

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Würzburg
Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde
Vorstand: Professor Dr. J. Groll

Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Zirkoniumdioxid- Kronen

Inaugural- Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius- Maximilians- Universität Würzburg

vorgelegt von
Stephanie Victoria Huth
aus Aschaffenburg

Würzburg, November 2012

Referent: Prof. Dr. rer. nat. Uwe Gbureck

Koreferent: Prof. Dr. Bernd Klaiber

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 8. Juli 2013

Die Promovendin ist Zahnärztin.

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung und Problemstellung.....	1
2	Theoretische Grundlagen.....	3
2.1	Keramik.....	3
2.1.1	Silikatkeramik.....	4
2.1.2	Oxidkeramiken.....	7
2.1.3	Keramiken auf Aluminiumoxidbasis.....	7
2.1.4	Keramiken auf Zirkoniumdioxidbasis.....	8
2.1.5	Befestigung und Bearbeitung von Keramikarbeiten.....	15
2.2	CAD/CAM in der Zahnmedizin.....	16
2.2.1	Digitalisierung.....	16
2.2.2	Datenverarbeitung.....	20
2.2.3	Datenaufbereitung und computergestütztes Design (CAD).....	21
2.2.4	Computergestützte Herstellung (CAM).....	22
2.3	Passgenauigkeit.....	23
2.3.1	Definition von Passgenauigkeit und marginalem Randspalt.....	23
2.3.2	Folgen einer mangelnden Kronenrandqualität.....	25
2.3.3	Maßangabe für einen „guten Randspalt“.....	26
2.3.4	Einflussfaktoren auf die Passgenauigkeit.....	26
3	Aktueller Stand der Wissenschaft.....	28
3.1	Cercon® smart ceramics (DeguDent, Hanau).....	28
3.2	Weitere CAD/CAM- Systeme.....	33
3.3	Untersuchungsmethoden zur Ermittlung der Passgenauigkeit.....	36
3.4	Vorangegangene Passgenauigkeitsuntersuchungen des Cercon®- Systems.....	40
4	Methode und Material.....	43
4.1	Studiendesign.....	43
4.2	Herstellung der Kronengerüste.....	46
4.2.1	Modellherstellung.....	46
4.2.2	Stumpfvorbereitung.....	46
4.2.3	Scanvorgang.....	46
4.2.4	Digitale Konstruktion des Käppchens.....	48
4.2.5	Fräsen der Kronengerüste.....	49
4.3	Aufpassen der Kronengerüste.....	50

4.4	Optische Beurteilung der ZrO ₂ -Käppchen.....	51
4.5	Adhäsive Befestigung der Kronengerüste.....	52
4.6	Herstellung der Schriffe	53
4.7	Lichtmikroskopische Messung	54
4.8	Definition der Messstrecken	56
4.9	Statistische Auswertung	59
5	Ergebnisse.....	61
5.1	Stereomikroskopische Untersuchung der Kronengerüste.....	61
5.2	Ergebnisse der Messwerte des Typs 1	63
5.3	Ergebnisse der Messwerte des Typs 2	65
5.4	Ergebnisse der Messwerte des Typs 3	67
5.5	Ergebnisse der Messwerte des Typs 4	69
5.6	Statistische Signifikanz	71
6	Diskussion	72
6.1	In-vivo- und in-vitro- Untersuchungen.....	72
6.2	Patientenfälle als Grundlage der Modellherstellung	72
6.3	Digitalisierung und Fertigung der Kronengerüste	73
6.4	Stereomikroskopische Beurteilung der aufgepassten Kronengerüste.....	74
6.5	Befestigung der Kronengerüste	75
6.6	Wahl der Untersuchungsmethode.....	75
6.7	Ergebnisse.....	77
7	Zusammenfassung.....	79
8	Literaturverzeichnis.....	81

Abkürzungen

$3\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$	Mullit
3D	dreidimensional
Al	Aluminium
$\text{Al}(\text{OH})_3$	Aluminiumhydroxid
Al_2O_3	Aluminiumoxid
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CaO	Calciumoxid
$\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$	Kalkfeldspat
CCD	Charge-coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CNC	Computerized Numerical Control
DCM	Direct Ceramic Machining
E-Modul	Elastizitätsmodul
FSZ	Fully Stabilized Zirconia
GIZ	Glarionomerzement
HIP	Hot Isostatically Pressed
$\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$	Kalifeldspat
K_{IC}	kritischer Spannungsintensitätsfaktor
m	Weibullmodul
m%	Massenprozent
Mg	Magnesium
MgO	Magnesiumoxid
$\text{MgO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$	Spinell
mV	Millivolt

$\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$	Natronfeldspat
NEM	Nichtedelmetall
NURBS	Non-Uniform Rational B-Splines
PSZ	Partially Stabilized Zirconia
RMS	Root Mean Square
TZP	Tetragonal Zirconia Polycrystals
Vol-%	Volumenprozent
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
Y	Yttrium
Y_2O_3	Yttriumoxid
Y-TZP	Yttria Oxide Stabilized Teragonal Zirconia Polycrystal
Y-TZP-A	Yttria Oxide Stabilized Teragonal Zirconia Polycrystal doped with Alumina
ZnOP	Zinkoxidphosphat
ZrO_2	Zirkoniumdioxid
ZrSiO^+	Zirkonsilikat

1 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Zunehmender ästhetischer Anspruch sowie der Wunsch nach biokompatiblen Materialien führten dazu, dass in den letzten beiden Jahrzehnten eine stetig steigende Patientennachfrage nach vollkeramischen Zahnrestorationen beobachtet werden konnte [1-4]. Aufgrund vergleichsweise geringer mechanischer Eigenschaften herkömmlicher Silikat- und Infiltrationskeramik blieb deren Einsatzbereich jedoch zunächst auf die Fertigung von Einzelzahnrestorationen und kurzspannigen Brücken im Front- und Prämolarenbereich beschränkt [5, 6]. Die Etablierung neuartiger, hochfester Keramiken auf Zirkoniumdioxid (ZrO_2)-Basis, wie etwa Yttrium-teilstabilisiertes, tetragonales, polykristallines Zirkoniumdioxid (Y-TZP), in der Zahnheilkunde kann deshalb durchaus als „Meilenstein im technologischen Fortschritt für die restaurative, festsitzende Prothetik“ bezeichnet werden [7]. Im Zusammenspiel mit innovativen CAD/CAM-Fertigungsverfahren konnte der Indikationsbereich von vollkeramischem Zahnersatz auf langspannige Brücken im Seitenzahnbereich, die bis dato nur mit metallkeramischen Arbeiten realisiert werden konnten, erweitert werden [1, 4, 7-10].

Material- und Technologieinnovationen in der restaurativen Zahnheilkunde können jedoch nur dann als klinisch relevant eingestuft werden, wenn die Erfüllung erforderlicher Qualitätsstandards, im Besonderen bezüglich Passgenauigkeit und Dauerbelastung, anhand von Langzeitstudien über einen Zeitraum von mindestens fünf Jahren nachgewiesen werden kann. Als eine Hauptursache des vorzeitigen Versagens von festsitzendem Zahnersatz wurden in klinischen Studien Passungenauigkeiten vornehmlich im Kronenrandbereich identifiziert [11-18]. Ein mangelndes Randschlussverhalten wird dabei mit dem Auftreten von Gingivitis, Parodontitis und Sekundärkaries in Zusammenhang gebracht [18-22]. Auch im Kroneninnenbereich muss ein passgenauer Sitz und damit eine flächige Abstützung der Krone auf dem Stumpf gewährleistet sein, da mangelnde innere Passgenauigkeit die Festigkeit der Restauration herabsetzen und Retentionsverluste hervorrufen kann [4, 23].

1 Einleitung und Problemstellung

Ziel dieser Arbeit ist es, das klinische Einsatzpotential von Kronengerüsten, die unter Anwendung des Cercon® smart ceramics- Verfahrens der Firma DeguDent hergestellt werden, anhand von detaillierten Passgenauigkeitsuntersuchungen nachzuweisen. In diesem Zusammenhang wird besonderes Augenmerk auf einen möglichst nahen Praxisbezug gelegt, weshalb die vorliegende Studie nicht an ideal präparierten Stümpfen, sondern an realen Patientenfällen ausgewählter Dentallabors durchgeführt wird. Die Analyse der inneren und marginalen Passgenauigkeit erfolgt anhand von Schliffpräparaten, die in der Aufsichtsdarstellung untersucht und statistisch ausgewertet werden. Somit kann überprüft werden, ob das Cercon®- System auch im Laboralltag passgenaue Einzelkronengerüste liefert.

2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

2.1 Keramik

Keramiken sind anorganische, nicht metallische Werkstoffe, die mindestens zu 30 % eine kristalline Struktur aufweisen und in Wasser schwerlöslich sind. Ihre spezifischen Werkstoffigenschaften erhalten sie durch eine Temperaturbehandlung, die in der Regel über 800 °C liegt [24]. Diese Temperaturbehandlung, das sogenannte Sintern, führt zu einem Verdichten der porösen Struktur der Keramik und damit zu einer Zunahme der mechanischen Festigkeit [25]. Nach Schüller und Hennicke lassen sich keramische Werkstoffe in drei Gruppen unterteilen, die sich in ihrer chemischen Zusammensetzung unterscheiden [26]. Demnach gibt es mehrphasige Silikatkeramiken mit einem hohen Glasphasengehalt, Oxidkeramiken, reinkristallin oder mit einer dominierenden kristallinen Phase, und Nichtoxidkeramiken, bestehend aus nichtoxidischen Verbindungen bzw. Elementen [26] (siehe Tabelle 2.1). Letztere, beispielsweise Siliziumcarbide oder Siliziumnitride, eignen sich auf Grund ihrer dunklen Farbe nicht als prothetische Werkstoffe. Weiterhin kann die Silikatkeramik in Feldspat- und Glaskeramik, die Oxidkeramik in dichtgesinterte und glasinfiltrierte Keramik unterteilt werden [25, 27].

Tabelle 2.1: Einteilung vollkeramischer Werkstoffe nach chemischer Zusammensetzung [25]

VOLLKERAMIK			
SILIKATKERAMIK		OXIDKERAMIK	
FELDSPAT-KERAMIK	GLASKERAMIK	DICHT-GESINTERT	GLASINFILTRIERT
	<ul style="list-style-type: none"> ▫ Sinterkeramik ▫ Gießkeramik ▫ Presskeramik 	<ul style="list-style-type: none"> ▫ dichtgesintertes Aluminiumoxid ▫ dichtgesintertes Zirkoniumdioxid 	<ul style="list-style-type: none"> ▫ glasinfiltriertes Aluminiumoxid ▫ glasinfiltriertes Zirkoniumdioxid ▫ glasinfiltriertes Mg-Al- Spinell

2.1.1 Silikatkeramik

Feldspatkeramik

Eine Feldspatkeramik setzt sich zu 60-80 m% aus Feldspat und zu 15-25 m% aus Quarz zusammen. Der Kaolinanteil liegt bei maximal 5 m%. Zusätzlich werden Stoffe hinzugefügt, die u.a. die Viskosität, die Brenntemperatur und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten beeinflussen [28, 29]. Feldspat ist ein Mischkristallsystem, das aus Kalifeldspat ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$), Natronfeldspat ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$), und Kalkfeldspat ($\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) besteht. Bei der Herstellung von Feldspatkeramik wird bevorzugt Kalifeldspat verwendet, da beim Erhitzen zwischen 1170°C und 1540°C in der Schmelze zusätzlich Leuzitkristalle vorliegen, die die Kanten- und Formstabilität beim Brennvorgang erhöhen [29, 30] (siehe Abbildung 2.1).

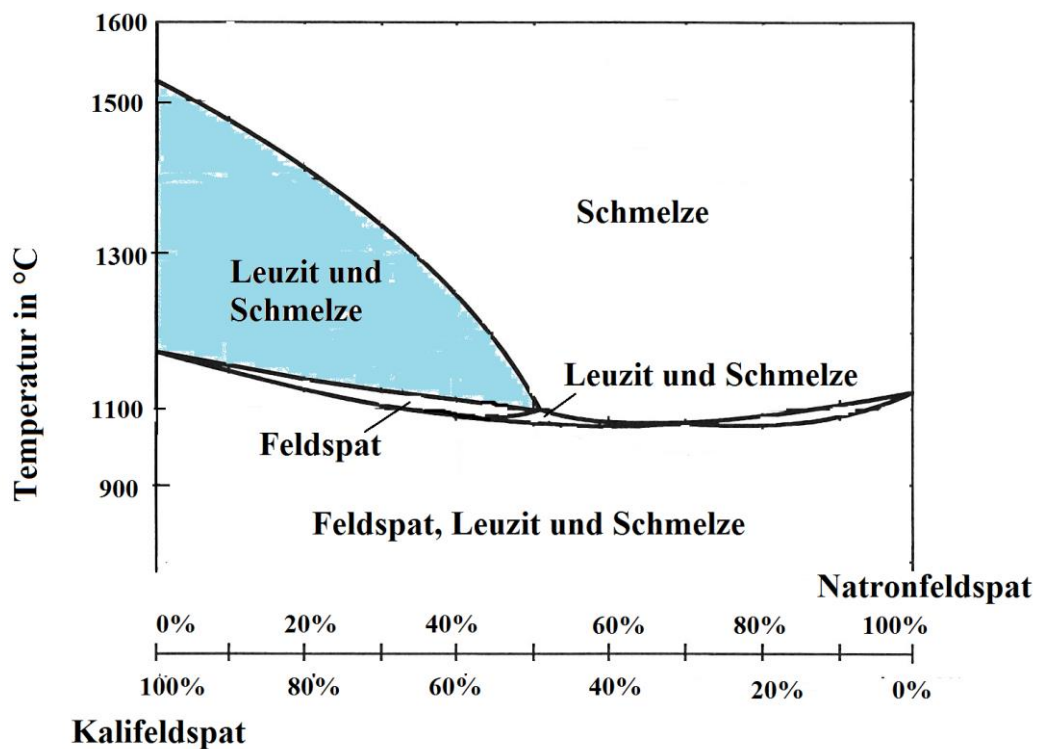


Abbildung 2.1: Zweiphasendiagramm von Kali- und Natronfeldspat. Natronfeldspat schmilzt bei 1125°C. Hier wird ausschließlich eine Schmelze gebildet. Kalifeldspat geht dagegen bei 1170°C in ein Gemisch aus Schmelze und Leuzitkristalle über (siehe blaues Feld). Erst bei 1540°C entsteht der eigentliche Schmelzzustand [29].

2 Theoretische Grundlagen

Quarz wird bei Feldspatkeramiken als Magerungsmittel verwendet und verringert durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Sinterschwindung. Kaolin ist in dentalkeramischen Massen nur in geringer Menge oder gar nicht enthalten. Es verleiht der Keramik Opazität und Formbeständigkeit. Durch den Einsatz von Flussmitteln lässt sich die Schmelz- und Erweichungstemperatur herabsetzen. Als Beispiele können hier Kalium- und Natronkarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Blei-, Kalium- und Magnesiumphosphat genannt werden. Da Feldspatkeramiken u.a. als Verblendwerkstoffe hohen ästhetischen Ansprüchen genügen müssen, werden verschiedene Farbzusätze und Trübungsmittel, sogenannte tetravalente Metalloxide mit hohem Brechungsindex hinzugefügt. Zusätzlich dienen Fluoreszenzbildner der Nachahmung der Fluoreszenz natürlicher Zähne. Eine Erhöhung der Bruchfestigkeit kann durch Beimengen von gefügeverstärkenden Kristalliten erreicht werden. Hierfür werden Oxide des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums und Zirkons verwendet. Auch Leuzit, Hydroxylapatit und Glimmer können genutzt werden [31].

Die Herstellung von Feldspatkeramik erfolgt zunächst durch Zerkleinern, Reinigen und Mischen der Ausgangsstoffe. Danach werden die gemahlene Komponenten geschmolzen, wobei eine homogene Schmelze, die sogenannte Fritte, entsteht. Dabei geht Natronfeldspat in die schmelzflüssige Glasphase über, während ein Teil der Fritte, insbesondere Kalifeldspat, in der Kristallphase des Leuzits verbleibt. Es entstehen Glasfritten, die sich in ihrer Korngrößenverteilung und Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) unterscheiden. Diese werden, je nach gewünschten Werkstoffeigenschaften, in bestimmten Verhältnissen gemischt und einer weiteren Temperaturbehandlung bei 950°C unterzogen (Tempern). Hierbei werden weitere Leuzitkristalle gebildet, die die Festigkeit, Wärmeausdehnung und Transluzenz der Keramik beeinflussen [5, 29, 32]. Als Endprodukt steht dem Zahntechniker somit ein Pulvergemisch zur Verfügung, das den Forderungen an Ästhetik und Festigkeit angepasst ist. Feldspatkeramiken können pulverförmig mittels Schlickertechnik, im Pressverfahren oder als geformte Rohlinge durch CAD/CAM- Technik verarbeitet werden [25, 32].

Glaskeramik

Glaskeramiken weisen im Ausgangszustand eine amorphe Glasphase auf. Erst in einem sekundären Kristallisationsprozess lagern sich feinkörnige Kristalle ein, die eine Festigkeitssteigerung erreichen. Dabei kann der Anteil der kristallinen Phase 50 bis nahezu 100 Volumenprozent erreichen [31, 33, 34]. Glaskeramiken können durch Gießen oder Pressen verarbeitet werden. Beim Gießen von Glaskeramiken wird zunächst die Restauration in Wachs modelliert, eingebettet und im Ofen ausgebrannt (lost-wax-Verfahren). In der entstandenen Hohlform werden im Schleudergussverfahren bei 1350-1400 °C Rohlinge mit amorpher Glasstruktur hergestellt, die im Anschluss sechs Stunden bei 1075 °C keramisiert werden. Während dieses Keramisierbrandes entstehen feinkörnige Kristalle, die zur Trübung und Festigkeitssteigerung des Werkstoffes führen. Die Farbgebung erfolgt durch Bemalen der Werkstücke [28, 35, 36]. Vorteilhaft wirkt sich bei der Glaskeramik die fehlende Sinterschwindung und die dadurch erleichterte Formgebung aus [35]. Am bekanntesten für die Gießtechnik von Glaskeramikrestaurationen sind die Produkte Dicor® mit eingelagerten Fluorglimmerkristallen und Ceraperl®, eine Hydroxylapatitkeramik [35, 36]. Beide konnten sich jedoch aufgrund mangelhafter Langzeitstudien klinisch nicht bewähren [5, 37].

Erfolgreich durchsetzen konnten sich dagegen Presskeramiken [36]. Im lost-wax-Verfahren werden feuer- und druckfeste Hohlformen hergestellt. Nach Erhitzen von vorgefertigten Glaskeramikrohlingen schmelzen diese aufgrund ihrer pyroplastischen Eigenschaften und können in die entstandene Hohlform unter Vakuum gepresst werden [28, 35]. Durch die fehlende Sinterschrumpfung entstehen keramische Arbeiten, die sich durch ihre gute Passgenauigkeit und hohe marginale Randqualität auszeichnen. Sie müssen jedoch für ein ästhetisch befriedigendes Ergebnis verblendet oder mit keramischen Malfarben bemalt werden [36, 38]. Ein wichtiger Vertreter dieser Gruppe ist das Empress®-System. Es wird heute unter den Produktnamen IPS Empress® Esthetic und IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen) vertrieben. Dabei eignet sich IPS Empress® Esthetic als leuzitverstärkte Glaskeramik zur Herstellung von Einzelzahnversorgungen. IPS e.max Press® weist dagegen durch die Ausbildung von Lithiumdisilikat-Kristallen eine höhere Festigkeit auf und ist somit zusätzlich für Brücken im Front- und Prämolarenbereich und für Implantat-Suprastrukturen indiziert [39, 40].

2 Theoretische Grundlagen

2.1.2 Oxidkeramiken

Oxidkeramiken, dazu zählen einfache und komplexe Oxide, bestehen im Wesentlichen aus einphasigen und meist auch einkomponentigen Metalloxiden. Sie besitzen keinen oder einen vernachlässigbar kleinen Glasphasenanteil [41]. In der Zahnmedizin werden als einfache Oxide Aluminiumoxid (Al_2O_3) und Zirkoniumdioxid (ZrO_2) verwendet, deren Eigenschaften durch weitere Zusätze modifiziert werden können. So kann beispielsweise einer ZrO_2 - Keramik fein verteiltes Aluminiumoxid zugeführt werden, wobei eine sogenannte Dispersionskeramik entsteht. In komplexen Oxiden bzw. Mischoxiden reagieren mehrere Komponenten zu einer oxidischen Verbindung. Als Beispiele können hier Mullit ($3\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$) und Spinell ($\text{MgO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$) genannt werden [25]. Die Metalloxide von Oxidkeramiken zeichnen sich durch hohe Oxidationspotenziale aus und bilden dadurch sehr stabile Verbindungen [36]. Sie besitzen eine ausgezeichnete Biokompatibilität und hohe Festigkeitswerte, sind aber auch aufgrund ihrer Opazität nur als Gerüstmaterialien zu verwenden [40]. Oxidkeramiken lassen sich weiter in die Gruppe der Infiltrations- und der dichtgesinterten Keramiken unterteilen [42]. Dichtgesinterte Aluminium- und Zirkoniumdioxidkeramik wird auch als Hochleistungskeramik bezeichnet [41].

2.1.3 Keramiken auf Aluminiumoxidbasis

Aluminiumoxid (Al_2O_3) wird aus Bauxit, einem tonreichen Verwitterungsprodukt, gewonnen, das einen Al_2O_3 - Gehalt von ca. 60 % aufweist. In dem sogenannten Bayer-Verfahren wird Aluminiumoxid in Form von $\text{Al}(\text{OH})_3$ in starken Laugen und unter Druck gelöst und kann so von anderen Begleitelementen abfiltriert werden. Danach wird es durch eine spezielle Wärmebehandlung wieder in Al_2O_3 überführt [25].

Aluminiumoxid ist aufgrund seiner hohen Sintertemperatur und -schrumpfung schwer zu verarbeiten und konnte erst mit Einführung des Infiltrationsverfahren InCeram® der Firma Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) in zahntechnischen Labors als Werkstoff genutzt werden [25]. Bei der Herstellung wird zunächst ein poröses Gerüst aus reinem, feinstgepulvertem Aluminiumoxid auf einem Spezialgipsstumpf mittels Schlickertechnik gefertigt. In einem zweistündigen Sinterbrand bei 1120 °C kommt es zu einem Zusammenbacken, nicht zum Verschmelzen, der Al_2O_3 - Partikel. Die geringe Schwindung wird durch die Expansion des Spezialgipses ausgeglichen. Als zweiter Schritt erfolgt der Infiltrationsbrand bei 1100 °C

2 Theoretische Grundlagen

mit einem lanthanhaltigen Glas, das durch die Kapillarwirkung in das poröse Gerüst einge-
sogen wird [35, 43]. Das nahezu porenfreie Gerüst besitzt eine dichte Kornpackung und
Sinterbrücken zwischen den einzelnen Al_2O_3 - Partikeln, die eine Rissausbreitung und -
bildung effektiv behindern. Auf diese Weise besitzen Infiltrationskeramiken eine hohe Bie-
gefestigkeit und Risszähigkeit [28, 40, 42]. Neben der oben beschriebenen In-Ceram®
ALUMINA-Keramik bietet Vita inzwischen weitere Materialien zur Gerütherstellung an.
Je nach Indikationsbereich kann der Anwender zwischen In-Ceram® SPINELL oder In-
Ceram® ZIRCONIA, einem zirkoniumdioxidverstärkten Aluminiumoxid, wählen. Ersteres
wird für ästhetisch anspruchsvolle, transluzente Frontzahngerüste genutzt, während In-
Ceram® ZIRCONIA aufgrund seiner hohen Festigkeit von ca. 600 MPa den Indikations-
bereich der Infiltrationskeramik auf dreigliedrige Seitenzahnbrücken erweitert [6].

Inzwischen werden auch für CAD/CAM-Systeme Rohlinge aus teil- oder dichtgesintertem
Aluminiumoxid angeboten. Gerüste, die im vorgesinterten Zustand gefräst werden, erhal-
ten ihre Enddichte durch einen Sinterprozess bei etwa 1500 °C. Die dabei entstehende
Sinterschrumpfung muss beim Fräsvorgang berücksichtigt werden. Der Indikationsbereich
von dichtgesinterten Al_2O_3 - Keramiken reicht von Einzelzahnversorgung bis hin zu kleinen
Brücken mit maximal einem Zwischenglied. In diesem Bereich können sie eine kostengüns-
tige Alternative zu Zirkoniumdioxid- Restaurationen darstellen [25].

2.1.4 Keramiken auf Zirkoniumdioxidbasis

Reines Zirkoniumdioxid (ZrO_2) kommt als Rohstoff in Form von Baddeleyit in der Natur
vor. Für zahnmedizinische Zwecke wird jedoch auf die Verwendung von natürlichem Zir-
koniumdioxid verzichtet, da dieses durch Verunreinigung mit metallischen Spurenelemen-
ten zu unerwünschten Materialverfärbungen führen kann. Auch die mögliche Belastung mit
radioaktiven Elementen verbietet den Einsatz im medizintechnischen Bereich [36]. Statt-
dessen wird Zirkoniumdioxid meist synthetisch aus Zirkonsand (Zirkonsilikat, ZrSiO_4)
hergestellt. In einem aufwendigen Herstellungsprozess kann es durch die Auflösung des
Zirkons mit Natriumhydroxid ohne Verunreinigungen gewonnen werden [25].

2 Theoretische Grundlagen

Eine Besonderheit des Zirkoniumdioxids ist seine kristalline Polymorphie. Das bedeutet, dass es bei unterschiedlichen Temperaturen in drei verschiedenen Kristallphasen vorliegt. Bei Raumtemperatur bis zu einer Temperatur von über 1170°C befindet es sich in der monoklinen Phase. Bei weiterer Temperaturerhöhung erfolgt eine Umwandlung in die tetragonale Phase, welche bis 2370°C stabil ist. Von 2370°C bis zum Schmelzpunkt bei 2680°C nimmt es die kubische Kristallstruktur ein [44-46] (siehe Abbildung 2.2). Alle Phasentransformationen sind reversibel. Von größter Bedeutung ist dabei die Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase, die sogenannte t/m- Umwandlung, die beim Abkühlen des Zirkoniumdioxids auf Raumtemperatur auftritt. Sie ist mit einer Volumenexpansion von 3-5% verbunden [36].

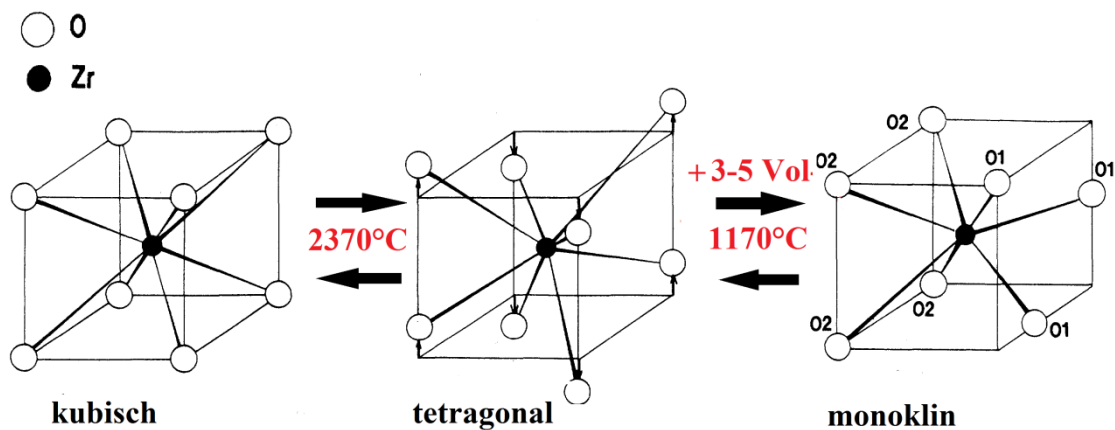


Abbildung 2.2: Phasentransformation des Zirkoniumdioxids. Die Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase ist mit einem Volumenzuwachs von 3-5 Vol-% verbunden [46].

2 Theoretische Grundlagen

Reines Zirkoniumdioxid kann nicht zur Herstellung von prothetischem Zahnersatz verwendet werden, da es beim Abkühlen aus der Sintertemperatur zur t/m-Umwandlung kommt. Die damit verbundene Volumenzunahme führt aufgrund mangelnder Gleitmöglichkeit im Ionengitter zu Rissen in der Keramik. Das Werkstück wird damit unbrauchbar. Dies kann durch Dotierung mit Oxiden, wie Magnesiumoxid (MgO), Kalziumoxid (CaO) oder Yttriumoxid (Y_2O_3), unterdrückt und die Keramik dadurch stabilisiert werden [44, 47].

Zirkoniumdioxid wird entsprechend der Menge der Dotierung als vollstabilisiertes, teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid oder als tetragonales Zirkoniumdioxid-Polykristall (TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystal) verwendet. Bei vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid (FSZ: Fully Stabilized Zirconia) wird der Volumensprung der t/m-Umwandlung umgangen, indem die Metalloxiddotierung die kubische Kristallphase bis Raumtemperatur stabilisiert. Wird dagegen der Gehalt an Metalloxiden verringert, entsteht ein Kristallsystem, in dem neben einer kubischen auch eine metastabile, tetragonale Phase vorliegt. Das Zirkoniumdioxid ist damit teilstabilisiert (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) [25, 48]. Das Vorhandensein einer tetragonalen, metastabilen Phase führt zur Phasentransformationverstärkung, die eine Steigerung der mechanischen Festigkeit bei Belastung bewirkt. Auf die genaue Wirkungsweise wird später noch genauer eingegangen.

2 Theoretische Grundlagen

Weitreichende Versuche an FSZ-Keramiken haben gezeigt, dass sich die mechanischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxid durch eine Erhöhung des Anteils der tetragonalen Phase verbessern lassen. Es wurde deshalb eine Zirkoniumdioxidkeramik entwickelt, die mit 3-5 mol-% Yttrium dotiert, fast ausschließlich aus tetragonalen Kristalliten besteht [49-51]. Dieser Werkstoff wird als Y-TZP (Yttria Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) bezeichnet [7, 51, 52]. Die erhöhten mechanischen Festigkeitswerte von Y-TZP- Keramiken gegenüber teilstabilisiertem ZrO_2 - Keramiken lassen sich aus Tabelle 2.2 entnehmen.

Tabelle 2.2: Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit von ausgewählten Keramiken auf Zirkoniumdioxidbasis [25]

Keramik	Biegefestigkeit [MPa]	Bruchzähigkeit [MPam^{1/2}]
Mg-PSZ	600	9,0
Ca-PSZ	650	6,6
Y-PSZ	650	6,4
Y-TZP	900	6-10

Kleine Korngrößen von 0,3 - 0,5 μm stabilisieren zusätzlich die tetragonale Phase [7, 53]. Darüber hinaus begünstigen eine homogene Form, Größe und Verteilung der Kristalle die mechanischen Eigenschaften [54]. Die Zugabe von 0,2 bis 1 Prozent Aluminiumoxid verbessert die Korrosions- und Altersbeständigkeit. Daher wird Y-TZP-A (Yttria Oxid Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals doped with Alumina) meist im zahnmedizinischen Bereich verwendet [9, 25].

Wie in Tabelle 2.2 ersichtlich, überzeugen Y-TZP- Keramiken durch ihre außergewöhnlichen mechanischen Eigenschaften. Verantwortlich dafür ist die Phasentransformationsfestigung, die auch Phasentransformations- oder Umwandlungsverstärkung genannt wird. Dabei ist das Vorhandensein einer metastabilen, tetragonalen Phase eine Voraussetzung für deren Wirkmechanismus. Dieser zeigt sich an Y-TZP- Keramiken besonders deutlich, da die Kristalle fast ausschließlich in tetragonaler Struktur vorliegen.

2 Theoretische Grundlagen

Die Phasentransformationsfestigung basiert auf zwei unterschiedlichen Mechanismen. Zum einen kann die t/m-Umwandlung durch Zugspannung, wie sie an der Spitze eines sich ausbreitenden Risses vorkommt, eingeleitet werden. Trifft die Rissspitze auf ein tetragonales Teilchen, wird dort durch die äußere Spannung der Matrixdruck vermindert und es kommt zu einer Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase. Die damit verbundene Volumenzunahme führt zu einem „Aufblähen“ der Teilchen und zur lokalen Druckspannung („Airbag-Effekt“). Diese drückt den Riss zusammen und verhindert so sein weiteres Wachstum [16, 25, 40, 52, 53] (siehe Abbildung 2.3). Darüber hinaus kann es zu spontanen t/m- Umwandlungen der Zirkoniumdioxidteilchen kommen. Dies bewirkt die Bildung von feinsten Mikrorissen in der Umgebung, in denen sich ein ausbreitender Riss „totlaufen“ kann. Treten die spontanen Umwandlungen nahe der Oberfläche auf, induzieren sie, ebenfalls durch die damit verbundene Volumenzunahme, eine unter Druckspannung stehende Oberfläche. Dadurch kann deren Festigkeit gegenüber dem inneren Zirkoniumdioxidgefüge deutlich erhöht werden. Durch die Phasentransformationsverstärkung konnte erstmals eine Keramik geschaffen werden, die Schäden bis zu einer gewissen Größe toleriert und in der Lage ist, prozessbedingte Gefügefehler und lastinduzierte Risse abzufangen [25, 55].

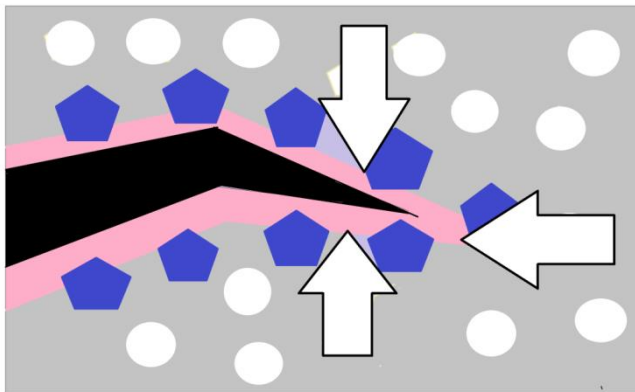


Abbildung 2.3: Schema der Transformationsverstärkung. Die Rissausbreitung bewirkt die Phasenumwandlung tetragonaler, metastabiler Zirkoniumdioxidteilchen (weiße Kreise) in die monokline Phase (blaue Fünfecke). Die dadurch entstehende Druckspannung, die durch Pfeile dargestellt wird, wirkt der Rissausbreitung entgegen [54].

2 Theoretische Grundlagen

Ausgangspunkt für die Fertigung von Zirkoniumdioxidrohlingen sind Y-TZP-Pulver, die einen hohen Reinheitsgrad aufweisen. Durch kaltisostatisches Pressen entstehen daraus kreideähnliche Grünkörper [9, 55]. Dabei können verbesserte synthetische Rohstoffe, feinkörnige Pulver und Grünkörper mit einer hohen Primärverdichtung, kritische Fehler der Keramik, wie Restporen und Inhomogenitäten, minimieren [33, 55]. Die Grünkörper werden im Anschluss zu sogenannten porösen „Weißlingen“ mit einem Verdichtungsgrad von 55 bis 70 Prozent gesintert [9]. Sie können werkzeugschonend und zeitsparend gefräst werden. Für den Erhalt ihrer notwendigen Enddichte müssen sie einem weiteren Sinterungsprozess bei 1350- 1550 °C unterzogen werden, der mit einer linearen Schrumpfung von ca. 25 Prozent verbunden ist. Das Gerüst muss deshalb um diesen Faktor vergrößert gefertigt werden. Für jede Charge muss der Schrumpfungsfaktor genauestens berechnet werden, um eine exakte Passgenauigkeit der Restauration gewähren zu können [9, 25, 56].

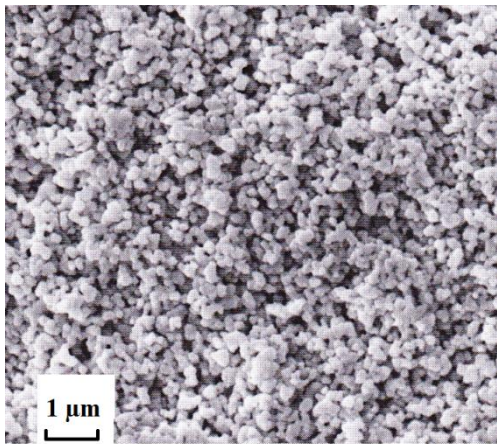


Abbildung 2.4:
Teilgesintertes Zirkoniumdioxid [25]

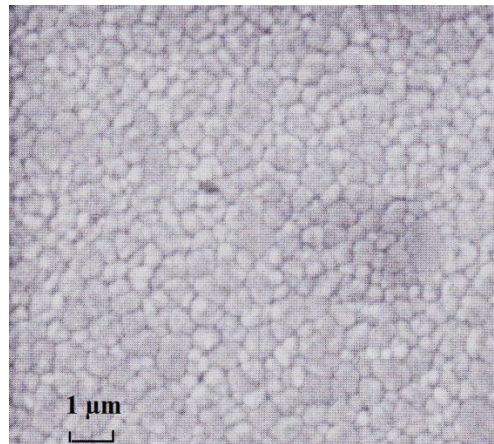


Abbildung 2.5:
Unter Laborbedingungen dichtgesinterter
Weißling [25]

2 Theoretische Grundlagen

Die Problematik der Sinterschrumpfung kann durch die Verwendung von industriell hergestellten, hochverdichteten Keramikblanks umgangen werden. Hier werden die gesinterten Y-TZP-Rohlinge im HIP (Hot Isostatically Pressed)-Verfahren heißisostatisch gepresst. Auf diese Weise wird die Restporosität des Rohmaterials vollständig beseitigt und dadurch die größtmögliche Festigkeit der Block- und Stangenrohlinge erreicht [9, 41]. Vergleichsweise besitzen im Labor gesinterte Werkstücke eine etwa 20- 30 Prozent niedrigere Anfangs- und Dauerfestigkeit und unter Umständen eine geringere Gefügequalität. Die Nachteile der Hartbearbeitung liegen in den niedrigen Zeitspannvolumina, dem höheren Werkzeugverschleiß und den damit erhöhten Fertigungskosten [25, 56, 57]. Darüber hinaus können durch die Bearbeitung Gefügedefekte entstehen, die zu einer Festigkeitsminderung führen. Diese Gefahr wird jedoch von Autoren unterschiedlich bewertet [57, 58]. Zum jetzigen Zeitpunkt wird sowohl die Hart- als auch die Weißbearbeitung in der Praxis angewandt, wobei vorwiegend auf das wirtschaftlichere Verfahren, die Weißbearbeitung, zurückgegriffen wird (siehe Tabelle 2.3) [59].

Tabelle 2.3: Übersicht über Sintergrad der Rohlinge und Biegefestigkeit der dichtgesinterten Werkstoffe unterschiedlicher CAD/CAM-Systeme [60-63]

CAD/CAM.System	Material	Sintergrad des Rohlings	Biegefestigkeit [MPa]
Cercon®Base (DeguDent, Hanau)	Cercon® Base	teilgesintert	ca. 1200
Cerec® (Sirona, Bensheim)	inCoris®	teilgesintert	> 1100
Lava™ (3M Espe, Neuss)	Lava™ Frame	teilgesintert	> 1100
Everest® (KaVo, Biberach)	Everest® ZH	dichtgesintert, gehippt	> 1200
	Everest® ZS	teilgesintert	1155

2.1.5 Befestigung und Bearbeitung von Keramikarbeiten

Die Befestigung einer Restauration dient der Verankerung der Arbeit auf dem präparierten Zahn. Darüber hinaus soll das Befestigungsmaterial den Randspalt zwischen Zahn und Restauration verschließen und durch eine zahnähnliche Farbe den ästhetischen Ansprüchen genügen [64, 65].

Die Befestigung einer Restauration kann adhäsiv oder konventionell, meist mit Zinkoxidphosphatzement (ZnOP- Zement) oder Glasionomerezement (GIZ) erfolgen. Während bei ZnOP-Zementen eine rein mechanische Retention besteht, liegt bei GIZ zusätzlich eine chemische Adhäsion vor [66].

Die adhäsive Befestigung wird mithilfe von selbst-, licht- oder dualhärtenden Kunststoffen durchgeführt [67, 68]. Silikatkeramiken müssen aufgrund ihrer geringen Biegefestigkeit adhäsiv eingesetzt werden. Es wird dadurch ein fester Verbund zwischen Zahn und Keramik geschaffen, der die mechanische Festigkeit der Keramik erhöht.

Oxidkeramiken können aufgrund ihres geringeren Frakturrisikos sowohl konventionell als auch adhäsiv eingesetzt werden [1, 67, 69, 70]. Dabei müssen Vor- und Nachteile der jeweiligen Befestigungsart gegeneinander abgewogen werden. Befestigungskomposite wirken sich vorteilhaft bei einer mangelnden Stumpfretention aus. Zudem haben sie durch ihre transluzente Farbe einen ästhetischen Vorteil und können durch die Verwendung von geeigneten Dentinadhäsiven Microleakage minimieren [69, 71]. Jedoch muss aufgrund der hohen Feuchtigkeitsempfindlichkeit von Befestigungskompositen auf eine absolute Trockenlegung geachtet werden [72]. Diese Voraussetzung ist gerade bei subgingivalen Präparationsformen nur schwer zu erfüllen, weshalb Zahnärzte oft auf das konventionelle Einsetzen der Arbeit zurückgreifen. Zusätzlich ist das Zementieren kostengünstiger, zeitsparender und Überschüsse lassen sich bedeutend leichter entfernen. Nach dem Befestigen von Y-TZP- Keramikern sollte die dynamische und statische Okklusion genauestens eingeschliffen werden, um das Abplatzen der Verblendkeramik, sogenanntes Chipping, zu vermeiden [67, 69, 73].

Sowohl beim Einschleifen der Okklusion, als auch beim Aufpassen der Arbeit auf den Zahnstumpf bzw. das Modell, wird eine Keramik manuell, abtragend durch den Zahntechniker oder Zahnarzt bearbeitet [74]. Dabei kommt es zu einem Herausschlagen von Werkstoffpartikeln aus der Oberfläche. Die induzierte Zugspannung kann beim Überschreiten einer kritischen Größe zu Mikrodefekten führen, die schließlich die Keramik schwächen. Der Grad der Schwächung ist abhängig von den mechanischen Eigenschaften des jeweiligen Werkstoffs. Dabei gilt generell, dass eine große Risszähigkeit einer Mikrorissbildung entgegenwirkt [53, 75-77].

Für das Beschleifen von Zirkoniumdioxidgerüsten sollten speziell dafür geeignete Schleifer mit einer wassergekühlten Turbine mit einer empfohlenen Drehzahl von 160000/min und ein geringer Anpressdruck kleiner 2 N angewandt werden [23].

2.2 CAD/CAM in der Zahnmedizin

Die Abkürzung CAD/CAM steht für Computer-Aided Design/ Computer Aided Manufacturing und beschreibt die digitale dreidimensionale Planung eines Werkstücks und dessen automatisierte Produktion mit einer computergesteuerten Fräsmaschine. Ein CAD/CAM-System kann in drei Einheiten gegliedert werden. Zum einen die Einheit, die die Digitalisierung der Präparation ermöglicht. Danach erfolgt an einem Computer die Berechnung und Konstruktion der zahntechnischen Arbeit. Letzteres entspricht der CAD-Komponente. Im Anschluss daran wird das Werkstück aus einem Rohling mit Hilfe der CAM-Komponente, einer CNC-Fräsmaschine, hergestellt [78].

2.2.1 Digitalisierung

Die digitale Information ist die Basis zur Konstruktion und anschließenden Fertigung der Restauration. Dabei beeinflusst die Qualität der Digitalisierung maßgeblich die erreichbare Genauigkeit über die gesamte Prozesskette. Die Digitalisierung kann taktil oder berührungslos, also optisch, erfolgen [79].

Bei taktilen Digitalisierungssystemen können tastende und scannende Verfahren unterschieden werden. Bei tastenden Systemen wird jeder einzelne Messpunkt mit dem Taststift abgefahren und bei Berührung gespeichert. Dabei arbeitet dieses System sehr langsam und kann in

2 Theoretische Grundlagen

einem praktikablen Zeitraum nur eine geringe Anzahl an Messpunkten registrieren. Es wird deshalb hauptsächlich zur Erfassung von Regelgeometrien verwendet.

Als Alternative steht das taktile, scannende Verfahren zur Verfügung. Der Messpunkt wird aus der gemessenen Auslenkung des Tasters und der aktuellen Stellung der Maschinenachse berechnet. Im Vergleich zur tastenden Methode ergibt sich dabei eine höhere Messfrequenz bei ebenfalls großer Präzision. Nachteilig wirken sich jedoch bestimmte Objektgeometrien aus, die zu Schwierigkeiten bei der Digitalisierung führen. Ein steiler Winkel zwischen Objektoberfläche und Taster bedingt eine geringere Datendichte und damit eine lokale Messunsicherheit [80].

Einen entscheidenden Einfluss auf die genaue Erfassung des Objekts haben zusätzlich die Form und Größe des Tasters [80, 81]. Wird dieser zu groß gewählt, können grazile Strukturen nicht mehr erfasst werden. Mit abnehmender Größe steigt jedoch der Anpressdruck und damit die Gefahr der Oberflächenverletzung.

Darüber hinaus können Verbiegungen des Messtasters und Reibungseffekte bei scannenden Verfahren zu Fehlmessungen führen. Allgemein lässt sich sagen, dass durch taktile Verfahren eine sehr hohe Genauigkeit in der Koordinatenmesstechnik erreicht werden kann. Ihre Anwendung wird jedoch durch die relativ geringe Messfrequenz eingeschränkt. Deshalb werden taktile Verfahren nur noch vereinzelt in der Zahnmedizin eingesetzt. [82].

Alternativ können optische Systeme zur Digitalisierung verwendet werden. Diese arbeiten berührungslos mit einer hohen Messgeschwindigkeit und können deshalb große Messbereiche einfach realisieren. Darüber hinaus können sie auch zur intraoralen Erfassung einer Präparation eingesetzt werden [83]. Jedoch liegt eine geringere Messgenauigkeit als bei taktilen Verfahren vor [80].

2 Theoretische Grundlagen

Alle optischen Digitalisierungsverfahren sind aus einer Projektor- und einer Detektoreinheit, die in einem definierten Winkel zueinander angeordnet sind, aufgebaut. Dabei werden Laserlinien oder -punkte bzw. strukturiertes Weißlicht auf das zu digitalisierende Objekt projiziert. Die Detektion erfolgt mittels lichtempfindlicher Sensoren (CCD- oder CMOS-Kameras). Die Punktekoordinaten werden nach dem Triangulationsverfahren bestimmt [80, 84, 85] (siehe Abbildung 2.6).

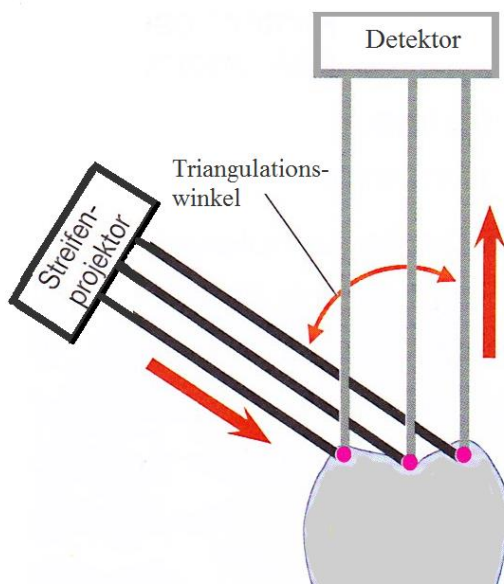


Abbildung 2.6: Schematische Darstellung des Triangulationsverfahrens [84]

2 Theoretische Grundlagen

Die Digitalisierung einer Präparation kann sowohl extraoral als auch intraoral erfolgen. Bei der extraoralen Datenerfassung wird nach der Präparation durch den Zahnarzt ein Abdruck genommen. Mit dessen Hilfe kann der Zahntechniker ein Meistermodell erstellen und je nach Umfang der Arbeit den präparierten Stumpf, Nachbarzähne, Gegenkiefer, Quetschbiss und zahnlose Gingiva taktil oder optisch digitalisieren.

Bei der intraoralen Digitalisierung erfolgt die direkte, optische Erfassung der Situation im Patientenmund mithilfe einer Intraoralkamera. In die Einheit ist ein Rechner integriert, der die Daten verarbeitet und die Konstruktion der Restauration am Patientenstuhl ermöglicht. Diese Methode wird deshalb auch „chairside“-Methode genannt. Im Anschluss wird in einer separaten Schleifeinheit das Werkstück gefertigt. Somit kann in derselben Sitzung die Arbeit eingesetzt und auf Abdrucknahme, Modellherstellung und Provisorienanfertigung verzichtet werden. Jedoch ist die intraorale Digitalisierung nur bei Präparationen möglich, die bezüglich Trockenlegung, Lage der Präparationsgrenze und Platzangebot für die intraorale Kamera geeignet sind. Der Indikationsbereich ist auf Einzelrestaurationen und kurzspannige Brücken beschränkt [79, 84, 86, 87].



Abbildung 2.7: Mobiler LAVA™ Chairside Oral Scanner C.O.S: Die digitale Abformung erfolgt mit Hilfe der Intraoralkamera. Danach kann direkt neben dem Patientenstuhl (chairside) die Konstruktion der prothetischen Arbeit erfolgen [61].

2 Theoretische Grundlagen

2.2.2 Datenverarbeitung

Unabhängig von der Art der Digitalisierung entstehen dreidimensionale Datensätze in Form von Punktwolken, die die Oberfläche des erfassten Objekts beschreiben (siehe Abbildung 2.8). Jedem Punkt dieser Wolke sind für seine örtliche Bestimmung drei Koordinaten (x-, y- und z-Koordinaten) zugeordnet. Ordnung und Abstand der Punkte sind dabei Kriterien zur Beurteilung der Qualität der gemessenen Daten.

Das geläufigste Format zur Aufarbeitung solcher Daten ist das ASCII-Format (American Standard Code for Information Interchange= Amerikanischer Standardcode für Informationsaustausch). Die Güte des Digitalisierungssystems wird vor allem durch die Auflösung an klinisch relevanten Stellen, wie der Präparationsgrenze, bestimmt. Hier werden Fehler am wenigsten toleriert [80, 88]. Bedeutender als die Anzahl der Messpunkte ist jedoch die Messunsicherheit, die je nach System deutlich schlechter sein kann als die Auflösung. Die Qualität des Digitalisierungssystems kann zusätzlich durch Bearbeitung mit Filtern positiv beeinflusst werden. Dabei werden Streupunkte und messbedingtes Rauschen entfernt. Der verwendete Filter kann in einer auf das Messsystem abgestimmten Software enthalten sein und läuft meist automatisiert ab [80, 85, 88]. Übersteigen Geometrien die Größe des Messfeldes, beispielsweise beim Scannen mehrerer Brückenpfeiler, müssen Teilmessungen erfolgen. Diese werden später durch die Software automatisch zusammengefügt [80, 89, 90].

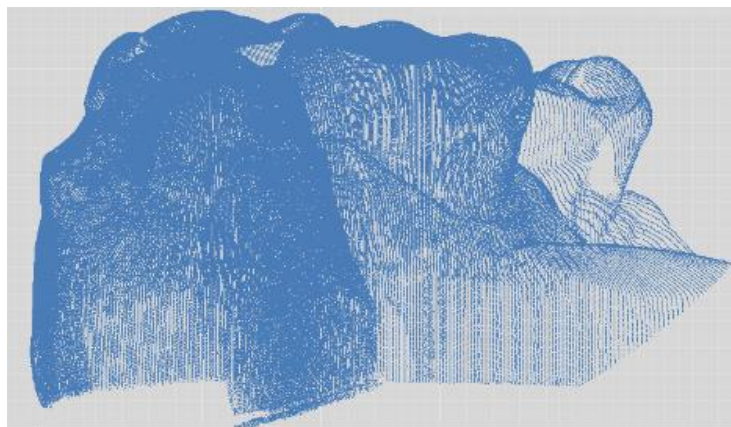


Abbildung 2.8: Darstellung der Punktwolke mithilfe der Software Cercon® art. Gescannt wurden die Zähne 27 (links), 26 und 25 (rechts).

2.2.3 Datenaufbereitung und computergestütztes Design (CAD)

Nach der Datenverarbeitung der gewonnenen Messpunkte erfolgt die NC-gerechte Aufbereitung der Messdatensätze, die später von einer CNC-Fräsmaschine gelesen werden. Dabei wird die Punktwolke in mathematisch beschreibbare, zusammenhängende Flächen überführt, auch Flächenrückführung genannt. Hierbei wird ein Verfahren verwendet, das als „Reverse Engineering“ bezeichnet wird. Dieser Begriff stammt aus den Ingenieurwissenschaften und bedeutet, dass nicht dem realen Modell ein Plan zugrunde liegt, sondern umgekehrt, erst das reale Modell existiert, von dem aus ein Plan oder wie hier ein Datensatz generiert wird. Für die Flächenrückführung stehen unterschiedliche mathematische Verfahren zur Verfügung. Dazu gehören die Triangulation und die Anwendung von sogenannten NURBs (Non-Uniform Rational Basis-Spline), auf deren Funktionsweise und Generierung nicht näher eingegangen werden soll [80, 85, 91].

Durch die oben beschriebenen Verarbeitungsschritte der Datensätze, wie das Filtern, das Zusammensetzen mehrerer Datensätze und die Flächenrückführung, entsteht das CAD-Modell, das in der Regel auf dem Bildschirm visualisiert wird [91]. Danach erfolgen das Festlegen der Einschubrichtung und das Auffinden der Präparationsgrenze. Beide Schritte laufen in der Regel automatisiert ab und sind Standardfunktionen der heutigen CAD/CAM-Systeme [92, 93].

Der Anwender wird bei der Konstruktion der zahnärztlichen Restauration durch die Software unterstützt. Die Gestaltung von Einzelkronengerüsten läuft weitgehend automatisiert ab. Hier kann der Anwender die Parameter Zementspaltdicke, Spacerfläche und Wandstärke des Gerüsts variieren. Dagegen ist bei aufwendigeren Arbeiten wie Brückenkonstruktionen mehr Interaktion gefordert. Dabei müssen sowohl die Grundform der Brückenglieder als auch die Form, Lage und Größe der Verbinderquerschnitte festgelegt werden.

Das sogenannte „intelligente Gerüstdesign“ sorgt für die Berücksichtigung werkstoffkundlicher Aspekte und klinischer Erfahrungen. Dazu zählen die Einhaltung einer Mindestschichtstärke und der minimale Durchmesser der Verbinderquerschnitte bei Brückenkonstruktionen. Darüber hinaus muss ausreichend Platz zu Nachbarzähnen, Antagonisten und Gingiva gewährleistet sein, so dass die Verblendkeramik in ausreichender Schichtstärke aufgebrannt werden kann.

Zusätzlich modifiziert die Software die konstruierten Geometrien, um einen herstellbaren Datensatz zu erhalten. So ist beispielsweise der kleinste konstruierbare Radius bei subtraktiven Herstellungsverfahren abhängig von der Größe und dem Durchmesser des kleinsten einsetzbaren Fräasers [80, 85, 92, 94]. Nach der CAD-Konstruktion erfolgt die Weiterleitung der Daten an die Fräsmaschine. Diese kann sich in der Praxis befinden (chairside), im Dentallabor (labside) oder in einem Fräszentrum (zentrale Fertigung).

2.2.4 Computergestützte Herstellung (CAM)

Die Herstellung von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid erfolgt durch Fräsen aus präfabrizierten Blöcken im teil- oder dichtgesinterten Zustand [95]. Als Ausgangspunkt für die CNC-Programmerstellung wird auf das CAD-Modell des konstruierten Zahnersatzes zurückgegriffen [10]. Innerhalb des CAM-Moduls erfolgen die Festlegung technischer Parameter sowie gegebenenfalls prozessbedingte Dimensionsänderungen, insbesondere der Sinterschrumpfung. Zu den technischen Parametern zählen Bearbeitungsstrategie und parameter, Arbeitsbereich, Werkzeuge und Eingriffsgröße. Letztere legt Geschwindigkeit, Richtung und Eindringtiefe des Bearbeitungswerkzeugs fest. Diese Parameter sind bei der Bearbeitung von Keramiken von besonderer Bedeutung, da bei großen Zeitspanvolumina auf die Entstehung von Materialschäden geachtet werden muss. Im Anschluss erfolgt die Berechnung der Werkzeugbahnen im CAM-Modul. Diese werden dann im Postprozessor in ein für die jeweilige Fräsmaschine verarbeitbares Format gebracht. Das entstandene NC-Programm kann dann auf die CNC-gesteuerte Maschine übertragen werden [10, 80, 95].

Aus der Vielgestaltigkeit der Zahnformen und der individuellen Gestaltung der Präparation resultieren geometrisch komplexe Flächen, sogenannte Freiformflächen. Ihre Bearbeitung kann mit 3- oder 5- Achsfräsen durchgeführt werden. Neben drei translatorischen werden bei 5-Achs-Fräsmaschinen zusätzlich zwei rotatorische Achsen angesteuert. In der Regel können Restaurationen ohne komplexe Kauflächengestaltung dreiachsig gefertigt werden. Dagegen ist es mit Hilfe der beiden rotatorischen Achsen möglich, Hinterschneidungen, d.h. untersichgehende Bereiche, zu fertigen. Ein weiterer Vorteil von 5-Achsfräsen liegt im optimalen Anstellwinkel des Werkzeugs auf die zu bearbeitende Fläche.

Das Bearbeiten der Werkstücke kann grob in zwei Arbeitsschritte, das Schruppen und das Schlichten, gegliedert werden. Zunächst erfolgt das Schruppen, ein konturbegrenztes Ausräumen mit großem Zeitspanvolumen. Dagegen entsteht beim flächengeführten Vorschlichten die Endkontur, die eine hohe Genauigkeit und Qualität aufweist. Meist wird im Anschluss das Restmaterial durch einen Feinschlichtprozess entfernt [10, 95].

2.3 Passgenauigkeit

2.3.1 Definition von Passgenauigkeit und marginalem Randspalt

Um den Begriff der Passgenauigkeit zu definieren, muss zwischen marginalem Randspalt, innerer und externer Passgenauigkeit unterschieden werden [4, 96]. Die externe Passgenauigkeit bezieht sich u.a. auf die Okklusion der angefertigten Restauration. Bei einer gestörten Okklusion treten Supra- oder Infrakontakte auf, die zu Kiefergelenksbeschwerden und Parafunktionen führen können [97].

Die innere Passgenauigkeit ist definiert als der Abstand zwischen der Innenfläche der Restauration und der Stumpfoberfläche (siehe Abbildungen 2.9 und 2.10 Messstrecke a) [23]. Sie wird von Holmes als „internal gap“ und von Demmel als „Schichtdicke des Zements“ bezeichnet [13, 98]. Zu große Werte der inneren Passgenauigkeit können die Festigkeit der Restauration herabsetzen und Retentionsverluste hervorrufen [23]. Selbst bei Restaurationen aus hochfestem Y-TZP konnte der Einfluss eines großen Zementspalts auf das Risswachstum nachgewiesen werden [99-101].

Problematisch ist es, eine einheitliche Definition für den Begriff „marginaler Randspalt“ zu finden. Demmel nutzt für den absoluten Abstand des Restaurationsrandes zur Präparationsgrenze den Begriff „zervikale Diskrepanz“. Diedrich und Erpenstein bezeichnen den Abstand zwischen Restaurationsrand und Präparationsgrenze als „Randspalt“ und Marxkors definiert als „Randfuge“ den Abstand von Kroneninnenrand zur Präparationsgrenze [17, 102]. Fransson bezeichnet die vertikale Messstrecke zwischen Präparationsgrenze und marginalen Rand der Restauration als „marginal gap“ [103]. Daraus wird ersichtlich, dass weder einheitliche Begriffsklärungen, noch gleiche Messstrecken definiert sind.

2 Theoretische Grundlagen

An dieser Stelle setzt Holmes mit seiner Veröffentlichung „Considerations in measurement of marginal fit“ an. Er definiert darin Messpunkte und -strecken, die eine Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit von Studien ermöglichen [104] (siehe Abbildung 2.9 und 2.10).

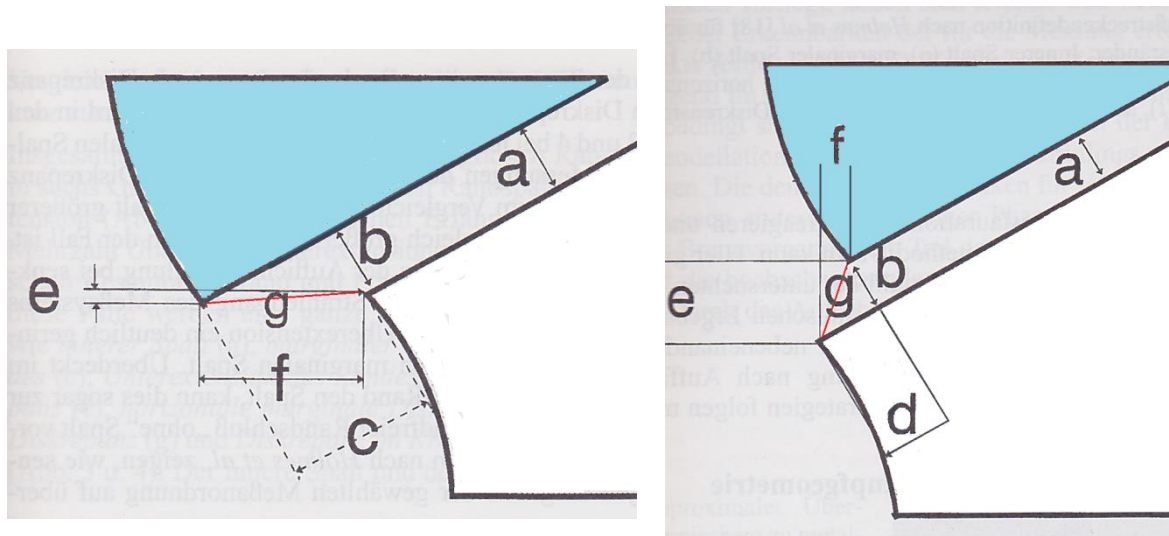


Abbildung 2.9 und 2.10 : Messstreckendefinition nach Holmes für überkonturierte Kronenränder (siehe linke Abbildung) und unterkonturierte Kronenränder (siehe rechte Abbildung): a. internal gap (innerer Spalt) b. marginal gap (marginale Randspalt) c. overextended margin (Überextension des Randes) d. underextended margin (Unterextension des Randes) e. vertical marginal discrepancy (vertikale marginale Diskrepanz) f. horizontal marginal discrepancy (horizontale marginale Diskrepanz) g. absolute marginal discrepancy (absolute marginale Diskrepanz) [13].

Holmes unterscheidet zwischen zwei unterschiedlichen Messstrecken am Kronenrand. Der marginale Randpalt (a.) ist der senkrechte Abstand zwischen Präparationsgrenze und Restaurationssinnenfläche (überkonturierte Krone) bzw. zwischen Restaurationsrand und Stumpfoberfläche (unterkonturierte Krone). Die absolute marginale Diskrepanz (g.) wird von dem Maß der Über- bzw. Unterkonturierung beeinflusst. Sie ist der Abstand zwischen Präparationsgrenze und Restaurationsrand und entspricht der „zervikalen Diskrepanz“ nach Demmel [98]. Studien zur Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltuntersuchungen haben gezeigt, dass der marginale Randspalt im Gegensatz zur absoluten marginalen Diskrepanz eine reliable und reproduzierbare Messgröße darstellt [105].

2.3.2 Folgen einer mangelnden Kronenrandqualität

Der Kronenrand stellt eine mögliche Schwachstelle jeder Restauration dar [18]. Dabei werden Mängel der Randqualität mit dem Auftreten von Sekundärkaries, marginaler Parodontitis und Gingivitis in Zusammenhang gebracht. Beeinflusst werden diese Folgeerscheinungen von der zervikalen Kontur, der Lage des Restaurationsrandes und der marginalen Passgenauigkeit [18, 106, 107].

Die Kontur einer künstlichen Krone sollte der eines natürlichen Zahnes entsprechen. Durch eine Über- und Unterkonturierung werden Nischen geschaffen, in denen sich Plaque ansammelt [18]. Dies kann zu Sekundärkaries und zur Entzündung des marginalen Parodontiums führen [80, 108, 109]. Subgingival kann ein überkonturierter Kronenrand das Weichgewebe überdehnen und somit eine Retraktion der Gingiva hervorrufen [110].

Neben einer natürlichen Kronenkontur wird von mehreren Autoren eine supragingivale Präparation gefordert. Auf diese Weise können chemische und mechanische Traumata des Zahnhalteapparats, die während der Präparation und Abdrucknahme entstehen, minimiert werden. Zum anderen sind supragingivale Kronenränder zugänglicher für Mundhygienemaßnahmen und weisen seltener Sekundärkaries auf als subgingival gelegene [17, 18, 108, 111]. Jedoch ist bei bestimmten Ausgangssituationen eine subgingivale Präparation indiziert. Hierzu zählen unter anderem ästhetische Ansprüche, vor allem im Frontzahnbereich, nach subgingival ausgedehnter Karies oder Füllungen, und mangelnde Retentionsflächen [18, 112].

Ein vergrößerter Randspalt schafft, ähnlich wie eine fehlerhafte Kontur oder Materialdefekte am Kronenrand, eine mikroökologische Nische mit den möglichen Folgen von Sekundärkaries und einer Entzündung des Parodonts. Er beeinflusst damit die Langlebigkeit einer festsitzenden Restauration [22, 80, 111]. Somit wird verständlich, weshalb der Randspalt maßgeblich für die Qualitätsbeurteilung einer Restauration ist. Zudem ist er als einziges Kriterium quantifizierbar [104].

2.3.3 Maßangabe für einen „guten Randspalt“

Aus den oben genannten Folgen eines überdimensionierten, marginalen Randspalts entwickelte sich die Forderung nach einem möglichst fugenlosen Abstand zwischen Zahn und Restauration, der weder über- noch unterkonturiert ist [19, 113, 114]. Im Labor gefertigte Arbeiten weisen jedoch herstellungsbedingt immer einen marginalen Randspalt auf [18]. Dieser wird zudem benötigt, um bei konventioneller Befestigung das problemlose Einementieren der Restauration mit entsprechender Zementkorngröße zu gewährleisten [21].

Bereits zu Beginn der 50er Jahre begannen die ersten Versuche einen festen Grenzwert für einen klinisch erfolgreichen Randspalt zu definieren [19, 115]. So forderte Weikart 20-30 μm , Christensen 39 μm , Dreyer- Jørgensen und Einfeldt 50 μm nicht zu überschreiten. Diese Werte bezogen sich auf die Gusstechnik und wurden damit begründet, dass sie visuell und mit Hilfe einer Sonde gerade noch überprüfbar seien. Da diese Werte in materialkundlichen Experimenten ermittelt wurden, können sie nicht durch klinisch kontrollierte Studien belegt werden [19, 21, 115, 116]. Mit der Erkenntnis, dass die oben genannten Grenzwerte selten in der Praxis eingehalten werden, korrigierte Spiekermann diese und bezeichnete Randspaltgrößen von 50-100 μm als klinisch erreichbar und notwendig [117]. Dieser Grenzbereich wurde in zahlreichen Publikationen übernommen [15, 118-120].

2.3.4 Einflussfaktoren auf die Passgenauigkeit

Die Präzision einer CAD/CAM- gefertigten Restauration setzt sich aus der Summe der Fehler jedes Einzelschrittes der Prozesskette zusammen [121]. Dazu zählen Ungenauigkeiten der Datenerfassung, der CAD- Konstruktion, der CAM- Fertigung sowie Anwenderfehler [23]. Zudem beeinflussen u.a. die Gestaltung des Präparationsrandes, die Bearbeitung des fertigen Werkstückes und die Befestigungsart die Passgenauigkeit einer Arbeit [122].

2 Theoretische Grundlagen

Eppenberger fasst in seiner Publikation die Faktoren, die beim Zementieren die Randspaltbreite beeinflussen können, zusammen [123]. Dazu zählen:

- die Zementqualität mit Zementviskosität und Zementpartikelgröße [124, 125]
- der Zementierungsmodus mit Größe und Dauer der Kraftapplikation [124, 126, 127]
- die Zementabflussmöglichkeit, beeinflusst durch die Oberfläche, den Konvergenzwinkel und die marginale Präparationsart [124, 128, 129]

Daraus ergibt sich die Forderung nach einem Befestigungszement mit guten Fließeigenschaften und einer möglichst geringen Partikelgröße. Da die Korngrößen traditioneller Befestigungszemente bei 20 μm für ZnOP und 28 μm für GIZ liegen, wirkt sich dieser Wert limitierend bei der kleinsten erreichbaren Zementfuge aus [21, 130, 131].

Der Zementspalt sollte möglichst gering sein, da dieser den korrosiven Einflüssen des Mundmilieus ausgesetzt ist [65, 98]. Dabei wird die Zementauflösung durch die bakterielle Plaque einer Kronenrandkaries und durch mechanische Einflüsse beschleunigt [65, 132, 133]. Hier wirken sich Befestigungskomposite vorteilhaft aus, da sie eine geringere Löslichkeit aufweisen als ein herkömmlicher Zinkoxidphosphatzement [123]. Außerdem konnte festgestellt werden, dass adhäsiv befestigte Kronen einen geringeren Randspalt aufweisen als mit Harvard Zement befestigte Kronen [134]. Auch zwischen den unterschiedlichen Befestigungskompositen gibt es charakteristische Unterschiede bezüglich der erreichbaren Randspaltgröße [73].

Die Passgenauigkeit wird zusätzlich von der Präparationsform bestimmt. Je konischer der Stumpf präpariert wird, umso geringere Randspaltbreiten können erzielt werden [98, 122]. Jedoch wächst damit auch die Gefahr einer Pulpaverletzung oder eines Retentionsverlustes. Die Angaben von einem idealen Präparationswinkel unter Berücksichtigung dieser Aspekte variieren je nach Autor zwischen 4° und 6° bzw. 6° und 10° [1, 40, 122]. Da es bei scharfkantigen Stufenpräparationen zu Abflussbehinderungen des Befestigungsmaterials kommt, wird häufig eine Hohlkehlpräparation empfohlen [114].

Das Aufpassen der Kronen durch einen Zahntechniker kann zusätzlich die innere Passung und auch den marginalen Randspalt verbessern [122, 135].

3 AKTUELLER STAND DER WISSENSCHAFT

3.1 Cercon® smart ceramics (DequDent, Hanau)

Das Cercon® smart ceramics- System, kurz: Cercon®- System, beruht auf der Entwicklung des DCM (Direct Ceramic Machining)- Verfahrens, das durch die Kooperation der ETH Zürich mit der Zahnklinik Zürich entstanden ist. Dabei ermöglichte die Arbeitsgruppe von Prof. Dr. Gaukler an der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich Zirkoniumdioxid im vorgesinterten Zustand zu verarbeiten. Mit Hilfe des zahnmedizinischen Teams konnten 1998 die ersten mehrgliedrigen Brücken an der Zahnklinik Zürich eingesetzt werden [136]

In den darauffolgenden Jahren wurden mehrere Untersuchungen des DCM-Verfahrens veröffentlicht [137-139]. 2001 wurde das Cercon®-System im Rahmen der IDS Cercon® als reines CAM-System der Öffentlichkeit vorgestellt und gelangte noch im selben Jahr auf den deutschen Markt [2, 5, 136, 140].

Ohne Einsatz eines CAD-Moduls muss der Zahntechniker die prothetische Arbeit aufwachsen. Im Anschluss wird die Wachskonstruktion in einen speziellen Rahmen der Scan- und Fräseinheit Cercon® Brain eingespannt und mithilfe eines Klasse II-Lasers mit einer Leistung von 1 mV gescannt. Der Scanvorgang dauert 5-8 Minuten für eine Einzelkrone. Danach werden die gewonnenen Daten innerhalb der Cercon® Brain- Geräts auf die dreiachsige Fräseinheit übertragen und die entsprechende Form aus dem vorgesinterten Zirkoniumdioxidrohling herausgefräst [2, 140, 141] (siehe Abbildungen 3.1 und 3.2).

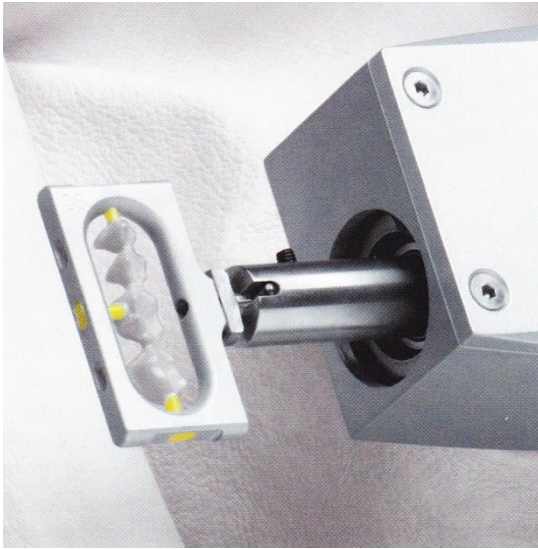


Abbildung 3.1
Scanrahmen mit Wachsmodellation in der Cercon® brain Scan- und Fräseinheit [140]

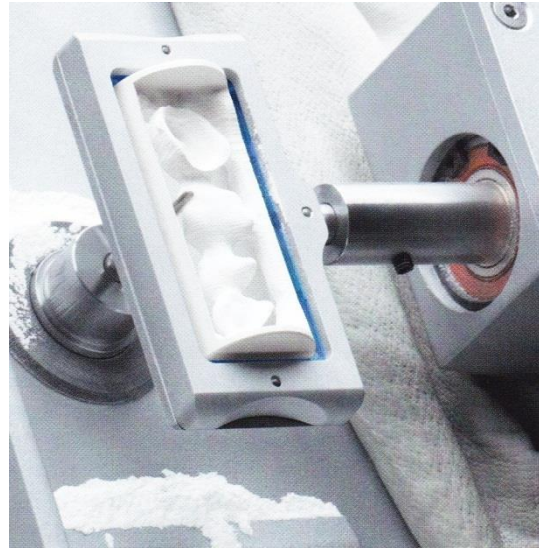


Abbildung 3.2:
Feinfräsvorgang mit fixierter Fräse und beweglich eingespanntem Zirkonoxidrohling [140]

Seit der Einführung von Cercon® art, das durch das Navigationsgerät Cercon® move unterstützt wird, steht dem Verfahren auch ein CAD- Modul zur Verfügung. Die Digitalisierung der Modelle erfolgt durch den Scanner Cercon® eye. Dabei wird das Modell während einer 360°- Drehung von einer Klasse-II-Laserlinie erfasst, die von zwei Matrixkameras ausgewertet wird. Auf diese Weise ist es möglich, die Stumpfgeometrie mit 720 Bildern innerhalb von 13 Sekunden aufzunehmen. Eine dritte Kamera dient der Positionsbestimmung des Modells [142-144].

Neben Cercon® eye werden die beiden kompatiblen 3Shape Scanner D-700 und D-710 (3Shape Inc., USA) angeboten. Diese ermöglichen zusätzlich das direkte Einscannen von Abdrücken und die Abtastung von mehreren Stümpfen gleichzeitig. Es erfolgt eine duale Bilderfassung mithilfe von zwei Kameras und einem Klasse-I- Laser. Gleichzeitig wird das Modell durch eine 3-Achsbewegung von allen Positionen erfasst [145].

Nach dem Scannen wird die Arbeit mit der CAD-Software Cercon® art oder bei Verwendung eines 3Shape Scanners die Software 3Shape Dental Designer™ digital konstruiert.

Danach erfolgt die CAM- Herstellung mithilfe des laboreigenen Fräsgeräts Cercon® brain oder Cercon® brain expert (siehe Abbildung 3.3). In Cercon® brain ist eine 3-Achsfräseinheit integriert, die zylinderförmige Zirkoniumdioxidrohlinge von der Größe 12, 30, 38 und 47 mm verarbeitet. Der Anwender kann zwischen den Farben der Rohlinge Cercon® base (weiß) und Cercon® base colored (elfenbeinfarben) wählen [141, 146, 147]. Jeder Rohling ist mit einem Barcode versehen, auf dem der Vergrößerungsfaktor und weitere Fräsparameter gespeichert sind. Der Barcode wird vor dem Fräsen von der Fräseinheit Cercon® brain eingelesen und die entsprechenden Informationen auf die Maschine übertragen. Die Bearbeitung gliedert sich in einen Grob- und einen Feinfräsvorgang und dauert für eine Einzelkrone, inklusive Scannen, ca. 35 Minuten [2, 140]. Der Nachfolger Cercon® Brain expert läuft über vier Simultanachsen. Er bearbeitet scheibenförmige Rohlinge aus Zirkoniumdioxid mit einem Durchmesser einer handelsüblichen CD, die in vier Stärken bis zu 30 mm angeboten werden. Der Anwender kann zwischen den Farbvarianten weiß (Cercon® base) sowie drei abgestuften elfenbein-Farben (Cercon® base light, Cercon® base medium, Cercon® base colored) wählen. Zusätzlich sind hochtransluzente Farbvarianten (Cercon® ht light und Cercon® ht medium) erhältlich. Mit dem sogenannten „Nesting“, unterstützt von der Cercon® art Software, können mehrere Arbeiten aus einer Disk gefräst und die Rohlingsgröße optimal genutzt werden. [147, 148].



Abbildung 3.3: Cercon® brain expert mit eingelegter Zirkoniumdioxid- Scheibe [149]

Nach dem Fräsen erfolgt das Sintern der Rohlinge im Sinterofen Cercon® heat. Die Rohlinge werden bei 1350°C innerhalb von sechs Stunden dichtgesintert [2, 140]. Die exakt berechnete Sinterschrumpfung sorgt für die nötige Passgenauigkeit der Gerüste [122].

Zusätzlich zu Cercon® heat bietet DeguDent einen Sinterofen mit größerem Fassungsvermögen an. Cercon® heat plus kann mit drei Sintertrays bis zu 60 Zahneinheiten aufnehmen und diese in einem Zeitraum von circa acht Stunden bei einer Temperatur von 1350°C- 1400°C dichtsintern [150].

Als Verblendmaterial steht dem Zahntechniker die Verblendkeramik Cercon® ceram kiss zur Verfügung. Alternativ können die Gerüste mit der Keramik Cercon® ceram express überpresst werden [140, 151]. Das Cercon® smart ceramics- System besitzt ein breites Indikationsspektrum, von Kronengerüsten und Brückengerüsten mit bis zu 16 Gliedern, über Primärgerüste für Doppelkronen bis hin zu Implantatabutments.

Der Zahntechniker hat die Möglichkeit seine digitale Konstruktion an unterschiedlichen Standorten fertigen zu lassen (siehe Abbildung 3.4). Bei der Herstellung im eigenen Labor, der Inhouse-Fertigung, benötigt das Labor sowohl eine eigene Scan- und Fräseinheit, als auch einen Sinterofen.

Alternativ kann der Scanner Cercon® eye als „stand- alone“- Gerät genutzt werden, um die Investitionskosten möglichst gering zu halten. Die gewonnen Scandaten werden anschließend via Internet zu einem Cercon®- Labor mit entsprechender technischer Ausstattung oder der DeguDent Netzwerkfertigung Compartis® gesendet. Nach dem Fräsen und Sintern der Konstruktion wird das Gerüst in das Dentallabor zurückgeschickt, wo die Arbeit aufgepasst und verblendet wird.

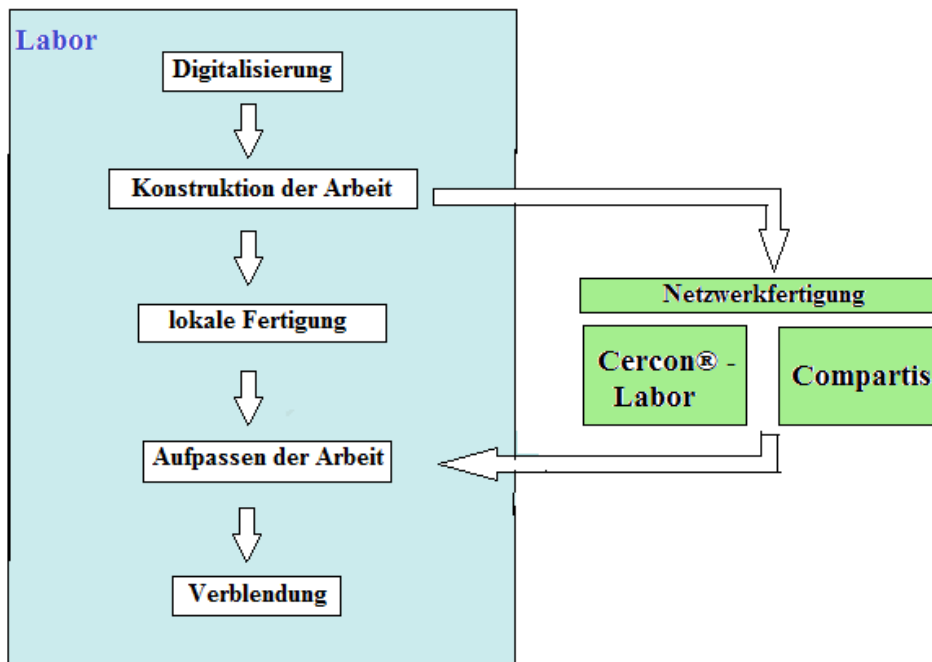


Abbildung 3.4: Fertigungswege einer Cercon®-Arbeit über lokale Fertigung im Labor oder laborexterne Netzwerkfertigung

3.2 Weitere CAD/CAM- Systeme

CEREC® inLab (Sirona, Bensheim)

1985 wurde das erste chairside gefertigte CAD/CAM- Inlay bei einem Patienten an der Universität Zürich eingesetzt. Dabei stellten die Entwickler Mörmann und Brandestini das System CEREC® 1 der Firma Sirona vor. Innerhalb der darauf folgenden 25 Jahre durchlief das System mehrere Weiterentwicklungen von Software und Hardware. Nachdem es mit CEREC® 1 möglich war, Inlays und Onlays herzustellen, ermöglichte CEREC® 2 erstmals die Fertigung von vollkeramischen Kronen. Inzwischen bietet Sirona die dritte Generation des CEREC®- Systems mit einem erweiterten Indikationsbereich an [60, 152, 153].

2001 wurde dem chairside -System CEREC® ein CAD/CAM - System für das zahntechnische Labor hinzugefügt, CEREC® inLab. Mit diesem Verfahren kann der Zahntechniker Kronenkäppchen, Brückengerüste, Vollkronen, Inlays, Onlays, Provisorien, individuelle Abutments und Veneers herstellen. Die inLab-Einheit umfasst einen Scanner, der die Digitalisierung des Modells, und eine Schleifeinheit, die die Fertigung von teilgesinterten Gerüsten ermöglicht. Anschließend werden die Einheiten in dem Hochtemperaturofen „inFire“ für circa 7,5 Stunden bei 1530 °C gesintert.

Sirona bietet zusätzlich eine zentrale Fertigung der Werkstücke an. Dazu erfolgt die Digitalisierung im zahntechnischen Labor durch die inLab-Scan- und Schleifeinheit oder durch den Scanner „inEos“. Danach werden die Daten per Internet an das Schleifzentrum übermittelt. Hier wird das Werkstück gefräst und gesintert. Die Auslieferung des Werkstücks erfolgt innerhalb von drei Werktagen [60]. Als keramische Werkstoffe stehen Feldspat-, Infiltrations-, und Oxidkeramiken zur CAD/CAM- Fertigung zur Verfügung [78].

Lava- System (3M ESPE, Neuss)

Das Lava-System kam nach vierjähriger Entwicklungszeit im Jahr 2002 auf den deutschen Markt. Als Werkstoff wird die Zirkoniumdioxidkeramik Lava™ Fram angeboten. Der Indikationsbereich beinhaltet Einzelkronen, Primärkronen, 3- bis 6-gliedrige Brücken mit einer Länge von bis zu 48 mm, Inlay- und Onlay-Brücken und Implantatabutments.

Das Meistermodell wird mithilfe des Scanners Lava™ Scan ST über ein lichtoptisches Triangulationsverfahren, der Weißlichttriangulation, digitalisiert. Der Scanvorgang dauert ca. 5 Minuten pro Einheit. Danach kann der Zahntechniker die dreidimensional dargestellte Arbeit mithilfe der Software bearbeiten.

Im Anschluss daran erfolgt das Fräsen durch das 3,5-achsige Tischfräsgerät Lava CNC 240 oder das 5-Achs-Fräsgerät Lava™ CNC 500, das auf eine zeiteffizientere 3-Achs-Bearbeitung wechseln kann. Somit liegt die durchschnittliche Fräszeit für ein Käppchen bei ca. 35 Minuten, für eine dreigliedrige Brücke bei ca. 90 Minuten.

Die Arbeit wird im teilgesinterten Zustand in eine der sieben, zur Verfügung stehenden Grundfarben eingefärbt und kann damit der späteren Verblendkeramik angepasst werden. Bei dem etwa siebenstündigen Sinterungsprozess in dem Sinterofen Lava™ Furnace 200 entsteht eine lineare Schrumpfung des Werkstücks von 20 bis 25 Prozent.

Es können einzelne Schritte des Herstellungsprozesses, das Scannen, Konstruieren, Einfärben, Fräsen und Sintern, in eines der deutschlandweit 18 Fräszentren verlegt werden. Der Lava™ Chairside Oral Scanner C.O.S. ermöglicht eine digitale Abdrucknahme. Die auf diese Weise gewonnenen Daten werden vom Zahnarzt an das Labor weitergeleitet, wo die virtuelle Konstruktion der Arbeit und die darauf folgenden Arbeitsschritte stattfinden [61, 154-156].

Everest®-System (KaVo, Biberach)

Bereits Mitte der 80er Jahre begann die Firma KaVo mit den Versuchen zur Entwicklung eines eigenen CAD/CAM- Systems. Das Unternehmen baute dabei von Anfang an auf die 5- Achs- Fräseinheit Everest® engine. Diese kann eine viergliedrige ZrO_2 -Brücke in 30 Minuten fertigen.

Ein weiteres Merkmal des Everest ®- Systems ist, dass neben vorgesinterten auch dichtgesinterte, gehipte Zirkoniumdioxidrohlinge angeboten werden. Aus diesen Materialien können Inlays, Onlays, Veneers, Kappen, Vollkronen und Brückengerüste bis 14 Glieder gefertigt werden. Das teilgesinterte Zirkoniumoxid Everest ® ZS muss nach dem Fräsen im Sinterofen Everest ® Therm bei einer Temperatur von 1450°C und einer Schrumpfung von 19-21 % dichtgesintert werden. Dagegen entfällt bei gehipten Gerüsten aus Everest ® ZH der anschließende Sinterprozess.

Die Firma Kavo bietet drei unterschiedliche Scanner an. Darunter die beiden Everest®-Scanner, Everest® Scan II und Everest® Scan pro, und einen kompatiblen Scanner der Firma 3Shape. Beide Everest Scanner arbeiten im Streifenlichtmessverfahren mit mathematischer Triangulation. Everest Scan pro ist die Erweiterung des Everest Scan Systems und ermöglicht eine vierfach höhere Bildauflösung der CCD-Kamera. Der Scan eines Stumpfes dauert ca. drei Minuten und besitzt eine Messgenauigkeit unter 20 μm [63, 157-159].

3.3 Untersuchungsmethoden zur Ermittlung der Passgenauigkeit

Um die Randschlussqualität einer Restauration im klinischen Alltag zu überprüfen, stehen dem Zahnarzt mehrere Methoden zur Verfügung. Standardmäßig werden der Randspalt und die Über- bzw. Unterkonturierung mit Hilfe von Sonde und Spiegel geprüft. Dieses Verfahren kann schnell und einfach durchgeführt werden, ist jedoch mit einer Messgrenze von über 50 µm relativ ungenau. Darüber hinaus ist eine Reproduzierbarkeit durch Unterschiede in Sondendurchmesser, individuelle Taktilität des Untersuchers und wechselnde Haltung der Sonde eingeschränkt [18, 21, 117, 160]. Darüber hinaus ist diese Methode in weniger zugänglichen Bereichen, wie approximal und subgingival, nur schwer oder gar nicht anwendbar.

Hier wird oft auf eine röntgenologische Kontrolle des Randspalts zurückgegriffen, die jedoch aufgrund der Strahlenbelastung nicht routinemäßig angewandt werden darf [18, 106, 160]. Zudem besitzt sie bei Randspaltanalysen aufgrund röntgenologischer Artefakte und der geringen Messgenauigkeit von über 100 µm wenig Aussagekraft [161].

Bei der klinischen Replikatechnik, die eine genauere und quantifizierbare Analyse des Randspalts ermöglicht, wird ein Abformmaterial, meist ein Elastomer, zwischen Zahnstumpf und Krone eingebracht. Der ausgehärtete Innenabdruck, die Replika, kann direkt begutachtet oder im Rahmen einer genaueren Untersuchung mikroskopisch vermessen werden [18, 160]. Mit diesem Verfahren können sowohl die marginale als auch die innere Passgenauigkeit beurteilt werden, ohne dabei den Stumpf und die Restauration zu zerstören [162]. Jedoch ist sie aufgrund material- und behandlerabhängiger Einflüsse nicht reproduzierbar und versagt häufig im approximalen Bereich [106].

Die oben beschriebenen Einschränkungen von klinischen Passgenauigkeitsuntersuchungen erklären die Notwendigkeit von in-vitro- Untersuchungen. Auch hier kann die Replikatechnik angewandt werden. Dazu wird eine Replika aus dünnfließendem Silikon zwischen Gerüst und Modellstumpf hergestellt. Danach wird das Gerüst vom Stumpf genommen, wobei sich die Silikonschicht nicht von der Innenseite des Gerüsts lösen darf. Zur Stabilisierung wird die Unterschichtung mit einem anderen, farblich deutlich kontrastierenden Silikon aufgefüllt. Die so erhaltene Probe wird durch mehrere Schnitte in der Vertikalen zerteilt und anschließend lichtmikroskopisch vermessen [163].

Während es bei der zweidimensionalen Analyse der Replika zu einem erheblichen Verlust von Messpunkten kommt, kann bei der 3D-Replikatechnik der gesamte Spalt zwischen Kronengerüst und Stumpfoberfläche messtechnisch erfasst werden. Dazu wird zunächst, wie oben beschrieben, die Replika aus dünnfließendem Silikon hergestellt. Nach Abnahme des Kronengerüsts stellt die Oberfläche der Replika die Innenfläche der Restauration dar.

Die Replika und der darunterliegende Gipsstumpf werden nacheinander und ohne Änderung der Zuordnung im Sensorkoordinatensystem optisch digitalisiert. Dabei entsteht eine Punktwolke, die mit einer speziellen Software dargestellt und bearbeitet werden kann. Die Abweichung zwischen Replika-Punktwolke und dem Spline-Flächenmodell des präparierten Stumpfes wird berechnet und kann sowohl quantitativ, im Sinne der Berechnung von Maximum, Minimum und Standardabweichung, als auch qualitativ als farblich kodiertes Differenzbild dargestellt werden [96, 160, 164, 165].

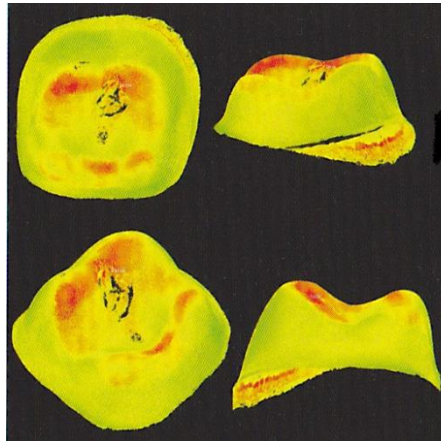


Abbildung 3.5: Qualitative Darstellung der 3D-Replikatechnik als farblich kodiertes Differenzbild [23].

Die Vorteile der 3D- Replikatechnik liegen in der erhöhten Anzahl der Messpunkte und in ihrer sowohl qualitativen als auch quantitativen Auswertung [4]. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass durch die optische Digitalisierung eine Abweichung zwischen virtuellem und realem Stumpfmodell von ca. 8 μm besteht. Weiterhin ergeben sich Fehler bei der Einordnung der Punktwolken in ein gemeinsames Koordinatensystem. Dabei wird der sog. RMS (root mean square)- Fehler als Gütemaß für die optimale Überlagerung zweier Datensätze gesehen und gilt unter 10 μm als hervorragend [4, 160]. Die 3D-Replikatechnik gilt als validiert, jedoch können die eingehenden Fehler weiter reduziert und damit das Messverfahren optimiert werden [96].

Eine weitere Untersuchungsmöglichkeit stellt die Anfertigung von Schnitt- bzw. Schliffpräparaten dar. Dabei müssen die zementierten Proben eingebettet und anschließend mit diamantierten Schleifscheiben geschnitten oder bis zu einer definierten Ebene geschliffen werden. Danach wird der Zementspalt mithilfe eines Licht- oder Rasterelektronenmikroskops vermessen. Bei der Wahl der Schliffebene muss darauf geachtet werden, dass sie im Zentrum des Zahnes parallel zur Zahnachse verläuft. Dadurch liegen die Messstrecken rechtwinklig zur Restaurationsinnenfläche, wodurch zu große Messstrecken vermieden werden können. Schliffpräparate werden verwendet, um neben dem marginalen Randspalt auch die innere Passgenauigkeit quantitativ beurteilen zu können. Jedoch gehen bei Schliffpräparaten eine erhebliche Menge an Messdaten verloren und der Prüfkörper wird zerstört [104].

Die licht- oder elektronenoptische Auflichtdarstellung ermöglicht eine zirkuläre Messung an den Prüfkörpern im Randbereich. Durch einen geringen Abstand der Messpunkte kann eine Vielzahl von Daten erhoben werden, die eine repräsentative Beschreibung des marginalen Randspalts in der gesamten Zirkumferenz ermöglicht [104]. In der Literatur wird ein Abstand von 0,5 mm und weniger empfohlen [166]. Beim Versuchsaufbau muss darauf geachtet werden, dass die Proben in reproduzierbaren Schritten gedreht und kontinuierlich zum Projektionsstahl ausgerichtet werden. Da sich zusätzlich der Winkel zwischen Präparationsfläche und Zahnachse ändern kann, muss auch hier die Einblickrichtung angepasst werden (siehe Abbildung 3.6). Geschieht dies nicht, werden unterschiedliche Distanzen gemessen und die Reproduzierbarkeit wird gefährdet [104].

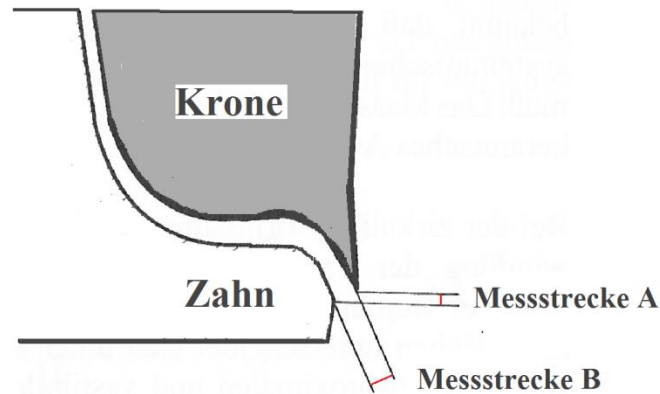


Abbildung 3.6: Zusammenhang zwischen Blickrichtung und Messstecke [104] (Randspalt ist zur Verdeutlichung im Schnitt dargestellt)

Als weiteres Prüfverfahren zur Vermessung des Randspalts steht dem Anwender die Profilometrie zur Verfügung. Die unterschiedlichen Oberflächenmorphologien von Zahn, Restauration und Befestigungsmaterial können als typische Profile aufgezeichnet werden. Anhand dieser Darstellung können der Randspalt und die Dimension der Kronenüberkonturierung vermessen werden (siehe Abbildung 3.7). Zusätzlich kann dieses Verfahren mit rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen kombiniert werden, um die Aussagen zu präzisieren [18].

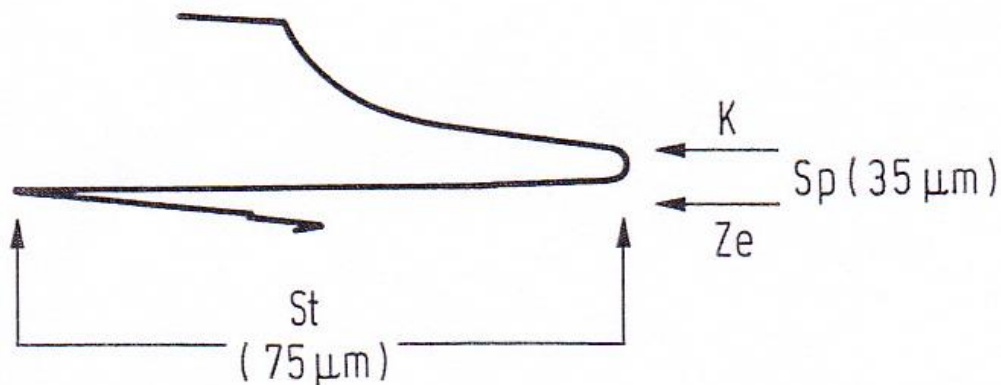


Abbildung 3.7: Darstellung einer profilometrischen Analyse eines Kronenrandes. Krone (K), Zement (Ze) und Zahn haben eine unterschiedliche Oberflächenmorphologie, wodurch der marginale Randspalt (Sp) und das Ausmaß der Überkonturierung (St) metrisch erfasst werden können [18]

3.4 Vorangegangene Passgenauigkeitsuntersuchungen des Cercon®- Systems

Für einen Vergleich von Passgenauigkeitsuntersuchungen ist es wichtig, dass ihnen eine einheitliche Definition der Messstrecken zugrunde liegt.

Folgende Studien basieren deshalb auf der Begriffsbestimmung von Holmes für die innere Passgenauigkeit bzw. den marginalen Randspalt (siehe Kapitel 2.3.1) [13].

Kohorst et al. untersuchten in ihrer in vitro-Studie im Jahr 2009 die Passgenauigkeit viergliedriger Zirkonimdioxidbrücken, die mit dem Cercon®-System gefertigt wurden. Als Untersuchungsmethode wurde die Replika-Technik angewendet. Die dabei entstehenden Proben wurden mit Hilfe eines Lichtmikroskops vermessen. Es ergaben sich die Mittelwerte des marginalen Randspalts (marginal gap) von 130,7 μm und der inneren Passgenauigkeit (internal gap) von 93 μm für die unverblendeten Brückengerüste [22]. Damit lag der Wert des ermittelten Randspalts über dem klinisch erreichbaren Wert von 100 μm [15, 117-120].

Auf eine andere Untersuchungsmethode griffen Bindl et al. zurück. Sie untersuchten in einer in vitro-Studie im Jahr 2007 die Passgenauigkeit dreigliedriger Vollkeramikbrücken mit Hilfe von Schnittproben nach adhäsiver Befestigung. Der innere und marginale Spalt wurden mithilfe eines Elektronenmikroskops bei 120-facher Vergrößerung gemessen. Im Rahmen der Untersuchung wurden das Cerec® InLab- das DCS®- und das Cercon®-Verfahren miteinander verglichen. Dabei ergaben sich die marginalen Randspaltwerte von 53,0 μm , 32,0 μm und 120,0 μm . Die innere Passgenauigkeit wurde mit 103,0 μm , 144,0 μm und 126,0 μm angegeben [167, 168]. Die erhöhten Messwerte des Cercon®-Systems können damit begründet werden, dass es, im Gegensatz zu DCS® und Cerec® InLab bei der Untersuchung als reine CAM- Technik genutzt wurde. Durch das Aufwachsen der Restauration und das Abheben der Modellation vom Stumpf gehen potenzielle Fehlerquellen in die Bewertung mit ein [167-169].

Bei der Studie von Martinez-Rus et al. erfolgte eine zirkuläre Messung an den Prüfkörpern im Randbereich durch die Auflichtdarstellung mithilfe eines Stereomikroskop bei 40-facher Vergrößerung. Es wurden von den Systemen Cerec® InLab, Cercon® und Procera® jeweils zehn Zirkoniumdioxid- Kronengerüste hergestellt. Zusätzlich erfolgte die Fertigung von InCeram® Zirconia- Einzelzahngerüsten mit Hilfe des Cerec® InLab- Verfahrens. Danach wurde die marginale Diskrepanz ohne Zementierung gemessen.

Die Werte für Cerec® InLab betragen $29,98 \pm 3,97 \mu\text{m}$ (InCeram® Zirconia) und $12,24 \pm 3,08 \mu\text{m}$ (InCeram® YZ). Das Cercon® -System lag mit $13,15 \pm 3,01 \mu\text{m}$ zwischen den beiden Werten und Procera® mit $8,67 \pm 3,96 \mu\text{m}$ darunter [170].

Baig et al. bedienten sich in ihrer Untersuchung im Jahr 2010 ebenfalls der Auflichtdarstellung, um die Passgenauigkeit von Kronen zu beurteilen. Sie arbeiteten dabei mit einem Stereomikroskop und dem Vergrößerungsfaktor von 20. Dabei wurden unverblendete Cercon®- und IPS Empress® II- Vollkeramikrestorationen und Vollgusskronen untersucht. Die Auswertung von jeweils zehn Prüfkörpern ergab einen marginalen Randspalt von $66,4 \pm 42,2 \mu\text{m}$ für das Cercon® -System, $37,1 \pm 22,3 \mu\text{m}$ für die im lost-wax-Verfahren hergestellten IPS Empress® II- Kronen und $30,9 \pm 31,1 \mu\text{m}$ für die Vollgusskronen [171]. Auch hier muss angemerkt werden, dass die Cercon® -Restorationen ohne CAD-Komponente gefertigt wurden. Die Mittelwerte liegen alle im klinisch tolerierbaren Bereich [15, 118-120].

Moldovan et al. untersuchten im Jahr 2006 mittels der 3D-Replikatechnik die innere Passgenauigkeit von Einzelzahngerüsten des Cercon®- und des Cerec® InLab- Systems. Bei der Verwendung mattierter Modelle ergaben sich Mittelwerte von $114 \mu\text{m} \pm 37\mu\text{m}$ für das Cercon®- und $84 \pm 21\mu\text{m}$ für das Cerec®-System [172].

Tabelle 3.1: Tabellarische Darstellung vorangegangener Passgenauigkeitsuntersuchungen des Cercon®- Systems

	Restaurations- art	Untersu- chungs- methode	margin- aler Rand- spalt [µm]	innere Passgenauig- keit [µm]
Kohorst et. al 2009 [22]	Brücken (4-gliedrig)	Replikatechnik	130,7	93
Bindl et al 2007 [168]	Brücken (3-gliedrig)	Schnittproben	120	126
Marti- nez-Rus et al. 2011 [170]	Kronengerüste	Auflichtmetho- de	13,15 (nicht ze- mentiert)	-
Baig et al. 2010 [171]	Kronen	Auflichtmetho- de	66,4	
Mol- dovan 2006 [172]	Kronengerüste	3D- Replikatechnik	-	114

4 METHODE UND MATERIAL

4.1 Studiendesign

Im Rahmen dieser Studie soll die marginale und innere Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Zirkoniumdioxidkronen anhand einer klinischen Versuchssituation untersucht werden. Ziel ist es hierbei festzustellen, ob trotz individueller Arbeitsweisen der einzelnen Dentallabors und der Verwendung nicht idealisierter Probestümpfe die definierten Grenzwerte passgenauer Restaurationen eingehalten werden können.

Dazu werden von zwei Dentallabors jeweils zehn ZrO_2 -Käppchen auf den Meistermodellstümpfe echter Patientenfälle hergestellt. Labor A bezieht seine prothetischen Arbeiten von unterschiedlichen Praxen, während Labor B mit einer Zahnarztpraxis zusammenarbeitet, zu der ein enges Feedback besteht. So hat der Zahntechniker die Möglichkeit über eine Checkliste die Qualität der Abdrücke und der Präparation zu beurteilen. Gleichzeitig bewertet der Zahnarzt die angefertigte Arbeit in Ästhetik, Funktion und Randschluss. Beide Dentallabore besitzen langjährige Erfahrung mit dem Cercon®-CAD/CAM-System. Als Referenz werden in der Anwendungstechnik DeguDent ZrO_2 -Käppchen auf Meistermodellen hergestellt, die durch Zufall aus beiden Labors ausgewählt wurden.

Folgende Herstellungsschritte werden von den Zahntechnikern individuell durchgeführt:

- Modellherstellung (in Labor A und B)
- Vorbereitung des Meistermodell-Stumpfs zum Scannen
- Digitale Konstruktion des Käppchens
- Aufpassen der gefertigten Arbeit

Die Modellherstellung erfolgt in den Dentallabors A und B, indem die vom Zahnarzt gelieferten Abdrücke mit Gips ausgegossen werden. Die daraus entstehenden Meistermodelle können durch das Auftragen von Scanspray oder Wachsspacern zum Digitalisieren vorbereitet werden.

Nach der CAD- Konstruktion werden die Daten via Internet zum Fräsen und Sintern der Käppchen dem zentralen Fertigungszentrum Compartis® zugesandt. Im Anschluss werden diese durch den Zahntechniker auf die Modellstümpfe aufgepasst. Danach erfolgt eine erste optische Beurteilung der beschliffenen Käppchen mithilfe eines Stereomikroskops, bei der eventuelle Bearbeitungsfehler fotografisch festgehalten werden. Da die innere und marginale Passgenauigkeit beurteilt werden sollen, müssen die Käppchen auf die Modellstümpfe mit einem universellen Befestigungskomposit geklebt und in Methylmethacrylatmasse eingebettet werden.

Nach der Herstellung der Schliffe in oro-vestibulärer Richtung werden signifikante Messpunkte des inneren und marginalen Spalts definiert und mithilfe eines Lichtmikroskops vermessen. Anschließend werden die Messdaten statistisch ausgewertet.

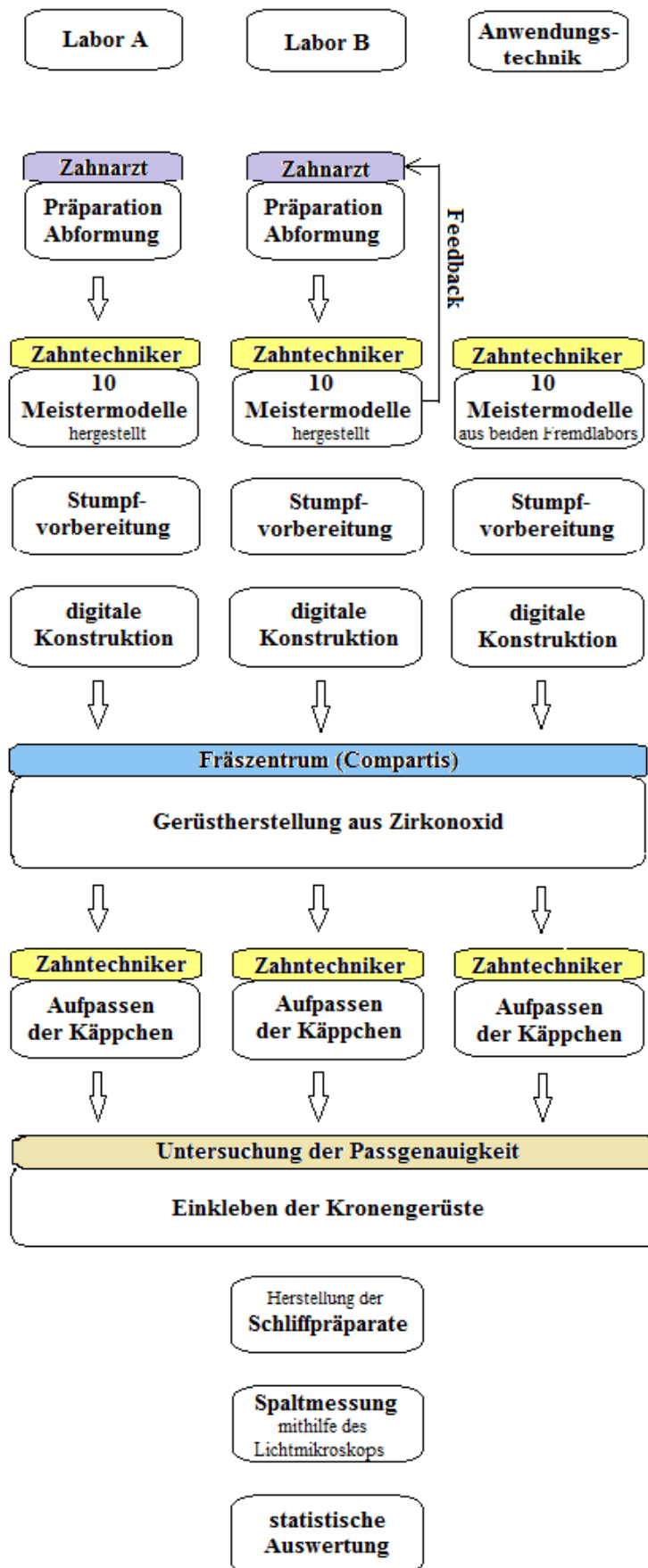


Abbildung 4.1:
Schematische Darstellung
des Versuchsablaufs

4.2 Herstellung der Kronengerüste

4.2.1 Modellherstellung

Beide Dentallabors nutzen zur Modellherstellung Abdrücke von Patientenfällen. Bei Labor B sind dies ausschließlich Fälle aus der kooperierenden Zahnarztpraxis. Zur Meistermodellherstellung nutzt Labor A einen goldbraunen und Labor B einen hellen Superhartgips der Klasse 4, die beide für die Scanner in Cercon® brain und Cercon® eye geeignet sind. Die Anwendungstechnik arbeitet mit Modellen beider Labore, die per Zufall ausgewählt werden. Dabei kommen ausschließlich Stümpfe von Seitenzähnen zur Verwendung, deren Qualität als einwandfrei bewertet wird.

4.2.2 Stumpfzubereitung

Der Zahntechniker des Labors A trägt vor dem Scannen einen dünnen Spacer aus scanfähigem Wachs auf die Okklusalfäche des Stumpfes auf. Falls untersichgehende Bereiche vorhanden sind, werden diese ebenfalls mit Wachs ausgeblockt. Danach wird der Stumpf mit einem geeigneten Scanspray besprüht. Labor B benutzt kein Scanspray. Es werden lediglich scharfe Kanten mit Wachs ausgeblockt. Die Zahntechnikerin der Anwendungstechnik bereitet die Stümpfe gemäß den Herstellerempfehlungen vor. Zum Ausblocken scharfer Kanten wird ein scanfähiges Wachs verwendet (Cercon® eye Ausblockwachs, DeguDent, Hanau). Die Stumpfoberfläche wird unbehandelt belassen.

4.2.3 Scanvorgang

Das Scannen von Einzelkappen erfolgt, falls Nachbarzähne und Gegenbiss miterfasst werden sollen, mithilfe des Modelltisches. Auf diesem wird zunächst das Modell fixiert und die Einschubrichtung festgelegt. Die Höhe des Modells kann mit Hilfe einer Scanschablone überprüft werden. Danach wird die Software Cercon® art 3.0 gestartet. Hier werden Informationen zur Art der Restauration (CAD- Kappe), das Material (ZrO_2) und die zu versorgenden Zähne eingegeben. Es werden alle Anteile außer dem zu scannenden Zahn aus dem Meistermodell entfernt. Nun wird der Modellhalter mit Hilfe des Videobildes in dem Scanner positioniert.

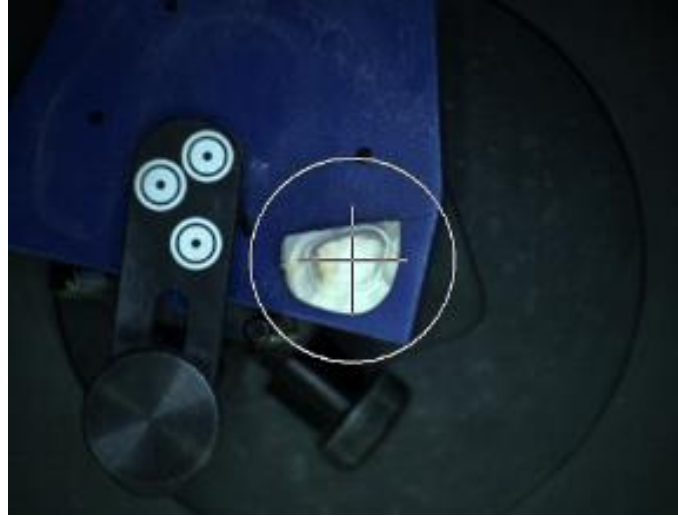


Abbildung 4.2: Videobild des zu scannenden Zahns. Dabei sollte das Fadenkreuz in der Mitte der Okklusalfäche liegen und alle drei Referenzmarken zu sehen sein.

Durch das Schließen der Haube startet der Scanvorgang automatisch. Dabei werden pro Einheit ca. 60 Sekunden benötigt. Nach Abschluss des Scannens werden die gewonnenen Daten in Form einer Punktwolke dargestellt. Die Punkte sollen dabei eine möglichst gleichmäßige Dichte aufweisen. Im Anschluss kann das Computer- Aided -Design des Kronengerüsts beginnen [173].

4.2.4 Digitale Konstruktion des Kappchens

Nach dem Scannen des Modellstumpfes erfolgt die digitale Konstruktion (CAD-Modul) des Kronengerüsts. Dabei kann der Zahntechniker die Werte der Wandstärke, des Zementspalts und der Spacerfläche individuell einstellen (siehe Abbildung 4.3). Die Wandstärke variiert dabei zwischen 0,4 mm und 1,0 mm. Der Zementspalt kann in einem Bereich von 10 bis 60 μm eingestellt werden. Dabei empfiehlt der Hersteller für kurze bzw. stark konische Stümpfe einen geringen und für lange oder annähernd parallele Kronen einen höheren Zementspaltwert [173]. Die Spacerfläche bestimmt die Ausdehnung des Zements und somit den spaltfreien zervikalen Bereich. Der Wert ist einstellbar zwischen 70 und 100%. Dabei entspricht 100% einer durchgehenden Spacerfläche [173].

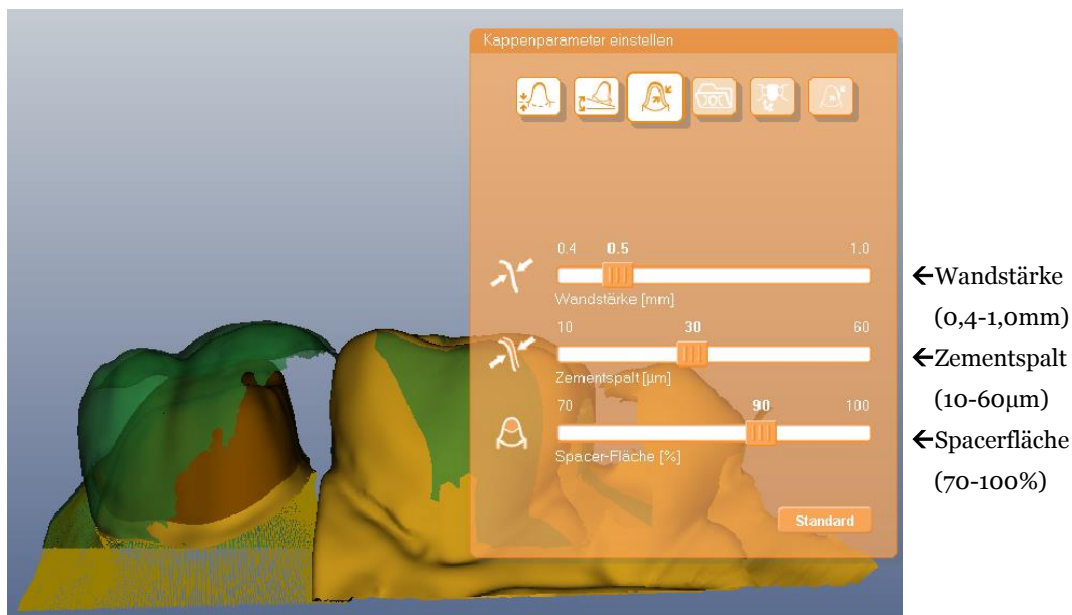


Abbildung 4.3: Digitale Konstruktion eines Kronengerüsts an Zahn 27. Die Spacerfläche (braun) wurde auf 90% eingestellt. Die Wandstärke wurde auf 0,5 mm und der Zementspalt auf 30 μm festgelegt.

4.2.5 Fräsen der Kronengerüste

Jedes Labor lässt die von ihm konstruierten Kappchen in der DeguDent- Netzwerkfertigung Compartis® (DeguDent GmbH, Hanau) herstellen. Dazu werden die Daten der konstruierten Kappchen per Internet an Compartis® gesendet, wo alle eingehenden Aufträge in einem Meldungs-Server gespeichert werden. Dieser vermerkt den aktuellen Status der Arbeit, der von jedem registrierten Dentallabor über das sogenannte „Online- Tracking“ abgefragt werden kann. Die Software leitet die Aufträge an die CNC- Fräsmaschinen weiter. Diese werden speziell an die hohen Anforderungen der industriellen Fertigung angepasst. Sie können innerhalb kurzer Zeit ein hohes Auftragsvolumen bewältigen und haben mit einer Fräsgenauigkeit von 2 µm eine hohe Präzision. Bestückt werden die Fräsmaschinen mit vorgesinterten Zirkoniumdioxidrohlingen, die mit einem Barcode versehen sind. Dieser liefert Informationen über die Herstellungsparameter und die Materialeigenschaften, u.a. über den Faktor der Sinterschrumpfung der Rohlinge. Nach dem Fräsen werden die Arbeiten maschinell aus dem Rohling herausgetrennt und auf einem Tray platziert. Dieses ist wiederum mit einem Barcode versehen, der die Daten aller produzierten Einheiten enthält.



Abbildung 4.4: vier Tonnen schwere Hochleistungsfräsmaschine für vorgesinterte Zirkoniumdioxidrohlinge [143]

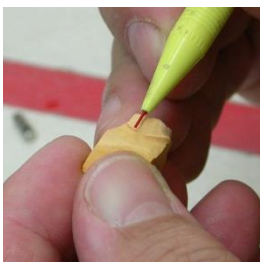


Abbildung 4.5: Tray mit den gefrästen Arbeiten [143]

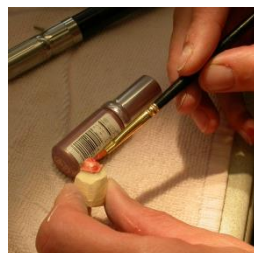
Die Arbeiten werden visuell überprüft und danach zu einem der Sinteröfen weitergeleitet. Dieser kann über einen Scanner den Barcode des Trays einlesen und somit wichtige Informationen für den Sinterprozess erhalten. Nach dem Sintern erfolgt eine weitere visuelle Kontrolle der gefertigten Arbeit. Danach wird das Tray zur Verpackungsstation weitergeleitet. Hier werden die Informationen über den Auftrag und das dazugehörige Dentallabor eingelesen und schließlich die Arbeiten durch einen Roboter verpackt und etikettiert. Von der Versandabteilung werden alle Aufträge eines Labors gesammelt und innerhalb von 72 Stunden, meist jedoch innerhalb von 48 Stunden nach Auftragseingang, an den Kunden verschickt.

4.3 Aufpassen der Kronengerüste

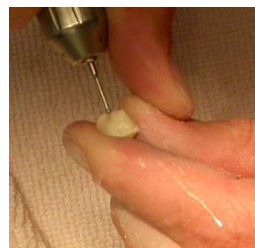
Nach dem Fräsen der Käppchen werden diese an die beiden Dentallabors und die Anwendungstechnik weitergeleitet. Hier sollen sie nach subjektiver Zufriedenstellung aufgepasst werden. Dazu wird die Präparationsgrenze mit einem roten Buntstift markiert. Danach wird der Stumpf mit handelsüblichem Lippenstift dünn bestrichen und das Kronengerüst mit leichtem Druck auf den Stumpf aufgesetzt. Nach der Abnahme des Käppchens zeichnen sich so eventuelle Störstellen im Käppcheninneren ab. Diese werden unter Wasserkühlung und leichtem Druck mit einem feinkörnigen, diamantierten Schleifkörper entfernt. Das Vorgehen wird solange wiederholt bis keine Störstellen mehr feststellbar sind und das Kronengerüst einen subjektiv optimalen Sitz aufweist. Danach wird der äußere Kronenrand leicht ausgedünnt.



1. Markieren der Präparationsgrenze



2. Auftragen des Lippenstifts



3. Ausschleifen der Störstellen



4. Ausdünnen des Kronenrandes

Abbildung 4.6 bis 4.9: Vorgehensweise beim Aufpassen der Kronengerüste

4.4 Optische Beurteilung der ZrO_2 -Käppchen

Vor dem Befestigen des Käppchens auf dem Modellstumpf wird dessen Innen- und Außenfläche mithilfe eines Stereomikroskops (Wild Herbrugg M 650, Fa. Leica, Wetzlar) auf eventuelle Bearbeitungsfehler bzw. Art und Ausmaß des Beschleifens untersucht. Diese können durch eine Digitalkamera (Nikon Coolpix, Fa. Nikon, Japan), die mit dem Mikroskop verbunden ist, fotografisch festgehalten werden.

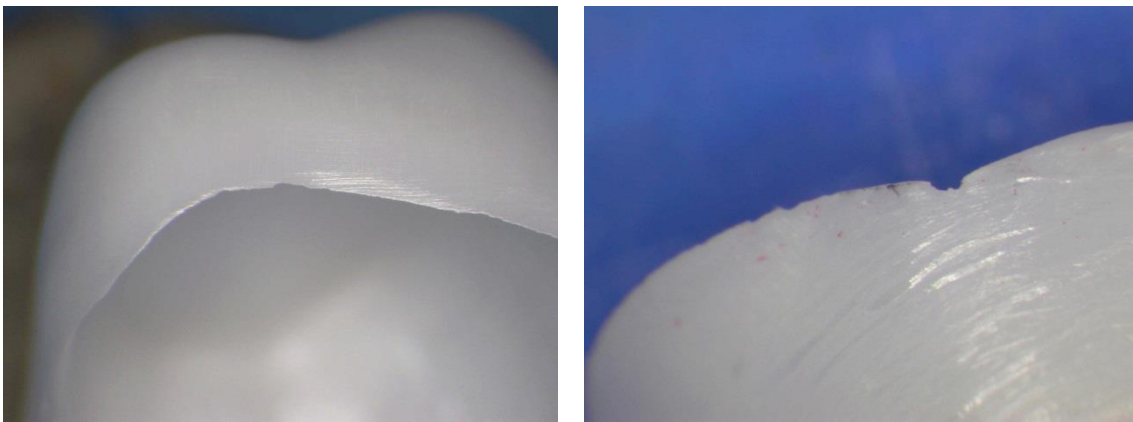


Abbildung 4.10 und 4.11 : zirkulär bearbeitetes ZrO_2 -Käppchen mit stark ausgedünntem Rand und Materialausbrüchen am Kronenrand

4.5 Adhäsive Befestigung der Kronengerüste

Vor dem adhäsiven Befestigen werden die Gerüste nach Herstellerempfehlung bei 3,5 bar mit einer Körnunggröße von 110 µm sandgestrahlt (Punktstrahlgerät P-G400, Harnisch+Rieth, Winterbach), abgedampft und mit Druckluft getrocknet. Durch die Aufrauung der Oberfläche kann in der klinischen Anwendung ein besserer Haftverbund zwischen Zahnoberfläche und Restorationsinnenfläche entstehen. Dies gilt sowohl für die adhäsive als auch für die konventionelle Befestigung.

Danach wird das universelle Befestigungskomposit PANAVIA™ F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Japan) der Gebrauchsanweisung entsprechend vorbereitet. Mithilfe einer Digitalwaage (Mettler PE1600, Mettler-Toledo GmbH, Giessen) werden je 0,2 Gramm von Paste A und Paste B abgemessen, 20 Sekunden vermischt und mit einem kleinen Spatel in das Kronengerüst gefüllt. Anschließend wird das befüllte Käppchen auf den Stumpf aufgesetzt und solange manuell Druck aufgebaut, bis keine Paste mehr zwischen Käppchen und Stumpf austritt. Die Verarbeitungszeit beträgt dabei drei Minuten. Die Überschüsse werden mit einem Spatel und einem Kosmetiktuch entfernt. Der Befestigungskomposit wird anschließend mit einem Polymerisationsgerät (Dentacolor XS, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim) 90 Sekunden ausgehärtet.

4.6 Herstellung der Schlicke

Zunächst wird die Schlickebene der Probe mit einem wasserfesten Stift aufgezeichnet. Diese verläuft in oro- vestibulärer Richtung durch die Höckerspitzen des Zahnes. Danach wird mit der Trennscheibe circa 5 mm unter der Präparationsgrenze ein Teil des Gipsstumpfes, inklusive Modellpins, entfernt. Nach dem Fixieren der Proben auf dem Boden einer Einbettform wird diese mit schnellhärtenden Kaltpolymerisat (Technovit 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim) aufgefüllt. Nach dessen Aushärten können die Proben entnommen und mit einem Tischschleifgerät (Knuth- Rotor- 3, Fa. Struers GmbH, Willich) mit Siliziumkarbid (SiC)- Nassschleifpapier (Fa. Struers GmbH, Willich) bis zur Schlickebene abgetragen werden. Anschließend wird der Probekörper im Ultraschallbad und mit Alkohol gereinigt und getrocknet. Jede Probe wird mit einer Kennung versehen, um sie dem entsprechenden Meistermodell und Dentallabor zuordnen zu können.



Abbildung 4.12: festgelegte Schlickebene in oro-vestibulärer Richtung



Abbildung 4.13: fixierter Probenkörper auf dem Boden der Einbettform

4.7 Lichtmikroskopische Messung

Bevor die Schliffbilder mit dem Lichtmikroskop (DM-RM, Fa. Leica, Wetzlar) um das 50-fache vergrößert werden können, müssen sie mithilfe einer speziellen Vorrichtung parallel zum Objektträger ausgerichtet werden. Auf diese Weise können Verzerrungen und dadurch entstehende Messungenauigkeiten minimiert werden.

Danach erfolgt die Übertragung der gewonnenen Bilder auf einen Computer, wo sie durch eine geeignete Software (analySIS, Olympus Soft Imaging Solutions GmbH, Münster) bearbeitet werden. Pro Schliff entstehen fünf Bilder, an denen insgesamt sieben charakteristische Messpunkte ausgewählt werden. Diese werden in vier Gruppen zusammengefasst, um die einzelnen Messwerte besser vergleichen zu können. Die Messwerte des Typs 1 beschreiben den marginalen Randspalt. Die Typ 2- Werte werden an den vertikalen Stumpfwänden, die Typ 3- Werte an den Höckerspitzen und die Typ 4- Werte in der Mitte der Okklusalfäche gemessen.

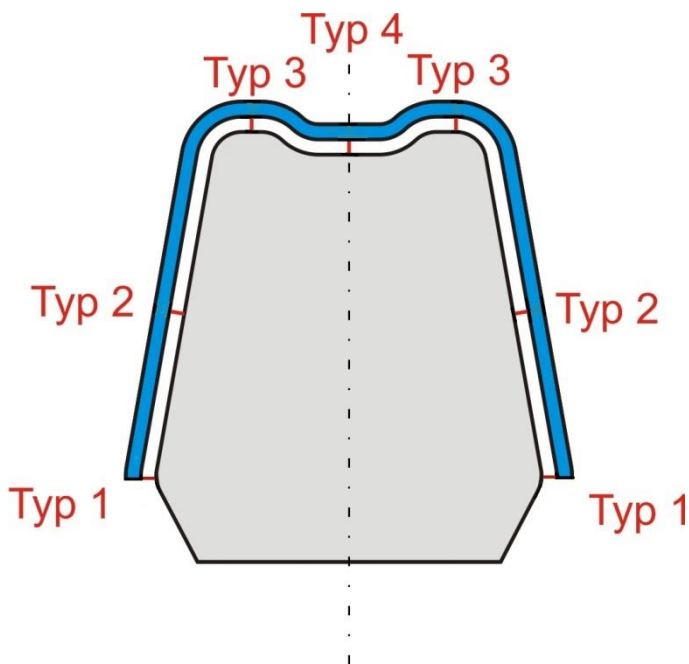


Abbildung 4.14: Schematische Darstellung der Lage der unterschiedlichen Messpunkte

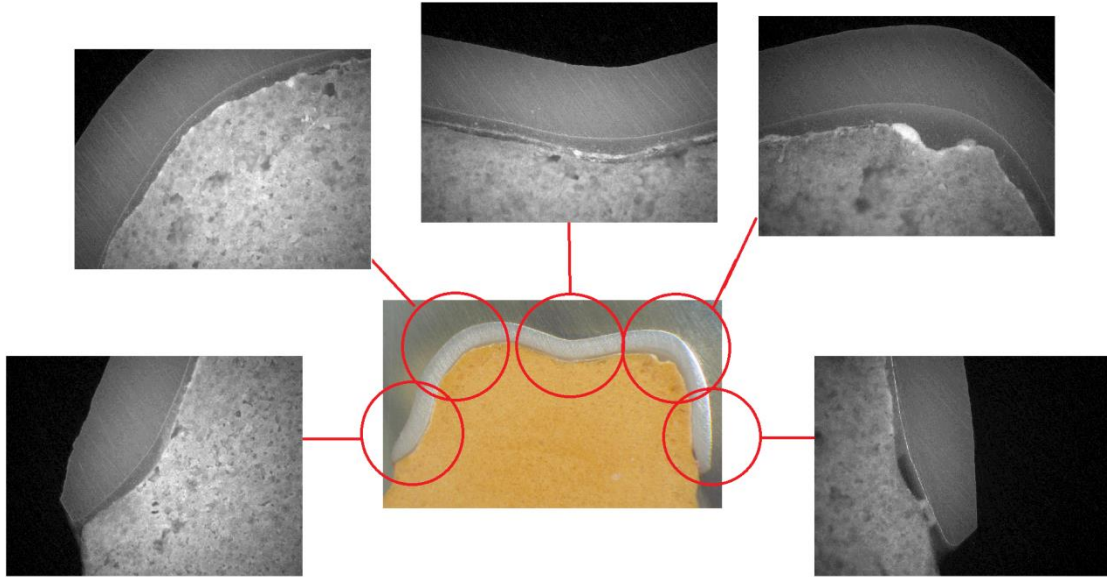


Abbildung 4.15: Schematische Darstellung der fünf Schliffbilder, die mithilfe des Lichtmikroskops aufgenommen werden (Schwarzweißbilder). In der Mitte ist der Schliff zur Übersicht durch ein Stereomikroskop fotografiert.

4.8 Definition der Messstrecken

Abgerundete Restaurationsränder, die systembedingt und aufgrund werkstoffkundlicher Einflüsse nicht zu vermeiden sind, erweisen sich bei der Messung des marginalen Randspalts als problematisch [104]. Die gemessene Distanz muss zum Vergleich der Ergebnisse exakt definiert werden. Im Rahmen dieser Studie wird auf die Definition von Groten zurückgegriffen, der wiederum die Messstrecken von Holmes modifiziert. Groten unterscheidet bei seiner Untersuchung zwischen senkrechter, äußerer Randspalthöhe und totaler, zervikaler Diskrepanz (siehe Abb. 4.16 und 4.17) [13, 174].

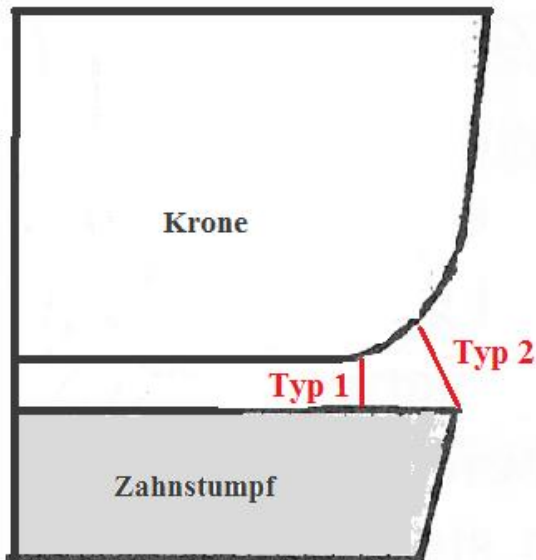


Abbildung 4.16:

Typ 1: senkrechte, äußere Randspalthöhe als geringste Entfernung des Kronenrandes zur gegenüberliegenden Oberfläche des Stumpfes (modifizierter „marginal gap“ nach Holmes et al.) [13]

Typ 2: totale, zervikale Diskrepanz als Distanz vom äußeren Kronenrand zum Kantenpunkt des Stumpfes, der am weitesten entfernt liegt (modifizierte „total marginal discrepancy“ nach Holmes et al.) [13]

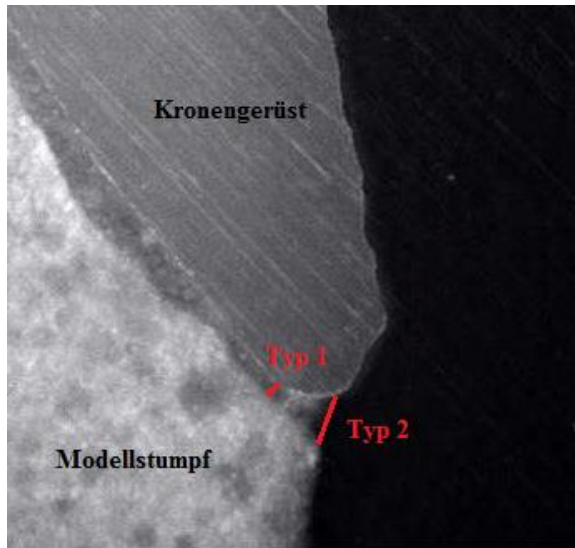


Abbildung 4.17:

Lichtmikroskopische Aufnahme in 50-facher Vergrößerung eines marginalen Randspalts. Die Messstrecke des Typ 1 stellt nach Groten die senkrechte, äußere Randspalthöhe dar, während Typ 2 der totalen, zervikalen Diskrepanz entspricht [174].

Bei der totalen zervikalen Diskrepanz (modifizierte „absolute marginal discrepancy“ nach Holmes [13]) treten erhebliche Schwankungen der Messergebnisse auf. Sie eignet sich daher nicht als verlässliche Messgröße [174]. Es wird deshalb im Rahmen dieser Studie der marginale Randspalt als die senkrechte, äußere Spalthöhe nach Groten vermessen. Diese entspricht in modifizierter Weise dem durch Holmes et al. definierten „marginal gap“ [13]. Sie ist mit einer Präzision von ca. $\pm 10 \mu\text{m}$ eine reliable und objektive Messgröße [174].

Die Messstrecken der inneren Passgenauigkeit verlaufen von der Innenfläche des Kronengerüsts senkrecht zur Stumpfoberfläche. Sie entsprechen damit der Definition des „internal gaps“ nach Holmes (siehe Abb. 4.18) [13].

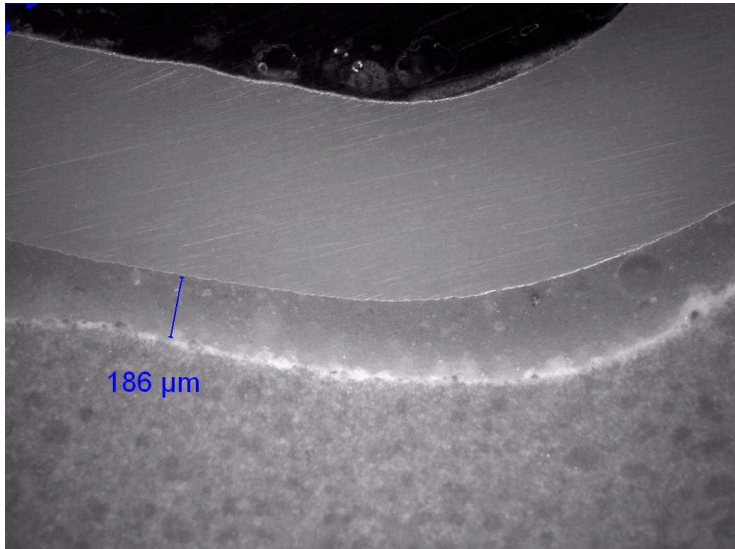


Abbildung 4.18: Die Messstrecke der inneren Passgenauigkeit verläuft senkrecht von der Innenfläche des Kronengerüsts zur Stumpfoberfläche

4.9 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wird mit dem Programm IBM SPSS Statistics 18 für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA) durchgeführt. Zur Beurteilung der gewonnenen Ergebnisse (deskriptive Statistik) werden Median, Mittelwert, Standardabweichung, sowie Minimum und Maximum berechnet. Danach erfolgt der Vergleich der Ergebnisse der drei Labore durch eine Oneway ANOVA (1- Weg- Varianzanalyse). Um diese durchführen zu können, muss zunächst die Voraussetzung einer Normalverteilung und einer Varianzgleichheit als erfüllt nachgewiesen werden. Zu diesem Zweck wird durch den Levene-Test die Homogenität der Varianzen überprüft. Mit Hilfe des Shapiro- Wilk- Tests kann eine Normalverteilung festgestellt werden. Anschließend wird ein Post-hoc- Test nach Bonferroni mit einem Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt. In die Auswertung gehen die Messergebnisse der Mess-typen 1, 2, 3 und 4 mit ein. Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik werden in Tabellen zusammengefasst und über Box- Plot- Diagramme graphisch dargestellt. Zur Erklärung eines Box-Plot-Diagramms dient Abbildung 4.19.

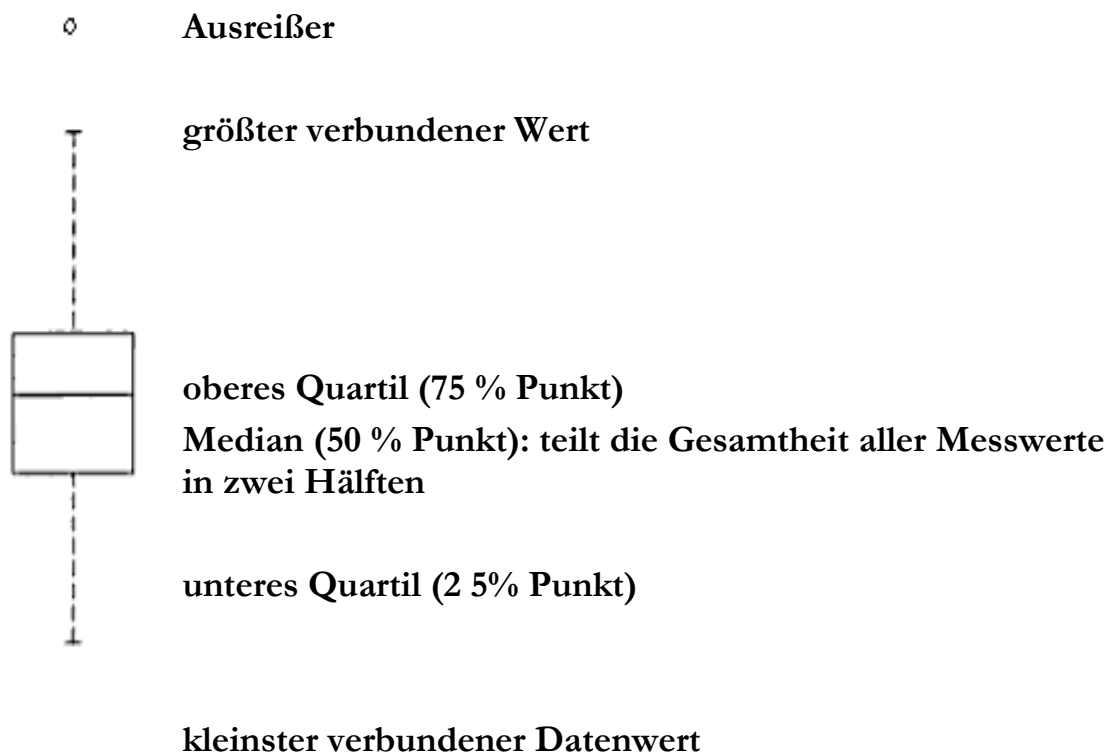


Abbildung 4.19: Erklärung des Box-Plot- Diagramms [175]

Bei dem Box-Plot- Diagramm ist die dunkle Linie in der Mitte der Boxen der Median des Gehalts. Die eine Hälfte der Messwerte besitzt einen höheren Wert als der Median, die andere Hälfte einen geringeren. Im unteren Bereich der Box wird das untere Quartil dargestellt. 25 Prozent der Fälle haben Werte unter dieser Markierung. Die obere Grenze der Box entspricht dem oberen Quartil. 25 Prozent der Fälle haben Werte darüber. Das bedeutet, dass 50 % der Messwerte innerhalb der Box liegen. Die T-Balken, die von den Boxen ausgehen, werden als Whisker bezeichnet. Ihre Länge beträgt das 1,5-Fache der Höhe der Box. Ausreißer werden als Punkte markiert. Ihre Werte liegen zwischen dem 1,5- und 3-fachen Wert des Interquartilabstands, der der Höhe der Box entspricht [176].

5 ERGEBNISSE

Es wurde die Passgenauigkeit von insgesamt 30 Kronengerüsten ausgewertet. Dabei wurden je zehn Gerüste von den Zahntechnikern der beiden Fremdlabore und der Anwendungstechnik DeguDent hergestellt. Im Schliffbild wurde jedes Gerüst durch 7 Messwerte erfasst, die wiederum in vier Messtypen unterteilt wurden.

5.1 Stereomikroskopische Untersuchung der Kronengerüste

Durch die stereomikroskopische Betrachtung der Proben konnte untersucht werden, ob und in welchem Maß die Innen- und Außenflächen der Kronengerüste beschliffen wurden.

Innenflächen

Im Gegensatz zu Dentallabor A, das nur 3 der 10 Arbeiten aufpasste, wurden von Labor B die Innenflächen aller Gerüste beschliffen. Jedoch konnte nur bei einer Arbeit von Dentallabor B ein punktuelles Beseitigen der Störstellen beobachtet werden. Die übrigen Käppchen wurden an den inneren Axialwänden zirkulär bis zur Okklusalfäche bearbeitet. Die Zahntechnikerin der Anwendungstechnik entfernte selektiv die Störstellen aller Kronengerüste. In allen drei Einrichtungen wurden zum Beschleifen des Zirkoniumdioxids wassergekühlte Diamantinstrumente verwendet. Eine graphische Darstellung der Innenflächenbearbeitung von Dentallabor A und B erfolgt in Abbildung 5.1.

Außenflächen

Dentallabor A bearbeitete die äußeren Kronenränder aller Gerüste, während Dentallabor B bei zwei von zehn Arbeiten darauf verzichtete (siehe Abbildung 5.1). Auffällig bei der Betrachtung der Außenflächen, der von Dentallabor B beschliffenen Gerüste, war ihre glänzende Oberfläche. Im Gegensatz zu Gerüsten, die mit diamantierten Instrumenten bearbeitet werden, fehlten hier die typischen Schleifrippen fast vollständig. Stattdessen war eine glatte, glänzende Oberfläche erkennbar (siehe Abbildung 5.2).

5 Ergebnisse

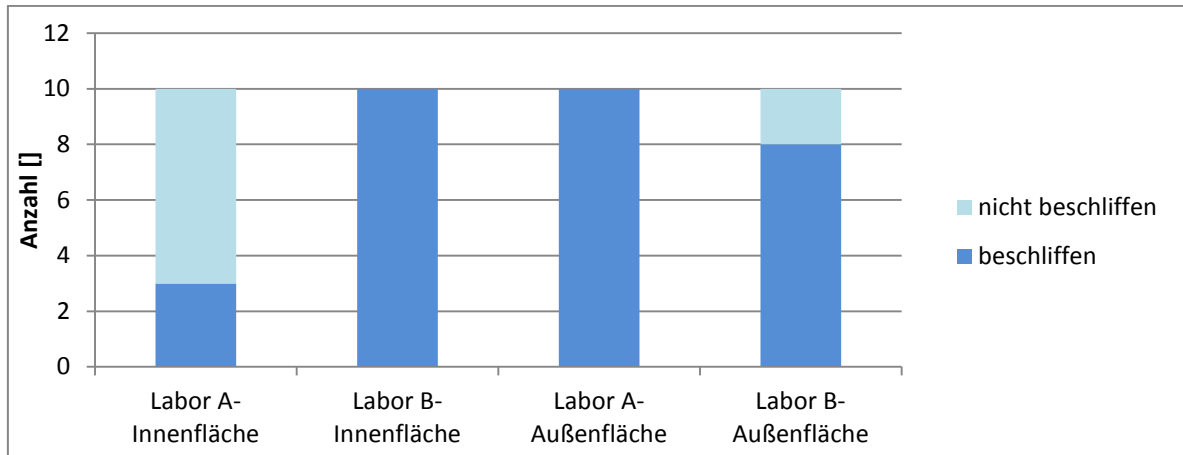


Abbildung 5.1: Anzahl der von Dentallabor A und B beschliffenen Gerüstinnen- und Gerüstaußenflächen

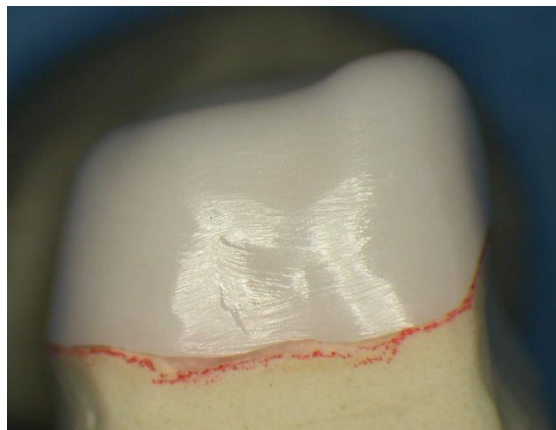


Abbildung 5.2: Glänzende Oberfläche eines durch Dentallabor B bearbeiteten Kronengerüsts

Ausgedünnte Kronenränder

Durch das Beschleifen der Innen- und Außenflächen im Bereich des Kronenrandes kann ein zu starkes Ausdünnen des Materials zu Materialausbrüchen führen. Diese konnten bei 3 von 10 in Labor A- gefertigten und bei 6 von 10 in Labor B- hergestellten Arbeiten beobachtet werden. Die Proben der Anwendungstechnik zeigten keine Materialschäden.

5.2 Ergebnisse der Messwerte des Typs 1

Tabelle 5.1 : Deskriptive Statistik der Messdaten des Typs 1 (Angaben in μm)

	arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Median
Labor A	60,35	25,16	20	97	60,50
Labor B	66,45	32,79	13	131	65,00
DeguDent	41,70	17,87	23	82	40,25

Die Messwerte des Typs 1 beschreiben den marginalen Randspalt der Kronengerüste. Dabei zeigt die Anwendungstechnik den geringsten Mittelwert (41,70 μm) und auch die geringste Standardabweichung (17,87 μm). Der kleinste gemessene Randspalt liegt dabei bei 20 μm der größte bei 97 μm . Dagegen besitzt Labor A einen Mittelwert von 60,35 μm mit einer Standardabweichung von 25,16 μm . Labor B hat mit einem Mittelwert von 66,45 μm und einer Standardabweichung von 32,79 μm die höchsten Werte.

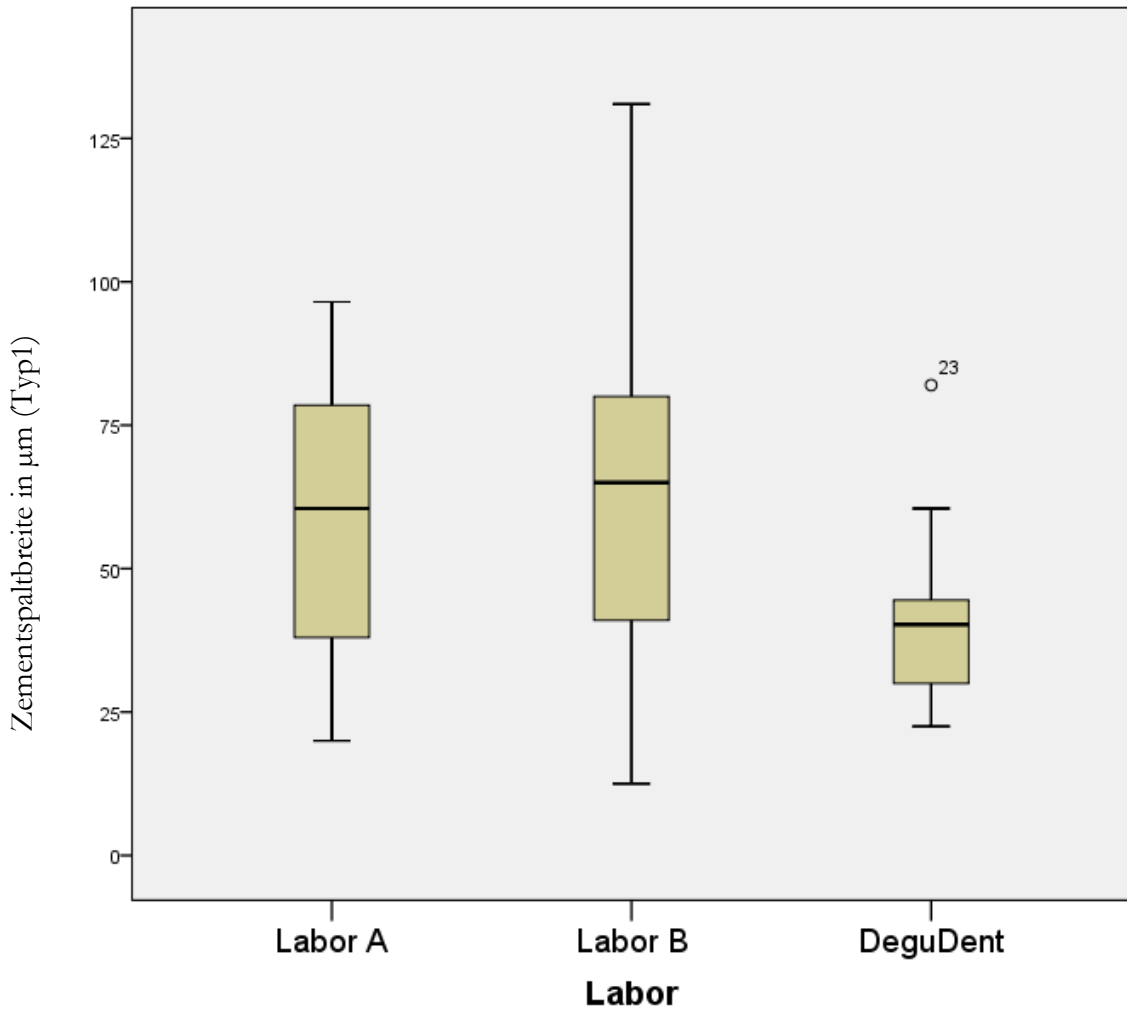


Abbildung 5.3: Das Box-Plot- Diagramm der Messwerte des Typs 1 in μm zeigt den niedrigsten Median ($40,45 \mu\text{m}$) bei Arbeiten der Anwendungstechnik DeguDent mit der gleichzeitig geringsten Streuung der Werte. Den sowohl größten Median ($65,00 \mu\text{m}$) als auch die höchste Streuung besitzt Labor B.

5.3 Ergebnisse der Messwerte des Typs 2

Tabelle 5.2: Deskriptive Statistik der Messdaten des Typs 2 (Angaben in μm)

	arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Median
Labor A	44,10	18,05	13	64	50,00
Labor B	44,90	14,72	25	75	42,25
DeguDent	58,70	15,39	34	85	58,00

Die Messwerte des Typs 2 sind ein Maß für die innere Passung am oralen bzw. vestibulären Schenkel. Hier besitzt die Anwendungstechnik den höchsten Wert ($58,70 \mu\text{m} \pm 15,39 \mu\text{m}$). Für Labor A ergibt sich der geringste Mittelwert von $44,10 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $18,05 \mu\text{m}$. Der Mittelwert von Labor B liegt bei $44,90 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $14,72 \mu\text{m}$.

5 Ergebnisse

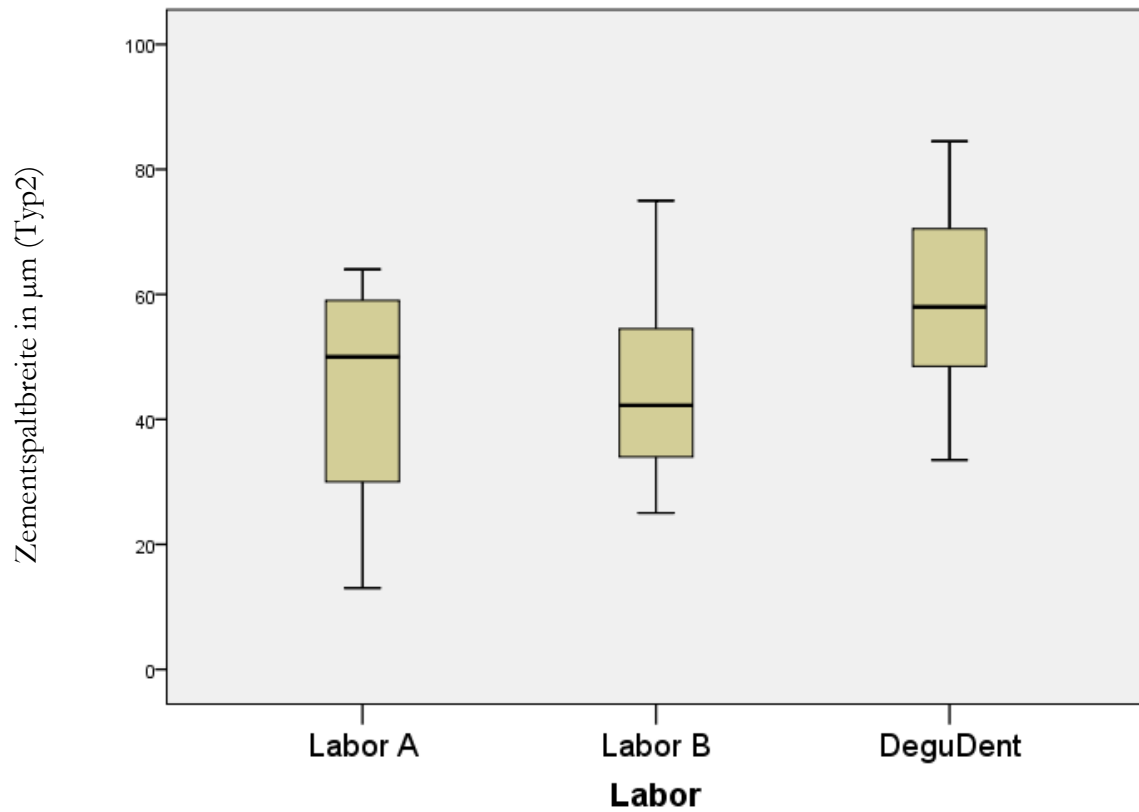


Abbildung 5.4: Die Box-Plot-Darstellung der Messwerte des Typs 2 in μm zeigt mit 50,00 μm und 42,25 μm die geringsten Medianwerte bei Labor A und B. Der Medianwert der Anwendungstechnik liegt 58,00 μm knapp darüber.

5.4 Ergebnisse der Messwerte des Typs 3

Tabelle 5.3: Deskriptive Statistik der Messdaten des Typs 3 (Angaben in μm)

	arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Median
Labor A	84,85	34,30	38	158	79,75
Labor B	64,55	26,36	43	125	53,75
DeguDent	66,55	30,20	24	110	73,75

Die im Bereich der oralen bzw. vestibulären Höcker ermittelten Werte, werden in der Messgruppe Typ 3 zusammengefasst. Dabei zeigt Labor A den größten Mittelwert mit $84,85 \mu\text{m}$ und der höchsten Standardabweichung von $34,30 \mu\text{m}$. Für die Anwendungstechnik ergeben sich ein Mittelwert von $66,55 \mu\text{m}$ und eine Standardabweichung von $30,20 \mu\text{m}$. Die besten Ergebnisse erzielt Labor B mit einem Mittelwert von $64,55 \mu\text{m}$ und einer Standardabweichung von $26,36 \mu\text{m}$.

5 Ergebnisse

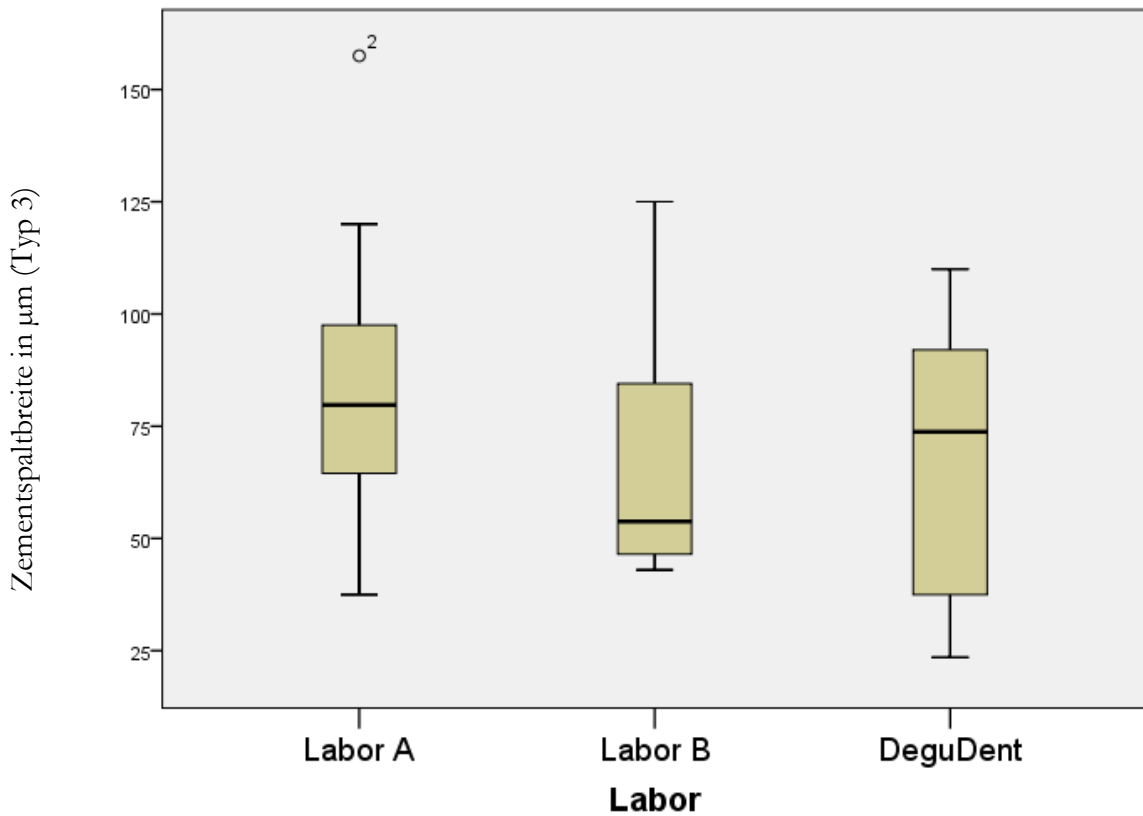


Abbildung 5.5: Das Box-Plot- Diagramm der Messwerte des Typs 3 in µm zeigt für Labor B den kleinsten Medianwert (53,75 µm). Den größten Median besitzt Labor A mit 79,75 µm. Dazwischen liegt das Ergebnis der Anwendungstechnik (73,75 µm). Bei Labor A ist ein Ausreißer zu erkennen.

5.5 Ergebnisse der Messwerte des Typs 4

Tabelle 5.4: Deskriptive Statistik der Messdaten des Typs 4 (Angaben in μm)

	arithmetischer Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Median
Labor A	128,00	52,18	80	239	115,50
Labor B	52,60	19,59	20	78	54,50
DeguDent	76,30	45,58	9	166	65,50

Die Messwerte der Okklusalfäche werden als Typ 4- Messwerte bezeichnet. Hier besitzt Labor B den geringsten Wert (52,60 μm) mit der geringsten Standardabweichung (19,59 μm). Für Labor A ergeben sich ein Mittelwert von 128,00 μm und eine Standardabweichung von 52,18 μm . Der Mittelwert der Anwendungstechnik (76,30 μm) liegt zwischen den Werten der beiden Fremdlabors. Hier beträgt die Standardabweichung 45,58 μm .

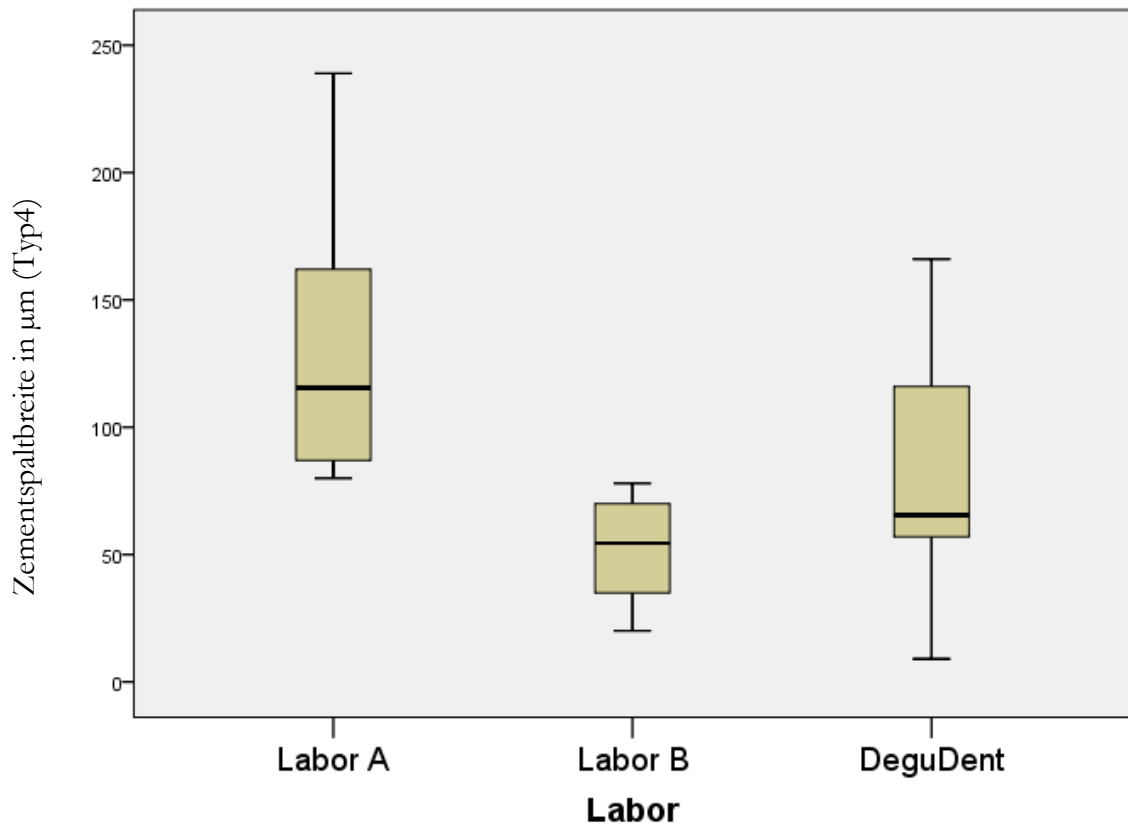


Abbildung 5.6: Das Box-Plot- Diagramm der Messwerte des Typs 4 in μm zeigt, dass Labor B den geringsten Medianwert ($54,50 \mu\text{m}$) und zugleich die kleinste Streuung vorweist. Labor A dagegen besitzt die größten Werte bezüglich des Medians ($115,50 \mu\text{m}$) als auch der Streuung. Die Anwendungstechnik liegt mit ihrem Medianwert ($65,50 \mu\text{m}$) zwischen denen der beiden anderen Labors.

5.6 Statistische Signifikanz

Die statistische Signifikanz zwischen den Labors wird durch eine Oneway ANOVA nachgewiesen. Danach erfolgt ein Mehrfachvergleich durch einen Post-hoc Test nach Bonferoni. Die dabei gewonnenen Werte werden in der folgenden Tabelle zusammengefasst. Dabei werden Ergebnisse, die sich als statistisch signifikant erweisen, mit einem **+** gekennzeichnet. Nicht statistisch signifikante Werte werden mit einem **-** versehen.

Tabelle 5.5: Die Messwerte des Typs 1,2, und 3 der drei unterschiedlichen Labors erweisen sich als nicht statistisch signifikant. Dagegen sind die Werte des Messtyps 4 zwischen Labor A und der Anwendungstechnik signifikant.

		DeguDent
Typ1	Labor A	-
	Labor B	-
Typ2	Labor A	-
	Labor B	-
Typ 3	Labor A	-
	Labor B	-
Typ 4	Labor A	+
	Labor B	-

6 DISKUSSION

6.1 In-vivo- und in-vitro- Untersuchungen

Die Passgenauigkeit von festsitzenden Restaurationen kann klinisch direkt am Patienten oder durch einen experimentellen Versuchsaufbau im Labor untersucht werden.

Zu den klinischen Untersuchungsmethoden zählt die optische, taktile und röntgenologische Analyse des marginalen Randspalts, der im Patientenmund eingesetzten Restauration. Darüber hinaus kann mit der Replikatechnik die innere Passgenauigkeit metrisch erfasst werden. Jedoch sind diese Methoden aufgrund unterschiedlicher Aspekte, wie Reproduzierbarkeit, hohe Messgrenzen und eingeschränkte Zugänglichkeit, nur bedingt einsatzfähig [18, 21, 106, 117, 160, 161].

Es kommen deshalb in-vitro- Untersuchungen zum Einsatz. Durch deren standardisierten Versuchsaufbau können die ermittelten Daten untereinander besser verglichen und Parameter, die die Passgenauigkeit beeinflussen, herausgearbeitet werden [177, 178]. Außerdem lassen sich Ergebnisse quantitativ und qualitativ einfacher erheben und auswerten [18]. Der Versuchsaufbau sollte möglichst kliniknah gestaltet werden, um die gewonnenen Erkenntnisse auf die Praxis übertragen zu können. Sie sollten jedoch stets kritisch gewertet werden, da nur eine Annäherung an die klinische Situation erreicht werden kann [18, 177, 178].

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Passgenauigkeit der Kronengerüste anhand von in-vitro-Untersuchungen ermittelt.

6.2 Patientenfälle als Grundlage der Modellherstellung

Zur in-vitro- Untersuchungen der Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz werden häufig Stümpfe verwendet, die nach definierten Richtlinien präpariert werden. Jedoch kommen in der klinischen Situation nur bedingt Präparationen mit einem idealisiertem Substanzabtrag, Präparationswinkel bzw. einer idealisierten Präparationsform vor [4, 22, 80, 171, 178].

Es kann deshalb auf die Untersuchung von Meistermodellen realer Patientenfälle zurückgegriffen werden, die die klinische Situation besser wiedergeben können. Da auf die Duplizierung der Modelle aufgrund von Dimensionsungenauigkeiten verzichtet wurde, liegen innerhalb einer Versuchsgruppe unterschiedliche Stumpfgeometrien vor, die bei einer zu geringen Probenzahl zu einem ungleich verteilten Anforderungsprofil führen [104]. Es wurde deshalb bei dieser Studie die statistisch definierte Mindestanzahl von zehn Proben pro Versuchsgruppe eingehalten.

Da die Stumpfgeometrien nicht nur von der Präparation, sondern auch von der unterschiedlichen Zahnmorphologie von Front- oder Seitenzähnen abhängig ist, wurden im Rahmen dieser Studie nur Seitenzähne vermessen. Darüber hinaus wurden uneingeschränkt Einzelzahngerüste gefertigt, da in vorangegangenen Studien nachgewiesen werden konnte, dass Kronen und Brücken unterschiedliche Passgenauigkeitswerte liefern [119, 171, 177, 179].

Potentielle Fehlerquellen, die bei der Abformung entstehen können, entfallen bei einem Versuchsaufbau, bei dem die Passgenauigkeit der hergestellten Gerüste direkt auf den Meistermodellen vermessen wird. Dazu zählen die Abbindeschrumpfung des Abformmaterials, die Abformtechnik und das Volumenverhalten des Modellmaterials [180]. Die vorliegenden Passgenauigkeitswerte können dadurch im Vergleich zur klinischen Situation, bei der die fertiggestellten Kronen im Patientenmund eingesetzt werden, besser ausfallen. So konnte in einer Studie ein Passungsunterschied von ca. 20 μm zwischen Meistermodell und Patientenstumpf bei Inceram® -Brücken ermittelt werden [181].

6.3 Digitalisierung und Fertigung der Kronengerüste

Zur Stumpfzubereitung sollen nach Herstellerangaben untersichgehende Bereiche ausgeblockt und wahlweise Scanspray dünn auf den Gips aufgetragen werden. Dabei können zu dick bzw. zu großflächig aufgetragene Materialien zu einer Vergrößerung des marginalen bzw. inneren Spalts führen.

Bei der Digitalisierung mit dem Scanner Cercon® eye muss dessen Messgenauigkeit, die unter 20 μm liegt, in die Bewertung der erreichbaren Passgenauigkeit miteinbezogen werden [142, 182]. Zur Konstruktion der Einzelzahngerüste sollten die Parameter Zementspaltdicke und Spacerfläche entsprechend der Konizität des Modellstumpfes ausgewählt

werden. Zwar kann durch höhere Werte die Aufpasszeit verringert werden, jedoch führt dies möglicherweise zu passungenauneren Arbeiten.

Da das Fräsen und Sintern der Arbeiten zentral erfolgt, können Einflüsse auf die Passgenauigkeit innerhalb dieser Prozessschritte minimiert werden. Jedes gefertigte Kappchen wurde vom jeweiligen Zahntechniker bis zur subjektiven Zufriedenstellung aufgepasst. Durch punktuelles Abtragen von Störstellen kann die Passgenauigkeit verbessert werden [122]. Da im Rahmen dieser Studie auf eine Verblendung der Gerüste verzichtet wurde, können Veränderungen des Randschlusses, die durch thermische und mechanische Belastungen entstehen, ausgeschlossen werden [22].

6.4 Stereomikroskopische Beurteilung der aufgepassten Kronengerüste

Die in Dentallabor A gefertigten Arbeiten wurden größtenteils nicht aufgepasst. Es konnte jedoch in vorangegangenen Studien [122, 135] festgestellt werden, dass durch punktuelles Entfernen von Störstellen eine höhere Passgenauigkeit erreicht werden kann. Ein flächiges Beschleifen der Innenfläche, welches von Dentallabor B durchgeführt wird, kann dagegen zu einem erhöhten Substanzverlust des Gerüstmaterials und damit zu einem vergrößerten inneren und marginalen Spalt führen.

Durch eine zu intensive Nachbearbeitung der Kronengerüste der Dentallabore A und B entstehen dünne Restaurationsränder mit Materialausbrüchen. Diese Defekte können Ausgangspunkte für ein Risswachstum sein und gefährden somit den Langzeiterfolg der Restauration. Es muss deshalb auf eine schonende Bearbeitung geachtet werden, bei der die Mindestwandstärke von 0,4 mm nicht unterschritten wird [41, 183].

Durch die Befragung eines Zahntechnikers des Dentallabors B konnten die glänzenden Außenflächen der Kronengerüste erklärt werden. Diese werden nach der Bearbeitung mit diamantierten Instrumenten nochmals mit einem Keramikpolierer ohne Wasserkühlung bearbeitet. Es konnte jedoch in Studien nachgewiesen werden, dass Zirkoniumdioxid aufgrund seiner mangelnden Wärmeleitfähigkeit bei einer trockenen Bearbeitung bis zur Rotglut punktuell erhitzt werden kann und somit die Gefahr einer lokalen, thermischen Spannung bis hin zur Rissinduktion entsteht [140, 184].

6.5 Befestigung der Kronengerüste

Vor dem Befestigen der Kronengerüste auf dem Stumpf erfolgt das Sandstrahlen der Gerüstinnenflächen. Dieser Arbeitsschritt wird besonders für Zirkoniumdioxidrestorationen unterschiedlich bewertet. Während bei manchen Untersuchungen dadurch eine Verbesserung des Haftverbunds nachweisen werden konnte [185-191], stellten andere Autoren eine Schädigung des Gerüstmaterials und eine herabgesetzte Frakturfestigkeit fest [64, 139, 192]. Da im Rahmen dieser Arbeit alle Prozessschritte exakt nach Herstellerempfehlung [183] durchgeführt werden, wird auf das Sandstrahlen der Gerüste nicht verzichtet.

Durch das Verwenden eines Befestigungsmaterials wird eine weitere Variable in die metrische Erfassung der inneren und marginalen Passgenauigkeit eingeführt. Es ist deshalb wichtig, die Reproduzierbarkeit der Messung weitestgehend zu gewährleisten [104]. So wurden die Innenflächen der Kronengerüste dünn mit Komposit bestrichen. Auf diese Weise konnte die Gefahr einer Vergrößerung des Randspalts durch Überfüllung der Krone mit Befestigungsmaterial verringert werden [193]. Da nicht nur die Applikationsmethode, sondern auch die Viskosität entscheidend für einen reproduzierbaren Versuchsaufbau ist [104], wurde das Befestigungsmaterial exakt nach Herstellerangaben gelagert und angemischt. Zudem wurden nur Pasten dergleichen Charge verwendet.

Zwar wird durch das Aufsetzen der Kronengerüste auf die Stümpfe per Hand die klinische Situation simuliert, jedoch können dadurch manuelle Fehler entstehen, die die Passgenauigkeit beeinflussen. Dem hätte ein Versuchsaufbau entgegen wirken können, der durch ein maschinelles Einsetzen der Kronengerüste einen exakt definierten Anpressdruck garantiert.

6.6 Wahl der Untersuchungsmethode

Beim Festlegen der Schliffebene muss darauf geachtet werden, dass diese möglichst im größten Durchmesser und im Zentrum des Zahnes liegt. Darüber hinaus sollte sie parallel zur Zahnachse verlaufen, um einen rechtwinkligen Verlauf der Messstrecke zum Restaurationsrand sicherstellen zu können [104]. Da jedoch die Probekörper manuell in der Einbettform ausgerichtet werden, besteht die Gefahr, dass die Schliffebene verändert und damit eine Verzerrung des inneren und marginalen Spalts entsteht.

Alternativ zu Schliffpräparaten kann die Passgenauigkeit anhand der 3D- Replikatechnik vermessen werden. Diese setzt jedoch ein hohes Anwenderknowhow voraus und kann, trotz ihrer Validierung, noch optimiert werden [96].

Bei der Auflichtmethode kann, im Gegensatz zur Schliffdarstellung, der gesamte marginale Bereich metrisch erfasst werden, sie wird aber durch Überschüsse des Befestigungsmaterials im Randbereich stark eingeschränkt. Des Weiteren kann durch diese Messmethode die inneren Passgenauigkeit, die für die Retention und Festigkeit der Restauration von großer Bedeutung ist, nicht beurteilt werden [23].

Als weitere Messmethode zur Überprüfung der Passgenauigkeit steht dem Anwender die 2D- Replikatechnik zur Verfügung. Auch wenn der Prüfkörper während der Vermessung nicht zerstört wird, liegt ebenfalls nur eine geringe Anzahl an Messpunkten vor und bietet somit keinen erheblichen Vorteil gegenüber der Messmethode mit Schliffpräparaten.

Aufgrund der genannten Einschränkungen der 3D- Replikatechnik und der Auflichtmethode wurde im Rahmen dieser Studie die Passgenauigkeit an Schliffpräparaten untersucht. Problematisch wirkt sich dabei aus, dass durch das Auswerten nur einer Schliffebene Informationen verloren gehen, die die Aussagekraft der Methode begrenzen. So können pro Schliffebene lediglich zwei Messwerte als Repräsentanten für die marginale Passgenauigkeit herangezogen werden [104, 117, 194, 195]. Um dem entgegenzuwirken wurde eine statistisch definierte Anzahl an Probekörpern vermessen [104]. Im Zuge weiterreichender Studien könnte durch die Vermessung mehrerer Schliffebenen pro Stumpf noch weitere Messwerte ermittelt werden.

Alternativ zum Lichtmikroskop können die Schliffpräparate mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskop (REM) vermessen werden. Jedoch ist die Nutzung eines REMs mit höheren Kosten verbunden und erfordert zeitaufwendige Arbeitsschritte. Vorteilhaft dagegen ist das detailscharfe Bild mit hervorragender Tiefenschärfe, das durch das REM abgebildet wird. Jedoch können planpolierte Schriffe ohne Einschränkungen und mit geringerem technischen und finanziellen Aufwand mithilfe eines Lichtmikroskops erfasst werden [104].

6.7 Ergebnisse

Bei Betrachtung der gemessenen Mittelwerte des marginalen Randspalts der beiden Dental-labore und der Anwendungstechnik DeguDent kann festgestellt werden, dass alle Mittelwerte den definierten, klinisch akzeptablen Grenzwert von 50- 100 μm [15, 117-120] erreichen. Die Anwendungstechnik liegt mit einem Mittelwert von 41,70 μm sogar unter dem klinisch notwendigen Grenzwert.

Labor B hat mit einem Mittelwert von 66,45 μm den höchsten gemessenen marginalen Randspalt. Der hohe Wert kann mit dem zirkulären Beschleifen der Gerüstinnenfläche in Zusammenhang gebracht werden. Ideal wäre ein punktuelles Beseitigen von Störstellen, so dass im Kronenrandbereich keine unnötige Substanz abgetragen und damit der Randspalt nicht vergrößert wird.

Inwieweit die Passgenauigkeitswerte im Randspalt von Dentallabor A durch das Aufpassen aller Arbeiten verbessert werden könnten, kann im Rahmen dieser Studien nicht geklärt werden.

Zwischen den einzelnen Dentallabors und der Anwendungstechnik DeguDent kann im Post-hoc Test nach Bonferroni kein signifikanter Unterschied der gemessenen Mittelwerte der marginalen Passgenauigkeit festgestellt werden.

Zur Beurteilung der inneren Passgenauigkeit wurden die Spaltbreiten an den oralen bzw. vestibulären Schenkeln (Messwerte des Typs 2), an den Höckerspitzen (Messwerte des Typs 3) und auf der Okklusalfäche (Messwerte der Typs 4) gemessen.

Während die Messwerte des Typs 2 und 3 aller Untersuchungsgruppen unter einem Wert von 100 μm liegen und sich nicht signifikant unterscheiden, kann bei den Typ 4- Messwerten im Post-hoc Test nach Bonferroni ein signifikanter Unterschied zwischen Dentallabor A und der Anwendungstechnik nachgewiesen werden. Der erhöhte Wert von 128 μm von Dentallabor A kann wahrscheinlich auf das Auftragen eines okklusalen Wachsspacers zurückgeführt werden. Dies entspricht nicht den von DeguDent empfohlenen Vorbereitungsmaßnahmen, die nur ein Ausblocken unter sich gehender Bereiche befürworten. Darüber hinaus ist ein Spacer aus Wachs überflüssig, da durch das CAD-Modul die Zement-spaltdicke digital festgelegt werden kann. Er führt somit lediglich zu einer Erhöhung der Passgenauigkeitswerte im okklusalen Bereich.

Im Vergleich zu vorangegangenen Passgenauigkeitsuntersuchungen, deren Messmethoden in Kapitel 3.4 erläutert werden, liegen die im Rahmen dieser Studie ermittelten Randspaltwerte der drei Versuchsgruppen mit 41,70 μm , 60,35 μm und 66,45 μm unter den Werten von Kohorst et al. [22] und Bindl et al. [168]. Kohorst gab bei viergliedrigen Brücken einen marginalen Randspalt von 130,7 μm an, während Bindls Untersuchung von dreigliedrigen Brücken einen Randspaltwert von 120 μm lieferte. Dagegen verzeichneten Baig et al. [171] mit 66,4 μm einen mit dieser Studie vergleichbaren Wert.

Die Messwerte, die zur Beurteilung der inneren Passgenauigkeit in dieser Studie dienen, liegen zwischen 44,10 μm und 128 μm . In diesem Messbereich befinden sich auch die Untersuchungsergebnisse von Kohorst [22] mit 93 μm , Bindl [168] mit 126 μm und Moldovan [172] mit 114 μm .

Die ermittelten Passgenauigkeitswerte zeigen, dass das Cercon®- System auch im klinischen Alltag passgenaue Kronen liefern kann. So konnte im Vergleich zu vorangegangenen Studien [22, 168, 171, 172] vergleichbare oder auch passgenauere Arbeiten vermessen werden.

Innerhalb der Produktionskette können jedoch die Stumpfvorbereitung und das Aufpassen der Krone als potentielle Fehlerquellen gelten. Dabei können falsch positionierte Wachspacer, zirkuläres Beschleifen der Kroneninnenfläche und zu starkes Ausdünnen der Kronenränder zu einer verringerten Passgenauigkeit und zu Materialausbrüchen im Randbereich führen. Da diese Arbeitsschritte manuell durchgeführt werden, ist es wichtig, sowohl Zahntechniker als auch Zahnärzte über die Eigenschaften des Zirkoniumdioxids aufzuklären und in der materialgerechten Bearbeitung zu schulen.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen dieser Arbeit werden Passgenauigkeitsuntersuchungen an Zirkoniumdioxid-Einzelzahngerüsten unter Anwendung des Cercon® smart ceramics- Verfahrens der Firma DeguDent durchgeführt. Durch die Verwendung von Meistermodellen realer Patientenfälle und die Durchführung ausgewählter Arbeitsschritte in zwei Dentallabors konnte ein möglichst naher Praxisbezug erzielt werden.

Die Meistermodelle wurden in beiden Dentallabors aus scanfähigem Gips hergestellt. Als Referenzlabor arbeitete die Anwendungstechnik DeguDent mit Modellen beider Labors, die per Zufall ausgewählt wurden. So standen jeder der drei Versuchsgruppen zehn Seitenzahn- Prüfkörper zur Verfügung, die individuell weiterbearbeitet wurden. Die Stümpfe wurden zum Scannen vorbereitet und im Anschluss digitalisiert. Nach der CAD-Konstruktion, leiteten die Labors die Daten via Internet an das zentrale Fertigungszentrum Compartis ® weiter. Hier erfolgte das Fräsen und Sintern der Arbeiten, die im Anschluss von den Zahntechnikern der drei Versuchsgruppen nach subjektiver Zufriedenstellung auf die Meistermodellstümpfe ausgepasst werden konnten.

Die erste optische Beurteilung erfolgte mithilfe eines Stereomikroskops. Bei beiden Dentallabors konnte in unterschiedlichem Ausmaß Bearbeitungsfehler und dadurch bedingte Materialschäden festgestellt werden, die fotografisch festgehalten wurden.

Zur Beurteilung der marginalen und inneren Passgenauigkeit, mussten die Kronengerüste auf die Modellstümpfe mit einem universellen Befestigungskomposit befestigt und in Methylmethacrylatmasse eingebettet werden. Nach der Herstellung der Schliffe, wurden diese mithilfe eines Lichtmikroskops bei 50-facher Vergrößerung vermessen. Es wurden pro Schliff sieben signifikante Messpunkte definiert, die zu vier Messwerttypen zusammengefasst wurden. Auf diese Weise konnte die marginale Passgenauigkeit am Randspalt (Messtyp 1) und die innere Passgenauigkeit an den vertikalen Stumpfwänden (Messtyp 2), an den Höckerspitzen (Messtyp 3) und auf der Okklusalfäche (Messtyp 4) der Modellstümpfe vermessen werden.

Trotz der individuellen Arbeitstechniken der einzelnen Dentallabors und der erschwerenden Präparationsformen der Meistermodellstümpfe lagen die Mittelwerte der marginalen Passgenauigkeit aller drei Versuchsgruppen unterhalb des definierten, klinisch akzeptablen Grenzwerts von 100 μm [15, 117-120]. Dabei erreichte die Anwendungstechnik mit 41,70 $\mu\text{m} \pm 17,87 \mu\text{m}$ den geringsten Mittelwert. Es ergaben sich keine signifikant größeren Werte für Dentallabor A (60,35 $\mu\text{m} \pm 25,16 \mu\text{m}$) und Dentallabor B (66,45 $\mu\text{m} \pm 32,79 \mu\text{m}$).

Die innere Passgenauigkeit an den vertikalen Stumpfwänden war bei Dentallabor A (44,10 $\mu\text{m} \pm 18,05 \mu\text{m}$) und Dentallabor B (44,90 $\mu\text{m} \pm 14,72 \mu\text{m}$) nahezu identisch. Einen größeren Mittelwert erzielte in diesem Bereich die Anwendungstechnik mit 58,70 $\mu\text{m} \pm 15,39 \mu\text{m}$. An den Höckerspitzen konnten Dentallabor B (64,55 $\mu\text{m} \pm 26,36 \mu\text{m}$) und die Anwendungstechnik (66,55 $\mu\text{m} \pm 30,20 \mu\text{m}$) die besseren Ergebnisse erzielen als Dentallabor A (84,85 $\mu\text{m} \pm 34,30 \mu\text{m}$). Bei beiden Messtypen konnte keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden. Dagegen wurden auf der Okklusalfäche für Dentallabor A ein signifikant größerer Wert (128,00 $\mu\text{m} \pm 52,18 \mu\text{m}$) ermittelt als für Dentallabor B (52,60 $\mu\text{m} \pm 19,59 \mu\text{m}$) und die Anwendungstechnik (76,30 $\mu\text{m} \pm 45,58 \mu\text{m}$). Der Unterschied kann mit einer fehlerhaften Stumpfvorbereitung in Zusammenhang gebracht werden.

Im Rahmen dieser Studie konnte anhand eines praxisnahen Versuchsaufbau nachgewiesen werden, dass durch den Einsatz des Cercon®- Systems in Verbindung mit moderner CAD/CAM- Technologie ZrO₂- Einzelzahngerüste präzise gefertigt werden können. Im Zuge der durchgeführten Untersuchungen ermittelte Abweichungen bezüglich der marginalen und inneren Passgenauigkeit sowie auftretende Materialschädigungen können demzufolge mit hoher Wahrscheinlichkeit auf manuelle Einflussfaktoren während des Herstellungsprozesses im Labor zurück geführt werden.

8 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] DGZMK, Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?, Dtsch Zahnärztl Z, 2001; (56) 575-576
- [2] Völkl L., cercon® - Das CAM- Vollkeramiksystem von Degussa Dental, Quintessenz 2001; (52) 811-814
- [3] Langschwager A., Die zirkuläre durch Geschiebe verbundene cercon ®- Unterkieferbrücke, Quintessenz Zahntech, 2003; (29) 262-271
- [4] Moldovan O., Rudolph H., Quaas S., Bornemann G., Luthardt R.G., Interne und externe Passgenauigkeit CAM-gefertigter Zirkondioxidbrücken, Dtsch Zahnärztl Z, 2006; (61) 38-42
- [5] Kappert H.F., Krah M., Keramiken-eine Übersicht, Quintessenz Zahntechnik, 2001; (27) 668-704
- [6] VITA Zahnfabrik, VITA In-Ceram®: Das Konzept, 2009, http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/de/de_3053408.pdf (31.3.2012)
- [7] Hegenbarth E.A., Ästhetik und Zirkoniumdioxid- ein Widerspruch?, Quintessenz Zahntechn, 2005; (31) 336-354
- [8] Becker J., CAD/CAM in der Zahnmedizin- Teil2, ZWR, 1996; (4) 188-192
- [9] Kern M., Computergestützte Kronen- und Brückentechnik mit neuen Perspektiven, Quintessenz Zahntech, 2004; (30) 966-973
- [10] Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz Teil 2: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des keramischen Grundmaterials, ZWR, 2001; (110) 797-802
- [11] Schmidt A., Walter M., Böning K., CAD/CAM/CIM- Systeme in der restaurativen Zahnmedizin, Quintessenz, 1998; (49) 1111-1122
- [12] Motsch A., Zahnärztliche Werkstoffe der Zukunft, Zahnärztl Mitt, 1997; (87) 2825-2858

- [13] Holmes J.R., Bayne S.C., Holland G.A., Sulik W.D., Considerations in measurement of marginal fit, J Prosthet Dent, 1989; (62) 405-408
- [14] Abbate M.F., Tjan A.H., Fox W.M., Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems, J Prosthet Dent, 1989; (61) 527-531
- [15] Bieniek K.W., Küpper H., Zur Randspaltprobelmatik von Keramikronen, Zahnärztl Welt, 1988; (97) 1048-1051
- [16] Marx R., Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit, Dtsch Zahnärztl Z, 1993; (48) 229-233
- [17] Marxkors R., Der Randschluss von Gusskronen, Dtsch Zahnärztl Z, 1980; (35) 913-915
- [18] Geurtsen W., Der Kronen-und Füllungsrand, Dtsch Zahnärztl Z, 1990; (45) 380-386
- [19] Dreyer-Jørgensen K., Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren, Dtsch Zahnärztl Z, 1958; (7) 461-469
- [20] Kerschbaum T., Voß R., Die praktische Bewährung von Krone und Inlay, Dtsch Zahnärztl Z, 1981; (36) 243-249
- [21] Einfeldt H., Paßgenauigkeit gegossener Metallarbeiten, Dtsch Zahnärztl Z, 1969; (24) 1087-1096
- [22] Kohorst P., Brinkmann H., Dittmer M.P., Borchers L., Stiesch M., Belastbarkeit nach Alterungssimulation sowie Randschlussqualität viergliedriger Zirkoniumdioxidbrücken, Dtsch Zahnärztl Z, 2009; (64) 476-488
- [23] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM-gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 143-148
- [24] Hennicke H.W., Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe, Ber Dtsch Ker Ges, 1967; (44) 209-211
- [25] Tinschert J., Götzen N., Natt G., Oxidkeramiken, in: Tinschert J., Natt G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007; 5-46

- [26] Schüller K.H., Henniecke H.W., Zur Systematik keramischer Werkstoffe, Ceram Forum Int. , 1985; (6/7) 259
- [27] Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R., Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik, Dtsch Zahnärztl Z, 1999; (54) 545-550
- [28] Marxkors R., Meiners H., Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag, 2005; 166-181
- [29] Geis-Gerstorfer J., Vom Rohstoff zur Dentalkeramik, in: Kappert H.F.: Vollkeramik: Werkstoffkunde- Zahntechnik- klinische Erfahrung, Quintessenz Verlag, 1996; 43-54
- [30] Claus H., Die Bedeutung des Leuzits für die Dentalkeramik, Zahnärztliche Welt, 1981; (90) 44-46
- [31] Gehre G., Keramische Werkstoffe, in: Eichner K., Kappert H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd1, Hüthig Verlag, 1996; 326-372
- [32] Janda R., Silikatkeramiken- Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung: Teil1, Quintessenz Zahntech, 2007; (33) 448-456
- [33] Hahn R., Löst C., Konventionelle Dentalprozellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken, Dtsch Zahnärztl Z, 1992; (47) 659-664
- [34] Fischer J., Mikrostruktur und Verstärkungsmechanismen dentalkeramischer Werkstoffe, in: Kappert H.F.: Vollkeramik: Werkstoffkunde- Zahntechnik- klinische Erfahrung, Quintessenz Verlag, 1996; 55-68
- [35] Hohmann A., Hielscher W., Lehrbuch der Zahntechnik Bd III, Quintessenz Verlags-GmbH, 2003; 390-403
- [36] Kappert H.F., Keramik als zahnärztlicher Werkstoff, in: Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.: Curriculum Prothetik Bd 2, Quintessenz Verlag 2011; 607-639
- [37] Richter E.J., Klinische Erfahrungen mit Dicor-Glaskeramik, in: Kappert: Vollkeramik: Werkstoffkunde- Zahntechnik- klinische Erfahrung, Quintessenz Verlag, 1996; 119-132

- [38] Janda R., Vollkeramiken: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung, Quintessenz Zahntech, 2007; (33) 46-60
- [39] Herstellerinformation, Ivoclar Vivadent GmbH 2011, www.ivocalvivadent.de (3.4.2011)
- [40] Kern M., Pröbster L., Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen Dental Praxis, 2002; (19) 269-276
- [41] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM- gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 130-141
- [42] Marxkors R., Meiner H., Geis-Gerstorfer J., Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag, 2008; 173-174
- [43] Claus H., Vita Inceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen- und Brücken, Quintessenz Zahntech, 1990; (16) 35-46
- [44] Wintermantel E., Ha S.-W., Medizintechnik, Springer Verlag, 2008; 271-273
- [45] Garvie R.C., Hannink R.H., Pascone R.T., Zirconia-Ceramic Steel?, Nature, 1975; (258) 703-704
- [46] Yashima M., Hirose T., Katano S., Suzuki Y., Kakihana M., Yoshimura M., Structural changes of ZrO₂-CeO₂ solid solutions around the monoclinic-tetragonal phase boundary, Phys Rev B Condens Matter, 1995; (51) 8018-8025
- [47] Weißbach W., Werkstoffkunde-Strukturen, Eigenschaften, Prüfung, Vieweg +Teubner, 2010; 230
- [48] Verband der Keramischen Industrie e.V., Brevier TECHNISCHE KERAMIK, 2011, <http://www.keramverband.de>
- [49] Gupta T.K., Sintering of tetragonal zirconia and its characteristics, Sci Sinter, 1978; (10) 205-216
- [50] Gupta T.K., Bechthold J.H., Kuznickie R.C., Cadorff L.H., Rosing B.R., Stabilisation of tetragonal phase in polycrystalline zirconia, J Mater Sci, 1977; (12) 2421-2426

- [51] Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E., Kronen aus Hochleistungskeramik, Dtsch Zahnärztl Z, 1998; (53) 280-285
- [52] Luthardt R., Musil R., CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-Keramik, Dtsch Zahnärztl Z, 1997; (52) 380-384
- [53] Maier H.R., Leitfaden Technische Keramik, Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, 1995
- [54] Mörmann W.H., Ender A., Durm E., Michel J., Wolf D., Bindl A., Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand, Dtsch Zahnärztl Z, 2007; (62) 141-148
- [55] Schulle W., Ullrich B., Möglichkeiten der Herstellung von synthetischen keramischen Rohstoffen und ihre Anwendung in der Keramik, Silikattech, 1985; (36) 22-24
- [56] Caesar H.H., Ernst S., Grundwissen für Zahnzechniker Bd II: Nichtmetalle, Verlag Neuer Merkur GmbH, 2007; 196-214
- [57] Luthardt R., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V., Walter M., Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen, Dtsch Zahnärztl Z, 2000; (55) 785-789
- [58] Fischer H., Yildirim M., Schmitz F., Marx R., Festigkeitsminderung von Zirkonoxid-Abutments infolge der Bearbeitung?, Dtsch Zahnärztl Z, 1999; (54) 443-445
- [59] Denry I., Kelly J.R., State of the art of zirconia for dental applications, Dent Mater, 2008; (24) 299-307
- [60] Sirona, CEREC – CAD/CAM für den Zahnarzt, 2012, http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_cerec (31.3.12)
- [61] 3M ESPE, Lösungen für die digitale Zahnheilkunde: Lava™ Präzisions-Lösungen für Ihre Praxis und Ihr Labor, 2012, http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/DentalManufacturers/Products/DigitalDentistry/ (31.3.2012)
- [62] DeguDent, Cercon ® Base, 2011, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_base/DFU_base_und_Disks.pdf (12.3.2012)

- [63] KaVo, Everest® CAD/CAM-System, 2011, (4.4.12)
- [64] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM-gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 51-57
- [65] Sidler P., Strub J.R., In-Vivo- Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen, Dtsch Zahnärztl Z, 1983; (38) 564-571
- [66] Wilson A.D., Prosser H.J., Powis D.M., Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxylapatit, J dent res, 1983; (62) 590-592
- [67] Stark H., Adhäsive Befestigung von Kronen, Dtsch Zahnärztl Z, 2001; (56) 147-148
- [68] Raab D., Konventionelle Befestigung von Vollkeramikrestaurationen, 2009, <http://www.zp-aktuell.de/dynamic/praxis/festsitz-proth/story/konventionelle-befestigung-von-vollkeramikrestaurationen.html> (18.4.11)
- [69] Kern K., Befestigung von Oxidkeramiken, in: Tinschert J., Natt G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzterverlag, 2007; 59-65
- [70] Göbel R., Luthardt R., Welker D., Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan, Dtsch Zahnärztl Z, 1998; (53) 295-298
- [71] Gu X.H., Kern M., Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions, Int J Prosthodont, 2003; (16) 109-116
- [72] Eliades T., Katsavrias E., Eliades G., Moisture-insensitive adhesives: reactivity with water and bond strength to wet and saliva-contaminated enamel, Eur J Orthod, 2002; (24) 35-42
- [73] Rosentritt M., Behr M., Kolbeck C., Handel G., Marginal integrity of CAD/CAM fixed partial dentures, Eur J Dent, 2007; (1) 25-30
- [74] Yildirim M., Hanisch O., Spiekermann H., Simultaneous hard and soft tissue augmentation for implant-supported single-tooth restorations, Pract Periodontics Aesthet Dent, 1997; (9) 1023-1031; quiz 1032

- [75] Fischer H., Weinzierl P., Weber M., Marx R., Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik, Dtsch Zahnärztl Z, 1999; (54) 484-488
- [76] Spur G., Keramikbearbeitung: Schleifen, Honen, Läppen, Abtragen, Carl Hanser Verlag München, 1989;
- [77] Tio T.-H., Pendelplnschleifen nichtoxidischer Keramiken, 1990
- [78] Becker J., CAD/CAM in der Zahnmedizin- Teil1, ZWR, 1996; (3) 119-125
- [79] Rudolph H., Computergestützte Fertigung zahnmedizinischer Restaurationen- Teil 1, 2010, www.zp-aktuell.de (31.2.2012)
- [80] Luthardt R.G., Quaas S., Rudolph H., Maschinelle Herstellung von Zahnersatz, in: Tinschert J., Natt G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007; 67-94
- [81] Persson M., Andersson M., Bergman B., The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns, J Prosthet Dent, 1995; (74) 223-229
- [82] Klein H., Weck M., Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen, in: Adam W.: Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme, 2000; 85-100
- [83] Neumann H.J., Koordinatenmesstechnik-Neue Aspekte und Anwendungen Bd 426, Expert Verlag, 1993; 185-233
- [84] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM- gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 59-76
- [85] Luthardt R.G., Rudolph H., Sandkuhl O., Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz Teil1: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des keramischen Grundmaterials, ZWR, 2001; (110) 797-802
- [86] Luthardt R.G., Quaas S., Rudolph H., Maschinelle Herstellung von Zahnersatz, in: Tinschert J., Natt G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007; 68-76
- [87] Gordon J., Christenssen D.D.S., Computerized restorative dentistry, American Dental Association, 2001; (132) 1301-1303

- [88] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM-gerfertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 77-88
- [89] Luthardt R., Sandkuhl O., Brakhage P., Kühmstedt P., Lazarek K., Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung- Modellherstellung-Digitalisierung, Dtsch Zahnärztl Z, 1999; (54) 627-630
- [90] Gojowy T., Zwischen Handwerk und industrieller Fertigung - Wie arbeitet ein CAD/CAM- Fräszentrum, Quintessenz Zahntechn, 2002; (28) 648-653
- [91] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM- gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 77-88
- [92] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM-gerfertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 89-97
- [93] Quaas S., Rudolph H., Luthardt R.G., CAD/CAM: Zum wissenschaftlichen Hintergrund der IDS Neuheiten, Dtsch Zahnärztl Z, 2007; (62) 354-355
- [94] Becker J., CAC- Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen, Dtsch Zahnärztl Z, 1996; (51) 511-517
- [95] Rudolph H., Quaas S., CAD/CAM-gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis, Spitta Verlag, 2009; 99-120
- [96] Rudolph H., Bornemann G., Quaas S., Schöne S., Weber A., Benzinger S., Luthardt G., Innovatives Modell zur Prüfung der internen und okklusalen Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Restaurationen, Dtsch Zahnärztl Z, 2002; (57) 540-544
- [97] Wöstmann B., Nichts als die reine Wahrheit- Studienergebnisse der unabhängigen Studie zur Passgenauigkeit und Farbgebung, Gutachten; 2010
- [98] Demmel H.-J., Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluss paßgenauer Kronen, Dtsch Zahnärztl Z, 1971; (26) 700-705
- [99] Lawn B.R., Pajares A., Zhang Y., Deng Y., Polack M.A., Lloyd I.K., Rekow E.D., Thompson V.P., Materials design in the performance of all-ceramic crowns, Biomaterials, 2004; (25) 2885-2892
- [100] Thompson V.P., Rekow D.E., Dental ceramics and the molar crown testing ground, J Appl Oral Sci, 2004; (12) 26-36

- [101] Reich S., Kappe K., Teschner H., Schmitt J., Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses, *Eur J Oral Sci*, 2008; (116) 579-584
- [102] Diedrich P., Erpenstein H., Rasterelektronenmikroskopische Randspaltanalyse von in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays, *Schweiz Monatsschr Zahnheilk*, 1985; (95) 575-586
- [103] Fransson B., Oilo G., Gjeitanger R., The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study, *Dent mater*, 1985; (1) 197-199
- [104] Biffar R., Die metrische Randspaltanalyse- ein verlässliches Mittel zur Qualitätsbeurteilung oder ein statistisches und methodisches Problem?, in: Walther W., Heners M.: *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde*, Hüthig Verlag, 1995; 46-76
- [105] Groten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H., Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltnmessungen an Einzelzahn- Wiederholungsmessungen verschiedener Untersucher, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1998; (53) 260-265
- [106] Kerschbaum T., Normierter Kronenrand? -Eine Analyse aus klinischer Sicht, in: Walther W., Heners M.: *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde*, Hüthig GmbH, 1995; 19-45
- [107] Kosyfaki P., del Pilar Pinilla Martin M., Strub J.R., Relationship between crowns and the periodontium: a literature update, *Quintessence Int*, 2010; (41) 109-126
- [108] Becker C.M., Kaldahl W.B., Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design, *J Prosthet Dent*, 1981; (45) 268-277
- [109] Jameson L.M., Malone W.F., Crown contours and gingival response, *J Prosthet Dent*, 1982; (47) 620-624
- [110] Eichner K., Kronenrand und Parodontium, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1989; (44) 737-742
- [111] Kraft E., Die Gestaltung des Kronenrandes, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1969; (24) 750-757
- [112] Löst C., Festsitzender Zahnersatz und marginales Parodontium, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1989; (44) 742-747
- [113] Rehberg H.J., Exakter Randschluss-was ist das?, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1971; (26) 696-699

- [114] Eichner K., Voss R., Der Kronenrand, Dtsch Zahnärztl Z, 1971; 742-757
- [115] Weikart P., Grenzen und Prüfung der Gussgenauigkeit, Dtsch Zahnärztl Z, 1957; (6) 897-904
- [116] Christensen G.J., Marginal fit of gold inlay castings, J Prosthet Dent, 1966; (16) 297-305
- [117] Spiekermann H., Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken, Dtsch Zahnärztl Z, 1986; (41)
- [118] Schäfers F., Järschke J., Meyer G., Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen, ZWR, 1994; (103) 686-689
- [119] Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K.J., Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system, Oper Dent, 2001; (26) 367-374
- [120] Bieniek K.W., Küpper H., E.-J. R., Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur marginalen Paßform von Dicor-Kronen, Dtsch Zahnärztl Z, 1989; (44) 783-784
- [121] Rudolph H., Einfluss der Digitalisierung und Flächenrückführung auf die erreichbare Präzision beim Einsatz dentaler CAD/CAM-Technologie, Dissertation; 2004
- [122] Beuer F., Fick K., Erdelt K.J., Gernet W., Marginale und innere Passung von CAM-gefrästen Zirkoniumoxid- Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln, Dtsch Zahnärztl Z, 2003; (58) 517-521
- [123] Eppenberger J., Marinello C.P., Scherle W., Schärer P., Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrung in der Kronen- und Brückenprothetik, Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1987; (97) 1237-1250
- [124] Jörgensen K.D., Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements, Acta Odont Scand, 1960; (18) 479-490
- [125] McLean J.W., von Fraunhofer J.A., The estimation of cement thickness by an in vivo technique, Brit Dent J, 1971; (131) 107-111
- [126] Jörgensen K.D., Structure of the film of zinc phosphate cements, Acta Odont Scand, 1960; (18) 491-501

- [127] Eames W.B., O'Neal S.J., Monteiro J., Miller C., Roan J.D., Jr., Cohen K.S., Techniques to improve the seating of castings, *J Am Dent Assoc*, 1978; (96) 432-437
- [128] Gavelis J.R., Morency J.D., Riley E.D., Sozio R.B., The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. 1981, *J Prosthet Dent*, 2004; (92) 1-7
- [129] Gavelis J.R., Morency J.D., Riley E.D., Sozio R.B., The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations, *J Prosthet Dent*, 1981; (45) 138-145
- [130] Setz J., Schickeratz H., Werkstoffkundliche Aspekte, in: Koek B.: Kronen- und Brückenprothetik, Urban&Fischer Verlag, 1999; 195-202
- [131] Saito S., Clinical studies on glass ionomer, *Int J Dent Med*, 1977; (6) 1-24
- [132] Knappworst A., Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung von Phosphatzementen im Bereich der Mundhöhle, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1950; (5) 1022-1030
- [133] Schwickerath H., Randspalt und Löslichkeit, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1979; (34) 664-669
- [134] Oilo G., Evje D.M., Film thickness of dental luting cements, *Dent mater*, 1986; (2) 85-89
- [135] Marginale und innere Passung von CAM- gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronengerüsten in: Wissenschaftliche Untersuchungen (Vol. II), 2004, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_Informationen_allgemeines/WissUntersuchNEU.pdf (17.3.11)
- [136] Eine kurze Geschichte der Cercon-Entwicklung: Der Werkstoff Zirkonoxid und seine zeitgemäße Bearbeitung in: Wissenschaftliche Untersuchungen (Vol. II), http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_Informationen_allgemeines/WissUntersuchNEU.pdf (17.3.11)
- [137] Filser F., Kocher P., Weibel F., Luthy H., Scharer P., Gauckler L.J., Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM), *Int J Comput Dent*, 2001; (4) 89-106
- [138] Filser F., Lüthy H., Schärer P., Gauckler L., All Ceramic Dental Bridges By Direct Ceramic Machining, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1998; (9) 165-189

- [139] Sturzenegger B., Feher A., Luthy H., Schumacher M., Loeffel O., Filser F., Kocher P., Gauckler L., Scharer P., Clinical study of zirconium oxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM system, Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2000; (110) 131-139
- [140] Rinke S., Cercon®- System, in: Tinschert J., Natt G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007; 115-132
- [141] Hoffmann A., CAM-gefertigte Zirkoniumdioxidgerüste-Erfahrungsbericht aus fünf Jahren, Quintessenz Zahntechn, 2006; (32) 260-268
- [142] DeguDent, Cercon eye- Das Scanmodul im System Cercon smart ceramics, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_eye/Cercon_eye_Folder_D.pdf (21.3.11)
- [143] Digital Dental News, Vollautomatische Industrie-Fertigung von CAD/CAM-Gerüsten- Ein Blick hinter die Kulissen des Compartis Centers, 2008, http://www.ddn-online.net/uploads/smartsection/206_ddn_0308_closeup.pdf (31.3.2012)
- [144] DeguDent GmbH, Wissenschaftliche Untersuchungen, 2011, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_Informationen_allgemeines/Wissenschaftliche_Untersuchungen.pdf (1.5.2011)
- [145] Herstellerinformation, 3Shape Dental System, 3Shape Inc., <http://www.3shape.com> (4.3.2012)
- [146] DeguDent, Cercon®- die Perfektion im Auge, 2011 http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Download_Cercon.asp (11.3.2012)
- [147] DeguDent, cercon ® smart ceramics- Produktbeschreibung und Gebrauchsanweisung, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_brain_heat_clean/Cercon_Werkstofftabelle_dt.pdf (31.3.2012)
- [148] Digital Dental News, IDS News, 2009, http://www.ddn-online.net/uploads/smartsection/402_ddn_0409_ids-news.pdf (31.3.12)

- [149] DeguDent, Cercon® brain expert, 2011, http://www.degudent-cadcam.de/Inhalt/Fertigung/Lokale_Fertigung/Cercon_brain_expert.php?highmain=1&highsub=1&highsubsub=0
- [150] DeguDent, Cercon® heat plus P8, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_brain_heat_clean/Cercon_heat_plus_P8.pdf (31.3.2012)
- [151] DeguDent, cercon smart ceramics- Informationen für Praxis und Labor, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Download_Cercon.asp (23.3.2011)
- [152] Kunzelmann K.-H., Hickel R., Zur Präzision des Cerec-Systems: Die Schleifeinheit, Dtsch Zahnärztl Z, 1990; (45) 277–280
- [153] Bose M., Ott R., Wissenschaftliche Erkenntnisse über das Cerec- System, Dtsch Zahnärztl Z, 1994; (49) 671-673
- [154] Suttor D., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G., Bunke K., Lava®- Das neue System von 3M ESPE für vollkeramische ZrO₂-Kronen- und Brückengerüste, Quintessenz, 2001; (8) 805-808
- [155] Suttor D., Bunke K., Hoeschler S., Hauptmann H., Hertlein G., LAVA® -Das System für vollkeramische ZrO₂-Kronen- und Brückengerüste, Int J Comput Dent, 2001; (4) 195-206
- [156] Suttor D., Kronen und Brücken aus Lava-Zirkonoxid, Int J Comput Dent, 2004; (7) 67-76
- [157] Bodenmiller A., High-End mit fünf Achsen, ZWL, 2005; (2) 43-45
- [158] Storck H., Wenzel R., Mit Fünf-Achs-Technologie komplexe Geometrien fräsen - CAD/CAM- Gerüstfertigung auch bei Zahnstumpf-Divergenzen DZW, 2008; (2) 20-23
- [159] Beuer F., Schweiger J., KaVo Everest ®-System, in: Tinschert J., Natt G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde, Deutscher Zahnärzte Verlag 2007; 159-180

- [160] Luthardt R.G., Rudolph H., Benzinger S., Walter M.H., Vergleich von Validität und Reliabilität der konventionellen Replika-Technik gegenüber einer 3D-Replika-Technik, Dtsch Zahnärztl Z, 2004; (59) 462-467
- [161] Voß A., Knorr U., Die densitometrische Darstellung des Randschlusses Dtsch Zahnärztl Z, 1995; (50) 511-513
- [162] Harris I.R., Wickens J.L., A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings, Int J Prosthodont, 1994; (7) 348-355
- [163] Boening K.W., Wolf B.H., Schmidt A.E., Kastner K., Walter M.H., Clinical fit of Procera AllCeram crowns, J Prosthet Dent, 2000; (84) 419-424
- [164] Bornemann G., Lemelson S., Claas H., Luthardt R., Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit von Vollkeramikronen (CEREC-3®), Dtsch Zahnärztl Z, 2001; (56) 619-622
- [165] Bornemann G., Lemelson S., Luthardt R., Innovative Method for the Analysis of the internal 3D Fitting of Cerec-3 Crowns, Int J Compu Dent, 2002; (5) 177-182
- [166] Böttger H., Rosenbauer K.A., Pospiech P., Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Randspaltmessungen von verblendeten und unverblendeten Metallkronen, Zahnärztl Welt 1988; (97) 445-450
- [167] Abduo J., Lyons K., Swain M., Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review, J Oral Rehabil, 2010; (37) 866-876
- [168] Bindl A., Mörmann W.H., Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro, Int J Periodontics Restorative Dent, 2007; (27) 567-575
- [169] Beuer F., Aggstaller H., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J., Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers, Dent mater, 2009; (25) 94-102
- [170] Martinez-Rus F., Suarez M.J., Rivera B., Pradies G., Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings, J Prosthet Dent, 2011; (105) 108-114
- [171] Baig M.R., Tan K.B., Nicholls J.I., Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system, J Prosthet Dent, 2010; (104) 216-227

- [172] Moldovan O., Rudolph H., Luthardt R.G., Interne 3D- Passgenauigkeit CAD/CAM- gefertigter Zirkonoxidgerüste für den Seitenzahnbereich, Dtsch Zahnärztl Z, 2006; (61) 412-418
- [173] DeguDent, Cercon art 3.0 Gebrauchsanweisung, http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_art/Cercon_art_3.0_D.pdf (22.3.2012)
- [174] Groten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H., Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltmessungen an Einzelzahnkronen, Dtsch Zahnärztl Z, 1998; (53) 260-265
- [175] Nagel M., Benner A., Ostermann R., Henschke K., Grafische Datenanalyse, Gustav Fischer Verlag, 1996; 35-37
- [176] IBM, SPSS Online Hilfe, 2009, www.spss.com (18.3.2011)
- [177] Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P., Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, Eur J Oral Sci, 2005; (113) 174-179
- [178] Beuer F., Naumann M., Gernet W., Sorensen J.A., Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses, Clin Oral Investig, 2009; (13) 343-349
- [179] Vigolo P., Fonzi F., 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) 621-626
- [180] Borchers L., Modellwerkstoffe, in: Eichner K., Kappert H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd 1- Grundlagen und Verarbeitung, Hüthig Verlag, 1996; 29
- [181] Kappert H.F., Altvater A., Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram- Kronen und -Brücken, Dtsch Zahnärztl Z, 1991; (46) 151-153
- [182] Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J., Vollkeramischer Zahnersatz im Seiterzahnbereich, Quintessenz Zahntech, 2002; (28) 48-60
- [183] Rinke S., Klinischer Leitfaden: Cercon smart ceramics – das CAM-gestützte Vollkeramiksystem, 2003,

http://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Cercon/Cercon_art/Cercon_art_3.0_D.pdf (17.3.2012)

[184] Serdar Cotert H., Ozturk B., Posterior bridges retained by resin-bonded cast metal inlay retainers: a report of 60 cases followed for 6 years, *J Oral Rehabil*, 1997; (24) 697-704

[185] Atsu S.S., Kilicarslan M.A., Kucukesmen H.C., Aka P.S., Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin, *J Prosthet Dent*, 2006; (95) 430-436

[186] Blatz M.B., Chiche G., Holst S., Sadan A., Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia, *Quintessence Int*, 2007; (38) 745-753

[187] Derand T., Molin M., Kleven E., Haag P., Karlsson S., Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments, *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2008; (16) 35-38

[188] Kern M., Wegner S.M., Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability, *Dent mater*, 1998; (14) 64-71

[189] Luthy H., Loeffel O., Hammerle C.H., Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic, *Dent mater*, 2006; (22) 195-200

[190] Sahafi A., Peutzfeldt A., Asmussen E., Gotfredsen K., Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia, *J Adhes Dent*, 2003; (5) 153-162

[191] Tsukakoshi M., Shinya A., Gomi H., Lassila L.V., Vallittu P.K., Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics, *Dent Mater J*, 2008; (27) 159-171

[192] Wang H., Aboushelib M.N., Feilzer A.J., Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks, *Dent mater*, 2008; (24) 633-638

[193] Ishikiriama A., Oliveira J.F., Vieira D.F., Mondelli J., Influence of some factors on the fit of cemented crowns, *J Prosthet Dent*, 1981; (45) 400-404

[194] Lehmann K.M., Krauth G., Der Randschluß von Gußkronen- hergestellt im propädeutischen Unterricht, *Dtsch Zahnärztl Z*, 1984; (39) 750-752

8 Literaturverzeichnis

[195] Lehmann K.M., Hoffmann G., Hoffmann H., Zur Paßgenauigkeit von Gußkronen nach dem Modellgußverfahren, Dent Lab, 1988; (36) 1417

DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Uwe Gbureck für seine hervorragende Betreuung und stetige Unterstützung.

Ich möchte mich auch Prof. Dr. Bernd Klaiber bedanken, der hilfsbereit und kompetent das Amt des Koreferenten übernommen hat.

Des Weiteren gilt mein Dank der Firma DeguDent, ins besonderem Herrn Dr. Bernd Meier, für die Überlassung des Themas und für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes sowie der benötigten Materialien.

Herrn Dr. Burkhard Schramm und Herrn Norbert Rabenstein danke ich für die Einblicke, die sie mir in die Produktionsabläufe der zentralen Fertigungsstelle Compartis gewährten. Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Dr. Schramm für die zur Verfügung gestellten Literatur und die ausführliche Korrektur der Arbeit bedanken.

Frau Irmgard Wissel und Frau Doris Jüngling danke ich für ihre ausgesprochen hilfsbereite Unterstützung bei der Anfertigung der Proben und dem Vermessen der Probekörper.

Frau Bianca Wölki danke ich für die Herstellung der Kronengerüste in der Anwendungstechnik.

Den Zahntechnikern der externen Dentallabors danke ich für ihre investierte Arbeitszeit und die Einblicke in den Laboralltag, die ich durch sie gewinnen konnte.

Herrn Alois Spahn möchte ich für seine detaillierte Einweisung in das Statistikprogramm SPSS danken.

Ich danke meinem Bruder, der mir stets zur Seite stand und meinem Freund für seine regelmäßige Motivation und sein Verständnis. Ein ganz besonderer Dank geht an meine Eltern für die Ermöglichung meines Studiums und dass sie immer an mich geglaubt haben.

Danke für eure unermüdliche und liebevolle Unterstützung.