

Aus dem Institut für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und  
Funktionslehre der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin  
Berlin

DISSERTATION

Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung  
und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM  
gefertigter vollkeramischer Kronengerüste

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

ZÄ. Rim Hmaidouch  
aus Latakia / Syrien

Gutachter: 1. Prof. Dr. rer. nat. Wolf-Dieter. Müller  
2. Prof. Dr. med. dent. Stefan. Wolfart  
3. Prof. Dr. med. dent. Klaus. Böning

Datum der Promotion: 04.02.2011

Abed und meinen Söhnen

Jad und Taim

Gewidmet

إلى روحك الحبيبة أمي

مع خالص حبي و امتناني

إهدائي إلى

عبد المجيد و ولديّ الغاليين جاد و تيم

<b>1. EINLEITUNG.....</b>	<b>5</b>
<b>2. LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>8</b>
<b>2.1. Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Kronen .....</b>	<b>8</b>
2.1.1. Definitionen zur Passgenauigkeit.....	8
2.1.2. Klinische Forderung an den Rand- und Zementspalt und Folgen schlechter Rand- und Zementspaltverhältnisse .....	10
2.1.3. Beeinflussung und Verbesserung der Passgenauigkeit .....	12
2.1.4. Messmethoden zur Bestimmung der Passgenauigkeit .....	15
2.1.4.1. In vivo Messmethoden .....	16
2.1.4.2. In vitro Messmethoden .....	18
<b>2.2. Keramik in der Zahnheilkunde .....</b>	<b>20</b>
2.2.1. Oxidkeramiken.....	22
2.2.1.1. Glasinfiltrationskeramik (CZ) .....	23
2.2.1.2. Sinterkeramik (YZ) .....	23
<b>2.3. CAD/CAM-Technologie .....</b>	<b>25</b>
2.3.1. Cerec3-CAD/CAM-System .....	29
<b>3. PROBLEM- UND ZIELSTELLUNG.....</b>	<b>31</b>
<b>4. MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>33</b>
<b>4.1. Herstellung der Originalmodelle.....</b>	<b>34</b>
<b>4.2. Herstellung der Arbeitsmodelle.....</b>	<b>35</b>
<b>4.3. Herstellung der Kronengerüste .....</b>	<b>35</b>
4.3.1. Scannen der Arbeitsmodelle .....	35
4.3.2. Konstruieren der Kronengerüste am Bildschirm des Computers .....	35
4.3.3. Schleifen und Bearbeiten der Kronengerüste.....	36
4.3.4. Nachbearbeitung der Kronengerüste.....	38
<b>4.4. Untersuchung der Kronengerüste .....</b>	<b>42</b>
4.4.1. Ermittlung der marginalen Diskrepanz .....	42
4.4.2. Zementierung der Kronengerüste.....	43
4.4.3. Herstellung der Proben und Messung der Rand- und Zementspaltbreite.....	45

4.4.4.	Statistische Auswertung.....	49
<b>5.</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>51</b>
<b>5.1.</b>	<b>Ergebnisse der Passgenauigkeitsanalyse von Glasinfiltrationskeramik- Kronengerüsten (CZ) .....</b>	<b>52</b>
5.1.1.	Ergebnisse der Zementspaltmessung .....	52
5.1.1.1.	Ergebnisse der gesamten gemessenen Zementspaltbreite.....	52
5.1.1.2.	Einfluss der Präparation auf die okklusale Zementspaltbreite.....	55
5.1.1.3.	Einfluss der Präparation auf die Zementspaltbreite an den Höckern.....	57
5.1.2.	Ergebnisse der Randspaltmessung .....	59
5.1.3.	Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung .....	62
<b>5.2.</b>	<b>Ergebnisse der Passgenauigkeitsanalyse von Sinterkeramik- Kronengerüsten (YZ).....</b>	<b>64</b>
5.2.1.	Ergebnisse der Zementspaltmessung .....	64
5.2.1.1.	Ergebnisse der gesamten gemessenen Zementspaltbreite.....	64
5.2.1.2.	Einfluss der Präparation auf die okklusale Zementspaltbreite.....	67
5.2.1.3.	Einfluss der Präparation auf die Zementspaltbreite an den Höckern.....	69
5.2.2.	Ergebnisse der Randspaltmessung .....	71
5.2.3.	Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung .....	74
<b>6.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>75</b>
<b>6.1.</b>	<b>Diskussion der Untersuchungsmethodik .....</b>	<b>75</b>
<b>6.2.</b>	<b>Diskussion der Materialien .....</b>	<b>77</b>
<b>6.3.</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse.....</b>	<b>79</b>
6.3.1.	Innere Passgenauigkeit.....	79
6.3.1.1.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der beiden Präparationsformen .....	79
6.3.1.2.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Zementspalteinstellungen .....	86
6.3.1.3.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Zemente.....	88
6.3.1.4.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Gerüstmaterialien .....	89
6.3.2.	Randspaltergebnisse.....	90
6.3.2.1.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der beiden Präparationsformen .....	90
6.3.2.2.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Zementspalteinstellungen .....	91
6.3.2.3.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Zemente.....	92
6.3.2.4.	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Gerüstmaterialien .....	92
6.3.3.	Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung .....	93
<b>7.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>97</b>

<b>8. LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>99</b>
<b>ERKLÄRUNG.....</b>	<b>109</b>

## Abkürzungsverzeichnis

---

### Abkürzungsverzeichnis

Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid	
CAD	Computer Aided Design	
CAM	Computer Aided Manufacturing	
CCD	Charged Coupled Device	
CNC	Computer Numeric Control	
CZ	Crown Zirconia/ Glasinfiltrationskeramik	
CZP	Calcium- Zirconium- Phosphate	
3D	Dreidimensional	
Exp.1	Experimenteller Zement.1	
Exp.2	Experimenteller Zement.2	
GB	Bio- Glasskeramik	
LM	Lichtmikroskop	
MD	Marginale Diskrepanz	[µm]
MgO	Magnesiumoxid	
P21	Panavia21 <sup>®</sup> Zement	
Pröp. (mit)	Präparation mit okklusalem Relief	
Pröp. (ohne)	Präparation ohne okklusales Relief	
PVAC	Polyvenylacetat	
RS	Randspalt	[µm]
REM	Rasterelektronenmikroskop	
SZ-PMMA	Säurezahl modifiziertes Polymethylmethacrylate	
Tetra	Tetra Calcium phosphate (Ca <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> .CaO)	
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Yttriumoxid	
Y-TZP	Yttrium- tetragonal Zirconiumdioxid Polycrystals	
ZnO	Zinkoxid	
ZPC	Zinc Phosphate Cement	
ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxid	
ZS	Zementspalt	[µm]
ZSE	Zementspalteinstellung	
YZ	Sinterkeramik	

## Materialien- und Geräteliste

---

### Materialien- und Geräteliste:

In dieser Arbeit wurden folgende Materialien und Geräte benutzt:

1. Cerec3<sup>®</sup> CAD/CAM-System (CEREC<sup>®</sup>, Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland)
2. Turbine (GENTLEforce LUX 7000B, KaVo Dental, Deutschland)
3. Diamantschleifkörper (Ergo-Präp-Set, Komet<sup>®</sup>, Deutschland)
4. Parallelometer (Fräsgerät F1, Degussa Dental, Deutschland)
5. Dubliermasse (Fegura Sil hydro speziall II 1:1, Buchen, Hettlingen).
6. Füllungsmaterial (Ketac<sup>TM</sup> -Fil Plus, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland).
7. Remanium CD-Legierung (Dentaurum, Ispringen, Deutschland).
8. Einbettmasse (Uni Vest Plus, Metalor Technologie SA, Neuchâtel, Ch-2009).
9. Gips Klasse IV/ Farbe rot (Elite Base; Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Italien).
10. Vita Cerec<sup>®</sup>- Antirefleksionspulver (VITA CEREC<sup>®</sup> POWDER, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland).
11. Glasinfiltrationskeramik: Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirkonia Blanks for Cerec **CZ-12: Crown Zirconia**, Größe 12 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland).
12. Sinterkeramik: Vita In-Ceram<sup>®</sup> 2000 **YZ- 20/15 Cubes: (Yttrium- Tetragonal stabilisiertes polykristallines Zirkoniumdioxid)**.
13. Zinkphosphatzement (Harvard<sup>®</sup> Zement, Richter and Hoffmann, Berlin)
14. Selbsthärtender Kompositzement (Panavia 21, Kurary<sup>®</sup> medical INC, Okayama, Japan)
15. Experimenteller Zement 1 (wird im Labor für Werkstoffkunde und Biomaterialforschung, Charité Universitätsmedizin, Berlin entwickelt).
16. Experimenteller Zement 2 (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland).
17. VITA VACUMAT<sup>®</sup> Ofen (Vita Zahnfabrik, Badsäckingen, Deutschland)
18. VITA INCERAMAT<sup>®</sup> II Ofen (Vita Zahnfabrik, Badsäckingen, Deutschland)
19. VITA Zyrcomat<sup>®</sup> Ofen (Vita Zahnfabrik, Badsäckingen, Deutschland)
20. Transparenter Kunststoff (Technovit<sup>®</sup> 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim).
21. Diamantsäge (Ibendorf u.Co. Ing. u. Vertriebs GmbH, Bernau OT Schönow).
22. Sägeblatt (Buehler, USA)
23. Lichtmikroskop (Leica Wild M3Z, Wetzlar, Deutschland).
24. Software H&K Image P2 (H+K Measuring Systems GmbH, Berlin, Deutschland).
25. Silikon (Provil, Light C.D 2. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)
26. Putty Silikon (Provil novo, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)

## 1. Einleitung

Das therapeutische Ziel der prothetischen Versorgung eines Zahnes mit einer Krone ist die Zahnerhaltung, die Wiederherstellung der Kaufunktion, die Ästhetik und Phonetik. Das Umsetzen dieses Ziels in die klinische Routine ist an eine umfangreiche und präzise Arbeits- und Werkstoffkette wie Präparation, Abformung, Modellherstellung, Modellation, Gießen, Ausarbeiten und Polieren sowie schließlich Zementieren gebunden. Diese große Zahl von erforderlichen Arbeitsschritten veranschaulicht die Schwierigkeit und hohe Anzahl möglicher Fehlerquellen der Zahnmediziner und Zahntechniker sich stellen müssen.

Die sich schnell entwickelnde computergestützte Technologie stellt eine zunehmende Faszination für Patienten, Zahnärzte und Zahntechniker dar. Diese innovative Technologie mit neuen Materialien wird von Patienten zunehmend gefordert, denn eine metallfreie Restauration ist für sie nicht nur eine beeindruckende ästhetische Lösung sondern auch eine Möglichkeit, die Problematik durch Unverträglichkeiten und Allergien auf metallische Werkstoffe von Zahnersatz zu umgehen.

Für den Zahnarzt ist der Verzicht auf einige Arbeitsschritte, wie z. B. die Abformung und somit die Modellherstellung und Modellierung während der prothetischen Versorgung mit dem Cerec3-CAD/CAM-System, eine Beseitigung bedeutender Fehlerquellen.

Die Qualität einer zahnärztlichen Krone hängt nicht nur von ihrer Ästhetik, ihrer Beständigkeit und der Biokompatibilität der verwendeten Gerüstmaterialien ab, sondern auch von der Beschaffenheit ihres Randschlusses und ihrer inneren Passgenauigkeit. Eine mangelnde Abdichtung kann zur bakteriellen Invasion und daraus resultierenden Schädigung der Pulpa, sowie Korrosion und Verfärbungen im Bereich des Randspalts führen [6,14,49,68,119,145]. Die innere Passung der Restauration an den axialen Wänden, an den Höckern und am okklusalen Plateau der Seitenzähne ist ebenso für die Beurteilung der erreichbaren Präzision sehr entscheidend. Ein geringer Zementspalt würde die Gefahr der Klemmpassung mit sich bringen, welche für keramische Restaurationen zu einer erhöhten spannungsinduzierten Frakturanfälligkeit führen könnte. Auch das Auswaschen des Zements an der Verbindungsstelle zwischen Zahn und Keramik kann die Bildung von Keramikfrakturen begünstigen und sich nachteilig auf die Langlebigkeit der Restauration auswirken [74].

Für den Zahnarzt stellt sich nun die Frage, welche Spaltbreite für die Langlebigkeit des überkronten Zahnes optimal ist. Das Studium der zahnmedizinischen Fachliteratur jedoch lässt über das Ausmaß der Randschlussgenauigkeit und der Zementspaltgröße und deren klinisch zulässige Grenzen keine eindeutige Aussage zu. Diesbezüglich gehen die Meinungen über eine als klinisch akzeptabel anzusehende Rand- und Zementspaltgröße teilweise weit auseinander.

Auch wenn die Frage nach einem Grenzwert nicht ausreichend beantwortet werden kann, bleibt nach wie vor unstrittig, dass eine möglichst passgenaue Restauration mit geringeren pathologischen Befunden verbunden ist [50]. Demzufolge sind systematische, d. h. vermeidbare Fehler der umfangreichen Arbeits- und Werkstoffkette einer Kronenherstellung, so gering wie möglich zu halten. Somit wirft sich die Frage nach den Techniken eine gut passende vollkeramische Krone herzustellen auf.

Zur Verbesserung der Passgenauigkeit ist die verbesserte Zementierung als der Schlüssel zum Erfolg anzusehen, denn eine strenge klinische Passgenauigkeitskontrolle vor dem Eingliedern einer Restauration gibt keine Gewähr für eine konstante innere Passgenauigkeit und kleine Randspaltbreite nach der Zementierung, deshalb wurde u.a. die Reduktion der Zementmenge auf der okklusalen Seite untersucht.

Getestet wurde u.a. das Perforieren der okklusalen Fläche der Krone, oder das Aufbringen eines inneren Reliefs in der Krone [28,46,114]. Aber beide Methoden sind für vollkeramische Restaurationen ungeeignet [114,138], deshalb wurde die Spacer Technik zur Verbesserung der Passgenauigkeit von Kronen empfohlen [28,46,114,136,138]. Einige Untersuchungen haben gezeigt, dass die Spacer Technik (Distanzlack) einen Platz für den Zement schafft, was den Sitz der Krone verbessert, die Zementierungszeit verringert sowie ein besseres Fließen und Ausfließen des Zementes erlaubt [46,114].

Bedeutend wird die Passgenauigkeit von der Präparationsgeometrie des Zahnes beeinflusst [117,144], in der Literatur liegen aber kaum Studien vor, die den Einfluss von der Präparation der okklusalen Fläche auf die Passgenauigkeit vollkeramischer Kronen untersucht haben.

Die vorliegende Arbeit untersucht am Cerec3-CAD/CAM-System hergestellte Kronengerüste. Der marginale Randspalt, der innere Zementspalt werden gemessen, um zu beurteilen, ob die erreichten Werte im klinisch tolerierbaren Bereich liegen. Zugleich wird ermittelt, wie die Präparation der okklusalen Fläche des Zahnes, unter

---

Berücksichtigung der Zementspalteinstellung am Gerät, des verwendeten Befestigungszements, und zuletzt des Gerüstmaterials die Passgenauigkeit der Kronengerüste beeinflussen kann. Die Ergebnisse sollen dabei zeigen, wie genau das Cerec3-System arbeitet und inwiefern die Möglichkeiten, die das System anbietet, dem Zahnarzt ermöglichen, besser passende Restaurationen herzustellen.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1. Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Kronen

Die Passgenauigkeit zahnärztlicher Restaurationen wurde in vielen in vivo und in vitro Studien untersucht. Allerdings wird der Vergleich der Ergebnisse u.a. wegen der verschiedenen Versuchsanordnungen und verwendeten Messmethoden erschwert bzw. unmöglich, besonders bei In vivo Studien, wo die Bewertung oft mit Spiegel und Sonde durchgeführt wird, können die einzelnen Ergebnisse kaum in Beziehung zueinander gebracht werden. Ein weiteres Problem besteht darin, dass es für die Bezeichnung der Passgenauigkeit keine einheitliche Definition gibt. Im Folgenden werden aus der Literatur Definition, klinische Forderung und mögliche Messmethoden der Passgenauigkeit zahnärztlicher Kronen zusammengefasst dargestellt.

#### 2.1.1. Definitionen zur Passgenauigkeit

Passgenauigkeit ist ein sich erklärender Begriff. Im Hinblick auf das Verhältnis von Krone zu Stumpf ist jedoch offen, an welchen messbaren Parametern dieser festgemacht wird. Naheliegend ist es, den Rand- und Zementspalt als Maß zu nutzen. Unter dem Zementspalt wird der Abstand zwischen der Kroneninnenwand und dem präparierten Zahn verstanden. Der gleiche Abstand zwischen Kroneninnenwand und präparierten Zahn an der Präparationsgrenze, wird als Randspalt bezeichnet. Um eine wissenschaftlich bewertbare Aussage über die Passgenauigkeit formulieren zu können, müssen bestimmte Messstrecken unter Berücksichtigung der Präparationsform definiert werden. In verschiedenen Studien wurden unterschiedliche Bereiche angegeben, an denen Randspaltmessungen durchgeführt wurden. Um eine bessere Vergleichsmöglichkeit der verschiedenen in der zahnmedizinischen Literatur beschriebenen Studien zu erzielen, forderten Holmes et al. [54] eine einheitliche Terminologie der unterschiedlichen messbaren Strecken. Sie unterschieden den inneren vom marginalen Spalt, sowie die vertikale, horizontale und absolute Randdiskrepanz. Zusätzlich wurde eine Definition für über- bzw. unterextendierte Randbereiche festgelegt. Die in der Abbildung 1 von Holmes et al [54] skizzierten Messstrecken haben sich inzwischen in der Literatur durchgesetzt.

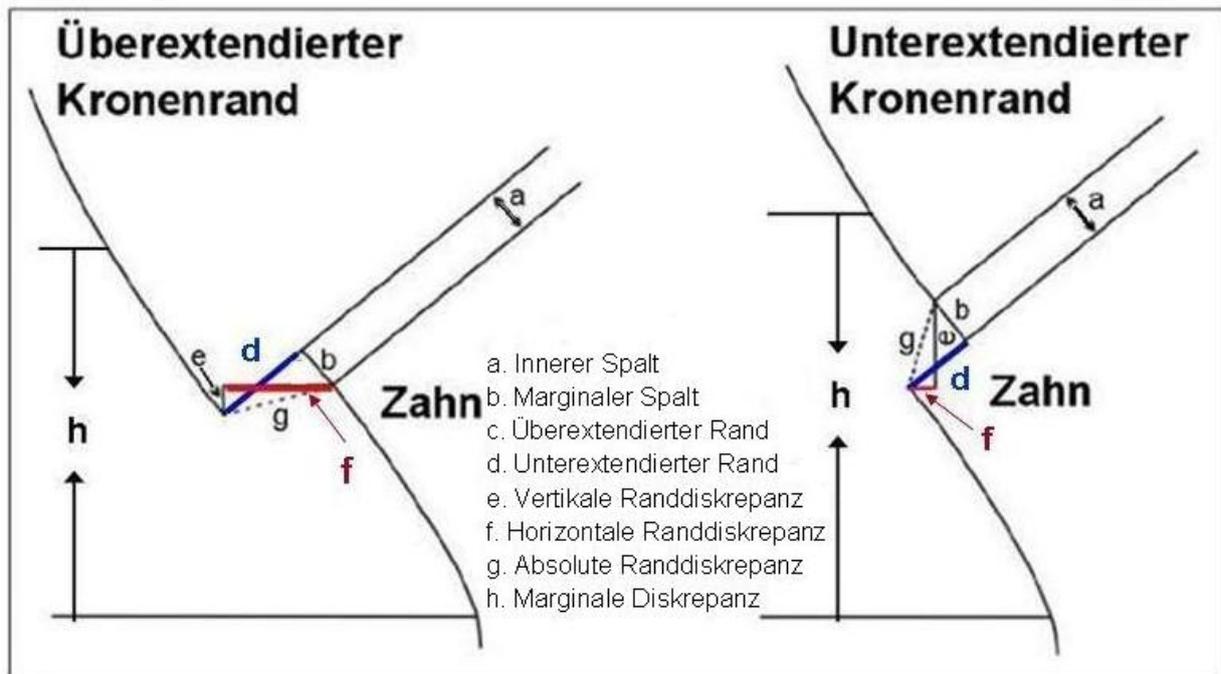


Abb. 1. Schematische Darstellung der Messstrecken nach Holmes et al. 1989 [54].

In der Abbildung 1 wird der Abstand (a), die senkrechte Messstrecke zwischen der präparierten Zahnoberfläche und der Restaurationswand als innerer Spalt bzw. auch als Zementspalt bezeichnet. Die Strecke (b) ist der marginale Spalt oder auch Randspalt; hier ist es die senkrechte Messstrecke zwischen der präparierten Zahnoberfläche und der Restaurationswand in unmittelbarer Nähe zur Präparationsgrenze. Die senkrechte Distanz vom Randspalt (marginalem Spalt) zum Restaurationsrand (c), ist überextendierter Rand. Ein unterextendierter Rand ist in der Abbildung 1 (d) dargestellt, wird durch die senkrechte Distanz vom Randspalt zum Präparationsrand bezeichnet. Die vertikale marginale Diskrepanz (e) wird senkrecht, parallel zur Einschubrichtung zwischen Präparationsgrenze und Restaurationsrand gemessen. Die horizontale marginale Diskrepanz (f) ist der Abstand, der zwischen dem Präparations- und dem Restaurationsrand senkrecht zur Einschubrichtung der Restauration gemessen wird. Die absolute marginale Diskrepanz (g) oder Randdiskrepanz, kann auch als die direkte Verbindung von der Präparationsgrenze zum Restaurationsrand definiert werden. Die marginale Diskrepanz (Seating discrepancy) (h) ist die Passungsdifferenz zwischen zwei Referenzpunkten auf der Außenseite von Restauration (Krone) und Zahn, die sich durch die Messung vor und nach der Zementierung ergibt.

### **2.1.2. Klinische Forderung an den Rand- und Zementspalt und Folgen schlechter Rand- und Zementspaltverhältnisse**

Neben der Ästhetik, der Bruchfestigkeit, den Kontaktverhältnissen im okklusalen und approximalen Bereich und der Biokompatibilität des verwendeten Gerüstmaterials, ist die Passgenauigkeit ein sehr wichtiges Kriterium für den klinischen langfristigen Erfolg zahnärztlicher Kronen, denn große Randspalten erlauben die Bakterieninfiltration und die Anlagerung von Plaque. Sie fördern so die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes, was zu Karies und marginaler Parodontitis führen kann [6,14,49,69,119,145]. Damit sinkt die Lebensdauer jeder Krone.

Ein idealer Randschluss, der als vollkommen stufen- und spaltfreier Übergang von Restauration zum Zahn bezeichnet werden kann, ist aufgrund unterschiedlicher Faktoren nicht möglich. Der Kronenrand und die Präparationsgrenze können durch das Zementieren niemals in direktem Kontakt miteinander sein, es gibt daher zwischen Krone und Zahn stets einen mit Zement gefüllten Spalt [26].

Die optimale Größe des Randspaltes wird in der zahnärztlichen Wissenschaft unterschiedlich beurteilt. Dreyer-Jørgensen hat 1958 eine Randspaltbreite von 50 µm für zementierte Restaurationen vorgegeben [58]. Rehberg bewertet einen Randschluss als optimal, wenn unter Laborbedingungen eine Breite bis zu 20 µm erreicht wird [109]. Diese beiden Werte wurden von vielen Autoren als klinisch unrealistisch und praktisch nicht realisierbar angesehen [10,18,30,68,83,112]. Auch Marxkors zeigte 1980, dass eine gewünschte und angestrebte Reduzierung der Randspaltbreite auf 30-50 µm nicht erreicht werden kann [81].

In einem propädeutischen Unterricht hergestellte Gusskronen wiesen in 95,2 % der Fälle Randspaltbreiten bis zu 100 µm [73] auf. Kerschbaum stufte 1995 Randspaltwerte von 200 µm als noch akzeptabel ein [65].

Unter klinischen Bedingungen erscheint ein Randspalt bis 120 µm als akzeptabel [43,48,83], welcher aber in der klinischen Routine selten erreicht werden kann [66,120]. Trotz der Uneinigkeit auf eine klinisch zu empfehlende Breite der Randspalten, lässt sich aus der Variationsbreite angegebener Werte ableiten, dass die klinisch akzeptablen Randspaltbreiten mit guten Überlebensraten der Zahnrestorationen der Literatur zufolge zwischen 100 und 200 µm [17,27,37,57,68] liegen.

Unstrittig ist, dass die Krone einen möglichst dichten Randspalt aufweisen soll, um eine gute Ästhetik, gingivale Gesundheit und Langlebigkeit zu gewährleisten, es ist bis heute jedoch nicht geklärt, welche Randspaltdimensionen das Eindringen von Toxinen und

Bakterien zulassen bzw. fördern, die zur Entstehung von Sekundärkaries und Schädigung der Pulpa führen [50]. Dies wird umso wichtiger, wenn man berücksichtigt, dass die Randspaltbreite die Zementdesintegration beeinflusst. Knappwost 1950 zufolge steigt die Auflösungsgeschwindigkeit von Zementen exponentiell mit der Größe der Randspaltbreite [67]. An solchen freigewaschenen Spalten kann sich Plaque besonders gut anheften, wodurch die Gefahr der Entstehung von Randkaries wächst. [62,67,118]. Körber & Lenz konnten 1968 in einer klinischen Nachuntersuchung bei einer Breite des Randspaltes bis 200  $\mu\text{m}$  keine pathologischen Veränderungen feststellen solange der Spalt mit Zement gefüllt war [70].

Konsens besteht darin, dass durch einen möglichst schmalen Randspalt die Langzeitprognose einer Restauration deutlich verbessert werden kann, weshalb nach wie vor großes Interesse an Methoden zur Verbesserung der marginalen Passgenauigkeit besteht.

Innere Passungenauigkeiten bei keramischen Kronen erhöhen das Risiko der Keramikfraktur [74]. Grundsätzlich ist eine Zementfilmdicke von 50  $\mu\text{m}$  bis zu 100  $\mu\text{m}$  als akzeptabel anzusehen [53,80]. In Anlehnung an eine Studie über die Verbundfestigkeit von Kompositzementen [88], ist diese Zementspaltbreite von 50  $\mu\text{m}$  bis zu 100  $\mu\text{m}$  anstrebenswert. Auch um das Risiko der Keramikfraktur nicht zu erhöhen, wurde für keramische Restaurationen ein Kompositzementsspalt bis zu 100  $\mu\text{m}$  vorgeschlagen [74,88]. Zementspaltbreiten von 200  $\mu\text{m}$  bis zu 300  $\mu\text{m}$  wurden aber für adhäsive Zemente als zufrieden stellend beschrieben [80].

Scherrer et al haben in einer Studie den Einfluss von Zementspaltbreite auf die Frakturbeständigkeit von Keramikplatten untersucht [111]. Sie fanden, dass die Frakturbeständigkeit von Glaskeramik, zementiert mit Zinkphosphat Zement, nicht von der Zementspaltbreite abhängig war. Im Falle von Kompositzementen wurde mit Vergrößerung der Zementspaltbreite, eine allmähliche Reduzierung der Frakturbeständigkeit beobachtet, bis sie statistisch signifikant niedrigere Werte bei einer Zementspaltbreit von 300  $\mu\text{m}$  erreichten [111]. Andererseits kann eine extrem dünne adhäsive Zementschicht die Überlebensrate der zementierten Restaurationen negativ beeinflussen [36,88].

Eine Erhöhung der Retention von Kronen, zementiert mit Zinkphosphatzement wurde mit der Vergrößerung der Zementspaltbreite erreicht [23,28]. Während in anderen Studien eine mit der Vergrößerung der Zementspaltbreite reduzierte Retention

---

festgestellt wurde [41,130]. Die Zementspaltbreite auf der okklusalen Seite trägt nur wenig zur Gesamtretention bei [3,64].

### **2.1.3. Beeinflussung und Verbesserung der Passgenauigkeit**

Die Präparation des Zahnes für die Versorgung mit einer Krone hat einen wesentlichen Einfluss auf ihre Passgenauigkeit. Eine besonders große Rolle spielen die Präparationsgrenze [22,39,40,117,136,144], der Konvergenzwinkel der Präparation [97,100] und die Höhe der Präparationswände [39,64,141,142]. In der Fachliteratur liegen nur wenige Studien vor, die den Einfluss der Präparationsgeometrie auf den Rand- und Zementspaltverhalten keramischer Kronen untersucht haben. Ob die Form der Präparation der okklusalen Fläche einen Einfluss auf den Langzeiterfolg von Keramikronen hat, ist bis heute nicht geklärt [76].

Unstrittig ist auch, dass durch das Fließen des Zementes und die Zementspaltbreite die Passgenauigkeit der Krone beeinflusst wird [28,33,39,114,136,139]. Es wurde in diesen Studien gezeigt, dass je größer die Zementspaltbreite ist, desto besser ist die marginale Passgenauigkeit einer Krone. Die Zementfilmdicke ist von vielen Faktoren, wie dem Zementtyp [26,52,118,122,127,136], der Viskosität des Zementes [40,45,46,114,136], der Zementierungstechnik [3], dem Zementierungsdruck [46,59,136,140], der Umgebung beim Zementieren [46,136] und der Hydrodynamik der Zementierung [59] abhängig (Abbildung 2).

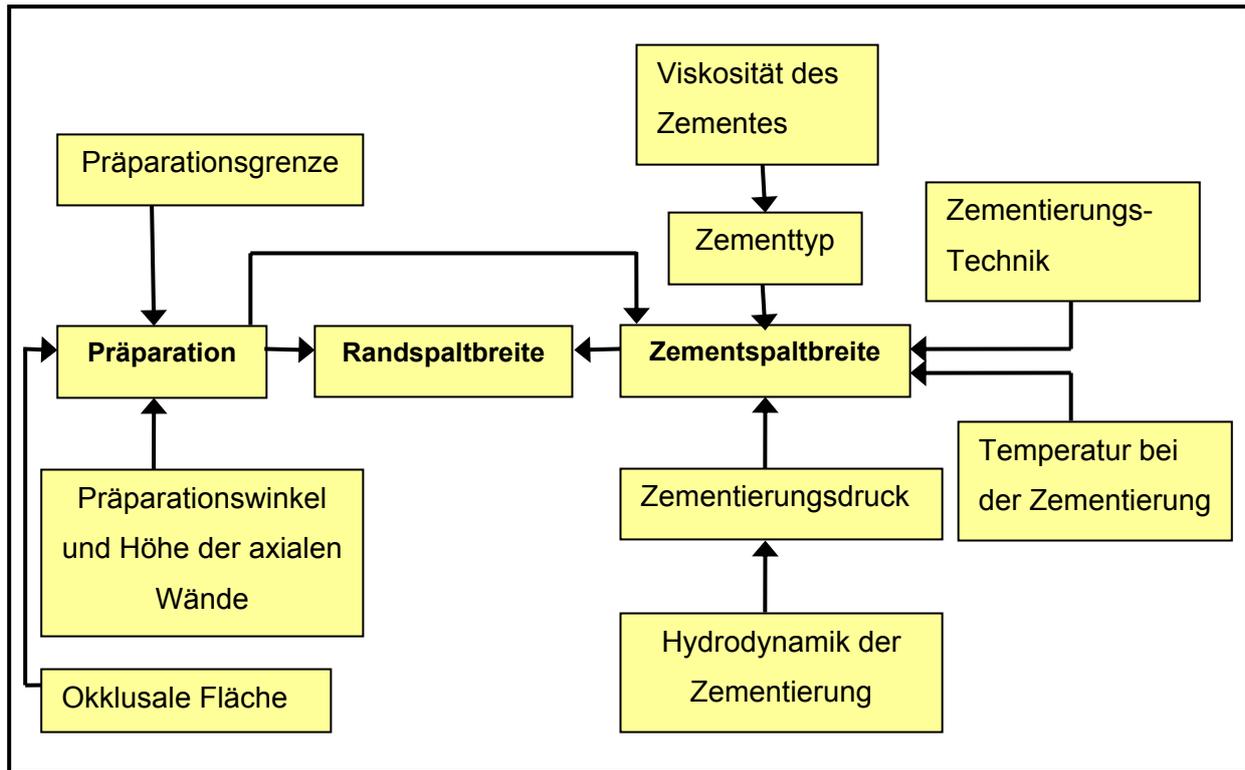


Abb. 2: Schematische Darstellung der Faktoren, die die Passgenauigkeit beeinflussen können.

Nach Einfeld [32] tragen folgende Faktoren dazu bei, die Dicke des Zementfilmes beim konventionellen Zementieren mit Phosphatzement zu reduzieren:

1. Anrühren auf einer kalten Glasplatte.
2. Zementieren unmittelbar nachdem der Zement angerührt wurde.
3. Eine Zementierungskraft von über 50N auf eine Krone von der Größe eines Molaren trägt noch wesentlich zur Verminderung der Filmdicke bei.
4. Aufrechterhaltung der Zementierungskraft für mindestens eine Minute.
5. Erhöhung der Konvergenzwinkel bei der Präparation (max 6°).

Nach Schwickerath [115] verringert das Ausstreichen des Kronenlumens mit Zement im Gegensatz zum Auffüllen den Zementierungsfehler. Fusayama et al. und Grajower et al. empfehlen das Lackieren des Meisterstumpfes mit Stumpflack, um Raum für abfließenden Zement zu schaffen [39,46].

---

Die Optimierung der Zementfilmdicke auf der okklusalen Seite einer Krone ist die Basis für alle Techniken für die Verbesserung der Passgenauigkeit. Diese kann etwa durch verbessertes Abfließen des Zementes erreicht werden, für diesen Zweck wurden verschiedene Methoden untersucht, wie das Perforieren der okklusalen Fläche einer Krone oder das Aufbringen eines inneren Reliefs auf der Krone [28,52,59,114,124]. Beide Methoden sind für vollkeramische Restaurationen ungeeignet [114,138]. Die Spacer Technik (Distanzlack) scheint für die keramischen Restaurationen geeignet, sie wurde bisher fast ausschließlich für die klassischen Restaurationen benutzt [28,39,46,114,136,138]. Untersuchungen dazu haben gezeigt, dass der Spacer (Distanzlack) einen Platz für den Zement schafft, was die Zementierung und somit den Sitz der Krone verbessert [46,100,114] und ein besseres Fließen sowie Ausfließen des Zementes und somit die Minimierung des Randspaltes erlaubt [139,140].

Bei der Verwendung neuer Technologien, wie der CAD/CAM- Systeme, wird die Aussparung der Zementschicht automatisch vorgenommen [51].

#### 2.1.4. Messmethoden zur Bestimmung der Passgenauigkeit

Die Messmethoden und Messkriterien zur Bestimmung des Rand- und Zementspaltes sind uneinheitlich [26,54,65,109].

Die Untersuchung zur Feststellung der Passgenauigkeit zahnärztlicher Restaurationen kann in vivo oder in vitro durchgeführt werden (Abbildung 3).

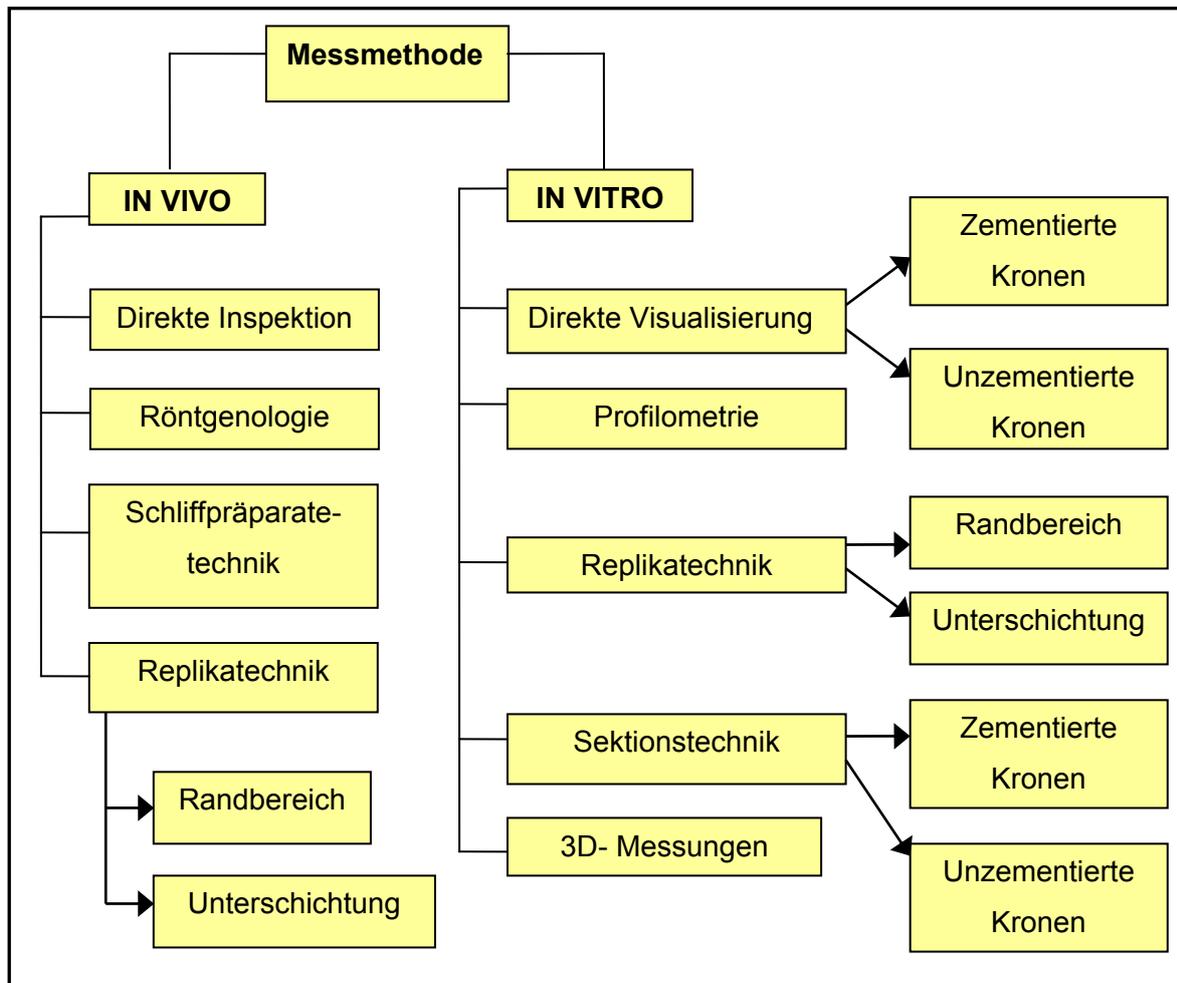


Abb. 3: Zusammenfassung der Messmethoden zur Bestimmung der Passgenauigkeit zahnärztlicher Restaurationen.

### 2.1.4.1. In vivo Messmethoden

#### • Direkte Inspektion

Die direkte optische Inspektion wird mit dem Spiegel und des klinischen Abtasten mittels einer zahnärztlichen Sonde durchgeführt, wobei zur Bewertung Indizes definiert werden [13,58]. Nach Rehberg [109] lassen sich mit einer Sonde Randspalten von 10-20  $\mu\text{m}$  messen. Rehberg zufolge sind Spalten von 15  $\mu\text{m}$  bis 20  $\mu\text{m}$  mit dem bloßen Auge erkennbar. Dies hängt jedoch stark vom Farbkontrast ab, d.h. mit Zement aufgefüllte Spalten sind auf Grund der geringen Kontrastunterschiede schlecht erkennbar. In anderen Studien wurde bewiesen, dass Randspalten kleiner als 30  $\mu\text{m}$  [3] oder sogar kleiner als 80  $\mu\text{m}$  [83] nicht getastet oder gesehen werden können. Ein Vorteil dieser Methode liegt in dem nicht invasiven Vorgehen und der schnellen Messzeit. Problematisch ist dabei vor allem, dass die klinische intraorale Untersuchung mittels Messsonde relativ ungenau ist [13], da die individuelle Taktilität der Untersucher, die Reproduktionsgenauigkeit und Vergleichbarkeit der Messergebnisse nicht gewährleistet. Außerdem tragen ein unterschiedlicher Durchmesser der Sondenspitze sowie die immer wechselnde Haltung der Sonde zur mangelnden Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der einzelnen Arbeiten bei [109]. Schwierigkeiten bei der Beurteilung des Randspaltes werden oft durch die Lichtverhältnisse, die Lage des Kronenrandes und die Einsehbarkeit der Messstelle, besonders der am schwersten zugängliche Approximalbereich, hervorgerufen. Mit dieser Methode können die untersuchten Randverhältnisse nicht quantitativ erfasst werden.

#### • Röntgenologie

Röntgenaufnahmen von restaurierten Zähnen erlauben zwar eine bedingte Analyse approximaler Ränder, deren Wert wird aber durch Projektionsfehler relativiert. Außerdem ist diese Methode bei keramischen Restaurationen nicht immer zu applizieren, weil sie zu radiopak sind [137].

#### • Replikatechnik

In anderen in vivo Studien wurden zur Objektivierbarkeit der Ergebnisse und zur quantitativen Analyse der Randspaltuntersuchungen, die Randbereiche der Restaurationen im Mund des Patienten abgeformt (Replikamethode) und dann extraoral in einem Mess- oder Rasterelektronenmikroskop anhand der Abdrücke oder der Modelle vermessen [13,60,78]. Bei in vivo Versuchen liegen die Randbereiche teilweise

subgingival oder im Approximalbereich tief zervikal. Diese Bereiche sind mit der Replikatechnik in vivo kaum darstellbar und können somit nicht untersucht werden [143].

#### Untersuchung der Zementfilmdicke durch Schichtdickenmessung von Silikonfilms:

Eine weitere Methode ist die Messung der Schichtdicke eines Silikonabformmassenfilms nach Unterschichtung der Restauration [17,18,37,38,68,83,143]. Bei dieser Methode wird die Filmdicke zwischen der Restauration und dem Stumpf gemessen. Die Restauration wird mit einem dünnfließenden Silikon auf den Stumpf positioniert. Nach dem Abbinden wird die Silikonschicht mit einer Knetmasse stabilisiert. Mit einem Skalpell hergestellte Schnitte werden mit einem Mikroskop vermessen. Die Silikonschnitte können auch in Epoxidharz eingebettet werden. Nach dem Aushärten werden dann von dem im Kunststoff eingebetteten Silikonfilm Schnitte hergestellt. Bei hoher Passgenauigkeit der Restauration auf dem Stumpf hat das Verfahren den Nachteil, dass der Film leicht reißt und die Messung schlecht reproduzierbar ist [79,82,143]. Außerdem wird durch das Abreißen des Films ein Teil der Messpunkte nicht mehr definierbar, sie gehen der Auswertung verloren [18].

#### • **Schliffpräparatetechnik**

Bei dieser Technik werden Zahnschnitte von zementierten Restaurationen hergestellt. Die auf den natürlichen Zähnen positionierten Restaurationen werden in Kunststoff eingebettet. Darauf folgen die Herstellung der Schliffpräparate und die Untersuchung am Mikroskop [27,35,49,120]. Diese Technik wird vor allem zur Beurteilung von inneren Spalten zwischen Stumpf und Restauration verwendet. Es können axiale und okklusale Flächen beurteilt werden. Der Wert solcher Arbeiten ist sehr hoch einzuschätzen, da durch solche Untersuchungen eine Vorstellung von der in vivo möglichen bzw. von der Spannbreite der klinisch in Wirklichkeit erreichten Passgenauigkeit von Kronen erhalten werden kann. Es offenbart sich das Ergebnis der gesamten klinischen Arbeit [119]. Nachteilig sind die zeitaufwändige Herstellung der Proben und die stichprobenartige Messung. Hierbei kommt es außerdem zum Verlust des Zahnes durch Extraktion.

Diese Einschränkungen klinischer Untersuchungen zur Passgenauigkeit erklären die Notwendigkeit von in vitro Studien, in denen eine qualitative und gleichzeitig quantitative

Auswertung wesentlich einfacher zu erzielen ist. Messungen an Prüfstümpfen mit idealisierten Geometrien weisen geringere statistische Fehler auf als Rand- und Zementspaltmessungen in kontrollierten klinischen Untersuchungen.

#### **2.1.4.2. In vitro Messmethoden**

- **Direkte Visualisierung**

In einigen in vitro Studien wurde die Qualität des Randspaltes durch direkte Inspektion mit der zahnärztlichen Sonde [16] untersucht. Die Reproduzierbarkeit des Messwinkels zwischen Zahn und Sonde ist nicht gegeben [4,116]. In anderen Untersuchungen wurde der Randspalt durch die direkte Visualisierung von zementierten Kronen [12,16,44,103,104,112,116,126,129] oder nicht zementierten Kronen [4,7,9,56,57,75,100,124,145] unter dem Mikroskop bestimmt. Vorteilhaft sind die hohe Zahl der Messpunkte und das zerstörungsfreie Vorgehen dieser Methode. Es ist aber gleichzeitig schwierig, die Krone von dem Stumpf zu unterscheiden [4].

- **Profilometrie**

Mit einem Profilometer kann die Rauigkeit einer Oberfläche beurteilt werden [85,100]. Die unterschiedliche Oberflächenmorphologie von Zahn, Restaurationsmaterial und vom Zement ermöglicht durch die Aufzeichnung der typischen Profile eine genaue Bestimmung der Breite des Randspaltes. Mit diesem Verfahren kann der vertikale Substanzverlust des Zementes im Bereich des Randspaltes quantifiziert werden, aber im Fall einer vertikal überextendierten Krone können keine Informationen gegeben werden.

- **Replikatechnik**

Die bei in vivo Untersuchungen angewendete Replikatechnik, findet auch bei in vitro Untersuchungen Anwendung [25,82]. Diese im obigen Abschnitt erläuterte Messmethode kann sowohl an extrahierten Zähnen als auch an Kunststoff- oder metallischen Zähnen durchgeführt werden. Hier können die in vivo kaum darstellbaren subgingivalen oder approximalen Randbereiche in vitro im Labor [49,82] gut erreicht und abgeformt werden. Die Schichtdickenmessung eines Silikonabformmassenfilms wurde auch in vitro genutzt [6,27,25,100,126].

---

- **Sektionstechnik**

Mit dieser Technik werden Schnitte von zementierten [1,14,49,55,56,73,98,99,101,123] oder nicht zementierten Restaurationen [84,105] hergestellt. Die Restaurationen werden mit ihren Stümpfen in Kunststoff eingebettet, dann folgen die Herstellung der Schnitte und die Untersuchung am Mikroskop. Diese Methode ist sehr exakt. Nachteile sind die zeit- und kostenaufwändige Herstellung der Proben, die limitierte Zahl der Messpunkte und die Zerstörung der Restaurationen durch das Sägen [48,85,119,123].

- **3-Dimensionale Messung der Passgenauigkeit**

Für die Ermittlung der inneren Passgenauigkeit von Kronen wird der Spalt zwischen Krone und Zahnstumpf bzw. Gipsstumpf mit dünnfließendem Silikon gefüllt und nach der Polymerisation wird der Silikonfilm (Replika) durch eine optische Digitalisierung mit einem Weißlichtstreifenprojektionsverfahren dreidimensional ausgewertet [79,86,87]. Eine andere 3D-Auswertung der Passgenauigkeit ist die MCT (Micro Computerized Tomographie). Hier können mit einer Kamera, die sich um das Objekt dreht, Bilder von einem Objekt aufgenommen werden. Anschließend werden die Bilder in einen Computer mit spezieller Software übertragen, um zum Rekonstruieren der Bilder verschiedene kleine Schichten von der inneren Struktur des Objektes herzustellen. Diese Technik erlaubt die Visualisierung und die Messung einer kompletten 3D-Struktur eines Objektes ohne jegliche mechanische oder chemische Bearbeitung des Objektes durchzuführen. Somit kann eine 3D-Messung vom Rand- und Zementspalt zahnärztlicher Restaurationen durchgeführt werden. Der Vorteil ist die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und die zerstörungsfreie Prüfung der Prüfkörper. Außerdem ist sie die einzige Methode, die eine 3D-Rekonstruktion in jeder ausgewählten Position ermöglicht [61,102,125]. In Situationen, wo ungünstiger oder nicht ausreichender radiographischer Kontrast vorhanden ist, kann diese Methode nicht eingesetzt werden. Es ist zudem schwierig, die Grenze zwischen zwei unterschiedlichen Materialien zu definieren, wenn diese Materialien verschiedene Absorptionskoeffizienten haben. Nachteilig ist auch die lange Scannzeit [102,125].

- **Mikroskopie**

Die qualitative visuelle Überprüfung sowohl der in vivo, als auch der in vitro gewonnenen Modelle kann durch mikroskopische Verfahren, z.B. Lichtmikroskop (LM) und Rasterelektronenmikroskop (REM) erfolgen. Die Rand- und Zementspalten der Replika-

, Schliffpräparate-, Schichtdickenproben und die durch Sektionstechnik gewonnenen Proben können bei unterschiedlichen Vergrößerungsstufen untersucht werden. Mit dem REM ist es möglich, die Oberflächen der Replikas bei unterschiedlichen Vergrößerungen qualitativ zu beurteilen [112]. Groten et al. [47] verglichen an kopiergefrästen Vollkeramikrestorationen die Übereinstimmung der unter dem Lichtmikroskop und dem REM ermittelten Randspalten. Sie fanden, dass die mit dem REM gewonnenen Werte die Ergebnisse des Lichtmikroskops bestätigen. Durch den Einsatz von dem LM werden zur Bewertung der Proben die mikroskopischen Bilder mittels einer Videokamera auf einem Bildschirm dargestellt. Danach mit einem Bildbearbeitungsprogramm direkt am Bildschirm die Messung der Rand- und Zementspalten durchgeführt werden [6,18,25,37,55,57,99,104,129].

## 2.2. Keramik in der Zahnheilkunde

Dentalkeramiken werden in der Zahnheilkunde vor allem wegen ihrer chemischen Stabilität und ihrer hohen Biokompatibilität verwendet [90,107,108]. Das Wort „Keramik“ leitet sich von dem griechischen Wort „Keramos“ (Ziegel, Tongefäß, Töpfererde) ab und bedeutet soviel wie „gebrannter Stoff“. Die zutreffende Bezeichnung Keramik ist aber ein zu breiter Sammelbegriff; ursprünglich wurde dieser Begriff für Werkstoffe, die aus „tonigen“ Rohstoffen hergestellt wurden, verwendet. Heute versteht man darunter ein durch einen Sintervorgang verfestigtes nichtmetallisches, anorganisches Stoffgemisch. Der Sintervorgang läuft unter definierten Druck-, Temperatur-, Zeit- und atmosphärischen Bedingungen ab, wobei durch Verdichtung des Gefüges der geformten Rohmasse ein fester, nicht deformierbarer Körper erhalten wird [70]. Das erhaltene Sinterprodukt besteht aus feinen Kristallen zwischen denen sich eine Glasmatrix und Poren befinden können [24].

Dentalkeramiken können anhand ihrer Struktur, Zusammensetzung und Verarbeitung zwischen Porzellan und Glas gestellt werden. Sie zeichnen sich durch eine gute Druckfestigkeit aus, neigen aber bei Auftreten von Zugbeanspruchungen zum Spröbruchverhalten. Eine Erhöhung der Bruchfestigkeit kann durch beigegebene oder induzierte gefügeverstärkende Kristalline erreicht werden. Als kristalline Verstärker werden hochschmelzende feste Oxide des Siliziums, Aluminiums und des Zirkons, wie Leuzit und Glimmer verwendet [31].

Keramiken mit einem hohen Oxidgehalt weisen zwar hohe Festigkeitswerte auf, sind aber gleichzeitig weniger lichtdurchlässig, so dass diese Werkstoffe nur als Kernmaterialien Verwendung finden, die zur Erlangung der gewünschten Ästhetik (Lichtbrechung, Transluzenz) eine aufbrennkeramische Verblendung benötigen. Glaskeramische Werkstoffe besitzen gute optische Eigenschaften und erfüllen hohe ästhetische Ansprüche. Sie müssen aufgrund ihrer geringeren Festigkeit adhäsiv am präparierten Zahn befestigt werden, um als Verbundsystem ausreichende Stabilität zu gewährleisten. In der Tabelle 1. ist die Klassifizierung der Keramiken ihrer Zusammensetzung nach dargestellt.

**Tab. 1: Einteilung der Keramiken nach ihrer werkstoffkundlichen Zusammensetzung [31]**

<b>Silikatkeramik</b>	<b>Oxidkeramik</b>	<b>Nicht Oxidkeramik</b>
Feldspatkeramik	Glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Nitride
Glaskeramik	Glasinfiltriertes Zirkoniumoxid	Carbide
	Glasinfiltriertes Mg-Al-Spinell	
	Dicht gesintertes Aluminiumoxid	
	Dicht gesintertes Zirkoniumoxid	

Die Dentalkeramiken können neben der werkstoffkundlichen Zusammensetzung auch nach verschiedenen Kriterien, z. B. nach der Art ihrer klinischen Anwendung bzw. dem Befestigungsverfahren (Tabelle 2) und dem Herstellungsverfahren eingeteilt werden [31,107].

**Tab. 2: Einteilung der Keramiken nach klinischer Anwendung [31]**

<b>Konventionelle Befestigung (Stiftaufbauten, Einlagefüllungen, Kronen, Brücken)</b>	<b>Adhäsive Befestigung (Einlagefüllungen, Teilkronen, Veneers)</b>
In-Ceram Alumina	Sinterkeramik
In-Ceram Spinell	Empress
In-Ceram Zirconia	Celay
Procera AllCeram	Cerec
DCS Zirkonoxid	Dicor

Im neusten Stand der Wissenschaft kann man zwischen fünf grundsätzlichen Herstellungssystemen von dentalkeramischem Zahnersatz unterscheiden [121]:

1. Brennen und Sintern von Feldspatkeramik
2. Gießen von Glaskeramik
3. Pressen von plastischen Keramiken
4. Kopierschleifen
5. Fräsen und Schleifen von vorgesinterten Keramiken durch die Nutzung der CAD/CAM- Technik (Tabelle 3).

Bei den Kopierschleif- und CAD/CAM-Verfahren werden industriell vorgefertigte Keramikblöcke verwendet; sie werden durch Fräsen und Schleifkörper bearbeitet.

**Tab. 3: Einteilung der Keramiken nach den Herstellungsverfahren**

<b>Formsinterung</b>	<b>Gießen</b>	<b>Heißpressen</b>	<b>Kopierschleifen</b>	<b>CAD/CAM</b>
z.B. Optec-hsp, In-Ceram-Spinell	z.B. Dicor	z.B. Empress	z.B. Celay	z.B. Cerec

### 2.2.1. Oxidkeramiken

Teilt man die vollkeramischen Restaurationen nach ihrem chemischen Aufbau ein, so existieren neben den Glaskeramiken die kristallinen Keramiken. Diese kristallinen Oxidkeramiken sind einphasige keramische Materialien, die zu über 90 % aus einphasigen Metalloxiden zusammengesetzt sind und keine Glasphase aufweisen. Diese Oxide werden mit unedlen Metallen gebildet, das bedeutet, dass ihre Oxidationspotentiale sehr hoch und die Oxide dadurch sehr stabil sind. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppe sind Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkonoxid-, und Titanoxidkeramiken [121].

Auf die in dieser Arbeit zur Herstellung der Kronengerüste verwendeten Keramiken soll im folgenden Abschnitt genauer eingegangen werden.

1. Glasinfiltrationskeramik: Vita In-Ceram Zirkonia (70% Aluminiumoxid / $\text{Al}_2\text{O}_3$  und 30 % Zirkonoxid / $\text{ZrO}_2$ ), (CZ/ 12).
2. Sinterkeramik: Vita In-Ceram Zirkonia 2000 YZ (Yttrium-Tetragonal stabilisiertes polykristallines Zirkoniumdioxid), (20-15).

### 2.2.1.1. Glasinfiltrationskeramik (CZ)

Durch Beimengen von etwa 30% Zirkonoxid-Partikeln zur Aluminiumoxidbasis kann eine Verbesserung der Bruchfestigkeit und der Bruchzähigkeit erreicht werden. Die mittlere Korngröße der Partikel beträgt 2-4  $\mu\text{m}$ . Die durch Schleifen in einer CAD/CAM-Schleifeinheit erhaltenen porösen Zirkonia-Gerüste werden mit einer Aufpassbearbeitung optimiert und schließlich mit einer dünnflüssigen Suspension aus Lanthanglaspulver und destilliertem Wasser infiltriert. Der Infiltrationsvorgang erfolgt bei 1.140°C, wobei Kapillarkräfte die dünnflüssige Glasschmelze in die feinen Zwischenräume des porösen In-Ceram-Zirkonia-Gerüsts saugen. Durch den Glasinfiltrationsprozess kommt es zu einer wesentlichen Verbesserung der mechanischen Eigenschaften [131], weshalb sie auch zu den hochbelastbaren Keramiken zählt, da sie die gute Risszähigkeit von Zirkoniumdioxid mit der hohen Biegefestigkeit des Aluminiumoxids verbindet. Außerdem kommt es bei der Verfestigung nicht zu einem Schwund, das heißt, es zeigt sich nach dem Brand eine hohe Passgenauigkeit. Daher wird dieses Material vorzugsweise für Seitenzahnkronen und für bis zu dreigliedrige Seitenzahnbrücken eingesetzt [131].

### 2.2.1.2. Sinterkeramik (YZ)

Das vorgesinterte VITA In-Ceram YZ ist ein bis zu 6 gew-% Yttriumoxid versetztes und somit durch eine tetragonale Phase stabilisiertes Zirkoniumdioxid. Die Struktur zeigt ein Mikrogefüge mit kontrollierter Teilsinterporosität. In diesem Zustand erfolgt das CAD/CAM-Formschleifen mit dem Cerec3-CAD/CAM-System. Die Festigkeit dieser vorgesinterten Oxidkeramik erlaubt eine zügige maschinelle Bearbeitung. Besonders hervorzuheben ist die Tatsache, dass der Schleifprozess und die nachträgliche Bearbeitung unter Wasserkühlung erfolgen können. Erst nach dem Schleifen wird das Schleifprodukt in einem speziellen Ofen der Firma VITA (VITA ZYrcomat) mit einem Brennprogramm bei 1.530°C dichtgesintert. Nach dem Sintern bildet VITA In-Ceram YZ eine dichte einphasige Oxidkeramik. Dabei kommt es zu einer Sinterschrumpfung von zirka 20 %. Die genaue Schrumpfquote ist in Form eines Strichcodes auf einem YZ-Block festgehalten und wird vor dem Schleifen vom Scanner in der Schleifkammer eingelesen. Um genau diesen Betrag wird das Gerüst größer ausgeschliffen und in der anschließenden Sinterschrumpfung wieder kompensiert, was zu einer guten Passgenauigkeit führt. Die Mikrostruktur von dichtgesintertem In-Ceram YZ zeigt ein

homogenes, dichtes und porenfreies Nanogefüge (Sub- $\mu\text{m}$ -Gefüge) mit einer mittleren Korngröße von etwa 100 nm. Diese Korngröße ist etwa 10-mal kleiner als die Korngröße der In-Ceram Infiltrationskeramiken [132]. Diese Keramik eignet sich für bis zu viergliedrigen Brücken im Seitenzahnbereich, da sie hohe Transluzenz mit außergewöhnlicher Festigkeit und überdurchschnittlicher Risszähigkeit verbindet. [132]. Angaben zur beiden Keramiken sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

**Tab. 4: Die physikalischen Eigenschaften der beiden in dieser Arbeit benutzten Keramiken [133,134]**

Eigenschaften	Einheit	VITA In-Ceram (YZ)	VITA In-Ceram (CZ)
Wärmeausdehnungskoeffizient WAK (20-500 °C)	$10^{-6} \text{ K}^{-1}$	10,5	7,8
Chemische Löslichkeit (ISO 6872)	$\mu\text{g}/\text{cm}^2$	<20	1118
Dichte nach Sinterbrand, infiltriert	$\text{g}/\text{cm}^3$	6,05	4,24
Biegefestigkeit (ISO 6870)	MPa	>900	600
Risszähigkeit (SEVNB)	$\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$	5,9	4,4
Elastizitätsmodul (Resonanzmethode)	GPa	210	258
Querkontraktionszahl	-	-	0,25
Schmelzpunkt	°C	2706	-
Vickershärte	HV	1200	-
Partikelgröße nach Sinterbrand	nm	~500	-

### 2.3. CAD/CAM-Technologie

Die Anwendung von CAD/CAM-Verfahren in der dentalen Technologie überträgt Fertigungsverfahren aus der Industrie in die Arbeitswelt von Zahnarzt und Zahntechniker. Diese computergesteuerten Technologien eröffnen in der restaurativen Zahnmedizin grundsätzlich neue Perspektiven für die Verarbeitung bisher nicht nutzbarer optimierter Werkstoffe, für die Standardisierung bzw. Wirtschaftlichkeit von Fertigungstechniken und für die Qualitätssicherung.

Ein erfolgreicher klinischer Einsatz dieses Verfahrens in der täglichen Praxis setzt allerdings voraus, dass mit computerunterstütztem Konstruieren und computerunterstütztem Herstellen (Computer- Aided Design /CAD and Computer-Aided Manufacturing/ CAM), die heute anerkannten werkstoffkundlichen sowie klinischen Qualitätsmerkmale zahnärztlicher Werkstücke nicht nur erfüllt, sondern tatsächlich auch verbessert werden können [8].

Die konventionelle Fertigung von Zahnersatz erfolgt in der Regel additiv d.h. die gewünschte Form wird z. B. durch Wachsmodellation durch Gießen, oder Pressen bzw. durch Schichten oder Sintern in eine Hohlform aufgebaut. Es kommt dabei zu einer Phasenumwandlung des verwendeten Restaurationsmaterials. Insgesamt beinhaltet dieser Herstellungsprozess sehr viele Fehlerquellen, die von der jeweiligen technischen Ausrüstung und der Erfahrung des Zahntechnikers bzw. Zahnarztes abhängen und unter Umständen zu einer Verschlechterung der Qualität der Zahnrestauration führen können [121]. Im Gegensatz zu additiven konventionellen Herstellungstechniken wird die Zahnrestauration bei den maschinellen computergesteuerten Herstellungstechniken mit materialspezifischen Werkzeugen, Fräs- oder Schleifmaschinen aus einem vorgefertigten Block automatisch durch einen subtraktiven Prozess herausgearbeitet [71]. Dabei ergeben sich verschiedene Vorteile. Das verwendete Material kann industriell unter optimierten Bedingungen und höherer Reinheit als Rohling vorgefertigt und die Standardisierung der Werkstückherstellung verbessert werden, auf diese Weise wird eine Optimierung der biologischen und technischen Eigenschaften zahnärztlicher Restaurationen möglich [9].

Somit sprechen für den Einsatz der CAD/CAM-Technik in der Zahnheilkunde einige Argumente [71]:

a. Das computerunterstützte Konstruieren und die automatische Fertigung von Verblendgerüsten ermöglichen dem Zahntechniker, sich stärker auf die individuelle

Verblendung des Zahnersatzes zu konzentrieren und sich von zeitaufwändigen, monotonen Fertigungsprozeduren zu befreien.

**b.** Durch die Verwendung von industriell hergestellten Rohlingen können homogene, in ihrer Qualität standardisierte Materialien eingesetzt werden.

**c.** Mit der CAD/CAM-Technologie besteht außerdem die Möglichkeit, Materialien für festsitzenden Zahnersatz zu verarbeiten, die bisher nur mit größtem Aufwand, beziehungsweise gar nicht, in der Zahntechnik verwendet werden konnten. Dies sind vor allem keramische Materialien, wie glasinfiltrierte Oxidkeramiken, bzw. yttriumstabilisiertes polykristallines Zirkoniumdioxid, so dass ein biokompatibler Zahnersatz aus Vollkeramik gefertigt werden kann.

**d.** Die Verwendung von zahnfarbenen Materialien verspricht ästhetisch befriedigende Ergebnisse. Dies ist jedoch stark von den verwendeten keramischen Gerüstmaterialien abhängig, da nicht jedes Material beliebig grazil gestaltet werden kann. Bei vollkeramischen Restaurationen treten am Kronenrand keine Irritationen der Gingiva auf, wie bei Restaurationen mit Metallgerüst vorkommen kann.

Bei der immer noch auftretenden Ablehnung der CAD/CAM-Systeme werden immer wieder die hohen Investitionskosten in den Vordergrund gerückt. Dieses Problem kann jedoch durch die Trennung von der Fräseinheit und der Messungseinheit gelöst werden, sodass in den kleineren Praxen oder Labors, die optische Abdrücke oder die Modelle hergestellt, vermessen werden und dann die Datensätze per Internet in die sog. Zentrallabors übermittelt werden, wo sich die Fräseinheiten befinden.

Die Abbildung 4. stellt den konventionellen Herstellungsverfahren die möglichen Wege beim Einsatz von CAD/CAM-Systemen gegenüber.

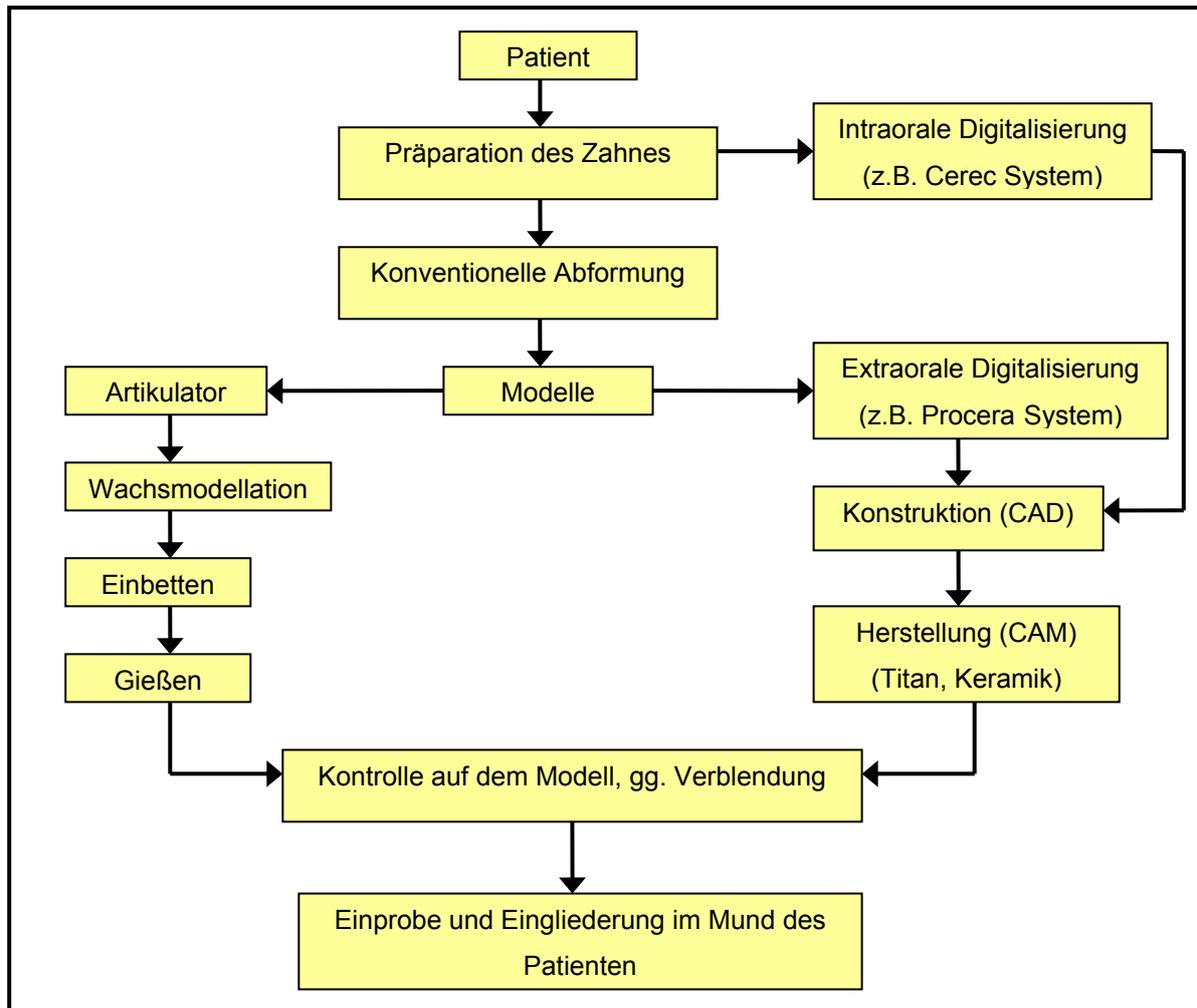


Abb. 4: Konventionelle Herstellungsverfahren im Vergleich zu CAD/CAM-Technik [113].

Die Anfertigung von Gerüsten aus Metallen oder Keramiken mit Hilfe der CAD/CAM-Technik basiert auf drei aufeinander folgenden Schritten voraus:

1. Die 3D-Datenerfassung der Präparation mit einer Kamera oder einem Abtaster.
2. Die dazugehörige Restauration mit Hilfe der CAD-Software entwerfen (CAD).
3. Herstellung der Restauration mit einer CNC-(Computer Numeric Control)-Maschine (CAM) [121].

### 1. Dreidimensionale Datenerfassung

Die Grundlage der CAD/CAM-Herstellung von feststehendem Zahnersatz ist die Definition und das Erfassen der Präparationsgrenze des präparierten Zahnes. Dieser Arbeitsschritt kann extraoral durch mechanisches Abtasten auf der Grundlage eines Sägeschnittmodells nach konventioneller Abformung z.B. Cicero-System, Denti-CAD-System, Precident-DCS-System oder intraoral durch optische Abformung wie z. B. mit

dem Cerec3-CAD/CAM-System erfolgen. Mit diesem Arbeitsschritt (Definition und Erfassen der Präparationsgrenze) ist ausschließlich die Herstellung von Kronengerüsten möglich. Die Herstellung von Brückengerüsten erfordert zusätzlich die Erfassung der räumlichen Beziehungen der präparierten Zähne zueinander [71].

## **2. CAD- Modellierung der Restauration**

Hier erfolgt nach dem vollständigen Digitalisieren der Zahnoberfläche die Berechnung des dreidimensionalen Datensatzes. Das gewünschte Formteil wird auf dem Bildschirm des Computers konstruiert und auf den präparierten Zahn projiziert [71,126]. Das Modell, das auf dem Bildschirm zunächst auf seine Richtigkeit untersucht werden muss, dient nach der Überprüfung als Basis für die Konstruktion der Innenkontur des Zahnersatzes. Anders ist die Eingabe modifizierter Faktoren, diese ist abhängig von den Variationsmöglichkeiten des jeweiligen Systems und unterschiedlicher Parameter, die das Design des zu fertigenden Zahnersatzes beeinflussen. Hierzu gehören zum Beispiel die Veränderung der Breite des Zementspalts, der Breite des Randspaltes sowie der Materialstärke des Gerüstmaterials. Nach dem alle zur Konstruktion des Zahnersatzes notwendigen Daten in dem CAD/CAM-System verfügbar sind, erfolgt die Berechnung der Form des Zahnersatzes. Dieser wird abschließend auf dem Bildschirm dargestellt und auf die Einhaltung der Konstruktionsprinzipien hin untersucht, bevor aus den Datensätzen der Innen- und Außenkontur die Bearbeitungsdateien erstellt werden. Diese Bearbeitungsdateien, Fräsdateien im Falle der Bearbeitung von Metall, Schleifdateien bei der Bearbeitung von Keramik, dienen der Steuerung der Bearbeitungseinheit (Schleifeinheit).

## **3. CAM- Herstellung der Zahnrestauration**

Die Bearbeitung erfolgt dann durch CNC-Maschinen, die die Zahnrestaurationen aus einem industriell hergestellten Vollmaterial herausarbeiten. Die prothetische Versorgung wird durch eine computergestützte Fräseinheit mit Fräs- und/ oder Schleifwerkzeugen aus einem industriell vorgefertigten Blockmaterial hergestellt [71]. Hier können unterschiedliche Materialien wie z. B. Keramiken, Titan und Kunststoff benutzt werden.

### 2.3.1. Cerec3-CAD/CAM-System

Das Cerec-System, welches für die Herstellung der Kronengerüste in dieser Arbeit benutzt wurde, ist das erste CAD/CAM-System, das am Patienten funktionstüchtig war [89,93-96]. Dieses System kann sowohl im Labor als auch in der Praxis eingesetzt werden. Ein Vorteil ist die damit verbundene Möglichkeit langlebige, zahnfarbene Restaurationen ohne provisorische Versorgung zur Verfügung stellen zu können [89]. Ein konfektioniertes Keramikblöckchen wird direkt am Behandlungsstuhl mit einer Schleifeinheit bearbeitet. Der Zahn wird optisch vermessen und anschließend werden die Präparationsgrenzen am Bildschirm festgelegt, diese Daten benötigt das Fräsprogramm zur Inlayherstellung (Cerec 1), denn zunächst wurde der Anwendungsbereich auf Inlays und Verblendschalen beschränkt. Mit der Programmerweiterung auf dem Cerec 2, durch eine verbesserte 3D- Kamera und eine erweiterte Schleifeinheit, können seit 1994 neben Inlays, Onlays und Veneers auch die vollkeramische Seitenzahnkrone mit unterschiedlichen Konstruktions- und Fertigungsmöglichkeiten sowie die Frontzahnkrone gefertigt werden [93,113]. Der limitierende Faktor bei diesem System im Hinblick auf den klinischen Langzeiterfolg, ist der Randspalt [5].

Mit dem System Cerec3 liegt eine technische Weiterentwicklung des Cerec2-System vor, es wurden die Systemkomponenten, die Bedienerfreundlichkeit und die Qualität der keramischen Werkstücke verbessert [93]. Mit seiner verbesserten Kamera und weiterentwickelten Software auf Windows-Basis, ermöglichte Cerec3 besseres und schnelleres registrieren der Präparation, außerdem erlaubt das Cerec3-System durch seine abgeschrägten Fräswerkzeuge, flexibleres und genaueres Schleifen als das Cerec2, was zu einer besseren Passung der Kronen mit verbesserter okklusaler Morphologie und Design führen sollte [94].

In verschiedenen Studien ist die Passgenauigkeit der Cerec-Restaurationen kritisiert worden [22,80]. Die oben beschriebenen Verbesserungen im Cerec3-System gegenüber den Vorgängern Cerec2 und Cerec1 haben die Passgenauigkeit deutlich verbessert [91,92,94].

Das Cerec3-System (Abbildungen 5a und 5b) besteht aus zwei Einheiten. Eine Aufnahmeeinheit, welche mit einem Computer mit Flachbildschirm verbunden ist. Sie enthält die Cerec-Messkamera, die von Hand gehalten wird und keine weiteren Fixiervorrichtungen benötigt. Mit dieser Kamera kann die 3D-Datenerfassung der

Präparation des Zahnes am Patienten berührungslos und optisch erfolgen, was den Verzicht auf die Abformung ermöglicht [135]. Für die Konstruktion der Cerec-Restauration wird die Cerec-Software eingesetzt.

Die zweite Einheit ist die Schleifeinheit. Sie wird von der Aufnahmeeinheit getrennt, um gleichzeitiges Schleifen und Konstruieren zu ermöglichen. Beide Geräte können per Kabel oder optional per Funk miteinander verbunden werden. Die Schleifeinheit ist mit zwei unterschiedlichen Diamanten (Schleifern) und einer 6-Achsen-Schrittmotorsteuerung in der Lage, den Keramikblock bei einer Drehzahl von 40.000 U/Min. wassergekühlt zu bearbeiten. Die Abtragsgeschwindigkeit beträgt dabei 0,4 - 0,6 mm/Min. Für ein Kronengerüst werden je nach Größe und Design ca. 18 – 23 Min. benötigt [135].



a.



b.

Abb. 5: Cerec3-CAD/CAM-Systemkomponenten: a. Aufnahmeeinheit, b. Schleifeinheit.

### 3. Problem- und Zielstellung

Zahlreiche klinische und laborgestützte Untersuchungen befassen sich mit der Thematik der Passgenauigkeit von vollkeramischen Kronen. Dabei finden material- und verfahrensspezifische sowie klinische Parameter in der Mehrzahl dieser Studien Berücksichtigung. Es sind jedoch kaum Studien durchgeführt worden, die bei der Bestimmung der Passgenauigkeit die Bedeutung verschiedener Präparationsformen der okklusalen Fläche in den Vordergrund stellen.

Dieser Arbeit liegt folgende Zielsetzung zugrunde:

- Es soll durch den Vergleich zweier unterschiedlicher Präparationsformen der okklusalen Fläche von Molaren in vitro festgestellt werden, inwieweit sich zwei unterschiedliche Präparationsformen auf das Rand- und Zementspaltverhalten von Cerec3-Kronengerüsten qualitativ auswirken, und inwieweit die Präparation bessere Ergebnisse hinsichtlich der inneren Passgenauigkeit und der Randschlussgenauigkeit ermöglicht. Mit dieser Studie wurde untersucht, ob die Präparation einer okklusalen Fläche von Seitenzähnen ohne okklusales Relief, für die Versorgung mit Cerec3 vollkeramischen Kronengerüsten aus technischer Sicht für eine zuverlässige klinische Anwendung geeignet ist. Hierfür wurde die Passgenauigkeit von vollkeramischen Kronengerüsten experimentell, aber dennoch möglichst exakt der klinischen Situation nachempfunden, geprüft. Da es sich um eine in vitro Studie handelt, steht hier die Untersuchung des rein technisch Machbaren dieses neuen CAD/CAM-Systems im Vordergrund. Wie sich klinische Parameter, z. B. Schwierigkeiten bei der Präparation, Stumpfabformung mit Speichel- und Blutkontamination usw. auf die Genauigkeit und Zuverlässigkeit dieses CAD/CAM-Systems auswirken, muss zweifelsohne in einer klinischen Studie untersucht werden.

Frage 1: Wie beeinflusst die Präparation der okklusalen Fläche von Molaren die Größe des Rand- und Zementspaltes?

Die Okklusale Fläche wird beschliffen, so dass das gleichmäßige Fließen des Befestigungsmaterials gewährleistet werden kann. Es wird untersucht, wie sich die neue Präparation (ohne okklusales Relief) im Vergleich zur klassischen Präparation

(anatomisch mit okklusalem Relief) auf das Rand- und Zementspaltverhalten der Kronengerüste auswirkt.

Frage 2: Welchen Einfluss hat die Zementspalteinstellung, die an der Cerec3-CAD/CAM-Maschine gewählt werden kann, auf die Größe des Rand- und Zementspaltes?

Zwei unterschiedliche Zementspalteinstellungen (0=100 µm, -50=50 µm) werden im Hinblick auf das Erreichen einer möglichst gleichmäßigen Zementspaltbreite und gleichzeitig einer möglichst minimalen Randspaltbreite untersucht, um möglicherweise auch einen Grenzwert für die Maschineneinstellung festlegen zu können.

Frage 3: Welchen Einfluss hat die Wahl des Befestigungszementes auf die Rand- und Zementspaltgröße?

Durch den zum Einsatz gekommene Zement soll der Versuch unternommen werden, diesbezüglich mögliche Qualitätsunterschiede im Hinblick auf die zu erzielende innere Passgenauigkeit und Randschlussgenauigkeit zu erfassen.

Vier Befestigungszemente wurden benutzt:

1. Harvard (Zinkphosphatzement)
2. Panavia 21 (adhäsiv Zement)
3. Experimenteller Zement 1.
4. Experimenteller Zement 2.

Angaben zu den Herstellern sind der Materialien und Geräteliste zu entnehmen.

Frage 4: Welchen Einfluss hat die zur Restaurationsherstellung benutzte Keramik auf die Rand- und Zementspaltbreite?

Zwei Keramiken wurden zur Herstellung der Kronengerüste benutzt:

1. Glasinfiltrationskeramik: VITA In-Ceram Zirkonia CZ
2. Sinterkeramik: VITA In-Ceram YZ

Ziel ist es, die Passgenauigkeit von Cerec3 gefertigten Kronengerüsten in Abhängigkeit von der Präparationsform der okklusalen Fläche des Zahnes, der Zementspalteinstellung, dem verwendeten Befestigungszement und dem Gerüstmaterial zu untersuchen.

#### 4. Material und Methode

Die Untersuchung erfolgt anhand der Präparation von Unterkiefer- Modellzähnen (Molar 36). Als Prüfmethode für die Randspalt- und Zementspaltbewertung wurde einen Versuchsaufbau in Anlehnung an Holmes [54] gewählt. Bei der Herstellung der Proben mit dem Cerec3-CAD/CAM-System wird angestrebt, die bei herkömmlichen Verfahren, wie Abformung, Gipsmodell, Wachsmodellation und Präzisionsguss auftretenden Fehlerquellen weitgehend auszuschalten. In der Abbildung 6 ist der Versuchsablauf schematisch dargestellt.

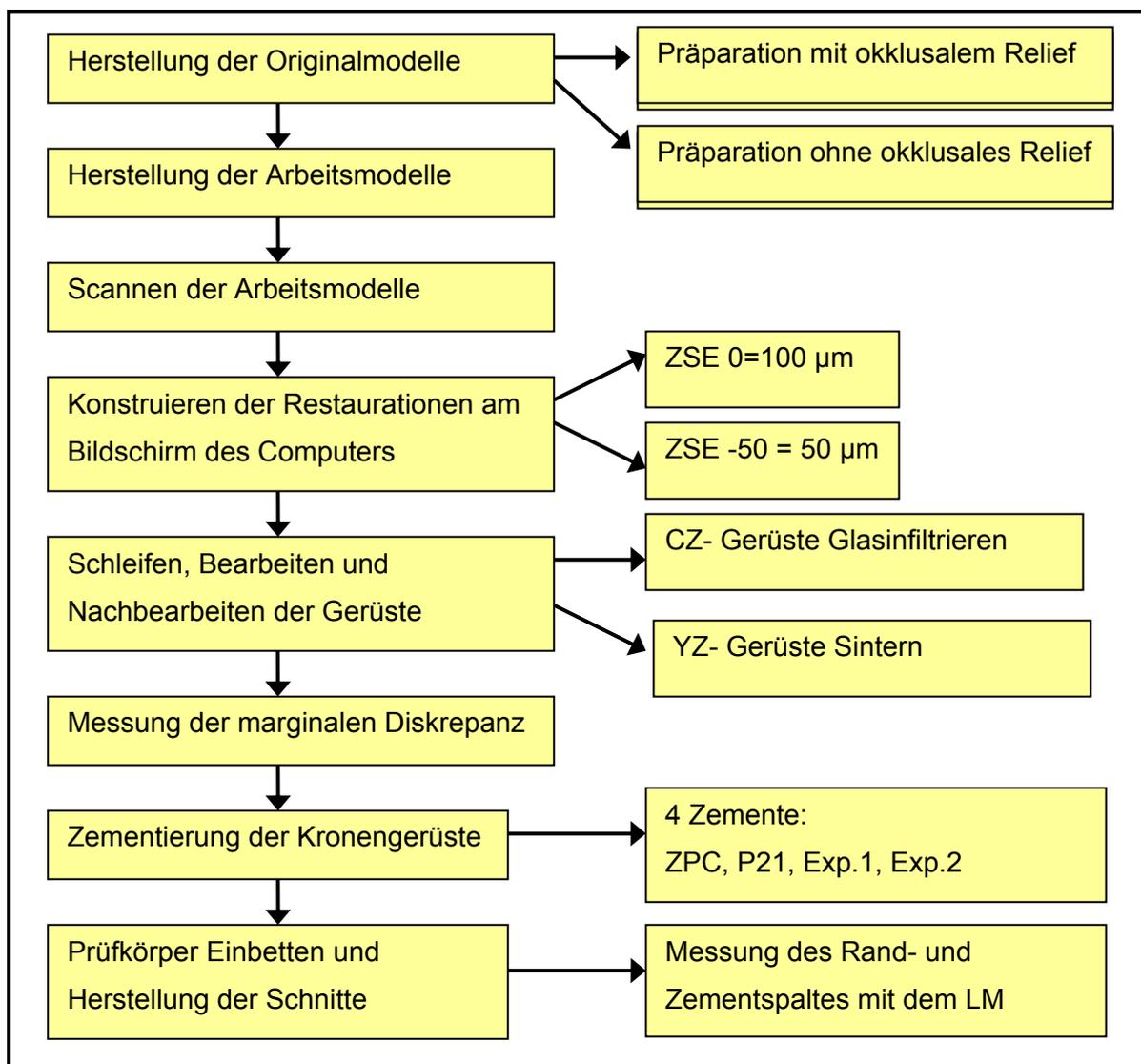


Abb. 6: Übersicht Material und Methode.

#### 4.1. Herstellung der Originalmodelle

Zwei metallische Originalmodelle wurden für diese Untersuchung vorbereitet:

- Originalmodell 1. Präparation mit okklusalem Relief (klassisch)
- Originalmodell 2. Präparation ohne okklusales Relief (neu)

Ein unterer linker erster Frasacomolar (Zahn 36) wurde im Gipsmodell gesockelt und nach den Präparationsrichtlinien für vollkeramische Kronen präpariert; zuerst wurde der Zahn unter Wasserkühlung mit der Turbine und konischen Diamantschleifkörpern vorpräpariert. Bei der Vorpräparation wurde darauf geachtet, dass die für die Vollkeramik vorgeschriebenen Präparationsrichtlinien eingehalten wurden. Die Feinpräparation erfolgte am Parallelometer mit speziellen, konischen Hartmetallfräsen, wobei die Randbereiche einer ca. 1,2 mm breiten Hohlkehle entsprachen. Es wurden eine axiale Reduktion von ca. 1,5 mm, einen Konvergenzwinkel von ca. 6 Grad und eine okklusale Reduktion von ca. 1,8 mm mit anatomischer Präparation der okklusalen Fläche (Präparation mit okklusalem Relief) geschaffen. Im nächsten Schritt wurde der präparierte Frasacozahn mit der Dubliermasse (Fegura Sil hydro speziall II 1:1) dubliert. Diese Negativform wurde nach Ablauf der Abbinde- und Rückstellzeit für die Herstellung des ersten Originalmodells benutzt. Für die Herstellung des zweiten metallischen Originalmodells wurde die okklusale Oberfläche des präparierten Frasacomolar mit einem Füllungsmaterial (KetacTM -Fil Plus, 3M ESPE) flach gestaltet (Präparation ohne okklusales Relief), anschließend wurde der Frasacozahn dubliert und gegossen. Die beiden Originalmodelle wurden aus der Remanium CD-Legierung mit Zuhilfenahme einer Einbettmasse gegossen (Abbildung 7).

Die Präparation mit okklusalem Relief wird als Präp. (mit) und die Präparation ohne okklusales Relief wird als Präp. (ohne) bezeichnet.



**Abb.7: Originalmodelle aus Metall.**

## 4.2. Herstellung der Arbeitsmodelle

Die Originalmodelle wurden mit Silikon (Fegura Sil hydro speziall II) dubliert. Um die entsprechenden Vermessungen vornehmen zu können, wurden 160 Arbeitsmodelle schrittweise mit Gips Klasse IV, Farbe rot ausgegossen. Die Arbeitsmodelle wurden in gut geschlossenen Behältern aufbewahrt.

## 4.3. Herstellung der Kronengerüste

### 4.3.1. Scannen der Arbeitsmodelle

Vita Cerec-Antirefleksionspulver wurde auf die gesamte Präparation der Arbeitsmodelle dünn und gleichmäßig gesprüht. Diese Pulverschicht bewirkt eine gleichmäßige Streuung des Lichtes, so werden Blendeffekte ausgeschlossen und somit eine eindeutige Oberfläche definiert. Mit diesem Schritt wird ein kontrastreiches Bild erreicht, was eine einwandfreie Digitalisierung der Stumpfoberfläche ermöglicht. Optische Abdrücke von der gesamten präparierten Oberfläche der Arbeitsmodelle wurden mit einer intraoralen Digitalkamera gemacht.

### 4.3.2. Konstruieren der Kronengerüste am Bildschirm des Computers

Die Cerec3 Software Cerec3D/ E.G.V 2.8 wurde für das Konstruieren der Gerüste benutzt. Zuerst erfolgte das Editieren der Präparationsgrenze der Stümpfe wie in der Abbildung 8 dargestellt ist.

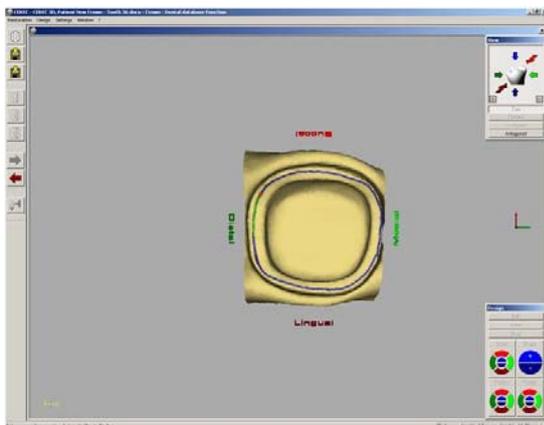


Abb.8: Präparationsgrenze Editieren.

Die Wandstärke der Gerüste wurde auf 0,7 mm okkusal, und 0,5 mm zirkulär in der Software eingestellt (Abbildungen 9a und 9b). Hierbei werden zwei Einstellungen des Zementspaltes festgelegt: 0= 100 µm, -50 = 50 µm.

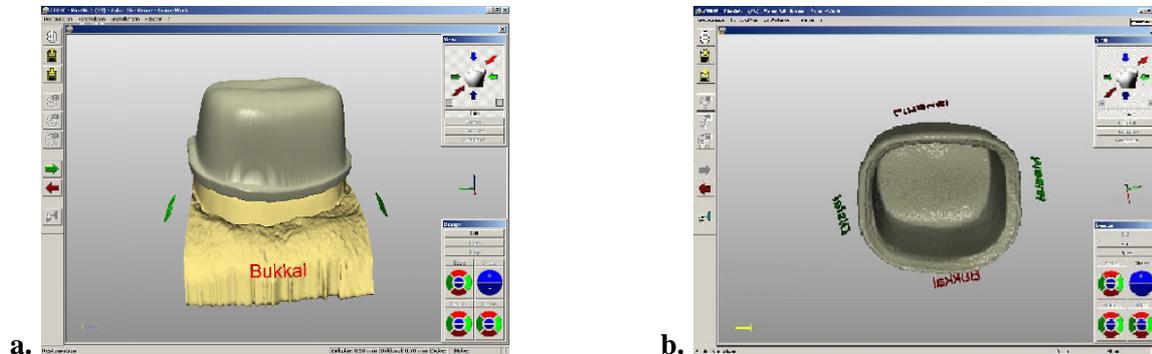


Abb. 9: Konstruieren des Gerüsts am Bildschirm (a. bukkaler Ansicht, b. Ansicht von innen).

#### 4.3.3. Schleifen und Bearbeiten der Kronengerüste

Die Gerüste wurden aus zwei Keramiken geschliffen:

1. Glasinfiltrationskeramik: VITA In-Ceram Zirkonia CZ-12: Das Material liegt in Form porös gesinterter  $Al_2O_3/ZrO_2$ -Blöcke vor
2. Sinterkeramik: VITA In-Ceram 2000 YZ-20/15.

Die Digitalkamera und die Schleifeinheit wurden am Beginn der Studie kalibriert, wenn erforderlich wurde dieser Vorgang wiederholt. 160 Kronengerüste wurden aus den industriell vorgesinterten Zirkoniumdioxid Keramikblöcken geschliffen. 80 Kronengerüste aus den Vita In-Ceram CZ Blöcken und 80 Kronengerüste aus den Vita In-Ceram YZ Blöcken. Die Abbildungen 10 und 11 zeigen die geschliffenen Kronengerüste. Die Innenkontur der Restauration wurde mit einem Langkegel [135], und die Außenkontur mit einem Zylinderdiamanten geschliffen. Ein Schleifzusatz (Dentatec, Sirona) wurde mit Leitungswasser zum Schleifen benutzt.



Abb.10: YZ- Gerüst nach dem Schleifen



Abb.11: CZ- Gerüst mit Abstichzapfen.

Insgesamt wurden 32 Untersuchungsgruppen (Abbildungen 12 und 13) durch das Kombinieren von zwei Präparationsformen, zwei Zementspalteinstellungen, vier Zementen, und zwei Keramikmaterialien gebildet. Dies entspricht 16 Gruppen für jede Keramik.

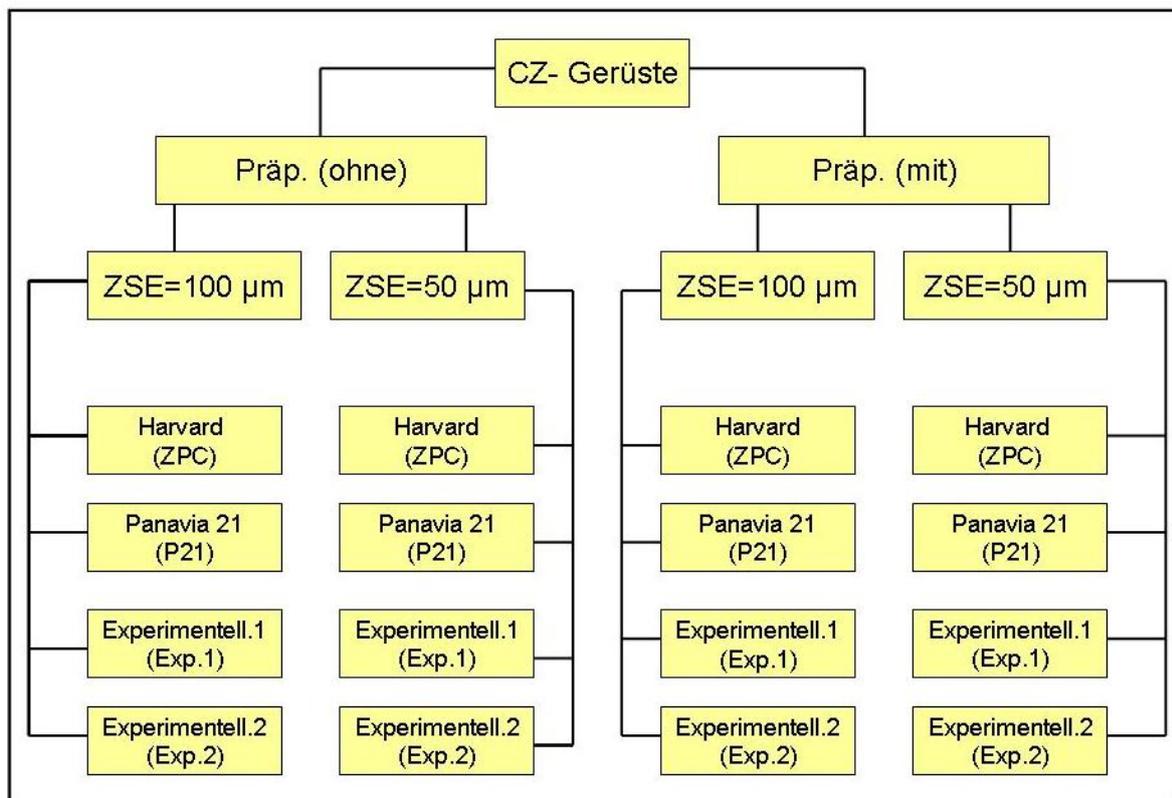


Abb. 12: Untersuchungsgruppen / CZ- Gerüste.

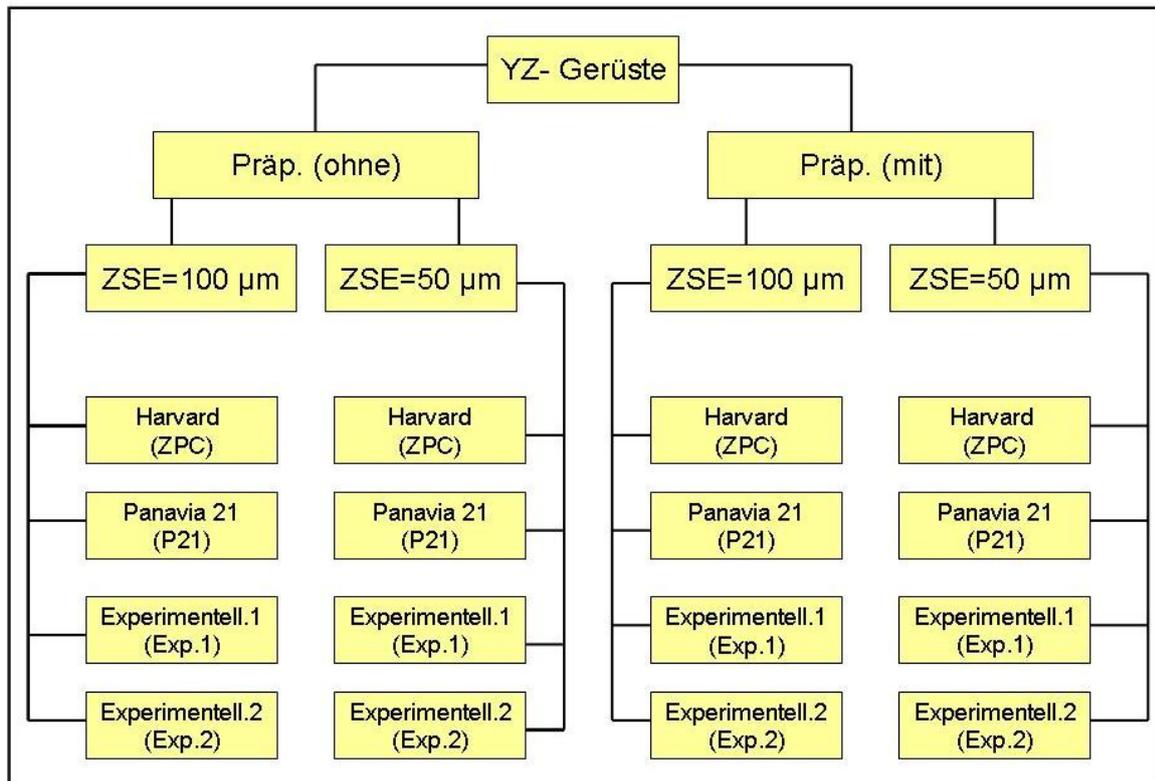


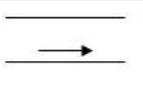
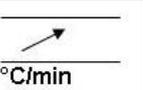
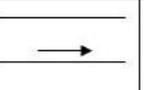
Abb.13: Untersuchungsgruppen / YZ- Gerüste.

#### 4.3.4. Nachbearbeitung der Kronengerüste

##### Nachbearbeitung der CZ- Gerüste:

Nach dem Schleifen wurde der Block vorsichtig entnommen. Die CZ-Gerüste waren meistens vom Blockhalter gleich nach dem Beenden des Schleifvorgangs von selbst abgetrennt. Einige Gerüste mussten mit einem feinkörnigen Diamantschleifkörper bei niedriger Umdrehungszahl und wenig Druck vom Blockhalter abgetrennt werden. Schleifgrate und Überschüsse am Gerüstrand wurden, wenn nötig, mit einem Gummipolierer entfernt. Diese Schritte müssen vor dem Infiltrationsbrand erfolgen, da nach dem Brand die Schleifkorrektur nur schwer möglich ist. Da die Gerüste unter Benutzung von Wasser und Schmierflüssigkeit (Dentatec) geschliffen wurden, musste ein Trocknungsbrand (Tabelle 5) im VITA VACUMAT Keramikofen durchgeführt werden, um die Kühl- und Schmierflüssigkeit im Kronengerüst durch das Trocknen zu entfernen.

Tab. 5: Trocknungsbrand für CZ-Gerüste im VITA VACUMAT [131]

<b>Vt. °C</b>				<b>Temp. Ca. °C</b>		<b>VAC</b>
600	3.00	3.00	33	700	5.00	0.00

**Vt. °C:** Starttemperatur



Vortrockenzeit in Min, Schließzeit.



Aufheizzeit in Min.



Temperaturanstieg in Grad Celsius pro Min.



Heizzeit für Endtemperatur

°C/min

**Temp. Ca. °C** Endtemperatur

**VAC min.** Vakuum Haltezeit in Min.

Nach dem Trocknungsbrand erfolgte die Glasinfiltration. Das Glaspulver wurde mit destilliertem Wasser dünnflüssig angemischt. Danach wurde eine 1-2 mm dicke Schicht mit einem Pinsel auf der Außenfläche der Gerüste aufgetragen. Dabei wurde geachtet, dass der Gerüstrand frei blieb. Das beschichtete Gerüst wurde auf eine 0,1 mm starke Platinfolie (Pt/Au 95, 60x50x0,1/ Heraeus, Deutschland) gelegt und kurz getrocknet, hierbei durften die Gerüstränder mit der Platinfolie nicht in Berührung kommen, damit das Eindringen vom aufgetragenen Glas in das Innere des Gerüsts verhindern zu können. Die beschichteten Kronengerüste mit der Platinfolie wurden auf einen Wabenbrennuntersatz gesetzt, dann erfolgte der Infiltrationsbrand im InCeram-Ofen der Firma Vita bei 1140°C. Die Brenntemperaturen für den Glasinfiltrationsbrand sind in der Tabelle. 6 zusammengestellt.

Tab. 6: Brenntemperatur für den Infiltrationsbrand [131]

<b>Zeit 1</b>	<b>Zeit 2</b>	<b>Zeit 3</b>	<b>Zeit 4</b>	<b>Temp 1</b>	<b>Temp 1</b>
<b>h:min.</b>	<b>H:min.</b>	<b>h:min.</b>	<b>h:min.</b>	<b>Ca. °C</b>	<b>Ca. °C</b>
0:00	0:00	0:50	2:30	200	1140

Zeit 1: Vortrockenzeit

Zeit 3: Aufheizzeit

Temp 1: Starttemperatur

Zeit 2: Zwischenhaltezeit (wird nicht benötigt)

Zeit 4: Haltezeit

Temp 2: Brenntemperatur

Bei einigen Gerüsten kam es zu einer unvollständigen Infiltration (weiße Stellen), hier wurde der Infiltrationsbrand wiederholt. Das Abkühlen erfolgte bis 400 °C im geschlossenen Ofen. Die großen Glasüberschüsse auf den fertig infiltrierten Gerüsten (Abbildung 14) wurden mit einem grobkörnigen diamantierten Schleifkörper entfernt, das übrige Glas musste im Strahlgerät (ESPE, Seefeld, Deutschland) mit AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50

µm) bei 4 bar Druck abgestrahlt werden. Auf die zervikalen Stellen wurden 2,5 bar appliziert.



Abb. 14: CZ- Gerüste nach dem Infiltrationsbrand.

Die infiltrierten und abgestrahlten Gerüste wurden noch einmal auf die Platinfolie gelegt, dann auf einem Wabenbrennuntersatz im Ofen wurde ein Glaskontrollbrand durchgeführt (Tabelle 7). Falls nochmals Glas ausgetreten war, wurde es durch nochmaliges abstrahlen entfernt.

Tab. 7: Glaskontrollbrand für CZ- Kronengerüste [131]

Vt. °C				Temp. Ca. °C		VAC
600	0.00	5.00	80	1000	5.00	0.00

Die resultierenden Gerüste wurden mit Leitungswasser von den Resten des Strahlgutes gesäubert (Abbildung 15).

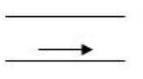
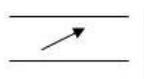
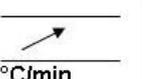
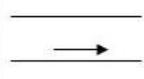


Abb. 15: CZ- Gerüste nach dem Abstrahlen.

Nachbearbeitung der YZ- Gerüste:

Nach dem Schleifen wurden die YZ-Gerüste von den Blockhaltern mit einer Diamantscheibe (Buehler, USA) vorsichtig abgetrennt, der Abstichzapfen wurde verschliffen, und die verdickt verschliffenen Marginalränder wurden reduziert. Auch vor dem Sintern sollen die Restaurationen vom Schleifstaub befreit werden, deshalb erfolgte ein Reinigungsbrand in einem Keramikofen (VITA VACUMAT), um die Kühl- und Schmierflüssigkeit (Dentatec) aus dem porösen Gefüge zu entfernen (Tabelle 8).

Tab.8: Reinigungsbrand für YZ- Kronengerüste [132]

Vt. °C			 °C/min	Temp. Ca. °C		VAC
600	3.00	3.00	33	700	5.00	0.00

Die VITA In-Ceram-YZ-Blöcke haben zwei identische vom Scanner lesbare Strichcodes aufgedruckt. Dadurch wird die Schrumpungsquote der verwendeten Charge automatisch eingelesen und entsprechend beim Schleifen berücksichtigt, um ein passgenaues Endresultat zu erzielen. Die Gerüste wurden mit der okklusalen Fläche nach unten in eine Sinterschale mit ZrO<sub>2</sub>-Kugeln gelegt; die ZrO<sub>2</sub>-Kugeln dienen zur Abstützung der Gerüste während des Sintervorgangs. Die Sinterschale wurde zentrisch auf dem Brennssockel platziert und mit einem Sintertiegel abgedeckt. Dann erfolgte das Sintern der Gerüste bei 1530 °C in einem speziellen Brennofen der Firma Vita (ZYrcomat). Aufwärm- und Abkühlzeiten wurden nach den Vorgaben des Herstellers einprogrammiert; das Sinterprogramm läuft automatisch ab. Dauer des Programmablaufs einschließlich Abkühlphase bei geschlossener Brennkammer auf 200 °C: beträgt ca. 5 Stunden.

Beim Sintern der VITA In-Ceram YZ-Gerüste kommt es zu einer Sinterschrumpfung von ca. 20 % (Abbildung 16). Die Gerüste können nach dem Sinterprozess auf den Stümpfen aufgepasst werden.



Abb. 16: YZ- Gerüste vor und nach dem Sintern.

#### 4.4. Untersuchung der Kronengerüste

Die Passgenauigkeit wurde an Hand folgender Untersuchungen bewertet:

- a- Bestimmung der marginalen Diskrepanz (nur für die Zemente ZPC und P21 durchgeführt)
- b- Rand- und Zementspaltmessung

##### 4.4.1. Ermittlung der marginalen Diskrepanz

Für die Bewertung der marginalen Diskrepanz wurden die Kronengerüste auf ihren jeweiligen Arbeitsmodellen mit Vinylpolysiloxane light body fixiert. Eine Referenzmarkierung, in Form eines 90° Winkels, wurde neben dem Rand an den vier Außenseiten vestibulär, mesial, distal und lingual der Krone und des Arbeitsmodells geritzt und markiert. Die Gerüste wurden gemeinsam mit ihren Arbeitsmodellen mit Putty Silikon auf einer planen Form fixiert, um die stabile Messposition zu sichern. Der Abstand zwischen den beiden Referenzmarkierungen auf den vier Seiten der Stümpfe wurde vor dem Zementieren mit einem Lichtmikroskop bei 16-facher Vergrößerung mit Hilfe einer Digitalkamera (SX3, Panasonic, Japan) angeschlossen an einem Computer, aufgenommen.

Dieser Abstand wurde noch einmal nach dem Zementieren unter den Bedingungen, wie oben beschrieben, aufgenommen (Abbildung 17a und 17b). Die Bilder wurden für die Ermittlung der marginalen Passgenauigkeit mit der Software H&K Image P2 ausgewertet. Der Abstand zwischen den zwei Referenzmarkierungen wurde vor dem

und nach dem Zementieren dreimal jeweils vermessen und die Mittelwerte berechnet. Die marginale Diskrepanz (MD) ergibt sich aus der Subtraktion der Messungen vor und nach dem Zementieren. Diese Untersuchung wurde nur für die Kronengerüste, die mit den ZPC und P21 Zementen zementiert wurden, durchgeführt.

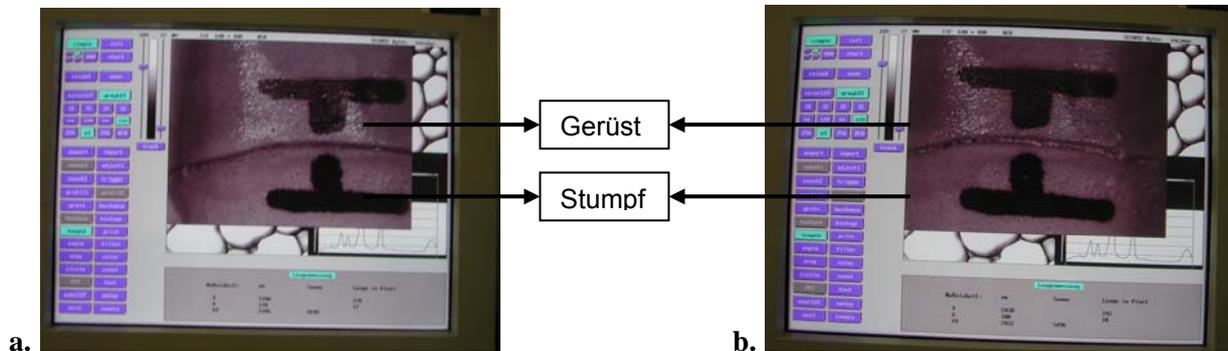


Abb.17: Marginale Diskrepanzmessung a. vor und b. nach dem Zementieren (screen shots).

#### 4.4.2. Zementierung der Kronengerüste

Die Gerüste wurden auf ihre jeweiligen Arbeitsmodelle zementiert, bei der Zementierung wurde darauf geachtet, dass die Innenwände der Kronengerüste gleichmäßig mit Zement bestrichen wurden, aber nicht überfüllt wurden. Eine statische Kraft von 50 N wurde zum Zementieren der Gerüste für zehn Minuten mit einem Konsistometer (Haake, Berlin.) appliziert [59], um so einheitliche und vergleichbare Bedingungen für das Zementieren sicher zustellen. Zementüberschüsse wurden nach dem Abbinden mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt.

Bei den vier benutzten Zementen wurden Mischen und Zementieren den Herstellerangaben entsprechend durchgeführt.

1: Zinkphosphatzement / ZPC

2: Selbsthärtender Kompositzement (Panavia21 / P21).

3: Experimenteller Zement 1/ Exp.1: liegt in Form eines Paste-Paste-Systems vor, welches manuell verspachtelbar oder über eine Doppelkammerspritze zu verarbeiten ist (Siehe Abbildungen 18a und 18b). Paste 1 besteht aus verschiedenen Biokeramiken, die in einem Polymeransatz eingerührt sind. Paste 2 ist die Initiatorpaste, die Zinkoxid in Polyvinylacetat enthält. Die beiden Pasten werden im Verhältnis 4:1 miteinander gemischt. Alle verwendeten Pulver weisen Korngrößen bis max. 10 µm auf.

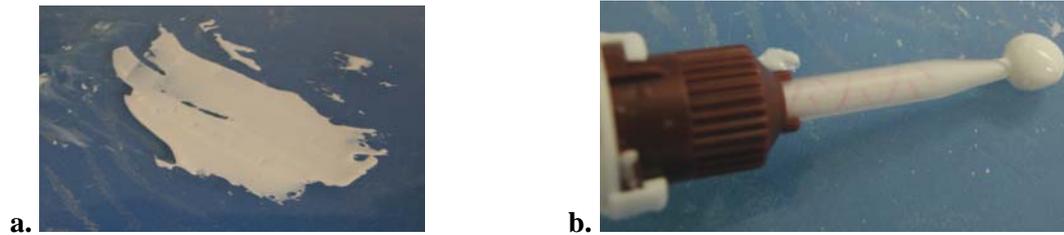


Abb. 18. a: manuell verspachtelter Zement, b: ausgespritzter Zement.

Durch das manuelle Einbringen des Pulvers in eine flüssige Komponente wurden 2 Pasten erhalten, die miteinander mittels einer Extruderspritze (Abbildung 19) verarbeitet wurden.



Abb. 19: Zement Exp1.: Spritzensystem für Pasten im Verhältnis 4:1.

4: Experimenteller Zement 2/ Exp.2: ist ein dualhärtendes Komposit-Befestigungssystem und wird mit der Doppelkammerspritze gemischt (siehe Abbildungen. 20a und 20b).



Abb.20. a, b: Exp2. Zement, Spritzensystem für Pasten im Verhältnis 1:1.

In der Tabelle 9 ist eine Zusammenfassung über die Zusammensetzung aller Zemente, die in dieser Arbeit benutzt wurden.

Tab. 9: Zusammensetzung der verwendeten Zemente

Befestigungsmaterial	Zusammensetzung
Panavia21 (KURARAY CO.) chemisch härtend	- Panavia Etching Agent V - ED Primer (HEMA, MDP, 5-NMSA, Natriumbenzensulfinat, N,N-Diethanol-p-Tuloidin, Wasser) - Panavia21 Paste (Dibenzoylperoxid < 1%, Silica > 70%, Titaniumoxid) - Oxyguard II
Harvard Zement	- 1 g Pulver enthält: (Zinkoxid 860 mg und Magnesiumoxid 86 mg) und - Flüssigkeit (Orthophosphorsäure 650 mgH <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )
Experimentell 1. (Exp.1)	- Komponente A: GB 14 Tetra SZ- PMMA 20 % - Komponente B: CZP ZnO PVAC 10 %*
Experimentell 2. (Exp.2)	- Bifunktionelle Methacrylate, saure Methacrylate - Katalysatoren: BPO, Amin, CQ - Anorganische Füllstoffe (Bariumglas, Siliziumdioxid, Füllstoffgehalt 70 Gew.%.)

\* GB: Bio- Glaskeramik, Tetra: Tetra-Kalzium-Phosphat (Ca<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>.Cao), SZ-PMMA: Säurezahl modifiziertes Polymethylmethacrylate, CZP: Kalzium-Zirkonium-Phosphat, ZnO: Zinkoxid, PVAC: Polyvenylacetat

#### 4.4.3. Herstellung der Proben und Messung der Rand- und Zementspaltbreite

Als Prüfmethode für die Randspalt- und Zementspaltbewertung wurde ein Versuchsaufbau in Anlehnung an Holmes [54] gewählt. Die Prüfkörper (Gerüst + Arbeitsmodell) wurden in transparentem Kunststoff eingebettet, so dass eine Würfelform entstand, wie in der Abbildung 21 dargestellt. Die Proben wurden longitudinal bucco- lingual und dann mesio- distal mit einer wassergekühlten Diamantsäge gesägt (Abbildungen 22 und 23). Das Sägeblatt (Buehler, USA) besitzt eine Schnittbreite von 300 µm und eine Diamantierung von 80 µm. Die Schnitte wurden

mit Sandpapier in der Reihenfolge aufsteigender Körnung (300, 800) unter Wasserzusatz poliert.



Abb.21



Abb.22



Abb.23

**Abb.21: Eingebetteter Prüfkörper, Abb. 22: Gesägter Prüfkörper (Halbschnitt), Abb.23: Viertelschnitt.**

Auf Grund der mangelnden Sägepräzision mussten die Schnitte im Nachhinein plan geschliffen werden. Dazu wurden die Proben auf einen Objektträger geklebt und mit dem Mikroschleifsystem „400CS“ (Abbildung 24) der Firma „Exakt“ plan geschliffen und poliert. Der Materialabtrag erfolgte auch mit Sandpapier mit aufsteigender Körnung (800, 1200, 2500, 4000).

Der gewünschte Materialabtrag konnte an der Maschine eingestellt und mittels Sensor gemessen werden.



**Abb.24: Micro-Schleifsystem "400CS" (Exakt).**

Für jeden Schnitt wurden die folgenden Messstrecken (siehe Abbildung 25) unter dem Lichtmikroskop gemessen [54].

**Randspaltbreite:** ist die Distanz im 90°-Winkel von der präparierten Zahnoberfläche zur Kroneninnenfläche in unmittelbarer Nähe zur Präparationsgrenze.

**Zementspaltbreite:** ist die senkrecht gemessene Strecke von der präparierten Zahnoberfläche zur Kroneninnenfläche. Hier wurde die Zementspaltbreite nahe der Hohlkehle, axial, an den Höckern, und okklusal gemessen.

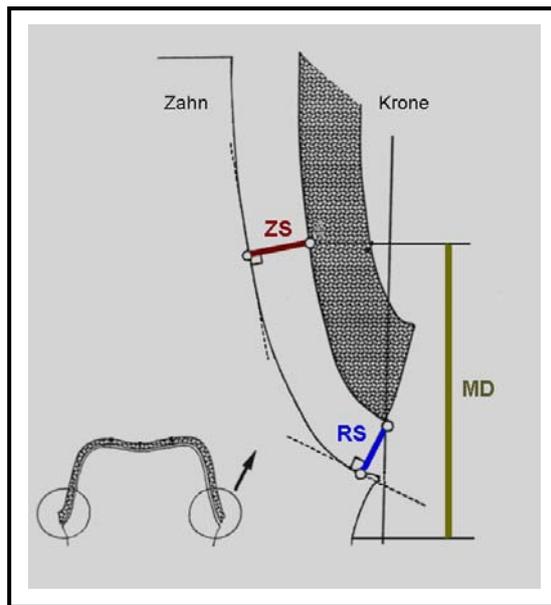


Abb. 25: Schematische Darstellung der Messstellen für den Randspalt (RS: blau), den Zementspalt (ZS: rot) und die marginale Diskrepanz (MD: grün).

So wie in der Abbildung 25 dargestellt, wurden die Messungen vom Rand- und Zementspalt vorgenommen. Die Untersuchung ergab für jedes Kronengerüst 82 Messwerte (74 Zementspaltmessungen und 8 Randspaltmessungen).

Wie in den Abbildungen 26 und 27 zu sehen ist, wurden für jeden Halbschnitt 2 Randspaltmessungen, 17 Zementspaltmessungen und auch für jeden Viertelschnitt 1 Randspaltmessung und 10 Zementspaltmessungen durchgeführt.

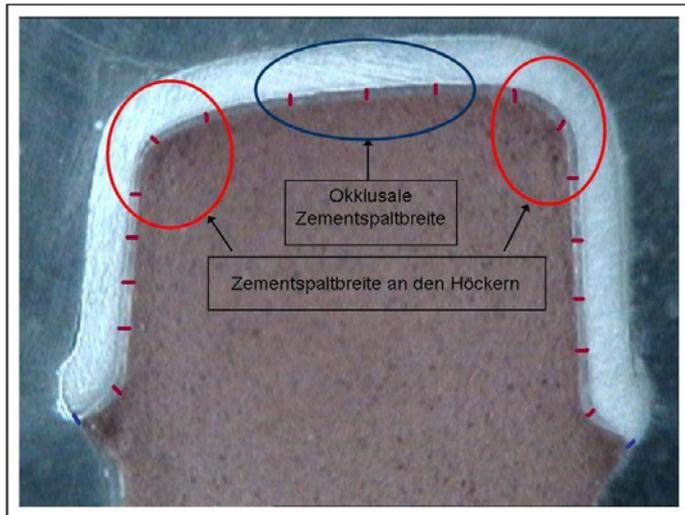


Abb.26

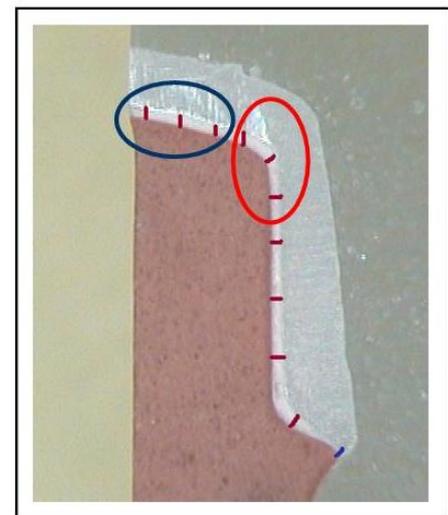
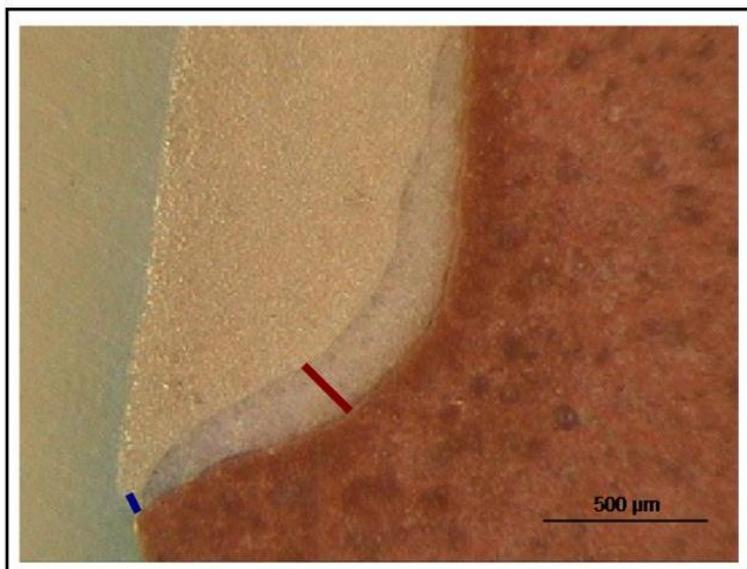


Abb.27

Abb. 26: Schnittbild eines zementierten Gerüsts mit markierten Messstellen /Halbschnitt, Abb.27: Viertelschnitt.

Das Ausmessen der Messstrecken erfolgte mit dem Lichtmikroskop. Das Mikroskop war mit einer Videokamera und einem Computer gekoppelt. Die Aufnahmen der gemessenen Strecken erfolgten bei 40-facher Vergrößerung. Die aufgenommenen Bilder (Abbildung 28) wurden mit der Software WinTV gespeichert und dann mit dem Bildbearbeitungsprogramm H&K Image P2 ausgemessen. Dazu wurde vor dem Vermessen eine Eichung mit einem 100:1 Objektmikrometer bei einer Vergrößerung von 40 durchgeführt.

Abb. 28: Randspalt eines zementierten Gerüsts im Schnittbild ( $\times 40$ ).

#### 4.4.4. Statistische Auswertung

Für die sich anschließende Auswertung wurden die Messergebnisse in Excel-Tabellen übertragen. Die arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen wurden für jeden Prüfkörper sowie insgesamt für jede komplette Untersuchungsgruppe berechnet und in Tabellen zusammengefasst. Die Unterscheidung erfolgte nach Präparationsform, Zementspalteinstellung, Art des verwendeten Zements und Art des Gerüstmaterials.

Die graphische Darstellung der Messergebnisse wurde mit dem Diagrammassistenten des Origin 7.5- Programms realisiert, wobei zur Übersichtlichkeit der Datenmenge Box-Plot-Diagramme verwendet wurden. Die Ausdehnung der Box (Abbildung 29) gibt Auskunft über den Interquartilabstand zwischen dem 25 %- und 75 %-Quantil. Oberhalb und unterhalb des in die Box aufgetragenen Medians befinden sich je 50 % aller Messwerte. Die Federbalken zeigen das 10 %- bzw. 90 %- Quantil [11]. Die graphischen Darstellungen der Box-Plots enthalten zusätzlich zur perzentilen Verteilung jeweils noch die Minimal- und Maximalwerte als Punkte.

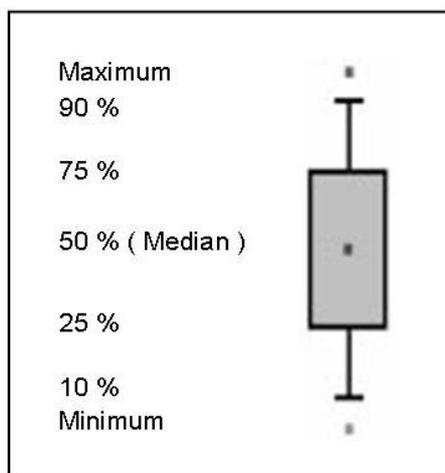


Abb.29: Erklärung Box-Plot- Diagramm [11].

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Programms Origin 7.5. Für den quantitativen Vergleich der Versuchsgruppen, bzw. deren Messpunkte, wird die Varianzanalyse der Mittelwerte angewendet. Der Einweg-ANOVA-Test (Analysis of variance) wurde benutzt, um signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Präparationsformen, den zwei Zementspalteinstellungen, den vier verwendeten Zementen und den beiden Gerüstkeramiken sowie ihre interaktive Wirkung auf die Zement- und Randspaltbreite zu bestimmen.

---

Als Signifikanz-Niveau wurde der Wert auf  $p=0,05$  festgelegt. Ist nach Durchführung eines Paarvergleiches das Testergebnis der Varianzanalyse bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 %, größer als 0,05 ( $p > 0,05$ ) so bestätigt es die Nullhypothese ( $H_0$  – beide Stichproben verhalten sich gleich). Oder im umgekehrten Fall die Nullhypothese ablehnt ( $p < 0,05$ ). In diesem Fall können die Mittelwerte der Versuchsgruppen als signifikant unterschiedlich angesehen werden [34].

## 5. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Passgenauigkeitsanalyse von den Kronengerüsten, graphisch und tabellarisch dargestellt, zuerst die Ergebnisse der Glasinfiltrationskeramik-Gerüste (CZ-Gerüste), dann die der Sinterkeramik- Gerüste (YZ- Gerüste). Es werden zunächst die ermittelten Ergebnisse vom Zementspalt, dann vom Randspalt und zuletzt von der marginalen Diskrepanz präsentiert. In den Diagrammen sind links die Ergebnisse bei einer Zementspalteinstellung von 100  $\mu\text{m}$  und rechts die Ergebnisse bei einer Zementspalteinstellung von 50  $\mu\text{m}$  dargestellt. Die Zemente erscheinen in den Diagrammen in der Reihenfolge: ZPC (schwarz), P21 (rot), Exp.1 (blau) und Exp.2 (grün).

Aufgrund der Vielzahl der einzelnen Messwerte werden in den Tabellen nur die Mittelwerte und die Standardabweichungen aufgeführt. Die Einzelwerte wurden in den Graphen dargestellt.

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden 160 Kronengerüste (80 Kronengerüste für jede Keramik) angefertigt und insgesamt 13120 Messwerte erhoben; 11840 Messpunkte für die Zementspaltbreite und 1280 Messpunkte für die Randspaltbreite.

## 5.1. Ergebnisse der Passgenauigkeitsanalyse von Glasinfiltrationskeramik-Kronengerüsten (CZ- Gerüste)

### 5.1.1. Ergebnisse der Zementspaltmessung

Zuerst werden die Ergebnisse der Zementspaltmessung von der gesamten gemessenen Zementspaltbreite dann von der okklusalen Zementspaltbreite und zuletzt die Zementspaltbreite an den Höckern präsentiert.

#### 5.1.1.1. Ergebnisse der gesamten gemessenen Zementspaltbreite

Die Zahl der Messpunkte dieser Untersuchung war 74 Messpunkte pro Kronengerüst, 17 Messpunkte für jeden Halbschnitt und 10 für jeden Viertelschnitt (für jedes Kronengerüst wurden zwei Halbschnitte und vier Viertelschnitte untersucht).

Die Ergebnisse zum Einfluss der Zementspalteinstellung auf die gesamte gemessene Zementspaltbreite sind in der Abbildung 30 für die CZ- Gerüste ohne okklusales Relief und in der Abbildung 31 für die CZ- Gerüste mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente, dargestellt.

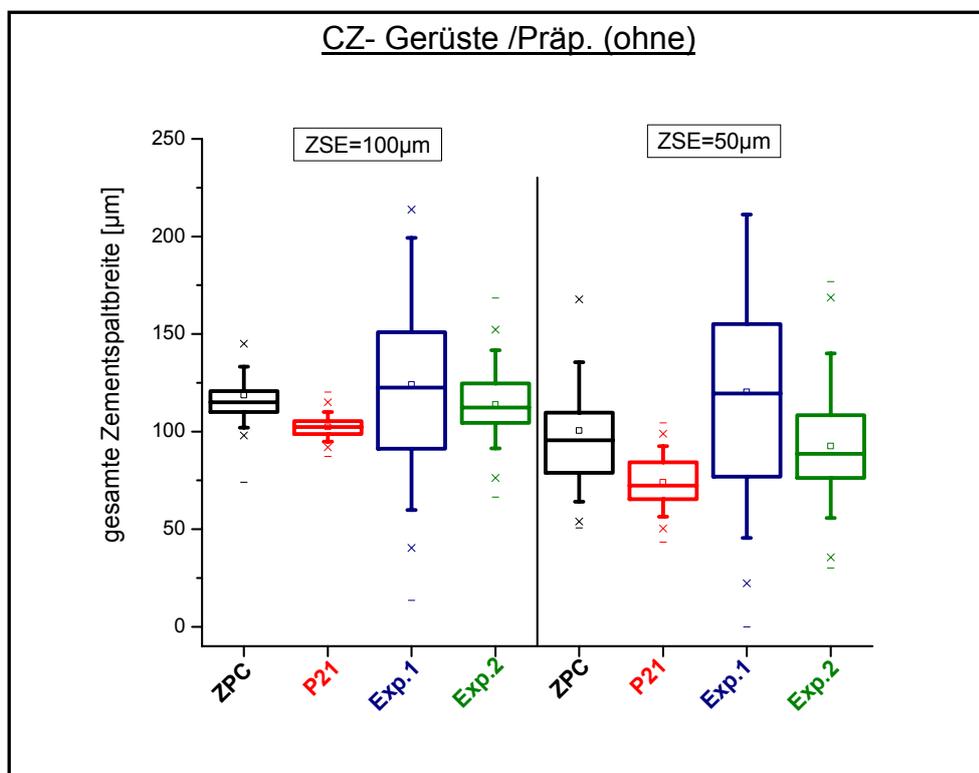


Abb.30: Alle Messdaten der Zementspaltmessung bei der Präparationsform ohne okklusales Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (CZ- Gerüste).

Einfluss der ZSE auf die gesamte gemessene Zementspaltbreite bei der Pröp. (ohne)/  
Abb.30:

Bei ZSE von 100 µm wurde die gesamte gemessene Zementspaltbreite bei allen Zementen weniger vergrößert als bei ZSE von 50 µm. Die Abweichungen der gemessenen Zementspaltbreite von der eingestellten Zementspaltbreite können der Tabelle 10 entnommen werden.

**Tab. 10: Mittelwerte der gesamten Zementspaltbreite [µm], CZ- Kronengerüste**

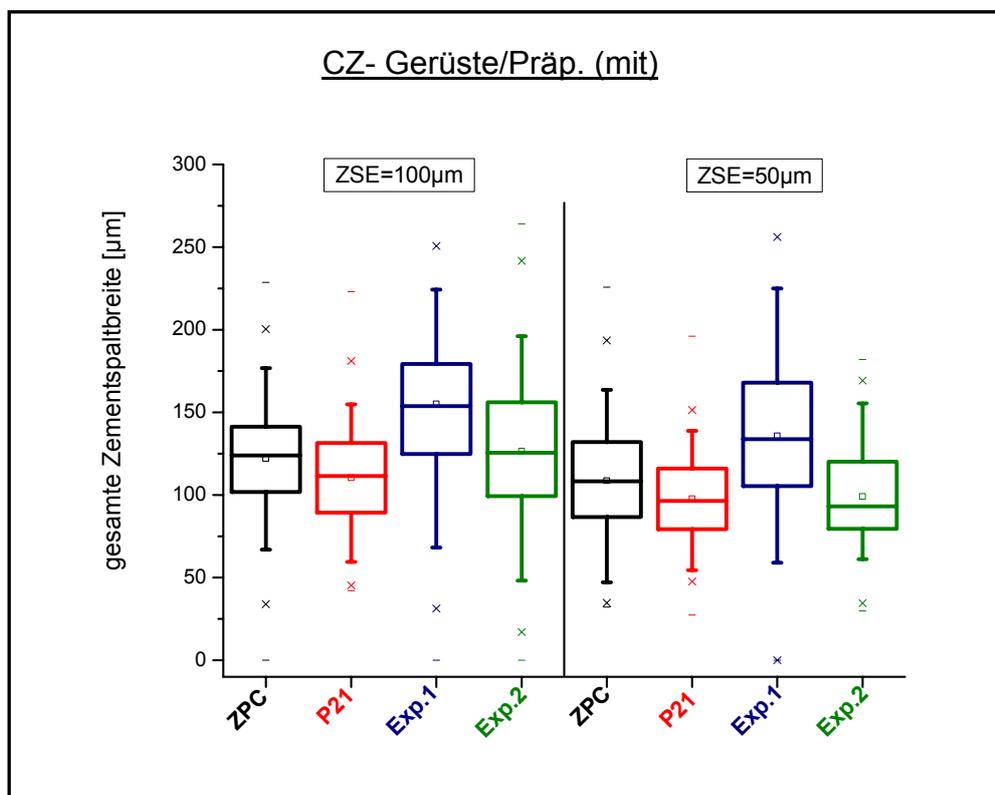
Zement	Gerüst	Pröp. (ohne)		Pröp. (mit)	
		ZSE= 100 µm	ZSE = 50 µm	ZSE = 100 µm	ZSE = 50 µm
ZPC	1	116,39	95,18	123,18	103,91
	2	114,71	97,14	124,42	112,47
	3	116,68	83,99	113,03	102,06
	4	118,05	95,47	123,16	108,21
	5	110,83	104,59	126,93	116,48
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>115,33± 2,78</b>	<b>95,07 ± 7,38</b>	<b>122,23± 5,35</b>	<b>108,63 ±5,96</b>
P21	1	101,05	71,94	121,91	99,30
	2	100,74	74,89	100,67	95,26
	3	102,4	73,70	116,58	94,85
	4	104,38	75,83	112,06	95,97
	5	102,96	73,32	101,19	102,87
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>102,31 ± 1,48</b>	<b>73,94 ± 1,49</b>	<b>110,48±9,39</b>	<b>97,65± 3,40</b>
Exp.1	1	134,39	125,91	150,43	155,48
	2	123,33	125,82	208,91	121,88
	3	115,79	121,59	119,92	159,97
	4	143,08	130,82	157,64	115,30
	5	102,69	97,03	138,68	125,30
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>123,86± 16,76</b>	<b>120,23 ±13,38</b>	<b>155,04 ±33,39</b>	<b>135,69±20,53</b>
Exp.2	1	114,52	81,75	123,38	102,16
	2	118,42	96,53	122,5	93,72
	3	115,13	88,68	127,07	92,61
	4	111,81	103,88	130,67	103,87
	5	109,04	94,25	129,16	103,59
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>113,95±3,82</b>	<b>93,02±8,33</b>	<b>126,56±3,55</b>	<b>99,19±5,77</b>

### Vergleich der Zementspaltbreite der verwendeten Zemente bei der Pröp. (ohne):

Die Mittelwerte der gesamten gemessenen Zementspaltbreite für die geprüften Zemente ergab bei ZSE von 100 µm die folgende Reihenfolge P21 < Exp.2 < ZPC < Exp.1.

Zement P21 hat signifikante Unterschiede im Vergleich zu den anderen Zementen aufgewiesen. Die Zementspaltbreite von Exp.2 war im Vergleich zu Exp.1 ebenfalls signifikant kleiner.

Die Größe der gemessenen Zementspaltbreite für die geprüften Zemente war bei ZSE von 50 µm signifikant unterschiedlich in der folgenden Reihenfolge P21 < Exp.2 < ZPC < Exp.1.



**Abb.31:** Alle Messdaten der Zementspaltnessung bei der Präparationsform mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (CZ- Gerüste).

### Einfluss der ZSE auf die gesamte gemessene Zementspaltbreite bei der Pröp. (mit)

#### /Abb.31:

Bei ZSE von 100 µm wurde die gesamte gemessene Zementspaltbreite für alle Zemente weniger vergrößert als bei ZSE von 50 µm. Die Abweichungen der gemessenen Zementspaltbreite der CZ- Gerüste von der eingestellten Zementspaltbreite sind der Tabelle 10 zu entnehmen.

### Vergleich der Zementspaltbreite der verwendeten Zemente bei der Pröp. (mit):

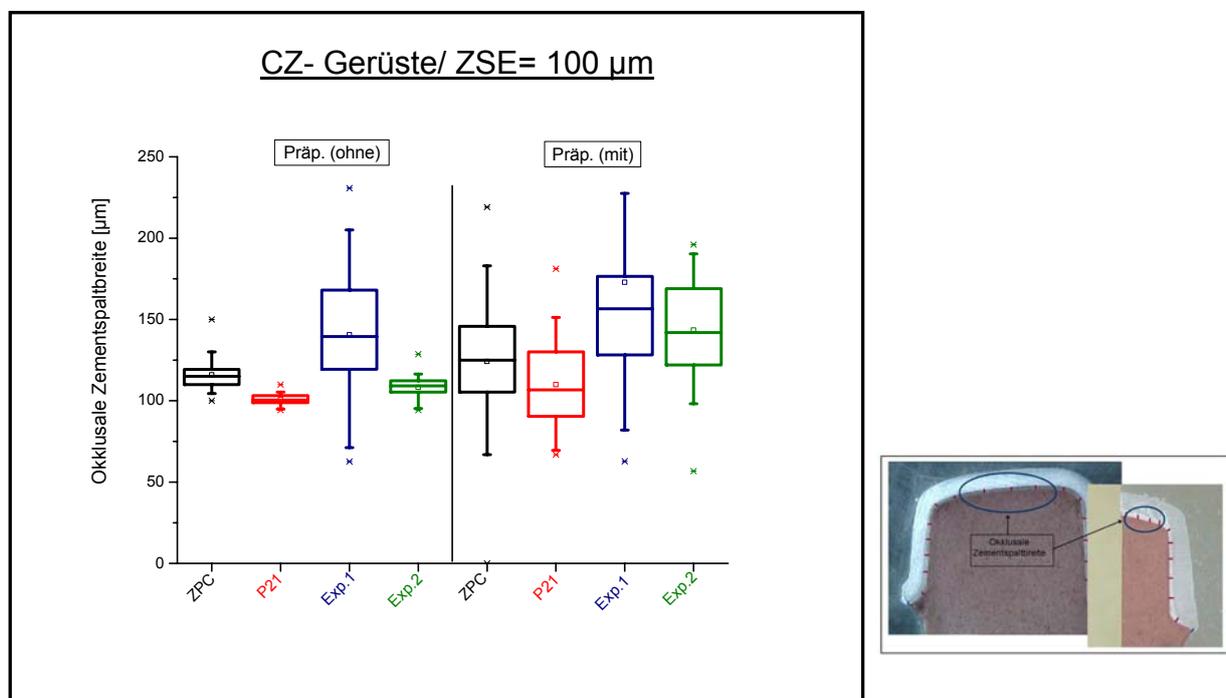
Die Mittelwerte der gesamten gemessenen Zementspaltbreite für die geprüften Zemente waren bei ZSE von 100 µm statistisch signifikant unterschiedlich in der folgenden Reihenfolge P21 < ZPC < Exp.2 < Exp.1 verteilt. Bei ZSE von 50 µm waren die Mittelwerte der gesamten gemessenen Zementspaltbreiten für die geprüften Zemente in der folgenden Reihenfolge P21 < Exp.2 < ZPC < Exp.1 verteilt.

### Einfluss der Präparation auf die gesamte gemessene Zementspaltbreite:

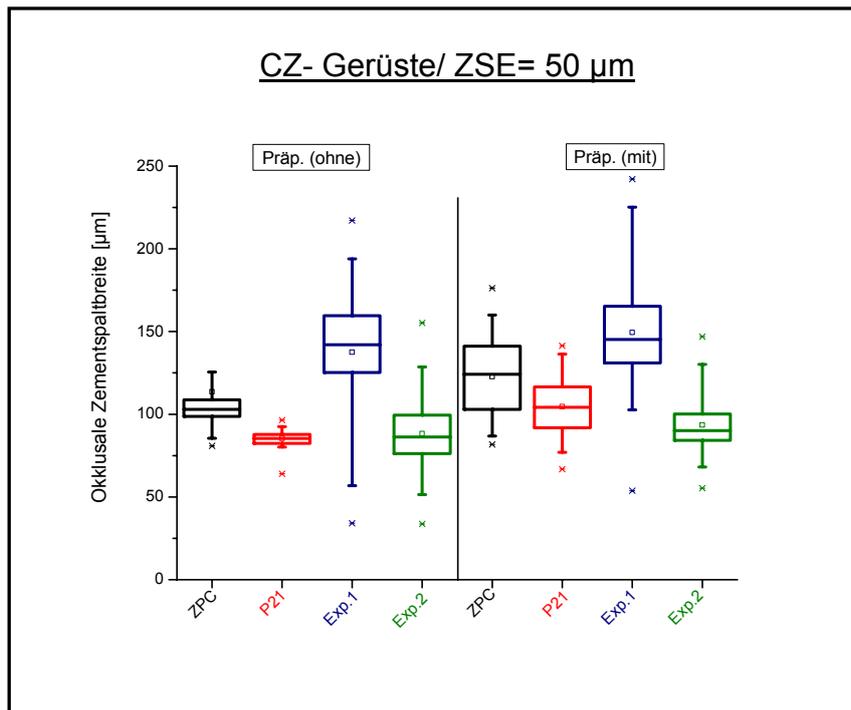
Die gesamte Zementspaltbreite der CZ- Gerüste bei der Pröp. (ohne) war signifikant kleiner als bei der Pröp. (mit). Unabhängig von der ZSE und dem verwendeten Befestigungszement.

#### 5.1.1.2. Einfluss der Präparation auf die okklusale Zementspaltbreite

Hier wurden für jedes Kronengerüst 18 Messpunkte (3 Messpunkte für jeden Halbschnitt und 3 Messpunkte für jeden Viertelschnitt) ermittelt. Die graphische Darstellung der ermittelten Ergebnisse zum Einfluss der Präparation der okklusalen Fläche auf die gemessene okklusale Zementspaltbreite erfolgt mit Hilfe der Abbildung 32 für die CZ- Gerüste mit ZSE von 100 µm und der Abbildung 33 für die CZ- Gerüste mit ZSE von 50 µm, unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente.



**Abb.32: Messdaten der okklusalen Zementspaltbreite bei ZSE von 100 µm , unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (CZ- Gerüste).**



**Abb.33:** Messdaten der okklusalen Zementspaltbreite bei ZSE von 50 µm, unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (CZ- Gerüste).

Die okklusale Zementspaltbreite der CZ-Kronengerüste bei der Präp. (ohne) war signifikant kleiner als bei der Präp. (mit). Keine signifikanten Unterschiede konnten für Exp.1 ( $P=0,11$ ) bei ZSE von 100 µm und für Exp.2 ( $P=0,08$ ) bei ZSE von 50 µm festgestellt werden.

Diese Ergebnisse verdeutlichen, dass die Präparation der okklusalen Flächen einen signifikanten Einfluss auf die okklusale Passgenauigkeit der Kronengerüste ausübt.

In der nachstehenden Tabelle. 11 sind die ermittelten Mittelwerte der okklusalen Zementspaltbreite, in Abhängigkeit von der Präparationsform, der Zementspalteinstellung aufgeführt.

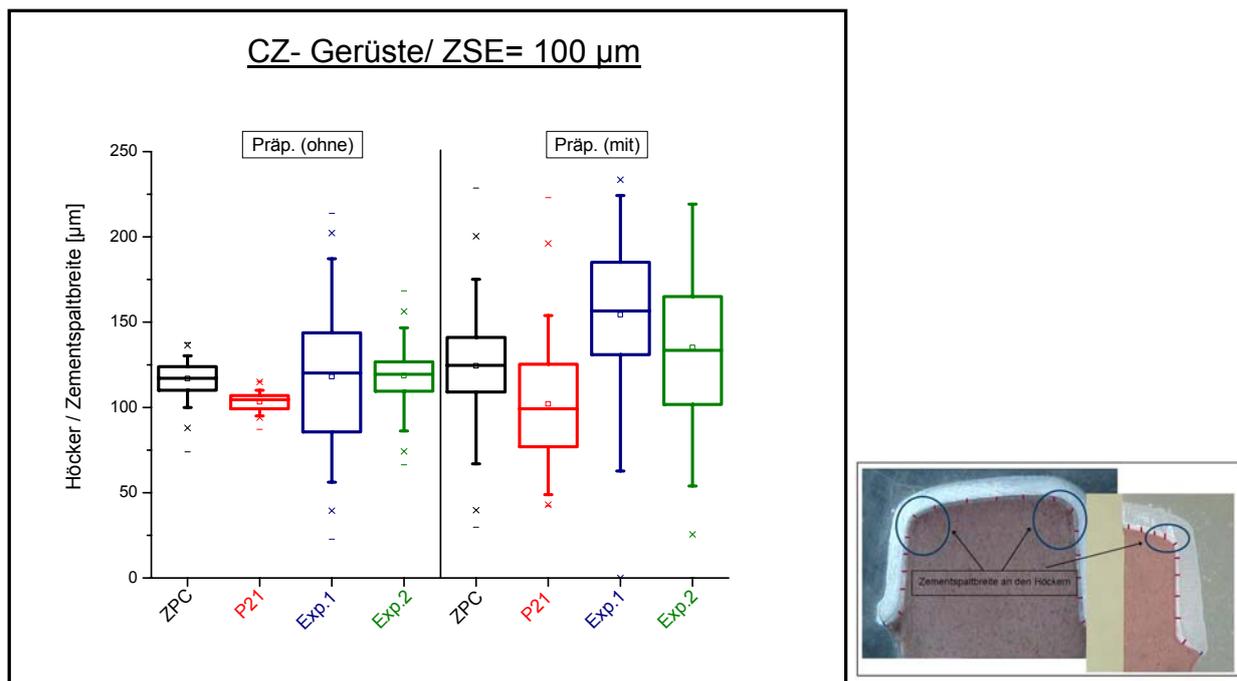
**Tab. 11:** Gegenüberstellung der Mittelwerte von der okklusale Zementspaltbreite bei beiden Präparationsformen (CZ- Gerüste)

Zement	ZSE= 100 µm		ZSE= 50 µm	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
<b>ZPC</b>	115,93±5,80	124,12±25,48	104,56±7,38	122,79±12,35
<b>P21</b>	110,80±1,30	110,03±11,93	85,41±1,79	104,67±10,90
<b>Exp.1</b>	140,65±27,86	172,89±69,95	137,52±36,09	149,48±17,41
<b>Exp.2</b>	108,33±2,19	143,53±17,81	88,37±10,10	93,50±4,12

### 5.1.1.3. Einfluss der Präparation auf die Zementspaltbreite an den Höckern:

Hier wurden 24 Messpunkte für jedes Kronengerüst ermittelt. 6 für jeden Halbschnitt und 3 für jeden Viertelschnitt.

Die ermittelten Ergebnisse zum Einfluss der Präparation der okklusalen Fläche auf die Zementspaltbreite an den Höckern sind in der Abbildung 34 für die CZ- Gerüste bei ZSE von 100  $\mu\text{m}$  und in der Abbildung 35 für die CZ- Gerüste bei ZSE von 50  $\mu\text{m}$ , unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente graphisch dargestellt.



**Abb.34: Messdaten der Zementspaltmessung an den Höckern bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$ , unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (CZ- Gerüste).**

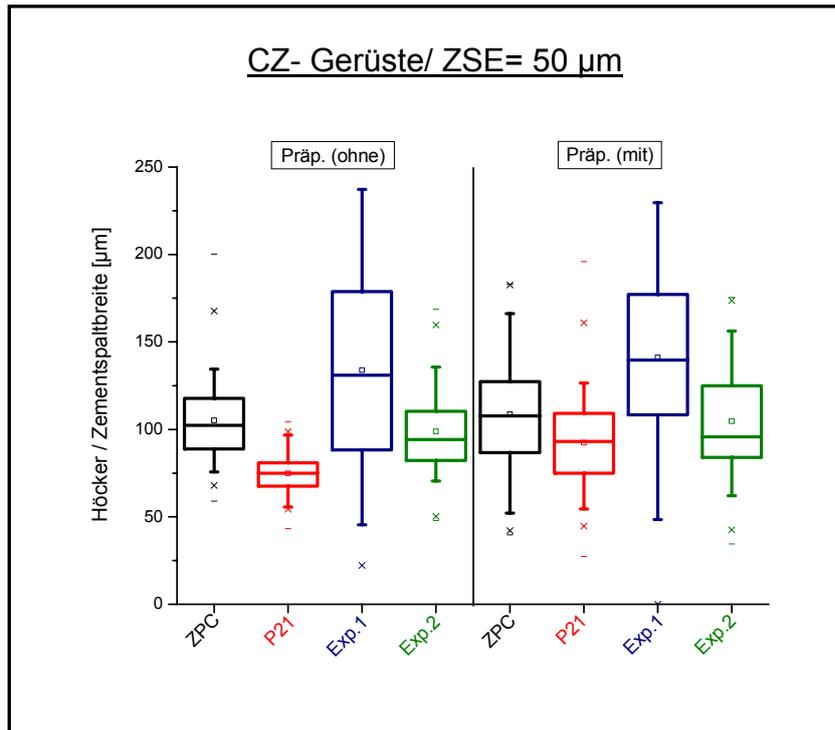


Abb.35: Messdaten der Zementspaltmessung an den Höckern bei der ZSE von 50 µm, unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungselemente (CZ- Gerüste).

Die Zementspaltbreite an den Höckern von den CZ- Kronengerüsten bei der Präp. (ohne) war signifikant kleiner als bei der Präp. (mit). Keine signifikanten Unterschiede konnten für Exp.1 ( $P=0,33$ ), und Exp.2 ( $P=0,07$ ) bei ZSE von 50 µm ermittelt werden.

Diese Ergebnisse verdeutlichen, dass die Präparation der okklusalen Flächen einen signifikanten Einfluss auf die okklusale Passgenauigkeit ausübt.

In der nachstehenden Tabelle (Tab.12) sind die ermittelten Mittelwerte der Zementspaltbreiten an den Höckern, in Abhängigkeit von der Präparationsform und der Zementspalteinstellung aufgeführt.

Tab. 12: Gegenüberstellung der Mittelwerte von der Zementspaltbreite an den Höckern bei beiden Präparationsformen (CZ- Gerüste)

Zement	ZSE= 100 µm		ZSE= 50 µm	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
<b>ZPC</b>	116,91±2,34	124,31±5,91	105,08±9,51	108,63±14,73
<b>P21</b>	103,29±1,38	102±18,15	74,81±3,56	91,97±7,38
<b>Exp.1</b>	118,09±19,95	154,47±23,45	133,89±22,97	141,12±20,44
<b>Exp.2</b>	118,62±6,98	135,22±9,98	98,75±9,98	104,76±3,33

### 5.1.2. Ergebnisse der Randspaltmessung

Die Ergebnisse zum Einfluss der Zementspalteinstellung auf die Randspaltbreite sind in der Abbildung 36 für die CZ- Gerüste ohne okklusales Relief und in der Abbildung 37 für die CZ- Gerüste mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente dargestellt.

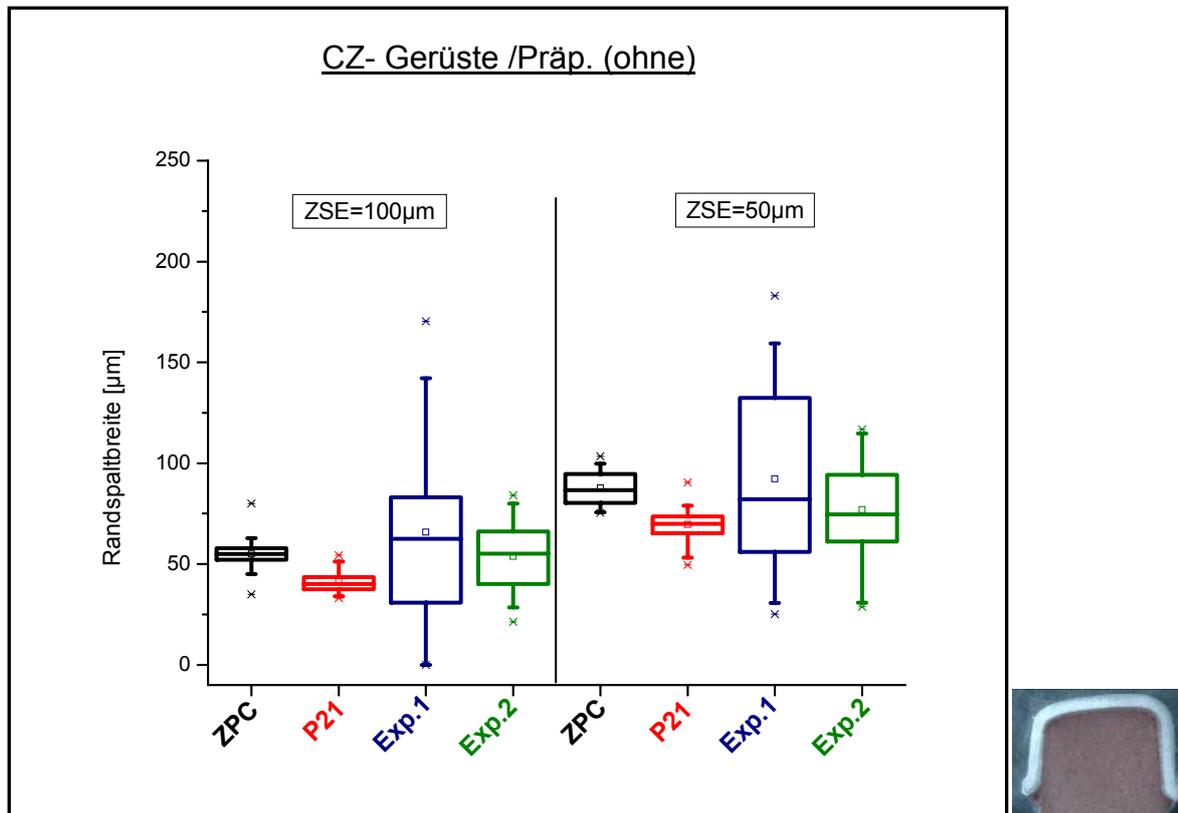


Abb. 36: Alle Messdaten der Randspaltmessung bei der Präparationsform ohne okklusales Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (CZ- Gerüste).

#### Einfluss der ZSE auf die gemessenen Randspaltbreiten bei der Präp. (ohne)/ Abb.36:

Die Randspaltbreiten der Kronengerüste mit ZSE von 100 µm waren signifikant kleiner als die Randspaltbreiten von den Kronengerüsten mit ZSE von 50 µm für P21, ZPC, Exp.2.

#### Vergleich der Randspaltbreite der verwendeten Zemente bei der Präp. (ohne):

Bei ZSE von 100 µm ergaben die Mittelwerte der gemessenen Randspaltbreite die folgende Reihenfolge P21 < Exp.2 < ZPC < Exp.1.

Nur der P21-Zement zeigte deutlich kleinere Randspaltbreiten im Vergleich zu den anderen Zementen. Die Randspaltbreite von Exp.2 war nicht signifikant kleiner im Vergleich zu ZPC (P=0,66) und Exp.1 (P=0,19). Auch konnte kein signifikanter

Unterschied zwischen der Randspaltbreite von ZPC und Exp.1 festgestellt werden ( $P=0,14$ ). Bei ZSE von  $50\ \mu\text{m}$  waren die gemessenen Randspaltbreiten signifikant unterschiedlich in der folgenden Reihenfolge  $P21 < \text{Exp.2} < \text{ZPC} < \text{Exp.1}$ .

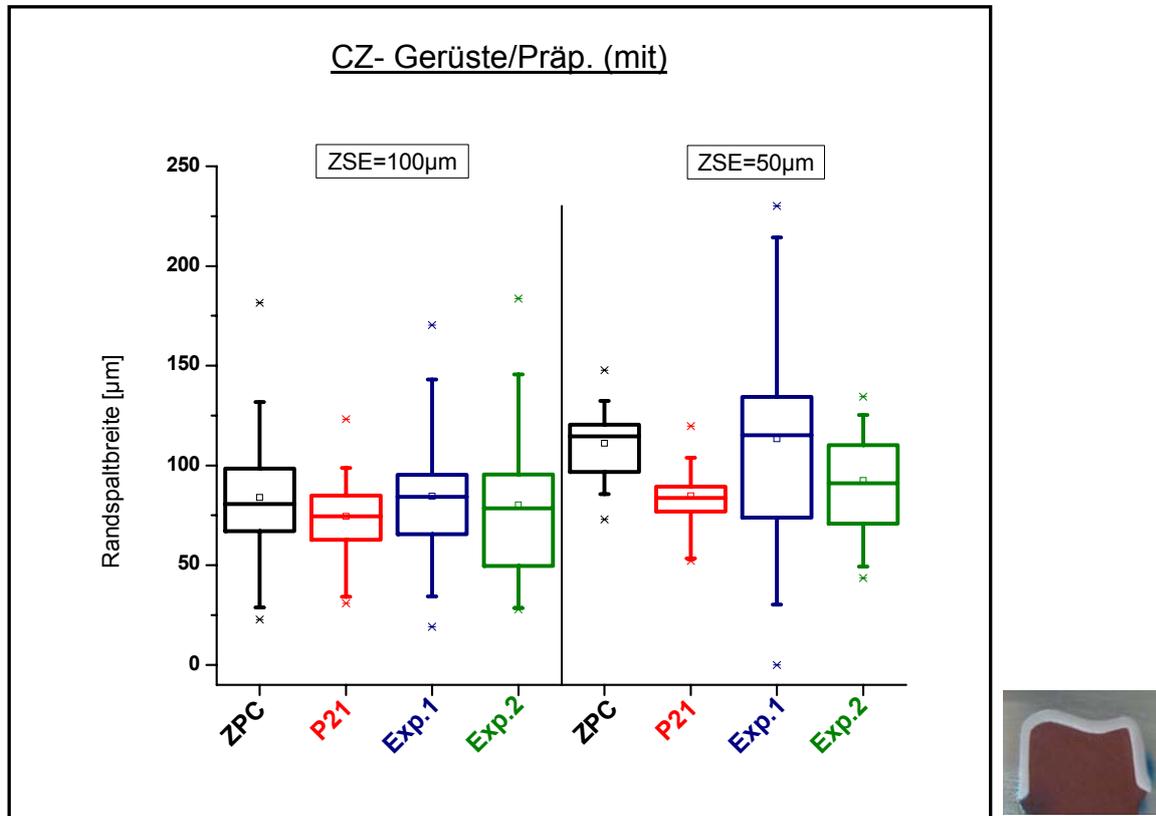


Abb.37: Alle Messdaten der Randspaltmessung bei der Präparationsform mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (CZ Gerüste).

#### Einfluss der ZSE auf die gemessenen Randspaltbreiten bei der Präp. (mit)/ Abb.37:

Die gemessenen Randspaltbreiten bei der ZSE von  $100\ \mu\text{m}$  waren signifikant kleiner als die bei einer ZSE von  $50\ \mu\text{m}$  für die Zemente ZPC, P21 und Exp.1. Für den Zement Exp.2 konnte kein signifikanter Unterschied ( $P=0,06$ ) festgestellt werden.

#### Vergleich der Randspaltbreiten der verwendeten Zemente bei der Präp. (mit):

Der Vergleich der Randspaltbreite zeigte bei einer ZSE von  $100\ \mu\text{m}$  ohne signifikante Unterschiede die folgende Reihe  $P21 < \text{Exp.2} < \text{ZPC} < \text{Exp.1}$  und bei der ZSE von  $50\ \mu\text{m}$   $P21 < \text{Exp.2} < \text{ZPC} < \text{Exp.1}$ , mit signifikanten Unterschieden zwischen P21 und den beiden Zementen ZPC ( $P=0$ ) und Exp.1 ( $P=0$ ) sowie zwischen Exp.2 und den Zementen ZPC ( $P=0$ ) und Exp.1 ( $P=0,02$ ).

Einfluss der Präparation auf die gemessene Randspaltbreite der CZ-Gerüste:

Die Randspaltbreiten der CZ- Gerüste mit Präp. (ohne) waren signifikant kleiner als die Randspaltbreiten der CZ- Gerüste mit Präp. (mit).

Der Zement Exp.1 hat keinen signifikanten Unterschied bei der Zementspalteinstellung von 50 µm aufgewiesen (P=0,17).

Die Randspaltnmessungen ergaben folgende Mittelwerte für die beiden Präpartionsformen (Tabelle 13):

Tab. 13: Ergebnisse der Randspaltnmessung in µm, CZ- Kronengerüste

Zement	Gerüst	Präp. (ohne)		Präp. (mit)	
		ZSE = 100 µm	ZSE = 50 µm	ZSE = 100 µm	ZSE = 50 µm
ZPC	1	52,76	92,48	84,20	110,8
	2	55,16	93,04	86,69	109,43
	3	53,53	87,74	83,40	100,54
	4	55,59	81,85	86,13	118,74
	5	58,15	83,50	79,20	115,79
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>55,04 ±2,09</b>	<b>87,72 ±5,08</b>	<b>83,92 ± 2,97</b>	<b>111,06±6,98</b>
P21	1	41,15	69,30	83,53	88,86
	2	38,81	70,40	73,20	76,39
	3	41,50	71,19	75,08	83,36
	4	45,51	71,29	59,73	87,81
	5	39,19	65,80	80,43	86,80
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>41,23 ±2,67</b>	<b>69,60± 2,27</b>	<b>74,39 ± 9,18</b>	<b>84,64± 5,06</b>
Exp.1	1	69,28	90,45	94,98	110,06
	2	46,25	83,53	77,15	91,69
	3	81,18	85,26	84,4	148,03
	4	47,69	106,75	89,41	139,86
	5	84,48	95	76,69	77,55
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>65,78±18,08</b>	<b>92,20±9,30</b>	<b>84,53±7,89</b>	<b>113,44±30,28</b>
Exp.2	1	59,56	72,15	89,85	99,13
	2	55,69	85,35	78,04	100,13
	3	55,91	78,90	70,54	80,65
	4	49,09	72,85	81,29	87,49
	5	48,83	75,78	81,5	94,54
<b>Mittelwert ± SD</b>		<b>53,82±4,69</b>	<b>77,01±5,83</b>	<b>80,24±6,96</b>	<b>92,39±4,97</b>

Bei der Pröp. (ohne), zeigten die CZ- Gerüste, die mit dem Zement Exp.1 zementiert und mit der ZSE von 50 µm hergestellt wurden, die größten Randspaltbreiten  $92,20 \pm 9,30$  µm. Die kleinsten Randspaltbreiten  $41,23 \pm 2,67$  µm wiesen die Gerüste, die mit dem Zement P21 zementiert und mit der ZSE von 100 µm hergestellt wurden.

Bei der Pröp. (mit) war die Randspaltbreite von den Gerüsten, die mit einer ZSE von 50 µm hergestellt und mit dem Zement Exp.1 zementiert wurden, am größten  $113,44 \pm 30,28$  µm. Hier zeigten sich die kleinsten Randspaltbreiten  $74,39 \pm 9,18$  µm bei den Gerüsten, die mit einer ZSE von 100 µm hergestellt und mit P21 zementiert wurden.

### 5.1.3. Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung

Tabelle 14 stellt die Mittelwerte der marginalen Diskrepanzmessung dar.

Die Varianzanalyse ergab bei einem Signifikanzniveau von  $p= 0,05$ , dass sich die ermittelten Werte signifikant unterscheiden. Die Ergebnisse lassen auch auf einen Zusammenhang zwischen MD und RS schließen, die höchsten Werte von beiden Messungen wurden mit der ZSE von 50 µm und als der Zement ZPC verwendet wurde. Und die kleinsten Werte wurden auch für die beiden Messungen mit der ZSE von 100 µm und dem P21 ermittelt.

Tab. 14: Mittelwerte der marginalen Diskrepanz in µm, CZ-Kronengerüste, ohne und mit okklusalem Relief

Zement	Pröp. (ohne)		Pröp. (mit)	
	ZSE= 100 µm	ZSE= 50 µm	ZSE= 100 µm	ZSE= 50 µm
ZPC	$22,28 \pm 2,38$	$49,63 \pm 5,81$	$40,39 \pm 2,46$	$58,27 \pm 5,13$
P21	$10,7 \pm 1,83$	$20 \pm 1$	$19,69 \pm 4,93$	$32,26 \pm 2,66$

Eine Darstellung der Mittelwerte für die marginale Diskrepanzmessung ist in der in Abbildung 38 zu sehen.

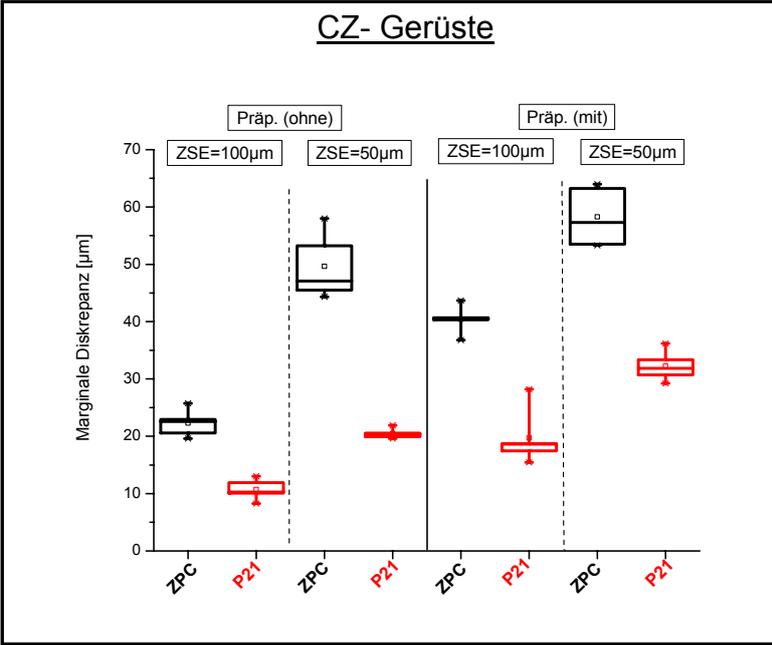


Abb. 38: Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung, unter Berücksichtigung der Präparationsform, der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (CZ-Gerüste).

## 5.2. Ergebnisse der Passgenauigkeitsanalyse von Sinterkeramik-Kronengerüsten (YZ- Gerüste)

### 5.2.1. Ergebnisse der Zementspaltmessung

#### 5.2.1.1. Ergebnisse der gesamten gemessenen Zementspaltbreite

Die Ergebnisse über den Einfluss der Zementspalteinstellung auf die gesamte gemessene Zementspaltbreite sind in der Abbildung 39 für die YZ- Gerüste ohne okklusales Relief und in der Abbildung 40 für die YZ- Gerüste mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente, dargestellt.

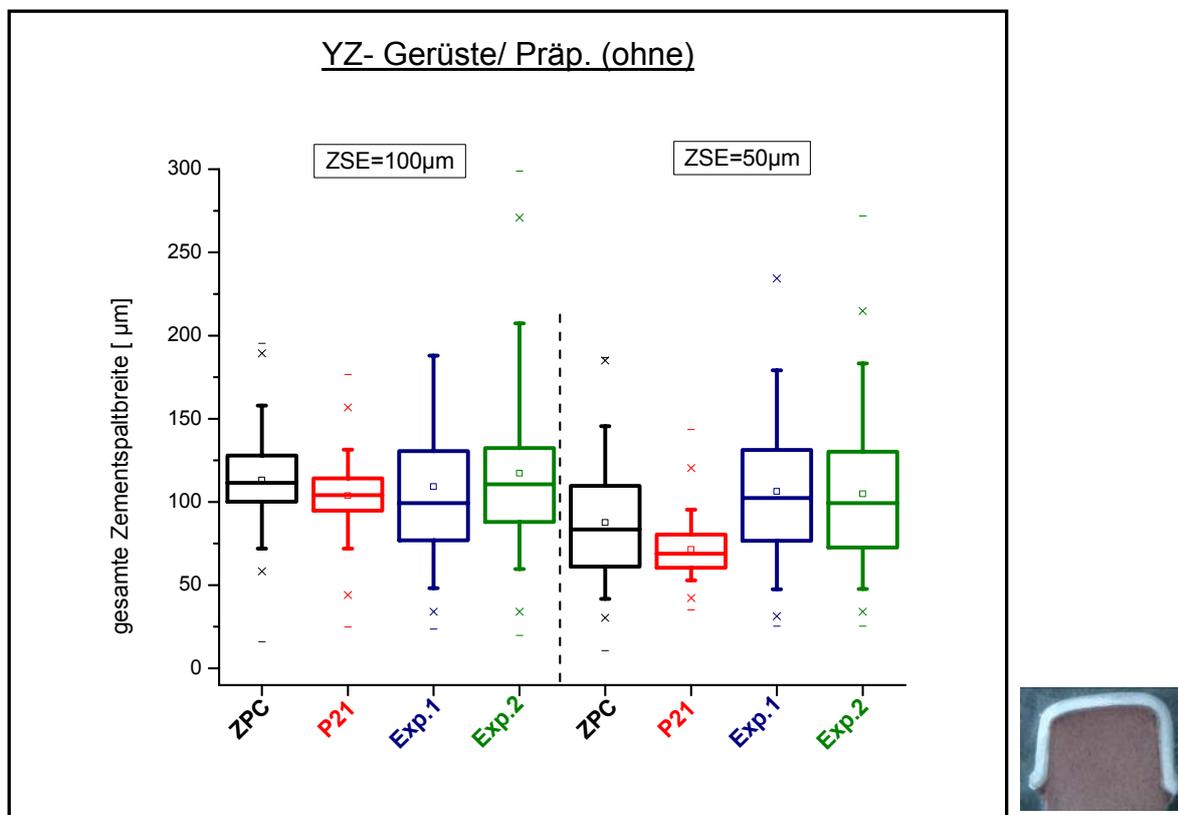


Abb.39: Alle Messdaten der gesamten Zementspaltbreite bei der Präparationsform ohne okklusales Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

#### Einfluss der ZSE auf die gesamte Zementspaltbreite bei der Präp. (ohne)/ Abb.39:

Bezogen auf die gemessene Zementspaltbreite, ergab sich bei den YZ-Gerüste, ähnlich wie bei der CZ-Gerüste, eine für ZSE von 100 µm weniger vergrößerte Zementspaltbreite im Vergleich zu der Zementspaltbreite für die ZSE von 50 µm. Die Abweichungen der gemessenen Zementspaltbreite von der eingestellten Zementspaltbreite können der Tabelle 15 entnommen werden.

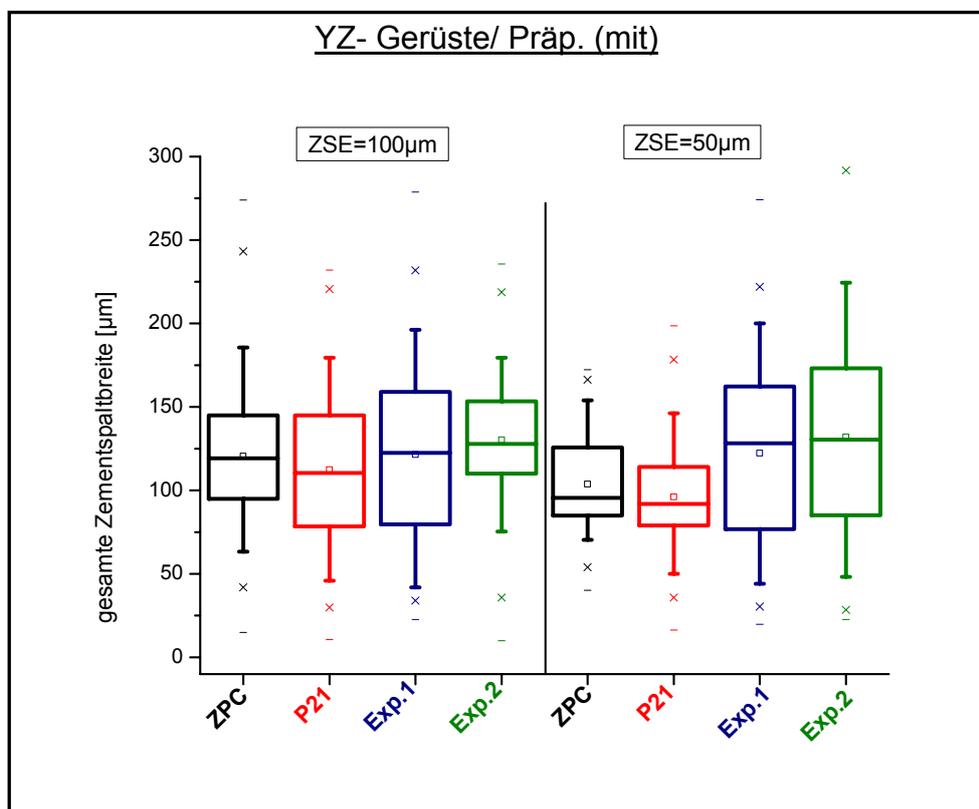
Tab. 15: Ergebnisse der gesamten gemessenen Zementspaltbreite von YZ-Kronengerüsten in  $\mu\text{m}$ 

Zement	Gerüst	Präp. (ohne)		Präp. (mit)	
		ZSE= 100 $\mu\text{m}$	ZSE = 50 $\mu\text{m}$	ZSE = 100 $\mu\text{m}$	ZSE = 50 $\mu\text{m}$
ZPC	1	111,99	80,2	119,52	110,21
	2	117,4	94,4	107,85	113,46
	3	110,99	80,32	129,58	93,02
	4	112,51	102,39	127,32	102,35
	5	112,69	81,03	118,02	99,71
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>113,12 <math>\pm</math> 2,48</b>	<b>87,67 <math>\pm</math> 10,20</b>	<b>120,46 <math>\pm</math> 8,60</b>	<b>103,75 <math>\pm</math> 8,21</b>
P21	1	101,38	76,42	118,85	103,25
	2	107,54	70,31	107,31	94,53
	3	105,28	64,83	113,36	95,44
	4	104,05	73,12	110,89	95,42
	5	100,45	72,4	111,52	91,80
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>103,74 <math>\pm</math> 2,89</b>	<b>71,42 <math>\pm</math> 4,29</b>	<b>112,39 <math>\pm</math> 4,23</b>	<b>96,09 <math>\pm</math> 4,27</b>
Exp.1	1	102,80	106,38	120,36	116,65
	2	101,57	106,81	105,4	133,07
	3	110,41	105,32	130,99	134,04
	4	113,40	109,46	129,44	125,84
	5	117,63	102,32	120,94	102,56
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>109,16 <math>\pm</math> 6,88</b>	<b>106,06 <math>\pm</math> 2,59</b>	<b>121,43 <math>\pm</math> 10,17</b>	<b>122,43 <math>\pm</math> 13,11</b>
Exp.2	1	126,45	109,85	135,84	142,99
	2	108,42	96,54	125,42	141,25
	3	109,27	121,81	134,47	124,31
	4	121,46	100,36	122,29	127,98
	5	120,50	95,62	133,46	124,05
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>117,22 <math>\pm</math> 7,98</b>	<b>104,84 <math>\pm</math> 11,03</b>	<b>130,30 <math>\pm</math> 6,04</b>	<b>132,12 <math>\pm</math> 9,28</b>

### Vergleich der Zementspaltbreite der verwendeten Zemente bei der Pröp. (ohne):

Die Mittelwerte der gesamten gemessenen Zementspaltbreite für die geprüften Zemente ergab bei der ZSE von 100 µm die folgende Reihenfolge P21 < Exp.1 < ZPC < Exp.2. Die Zementspaltbreite von P21 war signifikant kleiner als die der anderen Zemente. Die Zementspaltbreite vom Exp.1 war ebenfalls signifikant kleiner als die vom Exp.2 (P=0,01). Der Vergleich zwischen ZPC und Exp.1 (P=0,16) und Exp.2 (P=0,11) ergab keine signifikanten Unterschiede.

Bei der ZSE von 50 µm änderte sich die Reihenfolge wie folgt: P21 < ZPC < Exp.2 < Exp.1. Signifikante Unterschiede konnten zwischen allen Zementen festgestellt werden, bis auf der Zement Exp.2 hat keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zu Exp.1 (P=0,63).



**Abb.40:** Messdaten der gesamten gemessenen Zementspaltbreite bei der Präparationsform mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (YZ-Gerüste).

### Einfluss der ZSE auf die gesamte Zementspaltbreite bei der Pröp. (mit)/ Abb40:

Bei der ZSE von 100 µm war die Zementspaltbreite im Vergleich zu der Zementspaltbreite bei der ZSE von 50 µm weniger vergrößert. Die Abweichungen der

gesamten gemessenen Zementspaltbreite von der eingestellten Zementspaltbreite sind in der Tabelle 15 zusammengefasst.

#### Vergleich der Zementspaltbreite der verwendeten Zemente bei der Präp. (mit):

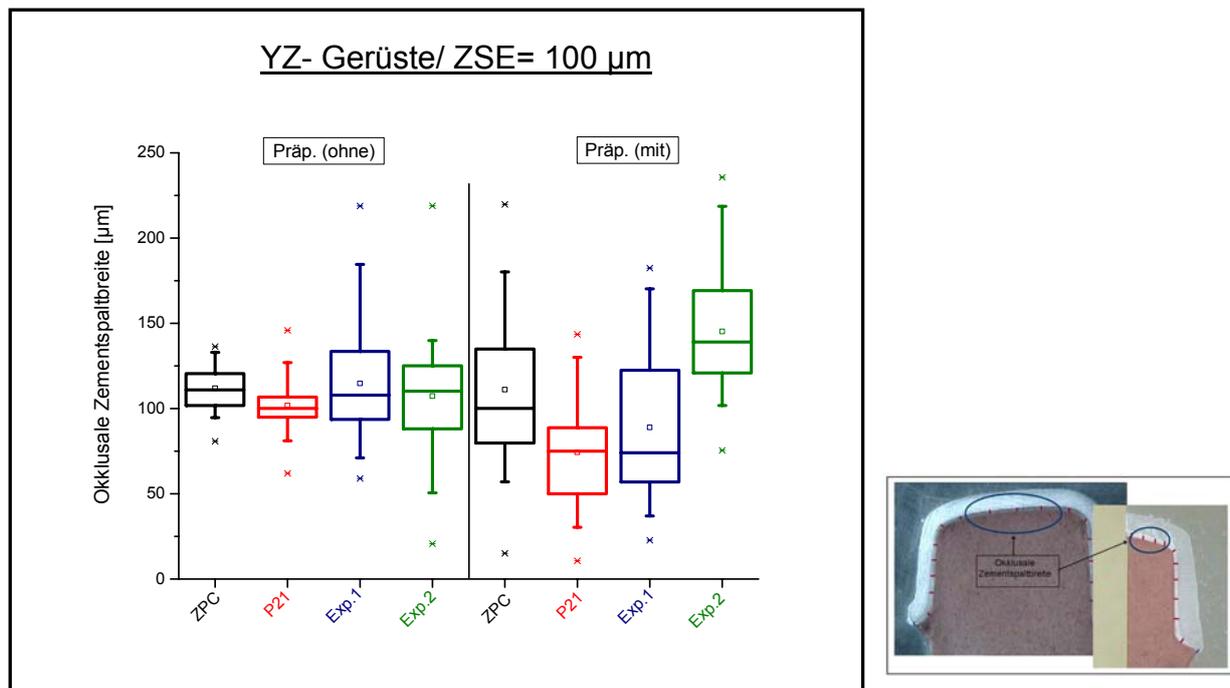
Die verwendeten Zemente hatten bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$ , die folgende Reihenfolge bezogen auf die gemessene Zementspaltbreite: P21 < ZPC < Exp.1 < Exp.2. Die Unterschiede zwischen den Zementen waren signifikant, außer ZPC im Vergleich zu Exp.1 ( $P=0,16$ ). Der Vergleich bei der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  ergab signifikante Unterschiede in der folgenden Reihenfolge: P21 < ZPC < Exp.1 < Exp.2.

#### Einfluss der Präparation auf die gesamte gemessene Zementspaltbreite:

Die gesamte gemessene Zementspaltbreite der YZ-Kronengerüste mit Präp. (ohne) war signifikant kleiner, als die gesamte gemessene Zementspaltbreite der Kronengerüste mit Präp. (mit). Unabhängig von der Zementspalteinstellung und dem verwendeten Befestigungszement.

#### **5.2.1.2. Einfluss der Präparation auf die okklusale Zementspaltbreite:**

Die ermittelten Ergebnisse zum Einfluss der Präparation der okklusalen Fläche auf die okklusale Zementspaltbreite sind in der Abbildung 41 für die YZ- Gerüste mit ZSE von 100  $\mu\text{m}$  und in der Abbildung 42 für die YZ- Gerüste mit ZSE von 50  $\mu\text{m}$ , unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente, dargestellt.



**Abb.41: Messdaten der okklusalen Zementspaltbreite bei ZSE von 100  $\mu\text{m}$ , unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).**

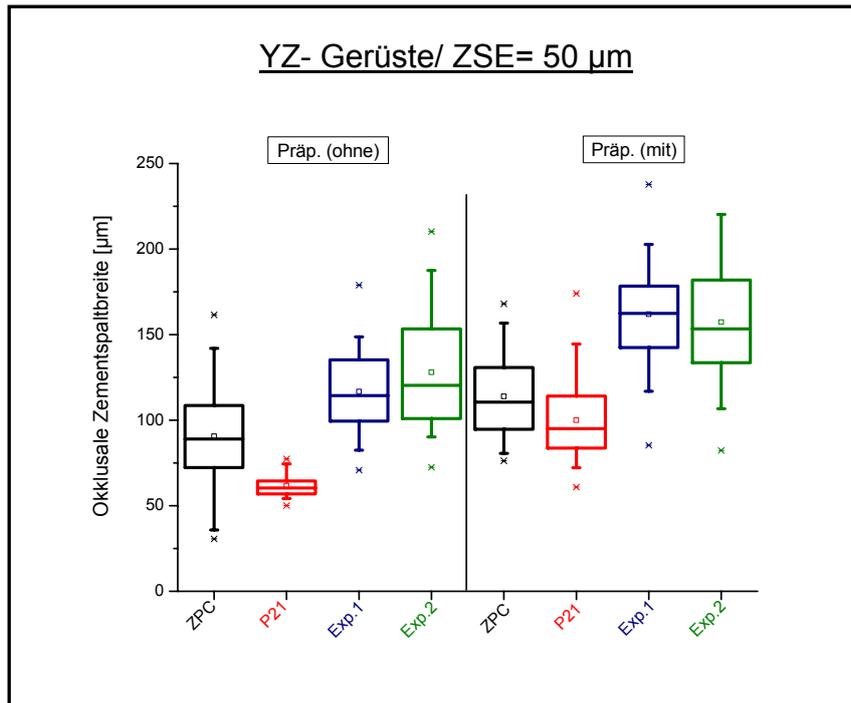


Abb.42: Messdaten der okklusalen Zementspaltbreite bei ZSE von 50 µm, unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

Die okklusale Zementspaltbreite der YZ-Kronengerüste war bei der Präp. (ohne) signifikant kleiner verglichen mit der Zementspaltbreite bei der Präp. (mit) unabhängig von der Zementspalteinstellung.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Präparation der okklusalen Flächen einen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit auf dem okklusalen Plateau ausübt.

Die Mittelwerte der okklusalen Zementspaltmessung sind in der folgenden Tabelle aufgelistet.

Tab. 16. Gegenüberstellung der okklusalen Zementspaltbreite [µm] von YZ-Gerüsten bei den beiden Präparationsformen, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellung.

Zement	ZSE= 100 µm		ZSE= 50 µm	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
<b>ZPC</b>	111,91 ± 8,45	111,10 ± 27,22	90,59 ± 17,97	113,91 ± 17,86
<b>P21</b>	101,77 ± 2,67	74,32 ± 14,69	61,61 ± 2,73	99,95 ± 9,22
<b>Exp.1</b>	114,71 ± 27,18	88,90 ± 30,22	116,66 ± 13,67	161,97 ± 7,39
<b>Exp.2</b>	107,30 ± 11,84	145,26 ± 5,98	127,90 ± 21,95	157,34 ± 7,72

### 5.2.1.3. Einfluss der Präparation auf die Zementspaltbreite an den Höckern

Die graphische Darstellung der ermittelten Ergebnisse zum Einfluss der Präparation der okklusalen Fläche auf die Zementspaltbreite an den Höckern ist in der Abbildung 43 für die YZ- Gerüste bei der ZSE von 100 µm und in der Abbildung 44 für die YZ- Gerüste bei der ZSE von 50 µm, unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente.

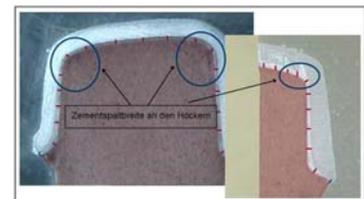
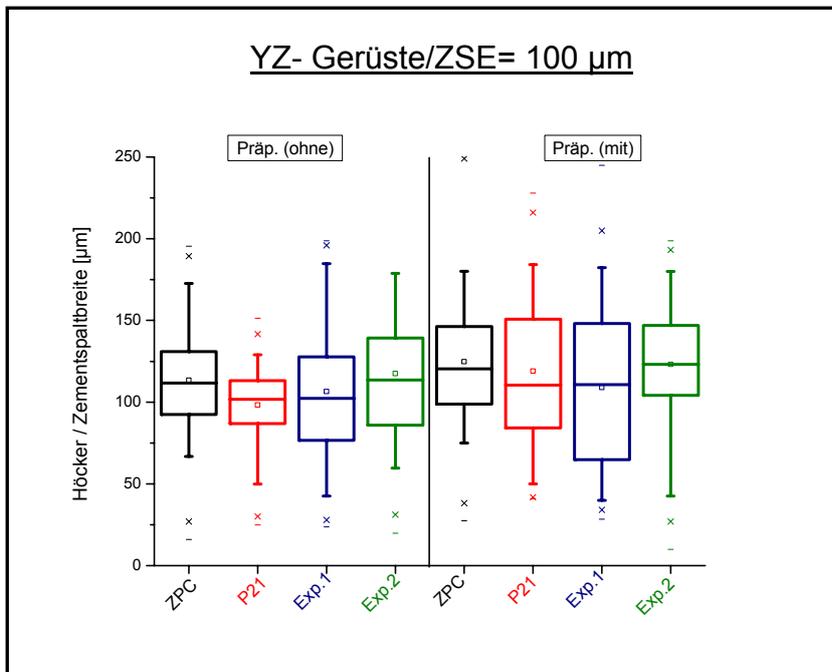


Abb.43: Messdaten der Zementspaltbreite an den Höckern bei ZSE von 100 µm, unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

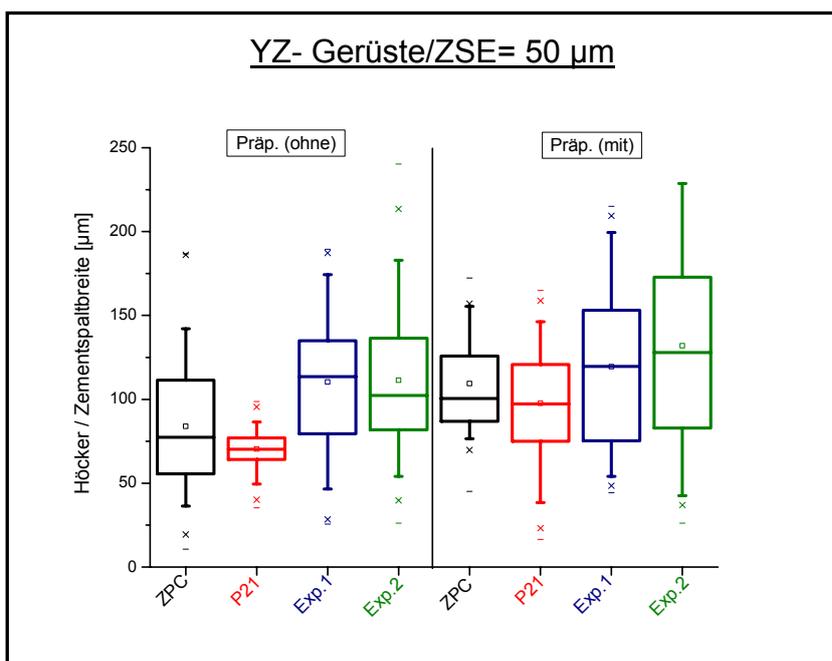


Abb.44: Messdaten der Zementspaltbreite an den Höckern bei ZSE 50 µm, unter Berücksichtigung der Präparationsform und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

Die Zementspaltbreiten an den Höckern von den YZ-Kronengerüsten war bei der Präp. (ohne) signifikant kleiner im Vergleich zu denen bei der Präp. (mit). Für den Zement Exp.1 ( $P=0,09$ ) bei der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Präparation der okklusalen Flächen einen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit an den Höckern hat.

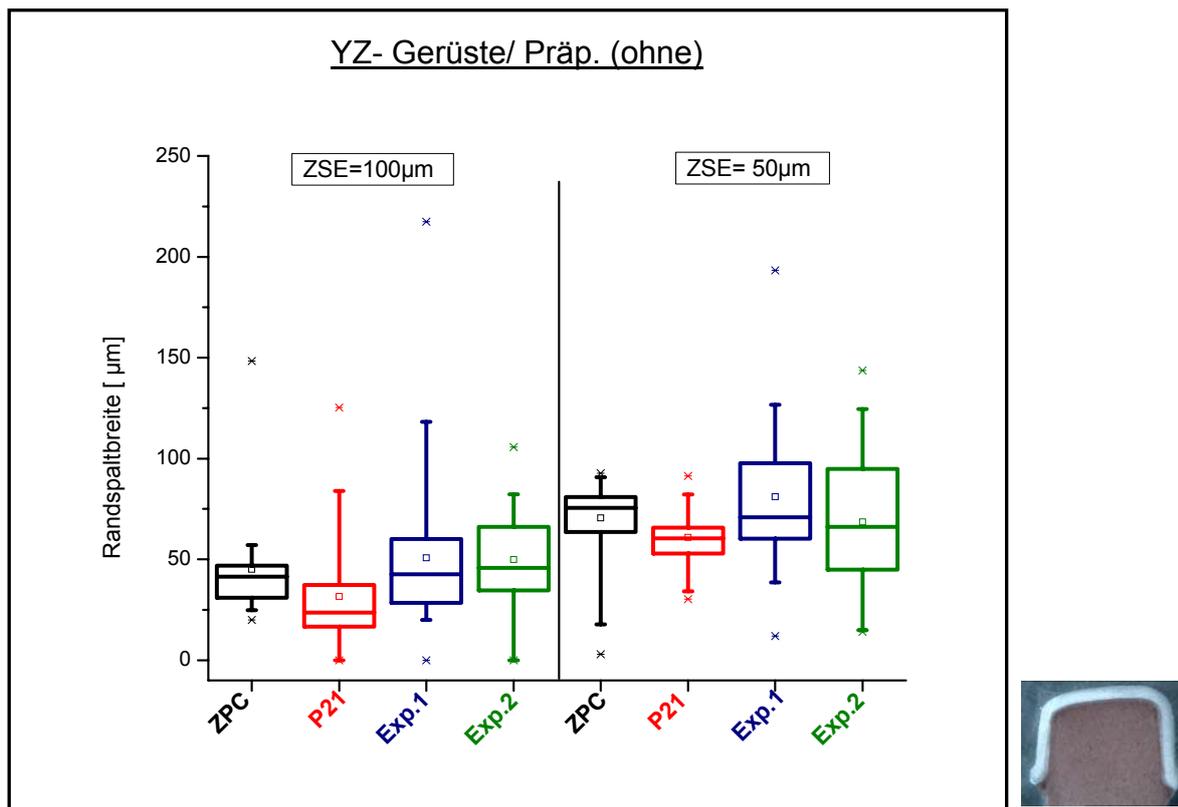
Die Mittelwerte der Zementspaltbreite an den Höckern von den vier untersuchten Zementen sind in der folgenden Tabelle aufgelistet.

**Tab. 17: Gegenüberstellung der Zementspaltbreite [ $\mu\text{m}$ ] an den Höckern von den beiden Präparationsformen (YZ- Gerüste).**

Zement	ZSE= 100 $\mu\text{m}$		ZSE= 50 $\mu\text{m}$	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
<b>ZPC</b>	113,37 $\pm$ 8,12	124,76 $\pm$ 7,12	83,76 $\pm$ 13,06	109,41 $\pm$ 6,42
<b>P21</b>	98,32 $\pm$ 4,54	119,09 $\pm$ 5,15	70,32 $\pm$ 3,91	97,69 $\pm$ 4,11
<b>Exp.1</b>	106,58 $\pm$ 13,88	108,96 $\pm$ 17,54	110,30 $\pm$ 9,43	119,43 $\pm$ 16,97
<b>Exp.2</b>	117,44 $\pm$ 6,62	123,13 $\pm$ 9,30	111,28 $\pm$ 12,31	131,98 $\pm$ 10,39

### 5.2.2. Ergebnisse der Randspaltemessung

Die Ergebnisse zum Einfluss der Zementspalteinstellung auf den Randspalt der YZ-Gerüste sind in der Abbildung 45 für die Kronengerüste ohne okklusales Relief und in der Abbildung 46 für die Kronengerüste mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der verwendeten Befestigungszemente, dargestellt.



**Abb.45:** Alle Messdaten der Randspaltemessungen bei der Präparationsform ohne okklusales, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

#### Einfluss der ZSE auf die gemessenen Randspaltbreiten bei der Präp. (ohne)/ Abb.45:

Bei der ZSE von 100 µm, waren die Randspaltbreiten signifikant kleiner als diese bei der ZSE von 50 µm für alle Zemente.

Vergleich der RS- breite von den verwendeten Zementen bei der Pröp. (ohne):

Bei der ZSE von 100 µm zeigte die Größe des Randspaltes die folgende Reihenfolge: P21 < ZPC < Exp.2 < Exp.1 mit signifikanten Unterschieden zwischen P21 und den anderen Zementen. Bei der ZSE von 50 µm, zeigten die Randspaltbreiten die folgende Reihenfolge: P21 < Exp.2 < ZPC < Exp.1. Signifikante Unterschiede konnten zwischen P21 und den anderen Zementen ermittelt werden.

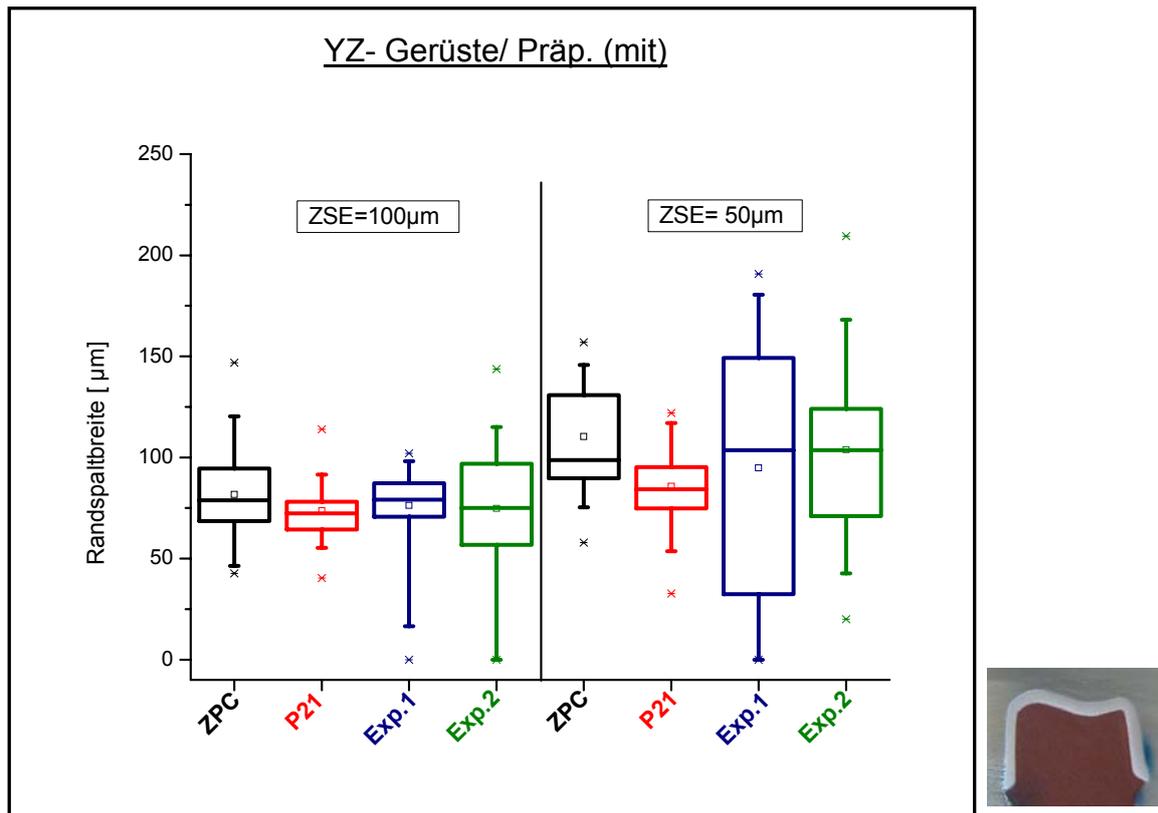


Abb.46: Messdaten der Randspaltmessungen bei der Präparationsform mit okklusalem Relief, unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

Einfluss der ZSE auf die gemessenen Randspaltbreiten bei der Pröp. (mit) /Abb.46:

Für die Pröp. (mit) konnten unabhängig vom verwendeten Befestigungszement, signifikante Unterschiede zwischen den Randspaltbreiten bei ZSE von 100 µm und den Randspaltbreiten bei der ZSE von 50 µm ermittelt werden.

Vergleich der Randspaltbreite der verwendeten Zemente bei der Pröp. (mit):

Die Randspaltbreiten bei der ZSE von 100 µm hatten die folgende Reihenfolge: P21 < Exp.2 < Exp.1 < ZPC mit einem signifikanten Unterschied zwischen P21 und ZPC (P=0,03). Während die Randspaltbreiten von P21, bei der ZSE von 50 µm, signifikant kleiner als ZPC (P=0) und Exp.2 (P=0,01) waren. Mit der Reihenfolge: P21 < Exp.1 < Exp.2 < ZPC.

Einfluss der Präparation auf die gemessene Randspaltbreite der YZ-Gerüste:

Die Randspaltbreiten der YZ- Kronengerüste bei der Präp. (ohne) waren signifikant kleiner als die Randspaltbreiten der YZ- Kronengerüste bei der Präp. (mit) unabhängig von der ZSE und dem verwendeten Befestigungszement.

In der Tabelle 18 sind die Mittelwerte für die Randspaltmessungen bei der Präparation ohne und mit okklusalem Relief

Tab. 18: Mittelwerte der Randspaltbreiten in  $\mu\text{m}$ , YZ- Kronengerüste

Zement	Gerüst	Präp. (ohne)		Präp. (mit)	
		ZSE = 100 $\mu\text{m}$	ZSE = 50 $\mu\text{m}$	ZSE = 100 $\mu\text{m}$	ZSE = 50 $\mu\text{m}$
ZPC	1	43,25	76,19	80,05	107,25
	2	40,08	67,9	79,03	115,3
	3	42,26	68,91	82,91	100,1
	4	40,33	70,39	80,99	110,24
	5	57,05	72,9	85,46	118,68
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>44,59 <math>\pm</math> 7,09</b>	<b>71,26 <math>\pm</math> 3,34</b>	<b>81,69 <math>\pm</math> 2,55</b>	<b>110,31 <math>\pm</math> 7,22</b>
P21	1	37,86	66,59	84,16	90,95
	2	36,59	66,55	65,33	77,8
	3	25,98	60,21	73,79	87,94
	4	18,14	52,08	73,60	85,7
	5	39,26	62,28	71,26	86,05
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>31,57 <math>\pm</math> 9,16</b>	<b>61,54 <math>\pm</math> 5,97</b>	<b>73,63 <math>\pm</math> 6,81</b>	<b>85,69 <math>\pm</math> 4,88</b>
Exp.1	1	28,60	68,18	61,41	91,40
	2	33,43	94,04	77,51	96,44
	3	74,73	78,06	75,89	71,83
	4	65,74	84,45	80,09	109,44
	5	51,16	80,45	86,05	104,78
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>50,73 <math>\pm</math> 19,94</b>	<b>81,04 <math>\pm</math> 9,42</b>	<b>76,19 <math>\pm</math> 9,12</b>	<b>94,78 <math>\pm</math> 14,63</b>
Exp.2	1	41,46	60,39	64,59	107,59
	2	54,61	71,76	76,21	104,91
	3	59,36	92,93	71,25	113,95
	4	54,46	53,33	78,74	92,08
	5	39,44	64,79	82,86	101,04
<b>Mittelwert <math>\pm</math> SD</b>		<b>49,87 <math>\pm</math> 8,85</b>	<b>68,64 <math>\pm</math> 15,14</b>	<b>74,73 <math>\pm</math> 7,06</b>	<b>103,91 <math>\pm</math> 8,12</b>

### 5.2.3. Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung

Wie aus der Tabelle 19 zu ersehen ist, konnten bei der ZSE von 100 µm kleinere marginale Diskrepanzen für die Zemente ZPC und P21 im Vergleich zu der ZSE von 50 µm ermittelt werden.

Tab. 19: Mittelwerte der marginalen Diskrepanz [µm], YZ- Kronengerüste, ohne und mit okklusalem Relief

Zement	Präp. (ohne)		Präp. (mit)	
	ZSE= 100 µm	ZSE= 50 µm	ZSE= 100 µm	ZSE= 50 µm
ZPC	11,25 ± 2,18	32,62±2,85	39,10 ± 3,9	60,40 ± 2,4
P21	8,63 ± 2,39	17,21±2,99	20,78 ± 1,75	33,82 ± 7,81

Die marginalen Diskrepanzen bei der Präp. (ohne) sind signifikant kleiner im Vergleich zu denen bei der Präp. (mit) (siehe Abbildung 47).

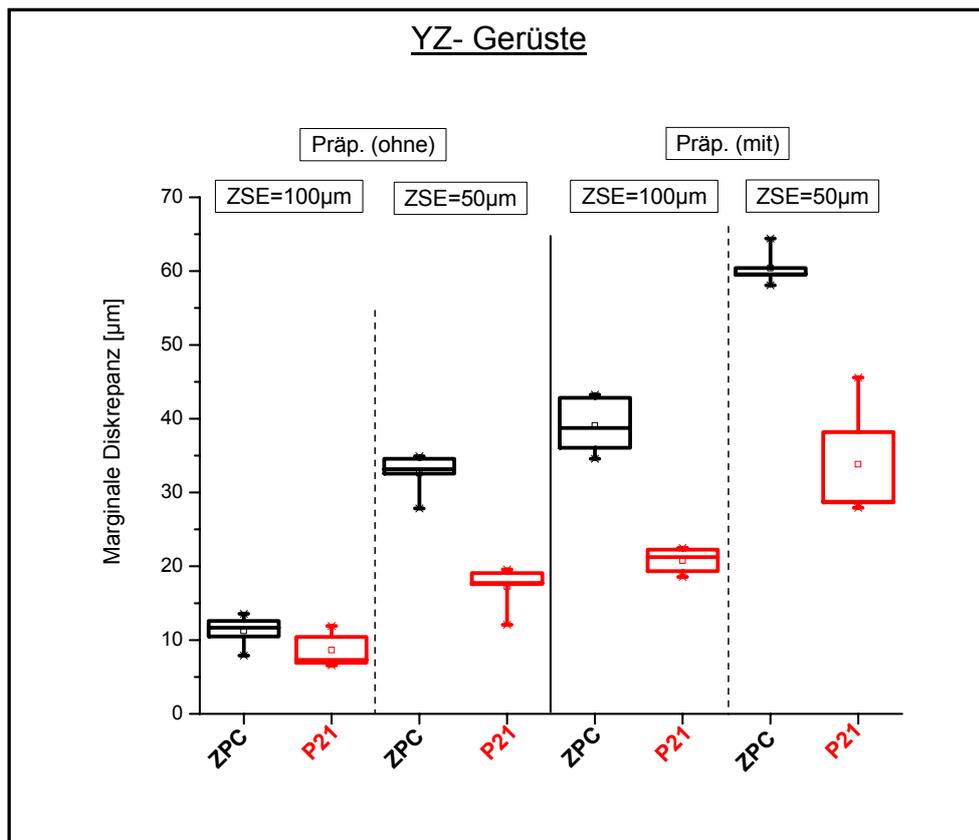


Abb. 47: Messdaten der marginalen Diskrepanzmessung, unter Berücksichtigung der Präparationsform, der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente (YZ- Gerüste).

## 6. Diskussion

Festsitzender Zahnersatz soll nach der Eingliederung nicht nur biologisch verträglich sein, sondern auch möglichst lange die betroffenen Zähne und ihre Kaufunktion erhalten. Für den langfristigen Erhalt eines Zahnes ist neben der Vermeidung pulpaler Irritationen durch die Präparation vor allem die Passgenauigkeit u.a. der Randschluss der Restauration verantwortlich [19].

In der vorliegenden Untersuchung sollte überprüft werden, ob und wie die Präparation der okklusalen Fläche des Zahnes, die Zementspalteinstellung am Cerec3-CAD-CAM-Gerät, der Zementtyp und das Gerüstmaterial die Passgenauigkeit von Cerec3 gefertigten Kronengerüsten beeinflussen, insbesondere unter dem Gesichtspunkt, der Verbesserung der inneren Passgenauigkeit und Minimierung des Randspaltes mit Hilfe der CAD/CAM-Technik.

### 6.1. Diskussion der Untersuchungsmethodik

Um die marginale und die innere Passgenauigkeit von zahnärztlichen Kronen, die aus neu entwickelten Keramiken und mit innovativen Herstellungsverfahren hergestellt worden sind, zu untersuchen, werden in der Zahnheilkunde oft in vitro Untersuchungen durchgeführt. Die Übertragbarkeit der bei in vitro Untersuchungen gewonnenen Erkenntnissen auf die klinische Situation kann nur gewährleistet werden, wenn diese in vitro Versuche unter möglichst kliniknahen Bedingungen abgelaufen sind. Außerdem sollte darauf geachtet werden, dass eine gewisse Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet ist [48]. In der vorliegenden Arbeit wurde der gesamte Versuchsaufbau mit möglichst kliniknahen Bedingungen konzipiert. Im Unterschied zu anderen in vitro Untersuchungen, bei denen die Kronen ohne Zement [84,105], oder mit dünnfließendem Silikon ausgefüllt wurden [6,17,25,38,100,126], wurden die Kronengerüste in dieser Studie mit unterschiedlichen Zementen zementiert. Die Zementierung und somit die Passgenauigkeit sind der Schlüssel zum langfristigen Erfolg der Kronen. Denn durch den Zement kommt es automatisch zu einer Vergrößerung des Zement- und Randspaltes, was auch in der klinischen Situation nicht zu vermeiden ist [26].

Untersuchungstechnik: In der vorliegenden Arbeit wurde die Passgenauigkeit von Cerec3-Kronengerüsten, hergestellt aus zwei Keramikmaterialien, in vitro anhand von Schnitten unter dem Lichtmikroskop untersucht. Diese Methode hat sich als sehr gut erwiesen, um den Rand- und Zementspalt an den Schnitten quantitative zu beurteilen. Groten et al. [47] verglichen die mit einem Lichtmikroskop und einem SEM ermittelten Randspalten keramischer Restaurationen. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die mit dem SEM gewonnenen Werte die Ergebnisse des Lichtmikroskops bestätigen. In einigen in vitro Studien, die sich mit der Untersuchung von Einzelkronen befassten, wurde der Randspalt in direkter Aufsicht unter dem Mikroskop untersucht. Von Vorteil ist dabei, dass der Randspalt des gesamten Kronenumfangs zirkulär untersucht werden kann. Diese Methodik bringt aber dennoch potentielle Fehlerquellen mit sich, wie z. B. die Schwierigkeit, die Krone vom Stumpf zu unterscheiden, den Randspalt an den Bereichen mit Zementüberschüssen oder mit überstehenden Kronenrändern zu beurteilen und den Messwinkel zu reproduzieren. Die Untersuchung der inneren Passgenauigkeit ist so unmöglich [4,116].

Technisch bedingt konnte die Randspaltbreite bei der in dieser Arbeit verwendeten Sektionstechnik nicht zirkulär untersucht werden, denn ein Teil an Information ging durch die Schnitt- und Schleifvorgänge verloren. So steht nur eine begrenzte Anzahl von Messpunkten im Bereich des Randschlusses zur Verfügung. Ein weiteres Problem ist das Zersägen der Modelle. Bei der Messung im Lichtmikroskop müssen die Schnitte möglichst in senkrechter Ansicht betrachtet werden, um Verzerrungen der Rand- und Zementspalt zu vermeiden. Es ist daher entscheidend, dass das Modell genau parallel zur Zahnachse zersägt wird. Denn nur so kann gewährleistet werden, dass es nicht durch einen schiefen Schnitt zu Verzerrungen des Spaltes kommt. Dadurch, dass die Probe per Hand auf die Haltevorrichtung eingespannt wird, ist es möglich, dass es nicht exakt parallel zur Zahnachse befestigt wird. Es kann daher zu kleinen Verzerrungen kommen. Diese konnten aber durch den Einsatz vom Mikroschleifsystem minimiert werden. Als Nachteil erweist sich auch der hohe Aufwand für die Anfertigung der Schnitte [48,85,119,123].

Diese Methode bietet aber die Möglichkeit, den Zementspalt in seinem inneren Verlauf zu beurteilen. Dies ermöglicht ein wesentlich differenzierteres Bild von der Passgenauigkeit einer Krone und ist trotz ihres hohen zeitlichen Aufwands sehr praktikabel.

## 6.2. Diskussion der Materialien

Originalmodelle: Die Verwendung von Stümpfen aus Metall als Originalmodelle hat sich bewährt, denn sie sind robuster und weniger anfällig gegen äußere Einflüsse, wie zum Beispiel Flüssigkeiten beim Säubern oder mechanische Belastungen bei der Abformung. Es sind keine speziellen Lagerungsbedingungen erforderlich. Mit den metallischen Originalmodellen besteht die Möglichkeit, eine Dimensionsstabilität und eine standardisierte Präparation zu gewährleisten [4,103,110], während es mit natürlichen Zähnen schwierig ist, aufgrund der großen Variation im Alter, Struktur und Lagerungszeit nach der Extraktion [6] eine standardisierte Präparation zu erhalten.

Arbeitsmodelle: Die Arbeitsmodelle wurden direkt mit dem Antireflektionspulver gleichmäßig besprüht und anschließend mit der intraoralen Kamera gescannt, d.h. die Kronengerüste wurden direkt für die Arbeitsmodelle hergestellt, was einem klinischen Fall entspricht, denn bei der Versorgung eines Patienten kann der präparierte Zahn mit der digitalen Kamera direkt gescannt und anschließend ohne Provisorium mit einer Restauration versorgt werden. Die rote Farbe der Arbeitsmodelle in dieser Arbeit hat dafür gesorgt, dass die Grenzlinie zwischen Kronengerüst und Stumpf sehr gut sichtbar war. Somit konnten die Rand- und Zementspaltbreite gut erkannt und gemessen werden. Die Arbeitsmodelle wurden in gut geschlossenen Behältern aufbewahrt, um Änderungen der Dimensionen zu vermeiden.

Das Besprühen der Präparationsoberflächen mit dem Antireflektionspulver kann einen Einfluss auf die Zementspaltbreite haben. Da es für alle Untersuchungen in gleicher Weise eingesetzt wurde, ist davon auszugehen, dass diese zufällige Streuung in allen Messreihen gleichermaßen wirken würde.

Cerec3 CAD/CAM-System: Für die Herstellung der vollkeramischen Kronengerüste stehen verschiedene Systeme zur Verfügung. In dieser Arbeit wurden die Kronengerüste mit dem Cerec3-CAD/CAM-System hergestellt. Es handelt sich hierbei um ein anerkanntes Verfahren, das seit langem auf dem Markt erhältlich ist. Ein Vorzug gegenüber anderen Verfahren, ist die Möglichkeit, den Zahn direkt optisch zu vermessen und anschließend ohne Provisorische Versorgung mit einer Restauration versorgen. Beim Konstruieren der Kronengerüste wurden zwei Zementspalteinstellungen (0= 100 µm, -50= 50 µm) eingestellt, um die Passgenauigkeit durch Maschineneinstellungen zu verbessern. Es wurde untersucht, ob die größere

eingestellte Zementspaltbreite (100 µm) zur Verbesserung der Passgenauigkeit im Vergleich zu der kleineren (50 µm) führen wird.

Gerüstkeramiken: Für diese Untersuchung wurden zwei Möglichkeiten zur Herstellung vollkeramischer Kronengerüste miteinander verglichen. Zum einen, eine Glasinfiltrationskeramik (CZ), die nach dem Schleifen mit Glaspulver infiltriert werden muss. Zum anderen eine Sinterkeramik (YZ), die nach dem Schleifen gesintert werden muss. Die CZ- Gerüste wurden bei 1140°C infiltriert. Nach dem Glasinfiltrationsbrand müssen sie von den Glasüberschüssen mit grobkörnigen diamantierten Schleifkörpern und dann mit Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) befreit werden.

Die Besonderheit des Sinterkeramiksystems ist die Grünbearbeitung des Zirkoniumoxidblocks, das bedeutet, dass das Gerüst zunächst etwa 20% vergrößert geschliffen wird und erst durch einen anschließenden Sintervorgang bei 1530°C auf die erforderliche Größe schrumpft. Nach dem Sintern ist das Gerüst einsatzbereit.

Vor dem Sintern sind die Gerüste leicht zerbrechlich und haben eine kreideähnliche Konsistenz und damit eine geringe Festigkeit. In dieser Studie 5 Kronengerüste wurden wiederholt geschliffen, weil sie beim Abtrennen vom Blockhalter zerbrochen sind.

Die Gerüste beider Keramiksysteme sind nach der maschinellen Herstellung an den Restaurationsrändern nicht perfekt, deshalb müssen Schleifungsgenauigkeiten nachträglich ausgebessert werden. Beide Keramiken wurden einem Reinigungsbrand unterzogen, um die Gerüste vom Wasser, Schleifstaub, Schmierflüssigkeit zu befreien. Eine weitere Gemeinsamkeit beider Systemvarianten ist das später erforderliche keramische Verblenden von Hand.

Befestigungszemente: Vollkeramische Kronengerüste aus Glasinfiltrationskeramik bzw. Sinterkeramik können konventionell und adhäsiv zementiert werden [131,132]. In dieser Studie wurden zwei adhäsive Zemente (P21 und Exp.2), Zinkphosphatzement, und einen Experimentellen Zement benutzt. Befestigungskomposite ermöglichen die adhäsive Befestigung von Kronen und bieten gegenüber Zinkoxidphosphatzementen ebenfalls eine deutlich geringere Löslichkeit [33,118]. Sie sind jedoch auf die Möglichkeit einer absoluten Trockenlegung und möglichst schmelzbegrenzte Ränder angewiesen um mit Hilfe der Schmelz-Ätz-Technik nach Buonocore einen festen Verbund zum Zahn zu erreichen [20].

Von vielen Autoren wurde die Bruchfestigkeit von Vollkeramikrestorationen in Abhängigkeit des Befestigungszementes untersucht. Adhäsiv eingegliederte Keramiken zeigten im Vergleich zu konventionell mit Zinkphosphatzement befestigten

Restaurationen eine höhere Bruchfestigkeit [15,21,42,72]. Die konventionellen Zemente sind elastisch nicht verformbar, auf Kraffteinwirkungen reagieren sie spröde und zeigen Aussprengungen und Brüche. Kunststoffzemente haben dagegen einen geringeren Elastizitätsmodul und sind flexibler [77]. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass der Zinkphosphatzement biokompatibler als adhäsive Zemente ist und es einfacher ist, seine Überschüsse zu entfernen.

### **6.3. Diskussion der Ergebnisse**

#### **6.3.1. Innere Passgenauigkeit**

Es interessiert nicht nur die Passung allein im Bereich des Kronenrandes, um die Leistungsfähigkeit eines CAD/CAM-Systems zu beurteilen. Die Passung der Restauration an den axialen Wänden, an den Höckern und im okklusalen Bereich der Seitenzähne ist ebenso für die Beurteilung der erreichbaren Präzision der Kronen sehr entscheidend.

Um die Passgenauigkeit der vollkeramischen Kronengerüste ohne Beeinträchtigung ihrer Frakturbeständigkeit zu verbessern, war es ein Ziel dieser Studie, eine gleichmäßige Zementspaltbreite, die durch das Zementieren nicht erheblich vergrößert wird und nach dem Zementieren zu einem minimalen Randspalt führt, zu erreichen. Ein gleichmäßiger Zementspalt ist nötig, um einen guten Zementabfluss und einen ausreichenden mechanischen Halt der Krone auf den präparierten Pfeilern zu erhalten. Anhand der inneren Passgenauigkeitsuntersuchung kann die Breite und des inneren Zementspaltes zwischen dem Zahnstumpf und der Kroneninnenwand beurteilt werden.

##### **6.3.1.1. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der beiden**

###### **Präparationsformen:**

Die genaue Betrachtung der Abbildungen (von 30 bis 35 und von 39 bis 44) und der Tabellen (10, 11, 12,15, 16 und 17) zeigt, dass mit der Pröp. (ohne), signifikant kleinere Zementspaltbreiten im Vergleich zu der klassischen Präparation ermittelt werden konnten. Somit konnte gezeigt werden, dass mit der Pröp. (ohne) gegenüber der Vergleichspräparation, die Zementspaltbreiten durch das Zementieren weniger vergrößert wurden. Dies ist wichtig, um die Frakturbeständigkeit der keramischen Gerüste nicht zu beeinträchtigen und gleichzeitig kleinere Randspaltbreiten zu erreichen.

In den nachstehenden zwei Tabellen ist eine Übersicht über die Mittelwerte der gesamten Zementspaltbreite bei den beiden Präparationsformen für CZ-Gerüste (Tabelle 20) und für YZ-Gerüste (Tabelle 21) aufgelistet

**Tab. 20: Die gesamte Zementspaltbreite in  $\mu\text{m}$  von CZ-Gerüsten in Abhängigkeit von der Präparationsform**

ZSE	Zementspaltbreite von CZ-Gerüsten [ $\mu\text{m}$ ]	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
0= 100 $\mu\text{m}$	von 102,31 $\pm$ 1,48 bis 123,86 $\pm$ 16,76	von 110,48 $\pm$ 9,39 bis 155,04 $\pm$ 33,39
-50= 50 $\mu\text{m}$	von 73,94 $\pm$ 1,49 bis 120,23 $\pm$ 13,38	von 97,65 $\pm$ 3,40 bis 135,69 $\pm$ 20,53

**Tab. 21: Die gesamte Zementspaltbreite in  $\mu\text{m}$  von YZ- Gerüsten in Abhängigkeit von der Präparationsform**

ZSE	Zementspaltbreite von YZ-Gerüsten [ $\mu\text{m}$ ]	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
0= 100 $\mu\text{m}$	von 103,74 $\pm$ 2,89 bis 117,22 $\pm$ 7,98	von 112,39 $\pm$ 4,23 bis 130,30 $\pm$ 6,04
-50= 50 $\mu\text{m}$	von 71,42 $\pm$ 4,29 bis 106,06 $\pm$ 2,59	von 96,09 $\pm$ 4,27 bis 132,12 $\pm$ 9,28

Aus diesen Ergebnissen wird ersichtlich, dass die gesamte gemessene Zementspaltbreite der Kronengerüste bei der Präp. (ohne) signifikant kleiner im Vergleich zu der Zementspaltbreite bei der Präp. (mit) ist. Im Vergleich zum eingestellten Zementspalt wurden die Zementspaltbreiten durch das Zementieren bei der Präp. (ohne) weniger vergrößert als bei der Präp. (mit).

Diese Ergebnisse stützen die Hypothese dieser Arbeit, dass die Präp. (ohne), die innere Passgenauigkeit maßgeblich beeinflussen kann. Denn nur im Falle der Präp. (ohne) wurden die eingestellten Zementspaltbreiten nach dem Zementieren erreicht und nicht signifikant vergrößert. Bei der anatomisch gestalteten okklusalen Fläche bewirkte die Höckergestaltung, dass der Zement nicht gut abfließen kann. Es bildeten sich größere Zementspaltbreiten okklusal und an den Höckern.

Die Vermessung des Zementspaltes auf der okklusalen Seite ergab bei der Präp. (mit), sehr große Messwerte im Vergleich zu der eingestellten Zementspaltbreite (Tabellen 22 und 23). Dies führte zu größeren Mittelwerten im Vergleich zu der Präp. (ohne) (Siehe Abbildungen 48,49).

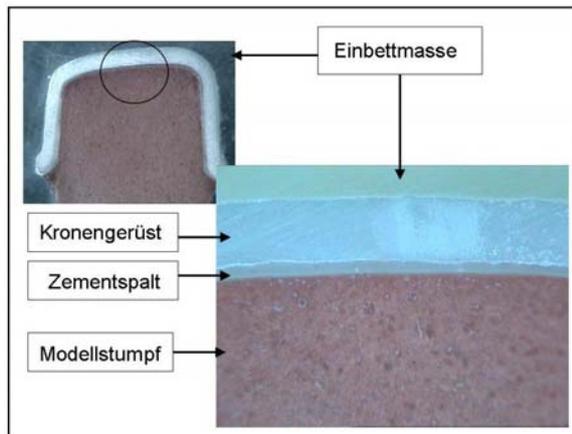


Abb.48

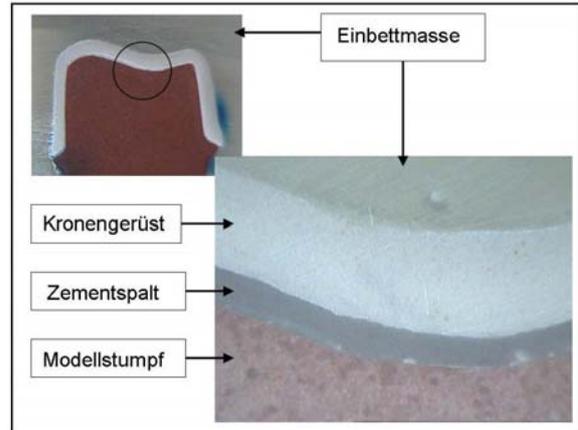


Abb.49

Abb.48: Okklusale Zementspaltbreite bei Präp. (mit). Abb. 49: Okklusale Zementspaltbreite bei Präp. (ohne)

Vergleicht man die okklusale Zementspaltbreite bei beiden Präparationsformen, so ist sie bei der Präp. (ohne) qualitativ besser als bei der Präp. (mit).

Tab. 22: Mittelwerte der okklusalen Zementspaltbreite/ CZ-Gerüste, beide Präparationsformen im Vergleich

ZSE	Okklusale Zementspaltbreite von CZ-Gerüst [ $\mu\text{m}$ ]	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
0= 100 $\mu\text{m}$	von 100,80 $\pm$ 1,30 bis 140,65 $\pm$ 27,86	von 110,03 $\pm$ 11,93 bis 172,89 $\pm$ 69,95
-50= 50 $\mu\text{m}$	von 85,41 $\pm$ 1,79 bis 137,52 $\pm$ 36,09	von 93,50 $\pm$ 4,12 bis 149,48 $\pm$ 17,41

Vergleicht man die okklusale Zementspaltbreite bei beiden Zementspalteinstellungen, so liefert die ZSE von 100  $\mu\text{m}$  qualitativ bessere Ergebnisse.

Tab. 23: Mittelwerte der okklusalen Zementspaltbreite/ YZ-Gerüste, beide Präparationsformen im Vergleich

ZSE	Okklusale Zementspaltbreite von YZ- Gerüst [ $\mu\text{m}$ ]	
	Präp. (ohne)	Präp. (mit)
0= 100 $\mu\text{m}$	von 101,77 $\pm$ 2,67 bis 114,71 $\pm$ 27,18	von 74,32 $\pm$ 14,69 bis 145,26 $\pm$ 5,89
-50= 50 $\mu\text{m}$	von 61,61 $\pm$ 2,37 bis 127,90 $\pm$ 21,95	von 99,95 $\pm$ 9,22 bis 161,97 $\pm$ 7,39

Aus diesen Ergebnissen wird deutlich, dass die okklusalen Zementspaltbreiten der Kronengerüste bei der Präp. (ohne) signifikant kleiner im Vergleich zu der okklusalen Zementspaltbreiten bei der Präp. (mit) sind. Im Vergleich zu dem eingestellten Zementspalt wurden sie weniger vergrößert als die bei der Präp. (mit).

Bei CZ-Gerüsten zeigten Exp.1 bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  und Exp.2 bei der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  keine signifikanten Unterschiede. Die Blasenbildung innerhalb des Zementfilmes bei Exp.1 und Exp.2 hat dazu geführt, dass die okklusale Zementspaltbreite bei beiden

Präparationsformen sehr groß war sowie bei der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  fast so groß wie bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$ .

Die Zementspaltbreite an den Höckern war auch bei der Präp. (ohne) signifikant kleiner als bei der Präp. (mit). Im Vergleich zu dem eingestellten Zementspalt wurden sie durch das Zementieren weniger vergrößert als diese bei der Präp. (mit). (Abbildungen 50,51)

Bei CZ-Gerüsten haben Exp.1 und Exp.2 bei ZSE von 50  $\mu\text{m}$  keine signifikanten Unterschiede gezeigt. Die Blasenbildung innerhalb des Zementfilmes hat dazu geführt, dass die Zementspaltbreite bei beiden Präparationsformen sehr groß geworden ist.

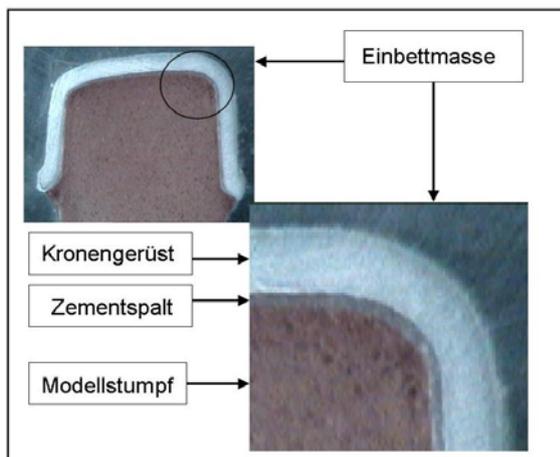


Abb.50

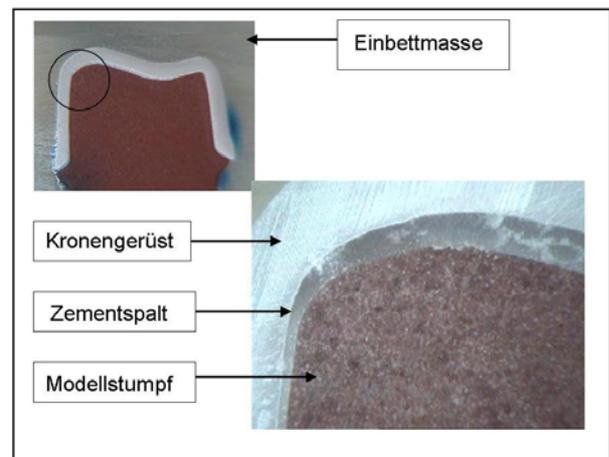


Abb.51

Abb.50: Zementspaltbreite an den Höckern bei Präp. (ohne). Abb. 51: Zementspaltbreite an den Höckern bei Präp. (mit).

### Die Präparation der okklusalen Fläche im Focus:

Oberstes Ziel der Präparation von Zähnen zur Aufnahme einer Krone ist es dem Zahn eine Form zu geben, dass er eine Krone, die alle Anforderungen eines Zahnersatzes erfüllt, aufnehmen kann. Dabei ist dem Zahntechniker genügend Raum für die Gestaltung der Restauration zu bieten, ohne jedoch dabei die Vitalität der Zähne oder das umgebende Parodontium zu gefährden.

Eine wichtige Fragestellung in dieser Untersuchung war, inwieweit die Präparation der okklusalen Fläche, die Passgenauigkeit der Cerec3-Kronengerüste beeinflusst.

Die Gestaltung der okklusalen Fläche ist von zwei wesentlichen Gesichtspunkten abhängig, biologische und technische Anforderungen. Durch die Einflüsse dieser Anforderungen entstehen die unterschiedlichen Gestaltungen der okklusalen Fläche,

daher sollte diese Gestaltung immer einen Kompromiss der verschiedenen Faktoren darstellen.

Unter den biologischen Anforderungen bei der Gestaltung der okklusalen Fläche sind bestimmte Kriterien zu berücksichtigen, wie die Vermeidung von Zahn- und Pulpaschäden sowie die Berücksichtigung der Okklusion bzw. die Höhe der Nachbarzähne. Die technischen Anforderungen werden von verschiedenen Faktoren, wie die Art des Restaurationsmaterials, die erforderliche Mindestmaterialschichtstärke, die Gewährleistung von Retention und Widerstandform der Restauration, Präparations- bzw. Schleifkörperform, und zuletzt mögliche labortechnischen Probleme bei scharfkantigen Präparationswinkeln beeinflusst.

Zu den biologischen Anforderungen lässt sich zusammenfassend sagen, dass der präparierte Zahnstumpf kariesfrei sein muss und eine Mindeststärke Dentin sowohl zum Schutz der vitalen Pulpa als auch zum Erhalt der Zahnstabilität erhalten bleiben muss, denn der Zerstörungsgrad der Zähne bzw. die Ausdehnung des Aufbaus beeinflusst die Lage der okklusalen Fläche. Manchmal kann es bei der Überkronung zu Konflikten zwischen dem Schutz der Pulpa und ausreichender Präparationstiefe kommen, es ist aber ein Kompromiss zu Lasten der Kronenwandstärke zu schließen [106].

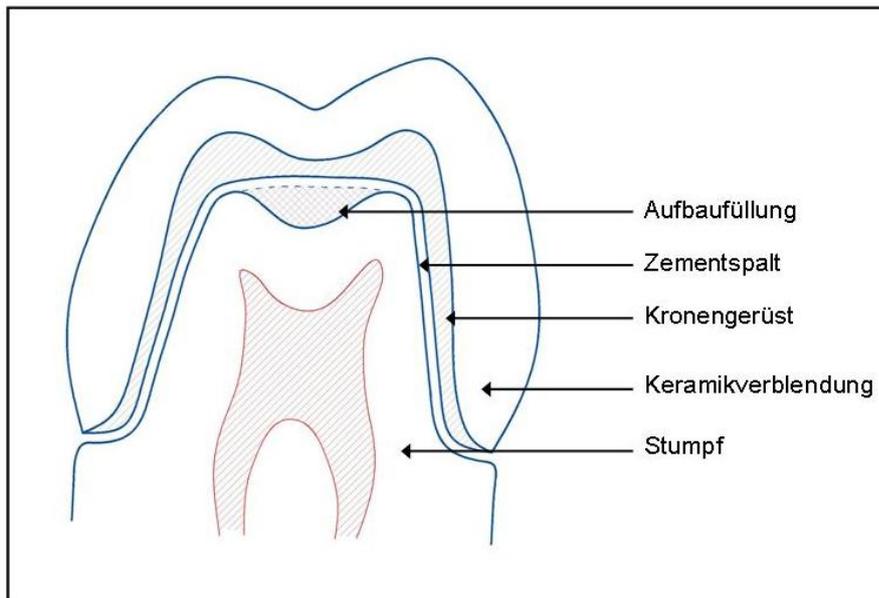
Neben den bereits erwähnten biologischen Anforderungen haben auch die technischen Anforderungen Einfluss auf die Gestaltung der okklusalen Fläche, welche Art von Restaurationsmaterial Verwendung findet, hängt davon ab, welche Anforderungen an den Kronentyp gestellt werden. Mechanisch betrachtet schneidet eine Vollgusskrone sehr gut ab, in ästhetischer Hinsicht jedoch die Keramikkrone, und so wird die Gestaltung der okklusalen Fläche hierbei sehr variieren. Goldgusslegierungen sind auch in dünnen Schichten sehr stabil, deshalb kann bei der Präparation okklusal nicht übertrieben werden, aber Keramik als Werkstoff braucht eine ausreichende Schichtstärke, um den auftretenden Kräften widerstehen zu können. Daraus resultiert eine tiefer in den Zahn reichende Präparation. Aus diesen Faktoren können sich dementsprechend unterschiedliche Schleifkörperformen ergeben. Scharfkantige Präparationswinkel sollten vermieden werden, um Brüche in der Keramik bei der Herstellung von vollkeramischen Kronen zu verhindern. Durch den gegenseitigen Einfluss von biologischen und technischen Anforderungen an die Gestaltung der okklusalen Fläche ergibt sich eine große Variationsbreite in der Präparationsform.

In dieser Arbeit wurden zwei Präparationsformen der okklusalen Fläche untersucht. Die anatomische Präparation mit okklusalem Relief (klassisch) und die Präparation ohne

okklusales Relief (neu). Die Präp. (ohne) ist anwendbar bei wurzelbehandelten Zähnen. Bei geringerem Zahnhartsubstanangebot kann das okklusale Relief mit einem Füllungsmaterial aufgebaut werden, so dass eine Fläche ohne okklusale Fissuren gestaltet wird (Siehe Abbildung 52). Für eine ziemlich flache okklusale Fläche wird einerseits ein gewisser Abtrag von Zahnhartsubstanz aus materialtechnischen und ästhetischen Gründen gebraucht, andererseits steht jedoch dem Erhalt der Zahnstabilität und die Vermeidung der Pulpaschädigung, eine biologische Anforderung gegenüber. Das Ausmaß des Zahnhartsubstanzabtrages sollte auf jeden Fall eine Restdentinstärke von über 0,7 mm gewährleisten, so dass die Wahrscheinlichkeit einer irreversiblen Schädigung der Pulpa auf ein Mindestmaß begrenzt ist. Bleibt zu erwähnen, dass die okklusale Fläche nur wenig zur Gesamtretention beiträgt [3,64].

Auf Grund der benötigten keramischen Verblendung der Kronengerüste ist es ersichtlich, dass die Form des Gerüsts die Herstellung einer gleichmäßigen Schicht der Verblendkeramik ermöglichen muss. Dies kann beim Konstruieren des Gerüsts am Bildschirm bewerkstelligt werden. Wenn die okklusale Außenkontur des Kronengerüsts beim Konstruieren anatomisch gestaltet wird, ist eine gleichmäßige Schichtstärke der Verblendkeramik gegeben (Abbildung 52). Das Gerüst wird in der Designphase so gestaltet, dass ein hinreichendes Platzangebot für eine ästhetische Verblendung besteht und die Wahrscheinlichkeit eines Abplatzens der Verblendkeramik verringert wird.

Die Gründe für die Auswahl der neuen Präparationsform der vorliegenden Studie lagen vor allem darin, die Präparation zu vereinfachen und somit ein großes Augenmerk auf die Gestaltung der Präparationsgrenze richten zu können sowie die Passgenauigkeit der Kronen zu verbessern. Hinzu kommt das mit der CAD/CAM-Technik keine komplizierten geometrischen Strukturen im Inneren des Kronengerüsts herausgearbeitet werden müssen. Damit ist eine reproduzierbare und genaue Einstellung des Zementspaltens möglich. Wichtig ist es auch, dem Zahnarzt zu ermöglichen, durch die Nutzung der Möglichkeiten, die die CAD/CAM-Technik anbietet, die Passgenauigkeit der vollkeramischen Kronen zu verbessern.



**Abb.52: Schematische Darstellung der Präparationsform (ohne okklusales Relief) mit dem möglichen Konstruieren des Kronengerüsts.**

Es gibt nur wenige Untersuchungen, die sich mit der Passgenauigkeit vollkeramischer Kronen im Hinblick auf die Präparation der okklusalen Fläche beschäftigt haben. Direkte Vergleiche verschiedener in der Literatur beschriebener Studien sind durch Unterschiede der jeweiligen Messmethoden, Messkriterien, Erfolgskriterien und der statistischen Analyse nur unter großen Einschränkungen möglich [9].

In einer Studie über die Frakturbeständigkeit vollkeramischer Restaurationen, kam Scherrer zu dem Schluss, dass eine Verringerung der okklusalen Zementfilmdicke von weniger als 300  $\mu\text{m}$ , keinen Einfluss auf die Frakturbeständigkeit vollkeramischer Restaurationen hat [111]. Dem zufolge ist von den im Rahmen dieser Studie ermittelten okklusalen Zementspaltbreiten, keine Verringerung der Frakturbeständigkeit der vollkeramischen Gerüste zu erwarten.

Bindl hat 2005 in einer in vitro Studie okklusale Zementspaltbreite von  $114 \pm 58 \mu\text{m}$  gemessen [14]. Aber welche Zementspalteinstellung beim Konstruieren der Kronengerüste benutzt wurde, hat er nicht erwähnt, was der Vergleich mit den in dieser Studie erreichten Werten, unmöglich macht.

Lin veröffentlichte 1998 eine Studie, bei der mit dem Procera-CAD/CAM-System bei verschiedenen okklusalen Präparationen zu große Zementspaltbreiten für klassisch präparierte okklusale Flächen, erhalten wurden [76]. Die erreichten Mittelwerte waren  $634 \pm 112 \mu\text{m}$  für Kronen mit anatomisch übertrieben gestalteter okklusaler Fläche ( $90^\circ$ ),  $140 \pm 82 \mu\text{m}$  für Kronen mit normal präparierter okklusaler Fläche ( $120^\circ$ ) und  $73 \pm 80 \mu\text{m}$  für Kronen mit flach präparierter okklusaler Fläche ( $160^\circ$ ). Seine

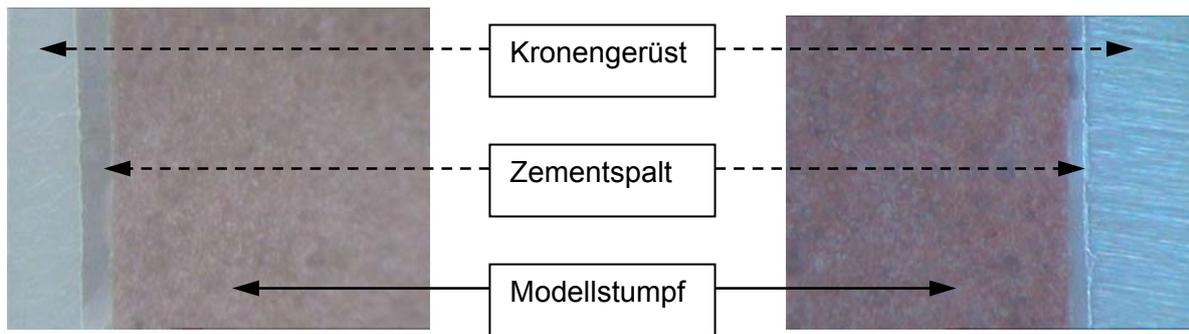
Schlussfolgerung, dass die Kronengerüste mit normal präparierter okklusaler Fläche (90°), am schlechtesten passten, stimmt mit den Ergebnissen dieser Studie überein.

Freemeyer hat 1995 in einer Veröffentlichung die Passgenauigkeit von DCS- und Procera-Titankäppchen untersucht [38]. In Abhängigkeit von der Gestaltung der Präparationsgrenze, wurde mit der Replika Technik die Zementspaltbreite axial, an den Höckern und an der Fossa gemessen. Die Procera-Käppchen haben zeigten Zementspaltbreiten von  $111 \pm 52 \mu\text{m}$  an der Fossa. Es wurden Werte zwischen  $122 \pm 50 \mu\text{m}$  bis  $197 \pm 70 \mu\text{m}$  für die Zementspaltnessung an der Fossa von DCS-Käppchen ermittelt. Die DCS-Werte sind größer als die in dieser Studie ermittelten Zementspaltbreiten. Es wurde bestätigt, dass die größten Werte im Bereich der Höcker und der Fossa lagen, was in dieser Studie auch bestätigt wurde.

#### **6.3.1.2. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Zementspalteinstellungen:**

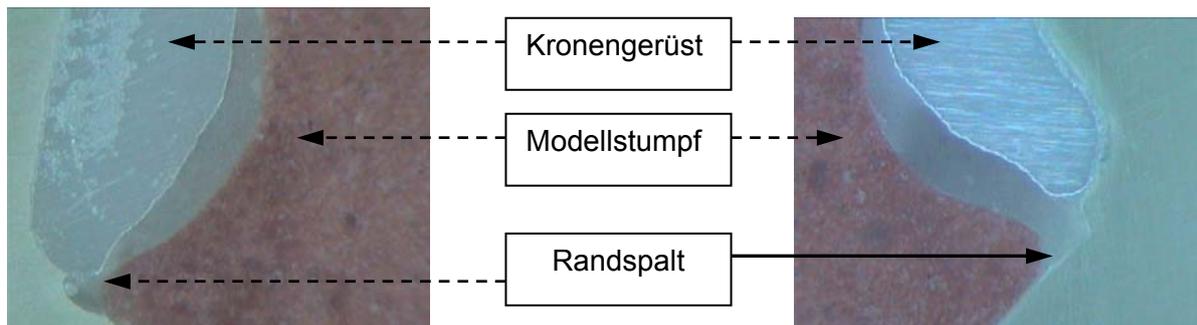
Die genaue Betrachtung der Ergebnisse der beiden Gerüstarten zeigt, dass bei einer ZSE von  $50 \mu\text{m}$  die erreichten Mittelwerte der Zementspaltbreite fast doppelt über dem vorgegebenen Sollwert lagen, während bei der ZSE von  $100 \mu\text{m}$  die erreichten Mittelwerte nur leicht vergrößert waren. Nur der Exp.1 hat eine viel vergrößerte Zementspaltbreite im Vergleich zu den anderen Zementen gezeigt. Grund dafür könnte die vermehrte Blasenbildung innerhalb der Zementfilms sein, die durch die einfache manuelle Vorbereitung der Zementkomponenten bzw. durch das Mischsystem verursacht wurde.

Jede Art von Zement benötigt einen gewissen Raum zwischen präpariertem Zahnstumpf und Kroneninnenwand. Je nach Korngröße des Zementmaterials muss ein entsprechender Hohlraum vorhanden sein. Die in dieser Arbeit verwendete ZSE von  $100 \mu\text{m}$  schafft okkusal und axial genügend Platz zwischen dem präparierten Zahn und der Innenwand des Kronengerüsts im Vergleich zu der ZSE von  $50 \mu\text{m}$  und so wird ein besseres Fließen und Ausfließen des Zementes erreicht, mit dem Ergebnis eines gleichmäßig mit Zement gefüllten Zementspalts und einer gleichzeitig minimalen Randspaltbreite (Siehe Abbildungen 53 bis 56).



**Abb.53: Zementspaltbreite/ axial**  
(ZSE=100  $\mu\text{m}$ )

**Abb.54: Zementspaltbreite/axial**  
(ZSE=50  $\mu\text{m}$ ).



**Abb.55: Randspaltbreite**  
(ZSE=100  $\mu\text{m}$ ).

**Abb.56: Randspaltbreite**  
(ZSE=50  $\mu\text{m}$ ).

Die Zementspaltbreiten der CZ-Gerüste erreichten bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  Mittelwerte zwischen  $102,31 \pm 1,48 \mu\text{m}$  und  $155,04 \pm 33,39 \mu\text{m}$  und bei der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  zwischen  $73,94 \pm 1,49 \mu\text{m}$  und  $135,69 \pm 20,53 \mu\text{m}$ .

Während die YZ-Gerüste bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  Zementspaltbreiten zwischen  $103,74 \pm 2,89 \mu\text{m}$  und  $130,30 \pm 6,04 \mu\text{m}$  und bei der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  Mittelwerte zwischen  $71,42 \pm 4,29 \mu\text{m}$  und  $132,12 \pm 9,28 \mu\text{m}$  erreichten.

Diese Ergebnisse stützen die Hypothese dieser Arbeit, dass die Zementspalteinstellung die innere Passgenauigkeit beeinflussen kann. Es kann davon ausgegangen werden, dass mit dem gewählten Zementspalt von 100  $\mu\text{m}$  eine deutlich weniger vergrößerte Zementspaltbreite erreicht werden kann. Die Erklärung ist, dass bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  genug Platz für das Fließen des Zementes vorhanden ist.

Die Ergebnisse von vielen Studien [28,39,46,100,114,136,138,140] bestärken diese Aussage.

### 6.3.1.3. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Zemente:

Der Einfluss des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit der Kronengerüste ist bedeutend, denn eine gute Fließeigenschaft des Zements trägt beispielsweise zur Verbesserung der inneren Passgenauigkeit und zur Minimierung der resultierenden Randspaltbreite bei [33].

Der Zinkphosphatzement hat eine höhere Viskosität im Vergleich zu den adhäsiven Zementen und so besteht die Gefahr, dass weniger Zement abfließen kann und aushärtet, was zu einer größeren Zementspaltbreite und somit zu einem vergrößerten Randspalt führt. Das erklärt die signifikant kleineren Zementspaltbreiten von P21 im Vergleich zu ZPC. Vergleicht man die Ergebnisse von ZPC und Exp.2, wird deutlich, dass der ZPC signifikant kleinere Zementspaltbreiten aufweist. Bei den CZ-Gerüsten mit Präp. (ohne) waren die Zementspaltbreiten von ZPC größer als die von dem Exp.2, dieser Unterschied gilt jedoch auf der  $P=0,05$ - Ebene als statistisch nicht signifikant. Dies kann durch die Bildung von Luftblasen innerhalb des Zementfilms von Exp.2 erklärt werden (siehe Abbildung 57). Die Zementspaltbreiten von Exp.1 waren signifikant größer im Vergleich zu den anderen Zementen. Die zähfließende Konsistenz des Exp.1-Zementmaterials und das Mischsystem sind dafür verantwortlich, dass sich Luftblasen innerhalb der Zementmasse gebildet haben und zu größeren Zementspaltbreiten geführt haben (Abbildung 58). Die ermittelten Exp.1 Zementspaltbreiten stellten von den YZ- Gerüsten bei der Präp. (ohne) und mit der ZSE 100  $\mu\text{m}$  die Ausnahme dar. Diese waren aber ohne signifikante Unterschiede kleiner als Zementspaltbreiten von ZPC und Exp.2.

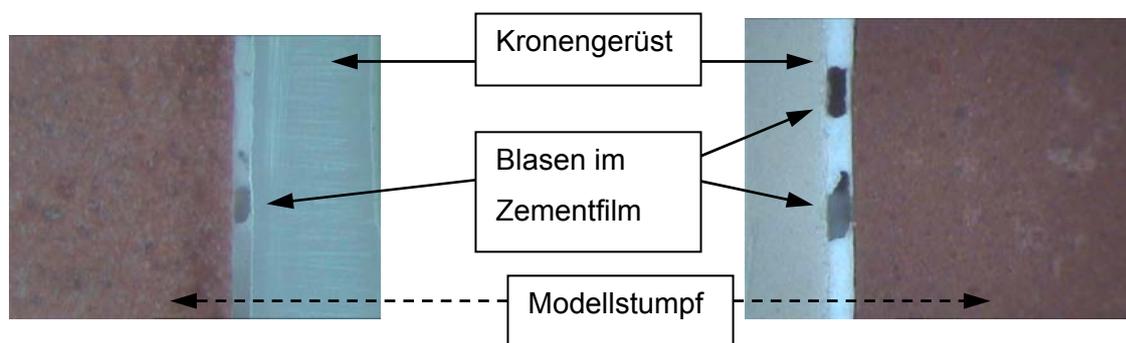


Abb.57: Blasen im Zementfilm /Exp.2.

Abb.58: Blasen im Zementfilm /Exp.1

Es wird ersichtlich, dass die Wahl des Zements einen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit hat. Die Unterschiede in Zementspaltbreiten zwischen den vier Zementen können aus einer unterschiedlichen Fließfähigkeit erklärt werden.

### 6.3.1.4. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Gerüstmaterialien:

Präp. (ohne): Der Vergleich der in dieser Untersuchung verwendeten Gerüstmaterialien und deren möglichen Auswirkungen auf die Qualität der inneren Passgenauigkeit der Kronengerüste, lässt im Falle von einer ZSE von 100  $\mu\text{m}$  keine eindeutigen Unterschiede erkennen. Nur als der Exp.1 benutzt wurde, waren die Zementspaltbreiten der CZ-Gerüste größer als die der YZ-Gerüste ( $P=0$ ). Während im Falle von ZSE 50  $\mu\text{m}$  die Zementspaltbreiten der CZ-Gerüste signifikant größer, als die der YZ-Gerüste waren. Dies ist in der der Abbildung 59 dargestellt.

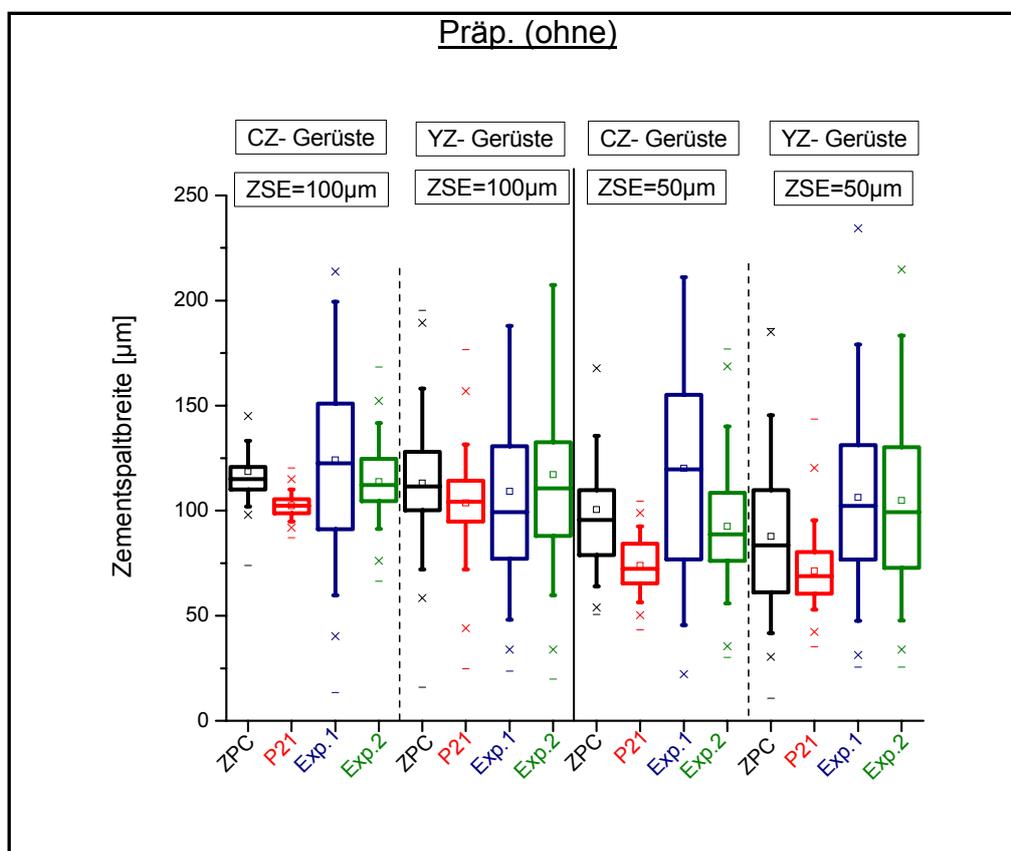


Abb.59: Messdaten der Zementspaltmessung von beiden Keramiken bei der Präp. (ohne), unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente.

Präp. (mit): Bei Betrachtung der Zementspaltbreite (Abbildung 60) bei ZSE von 100  $\mu\text{m}$  wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gerüsten (CZ und YZ) festgestellt. Nur im Falle des Exp1. Zements war die Zementspaltbreite der CZ-Gerüste signifikant größer im Vergleich zu den YZ-Gerüsten ( $P=0$ ).

Bei der ZSE 50  $\mu\text{m}$  waren die Zementspaltbreiten der CZ- Gerüste signifikant größer im Vergleich zu den YZ-Gerüsten, als die Zemente ZPC, P21 und Exp.1 genutzt wurden.

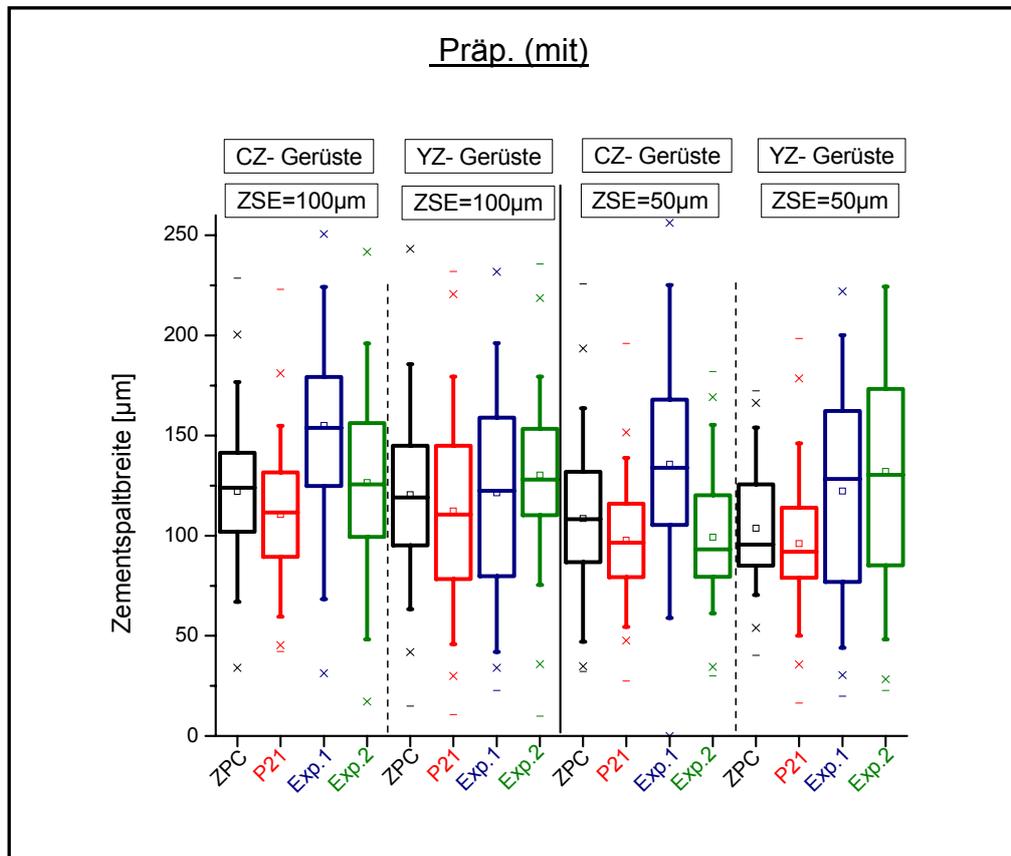


Abb.60: Messdaten der Zementspaltmessung von beiden Keramiken bei der Pröp.(mit), unter Berücksichtigung der Zementspalteinstellungen und der verwendeten Befestigungszemente.

Die Sinterung der YZ-Gerüste kann bei kleineren Zementspalteinstellungen zur besseren inneren Passgenauigkeit im Vergleich zu den CZ-Gerüsten führen.

### 6.3.2. Randspaltergebnisse

#### 6.3.2.1. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der beiden Präparationsformen:

Die Graphen in den Abbildungen (37,38,46 und 47) und die Tabellen (13 und 18) zeigen, dass die Präparation mit einer klassischen okklusalen Fläche die größten gemessenen Werte für die erreichte Randspaltbreite innerhalb der zu bewertenden Verfahren liefert. Die Messwerte als Resultat der neuen Präparation zeigen kleinere Randspalten als die Werte der klassischen Präparation. Signifikante Unterschiede

zwischen den beiden Präparationsformen, konnten für alle Zemente außer für CZ-Gerüste zementiert mit Exp.1 festgestellt werden.

Im Falle von Exp.1 waren die gemessenen Randspaltbreiten auf jeden Fall zu groß. Grund dafür sind die hohe Viskosität des Materials und die durch das einfache Mischsystem unvermeidbare Blasenbildung innerhalb des Zementfilms. Das einfache Mischen der Materialkomponenten per Hand muss verbessert werden, sodass sich weniger Luftblasen bilden

Die Ausgestaltung einer flachen okklusalen Fläche als Präparationsform ist als das signifikant bessere Präparationsverfahren zu bezeichnen.

### **6.3.2.2. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Zementspalteinstellungen:**

Bei der Betrachtung der Graphen (37,38,46 und 47) fällt auf, dass sowohl die Werte für den Randspalt bei Präp. (ohne) als auch die Werte für den Randspalt bei Präp. (mit) mit kleinerer ZSE größer sind. Bei ZSE 100 µm waren die erreichten Werte signifikant kleiner im Vergleich zu den Werten bei ZSE 50 µm für beide Gerüstarten, mit Ausnahme von Exp.1.

Es kann also davon ausgegangen werden, dass mit dem gewählten Zementspalt 100 µm eine deutlich kleinere Randspaltbreite erreicht werden kann. Denn er schafft genügend Raum okkusal und axial zwischen dem präparierten Zahn und der Innengerüstwand, wodurch ein besseres Fließen und Ausfließen des Zementes erreicht wird, mit der Folge einer reduzierten Randspaltbreite (Siehe Abbildungen von 53 bis 56/ Seite 92).

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Breite des Zementspalts einen Einfluss auf die Größe des Randspalts ausübt. In vitro Studien [14,100,128] und in vivo Studien [68,69] zeigten auch, dass kleine Randspaltbreiten mit großen Zementspaltbreiten korrelierbar sind. Es kann davon ausgegangen werden, dass das vollständige Platzieren der Krone durch einen zu geringen Zementspalt beeinträchtigt werden kann, was zu einer erhöhten zervikalen Diskrepanz führen wird, denn bei einem kleinen Zementspaltraum verhindern die Korngröße und Viskosität des Zementes eine Näherung des Kronenrands an die Stumpfwände an der Präparationsgrenze.

### **6.3.2.3. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Zemente:**

Die Art des verwendeten Befestigungszementes spielt eine wichtige Rolle bei der Größe der Randspaltbreite, welche durch eine gute Fließfähigkeit des Zements minimiert werden kann [33].

Die gemessene Randspaltbreite der Gerüste zementiert mit P21, war am kleinsten und somit besser als die der Gerüste zementiert mit den anderen Zementen, unabhängig von der ZSE, der Präparationsform und dem Gerüstmaterial. Dies kann durch die gute Fließfähigkeit von P21 im Vergleich zu den anderen Zementen erklärt werden.

Exp.2 zeigte P21 kleinere Randspaltbreiten im Vergleich zu ZPC und Exp.1. Ohne signifikante Unterschiede waren die Ergebnisse von Exp.2 größer als ZPC bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  und der Pröp. (ohne), bzw. bei einer ZSE 50  $\mu\text{m}$  und Pröp. (mit) bei den YZ- Gerüsten. Diese größere Zementspaltbreite von Exp.2, verglichen mit ZPC, kann mit der Blasenbildung begründet werden.

Die Randspaltbreiten von ZPC waren kleiner als diese von Exp.1, nur nicht bei der Pröp. (mit) für YZ- Gerüsten, allerdings ohne signifikante Unterschiede.

Das Auftreten erhöhter Randspaltbildung bei den Gerüsten zementiert mit Exp1 kann durch die Blasen, die sich innerhalb des Zementfilms gebildet haben erklärt werden. Außerdem fließt der Zement langsamer als die anderen Zemente und damit wird die Breite des Randspaltes vergrößert.

### **6.3.2.4. Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der verwendeten Gerüstmaterialien:**

Der Vergleich der Randspaltergebnisse der beiden in dieser Arbeit benutzten Gerüstkeramiken zeigte, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den erzielten Ergebnissen vorhanden sind. Bei einer ZSE von 100  $\mu\text{m}$  und der Pröp. (ohne) waren die Randspaltbreiten von CZ-Gerüsten, zementiert mit dem Zement ZPC, größer im Vergleich zu YZ-Gerüsten ( $P=0,13$ ). Ebenfalls bei einer ZSE von 50  $\mu\text{m}$  ( $P=0$ ). Grundsätzlich liefern beide Keramiksysteeme vergleichbare Ergebnisse. Bei der Pröp. (mit) wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gerüstkeramiken, unabhängig von der Zementspalteinstellung und dem verwendeten Befestigungszement, festgestellt werden.

In dieser Studie konnte zwischen CZ und YZ kein signifikanter Unterschied der Rand- und Zementqualität festgestellt werden, der ausschließlich auf das Restaurationsmaterial (Keramik) zurückzuführen ist.

Bei der Wahl zwischen den beiden Keramiken als Restaurationsmaterial bzw. deren Verarbeitung (Infiltrieren oder Sintern) sollten aber einige Gesichtspunkte beachtet werden. Es sollte eine möglichst kosten- und zeitersparende Technik angewendet werden. Denn die Glasinfiltrationsmethode ist sehr zeitaufwändig, während die Sintermethode weniger Zeit in Anspruch nimmt, die YZ-Blöcke sind jedoch teurer als die CZ-Blöcke.

### **6.3.3. Ergebnisse der marginalen Diskrepanzmessung**

Diese Untersuchung wurde nur für die Kronengerüste, die mit P21 und ZPC zementiert wurden, durchgeführt. In den Graphen (38 und 47) und den Tabellen (14 und 19) ist zu erkennen, dass die marginale Diskrepanz von P21 im Vergleich zu ZPC signifikant kleiner ist, unabhängig von der Zementspalteinstellung, der Präparationsform und dem Gerüstmaterial. Ebenfalls die Ergebnisse der marginalen Diskrepanz bei der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  signifikant kleiner im Vergleich zu den Ergebnissen bei der ZSE 50 von  $\mu\text{m}$ . Die Ergebnisse waren bei der Präp. (ohne) signifikant kleiner als bei der Präp. (mit) für die beiden Zemente ZPC und P21, unabhängig von der Zementspalteinstellung.

Die Ergebnisse zeigen, dass es einen Zusammenhang zwischen der marginalen Diskrepanz und den Rand- und Zementspaltergebnissen gibt. Denn die größten Werte von diesen Messungen wurden mit der ZSE von 50  $\mu\text{m}$  und mit dem Zement ZPC und die kleinsten Werte wurden auch für die beiden Messungen mit der ZSE von 100  $\mu\text{m}$  und mit dem P21- Zement ermittelt.

Die Vielzahl unterschiedlicher Messmethoden und Messkriterien lassen die Gegenüberstellung der in der Literatur vorliegenden Resultate verschiedener Studien mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit nur bedingt zu. Daher ist eine Standardisierung der Messmethoden und Messkriterien, um reproduzierbare Messdistanzen und vergleichbare Ergebnisse zu garantieren, unerlässlich [9].

Mit der Sektionsmessmethode sind Passgenauigkeitsuntersuchungen speziell von Cerec3 In-Ceram Zirconia CZ oder In-Ceram YZ Kronengerüsten in der Literatur nicht beschrieben. Es existieren annähernd vergleichbare Untersuchungen von anderen vollkeramischen CAD/CAM-Kronen (Tabelle 24), deren Versuchsanordnungen jedoch nicht exakt mit der eigenen dieser Arbeit übereinstimmen.

**Tab. 24: Literaturergebnisse der Passgenauigkeitsuntersuchung unter Berücksichtigung der benutzten Messmethode**

Zitat	Ergebnisse in [ $\mu\text{m}$ ] mit Replika Technik (in vivo)	Zitat	Ergebnisse in [ $\mu\text{m}$ ] mit Sektionstechnik (in vitro)
83	48,8 $\pm$ 51,1 – 112,3 $\pm$ 66,4 (ZS)	1	44,1 $\pm$ 12 – 65,3 $\pm$ 17,5 (MD)
37	100 (ZS)	56	45 – 67 (MD)
78	7 – 65 (MD)	55	48 $\pm$ 7 – 57 $\pm$ 19 (MD)
17	90 – 145, 115- 245 (ZS)	101	46,74 $\pm$ 28,66 – 58,20 $\pm$ 30,42 (MD) 27,47 $\pm$ 27,08– 148,68 $\pm$ 19,46 (ZS)
18	13 – 420 (ZS)	99	67 $\pm$ 19 – 130 $\pm$ 23 (RS) 61 $\pm$ 22 – 82 $\pm$ 21 (ZS)
13	207 $\pm$ 63 – 308 $\pm$ 95 (RS)	123	26 $\pm$ 12 – 143 $\pm$ 49 (RS) 79 $\pm$ 21 – 279 $\pm$ 49 (ZS)
143	130 – 285 (MD)	49	44 – 92 (MD)
68	117,4 (ZS)	84	23,32 $\pm$ 5,23 – 248,35 $\pm$ 27,87 (RS) 111,58 $\pm$ 18,85 – 255,89 $\pm$ 22,59 (ZS)
		98	34 $\pm$ 21 (RS) 60 $\pm$ 38 – 135 $\pm$ 43 (ZS)
		105	17,6 $\pm$ 14,6 – 83,5 $\pm$ 67,6 (RS) 37,7 $\pm$ 21,3 – 104,7 $\pm$ 69 (ZS)
		14	71 $\pm$ 30 – 136 $\pm$ 68 (ZS)
		29	91 $\pm$ 22 – 105 $\pm$ 34 (RS) 77 $\pm$ 8 – 102 $\pm$ 28 (ZS)

MD: marginale Diskrepanz, RS: Randspalt, ZS: Zementspalt.

Zahlreiche wissenschaftliche Arbeiten befassen sich mit der Passgenauigkeit von vollkeramischen Einzelkronen [4,6,14,17,44,69,76,98,99,100,112,145]. Eine Spaltbreite von 100 bis 200  $\mu\text{m}$  wurde für den Randspalt [17,27,37,57,69,83] und von 50  $\mu\text{m}$  bis 100  $\mu\text{m}$  für den Zementspalt [53,80] als klinisch akzeptabel angesehen.

#### Vergleich zu bestehenden Cerec3-Studien

Vorhandene in vitro Untersuchungen über die Passgenauigkeit von Cerec3-Kronen sind in der Tabelle 25 zusammengestellt. Diese sind auch wegen der unterschiedlichen Messkriterien und Messmethoden nur bedingt vergleichbar.

Tab. 25: Ergebnisse der Studien, die die Passgenauigkeit von Cerec3 Kronen untersucht haben

Zitat	Scann-system	ZSE	Zement	Gerüst-material	Messmethode	Ergebnisse
100	CCD-Kamera	10,30,50	-	Mark II, Vita	Profilometer für RS, Replika für ZS	53±5 - 108±17 (RS) 116±5 - 162±10 (ZS)
2	CCD-Kamera	25	-	Paradigm MZ, ESPE	Direkt mit SEM 50X	46±9,2 , ST (MD) 65,9±38,7 HK (MD)
14	Laser-scanner	Nicht erwähnt	P21	In-Ceram Zirkonia	SEM 120X für RS Sektion für ZS	43±23 (RS) 82±49 - 114±58 (ZS)
29	Laser-scanner	10		Paradigm MZ, ESPE	Replika für RS Sektionsmethode für ZS	91±22 – 105±34 (RS) 77±8 - 102±28 (ZS)

MD: marginale Diskrepanz, RS: Randspalt, ZS: Zementspalt,

ST: Stufenpräparation, HK: Hohlkehlpäparation.

Die Ergebnisse dieser Studie belegen übereinstimmend mit den Ergebnissen der Vergleichsstudien (Tab.25), dass die von Jørgensen KD [58] geforderte Präzision (50 µm), nicht erreicht werden kann.

Von Cerec3 Mark II vollkeramische Kronengerüste wurden Randspaltbreiten mit Hilfe eines Profilometers zwischen 53 µm und 108 µm in Abhängigkeit von der Zementspalteinstellung und dem Präparationswinkel gemessen [100]. In der vorliegenden Studie wurden die Kronengerüste mit der Sektionstechnik untersucht und Randspaltbreiten zwischen 73,63 µm und 110,31 µm ermittelt. Nakamura [100] hat bei der Zementspalteinstellung von 50 µm, Zementspaltemessungen an nicht zementierten Kronen mit Hilfe der Replika Technik vorgenommen und Werte zwischen 116 µm und 162 µm ermittelt. Diese liegen deutlich über denen in dieser Studie bei der ZSE von 50 µm ermittelten Werten, die zwischen 73,94 ± 1,49 µm und 155,04 ± 33,39 µm für CZ-Gerüste und zwischen 71,24 ± 4,29 µm bis 130,30 ± 6 µm für YZ-Gerüsten sind.

Nakamuras Schlussfolgerung, dass bei der Wahl einer größeren Zementspalteinstellung eine bessere Passgenauigkeit erreicht werden kann, wird von den im Rahmen dieser Studie erhaltenen Ergebnissen gestützt.

Akbar JH [2] stellte in einer in vitro Studie von Cerec3-Kronen aus Paradigm MZ 100 Keramik, und mit Hilfe des SEM bei 50-facher Vergrößerung folgende absolute marginale Diskrepanzen fest: 49 ± 9,2 µm (von 26,3 µm bis 55,6 µm) für Kronen mit Stufenpräparation und 65,9 ± 38,7 µm (von 35 µm bis 130 µm) für Kronen mit Hohlkehle.

In einer anderen in vitro Studie hat Bindl [14] für Vita In-Ceram Kronengerüste (Cerec inLab), Randspaltbreiten von  $43 \pm 23 \mu\text{m}$  ermittelt. In seiner Studie wurden die Modelle mit dem Cerec inLab Laserscanner gescannt, während in dieser Studie die intraorale Kamera benutzt wurde. Der Unterschied in den ermittelten Ergebnissen kann durch die unterschiedlichen Messmethoden erklärt werden, denn er hat Messungen mit dem REM bei 120-facher Vergrößerung durchgeführt. Außerdem liefert der inLab Laserscanner genauere Datenerfassung von den gescannten Modellen und somit bessere digitale Abdrücke im Vergleich zur intraoralen Kamera.

Effrosyni hat die Passgenauigkeit von Cerec3-Kronengerüsten (Zahn36), unter Berücksichtigung der Präparationsform der Präparationsgrenze untersucht [29]. Randspalten wurden mit der Replikatechnik gemessen, während Zementspaltbreiten mit der Sektionsmethode gemessen wurden. Die Kronen wurden mit einer ZSE von  $10 \mu\text{m}$  hergestellt und mit dem Zement Rely X zementiert. Die Mittelwerte der Randspaltbreite von den Paradigm MZ- Kronen lagen zwischen  $91 \pm 22 \mu\text{m}$  und  $105 \pm 34 \mu\text{m}$ . Die Mittelwerte der Zementspaltergebnisse waren zwischen  $77 \pm 8 \mu\text{m}$  und  $102 \pm 28 \mu\text{m}$ . Die Ergebnisse der Randspaltbreite sind mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichbar, während die Zementspaltbreiten wegen der unterschiedlichen Zementspalteinstellungen nicht vergleichbar sind.

Die in der Literatur anhand von ähnlichen lichtmikroskopischen beschriebenen Ergebnisse der Passgenauigkeitsanalyse [49,55,56,98,99,101,123] sowie die mit der Sektionstechnik ermittelten Ergebnisse [17,47,57,99,98,104,129], erlauben die Schlussfolgerung, dass die Cerec3 eine mit konventionellen gusstechnischen Herstellungsverfahren von Einzelkronen vergleichbare Passgenauigkeit liefert.

Eine der Beschränkungen dieser Untersuchung war der mögliche Fehler bei der Zementierung, da kleine Bewegungen der Gerüste während der Zementierung die Messwerte beeinflussen können. Jedoch sollte die ca. 1,2 mm breite Hohlkehle, die bei der Vorbereitung der Originalmodelle präpariert wurde, solche Bewegungen verringern. Aus diesem Grund erscheint es nach den vorliegenden Ergebnissen sicherer, für die Herstellung der vollkeramischen Kronengerüsten mit dem Cerec3-CAD/CAM-System, eine ohne Relief präparierte okklusale Fläche und eine ZSE von  $100 \mu\text{m}$  zu benutzen, um klinisch präzise Restaurationen zu erhalten.

## 7. Zusammenfassung

Während in zahlreichen in vitro Untersuchungen Rand- und Zementspaltbreiten von 50 µm und kleiner erreicht werden konnten [58,98,109,123], zeigten in vivo Untersuchungen große Unterschiede zwischen einer theoretisch möglichen und der klinisch erreichten Passgenauigkeit [10,13,18,30,68,83,112]. Das lässt den Schluss zu, dass die Qualität einer Krone im vollen Umfang von klinischen Faktoren bestimmt wird. Ziel dieser Arbeit war es daher, den Einfluss der Präparation der okklusalen Fläche auf die innere und die marginale Passgenauigkeit von vollkeramischen Kronengerüsten, hergestellt mit dem Cerec3-CAD/CAM-System unter Berücksichtigung der eingestellten Zementspaltbreite, des verwendeten Befestigungszementes, und der Gerüstkeramik zu untersuchen.

Für diese Aufgabe wurden zwei metallische Originalmodelle vorbereitet (1. mit klassischer okklusalen Fläche, 2. mit flach präparierter okklusalen Fläche), die Originalmodelle wurden dubliert und anschließend wurden 80 Arbeitsmodelle jeweils ausgegossen. Optische Abdrücke wurden von den Arbeitsmodellen mit der digitalen Kamera des Cerec3-CAD/CAM-System gemacht. Zwei Zementspalteinstellungen (100 µm und 50 µm) wurden beim Konstruieren der Gerüste am Bildschirm des Computers ausgewählt. 160 Kronengerüste wurden aus Glasinfiltrationskeramik und Sinterkeramik jeweils 80 Kronengerüste hergestellt. Für jede Keramik wurden 40 Kronengerüste mit der klassischen Präparation der okklusalen Fläche (klassisch mit Höcker) und 40 Kronengerüste mit flach präparierter okklusalen Fläche (neue Präparation) geschliffen. Vier Zemente (ZPC: Zinkphosphatzement, P21: Panavia21, Exp.1: experimenteller Zement.1, Exp.2: Experimenteller Zement 2) wurden für die Zementierung der Gerüste auf ihren Arbeitsmodellen benutzt. Prüfkörper (Kronengerüst + Modell) wurden in transparentem Kunststoff eingebettet, so dass eine Würfelform entstand. Die Proben wurden longitudinal bucco- lingual und dann mesio- distal gesägt. Zur qualitativen und quantitativen Beurteilung im Lichtmikroskop, wurde die Rand- und Zementspaltanalyse bei 40-facher Vergrößerung durchgeführt.

Es konnte folgendes gezeigt werden:

1. Die Form der Präparation der okklusalen Fläche von Molaren hat einen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit von Cerec3 vollkeramischer Kronengerüsten. Es konnte gezeigt werden, dass mit einer ohne okklusales Relief präparierten okklusalen

---

Fläche im Vergleich zu einer anatomisch präparierten okklusalen Fläche, eine bessere innere und marginale Passgenauigkeit, unabhängig von der Wahl der Zementspalteinstellung am Cerec-Gerät, der Wahl des Zementes und der Wahl der Gerüstkeramik, erreicht werden konnte.

2. Die Auswahl der Zementspalteinstellung hatte einen signifikanten Einfluss auf die Zementspaltbreite und auf die Randspaltbildung. Die Verwendung von Zementspalteinstellung von 100 µm kann für alle verwendeten Zemente empfohlen werden. Denn eine ZSE von 100 µm schafft genügend Platz für den Zement zum Abfließen, so dass ein gleichmäßiger und nicht erheblich vergrößerter Zementspalt erreicht werden kann. Bei Panavia21- Zement, der sich durch eine niedrige Viskosität auszeichnet, wird dies auch mit einer Zementspalteinstellung von 50µm erreicht. Von der Verwendung von Zementspalteinstellung von 50 µm bei Zinkphosphatzementen abzuraten.

3. Die Auswahl des Befestigungszementes hatte einen signifikanten Einfluss auf die Innere und marginale Passgenauigkeit von Cerec3 vollkeramischen Kronengerüsten. Adhäsive Zemente, die eine gute Fließfähigkeit beweisen, zeigen bessere Ergebnisse im Vergleich zu den anderen Zementen. Panavia21 brachte die kleinsten Zement- und Randspaltbreiten bei einer ZSE von 50 µm hervor und verringerten sich seine Werte als die ZSE von 100 µm benutzt wurde.

4. Die beiden in dieser Studie verwendeten Gerüstkeramiken können für das Erreichen einer guten inneren und marginalen Passgenauigkeit empfohlen werden.

5. Mit Hilfe der Cerec3-CAD/CAM-Technik kann als klinisch akzeptable Passgenauigkeit ähnlich mit der konventionellern Gusstechnik erreicht werden. Eine Erprobung In vivo erscheint unter Beachtung der klinischen und labortechnischen Verfahrensweisen empfehlenswert.

## 8. Literaturverzeichnis

1. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 725-731.
2. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics* 2006; 15: 155-163.
3. Assif D, Azoulay S, Azoulay S, Gorfil C. The degree of zinc phosphate cement overage of complete crown preparations and its effect on crown retention. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 275-278.
4. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 346-355.
5. Becker J, Heidemann D. Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48:611-617.
6. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of marginal discrepancy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999; 26: 582-593.
7. Besimo. CH, et al. Marginale Passgenauigkeit computergesfräster Titankronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 793-796.
8. Besimo CH, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J of Prosth* 1997; 10: 541- 564.
9. Besimo CH, Spielmann HP, and Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 243-262.
10. Bieniek KW, Küpper H. Zur Randspaltproblematik von Keramikkrone. *Zahnärztl Welt* 1988; 97: 1048-1051.
11. Biffar R. Zur Auswertung von Randspaltmessungen an feststehendem Zahnersatz *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 523–525.
12. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent* 1999, 1: 255-265.
13. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 2003; 111:163-169.
14. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 441-447.
15. Blatz MB, Sadan K, Kern M. Resin –ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-274.

- 16.** Boeckler AF, Stadler A, Setz J. The significance of marginal gap and overextension Measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. The journal of contemporary Dental Practice 2005; 15: 1-12.
- 17.** Böning KW, Wolf BH, et al. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 2000a; 84, 419-424.
- 18.** Böning KW, et al. Klinische Randspaltmessungen von Procera AllCeram- Kronen. Dtsch Zahnärztl Z. 2000b; 55: 97-100.
- 19.** Brannström M, Vojinovic O. Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials. J Dent Child 1976; 43: 15-21.
- 20.** Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34: 849-853.
- 21.** Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. J Adhes Dent 2002; 4: 7-22.
- 22.** Byrne G. Influence of finish-line form on crown cementation. Int J Prosthodont 1992; 5: 137-144
- 23.** Carter S, Wilson PR. The effect of die spacing on crown retention. Int J Prosthodont 1996; 9: 21-29.
- 24.** Claus. Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dent Lab 1980; XXVIII: 1743-1750.
- 25.** Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont 2004, 17: 59-64.
- 26.** Demmel HJ. Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26: 700-705.
- 27.** Donath K, Roth K. Histologic-morphometric studies to determine the cervical marginal fit of single and pontic crowns. Z Stomatol 1987; 84: 53-73.
- 28.** Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD JR, Cohen KS. Technique to improve the seating of castings. J Am Dent Assoc 1978; 96: 432-437.
- 29.** Effrosyni A Tristou, Simone E Northeast, Richard von Noort. Evaluation of marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. J of Dent 2007; 35: 68-73.
- 30.** Eichner K., Voss R.: Der Kronenrand. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26: 742-757.
- 31.** Eichner K, Kappert HF, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Dentothek Studium und Praxis Heidelberg (2000).

- 
- 32.** Einfeld H. Passgenauigkeit gegossener Metallarbeiten. Dtsch Zahnärztl Z 1969; 24: 1087-1093.
- 33.** Eppenberger J, Marinello CP, Scherle W, Schärer P. Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1987; 97:1237-1250.
- 34.** Fahrmeir F. Statistik – 3.Auflage, Springer-Verlag, Berlin (2001).
- 35.** Faull TW, Pelleu GB, Eastwood GW. Marginal opening of single and twinplantium-bonded aluminium porcelain crowns. J Prosthet Dent 1985; 53: 29-33.
- 36.** Feilzer A, et al.: Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. J Dent Res 1989; 68, 48-50.
- 37.** Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. Dent Mater 1985; 1: 197-199.
- 38.** Freesmeyer WB. CAD/CAM- gefertigte Krone im direkten Vergleich. Dent Lab 1995; 43: 61-64.
- 39.** Fusayama T, IDE K; Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. J Prosthet Dent 1994; 14: 95-106.
- 40.** Gavelis JR, et al. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. J Prosthet Dent 1981; 45: 138-145.
- 41.** Gegauff A, Rosenstiel S. Recessment of die-spacer with dynamic loading cementation. J Prosthet Dent 1989; 61: 655-658.
- 42.** Gemalmaz D, Özcan M, Yoruc AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. J Oral Rehabil 1997; 24: 646-651.
- 43.** Geurtsen W, Marx R. Die Verwendung von Titan in der konservierenden Zahnheilkunde. Zahnärztl Welt 1990; 99: 977-980.
- 44.** Goldin EB, Boyd NW, 3<sup>rd</sup> Goldstein GR, Hittelman E L, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent 2005; 43: 143-147.
- 45.** Grajower R, Lewinstein I, Zeltser C. The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. J Oral Rehabil 1985; 12: 235-245.
- 46.** Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with die spacers. J Prosthet Dent 1989; 61: 555-563.
- 47.** Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. J Oral Rehabil 1997; 24: 871-881.

- 
- 48.** Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltnmessungen an Einzelkronen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 260-265.
- 49.** Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. Int J Prosthodont 2003; 16: 109-116.
- 50.** Haller B. Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. ZM 1992; 82:86-97.
- 51.** Hegenbarth EA. Die Symiose aus Computertechnologie und Kreativität. Dent Lab 5. Sonderausdruck 1995.
- 52.** Hembree J, Ted A, Hembree B. Film Thickness of cements beneath complete crowns. J Prosthet Dent 1978; 39: 533-535.
- 53.** Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremes L. CAD/CAM- fillings of the future? In Dent J 1997; 47: 247-258.
- 54.** Holmes JR, Bayne SC, et al: Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989; 62: 405-408.
- 55.** Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Marginal fit of castable ceramic crowns. Prosthet Dent 1992; 67: 594-599.
- 56.** Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. J Prosthet Dent 1990; 63: 26-31.
- 57.** Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. J Prosthet Dent 2005; 93: 138-142.
- 58.** Jørgensen KD. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. DZZ 1958; 14: 461- 469.
- 59.** Jørgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cement. Acta Odontol Scand 1960;18: 479-485.
- 60.** Jung T, Quast U. Das Gussgefüge am Kronenrand Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26, 785-792
- 61.** Kakaboura A, Rahiotis C, Watts D, Silikas N, Eliades G. 3D-marginal adaptation versus setting shrinkage in light-cured microhybrid resin composites. Dent Mater 2007; 23: 272-278.
- 62.** Kappert HF, Altvater A. Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und –Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 151-153.
- 63.** Kappert HF, Krah M. Keramiken- eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 2001; 27: 668-704.

- 
- 64.** Kaufmann EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 487-502.
- 65.** Kerschbaum T. Normierter Kronenrand? - Eine Analyse aus klinischer Sicht. In: W Walther and M Heners (Hrsg.): *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde- Anspruch und Wirklichkeit*. Hüthig, Heidelberg. (1995).
- 66.** Kerschbaum T, Porschen C. Kronenrandschluss und Konturqualität in fünf Dentallaboratorien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 53: 620-631.
- 67.** Knappwost A. Disintegration of phosphate cements in the oral cavity, and its inhibition. *Dtsch Zahnärztl Z* 1950; 5: 1022-1030.
- 68.** Kokubo Y, et al: Clinical marginal and internal gaps of Procera All Ceram crowns. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 526-530.
- 69.** Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of in-ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 2005; 32:753–758.
- 70.** Körber KH, Lenz P. Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Einzelkronen. *Zahnärztl Welt* 1968; 69: 440-445.
- 71.** Lahl C. Der Einsatz der CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde- eine Literaturübersicht 2002. Dissertation, Charite, Berlin.
- 72.** Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Esthet Dent* 1998; 42: 567-577.
- 73.** Lehmann KM. und Krauth G. Der Randschluß von Gusskronen-hergestellt im propädeutischen Unterricht. *Dtsch Zahnärztl Z* 1984; 39: 750-752.
- 74.** Leinfelder K, et al: A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989; 118: 703-707.
- 75.** Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert G. Marginal fit of machine- milled Titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 440-447.
- 76.** Lin MT, SY-Munoz J, Monuz CA, Goodacare CJ, Nylor WP. The effect of tooth preparation form an the fit of procera copings. *Int J Prosthodont* 1998; 15: 580-590.
- 77.** Li ZC, White SN. Mechanical proberities of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999; 18: 597-609.
- 78.** Lofstrom LH. Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent* 1989, 61: 664-669.
- 79.** Luthard RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter M, Hüls A. An Innovative Method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 680-685.

- 
- 80.** Magne P, et al. An in vitro evaluation of the internal seals of CEREC overlay. *Quintessence Int* 1991; 22: 425-441.
- 81.** Marxkors R. Der Randschluß der Gußkronen, *Dtsch Zahnarzt Z* 1980; 35: 913-15.
- 82.** May KB, Russell MM, Razzoog M, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998, 80: 394-404.
- 83.** McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-111.
- 84.** Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD, Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J* 2004; 15: 127-132.
- 85.** Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 575-584.
- 86.** Moldovan O, Rudolph H, Quass S, Bornemann G, Luthard RG. Interne und externe Passgenauigkeit CAM- gefertigter Zirkondioxidbrücken. *DZZ* 2006a; 61: 38-42.
- 87.** Moldovan O, Rudolph H, Luthard RG. Interne 3D- Passgenauigkeit CAD/CAM gefertigter Zirkondioxidgerüste für den Seitenzahnbereich. *DZZ* 2006b; 61: 410-416.
- 88.** Molin M, et al: Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/ resin composite joint. *Dent Mater* 1996; 12: 245-249.
- 89.** Mörmann WH, et al. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989; 20: 329-339.
- 90.** Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int* 1996; 279: 821-828.
- 91.** Mörmann WH, Schug J. Computer precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *J Am Dent Assoc* 1997; 148: 47-53.
- 92.** Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 333-339.
- 93.** Mörmann WH, Bindl A. Cerec 3—ein Quantensprung bei Computer- Restaurationen. *Quintessenz* 2000a; 51:157-171.
- 94.** Mörmann WH, Bindl A. The Cerec 3-a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int* 2000b; 31: 699-712.
- 95.** Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004; 7: 11-24.
- 96.** Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 7S-13S.

- 
- 97.** Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 248-255.
- 98.** Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 51-57.
- 99.** Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 189-193.
- 100.** Nakamura T, Dei N, et al: Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 244-248.
- 101.** Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 314-318.
- 102.** Parkinson CR, Sasov A. High-resolution non-destructive 3D interrogation of dentin using X-ray nanotomography. *Dent Mater* 2007; 24: 773-777.
- 103.** Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 585-590.
- 104.** Petteno D, et al. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 405-408.
- 105.** Piwowarczyk A, Lauer HA, Determining the marginal fit of Cad/Cam bridge frameworks. IADR, Dublin, Ireland 13-16.09.2006.
- 106.** Polanzky R, Reichhold Ch, Lorenzoni M, Haas M, Arnetzl G, Bratschko RO. Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 53: 643-647.
- 107.** Pröbster L, Girthofer S. Quintessence International, Vollkeramische Restaurationen mit Celay 1995; 46: 1041-1049.
- 108.** Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 56: 575-576.
- 109.** Rehberg HJ. Exact marginal closure--what's that?. *Dtsch Zahnärztl Z* 1971; 26: 696-669.
- 110.** Rinke S, Mrgraf G, JahnL, Hüls A. Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* 1994; 104: 1495-1499.
- 111.** Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994; 10: 172-177.

- 112.** Schlegel A, et al. The in-vitro study of the marginal fit accuracy of computer-milled titanium crowns. II. A histological-morphometric marginal-gap analysis. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991; 101: 1409-1414.
- 113.** Schmidt A, Walter M, Böning K. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. *Quintessenz* 1998; 49: 1111-1122.
- 114.** Schwartz IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1986; 56, 279-283 .
- 115.** Schwickerath H. Das Verhalten von Befestigungszementen II. *Quintessenz* 33, 2249-2255 (1982).
- 116.** Setz J, Diehl J, Weber H. The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 61-64.
- 117.** Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y and Matsumura H. Influence of finish Line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns 2006; 95: 237-242.
- 118.** Sidler P, Strub JR. In vivo- Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38: 564-557.
- 119.** Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64:18-24.
- 120.** Spiekermann H. The marginal fit of crowns and bridges. *Dtsch Zahnärztl Z* 1986; 41: 1015-1019.
- 121.** Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik, Bd I/21. Quintessenz Verlag, Berlin 1994:656.
- 122.** Sturtz J, White S, Yu Z, Kane C. Luting cement-metal surface physiochemical interactions on film thickness. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 128-132.
- 123.** Suarez MJ, Gonzales de Villambrosia P, Pradies G, Lozano JE. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 229-232.
- 124.** Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997, 10: 4784-84.
- 125.** Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dent Mater* 2008; 24: 228-234.
- 126.** Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001; 26: 367-374.

- 
- 127.** Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 157-164.
- 128.** Tuniprawon M. Roughness of tooth-surface and seating of metal crowns. *J Dent Res.* 1997; 76: 56-61.
- 129.** Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 426-431.
- 130.** Vermilyea S, Kuffler J, Huget F. The effects of die relief agent on the retention of full coverage castings. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 207-211.
- 131.** VITA Vollkeramik, VITA In-Ceram<sup>®</sup> ZIRKONIA. Verarbeitungsanleitung, Gerüstherstellung Krone /Brücke, Heft B/ IC- ZR.
- 132.** VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ for inLab<sup>®</sup>. Verarbeitungsanleitung Gerüstherstellung, Krone/Brücke. Stand: 06-06.
- 133.** VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ for inLab<sup>®</sup>. Produktinformation. Physikalisch Eigenschaften. Stand 05/2006.
- 134.** VITA In-Ceram<sup>®</sup> ZIRKONIA. Produktinformation. Physikalisch Eigenschaften. Stand 05/2006.
- 135.** Sirona- The Dentalcompany- Produkte, CAD/CAM-Systeme, CEREC: für den Zahnarzt, CEREC- Produkte: CEREC§.
- 136.** Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 786-790.
- 137.** Weyns W, De Boever J. Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 485-489.
- 138.** White SN, Kippis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 28-31.
- 139.** Wilson PR, Goodkind RJ, DeLong R, Sakaguchi R. Deformation of crowns during cementation. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 601-609.
- 140.** Wilson PR. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 560-564.
- 141.** Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. The relationship between convergence angle and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 117-130.
- 142.** Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. The effect of abutment length and diameter on resistance to fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 207-215.

- 143.** Wolfart S, et al. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 587-592.
- 144.** Wöstmann B, Blößer T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precision alloy restorations in patients. *Journal of Dentistry* 2005; 33: 611-618.
- 145.** Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003, 90: 456-469.

## **Erklärung**

Ich, Rim Hmaidouch, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema „Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

Datum

Unterschrift

### **Veröffentlichungen zu dieser Doktorarbeit:**

- 1.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann. Einfluss von Zementspalteinstellung und Zementtyp auf die marginale Passgenauigkeit von Cerec3 CAD/CAM- Kronengerüsten. DZZ, 550-554, 63. 2008.
- 2.** R. Hmaidouch, P. Neumann, W-D. Müller. Effect of Tooth Preparation Form, Luting Space Setting and Cement Type on the Marginal and Internal Fit of Y-TZP Crown Copings. Ist am 02.10.2010 im Int J Comput (International Journal of Computerized Dentistry) angenommen worden.
- 3.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann, Prof. Dr. K-P Lange. Marginal and internal fit of all-ceramic copings. IADR/ PEF (International Association for Dental Research / Pan European Federation), September. 2006 in Dublin/ Ireland. (Poster)
- 4.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann, Prof. Dr. K-P Lange. Evaluation of marginal adaptation of Zirconia copings. IADR/ CE (International Association for Dental Research/ Continental European), September. 2007 in Thessaloniki/ Griechenland. (Vortrag, Poster)
- 5.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann. Einfluss von Zementspalteinstellung und Zementtyp auf die Passgenauigkeit von Zirkongerüsten Deutscher Zahnärztetag November. 2007 in Düsseldorf/ Deutschland. (Poster)
- 6.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann. Marginal fit of all-ceramic copings cemented with a new biocompatible cement. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomaterialien e.V. DGBM November. 2007 in Hannover/ Deutschland. (Poster)
- 7.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann. Sintern oder infiltrieren- beeinflusst die Passgenauigkeit von Cerec3 Kronengerüsten? Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Prothetik und Werkstoffkunde DGPWK Juni. 2008 in Wuppertal/ Deutschland. (Poster)
- 8.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann. Accuracy of fit of Ceramic-copings with an experimental cement. IADR (International Association for Dental Research)/ General Session Juli. 2008 in Toronto/ Kanada. (Poster)
- 9.** R. Hmaidouch, W-D. Müller, P. Neumann. Effect of preparation form on the fit of Cerec copings. IADR/ PEF (International Association für Dental Research/ Pan European Federation) September. 2008 in London /England. (Poster)
- 10.** R. Hmaidouch, P. Neumann, W-D. Müller. Effect of Preparation design on fit of Y-TZP crown copings. ADM/ The Annual Meeting of the Academy of Dental Materials, in Trieste/ Italy 07-09.10.2010. (Poster)
- 11.** R. Hmaidouch. Einfluss der Präparationsform auf die Passgenauigkeit CAD/CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste. Deutscher Zahnärztetag in Frankfurt vom 10.-13. November 2010. (Vortrag)

Diese Doktorarbeit wurde für den Dentsplay Förderpreis/ Deutscher Zahnärztetag in Frankfurt vom 10.-13. November 2010 nominiert..

## Danksagung

Meinem Doktorvater **Prof. (UH). Dr. Wolf-Dieter Müller** danke ich herzlich für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas, für die strukturierte Betreuung dieser Dissertation und für seine hilfreichen Ratschläge, die für die Verwirklichung dieser Arbeit maßgeblich waren.

Ferner gilt mein Dank Frau Christiane Schöpf für die gern gegebene Hilfe bei technischen Problemen.

Ich danke meiner Familie in Syrien für die liebevolle und hilfreiche Unterstützung  
Bei meinem Mann, der mir stets hilfreich mit Unterstützung und Geduld zur Seite stand und der es durch seine Unterstützung immer wieder geschafft hat, mich für diese Arbeit zu motivieren, bedanke ich mich ganz herzlich.

Ganz besonderer Dank gilt Herrn Peter Neumann für die überaus großzügige Bereitstellung der Cerec3-Maschine und die Räumlichkeiten seiner Praxis in Berlin.  
Bei der Firma Vita bedanke ich mich für die freundliche Bereitstellung der Studienkeramiken.

Abschließend möchte ich mich ganz herzlich bei der Tishreen Universität in Latakia/ Syrien für die Finanzierung meines Forschungs-Aufenthalts in Deutschland bedanken.