

**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Professor Dr. Daniel Edelhoff**

**Untersuchung zur marginalen und inneren Passung von
Zirkoniumdioxid-Restaurationen**

**Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München**

vorgelegt von
Peter Neumeier
aus Traunstein
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Florian Beuer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Christof Holberg
Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Kurt-Jürgen Erdelt

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 02.07.2015.

1. Einleitung	6
2. Literaturübersicht	7
2.1. Der Werkstoff Zirkondioxid	7
2.2. CAD/CAM Systeme	12
2.3. Passgenauigkeit von festsitzenden Restaurationen	14
2.4. Einflüsse auf den Randspalt	16
2.4.1. Einfluss des CAD/CAM Systems	16
2.4.2. Einfluss der Präparation	17
2.4.3. Einfluss der Zementierung	18
2.4.4. Einfluss der Restaurationsspanne	18
2.5. Überprüfungsmethoden des Randspaltes	18
3. Material und Methode	20
3.1. Übersicht	20
3.2. Herstellung des Präparationsmodells	21
3.3. Doublierung zur Herstellung gleicher Studienmodelle	22
3.4. Herstellung der Gerüste	23
3.5. Aufpassen der Gerüste	26
3.6. Zementierung der Gerüste	26
3.7. Anfertigung der Schnittproben	27
3.8. Randanalyse mit dem Lichtmikroskop	28
3.9. Probeneinteilung	30
3.10. Statistische Datenauswertung	30
4. Ergebnisse	32
4.1. Vergleich der Randspaltemesswerte	32
4.1.1. Deskriptive Statistik	32
4.1.2. 14-gliedrige Brücke palatinal Typ I, II, IV	33
4.1.3. 14-gliedrige Brücke vestibulär Typ I, II, IV	34
4.1.4. Einzelkrone palatinal Typ I, II, IV	35

4.1.5. Einzelkrone vestibulär TYP I, II, IV	36
4.1.6. 14-gliedrige Brücke Typ III	37
4.1.7. Einzelkrone Typ III	38
4.2. Vergleich vestibulär gegen palatinal	39
4.3. Vergleich Krone zu Brücke	40
5. Diskussion	42
5.1. Material und Methode	42
5.1.1. Herstellung der Modelle	42
5.1.2. Scanverfahren	43
5.1.3. Konstruktion	44
5.1.4. Fräsvorgang	44
5.1.5. Sintervorgang	44
5.1.6. Zementierung	46
5.1.7. Anfertigung der Schnittproben	46
5.1.8. Vermessung unter dem Mikroskop	47
5.2. Ergebnisse, Vergleich zu anderen Studien	47
5.2.1. Passung Einzelkronen	48
5.2.2. Passung Brückengerüste	49
6. Schlussfolgerungen für die Praxis	51
7. Zusammenfassung	52
8. Anhang	53
8.1. Deskriptive Statistik	53
8.2. Aufpasszeiten	56
8.3. Materialliste	58
8.4. Literatur	59

1. Einleitung

Nur wenige Dinge haben die Arbeitswelt der Menschen so stark verändert, wie der Beginn der Digitalisierung durch die Erfindung des Computers. Trotz alledem blieb die Zahnmedizin und vor allem die Herstellung von Zahnersatz lange Zeit von diesen Dingen verschont, da Zahnersatz hauptsächlich durch Handarbeit hergestellt wurde. Seit 1971 François Duret erste Gedanken zur automatisierten Herstellung von Zahnersatz anstellte, sind mittlerweile viele Jahre vergangen. Heute ist es in der dentalen Welt gang und gebe computergestützt Zahnersatz zu planen, konstruieren und zu fertigen. Der Grund liegt vor allem in der gesteigerten Wirtschaftlichkeit von computergefertigtem Zahnersatz, in der Steigerung des Qualitätsniveaus, und in der größeren Materialvielfalt welche wir mittels der neuen Technologien verarbeiten können [12, 37, 57]. Die Frage ist nun, ob Zahnersatz welcher mit den neuen digitalen Technologien gefertigt wird, die gleiche Qualität erreicht, wie das mit konventionellen, handwerklichen Methoden möglich ist. Ein wichtiger Aspekt ist dabei die Passgenauigkeit des Zahnersatzes, da eine hohe Passgenauigkeit sich positiv auf die Gesundheit der umgebenden Gewebe, sowie auf die Langlebigkeit der Restauration auswirkt [6, 19, 23, 60]. In einigen Dissertationen wurde die Genauigkeit der Fertigungssysteme anhand des Randschlusses und der internen Passung von Kronen und dreigliedrigen Brücken untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass die Genauigkeit von Kronen und dreigliedrigen Brücken, welche mit CAD/CAM Verfahren aus Zirkondioxid hergestellt wurden, die klinisch erforderlichen Werte erfüllten [4, 8, 11, 54]. Während zu Anfang die Systeme nur für einfache Indikationen einsetzbar waren, schritt die Entwicklung rasch voran und immer schwierigere und aufwendigere Indikationen wurden für die CAD/CAM Fertigung freigegeben. Das Wieland Zeno System war eines der ersten Systeme, welches 14-gliedrige Brücken aus vorgesintertem Zirkondioxid fertigen konnte. Ziel der Arbeit war nun festzustellen, ob die gute Passung von Einzelkronen und 3-gliedrigen Brücken, auch bei sehr langspannigen Brücken zu erreichen ist, oder ob es in dieser Hinsicht Einschränkungen gibt. Um dies zu untersuchen wurde auf identischen Stümpfen, mit ein und demselben System und denselben Einstellungen, Einzelkronen und 14-gliedrige Brücken aus Zirkondioxid im vorgesintertem Zustand hergestellt, gesintert und anschließend auf marginalen Randschluss und interne Passung hin untersucht und verglichen.

2. Literaturübersicht

2.1. Der Werkstoff Zirkondioxid

In der Studie sollte die Passgenauigkeit von Zirkondioxidgerüsten untersucht werden, welche klinisch sowohl für den Seitenzahnbereich, als auch für den Frontzahnbereich relevant ist. Das Zirkondioxid wird im Dentalbereich sowohl für Einzelkronen, als auch für Brückengerüste eingesetzt. Das Zirkondioxid ist ein keramischer Werkstoff, weshalb es vor allem bei metallfreien Restaurationen zum Einsatz kommt.

Als Keramik werden im allgemeinen silikatische Werkstoffe bezeichnet. Diese wiederum lassen sich in Keramik kristalliner Struktur, Tonzeug/Tongut und in Glas unterteilen.

Die Keramik welche in der Dentalbranche verwendet wird ist eine Untergruppe der Feinkeramik, welche sich zu der Keramik kristalliner Struktur zuordnen lässt.

Während in früheren Zeiten hauptsächlich Feldspatkeramik im Dentallabor verarbeitet wurde, hat sich das Materialspektrum in der heutigen Zeit deutlich gewandelt. Zu den klassischen Verblendkeramikmassen aus Feldspat, sind heute in der Zahntechnik Glaskeramiken für die Presstechnik, Lithiumsilikate wie E.max für die Press- und Frästechnik, und Hochleistungskeramiken aus der Gruppe der Oxidkeramiken, wie das Zirkondioxid oder auch das Aluminiumoxid dazu gekommen.

Das Zirkondioxid hat in der Verarbeitung eine Besonderheit gegenüber den herkömmlichen keramischen Massen, welche im Dentallabor verarbeitet werden. Das Zirkondioxid kann nur subtraktiv verarbeitet werden, was bedeutet, dass das Material weder gepresst noch additiv aufgetragen werden kann, wie das z.B. bei der Glaskeramik oder der Feldspatkeramik möglich ist. Man ist also auf die Frästechnik angewiesen, was auch der Grund ist warum mit der Einführung der CAD/CAM Systeme, der Anteil von Zirkondioxid bei den Zahnrestaurationen stark anstieg. Die einzige Möglichkeit das Zirkondioxid ohne ein CAD/CAM System zu verarbeiten, liegt in der Verwendung von sogenannten Kopierfräsmaschinen, welche unter anderem von Firmen wie Zirkozahn oder Amann Girrbach angeboten werden.

Eine Übersicht zur Einteilung der keramischen Werkstoffe liefert nachfolgendes Fließdiagramm.

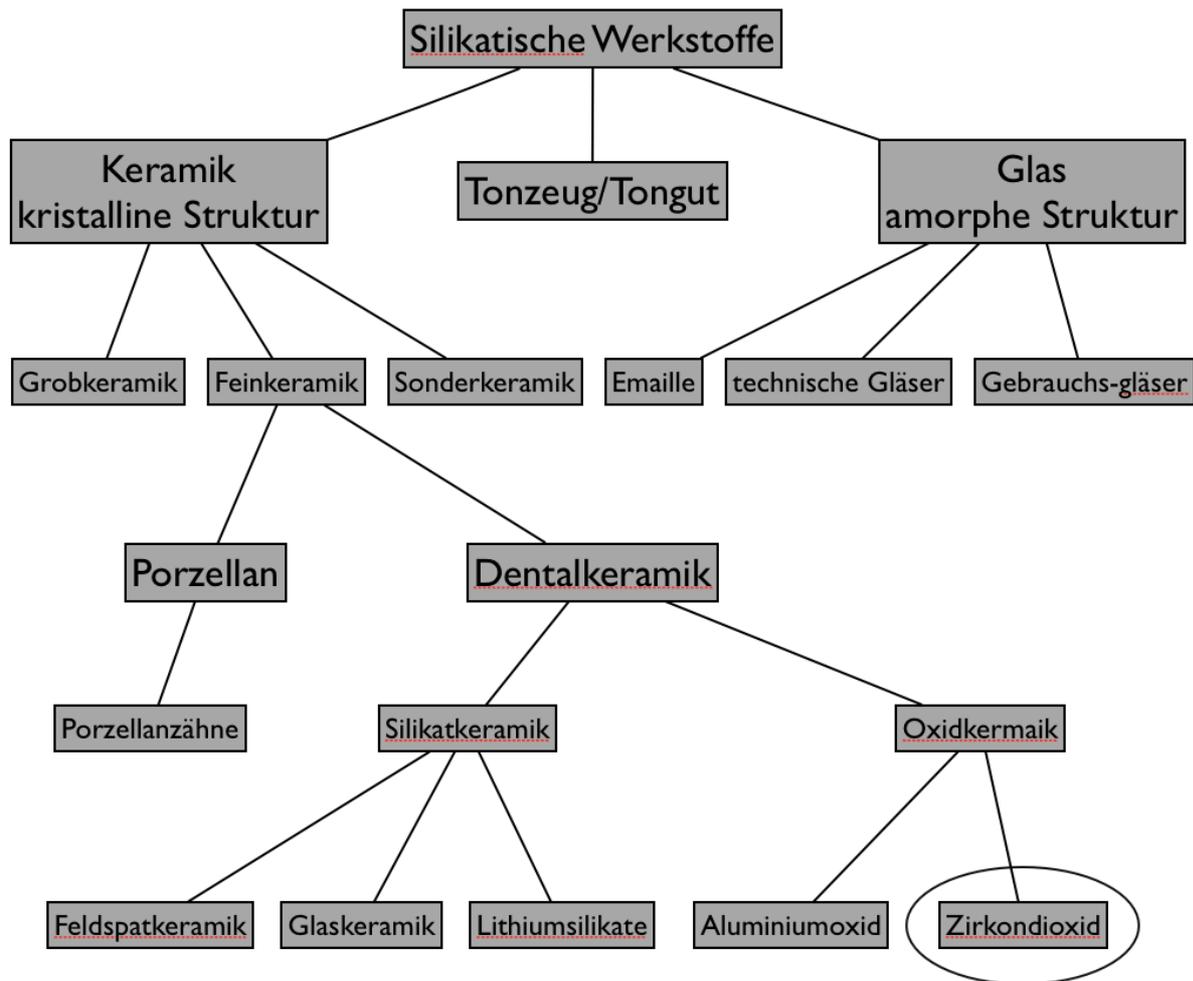
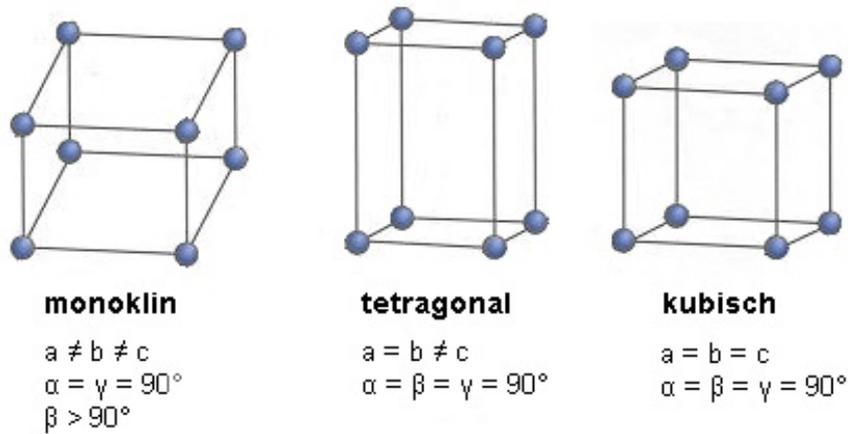


Abb. 1: Übersicht Einordnung Dentalkeramik/Zirkonoxid

Das Zirkondioxid welches in dieser Studie als Gerüstmaterial verwendet wurde, gehört zu der Gruppe der Oxidkeramiken. Oxidkeramiken sind polykristalline Stoffe, welche aus Oxiden bestehen und welche sich beim Sintern nicht zersetzen.

Das Zirkondioxid ist wie aus der Bezeichnung „polykristallin“ hervorgeht, aus vielen Kristallen aufgebaut. Ein Kristall wiederum ist dreidimensional, periodisch aus gleichbleibenden Struktureinheiten aufgebaut. Diese Struktureinheit wird als Einheitszelle oder Elementarzelle bezeichnet. Für das Zirkondioxid bestehen je nach Raumtemperatur, drei unterschiedliche Elementarzellen welche die Kristallstruktur beschreiben. Bei Raumtemperatur liegt das Zirkondioxid in der monoklinen Phase vor. Bei 980 °C beginnt die Umwandlung in die tetragonale Phase, welche bei 1173 °C abgeschlossen ist. Bei 2370 °C wandelt sich die tetragonale Kristallstruktur in die kubische Modifikation um. Umgekehrt wandeln sich die Kristallstrukturen des Zirkondioxids bei Abnahme der Temperatur wieder zurück in die darunter liegende Phase.



ZrO₂- Kristallphasen

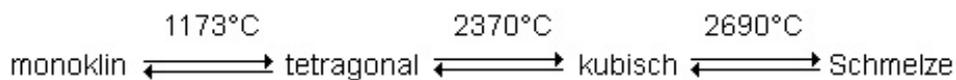


Abb. 2: Raumgitterkonfigurationen von Zirkonoxid

Aufgrund der hohen Belastungen im Dentalbereich, wird Zirkondioxid in der tetragonalen Phase verwendet. Zirkondioxid in der tetragonalen Phase weist eine höhere mechanische Belastbarkeit als Zirkondioxid anderer Phasen auf, da bei Belastung der Energieeintrag in das Material, bei den lokalen Kristallen der tetragonalen Phase eine Umwandlung in die monokline Phase bewirkt. Dadurch entsteht ein Volumenwachstum von zirka 5 %, welches ursächlich für das Stoppen eines Risswachstums ist, und daraus die hohe Stabilität des Zirkondioxids resultiert. Durch diesen Mechanismus werden bei tetragonalem Zirkondioxid Biegefestigkeiten von ca. 1200 MPa, und Bruchzähigkeiten von zirka 8 MPa*m^{1/2} erzielt. Da aber die tetragonale Phase erst ab 980 °C gebildet wird, muss das Zirkondioxid derart stabilisiert werden, dass auch bei Raumtemperatur die tetragonale Phase vorliegt. Diese Stabilisierung wird durch Zugabe von Oxiden, wie zum Beispiel Yttriumoxid, Magnesiumoxid oder Aluminiumoxid erreicht. Das häufigste verwendete Zirkondioxid in der Dentalindustrie ist das mit Yttriumoxid verstärkte, tetragonale, polykristalline Zirkondioxid. Als Abkürzung wird hierfür 3Y-TZP verwendet, wobei das 3Y für die Zugabe von 3 Mol Prozent Yttriumoxid, das T für die tetragonale Phase, das Z für ein stabilisiertes Zirkondioxid und das P für das polykristalline Gefüge steht [16, 17, 21, 26-28, 35, 40, 44, 58].

Die Gewinnung von Zirkondioxid basiert vor allem auf dem Silikat ZrSiO₄, welches auch als Zirkonsand bekannt ist [21, 28]. Dieser Zirkonsand wird im Bergbau gewonnen, und

muss zuerst aufgrund starker Verunreinigungen durch aufwendige Aufbereitungsverfahren gereinigt werden. Um Zirkonrohlinge für die dentale Verwendung herzustellen, muss der Zirkonsand erst in ein Zirkonpulver, dem Ausgangsmaterial für die Rohlingsherstellung überführt werden. Da das Zirkondioxid aufgrund der mechanischen Eigenschaften in der tetragonalen Phase stabilisiert werden muss, muss der Stabilisator wie das Yttrium, in das Pulver homogen eingearbeitet werden. Eine Möglichkeit zur homogenen Einarbeitung stellt der Sol-Gel-Prozess dar (Abb. 2). Das Endprodukt von diesem Prozess ist ein keramisches Nanopulver mit einem mittleren

Primärkorndurchmesser von weniger als 100nm. Das Pulver muss dann in seine definitive Form gebracht werden, so dass das Zirkondioxid dann als Blockrohling für die weitere Verarbeitung zur Verfügung steht [21, 47]. Die Blockherstellung ist dabei entscheidend für die späteren Eigenschaften des Blockrohlings. Um die Blöcke herzustellen gibt es verschiedene Pressformgebungsverfahren. Bevor jedoch das Pressformen geschehen kann, werden dem Pulver noch organische Binder hinzugegeben. Diese bewirken eine Abnahme der inneren Reibung beim Pressen, und gewährleisten dem gepressten

Block, welcher nach der initialen Formgebung Grünling heißt, eine gewisse Eigenstabilität. Anschließend muss jedoch wieder ein Entbindern stattfinden. Als Pressformverfahren sind im dentalen Bereich drei Verfahren gebräuchlich.

Beim uniaxialen Pressen wird das Pulver mit Formwerkzeugen, aus einer Richtung in eine Form gepresst. Da bei diesem Verfahren die Formwerkzeuge direkt mit dem Pulver in Berührung kommen, entstehen an den Kontaktflächen der Werkzeuge Reibungen, welche zu eventuellen Inhomogenitäten des Rohlings führen können. Zudem ist das Entnehmen des Rohlings aus der Form problematisch, da es dabei zu Zugspannungen und Rissen kommen kann, welche später eventuell eine Schwachstelle im Rohling bedeuten können.

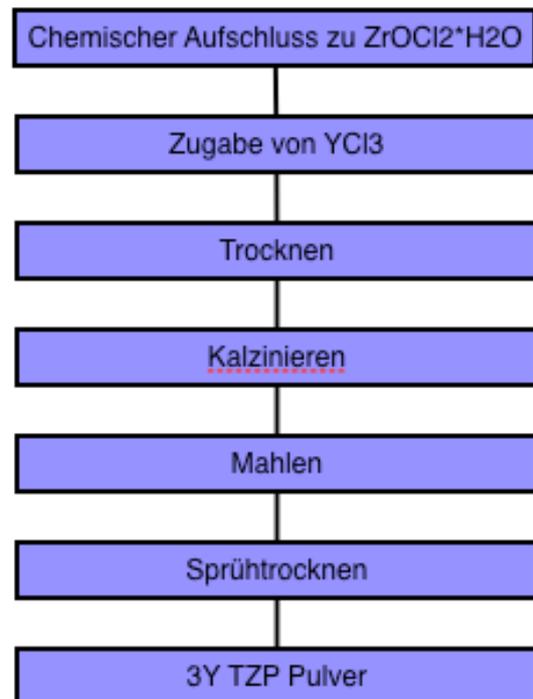


Abb. 3: Sol-Gel-Prozess

Eine weitere Möglichkeit ist das kalt-isostatische Pressen, bei welchem das Pulver in eine elastische Form gefüllt wird, und diese verschlossene Form wird dann in einer Flüssigkeit von allen Seiten einem gleichmässigen Druck ausgesetzt. Da in einer Flüssigkeit der Druck überall gleich groß ist, wird über die gesamte Fläche ein gleichmässiger Druck erzeugt, was zu einer besseren Homogenität der Rohlinge führt. Die dritte Möglichkeit ist das heiß-isostatische Pressen, bei welchem wiederum das Pulver in eine elastische Form gegeben wird, jedoch wird anschließend der Druck nicht über eine Flüssigkeit, sondern über ein Gas in einer Schutzgasatmosphäre ausgeübt. Zusätzlich wird das Material gleichzeitig gesintert, wodurch es zu einem sehr homogenen und sehr dichtem Materialgefüge kommt. Im Gegensatz dazu findet beim Uniaxialen Pressen und dem kalt-isostatischen Pressen, erst nach der Formgebung das Trocknen, Entbindern und das Sintern statt.

Dieses Sintern wird in den meisten Fällen nicht vollständig durchgeführt, sondern es wird nur teilgesintert. Diesen Rohlingszustand nennt man Weißlingszustand. Der Vorteil des nicht vollständigen Sinterns liegt darin, dass das Weißlingsmaterial einfacher zu verarbeiten ist. Das teilgesinterte Zirkondioxid verfügt je nach Dichte noch über eine lineare Sinterschwindung von zirka 20-25 %. Das entspricht einem Volumenschwund von 49-57 %. Erst nach der Bearbeitung und der definitiven Formgebung, in diesem Fall des Gerüstes, wird das Material komplett dicht gesintert, und erhält erst dann seine definitiven Materialeigenschaften [16, 21, 28, 40, 44, 58]. Da die teilgesinterten Weißlinge nicht zu 100 Prozent gleich bei der Rohlingsherstellung verdichtet werden können, muss für jeden Rohling die Schrumpfung individuell nach unten stehender Formel berechnet werden [20, 21].

Zum Beispiel ergibt sich für einen Weißlingsrohling mit Durchmesser 98,17 mm, einer Höhe von 13,9355 mm und einer Masse von 322,89 g, sowie einer Dichte des vollständig gesinterten Materials von 6,06 g/ccm, ein Vergrößerungsfaktor von 1,2556. Das bedeutet der Rohling wird einen Schrumpf von 25,56 % aufweisen.

$$\chi = \sqrt[3]{\frac{\rho_{\text{gesintert}}}{\rho_{\text{weißling}}}} = 1,2556$$

$$\rho_{\text{weißling}} = \frac{m_{\text{weißling}}}{V_{\text{weißling}}} = 3,06115 \text{ g/cm}^3$$

$$V_{\text{Zylinder}} = \frac{\pi}{4} d^2 h = 105,48 \text{ cm}^3$$

Abb. 4: Formel zur Berechnung des Schrumpfs von Zirkondioxid



Abb. 5: Zirkonoxid vor und nach dem Sintern, Volumenverlust

Nach der Berechnung des individuellen Schrumpfes, ist der Rohling bereit für die Verarbeitung in einem dafür vorgesehenen CAD/CAM System.

2.2. CAD/CAM Systeme

In der Zahnheilkunde ist mittlerweile häufig die Herstellung von Zahnersatz ohne Computer nicht mehr denkbar. Die Herstellung des Zahnersatzes wird dabei von CAD/CAM Systemen verschiedener Hersteller unterstützt. CAD/CAM besteht aus den beiden Abkürzungen CAD und CAM. CAD ist die Abkürzung für **C**omputer **A**ided **D**esign, was soviel wie computerunterstützte Konstruktion und Planung bedeutet, und CAM steht für **C**omputer **A**ided **M**anufacturing, was sinngemäß für die computerunterstützte Fertigung steht. Im dentalen Markt werden von den verschiedenen Herstellern, unterschiedliche Konzepte bezüglich einer digitalen Fertigung angeboten.

Ein Konzept ist die so genannte Chairside Fertigung, in welcher die Konstruktion und die Fertigung von Zahnersatz in einer einzigen Sitzung, also auch die Präparation und die Zementierung, erfolgt. Dabei ist eine intraorale digitale Abformung, mittels einer intraoralen Kamera, und ein Frässystem welches eine zügige Herstellung des Zahnersatzes ermöglicht, notwendig. Ein Beispiel hierfür ist das System Cerec der Firma Sirona.

Ein anderes Konzept besteht darin, die Fertigung in große Fertigungszentren zu verlegen,

in welchen große Industriefräsmaschinen zum Einsatz kommen. Diese Fertigungszentren sind sehr investitionsintensiv, ermöglichen aber eine schnelle und sehr präzise Fertigung von Zahnersatz. Die Konstruktion und die Überführung der Mundsituation in ein digitales, virtuelles Modell erfolgt hierbei in der Regel in einem Dentallabor, mit Hilfe von lichtoptischen Scannern, oder auch Tastsystemen, bei welchen die zu erfassenden Oberflächen mit einem Taster abgefahren werden. Ein Anbieter bei welchem das Konzept der zentralen Fertigung in großen Fertigungszentren zur Anwendung kommt, ist die Firma Straumann Etkon.

Die dritte Möglichkeit ist die so genannte Labside Fertigung, bei welcher die Überführung der Mundsituation in ein digitales, virtuelles Modell, die Konstruktion und auch die Fertigung der Restauration im Dentallabor stattfindet. Dabei kommen Fräsmaschinen zum Einsatz welche kleiner, kompakter und auch günstiger als die großen Industriefräsmaschinen sind [28].

Das in der Studie verwendete CAD/CAM System Zeno Tec (Zeno Tec, Wieland Dental + Technik, Pforzheim), gehört zu den Labside CAD/CAM Systemen und besteht aus einem lichtoptischen Scanner, einer Fräsmaschine, einem Sinterofen, einer Absauganlage, und einer Software für die Konstruktion und Fertigung von Zahnersatz.

Beim Scanner (D250, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) handelt es sich um einen lichtoptischen Scanner, welcher auf Basis des Lichtschnittverfahrens, mit einem Laser und zwei Kameras arbeitet. Um dabei sämtliche Oberflächen des zu scannenden Objektes erfassen zu können, wird das Objekt mittels Motoren in allen drei Raumachsen (Rotation, Translation, Kippung) bewegt. Auf Scanspray welches die Oberfläche eines Objektes mattiert, kann bei diesem Scanner verzichtet werden. Die Scangenaugigkeit wird herstellerseitig mit $< 20 \mu\text{m}$ angegeben. Die mitgelieferte Konstruktionssoftware (Dental Designer, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurde speziell für die Konstruktion von Zahnersatz entwickelt. Mit Hilfe dieser Software lassen sich mit



Abb. 6: Scanner D250 der Firma 3Shape

geringen PC-Kenntnissen sehr einfach Gerüste von Kronen, Brücken und Abutments virtuell konstruieren. Nach der Konstruktion wird der Datensatz in der CAM Software (Zeno CAM, Wieland Dental + Technik, Pforzheim) für die Bearbeitung in der Fräsmaschine aufbereitet. Dabei wird der Vergrößerungsfaktor des Rohlings mit einbezogen, da das Objekt aus einem Weißlingsrohling gefräst wird. Zudem werden in der CAM Software die notwendigen Fräsbahnen berechnet. Das CAD System (Zeno 4030, Wieland Dental + Technik, Pforzheim) ist als 4-Achs Fräsmaschine konzipiert. Das heißt es findet eine Bearbeitung in den Raumachsen x,y,z, jedoch keine Bearbeitung in den Rotationsachsen statt. Die vierte Achse ist lediglich dazu da, den Rohling um 180° zu drehen, damit eine Bearbeitung der Oberseite und der Unterseite möglich ist. Das CAD System fräst ausschließlich im Trockenbetrieb und als Antrieb werden AV-Servomotoren verwendet. Die Spindel arbeitet dabei in einem Bereich von 10 000 - 100 000 U/min. Die beim Fräsvorgang entstehenden Späne, werden mit einer Absauganlage (Zeno Air, Wieland Dental + Technik, Pforzheim) abgesaugt. Nach dem Fräsvorgang wird das Werkstück im Sinterofen (Zeno Fire, Wieland Dental + Technik, Pforzheim) dicht gesintert. Beim Zeno Fire handelt es sich um einen Hochtemperaturofen, welcher Zirkondioxid bei 1450 Grad in einem elfstündigem Sinterprozess dichtsintert.

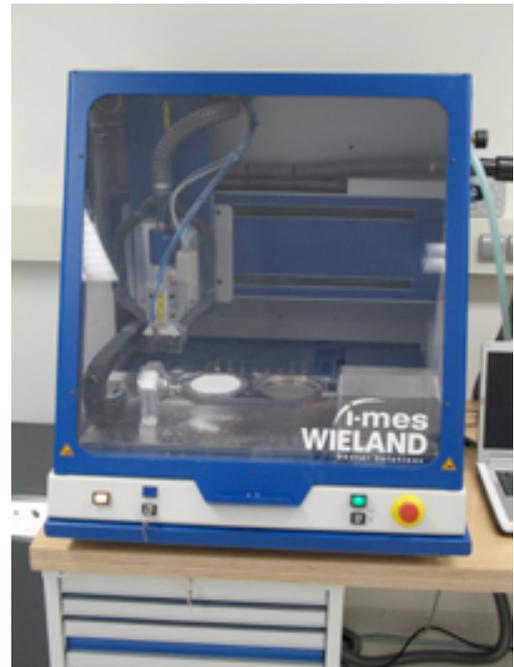


Abb. 7: Wieland Zeno 4030

2.3. Passgenauigkeit von festsitzenden Restaurationen

Der langfristige Erfolg einer festsitzenden, prothetischen Versorgung mittels Kronen oder Brücken, hängt maßgeblich von deren Passgenauigkeit und deren Randspalt ab. Bei einer schlechten Passung entstehen aufgrund des Randspaltes Schmutznischen, durch welche sich Plaque, Speisereste und Bakterien festsetzen können. Dies wiederum hat zur Folge, dass sich akute, oder chronische Parodontopathien entwickeln können, oder dass sich Sekundärkaries bildet [6, 19, 23, 60].

Da sich zwangsweise immer ein minimaler Spalt zwischen Restauration und Stumpf befindet, ist es entscheidend bis zu welcher Größe ein Randspalt noch klinisch vertretbar ist. Unbestritten ist, dass ein möglichst kleiner Randspalt sich positiv auf die umliegenden Gewebe, und auf die Haltbarkeit der Restauration auswirkt. Heute wird ein Randspalt von 50 - 120 µm als klinisch akzeptabel angesehen [18, 23, 45, 48, 55].

Auch die innere Passung ist von Bedeutung da diese in Kombination mit dem Randspalt für die Auflösung der Zementfuge verantwortlich sein kann [2, 23]. Die innere Passung beschreibt den gesamten Randspalt zwischen Zahnstumpf und der Innenfläche der Krone. Als Definition kann der Abstand zwischen innerer Oberfläche der Restauration, und der axialen und okklusalen Wand des Zahnstumpfs angesehen werden, während beim marginalen Randspalt nur der geringste Abstand vom Präparationsrand zur Restauration gemessen wird [24]. In der Literatur werden viele verschiedene Messarten des Randspaltes beschrieben, wobei am häufigsten die Einteilung nach Holmes (1989) verwendet wird.

Zusammengefasst nach Holmes (1989) ergeben sich folgende Randspalttypen (Abb. 8)

- a) Internal gap: Senkrecht gemessene Distanz zwischen der axialen Wand des Zahnstumpfs zur Restorationsinnenfläche
- b) Marginal gap: Senkrecht gemessene Distanz vom Präparationsrand zur Restorationsinnenfläche bei überstehendem Kronenrand, und senkrecht gemessene Distanz vom Kronenrand zum Zahnstumpf bei zu kurzen Restaurationen
- c) Overextended margin: Bei überstehenden Kronenränder Distanz vom Kronenrand bis zum Schnittpunkt marginal gap und Restorationsinnenfläche
- d) Underextended margin: Bei zu kurzen Restaurationen, Distanz vom Präparationsrand bis zum Schnittpunkt marginal gap und Zahnstumpfoberfläche
- e) Vertical marginal Discrepancy: Distanz Restorationsrand und Präparationsrand, parallel zur Einschubrichtung gemessen
- f) Horizontal marginal Discrepancy: Distanz Restorationsrand und Präparationsrand, senkrecht zur Einschubrichtung gemessen

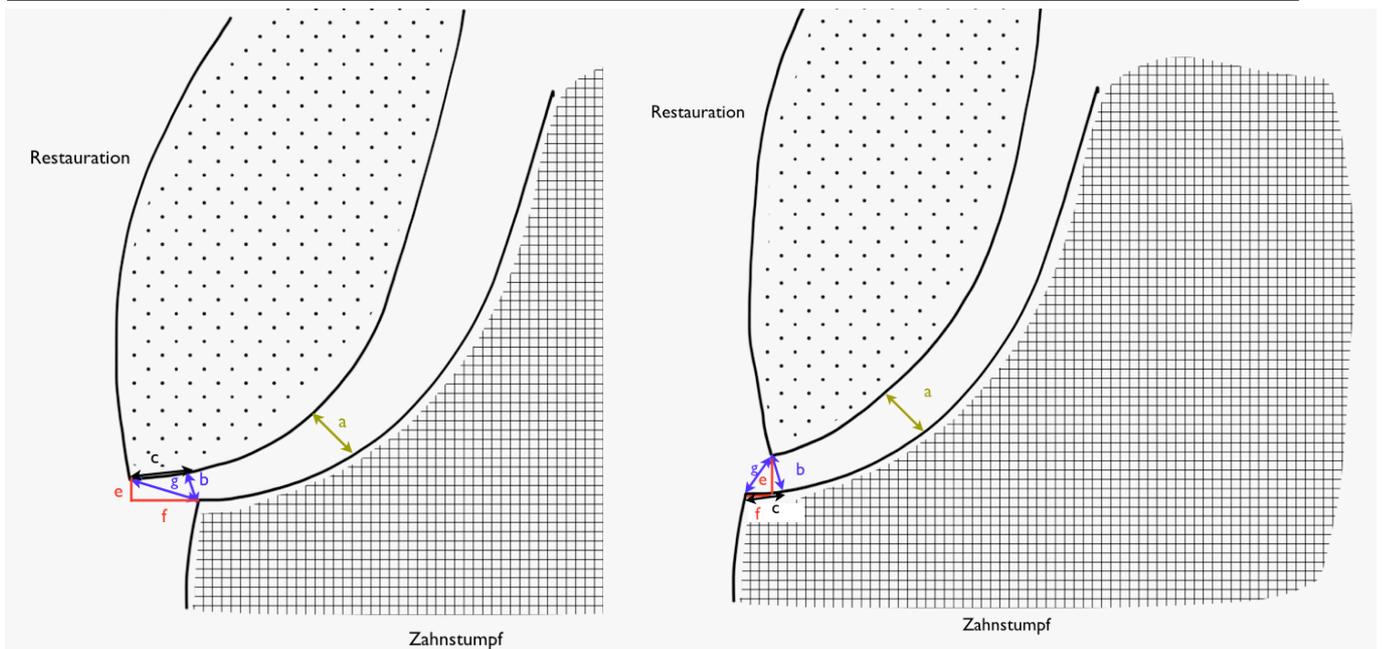


Abb. 8: Randspalteinteilung nach Holmes (1989)

Die Einteilung nach Holmes wurde als sinnvoll erachtet, und auch von anderen Autoren übernommen [29]. Dennoch ist in der Literatur keine allgemein gültige Nomenklatur für die innere und marginale Passung zu finden, so dass ein Vergleich verschiedener Randspaltuntersuchungen problematisch ist. Der wichtigste Wert beziehungsweise die höchste klinische Relevanz besitzt die Größe des marginalen Randspaltes, da dieser Wert Auskunft über den tatsächlichen Randspalt zwischen Präparationsgrenze und Restauration gibt. Die anderen Werte hingegen beschreiben mehr die Art des Passungsfehlers.

2.4. Einflüsse auf den Randspalt

2.4.1. Einfluss des CAD/CAM Systems

Zur Herstellung von Zahnersatz existieren eine Vielzahl unterschiedlicher CAD/CAM Systeme [12, 38, 52], deren Einfluss auf die Passgenauigkeit in zahlreichen Studien untersucht wurde [4, 8-10, 30, 31, 50, 53, 54, 56, 59].

Bei den CAD/CAM Systemen welche Zirkondioxid verarbeiten, gibt es zwei unterschiedliche Verarbeitungsmethoden des Zirkondioxids. Während der Konstruktionsvorgang gleich ist, wird bei manchen Systemen das Gerüst aus einem dicht

gesinterten Block gefertigt, so dass nach dem Schleifvorgang das Werkstück schon seine definitive Form und Größe besitzt. Bei der Mehrheit der Systeme wird hingegen das Werkstück aus einem nicht dicht gesinterten Zirkondioxid gefräst, welches erst nach dem Fräsvorgang in einem Sinterofen seine definitive Form und Größe erhält. Aus den Studien ist zu erkennen, dass die Passgenauigkeit zum Teil von dem verwendeten CAD/CAM System abhängig ist. Desweiteren scheinen sich kürzere Restaurationsspannen, Restaurationen mit gerader Verbindungslinie und eine Bearbeitung nach dem Sintervorgang positiv auf die Passgenauigkeit auszuwirken [1, 31].

2.4.2. Einfluss der Präparation

Obwohl es sich um eine In-vitro Studie handelte, wurde großer Wert auf die Einhaltung der Präparationsrichtlinien gelegt. Um die Studie möglichst realitätsnah zu gestalten, waren deshalb der Präparationswinkel, die Gestaltung der Präparationsgrenze, der Mindestabtrag von Zahnhartsubstanz, die Oberflächenrauigkeit und der Einschubwinkel von Bedeutung. Als Präparationswinkel wurde ein Winkel von 6 Grad verwendet, welcher sich für CAD/CAM gefertigte, vollkeramische Versorgungen als vorteilhaft erwies. Bei diesem Winkel ist eine hohe initiale Passgenauigkeit vorhanden, welche sich auch durch manuelles Aufpassen im Nachgang nicht mehr signifikant verbessern lässt [7, 9]. Bei der Gestaltung der Präparationsgrenze wurde sich für eine Hohlkehle entschieden, da diese zum einen praxisnah ist, im Gegensatz zur Stufenpräparation substanzschonend ist, und zudem über eine definierte Präparationsgrenze verfügt, welche mit optischen Scanverfahren gut zu erfassen ist [28]. Auch wenn es den Anschein hat, dass auch die Tangentialpräparation bei Zirkonoxid klinisch akzeptabel ist [46], sollte bei CAD/CAM Verfahren aufgrund der besseren Scanbarkeit, die Hohlkehle oder die Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante erfolgen.

Da in der heutigen Zeit der minimalinvasiven Zahnmedizin, maximale Schonung der Zahnhartsubstanz gefordert wird, orientiert sich der Mindestabtrag an den minimalen Anforderungen der verwendeten Materialien. Im Fall von Zirkondioxid ist dies ein Abtrag von 0,5 mm am Kronenrand, 0,8 mm an den Flanken und ein Abtrag von 1,5 mm okklusal [28]. Bei den verwendeten Schleifkörpern wurde sich an den im klinischen Alltag geforderten Kriterien orientiert. In der Klinik soll eine möglichst glatte Oberfläche erreicht werden, welche dennoch ein mikroretentives Friktionsverhalten aufweist [32, 42]. Dies wird

durch Verwendung von Finierdiamanten mit 50 µm großer Körnung erreicht. Als positiver Nebeneffekt wird zudem die marginale Passgenauigkeit durch die Verwendung obig beschriebener Finierdiamanten erhöht [5]. Verständlicherweise wurden alle Stümpfe mit einer gemeinsamen Einschubrichtung präpariert, um ein einfaches, spannungsfreies Zementieren der 14-gliedrigen Brückengerüste zu gewährleisten.

2.4.3. Einfluss der Zementierung

Der Einfluss der Zementierung auf die Passgenauigkeit wird unterschiedlich bewertet. Während Studien teilweise über eine Vergrößerung des Randspaltes durch die Zementierung berichten [34, 39], gibt es widersprüchliche Studien welche aussagen, dass die Zementierung keinen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit hat [22]. Der in dieser Studie verwendete Glasionomorzement scheint in Studien die beste Randspaltgenauigkeit zu erreichen [15].

2.4.4. Einfluss der Restaurationsspanne

Bei Restaurationen aus Zirkondioxid, welche nach dem Herstellungsvorgang noch dichtgesintert werden müssen scheint es, dass die Restaurationsspanne einen Einfluss auf die marginale und die innere Passung hat. Es ist zu erkennen, dass sich mit zunehmender Restauraionsgröße die marginale und innere Passung verschlechtert [1, 31].

2.5. Überprüfungsmethoden des Randspaltes

Um den Randspalt einer Restauration in der Praxis zu überprüfen, wird in der Regel eine klinische Inspektion durchgeführt. Idealerweise geschieht dies mit Vergrößerungshilfen, wie zum Beispiel der Lupenbrille. Da dies nur bei supragingivalen Präparationen und nur in einsehbaren Bereichen funktioniert, wird als weiteres Hilfsmittel die zahnärztliche Sonde verwendet. Dabei wird der Randspalt mittels der Sonde taktil abgefahren, und auf Über- bzw. Unterkonturierungen hin untersucht. Aufgrund verschiedener Untersucher handelt es sich dabei um eine subjektive Einschätzung, zudem gibt es keine genormten Sonden, und damit ist auch keine quantitative Auswertung des Randspaltes möglich [3, 33].

Eine weitere Möglichkeit der Überprüfung der inneren Passung ist die Replika Technik. Dabei wird ein Innenabdruck der Restauration mit einem dünnfließenden Abformmaterial (meistens Silikonabformmasse) erstellt. Dieser Innenabdruck wird unter dem Mikroskop vermessen, oder aber auch nur qualitativ, visuell kontrolliert. Vorteil dieser Methode ist die Anwendung direkt am Patienten, und dass die Restauration bei der Randspaltmessung zerstörungsfrei bleibt. Ein großer Nachteil ist allerdings, dass der Einfluss der Zementierung komplett außer Acht gelassen werden muss, so dass der reelle Randspalt sich beim Patienten sich deutlich unterscheiden kann [51].

Die Methode welche der Realität am nächsten kommt, ist die Untersuchung an extrahierten versorgten Zähnen, welche geschnitten und unter dem Mikroskop untersucht werden. Allerdings muss ein hoher Aufwand betrieben werden, und zudem ist eine große Probenzahl nur schwer zu erreichen, da aufgrund der Vergleichbarkeit alle versorgten Zähne vom gleichen Behandler und alle Kronen von gleichen Labor stammen sollten.

Aufgrund dieser Probleme haben In-vitro Studien bei der Randspaltuntersuchung eine hohe Relevanz. Hier lassen sich Schnittuntersuchungen mittels Mikroskop, profilometrische Untersuchungen, und Penetrationstests unterscheiden.

Nachteilig ist, dass hierbei die Restaurationen nicht zerstörungsfrei untersucht werden können. Klassischerweise werden Zahnstümpfe aus Gips oder Kunststoff angefertigt, und auf diesen Stümpfen werden dann Restaurationen angefertigt, auf den jeweiligen Stümpfen zementiert, und anschließend werden Schnittproben angefertigt. Diese Schnittproben erlauben es den Zementspalt zweidimensional zu untersuchen.

Da es sich um In-vitro Studien handelt, werden dabei natürlich Einflussfaktoren wie Speichelfluss, eventuell unruhige Patienten, oder eine schwierige Abdrucknahme außer Acht gelassen.

3. Material und Methode

3.1. Übersicht

Für den Versuchsaufbau wurde ein Oberkiefer Frasaco Zahnmodell (Frasaco, Tettang) verwendet. Es wurden die Zähne 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25, 27 als Brückenpfeiler mit einer einheitlichen Einschubrichtung präpariert, während die Zähne 16, 14, 12, 22, 24 und 26 entfernt, und die Alveolen mit Silikon aufgefüllt wurden, so dass 16,14,12, 22, 24 und 26 als Brückenglieder fungierten. Mittels Dublierung mit einem Laborsilikon (Adisil Blau 9:1, Siladent, Goslar), entstanden von dem Präparationsmodell 20 Meistermodelle aus Superhartgips (ResinRock, Whip Mix Europe GmbH, Dortmund). Auf Grundlage von zehn dieser Meistermodellen, wurde ein 14-gliedriges Brückengerüst aus Zirkondioxid hergestellt. Auf den anderen zehn Modellen wurde auf den Stümpfen einer Kieferhälfte, Einzelzahngerüste aus Zirkondioxid hergestellt. Zur Herstellung der Zirkondioxidgerüste wurde das CAD/CAM System Zeno der Firma Wieland verwendet.

Die Gerüste wurden unter Zeitnahme bis zu einem subjektiv zufriedenstellenden Ergebnis aufgepasst, mit Glasionomierzement zementiert, und in Superhartgips eingebettet. In Vorversuchen wurde der größte Unterschied der Passung, in der vestibulär-palatinalen Richtung festgestellt. Deshalb wurden zur Untersuchung vestibulär-palatinaler, achsengerechte Schnitte der Gerüste, mittig durch die Pfeilerzähne als Messgrundlage

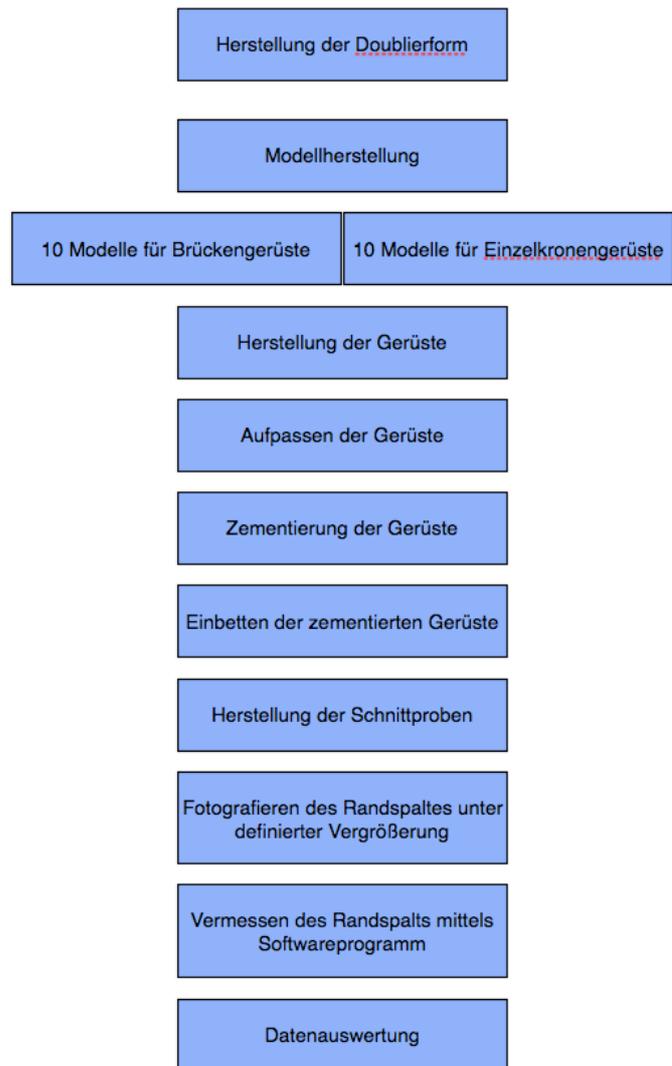


Abb.9: Schema Versuchsaufbau

verwendet. Die dadurch erhaltenen Schnittproben wurden lichtmikroskopisch untersucht und fotografiert. Die Fotos wurden dann am Computer vermessen, und die gewonnenen Randspaltdaten für die marginale und innere Passung statistisch ausgewertet.

3.2. Herstellung des Präparationsmodells

Bei der Modellherstellung wurden zunächst auf dem Frasacomodell (Frasaco, Tettang), die Pfeilerzähne an den entsprechenden Positionen eingesetzt. Die Alveolen der Brückenglieder wurden mit einem Knetsilikon (Fifty-fifty, Klasse 4, Augsburg) aufgefüllt. Anschließend wurden die Pfeilerzähne aus Kunststoff, unter Wasserkühlung mit einem roten Winkelstück (Intramatic - Lux, KaVo, Biberach), und rundkopfzylindrischen Diamantschleifkörpern (Ergo-Präp-Set, Komet, Lemgo) vorpräpariert. Zur genauen Einhaltung der für Vollkeramik empfohlenen Präparationsrichtlinien wurde die Feinpräparation am Parallelometer (Fräsgerät F1, Degudent, Hanau) mit konischen Hartmetallfräsen (Komet, Lemgo) durchgeführt. Dabei konnte zugleich eine ideale, gemeinsame Einschubrichtung festgelegt werden.

Der letzte verwendete Schleifkörper mit einer gelbcodierten Körnung von 50 μm , gewährleistete eine glatt finierte, matt glänzende Oberfläche und eine ausgeprägte Hohlkehle. Die finale Präparation richtete sich nach den Richtlinien, gemeinsame Einschubrichtung, Präparationswinkel von 6° , ausgeprägte Hohlkehle von ca. 0,5 mm, anatoforme okklusale Reduktion um ca. 1,5 mm, und abgerundete Kanten um eine Fräserradiuskorrektur so klein wie möglich zu gestalten. Die abgerundeten Kanten spielten für die Fräserradiuskorrektur eine große Rolle, da die Fräskörper des CAD/CAM Systems einen definierten Radius besitzen, aus welchem sich ergibt, welcher kleinstmöglicher, kugelförmiger Radius in der Innenfläche des Gerüsts bearbeitet werden kann. Wenn dieser Radius unterschritten wird, wird in der Software bei der Konstruktion des Gerüsts, automatisch der Radius der Innengeometrie derart erweitert, dass der Fräser des CAD/CAM Systems die

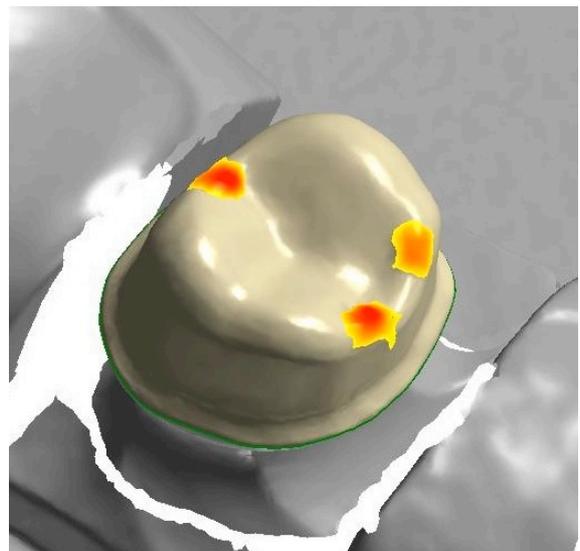


Abb.10: Fräserradiuskorrektur visualisiert

Innengeometrie fräsen kann. Dies hätte zu einer Verfälschung beziehungsweise Verschlechterung der inneren Passung geführt. Deshalb wurde zusätzlich am Bildschirm überprüft, dass bei den Gerüsten, im Bereich des Trennschnittes, keine Fräserradiuskorrektur notwendig war. Das Endresultat war das nachfolgende Studienmodell für eine 14-gliedrige Brücke.



Abb.11: fertiges Studienmodell

3.3. Doublierung zur Herstellung gleicher Studienmodelle

Das hergestellte Präparationsmodell wurde mit einer Silikonmasse (Adisil Blau, Siladent, Goslar) doubliert. Um jeweils exakt gleiche Meistermodelle zu bekommen, wurden alle Modelle aus derselben Doublierung hergestellt. Es wurde besonderes Augenmerk auf eine stabile Doubliermasse, sowie auf die Einhaltung der Abbinde- und Rückstellzeit gelegt. Die Doublierform wurde 20-mal nach einer mindestens 60-minütiger Rückstellzeit mit Superhartgips (ResinRock, Whip Mix Europe GmbH, Dortmund) ausgegossen. Damit die Stümpfe vom Modell einzeln zu entnehmen und zu reponieren waren, wurden Sägestumpfmodelle hergestellt. Dabei wurde ein Pinsystem (JetPin 2,0 mm, Jan Langner GmbH / Schwäbisch Gmünd) verwendet.



Abb.12: Silikon Doublierform

3.4. Herstellung der Gerüste

Um exakt gleiche Ausgangssituationen zu haben, wurde auf Stumpfhärter sowie auf Distanzlack verzichtet. Damit wurde eine Verfälschung der Ausgangssituation vermieden, da ein Distanzlack manuell aufgetragen worden wäre, und eine immer gleiche Stärke des

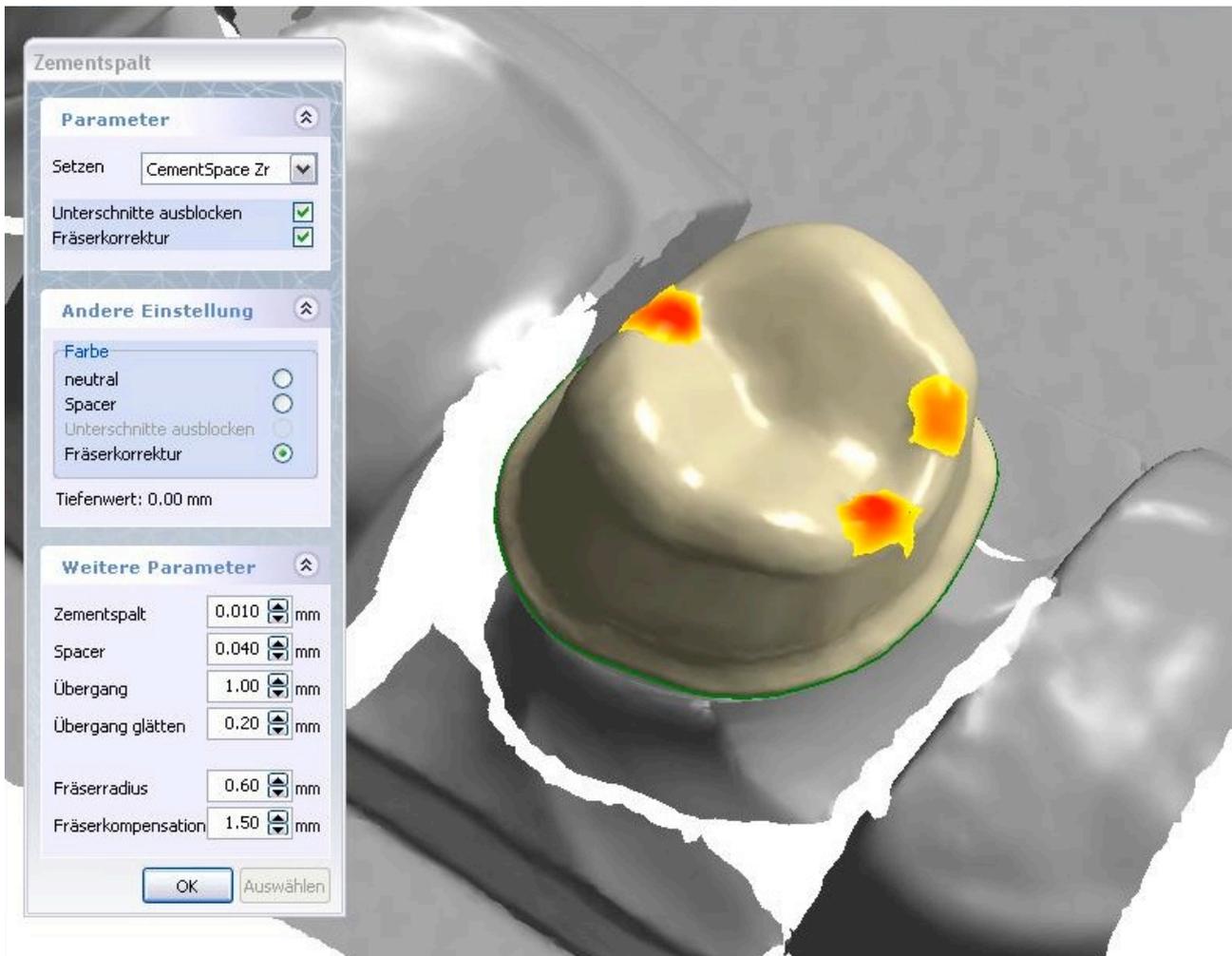


Abb.13: Einstellungen Zementspalt

Distanzlackes nicht gewährleistet hätte werden können. In Vorversuchen wurden auf zusätzlichen Modellen, die idealen Einstellungen des Frässystems für Gerüste festgelegt. Die Einstellungen des CAD/CAM Systems lagen bei einem Zementspalt von 10 μm , und einem Erweiterungsspalt (entspricht virtuell dem Distanzlack) von 40 μm . Mit diesen Einstellungen wurde eine optimale Passung bei kurzer Aufpasszeit erreicht.

Es sollte bei dem Vergleich von Brückengerüst zu Einzelzahngerüst jeweils eine Schneidezahnposition, eine Eckzahnposition, eine Prämolarenposition und eine Molarenposition verglichen werden. Für die Einzelzahngerüste wurde daraufhin eine Kieferhälfte ausgelöst, in welcher die Einzelzahnkronen mit den entsprechenden Pfeilern der 14-gliedrige Brücken verglichen werden sollte. Es wurde der zweite Quadrant gelöst. Anschließend wurden die Modelle für die 14-gliedrige Brücke mit dem Wieland Scanner (D250, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) eingescannt. Bei der virtuellen Modellation des Gerüsts mittels der Software (Dental Designer, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark), wurde auf eine Mindestwanddicke von 0,5 mm, sowie auf einen Mindestverbinderquerschnitt von 9 mm² geachtet.

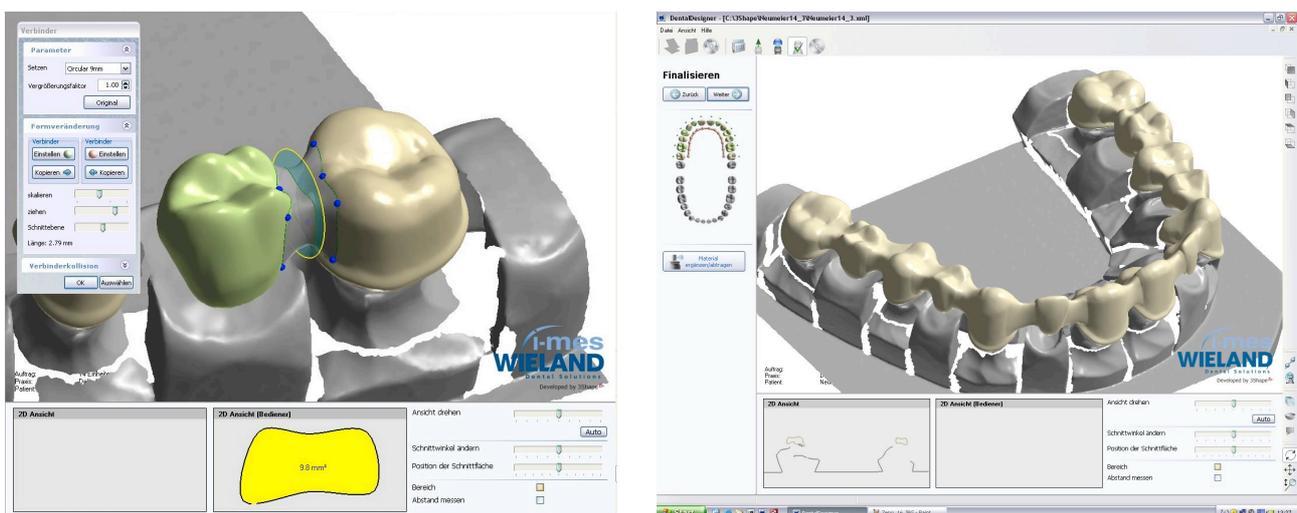


Abb. 14: Überprüfung Querschnitt Verbinder und fertige Brückenkonstruktion

Die Platzierung der Brücke im Rohling, wurde nach Herstellerangabe vorgenommen. Diese sah Haltestege abwechselnd vestibulär und palatinal an jedem Pfeiler, und an jedem Brückenglied vor. Bei den Molaren wurde beidseitig, palatinal und vestibulär, ein Haltesteg platziert. Zudem wurde jeder Pfeiler und jedes Brückenglied mit einem Sinterdrop versehen. Sinterdrops sind okklusale Auflagestifte, welche bis auf die Höhe des ursprünglichen Rohlings reichen, damit die Brücke beim späteren Sintervorgang nicht absinken kann. Anschließend wurde die Konstruktion mit der Maschine (4030, Wieland, Pforzheim) aus einem Zirkonrohling (Zr Disc, Wieland, Pforzheim) herausgefräst.

Nach dem Fräsvorgang wurde die Brücke aus dem Rohling, mit kreuzverzahnten Hartmetallfräsern (Komet, Lemgo), herausgetrennt. Auch hier wurden die Herstellerangaben befolgt, welche besagen, dass alle Haltestifte bis auf die palatinalen Haltestege der endständigen Molaren entfernt werden müssen. Das Rohlingsmaterial welches sich palatinal der Brücke befindet, bleibt dabei mit der Brücke bis nach dem Sintervorgang verbunden. Nach dem Trennen wurde das Gerüst, inklusive dem palatinalen Rohlingsmaterial, mit der okklusalen Seite auf eine plane Sinterunterlage gelegt. Anschließend wurde die Brücke bei 1450 °C (Zeno Fire, Wieland, Pforzheim) elf Stunden lang dichtgesintert. Dabei schrumpfte das Gerüst auf die im Vorhinein berechnete, definitive Größe. Nach dem Sintervorgang wurde das dichtgesinterte Gerüst von dem palatinalen Rohlingsmaterial abgetrennt. Dabei wurden die letzten beiden palatinalen Haltestege der Molaren, mit einer wassergekühlten Turbine (Kair Plus, Kavo, Biberach) durchtrennt.

Bei den Einzelzahngerüsten wurde hingegen nach dem Scanvorgang bei der virtuellen Modellation, auf eine Mindestwandstärke von 0,5 mm geachtet. Für den Fräsvorgang wurden diese mit jeweils 3 Haltestiften versehen. Nach dem Fräsvorgang wurden die Gerüste aus dem Rohling komplett herausgetrennt, und auf der Sinterunterlage okklusal liegend dichtgesintert.



Abb.15-17: Platzierung im Blank, Durchtrennen der Haltestege, Gerüst fertig zum Sintern

3.5. Aufpassen der Gerüste

Die hergestellten Gerüste wurden den Modellen, welche die Scanvorlagen lieferten, wieder zugeordnet, und mit Diamantschleifern (Komet, Lemgo) bis zu einer subjektiv, zufriedenstellenden Passung aufepasst. Hierfür wurden die aufzupassenden Stümpfe mit einem roten, wasserlöslichen Faserstift (Multimark 1526, Faber-Castell, Stein) bemalt, und das Gerüst drucklos aufgesetzt. Die sich abgezeichneten Störstellen wurden unter einem Lichtmikroskop (Stemi 1000, Carl Zeiss AG, Oberkochen) mit einem



Abb. 18: Aufpassen der Gerüste

Diamantschleifkörper entfernt. Das Vorgehen wurde solange wiederholt, bis weitere Schleifmaßnahmen keine sichtbare Verbesserung der Passung mehr bewirkten.

3.6. Zementierung der Gerüste

Die Gerüste wurden auf dem jeweiligen Sägestumpfmmodell, auf welchem auch die Aufpassarbeiten erfolgten, mit Glasionomorzement (Ketac-Cem-Applicap, 3M Espe, Seefeld) zementiert. Dafür wurden die Innenflächen der Brückengerüste, mit einem Druck von 1 bar sandgestrahlt (Aluminiumoxid 50 μm), und dann mit Alkohol gereinigt.

Für die Zementierung wurde eine speziell entwickelte Vorrichtung benutzt, welche jedes Gerüst zentral mit 50 Newton belastete. Aufgrund der geringen Höhe der Modelle, wurde ein Block aus Plexiglas unter den Modellen plziert, damit die Probe mit dem vorgesehenen Gewicht belastet werden konnte (Abb. 19). Nach Ablauf der Abbindezeit von 8 Minuten wurden die Zementreste vorsichtig mit einer Sonde entfernt.

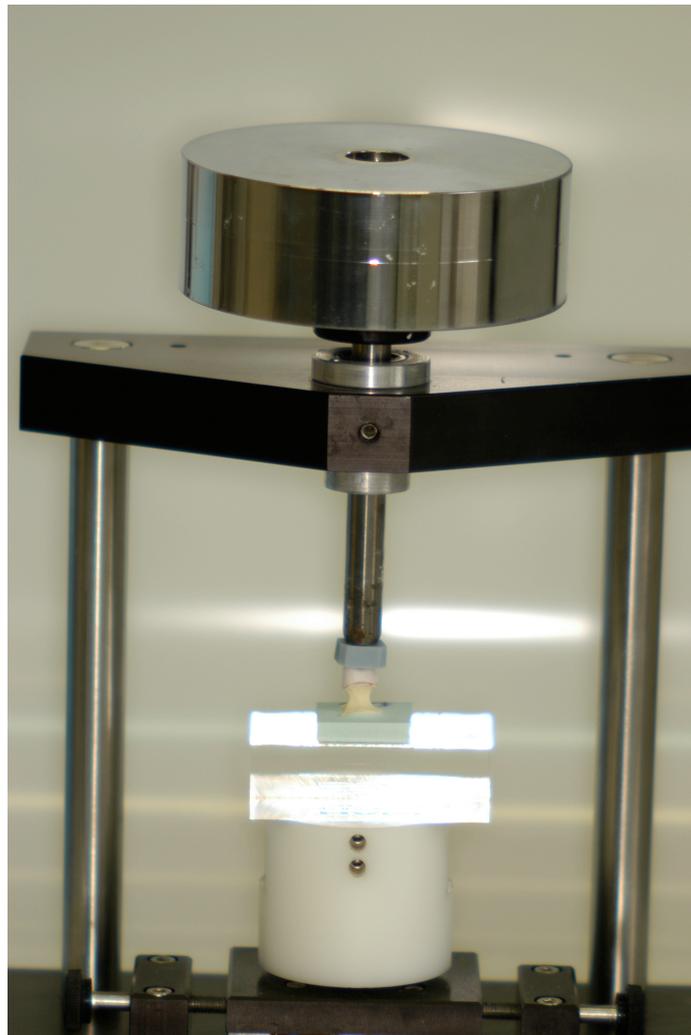


Abb.19: Zementierhilfe zur Zementierung mit definiertem Druck, Probe auf Plexiglasblock

3.7. Anfertigung der Schnittproben

Nach der Zementierung wurden die Position und die Achse der Pfeiler, an jedem Modellsockel nach vestibulär, palatinal und basal mit einem Geodreieck übertragen. Der Modellsockel wurde anschließend mit Klebeband umwickelt, und das Gerüst mit einem Superhartgips (ResinRock, Whip Mix Europe GmbH, Dortmund) eingebettet. Nach dem Aushärten des Gipses, wurde der Gipsblock mit den Sockelaußenflächen bündig getrimmt, und die Anzeichnungen wurden auf den Einbettgips übertragen.

Die eingebetteten Modelle wurden derart in die Haltevorrichtung des Trenngerätes (Accutom-2, Struers, DK-Ballerup) positioniert, dass die Anzeichnungen jeweils genau in der Verlängerung der Trennscheibe lagen. Dadurch wurde gewährleistet, dass jeder Pfeiler und damit jedes Gerüst, senkrecht und damit exakt axial in vestibulär-palatinaler

Richtung mittig durchtrennt wurde. Zusätzlich wurde jeder Pfeiler mit einem um ca. 1-2 mm versetzten, parallelen, zweiten Schnitt versehen. Damit wurde gewährleistet, dass die Schnittprobe in der späteren lichtmikroskopischen Untersuchung, plan und parallel zur Untersuchungsebene lag. Jeder der Schnitte wurde beschriftet, damit eine genaue Zuordnung zum jeweiligen Modell und Pfeiler möglich war.



Abb. 20,21: Trenngerät Accutom, und fertige Schnittprobe

3.8. Randanalyse mit dem Lichtmikroskop

Die Schnittproben wurden unter einem Lichtmikroskop (Axioskop 2, Carl Zeiss AG, Oberkochen) bei 50- bzw. 200- facher Vergrößerung fotografiert. Durch die Verwendung des zweiten parallelen Schnittes bei der Herstellung der Schnittprobe, wurde eine möglichst gleichmässige, senkrechte Aufsicht im Lichtmikroskop gewährleistet, und damit eine scharfe Darstellung erreicht.

Die im Lichtmikroskop platzierten Proben wurden mit einer digitalen Kamera (FinePix S1 Pro, Fujifilm Photo Film Europe GmbH, Düsseldorf), und mit einer entsprechenden Software (Camera Shooting Software, Fujifilm Photo Film Europe GmbH, Düsseldorf) fotografiert, und auf den PC übertragen. Auf dem PC erfolgte die Randspaltvermessung mit Hilfe eines Programmes, welches zur Randspaltvermessung entwickelt wurde (Optimas 6.5, MediaCybernetics / Silver Spring USA). Um eine Eichung des Messsystems zu gewährleisten, wurden Aufnahmen eines in 10 µm großen Schritten, skalierten Objektträgers (Carl Zeiss AG, Oberkochen) ebenfalls in 50- und in 200-facher Vergrößerung aufgenommen. Diese beiden Bilder wurden in dem Randspaltprogramm

(Optimas 6.5) jeweils zehnmal vermessen, und der für beide Auflösungen errechnete Mittelwert, wurde in Relation zur tatsächlich vorhandenen Entfernung gesetzt. Diese Eichung wurde vor den Probenvermessungen durchgeführt.

Die Vermessung beinhaltete die Bestimmung der Größe des mit Zement ausgefüllten Spaltes, zwischen Gerüst und Zahnstumpf, indem mehrere Punkte in einem gleichmäßigen Abstand entlang der Grenzen, zwischen Gerüst und Zement bzw. Zement und Stumpf gesetzt wurden. Durch Fällung von Loten, ausgehend von einem Punkt auf die Strecke zweier Punkte der Spaltgegenseite, konnte die Dicke des Spaltes an der jeweiligen Stelle gemessen werden. Somit erhielt man eine Reihe von Abstandswerten, zur Beschreibung des Randspaltes über eine festgelegte Länge.

Zur sinnvollen Auswertung wurde der Randspalt jedes Schnittes in vier Typen unterteilt. Typ I (50-fache Vergrößerung) umfasste dabei alle Messwerte der Hohlkehle bis zum marginalen Randspalt. Typ II (50-fache Vergrößerung) beinhaltete Messwerte zwischen dem Übergang von Hohlkehle zur Retentionsfläche (Flanke), und bis zum Übergang der Flanke zur okklusalen Fläche. Typ III (50-fache Vergrößerung) beinhaltete Werte der okklusalen Fläche bis zum Übergang in die Flanken. Typ IV (200-fache Vergrößerung) waren die Messwerte am marginalen Randspalt zwischen Pfeilerkäppchen und Zahnstumpf.

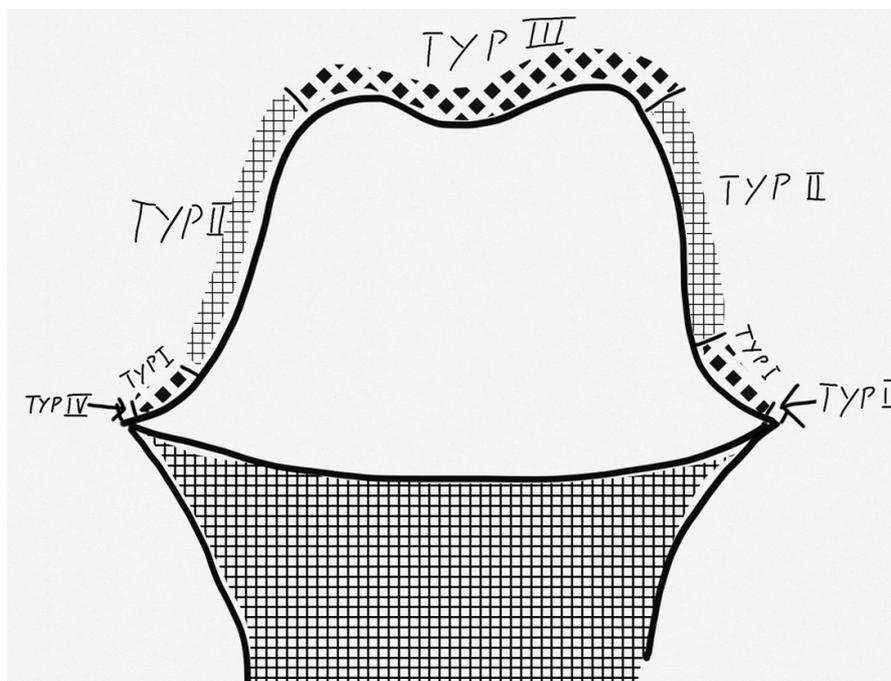


Abb. 22: Randspalteinteilung

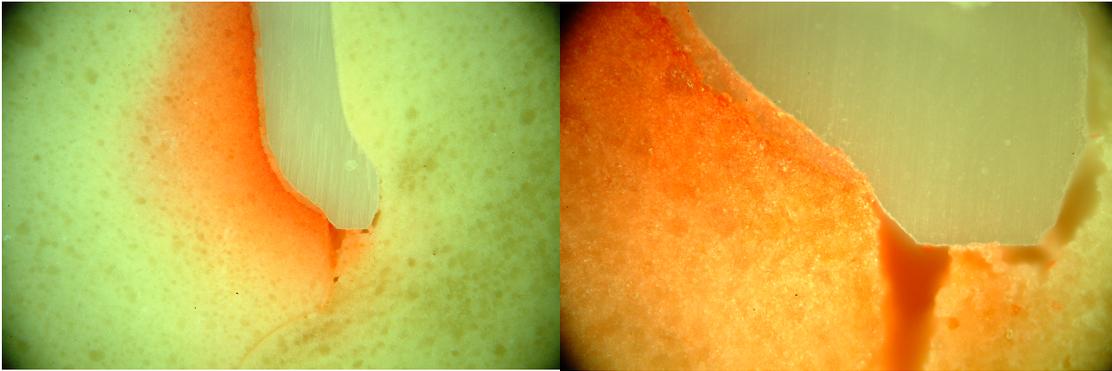


Abb. 23: Schnittbild 50-fache Vergrößerung

Abb. 24: Schnittbild 200-fache Vergrößerung

3.9. Probeneinteilung

Die so gewonnenen 47735 Messwerte wurden aufgeteilt in Probennummer 1 bis 10, Probenart Brücke oder Krone, Pfeilerzahn 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25, 27 bei den Brücken, und 21, 23, 25, 27 bei den Kronen. Auch zwischen Randspalttyp I, II, III oder IV, und zwischen palatinal und vestibulär wurde unterschieden.

Beispieldatensatz

Guete_I	Guete_II	Guete_III	Guete_IV	Typ	Name	Wert
0,03009	0	0	0	1	14_1_13_TYP_I_II_IV_VEST	0,03009

Beim Namen stand an erster Stelle entweder „14“ für 14-gliedrige Brücke (bzw. full mouth als Synonym), oder „Krone“ für Einzelkronen. Die nächste Ziffer gab die Probennummer 1-10 an. Die letzte Ziffer gab den Pfeilerzahn, um welchen es sich handelte, an. Die Unterscheidung zwischen vestibulär und palatinal wurde mit „vest“ und „pal“ gekennzeichnet.

3.10. Statistische Datenauswertung

Die Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS (SPSS Version 14.0, SPSS Inc. / Chicago USA). Da in Vorversuchen große Unterschiede in der vestibulären und palatinalen Passung festgestellt wurden, war eine Trennung der Messwerte zwischen palatinal und vestibulär nötig.

Es wurde differenziert ob es sich um eine Einzelkrone oder eine 14-gliedrige Brücke, und um welche der 10 Brücken oder der 10 Kronen es sich handelte. Zudem wurden alle

Messwerte Typ I, Typ II und Typ IV zwischen palatinal und vestibulär unterschieden. Der Messwert Typ III, welcher den okklusalen Randspalt beschreibt, kam hingegen bei jeder Probe nur einmal vor, so dass man pro untersuchten Stumpf sieben einzelne Messwertreihen erhielt. Dies ergab bei 10 Brücken, mit jeweils 8 Stümpfen, eine Anzahl von 560 Messwertreihen, und bei den 40 Einzelkronen 280 Messwertreihen. Insgesamt wurden also 840 Messwertreihen, mit insgesamt 47735 Einzelmesswerten ausgewertet. Die 840 Messwertreihen, welche durch unterschiedliche Geometrien der einzelnen Stümpfe, auch unterschiedlich viele Messwerte enthielten, wurden zu diesen Zweck zuerst gemittelt und dann in das SPSS importiert. Diese 840 Mittelwerte waren die Grundlage für die statistische Berechnung im Statistikprogramm SPSS.

Da jeder Stumpf jeweils 10 mal hergestellt und geschnitten wurde, hatte man pro Messzone und Stumpf jeweils 10 Mittelwerte. Diese floßen in die deskriptive Statistik ein, so dass man letztendlich 84 deskriptive Statistikwerte erhalten hat. Jeder dieser 84 Messwerte steht für einen bestimmten Randspalttyp, an einem bestimmten Pfeiler und einer bestimmten Restauration.

Zur Ermittlung der Unterschiede zwischen den Proben, mussten zwei unterschiedliche statistische Tests angewendet werden. Um die Signifikanz der unterschiedlichen Passung einer 14-gliedrigen Brücke im Vergleich zur korrespondierende Stelle bei Kronen zu ermitteln, wurde der Mann-Whitney Test für 2 unabhängige Gruppen angewendet. Das Signifikanzniveau wurde auf $P < 0,05$ festgelegt. Der Mann-Whitney Test ist ein parameterfreier, statistischer Test, der zur Überprüfung der Signifikanz der Übereinstimmung zweier Verteilungen (Kronen und Brücken) geeignet ist. Bei 14-gliedrigen Brücken konnte zudem ein deutlicher Unterschied zwischen vestibulärer und palatinaler Passung erkannt werden. Um die Signifikanz des Unterschiedes zwischen der vestibulären und der palatinalen Passung bei 14-gliedrigen Brücken und auch Kronen zu ermitteln, wurde zusätzlich der Oneway Anova Signifikanztest angewendet, da dieser Test auf eine unabhängige Variable (Randspalt vestibulär zu palatinal), in zwei verschiedenen Bedingungen (Krone und Brücke) ausgelegt ist. Das Signifikanzniveau wurde dabei wiederum auf $P < 0,05$ festgelegt.

4. Ergebnisse

4.1. Vergleich der Randspaltnesswerte

Alle Proben lieferten gültige Werte, so dass immer die komplette Anzahl der 10 Proben in die Statistik einfließen. In der deskriptiven Statistik wurden die Messwerte für jeden Randspalttyp und für jede Probennummer, sowie für jede Krone und Brücke ermittelt. Diese Werte waren die Grundlage für folgende Ergebnisse.

4.1.1. Deskriptive Statistik

In der deskriptiven Statistik sind 84 Messwerte enthalten, wobei jeder Messwert für einen bestimmten Stumpf, eine Krone oder 14-gliedrige Brücke, und einen Randspalttyp I,II,III oder IV steht. Dabei wurde jeder Randspalttyp jeder Messgruppe einzeln ausgewertet, die Minimum- und Maximumwerte ermittelt, sowie die Standardabweichung berechnet. Das Hauptaugenmerk der Dissertation lag in der marginalen Passgenauigkeit, welche die Randspaltgruppe IV beschreibt. In dieser Studie wurde der höchste Wert des Randspalttypes IV, bei den 14-gliedrigen Brücken palatinal am Pfeiler 11, mit einem Mittelwert von 78,2 μm gemessen. Der niedrigste Wert für den Randspalttyp IV wurde hingegen bei der Krone 21 palatinal mit 7,7 μm gemessen.

Probe	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	SF σ
14_11_TYP_IV_PAL	10	12,45	138,36	78,1875	36,35804
Krone_21_TYP_IV_PAL	10	4,42	17,39	7,7658	3,73534

Tab. 1: Maximaler und Minimaler Mittelwert der deskriptiven Statistik des Randspalttyps IV

Sämtliche Werte der deskriptiven Statistik sind in der Tabelle im Anhang angegeben.

Aus der deskriptiven Statistik konnte der Schluß gezogen werden, dass die Randspalten von Kronen erheblich kleiner sind als die Randspalten von 14-gliedrigen Brücken. Zudem war auffällig, dass bei den Brücken ein merklicher Unterschied zwischen palatinaler und

vestibulärer Passung bestand. Aufgrund dieser Umstände wurden die Messwerte palatinal und vestibulär, sowie zwischen Kronen und Brücken seperat ausgewertet.

4.1.2. 14-gliedrige Brücke palatinal Typ I, II, IV

Als erstes wurden die Werte zwischen palatinal und vestibulär getrennt betrachtet, und miteinander verglichen. Auch wurden erstmal nur die Werte der 14-gliedrigen Brücken untereinander verglichen. Daraus resultierte folgende Tabelle und folgendes Diagramm.

Full mouth palatinal	Typ I	Typ II	Typ IV
17	74,9	47,1	17,3
15	68,7	31,7	21,7
13	82,7	43,8	52,8
11	138,4	90,3	78,2
21	152,1	85,1	67,7
23	114,6	63,5	56,5
25	81,1	35	26,9
27	63,9	50,3	6,3

Tab. 2: 14-gliedrige Brücke palatinal Typ I, II, IV

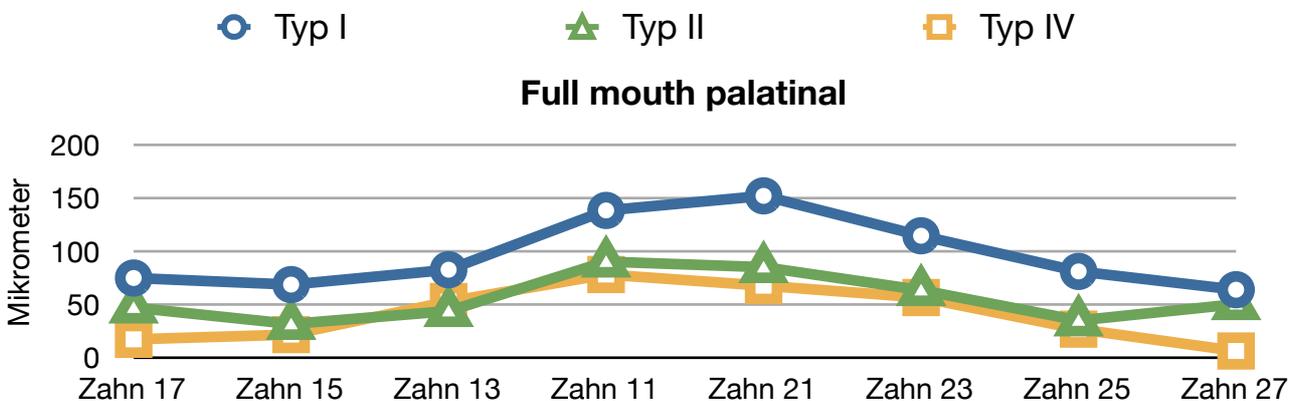


Abb. 25: Diagramm Passung palatinal 14-gliedrige Brücke

Beim Vergleich der palatinalen Werte bei den 14-gliedrigen Brücken, war zu erkennen, dass sich die Messwerte zu den Pfeilern 11 und 21 hin erhöhten. Eine Ausnahme hierbei waren der 15 und der 25 welche insgesamt die besten Werte aufwiesen. Der maximale Messwert lag bei über 150 µm, und wurde beim Randspalttyp I gemessen.

4.1.3. 14-gliedrige Brücke vestibulär Typ I, II, IV

Genauso wurde mit den vestibulären Randspaltwerten verfahren. Die vestibulären Messwerte der Brücke wurden getrennt von den palatinalen Messwerten, und getrennt von den Messwerten der Krone betrachtet.

Full mouth vestibulär	Typ I	Typ II	Typ IV
17	47,1	49,6	10,3
15	64,6	72,1	15,9
13	57,9	77,9	7,4
11	50,6	62,6	7,6
21	48,7	62,6	6,9
23	43,0	59,8	6,6
25	50,5	61,1	8,0
27	58,7	59,5	18,0

Tab. 3: 14-gliedrige Brücke vestibulär Typ I, II, IV

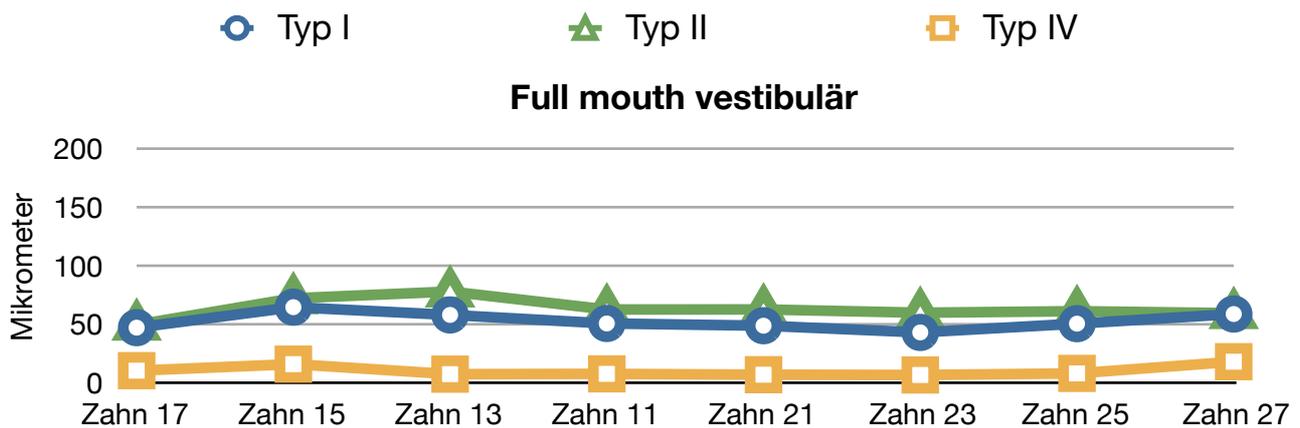


Abb. 26: Diagramm Passung vestibulär 14-gliedrige Brücke

Im Vergleich zu den palatinalen Messwerten, wiesen die vestibulären Messwerte der 14-gliedrigen Brücken keine große Streuung auf, sondern alle Pfeilerzähne wiesen ähnliche Werte auf. Insgesamt war zudem aufgefallen, dass alle vestibulären Randspaltwerte bessere Werte als die palatinalen Messwerte aufwiesen. Alle Messwerte lagen deutlich unter der Grenze von 100 µm.

4.1.4. Einzelkrone palatinal Typ I, II, IV

Interessant war daraufhin der Vergleich der Messwerte innerhalb der Kronen. Auch hier wurden die palatinalen und die vestibulären Messwerte getrennt voneinander betrachtet. Als erstes wurden nachfolgend die palatinalen Messwerte der Kronen verglichen.

Crown palatinal	Typ I	Typ II	Typ IV
21	69,9	49,6	7,8
23	67,7	43,1	13,0
25	66,8	41,6	19,3
27	60,0	58,3	10,2

Tab. 4: Einzelkrone palatinal Typ I, II, IV

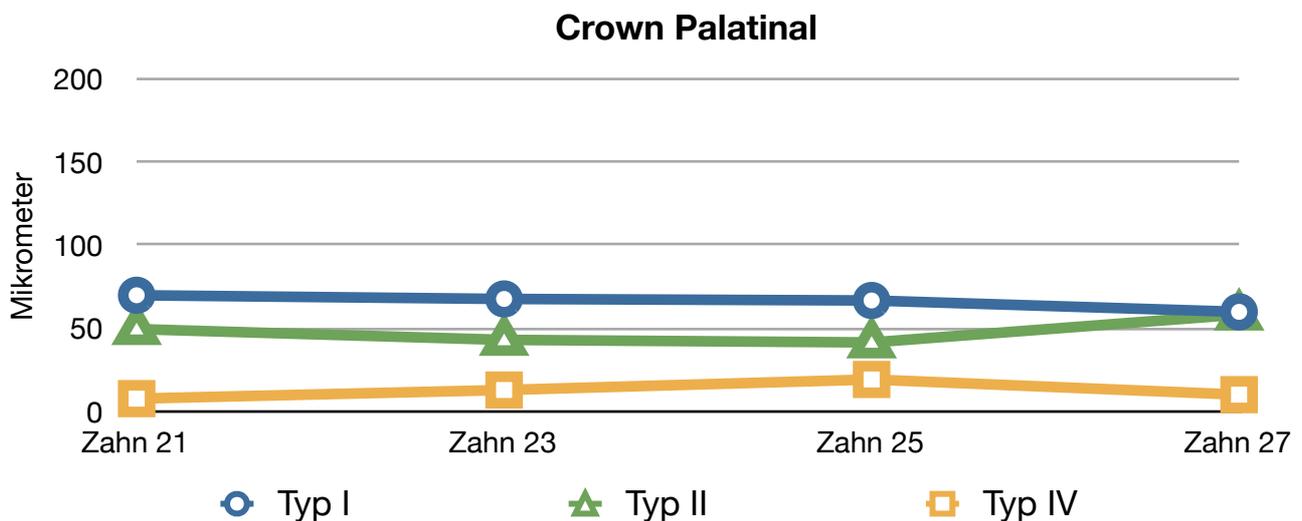


Abb. 27: Diagramm Passung palatinal Krone

Bei den palatinalen Messwerten der Einzelkronen war zu erkennen, dass die Messwerte sehr homogen waren. Die Homogenität war so hoch, dass sich alle Messwerte des Typs I bei den verschiedenen Kronen, innerhalb einer Toleranz von $< 10 \mu\text{m}$ befunden haben. Insgesamt waren die Messwerte auch deutlich niedriger als bei den Messwerten der 14-gliedrigen Brücken.

4.1.5. Einzelkrone vestibulär TYP I, II, IV

Nachfolgend analog die vestibulären Messwerte des Randspaltes bei den Kronen.

Crown vestibulär	Typ I	Typ II	Typ IV
21	50,6	54,1	8,6
23	56,8	54,9	11,6
25	52,5	53,7	14,0
27	64,7	57,9	20,7

Tab. 5: Einzelkrone vestibulär Typ I, II, IV

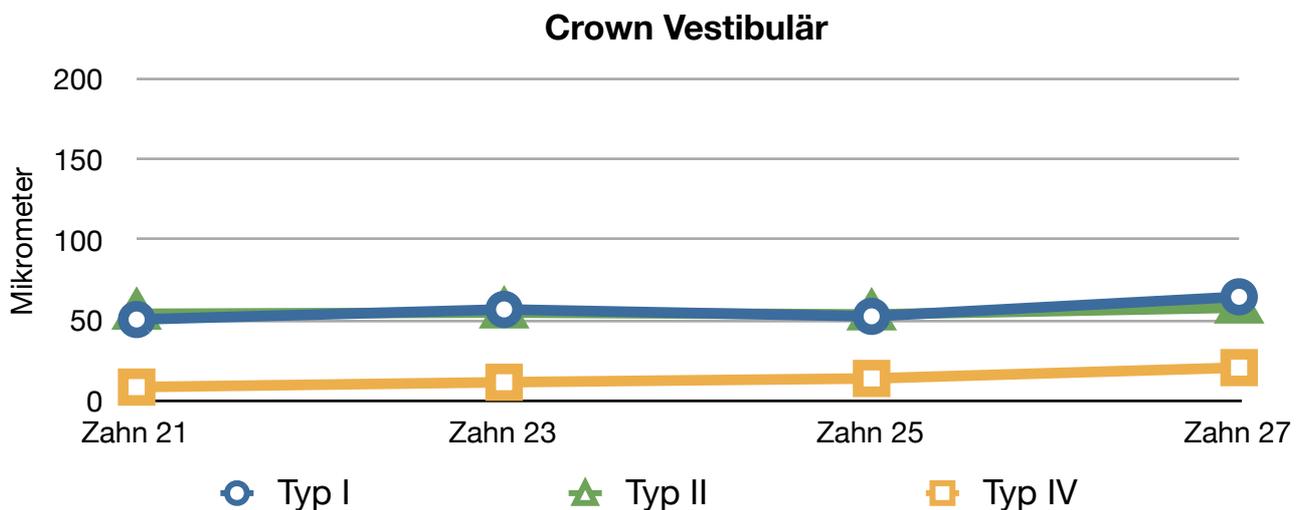


Abb. 28: Diagramm Passung vestibulär Krone

Auch die vestibulären Messwerte der Einzelkronen waren sehr homogen, und die Randspaltemesswerte sehr gering. Die Messwerte des Typs II, lagen bei den unterschiedlichen Kronen hier sogar innerhalb einer Toleranz von 4 µm.

4.1.6. 14-gliedrige Brücke Typ III

Der Randspalttyp III welcher den okklusalen Zementspalt beschreibt, wurde separat ausgewertet. Als erstes wurde er innerhalb der Brücken zwischen den verschiedenen Pfeilern verglichen.

Full mouth	Typ III
17	92,4
15	93,8
13	68,5
11	111,8
21	109,6
23	81,5
25	96,7
27	100,6

Tab. 6: 14-gliedrige Brücke Typ III

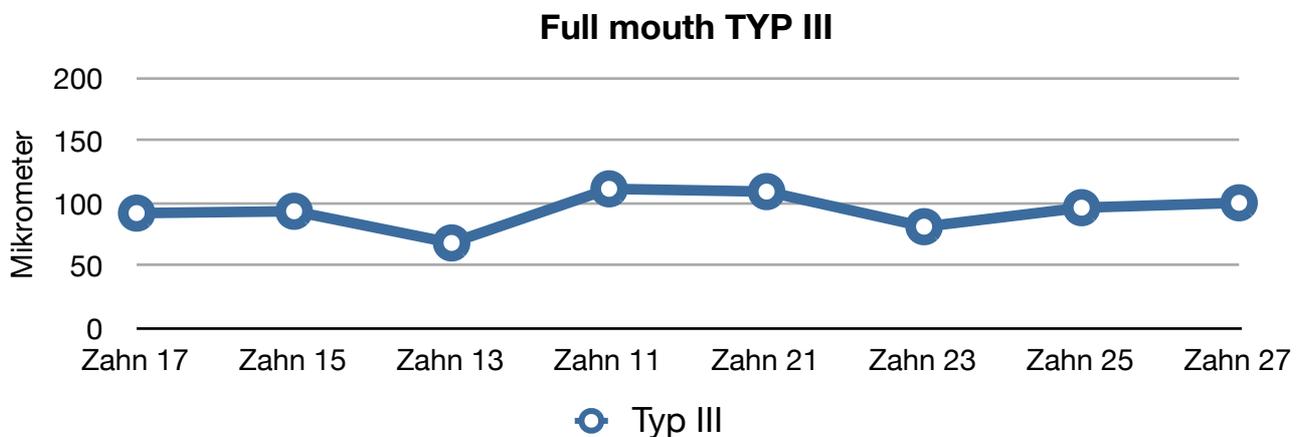


Abb. 29: Diagramm 14-gliedrige Brücke Typ III

Die Messwerte des Typ III (okklusal) lagen zwischen 68,5 µm bis 111,8 µm. Die besten Messwerte waren bei den Zähnen 13 und 23 zu erkennen. Der okklusale Zementspalt war bei den unterschiedlichen Pfeilern im Vergleich zum Unterschied der palatinalen und der vestibulären Passung relativ homogen.

4.1.7. Einzelkrone Typ III

Analog dazu wurden auch bei den Kronen, die okklusale Zementspaltwerte in folgender Tabelle und folgendem Diagramm verglichen.

Crown	Typ III
21	65,0
23	65,5
25	71,9
27	78,4

Tab. 7: Einzelkrone Typ III

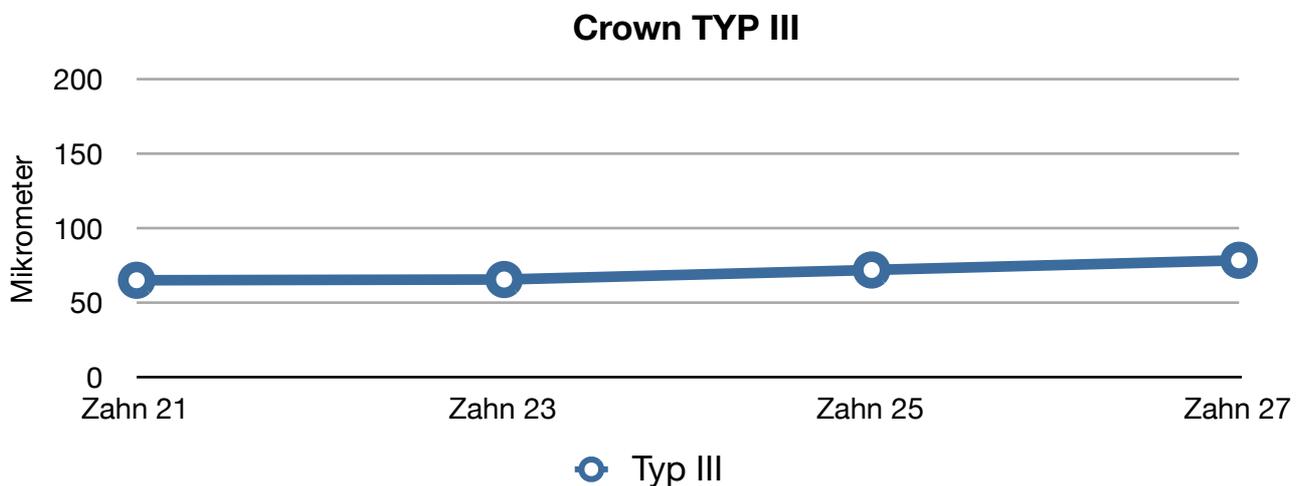


Abb. 30: Diagramm Einzelkrone Typ III

Im Vergleich zu den Messwerten der Brücken waren die Messwerte des Typs III der Kronen durchwegs besser. Zudem war auch hier zu erkennen, dass eine geringere Streuung vorhanden war. Die Unterschiede in den Messwerten zwischen den einzelnen Zähnen war sehr gering.

Aus den vorangegangenen Messwerten und den Diagrammen ließ sich erkennen, dass die Passgenauigkeit von 14-gliedrigen Brücken aus Zirkondioxid, nicht mit der Passgenauigkeit von Einzelkronen aus Zirkondioxid mithalten konnte. Auch lässt sich erkennen, dass die Passgenauigkeit von Einzelkronen sehr hoch ist, mit einem im Mittel

maximalen marginalen Randspalt von 20,7 Mikrometer. Eine weitere Erkenntnis war, dass bei den Brücken ein erheblicher Unterschied zwischen vestibulärer und palatinaler Passung vorhanden war, welcher bei den Kronen so nicht zu finden war.

4.2. Vergleich vestibulär gegen palatinal

Nach der deskriptiven Statistik war es die Aufgabe, die daraus resultierenden Vermutungen mit statistischen Tests zu beweisen. Die erste Erkenntnis war der Unterschied zwischen der palatinalen zu der vestibulären Passung, bei den 14-gliedrigen Brücken. Um die Signifikanz des Unterschiedes, zwischen der vestibulären und der palatinalen Passung bei den 14-gliedrigen Brücken zu ermitteln, wurde der Oneway Anova Signifikanztest angewendet. Das Signifikanzniveau wurde dabei auf $P < 0,05$ festgelegt. In nachfolgender Tabelle sind die Ergebnisse dieses Signifikanztestes aufgelistet.

14-gliedrige Brücke Vergleich vestibulär zu palatinal.

Fullmouth vestibulär gegen palatinal	Typ I	Typ II	Typ IV
11	0,001	0,001	0,001
13	0,001	0,001	0,001
15	0,608	0,001	0,409
17	0,001	0,451	0,203
21	0,001	0,003	0,001
23	0,001	0,539	0,001
25	0,001	0,008	0,006
27	0,322	0,228	0,016

Tab. 8: Vergleich vestibulär gegen palatinal 14-gliedrige Brücke

Die orange gekennzeichneten Felder wiesen anhand des Oneway Anova Test einen signifikanten Unterschied auf. Aufgrund der Menge der orangenen Felder, im Vergleich zu den weißen Feldern, ließ sich gut erkennen, dass fast durchwegs ein signifikanter Unterschied zwischen vestibulärer und palatinaler Passung, bei den Brücken bestand.

Auch bei den Kronen wurde der Oneway Anova Test analog angewendet, und die vestibulären Randspaltwerte gegen die palatinalen Randspaltmesswerte verglichen.

Crown vestibulär gegen palatinal	Typ I	Typ II	Typ IV
21	0,007	0,561	0,627
23	0,188	0,163	0,727
25	0,104	0,146	0,491
27	0,444	0,972	0,066

Tab. 9: Vergleich vestibulär gegen palatinal Einzelkrone

Anhand des Oneway Anova Tests, konnte auch hier bestätigt werden, was schon die deskriptive Statistik hatte vermuten lassen. Die Brücken hatten größtenteils einen signifikanten Unterschied in der palatinalen zu der vestibulären Passung, während bei den Einzelkronen nur ein einziger signifikanter Unterschied in der palatinalen zu der vestibulären Passung auftrat.

4.3. Vergleich Krone zu Brücke

Abschließend war noch interessant wie die Passung der Brücken, im Vergleich zu der Passung der Kronen abgeschnitten hat. Die Signifikanz der unterschiedlichen Passung einer 14-gliedrigen Brücke, im Vergleich zur korrespondierende Stelle bei einer Krone, wurde mit dem Mann-Whitney Test für 2 unabhängige Gruppen ermittelt. Das Signifikanzniveau wurde hierbei wiederum auf $P < 0,05$ festgelegt.

Full mouth vs Krone	Typ I	Typ II	Typ IV
21_Palatinal	0,001	0,001	0,001
23_Palatinal	0,001	0,011	0,001
25_Palatinal	0,029	0,549	0,247
27_Palatinal	0,529	0,481	0,393

Ergebnisse

Full mouth vs Krone	Typ I	Typ II	Typ IV
21_Vestibulär	0,278	0,218	0,28
23_Vestibulär	0,075	0,393	0,029
25_Vestibulär	0,739	0,684	0,529
27_Vestibulär	0,529	0,971	0,853

Tab. 10: Vergleich Krone zu Brücke

Auch beim Mann-Whitney Test wurde deutlich, was aus der deskriptiven Statistik heraus schon vermutet wurde. Die Passung palatinal an den Stümpfen 21 und 23 der Brücken war signifikant schlechter als bei den korrespondierenden Stümpfen der Einzelzahnkronen.

5.Diskussion

Zur Untersuchung der marginalen und inneren Passung von dentalen Restaurationen, wird oftmals die In-vitro Untersuchung der In-vivo Untersuchung vorgezogen, da diese eine bessere Quantifizierbarkeit und Vergleichbarkeit der Messergebnisse ermöglicht [25]. Zudem kann die Untersuchung meistens nicht ohne destruktive Methoden zur Probenherstellung vollzogen werden. Allerdings dürfen die Ergebnisse einer In-vitro Untersuchung nicht eins zu eins auf die klinische Situation übertragen werden, sondern es bedarf immer einer kritischen Bewertung, da der Versuchsaufbau immer nur eine Annäherung an die klinische Situation ist. Um die Ergebnisse trotzdem relativ praxisnah zu gestalten sollten sich die Rahmenbedingungen möglichst nah an der klinischen Situation orientieren. Ein direkter Vergleich verschiedener In-vitro Untersuchungen zur Bestimmung der Passgenauigkeit von dentalen Restaurationen ist dennoch schwierig, da der Versuchsaufbau teilweise erheblich variiert. Eine ideale Vergleichbarkeit wäre erst bei einem identischem Versuchsaufbau gegeben.

5.1. Material und Methode

Da es sich um einen Versuchsaufbau handelt welcher aus vielen einzelnen Prozessschritten besteht, und zudem ein Einfluss der jeweils durchführenden Person vorhanden ist, können eine Vielzahl von Fehlerquellen auftreten.

5.1.1. Herstellung der Modelle

Es wurden von den Brücken und den Einzelkronen jeweils 10 Modelle hergestellt. Um eine möglichst gute Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden sowohl die Brücken als auch die Kronen alle aus derselben Dublierform hergestellt. Dadurch konnte immer die exakt gleiche geometrische Form erzeugt werden. Obwohl ein sehr strapazierfähiges Silikon für die Dublierung verwendet wurde, ist es nicht zu 100 Prozent zu gewährleisten, dass sich die Dublierform nach dem Entformen wieder komplett in den Ausgangszustand zurückstellt. Um dem entgegen zu wirken, wurde mindestens 1 Stunde zwischen einer und der nächsten Modellherstellung gewartet, um der Dublierform die nötige Rückstellzeit zu

geben. Die daraus hergestellten Gipsmodelle wurden anschließend, wie es bei Meistermodellen üblich ist, mit Pins versehen. Nach der Sockelung wurden die Modelle gesägt und dadurch Sägeschnittmodelle hergestellt. Bei den Sägeschnittmodellen musste sehr genau darauf geachtet werden, dass die Sockelfläche und auch die Pins sowie die Unterseite der Gipsstümpfe immer komplett sauber waren, damit immer dieselbe Position des Zahnstumpfes im Modellsockel erreicht wurde. Trotz aller Sorgfalt kann im Zurücksetzen der Stümpfe in den Modellsockel eine kleine Fehlerquelle vorliegen.

5.1.2. Scanverfahren

Der Scanvorgang war bei Einzelkronen und Brücken unterschiedlich. Bei Einzelkronen findet das Scannen in einem einzigen Vorgang statt, zudem befindet sich der Einzelzahnstumpf im Vergleich zur Brücke im Zentrum des Aufnahmegebietes des Scanners, welche die höchste Präzision aufweist. Desweiteren ist bei den Einzelzahnstümpfen kein Pin - Modell notwendig. Bei Brücken hingegen musste zuerst eine Übersichtsaufnahme gemacht werden, und anschließend wurden die Stümpfe einzeln gescannt, und dann in das Übersichtsmodell hineingematcht. Um dies zu bewerkstelligen ist ein Pin - Modell notwendig, welches den Fehler beinhalten kann, dass die Endposition der Einzelstümpfe in der Vertikalen abweichen kann. Zusätzlich ist in der Software, im Gegensatz zu den Einzelkronen, ein Matchingvorgang notwendig, welcher auf einem Best-Fit-Algorithmus basiert. Beim Best-Fit-Matching wird die Punktwolke des Einzelzahnscans, mit der Punktwolke des Übersichtscans verglichen. In der Position in welcher die größte Übereinstimmung der beiden Punktwolken herrscht, wird der Einzelzahnscan platziert. Die Übersichtsaufnahme hat eine deutlich reduzierte Punktzahl im Vergleich zum Einzelzahnscan, und zudem liegen viele Punkte des Übersichtsscans außerhalb des Scanzentrums, in welchem die Präzision des Scans am höchsten wäre. Deshalb sind bei den Brücken mehr Fehlerquellen und eine geringere Gesamtgenauigkeit des Scans, als bei den Kronen zu erwarten.

5.1.3. Konstruktion

Nach dem Scannen, wurden die Gerüste mit der vorhandenen CAD Software konstruiert. Die Festlegung der Präparationsgrenze erfolgte hauptsächlich durch die CAD Software, und musste nur sehr selten manuell korrigiert werden. Die Konstruktion der Kronen und der Brücken erfolgte mit der gleichen Software, und genau gleichen Parametern, bezüglich Zementspalt und Erweiterungsspalt. Bei der Konstruktion wurde zudem noch auf identische Wandstärken von 0,5 mm geachtet, und die Verbinder wurden auf die Mindestverbinderstärke reduziert. Die Verbinderstärke wurde durch die Software vorgegeben und betrug 9 mm² im Seitenzahnbereich, und 6 mm² im Frontzahnbereich. Dadurch sind beim Konstruktionsvorgang keine unterschiedlichen Fehlerquellen von Kronen und Brücken zu erwarten

5.1.4. Fräsvorgang

Für den Fräsvorgang wurden sowohl bei den Einzelkronen, wie auch bei den Brücken als Rohlinge, die Zeno Discs mit 98 mm Durchmesser verwendet. Dadurch kann von einem identischen Ausgangsmaterial ausgegangen werden. Die vergrößerte Herstellung des Zirkondioxids im Weißlingszustand, wird im Vorhinein vom CAM Modul individuell für jeden Rohling berechnet, und kann nicht beeinflusst werden. Eine falsche Berechnung der Schrumpfung seitens des Herstellers könnte sich allerdings nachteilig auf die Passung auswirken. Die Wiederholgenauigkeit beim Fräsvorgang wird vom Hersteller mit 25 µm angegeben, dabei ist es unabhängig ob Einzelkronen oder Brücken gefertigt werden.

5.1.5. Sintervorgang

Beim Sintervorgang werden die Gerüste bei einer Temperatur von 1450 °C in einem elfstündigem Sinterprozess dichtgesintert. Das heißt die Gerüste schrumpfen auf ihre im Vorhinein berechnete Größe. Bei den Brückengerüsten sind okklusal so genannte Sinterdrops vorhanden, welche die Restauration abstützen, da diese mit der okklusalen Seite auf eine plane Sinteroberfläche gelegt wird. Dabei war zu beobachten, dass die Sinterdrops vor dem Sintervorgang absolut plan auflagen, während die Sinterdrops nach dem Sintervorgang teilweise nicht mehr plan auflagen.

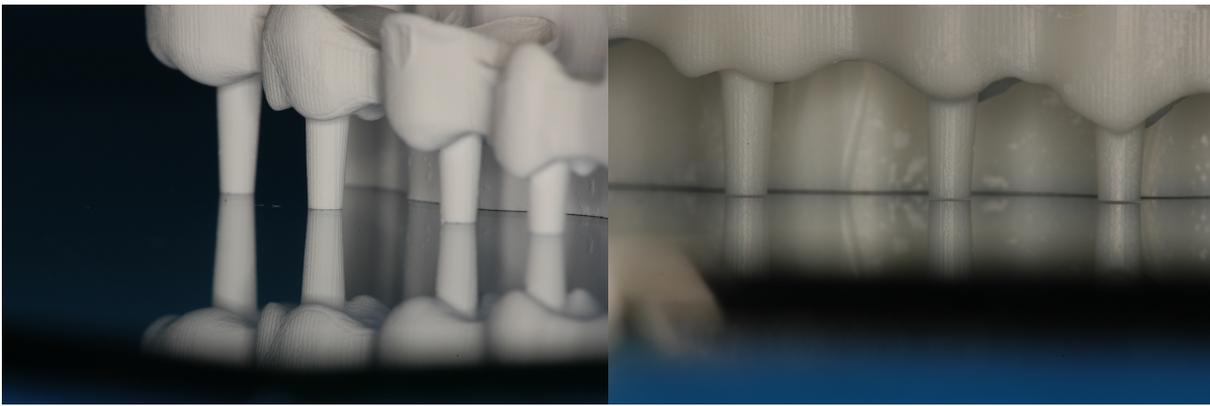


Abb. 31: Sinterdrops vor dem Sintern

Abb. 32: Sinterdrops nach dem Sintern

Daraus lässt sich schließen, dass der Sintervorgang nicht zu einer 100 Prozent homogenen und gleichmässigen Schrumpfung geführt hat, sondern dass es zu Verzügen gekommen ist, welche sich nachteilig auf die Passung ausgewirkt haben könnten. Die Schrumpfung hängt hauptsächlich von der Dichte des Materials ab. Weniger dichtes Material schrumpft stärker, als dichteres Material. Wenn nun in einem Rohling minimale unterschiedliche Dichten, bzw. ein Dichtegradient vorhanden ist, wird dieser Rohling nicht homogen dreidimensional schrumpfen, sondern es wird zu Verzügen kommen. Dass sich verschiedene Dichten innerhalb eines Rohlings befinden können, belegt eine Studie von Oh Gye-Jeong 2010 [41]. Dabei wurden aus einem Rohling Blöcke aus unterschiedlichen Regionen des Rohlings separat gesintert, und auf ihre Schrumpfung hin untersucht. Es wurde gezeigt, dass je nach Lage des Blockes im Rohling unterschiedliche Dichten vorhanden waren, und deshalb die Blöcke auch unterschiedlich geschrumpft sind. Allerdings sind die untersuchten Rohlinge in einem Uniaxialen Pressverfahren hergestellt worden, welches eine sehr einfache Herstellungsmethode ist. Im Gegensatz dazu zeigt die Kontrollgruppe, welche aus Rohlingen der Firma Kavo besteht, keinen signifikanten Unterschied in der Schrumpfung. Leider wird auf die Herstellung der Rohlinge der Firma Kavo in dieser Studie nicht eingegangen. Die Schrumpfung der Blöcke einzeln betrachtet, hingegen war homogen, weshalb sich auch die Schrumpfung bzw. der Verzug erst bei großen Restaurationen auswirkt, währenddessen die Inhomogenitäten bei Kronen keinen signifikanten Einfluss hat. Abschließend kann gesagt werden, dass der Herstellungsprozess des Rohlings einen Einfluss auf die Randspaltgenauigkeit haben kann.

5.1.6. Zementierung

Da es widersprüchliche Aussagen gibt, ob die Zementierung sich nachteilig auf die Passung auswirkt, ist es nicht klar ob die Ergebnisse sich durch die Zementierung verschlechtern [5, 34]. Es scheint aber, dass die Zementierung den Randspalt erhöht [39, 54]. Um für alle Gerüste gleiche Bedingungen zu schaffen, wurde eine standardisierte Apparatur verwendet, welches jedes Gerüst zentral mit 50 N belastete. Auch wurde jeweils eine Abbindezeit von 8 Minuten eingehalten. Da allerdings Druck gleich Kraft pro Fläche ist, und eine Einzelkrone eine geringere Auflagefläche hat, als eine Brücke mit 8 Pfeilerzähnen, ist davon auszugehen, dass die Einzelkronen mit einem höheren Druck zementiert worden sind als die Brückengerüste. Aufgrund eines fehlenden adäquaten Gewichtes, musste dieser eventuelle Fehler aber in Kauf genommen werden.

5.1.7. Anfertigung der Schnittproben

Da die zementierten Gerüste komplett mit Modell in Gips eingegossen wurden, war es sehr wichtig im Vorhinein eine genaue Anzeichnung vorzunehmen, damit die Proben mittig, parallel zu Ihrer Längsachse geschnitten wurden, was bei einer 14-gliedrigen Brücke schwierig zu bewerkstelligen ist. Dies schien gelungen zu sein, auch wenn minimale Abweichungen von der Mitte der Stümpfe nicht auszuschließen sind. Dies würde bedeuten, dass der Schnitt exzentrisch durchgeführt worden wäre und es dadurch zu einer Erhöhung des Zementspalts gekommen wäre. Erschwerend ist dabei auch die Eigendicke der Trennscheibe, welche bei der mittigen Ausrichtung des Stumpfes beachtet werden musste. Desweiteren wurde parallel zum ersten Schnitt, ein weiterer Schnitt im Abstand von zirka 1 mm durchgeführt, so dass die Schnittprobe letztendlich planparallel auf einer Unterlage zum Liegen kam. Dieser zweite Schnitt wurde mit einer Rändelschraube an der Trennscheibe vollzogen, so dass die Probe nicht neu positioniert werden musste, und dadurch konnte ein annähernd 100 Prozent paralleler Schnitt durchgeführt werden.

5.1.8. Vermessung unter dem Mikroskop

Wichtig bei der Vermessung war, dass die Schnittproben parallel zur zur optischen Untersuchungsebene zum Liegen kamen, damit eine eindeutige Vermessung erfolgen konnte. Dies wurde durch die Anfertigung von parallelen Schnittproben gewährleistet. Die Proben Typen I,II,III wurden mit einer 50-fachen Vergrößerung, und der Randspalttyp IV mit einer 200-fachen Vergrößerung fotografiert. Die Vermessung der Fotos von den Proben, wurde anschließend am Computer durchgeführt, indem entlang des Randspalts am Stumpf und auf der Gerüstinnenseite Punkte in einem gleichmässigen Abstand gesetzt wurden, und jeweils ein Lot von der Gerüstinnenseite zum korrespondierenden Punkt auf der Stumpfoberfläche gefällt wurde. Das Setzen der Punkte erfolgte visuell durch den Benutzer, wodurch eventuell kleine Fehler beim Abstand der Punkte, und auch bei der exakten Platzierung auf der Grenze zum Zement, entstanden sein könnten. Da durch einen kleineren Abstand der Punkte eine stärkere Gewichtung eines Randspalttypen auftreten könnte, wurden alle Messergebnisse eines Randspalttypen und einer Probe zuerst gemittelt, bevor diese in die Statistik eingeflossen sind. Dadurch wurde der Fehler von unterschiedlichen Messwertanzahlen pro Randspalttyp und Probe minimiert.

Problematisch zu betrachten ist die Vermessung des Randspalttyp IV. Aufgrund der hohen Präzision der CAD/CAM gefertigten Gerüste treten dort unter anderem Spaltmaße von unter 10 µm auf. Durch das visuelle Platzieren der Punkte an den Grenzflächen zum Zement, ist dort eine sehr hohe Präzision erforderlich. Diese wird aber erschwert da durch unterschiedliche Härte der Materialien das Schnittbild in diesem Bereich bei 200-facher Vergrößerung nicht immer optimal war, so dass durch einen anderen Benutzer eventuell signifikante Unterschiede bei der Vermessung möglich sind.

5.2. Ergebnisse, Vergleich zu anderen Studien

Das Ziel der Studie war die Untersuchung der marginalen und der inneren Passung von Einzelzahngerüsten, und 14-gliedrigen Brückengerüsten aus Zirkondioxid.

In Studien wurden marginale Randspaltwerte von unter 120 Mikrometer als klinisch akzeptabel angesehen [36]. Es existieren aber auch Studien, welche erheblich höhere Randspaltwerte als klinisch akzeptabel ansehen. In einer Studie von Moldovan et al. werden Randspaltwerte von 200 - 300 µm als klinisch akzeptabel bewertet.

Der Wert von 120 μm wurde in vorliegender Studie, von allen Proben im Mittel deutlich unterschritten, mit einem maximalen Mittelwert palatinal von 78,2 μm , beim Stumpf 11 eines 14-gliedrigen Brückengerüsts. Allerdings sind Maximalwerte bei einzelnen Proben vorhanden, bei welchen die Marke von 120 μm überschritten wurde. Dies ist der Fall bei den Brückenpfeilern 11 und 21 jeweils palatinal. Hier wurde bei einer Probe der marginale Maximalwert von 157,97 μm erreicht. Ein Vergleich zu anderen Studien ist relativ schwierig, da es kaum Studien gibt, welche Brückengerüste mit einer Spannweite von 14 Gliedern untersucht haben. In der Literatur finden sich dagegen eine Vielzahl von Studien welche kleinere Brücken bis zu 4 Gliedern aus Zirkondioxid untersucht haben. Allerdings muss bei einem Vergleich klar sein, dass mit zunehmender Brückenspanne die Passgenauigkeit abnimmt [4, 10, 11, 14, 31].

5.2.1. Passung Einzelkronen

Bindl et al. untersuchte 2005 die Passgenauigkeit von CAD/CAM gefertigten, vollkeramischen Kronen, im Vergleich zu konventionell hergestellten vollkeramischen Kronen. Dafür wurde eine Krone konventionell hergestellt (InCeram, Schlickertechnik), eine Krone wurde im Pressverfahren hergestellt (Empress), eine Krone wurde mittels dem Procera System, eine Krone mit dem Cerec inLab System, eine mit dem Decim System und schließlich eine Krone mit dem DCS System hergestellt. Bei allen Kronen ergab sich im Mittel ein marginaler Randspalt von 17 - 44 μm . Am Besten schnitt dabei das Procera System ab, welches im Mittel einen marginalen Randspalt von 17 μm aufwies. Am schlechtesten schnitten die Empress Kronen mit einem Mittelwert von 44 μm ab. Trotzdem haben alle Kronen die klinisch erforderlichen Anforderungen von < 120 μm deutlich unterschritten. Verglichen mit diesen Werten weist das Zeno System bei Einzelkronen eine noch bessere Passgenauigkeit als das Procera System auf, mit einem Gesamtmittelwert der marginalen Passgenauigkeit von 13 μm , und einzelnen Mittelwerten von 7,8 - 20,7 μm . In einer Studie von Beuer et al. ist derselbe Versuchsaufbau mit einem anderen CAD/CAM System durchgeführt worden. Dabei kamen bei Einzelkronen durchschnittliche marginale Randspaltwerte für Einzelkronen von 18,4 - 78 μm heraus. Man kann also von einer überdurchschnittlich guten marginalen Passgenauigkeit bei Einzelkronen, welche mit dem Zeno System angefertigt worden sind ausgehen. Auch in anderen Studien wird der gute

Wert des Zeno Systems nicht erreicht. Sulaiman et al. untersuchte 1997 drei unterschiedliche Vollkeramische Kronen ähnlich wie in der Studie von Bindl et al. Darunter Kronen gefertigt mit IPS Empress, In-Ceram und dem Procera System. Auch hier lagen die Werte deutlich über den Werten des Wieland Zeno Systems, mit Werten von 161 μm bei In-Ceram, 83 μm bei Procera und 63 μm bei IPS Empress. Obwohl prinzipiell Gerüste welche aus dichtgesinterten Zirkondioxid herausgeschliffen werden besser passen sollten, erreichen auch diese Gerüste in einer Studie von Luthardt et al. nicht die Werte des Zeno Systems. Mit dem verwendeten DCS Precident System, welches Gerüste aus dichtgesintertem Zirkondioxid fertigt, wurden lediglich Mittelwerte von 55 - 88 μm erreicht.

5.2.2. Passung Brückengerüste

Bei den 14-gliedrigen Brücken ist vorliegende Studie am Besten mit einer Studie der LMU München zu vergleichen, welche auf denselben Voraussetzungen wie diese Studie basiert [43]. Die Gerüste wurden hierbei von dem CAD/CAM System Everest (Kavo, Biberach) gefertigt, ansonsten war der Versuchsaufbau identisch. Bei dieser Studie wurden mittlere marginale Randspalten von 31,3 - 106 μm bei den 14-gliedrigen Brücken erreicht. Im Vergleich dazu fallen die mittleren Werte des Zeno Systems mit 6,3 - 78,2 μm geringer aus. Auffallend ist, dass bei beiden Studien die palatinalen Messwerte signifikant schlechter ausfallen als die vestibulären Messwerte. Bei genauerer Betrachtung fällt allerdings auf, dass vor allem bei der vestibulären Passung ein sehr deutlicher Unterschied besteht. Während die 14-gliedrigen Brücken des Zeno Systems vestibulär einen maximalen Mittelwert von 18 μm an der Position des 27 erreichen, ist der maximale Mittelwert beim Everest System mit 72,2 μm um den Faktor 4 größer.

Diese deutliche Abweichung bei identischem Versuchsaufbau, ist von verschiedenen Einflüssen abhängig. Als erstes kommt das verwendete System in Betracht. Da es sich um verschiedene Scanner und verschiedene Fräsmaschinen handelt, sind vermutlich hier unterschiedlich große Fehlerquellen vorhanden. Da bei beiden Systemen das Zirkondioxid im vorgesinterten Zustand bearbeitet wurde, und anschließend ein Sintervorgang notwendig ist, sind auch hier unterschiedliche Fehlerquellen möglich. Auch das Ausgangsmaterial ist von verschiedenen Herstellern, so dass auch hier ein Unterschied in der Homogenität des Ausgangsmaterials nicht auszuschließen ist. Inhomogenitäten wirken

sich negativ beim Sintervorgang, und negativ auf die Passung aus. Abschließend ist ein kleiner Teil auch untersucherabhängig, da einzelne Schritte wie das Aufpassen, die Zementierung, und das Vermessen unter dem Mikroskop manuell durchgeführt werden. Deshalb lässt sich auch hier nicht ausschließen, dass die Passgenauigkeit von der Person welche den Versuch durchführt, beeinflusst wird.

Desweiteren gibt es noch viele Studien welche die Passgenauigkeit von Brücken untersucht haben. Ein Großteil davon sind Studien über dreigliedrige Brücken.

In einer Studie von Beuer et al. (2009) wurden dreigliedrige Brückengerüste untersucht, welche mit drei verschiedenen CAD/CAM Systemen hergestellt wurden. Die Systeme waren Cercon, Etkon und Cerec inLab. Der Versuchsaufbau war sehr ähnlich, die Gerüste wurden ebenso mit Ketac Cem zementiert, geschnitten und unter dem Lichtmikroskop vermessen. Dabei wurden marginale Randspalten von 29,1 μm bei Etkon, 56,6 μm bei Cerec und 81,4 μm beim Cercon System gemessen. Leider wurde hierbei nicht vestibulär und palatinal unterschieden, so dass diese Unterschiedlichkeit nicht verglichen werden kann. Die meisten Studien lieferten marginale Passgenauigkeiten zwischen 40 - 90 μm , so dass insgesamt davon ausgegangen werden kann, dass mit CAD/CAM Systemen erzeugte, vollkeramische Gerüste die klinischen Anforderungen erfüllen. Eine Studie von Kohorst et al. zeigt wesentlich höhere marginale Randspalten von 183 - 206 μm für die Systeme inLab, Everest und Cercon, was allerdings nicht in Einklang mit den übrigen Studien zu bringen ist.

Abschließend bleibt zu beachten, dass bei den verschiedenen Studien ein Vergleich immer unter Vorbehalt erfolgen muss, da es unterschiedliche Methoden der Messtechnik gibt, unterschiedliche Zemente verwendet wurden, die Einteilung des Randspalts, bzw. dass es unterschiedliche Definitionen für den Randspalt gibt, und letztlich auch die Person welche die Studie durchführt, einen Einfluss auf den Randspaltmesswert hat. Am ehesten kann die vorliegende Studie mit den Studien welche an der Universität München stattgefunden haben verglichen werden, da hierbei die meisten Übereinstimmungen bezüglich des Versuchsaufbaus vorliegen [8, 13, 43, 49].

6. Schlussfolgerungen für die Praxis

Als erstes bleibt festzuhalten, dass mit dem System Zeno der Firma Wieland sowohl Einzelkronen und Brücken aus Zirkondioxid, bis zu einer Anzahl von 14 Gliedern, mit einer klinisch akzeptablen, marginalen und inneren Passung hergestellt werden können.

Desweiteren ist die Passung der Einzelzahnversorgungen auf einem sehr hohen Niveau.

Im klinischen Alltag kommen jedoch weitere Schwierigkeiten und eventuelle Fehlerquellen hinzu. Vor allem die Abdrucknahme, welche bei so großen Versorgungen schwierig zu handhaben ist, kann für weitere Fehlerquellen verantwortlich sein. Da bei der Abdrucknahme und der Modellherstellung im klinischen Alltag die Ungenauigkeit zunimmt, ist davon auszugehen, dass die Randspaltwerte der In-vitro Untersuchung nicht ganz im Praxisalltag zu erreichen sind. Da bei den 14-gliedrigen Brücken im Mittel ein Randspalt von 78,2 μm gemessen wurde, aber auch Maximalwerte von 158 μm auftreten, besteht die Gefahr, dass der Randspalt in der Praxis auf über 120 μm ansteigt. Da durch einen größeren Randspalt die Gefahr einer Sekundärkaries und Parodontopathien ansteigt, und dadurch der Erhalt einer sehr großen, aufwendigen und teuren Versorgung in Gefahr gerät, muss die Versorgung eines Gebisses mit einer 14-gliedrigen Brücke aus Zirkondioxid, gefertigt mit Wieland Zeno System, sorgfältig und kritisch abgewägt werden. Im Gegensatz dazu sind die Einzelzahnkronen bezüglich der Passung bedenkenlos auch im Klinikalltag zu verwenden. Ein Ansteigen des Randspalts auf über 120 μm ist durch zusätzliche Fehlerquellen aus dem Praxisalltag nicht zu erwarten. Auffallend war der Unterschied der Brückengerüste vor und nach dem Sintervorgang. Da dieser Verzug eindeutig auf einer planen Ebene zu erkennen war, ist es nahe liegend, dass es beim Sintervorgang zu einem Verzug gekommen ist. Da beim Sintervorgang sehr viele Parameter eine Rolle spielen, aber auch eventuelle Inhomogenitäten im Rohling vorhanden sein könnten, müssten diese Fehlerquellen in weiteren Studien überprüft werden, um festzustellen woher dieser Verzug kommt, und ob dieser eventuell durch andere Herstellungsmethoden der Rohlinge, durch veränderte Temperaturführung im Sinterofen, durch eine andere Sinterlagerung, durch eine andere Gestaltung der Konstruktion oder anderen Faktoren positiv beeinflusst werden, oder sogar komplett behoben werden kann. Wenn dies der Fall sein sollte, ist auch bei den 14-gliedrigen Gerüsten eine sehr gute Passung zu erwarten.

7. Zusammenfassung

In dieser In-vitro Untersuchung wurde die marginale und die innere Passung von Einzelzahnengerüsten und 14-gliedrigen Brückengerüsten aus Zirkondioxid untersucht, welche mit dem System Zeno der Firma Wieland hergestellt wurden. Als Versuchsaufbau wurden Gipsmodelle eingescannt, Gerüste konstruiert, hergestellt und auf den Gipsmodellen zementiert. Anschließend erfolgte die Herstellung von Schnittproben, und eine Vermessung unter dem Lichtmikroskop. Dabei wurden sehr gute Passungen bei den Einzelkronen von maximal 20,7 µm gemessen. Bei den Brückengerüsten wurde ein deutlicher Unterschied zwischen palatinaler und vestibulärer Passung festgestellt. Während vestibulär die maximale marginale Spaltbreite 18 µm betrug, betrug sie palatinal maximal 78,2 µm. Die Werte sind im Vergleich zu anderen Studien auf einem sehr niedrigen Niveau, und sind besser als die Werte von Gerüsten welche mit konservativen Methoden hergestellt wurden. Die Passung der Einzelkronen waren durchweg sehr gut, und auch die Aufpasszeiten waren bei den Einzelkronen sehr gering, so dass es in der Praxis zu keinen Problemen bei der Herstellung von Kronengerüsten kommen sollte. Bei den 14-gliedrigen Brücken ist dies nicht ganz so eindeutig. Nicht bei allen Brücken konnte eine subjektiv zufriedenstellende Passung erreicht werden, obwohl bei den Brücken alle Prozesse identisch im Vergleich zu den Kronengerüsten abgelaufen sind. Auffallend war der Verzug der Rohlinge und der Brückengerüste, nach dem Sintervorgang, welcher für die schlechtere Passung gegenüber den Kronen und für den Unterschied zwischen vestibulärer und palatinaler Passung bei den Brücken, verantwortlich zu sein scheint. Erfreulich ist, dass trotz dieser Ungenauigkeiten die klinischen Anforderungen von einem marginalen Randspalt von < 120 µm im Mittel deutlich unterschritten wurden, und daher dem klinischen Einsatz von 14-gliedrigen Brücken aus Zirkondioxid, welche mit dem Zeno System hergestellt wurden, nichts entgegenspricht.

8. Anhang

8.1. Deskriptive Statistik

Probe	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
14_11_TYP_I_PAL	10	115,35	176,52	138,3932	19,62004
14_11_TYP_II_PAL	10	70,02	115,98	90,2617	12,32001
14_11_TYP_IV_PAL	10	12,45	138,36	78,1875	36,35804
14_11_TYP_I_VEST	10	42,66	57,22	50,648	5,20221
14_11_TYP_II_VEST	10	46,55	84,33	62,5727	14,338
14_11_TYP_IV_VEST	10	2,17	17,72	7,6055	5,33071
14_13_TYP_I_PAL	10	58,06	109,45	82,6805	16,45881
14_13_TYP_II_PAL	10	29,46	70,07	43,8185	12,11753
14_13_TYP_IV_PAL	10	32,33	78,6	52,7808	15,37428
14_13_TYP_I_VEST	10	45,51	71,15	57,9367	7,65886
14_13_TYP_II_VEST	10	64,24	99,49	77,9265	11,16364
14_13_TYP_IV_VEST	10	1,84	19,7	7,354	6,47116
14_15_TYP_I_PAL	10	45,55	97,5	68,7186	15,3174
14_15_TYP_II_PAL	10	24,31	47,83	31,7164	6,84605
14_15_TYP_IV_PAL	10	3,93	48,28	21,7163	15,50673
14_15_TYP_I_VEST	10	32,23	105,73	64,5635	19,9976
14_15_TYP_II_VEST	10	54,09	109,09	72,1481	18,32824
14_15_TYP_IV_VEST	10	3,48	54,82	15,9065	15,24751
14_17_TYP_I_PAL	10	59,97	92,79	74,936	11,31703
14_17_TYP_II_PAL	10	28,49	75,57	55,6832	14,31475
14_17_TYP_IV_PAL	10	4,27	43,46	17,2848	13,89244
14_17_TYP_I_VEST	10	26,24	68,32	47,0784	14,64106
14_17_TYP_II_VEST	10	27,39	81,72	49,5679	19,93973

Probe	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
14_17_TYP_IV_VEST	10	2,39	36,15	10,3298	10,14471
14_21_TYP_I_PAL	10	129,46	196,83	152,1432	21,95965
14_21_TYP_II_PAL	10	64,84	111,45	85,0996	14,16513
14_21_TYP_IV_PAL	10	20,99	157,97	67,6937	37,73372
14_21_TYP_I_VEST	10	42,84	59,25	48,7346	5,04383
14_21_TYP_II_VEST	10	45,49	94,48	62,6398	14,53644
14_21_TYP_IV_VEST	10	3,7	14,22	6,8942	3,85322
14_23_TYP_I_PAL	10	83,2	131,19	114,5621	17,73655
14_23_TYP_II_PAL	10	45,91	81,74	63,4733	10,39328
14_23_TYP_IV_PAL	10	18,4	97,04	56,5383	23,30389
14_23_TYP_I_VEST	10	30,85	61,66	42,999	10,12912
14_23_TYP_II_VEST	10	43,58	80,35	59,8352	15,15657
14_23_TYP_IV_VEST	10	4,15	10,59	6,6495	2,12284
14_25_TYP_I_PAL	10	67,61	98,84	81,0775	10,64785
14_25_TYP_II_PAL	10	22,63	49,5	35,0188	10,99132
14_25_TYP_IV_PAL	10	5,95	51,72	26,8618	16,5174
14_25_TYP_I_VEST	10	39,01	68,16	50,4836	9,86449
14_25_TYP_II_VEST	10	36,71	103,01	61,128	23,59243
14_25_TYP_IV_VEST	10	2,56	33,96	7,9908	9,32917
14_27_TYP_I_PAL	10	51,27	82,94	63,9172	10,56086
14_27_TYP_II_PAL	10	29,71	69,39	50,2487	14,45669
14_27_TYP_IV_PAL	10	2,06	14,16	6,3255	3,81902
14_27_TYP_I_VEST	10	43,54	82,85	58,711	12,23073
14_27_TYP_II_VEST	10	37,96	96,86	59,4655	18,3551
14_27_TYP_IV_VEST	10	3,69	46,89	17,9947	13,3382
14_11_TYP_III	10	82,48	146,99	111,7635	17,03974
14_13_TYP_III	10	54,6	97,01	68,5018	14,90247

Probe	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
14_15_TYP_III	10	68,67	134,17	93,8435	21,19677
14_17_TYP_III	10	79,78	114,88	92,3563	12,38376
14_21_TYP_III	10	94,24	126,55	109,5657	9,88341
14_23_TYP_III	10	56,82	92,64	81,4993	13,71737
14_25_TYP_III	10	76,15	121,51	96,6567	13,05732
14_27_TYP_III	10	78,23	132,3	100,6124	18,38715
Krone_21_TYP_I_PAL	10	45,74	92,58	69,9404	14,78229
Krone_21_TYP_II_PAL	10	25,3	82,15	49,5941	18,87682
Krone_21_TYP_IV_PAL	10	4,42	17,39	7,7658	3,73534
Krone_21_TYP_I_VEST	10	20,91	64,31	50,5811	13,78821
Krone_21_TYP_II_VEST	10	34,41	82,52	54,0881	14,7623
Krone_21_TYP_IV_VEST	10	1,76	13,71	8,5927	3,74533
Krone_23_TYP_I_PAL	10	41,76	114,99	67,726	18,97742
Krone_23_TYP_II_PAL	10	14,94	85,24	43,1087	21,0046
Krone_23_TYP_IV_PAL	10	4,74	32,97	12,952	10,61401
Krone_23_TYP_I_VEST	10	31,7	90,75	56,8372	16,48624
Krone_23_TYP_II_VEST	10	35,59	75,72	54,899	14,67552
Krone_23_TYP_IV_VEST	10	5,4	20,73	11,6048	5,63109
Krone_25_TYP_I_PAL	10	31,35	88,06	66,8013	16,19472
Krone_25_TYP_II_PAL	10	21,67	76,26	41,5711	19,90769
Krone_25_TYP_IV_PAL	10	5,08	45,49	19,2882	13,24118
Krone_25_TYP_I_VEST	10	31,43	106,76	52,5416	20,7792
Krone_25_TYP_II_VEST	10	35,16	86,95	53,6957	15,45261
Krone_25_TYP_IV_VEST	10	2,51	68,2	13,954	20,02871
Krone_27_TYP_I_PAL	10	47,35	69,69	59,9595	7,12847
Krone_27_TYP_II_PAL	10	24,26	93,76	58,2999	24,96567
Krone_27_TYP_IV_PAL	10	1,57	19,97	10,1556	7,14961

Probe	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Krone_27_TYP_I_VEST	10	38,25	96,28	64,6815	17,67707
Krone_27_TYP_II_VEST	10	32,75	93,15	57,9482	19,43118
Krone_27_TYP_IV_VEST	10	7,85	53,9	20,6852	15,40278
Krone_21_TYP_III	10	45,38	92,22	65,0425	15,87675
Krone_23_TYP_III	10	36,28	137,62	65,4924	27,06869
Krone_25_TYP_III	10	36,93	90,58	71,8976	19,41551
Krone_27_TYP_III	10	55,44	112,19	78,3787	17,46966

8.2. Aufpasszeiten

Probe	Stumpf	Aufpasszeit in Minuten
Krone 1	11	3
Krone 1	13	3
Krone 1	15	4
Krone 1	15	4
Krone 2	11	4
Krone 2	13	6
Krone 2	15	5
Krone 2	15	4
Krone 3	11	5
Krone 3	13	4
Krone 3	15	4
Krone 3	15	5
Krone 4	11	4
Krone 4	13	4
Krone 4	15	4
Krone 4	15	4

Probe	Stumpf	Aufpasszeit in Minuten
Krone 5	11	3
Krone 5	13	3
Krone 5	15	4
Krone 5	15	4
Krone 6	11	5
Krone 6	13	4
Krone 6	15	3
Krone 6	15	3
Krone 7	11	4
Krone 7	13	4
Krone 7	15	3
Krone 7	15	3
Krone 8	11	4
Krone 8	13	4
Krone 8	15	3
Krone 8	15	3
Krone 9	11	2
Krone 9	13	4
Krone 9	15	3
Krone 9	15	3
Krone 10	11	3
Krone 10	13	3
Krone 10	15	3
Krone 10	15	4
Brücke 1	-	20
Brücke 2	-	20
Brücke 3	-	18

Probe	Stumpf	Aufpasszeit in Minuten
Brücke 4	-	19
Brücke 5	-	22
Brücke 6	-	16
Brücke 7	-	13
Brücke 8	-	16
Brücke 9	-	15
Brücke 10	-	20

8.3. Materialliste

Produkt	Firma	Standort
Frasacozähne - und Modell	Frasaco	Tettang
Ergo-Präp-Set	Komet	Lemgo
ResinRock	Whip Mix Europe GmbH	Dortmund
Adisil Blau 9:1	Siladent	Goslar
JetPin 2,0mm	Jan Langner GmbH	Schwäbisch Gmünd
Fifty-Fifty	Klasse 4	Augsburg
Intramatic Lux	Kavo	Biberach
Fräsgerät F1	Degudent	Hanau
Kair plus	Kavo	Biberach
Hartmetallfräsen	Komet	Lemgo
D250	3Shape	Kopenhagen
Dental Designer	3Shape	Kopenhagen
Zeno 4030	Wieland	Pforzheim
Zeno Zr Disc	Wieland	Pforzheim
Zeno Fire	Wieland	Pforzheim
Multimark 1526	Faber-Castell	Stein

Produkt	Firma	Standort
Stemi 1000	Carl Zeiss AG	Oberkochen
Ketac-Cem-Appicap	3M Espe	Seefeld
Accutom-2	Struers	DK-Ballerup
Axioskop 2	Carl Zeiss AG	Oberkochen
FinePix S1 Pro	Fujifilm Photo Film Europe GmbH	Düsseldorf
Camera Shooting Software	Fujifilm Photo Film Europe GmbH	Düsseldorf
Optimas 6.5	MediaCybernetics	Silver Spring USA
Objekträger	Carl Zeiss AG	Oberkochen
SPSS 14.0	SPSS Inc.	Chicago

8.4. Literatur

1. Abduo, J., K. Lyons, and M. Swain, Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 2010. **37**(11): p. 866-76.
2. Addi, S., et al., Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent*, 2002. **30**(1): p. 53-8.
3. Assif, D., et al., Comparison of methods of clinical evaluation of the marginal fit of complete cast gold crowns. *J Prosthet Dent*, 1985. **54**(1): p. 20-4.
4. Att, W., et al., Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 2009. **101**(4): p. 239-47.
5. Ayad, M.F., Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronal restorations. *J Prosthodont*, 2009. **18**(2): p. 145-51.
6. Bader, J.D., et al., Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent*, 1991. **65**(1): p. 75-9.
7. Beuer, F., et al., Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J*, 2008. **27**(3): p. 362-7.
8. Beuer, F., et al., Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*, 2009. **25**(1): p. 94-102.
9. Beuer, F., et al., Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*, 2009. **40**(3): p. 243-50.
10. Beuer, F., et al., Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet Investig Dent*, 2010. **2**: p. 5-11.
11. Beuer, F., et al., Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*, 2009. **13**(3): p. 343-9.
12. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008. **204**(9): p. 505-11.

13. Bey, S.-A., Dissertation zu Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme. LMU München, 2003.
14. Bindl, A. and W.H. Mormann, Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2007. **27**(6): p. 567-75.
15. Bottino, M.A., et al., The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int*, 2007. **38**(7): p. e425-32.
16. Edward, A., et al., Materialeigenschaften, Ästhetik und Schichttechnikern einer Zirkonoxid- und Verblendkeramik. *Quintessenz Zahntechnik*, 2007. **33**(1): p. 78-92.
17. Eichner K and Kappert H.F, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig Verlag, 1996.
18. Eichner K and Voss R, *Der Kronenrand*. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1971. **26**: p. 742-757.
19. Felton, D.A., et al., Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*, 1991. **65**(3): p. 357-64.
20. Filser F, *All-Ceramic Dental Bridges by Direct Ceramic Machining (DCM)*. *Materials in Medicine*, 1998: p. 165-189.
21. Gödde E, Diplomarbeit über Konstruktionsparameter von weitspannigen Zirkondioxidbrücken und deren Einfluss auf das Sinterverhalten. FH Osnabrück, 2006: p. 9-32.
22. Gonzalo, E., et al., A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*, 2009. **102**(6): p. 378-84.
23. Guertsen W, *Der Kronen - und Füllungsrand*. *Dtsch Zahnärztl Z*. **45**: p. 380-386.
24. Holmes, J.R., et al., Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 1989. **62**(4): p. 405-8.
25. Holmes, J.R., et al., Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 1992. **67**(5): p. 594-9.
26. Janda R, Gläser, *Glaskeramiken und Keramiken*. *Quintessenz Zahntechnik*, 2006. **32**(11): p. 1264-1273.
27. Janda R, *Vollkeramiken: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung*. *Quintessenz Zahntechnik*, 2007. **33**(1): p. 46-60.
28. Kern M, *Vollkeramik auf einen Blick*. *Quintessenz Zahntechnik*, 2012. **5. Aufl**: p. 46-57.
29. Kerschbaum T, Mentler-Köser M, and Stender E, *Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?* *Zahnärztliche Mitteilungen*, 1990. **Bd. 80**: p. 2200-2210.
30. Kohorst, P., et al., Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci*, 2009. **117**(3): p. 319-25.
31. Lee, J.Y., et al., Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system. *J Adv Prosthodont*, 2013. **5**(2): p. 118-25.
32. Lehmann K and Hellwig E, *Einführung in die restaurative Zahnheilkunde*. Verlag Urban und Schwarzenbeck München, 1993.
33. Luthardt, R.G., et al., 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**(6): p. 680-5.
34. Martinez-Rus, F., et al., Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. *Am J Dent*, 2012. **25**(2): p. 67-72.
35. Marx R, *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit*. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1993. **48**: p. 229-236.

36. McLean, J.W. and J.A. von Fraunhofer, The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 1971. **131**(3): p. 107-11.
37. Mehl, A. and R. Hickel, Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999. **2**(1): p. 9-35.
38. Miyazaki, T. and Y. Hotta, CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 2011. **56 Suppl 1**: p. 97-106.
39. Moore, J.A., et al., Marginal distortion of cast restorations induced by cementation. *J Prosthet Dent*, 1985. **54**(3): p. 336-40.
40. Müller W, et al., Eine werkstoffkundliche Betrachtung zur Grünkeramik. *Quintessenz Zahntechnik*, 2006. **32**(2): p. 148-155.
41. Oh, G.J., et al., Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *J Adv Prosthodont*, 2010. **2**(3): p. 81-7.
42. Ottl P and Lauer H.C., Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 1996. **47**: p. 623-640.
43. Pink N, Dissertation: Marginale und interne Randspaltuntersuchung von 14-gliedrigen CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidgerüsten. LMU München 2011.
44. Pospiech P, *Keramik-Vollkeramik Kompendium von 3M*. 2004: p. 52-57.
45. Rehberg H, Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z*, 1971. **26**: p. 696-699.
46. Schmitt, J., et al., Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont*, 2010. **23**(2): p. 107-9.
47. Schweiger M, Zirkoniumoxid hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. *Ästhetische Zahnmedizin*, 2004. **5**: p. 248-257.
48. Spiekermann H, Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1986. **41**: p. 1015-1019.
49. Stieglbauer C, Dissertation zur Lichtmikroskopischen Untersuchung von vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme. LMU München, 2005.
50. Tan, P.L., et al., An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont*, 2008. **17**(5): p. 378-83.
51. Tinschert J and Natt G, *Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, 2007.
52. Tinschert, J., et al., Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004. **7**(1): p. 25-45.
53. Torabi Ardekani, K., A.H. Ahangari, and L. Farahi, Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 2012. **6**(2): p. 42-8.
54. Ural, C., Y. Burgaz, and D. Sarac, In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int*, 2010. **41**(7): p. 585-90.
55. Valderhaug J, Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium. *ZWR*, 1978. **87**: p. 230-235.
56. Vigolo, P. and F. Fonzi, An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont*, 2008. **17**(8): p. 621-6.
57. Weber A, et al., Eine aktuelle Standortbestimmung aus Sicht der Zahnärzte. *Zahnärztliche Mitteilungen*, 2006. **96**(24): p. 52-55.
58. Witkowski S, Hightech-Biokeramiken für die Zukunft. *Quintessenz Zahntechnik*, 2006. **32**(1): p. 66-76.

59. Witkowski, S., F. Komine, and T. Gerds, Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*, 2006. **96**(1): p. 47-52.
60. Yuksel, E. and A. Zaimoglu, Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*, 2011. **25**(3): p. 261-6.

Eidesstattliche Versicherung

Peter Neumeier

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema
**Untersuchung zur marginalen und inneren Passung von
Zirkoniumdioxid-Restaurationen**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand