beschädigung durch die Extraktion und der Liegedauer in der Thymollösung unterliegen menschliche extrahierte Zähne einer teils großen Variation, welche sich in einer starken Streuung der Ergebnisse der Bruchfestigkeitstests äußern könnten. Die erklärt die Höhe der Standardabweichungen, die zwischen 13,5 - 22,1 % lagen

Um die natürliche Zahnbeweglichkeit zu simulieren, wurden die Zähne mit einem künstlichen Parodont aus weichbleibendem Kunststoff versehen [3, 38]. Hiermit wurde eine physiologische Zahnbeweglichkeit von horizontal etwa 200 µm und vertikal etwa 40 µm erreicht [61].

Des Weiteren zeigten Laboruntersuchungen, dass die Einbettung der Pfeilerzähne, abhängig vom Verhältnis der Länge der Einbettung zur Zahnlänge, die Bruchfestig-

keit beeinflusst [35]. Aus diesem Grund wurden die Zähne in dieser Untersuchung 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in Polyesterkunststoff eingebettet, der den Alveolarknochen simulierte. Dieser Abstand entspricht der physiologischen biologischen Breite von 2 mm [29].

#### **4.1.2 ZAHNKLEBEFLÄCHE**

Die Präparationstiefe wurde so gewählt, dass sie sowohl einmal rein im Schmelz lag als auch einmal rein im Dentin mit Schmelzbegrenzung an den Randbereichen [1, 37, 60]. Auch andere Studien zeigten, dass die Art der Klebefläche (Schmelz oder Dentin) einen Einfluss auf die Klebefestigkeit und somit auf die Randdichtigkeit hat [19, 52, 60, 64]. Bei der Präparation im Schmelz betrug die Reduktion der Zahnhartsubstanz etwa 0,5 mm. Kenntnisse über die Schmelzdicken sind Voraussetzung für die Durchführung einer schmelzbegrenzten Präparation. Diese variieren von Zahn und Lokalisation [80].

Des Weiteren wurden verschiedene Präparationsgrenzendesigns gewählt, da Studien einen Einfluss des Präparationsgrenzendesigns auf die Bruchfestigkeit belegen [75, 76, 78]. Studien zeigen, dass eine Überkuppelung insbesondere der tragenden Höcker das Risiko einer Fraktur in der Keramik [57] herabsetzt. Alle Zähne wurden zunächst mit einer Dachschrägung präpariert. Bei der einen Hälfte dieser Zähne war die Dachschrägung gleichzeitig der Präparationsrand, bei der anderen Hälfte wurde eine Hohlkehle mit einer Breite von 0,8 mm und einer vertikalen Höhe von 1 mm angelegt. Anschließend wurden die restlichen 32 Zähne zunächst okklusal bis über die Schmelz-Dentin-Grenze reduziert, so dass nur noch die Präparationsränder im Schmelz lagen. Analog zu der Schmelzpräparation wurden diese Zähne ebenfalls mit einer Dachschrägung und einer Hohlkehle versehen. Alle präparierten Zähne sollten mögliche glatte Flächen und abgerundete Kanten aufweisen, um die Gefahr von Mikrorissen in der Keramik und so das vorzeitige Versagen einer Restauration zu minimieren [5, 23, 76].

### **4.1.3 HERSTELLUNG DER PROBEN**

Um die Simulation der klinischen Arbeitsweise fortzusetzen, wurden alle Proben mit einer Polyätherabformmasse in der Doppelmischtechnik abgeformt und Arbeitsmodelle aus Superhartgips angefertigt.

Eine sorgfältige Durchführung der Modellation der Kauflächen mit zuvor festgelegten standardisierten Schichtstärken verringerte spätere Korrekturen in der Keramik. Schleifmaßnahmen an den Keramikrestorationen können infolge lokaler Überhitzung Veränderungen in der Keramikstruktur hervorrufen, die die Dauerfestigkeit der Restauration negativ beeinflussen [35].

Anschließend folgten die Herstellung der Keramikrestorationen sowie der Glanzbrand nach Herstellerangaben.

### **4.1.4 ADHÄSIVE BEFESTIGUNG DER KAUFÄCHEN**

Um einen optimalen Klebeverbund zwischen den zu verklebenden Oberflächen zu erhalten, war eine substratspezifische Konditionierung der Flächen notwendig. Hierzu wurden die präparierten Flächen mit 37%iger Phosphorsäure geätzt und anschließend mit einem Primer und Bonder behandelt. Ein optimaler Klebeverbund zum Schmelz wird einerseits durch Verkleben zum präparierten Schmelz [32] und andererseits durch die Ätzung mit Phosphorsäure erreicht [82]. Für einen optimalen Klebeverbund zum Dentin ist es erforderlich, dass das Dentin konditioniert wird. Zuerst erfolgte die Ätzung mit Phosphorsäure, dann die Applikation eines Primers und eines Bondings, die in die durch die Säure eröffneten Dentinkanälchen und in das freigelegte Kollagen diffundieren und so die Hybridschicht herstellen.

Die Keramikrestorationen wurden erst mit Flusssäure geätzt, anschließend mit einem Haftsilan silanisiert und mit dem dualhärtenden Kompositkleber Variolink II [4] auf den konditionierten Zähnen verklebt.

Da bei der Verklebung der Molarenkauflächen keine Retentionen vorhanden waren, wurden sie adhäsiv mit einem dualhärtenden Kompositkleber verklebt. Dualhärtende Kleber haben gegenüber autopolymerisierenden Klebern den Vorteil, dass die Verarbeitungszeit länger ist, wodurch dem Behandler mehr Zeit zur Verfügung steht, die Restauration optimal zu verkleben. Jedoch darf die Keramikdicke eine Schichtstärke von 3 mm nicht überschreiten, um eine suffiziente Lichthärtung zu ermöglichen [7, 65].

#### 4.1.5 DYNAMISCHER BELASTUNGSTEST

Bevor neue Materialien oder Präparationsformen in klinischen Studien getestet werden, sollten deren Bruchfestigkeit und Qualität in In-vitro-Studien untersucht werden. Vorteile von In-vitro-Untersuchungen sind schnelle Ergebnisse, gute Reproduzierbarkeit und standardisierte Untersuchungsverfahren [41, 48]. Je besser ein Test die klinischen Gegebenheiten simuliert, desto höher ist die klinische Relevanz der Ergebnisse [49]. Aus diesem Grund wurden in dieser Studie die Proben in einem Kau-simulator getestet, was ermöglichte, die klinische Belastung der Restaurationen zu simulieren [17, 36, 48, 69].

Mit einer mechanischen Dauerbelastung verknüpfte Rissbildungen, Frakturgefahr und Materialermüdung beeinflussen die Langzeitprognose einer keramischen Restauration. Die Riss- oder Bruchzähigkeit ist ein Maß für den maximal möglichen Widerstand, den ein Werkstoff der Zugspannung an einer Risspitze entgegensetzen kann, ohne dass der Riss weitergeleitet wird. Mit kleinen einwirkenden Kräften, wie sie z.B. bei der physiologischen Kaubelastung auftreten, die gerade diesen Widerstand überwinden können, die aber weit unter der Belastungsgrenze für den Gewaltbruch liegen, kann ein vorhandener Riss allmählich weitergetrieben werden. Dieses langsame Fortschreiten des Risses bei unterkritischer (physiologischer) Belastung ist häufig eine Ursache für das Langzeitversagen einer vollkeramischen Restauration [55]. Alle 64 Proben wurden in dieser Untersuchung einer Kausimulation mit gleichzeitiger Temperaturwechselbelastung ausgesetzt [3, 17, 25]. Hierbei erfolgte die dynamische Belastung in einem zweiachsigen Kausimulator. Es existieren zahlreiche Studien, in denen die Proben mit einer Kaukraft von 49 N belastet wurden [3, 41, 48]. Aufgrund dessen, dass die physiologischen Kaukräfte jedoch auch deutlich oberhalb von 49 N liegen können, erschien es klinisch relevanter, die Zähne mit einer Kaulast von 100 N zu belasten. Diese Kraft entspricht ungefähr einer mittleren Kaukraft im Seitenzahnbereich [45].

Um die antagonistischen Kontakte zu simulieren, wurden Steatitkeramikugeln [3, 25] mit einem Durchmesser von 6 mm verwendet anstelle von natürlichem Zahnschmelz, da sich natürlicher Schmelz verschiedener Zähne stark in der Morphologie und Mikrostruktur unterscheidet und damit eine weitere Streuung der Ergebnisse hätte bedingen können [87]. Metall- und Kompositantagonisten sind ebenfalls keine adäquaten Lösungen, da das Abrasionsverhalten zu stark von dem von Keramik oder Zahnschmelz abweicht [48]. Untersuchungen zeigten, dass Keramik ein adäquater

Ersatz für natürlichen Schmelz in Abrasionstests ist [87, 88]. Um das Abgleiten des Antagonisten beim Kauen zu simulieren, wurde eine horizontale Bewegung von 0,3 mm unter Kontakt eingestellt [3]. Die Belastung der keramischen Kauflächen erfolgte auf dem medio-bukkalen Höckerabhang, ca. 0,6 aus der Mitte heraus, so dass ein ausschließlicher Kontakt auf diesem Höckerabhang sichergestellt werden konnte. Analog zu bereits vorhandenen Untersuchungen [3, 25] wurden 600.000 Kauzyklen mit 3.500 Thermozyklen durchgeführt, die klinisch einer Tragedauer von ca. zweieinhalb Jahren entsprechen [17, 70].

#### **4.1.6 STATISTISCHER BRUCHBELASTUNGSTEST**

Um die Bruchfestigkeit und die physikalischen Möglichkeiten eines neuen dentalen Werkstoffes vor dessen klinischem Einsatz zu prüfen, ist es sinnvoll, die Materialien in Bruchbelastungstests zu untersuchen [67].

Solche Bruchbelastungstests werden oft zur Beurteilung von spröden dentalen Werkstoffen herangezogen [33]. In zahlreichen Studien wurden die Bruchfestigkeiten von vollkeramischen Restaurationen hinsichtlich verschiedener Parameter, einschließlich eines Bruchbelastungstest, untersucht [3, 12, 44, 76].

In dieser Untersuchung wurden ebenfalls alle 64 Proben einem statischen Bruchbelastungstest in einer Universalprüfmaschine (Zwick) unterzogen und die Bruchbelastungen ermittelt. Die Belastung der keramischen Kauflächen erfolgte so, dass der runde Druckstempel (Stahlstift mit Kugelradius von 6 mm Durchmesser an der Spitze), der an der vertikal beweglichen Traverse der Maschine befestigt war, mittig in der Zentralfissur mit Kontakt zu den angrenzenden Höckerabhängen auftraf.

Da schon minimale Abweichungen beim Ausrichten der Proben zu unterschiedlicher Stressverteilung und damit zu streuenden Ergebnissen führen können [33], wurde eine Zinnfolie zwischen Probe und Druckstempel gelegt, um die eingeleitete Kraft gleichmäßiger zu verteilen.

Kritisch anzumerken ist, dass bei dieser Untersuchung eine rein vertikale Belastung gewählt wurde, um einen möglichst reproduzierbaren Kontakt zu den Kauflächen herstellen zu können. Bei schräger Belastung, wie sie zum Beispiel bei Bruxismus auftritt, wären wahrscheinlich niedrigere Bruchfestigkeiten bei den keramischen Kauflächen erzielt worden.



#### **4.1.7 LICHTMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG**

Ein wichtiger Parameter für die Festigkeit eines Materials, ist der Widerstand gegen das Fortschreiten eines Risses. Da dentale Keramiken sehr spröde sind, können sie sich nur wenig oder gar nicht verformen. Hat sich ein Riss gebildet, kommt es zu internen Spannungen in der Risspitze, die bei erneuter Krafteinwirkung zur Rissfortschreitung und zum Bruch führen können [90].

Die lichtmikroskopische Untersuchung wurde durchgeführt, um verschiedene Bruchverläufe darzustellen und die Unterschiede zwischen den einzelnen Keramiken und Präparationsformen aufzuzeigen.

### **4.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE**

#### **4.2.1 DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DEN EINFLUSS DER KERAMIK AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT**

Die Untersuchung des Einflusses der Keramik ergab, dass sie einen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatte (ANOVA;  $p \leq 0,0001$ ). Studien zeigten, dass die Keramik IPS e.max Press (450 MPa) eine höhere Biegefestigkeit erzielt als die Keramik IPS Empress Esthetic (102 - 148 MPa) [13, 51]. Aus der höheren Biegefestigkeit von IPS e.max Press im Vergleich zu IPS Empress Esthetic erklärt sich auch die höhere Bruchfestigkeit der Kauflächen aus IPS e.max Press (Mittelwerte der Gruppen: 3731,7 N - 4172,7 N) gegenüber denen aus IPS Empress Esthetic (Mittelwerte der Gruppen: 2895,7 N - 3201,3 N). Dies steht im Gegensatz zu einer Studie, in der keramische Kauflächen aus IPS e.max Press (1.489 N) und IPS Empress Esthetic (1.400 N) sich nicht signifikant in ihrer Bruchfestigkeit unterschieden, jedoch auch hier IPS e.max Press höhere Bruchfestigkeitswerte erzielte als IPS Empress Esthetic. Die geringeren Abweichungen der Bruchfestigkeitswerte im Vergleich zu der vorliegenden Studie könnten auf die unterschiedliche dynamische und statische Belastung zurückzuführen sein [77].

Der Vergleich der Bruchfestigkeitswerte der beiden Keramiken in dieser Untersuchung und den maximal auftretenden Kaukräften im Seitenzahnbereich von 300 N bis 800 N bei Bruxismus zeigt, dass die Bruchfestigkeitswerte von IPS Empress Esthetic und IPS e.max Press deutlich über den maximal auftretenden Kaufkräften liegen [6, 24, 34, 43]. Ebenfalls waren die Werte für die Bruchfestigkeit von IPS e.max Press Restaurationen in der vorliegenden Studie höher als in vergleichbaren anderen

Studien, bei denen Bruchfestigkeitswerte für Keramikauflächen aus IPS e.max Press von 1.502 N bis 2.041 N erreicht wurden [74, 75].

Des Weiteren zeigte sich, dass sich die beiden Keramiken unabhängig von dem Präparationsdesign (Hohlkehle oder Dachschrägung) und dem Substrat auf der Zahnseite (Schmelz oder Dentin mit Schmelzbegrenzung) voneinander unterschieden. Es zeigte sich jedoch, dass die Bruchfestigkeitswerte bei den Kauflächen aus IPS e.max Press, welche auf Schmelz verklebt wurden, höher waren als bei denjenigen, die auf Dentin verklebt wurden.

Das gleiche Ergebnis zeigte sich bei den Kauflächen aus IPS Empress Esthetic, wobei es hier deutliche Unterschiede bezüglich der Bruchfestigkeitswerte zwischen einigen Empress Esthetic-Gruppen gab, was deutlich macht, dass die keramischen Kauflächen aus IPS Empress Esthetic im Hinblick auf ihre Bruchfestigkeit nicht so konstant waren wie die aus IPS e.max Press.

#### **4.2.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DEN EINFLUSS DES SUBSTRATES AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT**

Bei der Betrachtung des Substrates auf Zahnseite (Schmelz oder Dentin mit Schmelzbegrenzung) in Bezug auf die Bruchfestigkeit der keramischen Kauflächen zeigte sich, dass tendenziell ein Einfluss auf die Bruchfestigkeit vorhanden war (ANOVA;  $p=0,0969$ ). Es zeigte sich, dass die Molarenkauflächen, die rein auf Schmelz verklebt worden waren, eine Tendenz zu einer höheren Bruchfestigkeit hatten als diejenigen, die auf Dentin mit Schmelzbegrenzung verklebt wurden. Dies ist auf den im Vergleich zu Dentin wesentlich höheren anorganischen Anteil des Zahnschmelzes und eines dadurch höheren E-Moduls zurückzuführen [71], das der der Keramik näher kommt als das des Dentins. Durch die Kombination zweier in Bezug auf die physikalischen Eigenschaften ähnlichen Materialien (Keramik und Zahnschmelz) wird eine höhere Bruchfestigkeit erreicht als bei der Verklebung von Dentin und Keramik [2, 54, 71]. Dennoch lagen die mittleren Werte für die Bruchfestigkeit beider Keramikmaterialien (2895,7 N - 4172,7 N) in der vorliegenden Studie deutlich über den maximal auftretenden Kaufkräften von 300 N - 800 N [6, 24, 34, 43].

#### **4.2.3 DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DEN EINFLUSS DES PRÄPARATIONSGRENZENDESIGNS AUF DIE BRUCHFESTIGKEIT**

Wie eine andere Untersuchung bestätigt, hatte das Präparationsgrenzendesign, in diesem Fall Hohlkehle und Dachschrägung, keinen nachweisbaren Einfluss auf die Bruchfestigkeit (ANOVA;  $p=0,9461$ ) [78]. Dies steht im Widerspruch zu anderen Untersuchungen, die zeigten, dass das Präparationsgrenzendesign die Bruchfestigkeit von Restaurationen beeinflussen kann [10, 75]. So erreichten komplette Kauflächen aus IPS e.max Press höhere Bruchfestigkeitswerte (1.361 N) als Onlaypräparationen mit Überkappung der bukkalen und/oder der palatinalen Höcker [75]. In der vorliegenden Studie hatte das Präparationsgrenzendesign keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit, was auch in einer anderen Untersuchung bestätigt wurde. So zeigten keramische Molarenkauflächen aus IPS e.max Press mit verschiedenen Präparationsdesigns (unterschiedlich ausgedehnte Überkuppung der Höcker) keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Bruchfestigkeit (1.576 N - 1.960 N) [76].

#### **4.2.4 DISKUSSION DER ERGEBNISSE DER LICHTMIKROSKOPISCHEN UNTERSUCHUNG**

Die lichtmikroskopische Untersuchung der keramischen Kauflächen nach der Bruchbelastung zeigte, dass es bei der in Bezug auf die Bruchfestigkeitswerte unterlegenen Keramik IPS Empress Esthetic häufig zu Keramikabsprengungen bei geringeren Bruchbelastungen kam als bei IPS e.max Press. Bei IPS e.max Press hingegen kam es nur vereinzelt zu Keramikabsprengungen. Hier kam es bei weit höheren Belastungen als bei IPS Empress Esthetic dafür öfter zu Frakturen der Keramik mitsamt Zahn, was darauf hindeutet, dass ein besserer Verbund zwischen der Keramik und Zahn sowie ein leistungsfähigerer Werkstoff vorlagen.

### **4.3 KONKLUSION UND AUSBLICK**

Da die neue Lithium-Disilikat Glaskeramik IPS e.max Press im Vergleich zu der leuzitverstärkten Glaskeramik IPS Empress Esthetic bessere Ergebnisse in den Bruchfestigkeitstests erzielte, ist aus klinischer Sicht diese Keramik vor allem dann zu bevorzugen, wenn besonders hohe Belastungen zu erwarten sind.

Hinsichtlich des Präparationsdesigns und des Substrates gibt es nur marginale Unterschiede bezüglich der Bruchfestigkeit, so dass die getesteten neuartigen minima-

invasiven Präparationsformen für den klinischen Einsatz geeignet erscheinen, wenn auch die im Schmelz liegende Präparation der im Dentin liegenden mit Schmelzbegrenzung vorzuziehen wäre.

Aufgrund der in dieser Studie ermittelten Ergebnisse anhand der dynamischen (Kausimulator) und statischen (Universalprüfmaschine) Belastungstests scheint der klinische Einsatz von vollkeramischen Molarenkauf Flächen in einem Abrasionsgebiss oder zur Wiederherstellung der Funktion bei Dysfunktionen möglich.

## 5 ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss des Substrates (Schmelz oder Dentin mit Schmelzbegrenzung) und des Designs der Präparationsgrenze (Hohlkehle oder Dachschrägung) auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Kauflächen aus zwei unterschiedlich festen Silikatkeramiken untersucht. Zu diesem Zweck wurden 64 keramische Kauflächen hergestellt. Als Vorlage zur Modellation und Herstellung der Restaurationen dienten Unterkiefermolaren.

32 keramische Kauflächen wurden aus leuzitverstärkter Glaskeramik (IPS Empress Esthetic, Ivoclar-Vivadent) und 32 keramische Kauflächen aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max Press, Ivoclar-Vivadent) mittels Presstechnik hergestellt. Die Kauflächen wurden insgesamt auf acht Gruppen aufgeteilt, so dass je Keramik eine gleiche Anzahl an Kauflächen ( $n=32$ ) auf natürlichen Zähnen verklebt wurde. Die eine Hälfte ( $n=16$ ) wurde auf einer rein im Zahnschmelz liegenden Präparation, acht mit Hohlkehle und acht mit Dachschrägung als Präparationsgrenze, und die andere Hälfte ( $n=16$ ) auf einer im Dentin liegenden Präparation mit Schmelzbegrenzung, ebenfalls acht mit Hohlkehle und acht mit Dachschrägung verklebt. Die natürlichen Zähne waren mit einem künstlichen Parodontium versehen und in Polyesterkunststoff eingebettet.

Die mit Phosphorsäure gereinigten, mit Flußsäure geätzten und silanisierten vorbehandelten Restaurationen wurden mit einem dualhärtenden Komposit (Variolink II, Ivoclar-Vivadent) auf den ebenfalls vorbehandelten Zähnen (Phosphorsäureätzung, Primer, Bonding) verklebt. Alle acht Zähne je Gruppe wurden einer dynamischen Belastung von 600.000 Kauzyklen mit 100 N und einer gleichzeitigen Thermowechselbelastung von 5 °C bzw. 55 °C mit einer Lateralbewegung von 0,3 mm in einem Kausimulator (Willytec) ausgesetzt. Anschließend wurden alle Restaurationen in einer Universalprüfmaschine (Zwick) bis zum Bruch belastet. Die statistische Auswertung erfolgte zunächst mittels des Shapiro-Wilk-Normality-Test hinsichtlich der Normalverteilung der Variablen. Da die Daten nicht normalverteilt waren ( $p=0,0017$ ), wurde mit logarithmierten Bruchwerten gearbeitet ( $p=0,14$ ). Die logarithmierten Bruchwerte wurden mit der dreifaktoriellen Varianzanalyse untersucht.

Alle 64 Restaurationen überstanden die Kausimulation ohne Bruch. Bei Präparation im Zahnschmelz lag die mittlere Bruchfestigkeit von IPS Empress Esthetic Kauflächen bei 3.197 N (auslaufende Präparation) bzw. 3.201 N (Hohlkehle) und von IPS

e.max Press Kaufläichen bei 4.069 N (auslaufende Präparation) bzw. 4.172 N (Hohlkehle). Bei Präparation im Dentin mit äußerer Schmelzbegrenzung lag die mittlere Bruchfestigkeit von IPS Empress Esthetic Kaufläichen bei 3.017 N (auslaufende Präparation) bzw. 2.895 N (Hohlkehle) und von IPS e.max Press Kaufläichen bei 3.731 N (auslaufende Präparation) bzw. 3.756 N (Hohlkehle).

Die statistische Auswertung mittels dreifaktorieller Varianzanalyse zeigte einen signifikanten Einfluss des Keramikmaterials auf die Bruchfestigkeit ( $p \leq 0,0001$ ), wobei die Bruchfestigkeitswerte der Kaufläichen aus IPS e.max Press höher waren als die Kaufläichen aus IPS Empress Esthetic. Die Keramiken unterschieden sich unabhängig von Substrat und Präparationsdesign voneinander. Es lies sich eine nicht signifikante Tendenz zu einem Einfluss des Substrates (Schmelz oder Dentin mit Schmelzbegrenzung) auf die Bruchfestigkeit erkennen ( $p=0,0969$ ). Das Präparationsgrenzdesign hatte keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit ( $p=0,9461$ ).

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass die klinische Anwendung von keramischen Kaufläichen mit entsprechenden Präparationen sowohl aus IPS Empress Esthetic als auch aus IPS e.max Press möglich erscheint. Aufgrund der Ergebnisse dieser In-vitro-Studie erscheint die klinische Evaluation der getesteten minimal invasiven Restaurationsformen gerechtfertigt.

## 5.1 SUMMARY

In this study, the influence of different substrates (enamel or dentin with a finishing line within enamel) and preparation designs (chamfer or flat margin) on the survival rate and fracture strength of all-ceramic occlusal coverage restorations made of two different silicate-ceramics were evaluated. Sixty-four ceramic occlusal coverage restorations were fabricated and bonded to human lower molars.

Thirty-two teeth were restored with all-ceramic occlusal coverage restorations made of IPS Empress Esthetic (Ivoclar-Vivadent) and thirty-two teeth were restored with IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent). The teeth were randomly divided into eight groups of eight specimens each. Sixteen teeth of each ceramic group received a preparation within enamel, half with a chamfer ( $n=8$ ) and half with a flat finishing line ( $n=8$ ). The other sixteen teeth of each ceramic group received a preparation within dentin with a finishing line within enamel, eight with a chamfer and eight with a flat finishing line. All roots of human molars were coated with an artificial periodontal membrane made from a gum resin and were fixed with a polyester resin.

After treatment of the ceramic with phosphoric acid for cleaning, hydrofluoric acid-etching and silanating they were luted to the conditioned teeth (phosphoric acid, primer, adhesive) using Variolink II. All specimens of each group were fatigued in a computerized masticatory simulator (Willytec) under wet conditions for 600.000 chewing cycles of 100 N and 3,500 thermal cycles with a lateral component of 0.3 mm. Then the specimens were loaded until fracture in an universal testing machine (Zwick). Because of a skewed data distribution ( $p=0.0017$ , Shapiro-Wilk-Normality-Test), all values were transformed to logarithms ( $p=0.14$ ). These logarithmic values were evaluated with 3-way analysis of variance (ANOVA).

The mean fracture load of restorations with preparation within enamel was 3,197 N (flat) and 3,201 N (chamfer) for IPS Empress Esthetic and 4,069 N (flat) respectively 4,172 N (chamfer) for IPS e.max Press. Restorations with preparation within dentin and a finishing line within enamel had a mean fracture load of 3,017 N (flat) and 2,895 N (chamfer) for IPS Empress Esthetic and 3,731 N (flat) 3,756 N (chamfer) for IPS e.max Press.

The statistical analysis showed a significant influence of the ceramic material on the fracture strength ( $p\leq 0.0001$ ). Ceramic occlusal coverage restorations made of IPS e.max Press had an higher fracture load as IPS Empress Esthetic independent of the tooth substrate and the design of the finishing line. In tendency the substrate had

some influence on the fracture load ( $p=0.0969$ ), but this was not significant. In addition, the design of the finishing line had no significant influence to the fracture load of the restorations ( $p=0.9461$ ).

This results of the study shows that the clinical application of all-ceramic occlusal coverage restorations made of IPS Empress Esthetic and IPS e.max Press is promising. Within the limitation of this in-vitro study, the clinical evaluation of occlusal coverage restorations seems justified.



## 6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent*. 2001;23:481-486.
2. Aker DA, Aker JR, Sorensen SE. Effect of methods of tooth enamel preparation on the retentive strength of acid-etch composite resins. *Dent Assoc*. 1979;99:185-189.
3. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004;92:551-556.
4. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;96:397-401.
5. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1990;63:619-626.
6. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function. A review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*. 1976;3:57-67.
7. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*. 1990;63:295-300.
8. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestorationen. *Quintessenz*. 2004;55:33-41.
9. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204:505-511.
10. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J*. 2008;27:362-367.

11. Burke FJT, Watts DC. Effect of different resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 1998;29:21-27.
12. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82:468-475.
13. Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater.* 2008;24:1616-1622.
14. Cotert HS, Sen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont.* 2001;14:374-378.
15. Christensen GJ. Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int Dent J.* 1989;39:155-161.
16. Christensen GJ. The coming demise of the cast gold restoration? *J Am Dent Assoc.* 1996;127:1233-1236.
17. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983;62:32-36.
18. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 2000;84:506-513.
19. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II – Clinical results. *Int J Prosthodont.* 2000;13:9-18

20. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations. A literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002;68:233-237.
21. Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller KA. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 1998;2:161-167.
22. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation. A retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25:9-17.
23. Garber AD, Goldstein ER. Porcelain and composite inlays and onlays: Esthetic posterior restorations. Quintessence. 1994.
24. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229.
25. Gu X-H, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.* 2003;16:109-116.
26. Guess PC, Stappert CF, Strub JR. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006;116:493-500.
27. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Böhler A. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater.* 2008;24:1352-1361.
28. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972;34:661-670.
29. Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. The biological width a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan.* 1977;70:62-65.

30. Janda R. Kleben und Klebetechniken. Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. Dent Lab. 1992;40:409-415.
31. Kamada K, Tanaka T, Watanabe I, Uematsu R, Tanagawa M, Yoshida K, Matsu-mura H, Atsuta M, Hisatsune K. Temperature change on the interface of adhesive retained prosthesis when taking foods. Jap Soc Dent Mater Devic. 1995;14:578-583.
32. Kappert HF. Vollkeramik. Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung. Auflage. Quintessenz. 1996;85:193-210.
33. Kelly JR. Perspectives on strength. Dent Mater. 1995;11:103-110.
34. Kelly JR. Clinical failure of dental ceramic structures: Insights from combined frac-tography, in vitro testing and finite element analysis. Ceram Trans. 1995;48:125-137.
35. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in-vitro and in-vivo: Analysis and modeling. J Dent Res. 1995;74:1253-1258.
36. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999;81:652-661.
37. Kelsey WP 3rd, Triolo PT, Blankenau RJ, Kelsey MN, Ortmeier C, Hauser D. Bond strengths to enamel and dentin with indirect and direct resin composites. Am J Dent. 1996;9:105-108.
38. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent. 1993;21:117-122.
39. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Pros-thet Dent. 1994;71:251-256.

40. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 1995;73:240-249.
41. Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 1999;26:372-378.
42. Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Rehabilitation of an abraded occlusion with Procera-ZrO<sub>2</sub> all-ceramic crowns. A case report. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006;116:156-167.
43. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.* 1993;51:323-331.
44. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strengths of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;92:359-364.
45. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab.* 1983;31:55-60.
46. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13:60-76.
47. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005;21:262-271.
48. Krejci I, Lutz F. In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100:1445-1449.
49. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1 Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100:953-960.

50. Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crowns and bridges in a general dental practice. *J Oral Rehabil.* 1985;12:515-528.
51. Lohbauer U, Müller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2008;24:250-256.
52. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent.* 2001;86:511-519.
53. Mante FK, Brantley WA, Dhuru VB, Ziebert GJ. Fracture toughness of high alumina core dental ceramics: the effect of water and artificial saliva. *Int J Prosthodont.* 1993;6:546-552.
54. Marx R. Grundlagen der Klebetechnik. *Zahnärztl Welt/ Reform.* 1986;95:226-229.
55. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1993;48:229-236.
56. Michel H. Speicheldiagnostik in der Praxis. *Zahnärztl Welt.* 1994;103:456-460.
57. Milleding P, Ortengren U, Karlsson S. Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *J Oral Rehabil.* 1995;22:571-80.
58. Mitchell CA, Douglas WH, Cheng YS. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater.* 1999;15:7-13.
59. Mitov G, Lohbauer U, Rabbo MA, Petschelt A, Pospiech P. Investigations of sub-critical crack propagation of the Empress 2 all-ceramic system. *Dent Mater.* 2008;24:267-273.

60. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent.* 2003;89:558-564.
61. Mühlemann H. Die physiologische Zahnbeweglichkeit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1951;93:1-67.
62. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue characteristics of a high-strength porcelain. *Int J Prosthodont.* 1994;7:253-257.
63. Otto T, De Nisco S. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2003;113:156-169.
64. Piemjai M, Arksornnukit M. Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *J Prosthodont.* 2007;16:457-464.
65. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20:1173-1176.
66. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO<sub>2</sub> copings. *J Prosthet Dent.* 2008;99:369-376.
67. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater.* 1995;11:142-146.
68. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:297-307.
69. Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res.* 1995;74:381-387.

70. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater.* 1986;2:235-240.
71. Schröder HE. *Orale Strukturbiologie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2000.
72. Schüller KH, Hennicke HW. Zur Systematik keramischer Werkstoffe. *Ceram Int.* 1985;62:259-263.
73. Schwickerath H. Dauerfestigkeit von Keramik. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1986;41:264-266.
74. Sieweke M, Salomon-Sieweke U, Zöfel P, Stachniss V. Longevity of oroincisor ceramic veneers on canines – a retrospective study. *J Adhes Dent.* 2000;2:229-234.
75. Stappert CF, Guess PC, Gerds T, Strub JR. All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent.* 2005;18:275-280.
76. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:514-522.
77. Stappert CF, Guess PC, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. *Am J Dent.* 2007;20:21-26.
78. Stappert CF, Abe P, Kurths V, Gerds T, Strub JR. Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised cusps. *J Adhes Dent.* 2008;10:41-48.
79. Stoll R, Sieweke M, Pieper K, Stachniss V, Schulte A. Longevity of cast gold inlays and partial crowns - a retrospective study at a dental school clinic. *Clin Oral Investig.* 1999;3:100-104.



80. Stroud JL, English J, Buschang PH. Enamel thickness of the posterior dentition: its implications for nonextraction treatment. *Angle Orthod.* 1998;68:141-146.
81. Strub JR, Beschmidt M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998;11:602-609.
82. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin. A brief history and state of the art, 1995. *Quintessenz.* 1995;26:95-110.
83. Trinkner TF, Roberts M. Prosthodontic restoration of vertical dimension with all-ceramic crowns. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2002;14:45-47.
84. Uchiyama Y, Gettleman L, Vrijhoef MMA, eds. *Adhesive Prosthodontics. Proceedings of Symposium, June 24, 1986. Amsterdam, The Netherlands. Chicago: Academy of Dental Materials.* 1987.
85. Van Dijken JW, Sjöstrom S. Development of gingivitis around aged restorations of resin-modified glass ionomer cement, polyacid-modified resin composite (compomer) and resin composite. *Clin Oral Investig.* 1998;2:180-183.
86. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20:1115-1124.
87. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater.* 1994;10:269-274.
88. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. *J Dent Res.* 1994;73:1546-1553.
89. Wiederhorn SM. Influence of water vapor on crack propagation in soda-lime glass. *J Am Ceram Soc.* 1967;50:407-414.
90. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8:105-116.

91. Wohlwend A, Schärer P. Die Empress-Technik. Ein neues Verfahren zur Herstellung vollkeramischer Kronen, Inlays und Facetten. Quintessenz Zahntech. 1990;16:966-978.
92. Wood M, Thompson VP. Resin-bonded prosthodontics: An update. Dent Clin North Ame. 1993;37:445-455.
93. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1994;7:329-338.
94. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. J Prosthodont. 2008;17:370-377.

## 7 CURRICULUM VITAE

Name	Jan-Ole Clausen	
Geburtstag	14.09.1980	
Geburtsort	Hannover	
Nationalität	Deutsch	
Eltern	Dr. med. dent. K.-P. Clausen, MSc, MSc Hannelore Clausen	
Schulausbildung	1987 – 1991	Grundschule Großburgwedel
	1991 – 2000	Ernestinenschule zu Lübeck
	2000	Abitur
Zivildienst	2000 – 2001	Zivildienst am UK-SH Campus Lübeck
Studium	2001 – 2006	Studium der Zahnmedizin an der CAU Kiel
	2004	Zahnärztliche Vorprüfung
	2006	Staatsexamen
Beruflicher Werdegang	2007	Zahnärztliche Approbation
	2007	Weiterbildungsassistent in Lübeck bei Dr. K.-P. Clausen, MSc, MSc

## **8 DANKSAGUNG**

Mein ganz persönlicher Dank gilt in erster Linie meinen lieben Eltern und meiner lieben Schwester, die mich in jeder Phase meines Lebens und meines Werdegangs in jeglicher Hinsicht unterstützt haben.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. M. Kern für die Überlassung des Themas und für seine professionelle Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten bedanken.

Ebenso danke ich Herrn F. Lehmann für die Unterstützung mit diversen Maschinen, Herrn R. Möller für die Konstruktion des notwendigen Zubehörs und die Tatkraft beim Einrichten des Kausimulators, Frau G. Galsterer für die Hilfe bei der Darstellung von Grafiken, Herrn D. Gostomsky für die Erstellung der professionellen Fotos, und nicht zuletzt Herrn R. Gerhardt und Frau B. Schlüter für die Unterstützung auf der zahn-technischen Seite.

## 9 ANHANG

Tabelle 7.1: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe S1-EE (IPS Empress Esthetic, Press, Dachschrägung, Schmelz, nach Kausimulation):

S1-EE	Bruchfestigkeit in N	
	3835,8	
	2592,4	
	3707,8	
	2625,7	
	3121	
	2904,4	
	3725,5	
	3059,6	
Mittelwert	3196,5	
Standardabweichung	500,1	15,6 %
Median	3090,3	
Minimum	2592,4	
Maximum	3835,8	

Tabelle 7.2: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe D1-EE (IPS Empress Esthetic, Press, Dachschrägung, Dentin mit Schmelzbegrenzung, nach Kausimulation):

D1-EE	Bruchfestigkeit in N	
	2665,1	
	2963	
	2725,4	
	3506,6	
	3512,2	
	3461,8	
	2642,3	
	2663,1	
Mittelwert	3017,4	
Standardabweichung	407,1	13,5 %
Median	2844,2	
Minimum	2642,3	
Maximum	3512,2	

Tabelle 7.3: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe S2-EE (IPS Empress Esthetic, Hohlkehlpfäparation, Schmelz, nach Kausimulation):

S2-EE	Bruchfestigkeit in N	
	3138,9	
	2932	
	2592	
	2704,5	
	3573,9	
	4682,9	
	3352,5	
	2633,5	
Mittelwert	3201,3	
Standardabweichung	694,2	21,7 %
Median	3035,4	
Minimum	2592	
Maximum	4682,9	

Tabelle 7.4: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe D2-EE (IPS Empress Esthetic, Hohlkehlpfäparation, Dentin mit Schmelzbegrenzung, nach Kausimulation):

D2-EE	Bruchfestigkeit in N	
	3186,8	
	3038,1	
	3342,8	
	3062,1	
	2079,7	
	2625,7	
	2666,9	
	3164,3	
Mittelwert	2895,7	
Standardabweichung	413,4	14,3 %
Median	3050,1	
Minimum	2079,7	
Maximum	3342,8	



Tabelle 7.5: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe S1-EM (IPS e.max Press, Dach-schrägung, Schmelz, nach Kausimulation):

S1-EM	Bruchfestigkeit in N	
	3064,1	
	3461,7	
	3145	
	4179,9	
	5065,6	
	4132,7	
	4609,5	
	4901,7	
Mittelwert	4070	
Standardabweichung	777,2	19,1 %
Median	4156,3	
Minimum	3064,1	
Maximum	5065,6	

Tabelle 7.6: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe D1-EM (IPS e.max Press Press, Dachschrägung, Dentin mit Schmelzbegrenzung, nach Kausimulation):

D1-EM	Bruchfestigkeit in N	
	3140,7	
	4036,3	
	3100,7	
	3183,5	
	3989,9	
	4874,6	
	4063,6	
	3464,8	
Mittelwert	3731,7	
Standardabweichung	620,5	16,6%
Median	3727,3	
Minimum	3100,7	
Maximum	4874,6	

Tabelle 7.7: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe S2-EM (IPS e.max Press, Hohlkehlpräparation, Schmelz, nach Kausimulation):

S2-EM	Bruchfestigkeit in N
	3675,9
	3959,4
	3399,7
	5071,8
	4885,1
	3531,5
	5512,4
	3364,1
Mittelwert	4172,7
Standardabweichung	853,7      20,5 %
Median	3817,7
Minimum	3346,1
Maximum	5512,4

Tabelle 7.8: Bruchfestigkeiten in N der Gruppe D2-EM (IPS e.max Press, Hohlkehlpräparation, Dentin mit Schmelzbegrenzung, nach Kausimulation):

D2-EM	Bruchfestigkeit in N	
	3904,4	
	3325,7	
	3608,5	
	3342,9	
	3005,8	
	4180,6	
	4036,8	
	5787,2	
Mittelwert	3756,5	
Standardabweichung	860,6	22,1 %
Median	3756,5	
Minimum	3005,7	
Maximum	5787,2	