

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

**Untersuchung zur Umsetzung von Richtlinien zur
Präparation CAD/CAM-generierter
vollkeramischer Molarenkronen**

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

vorgelegt von
Jan Wallbach
aus Göttingen

2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Jürgen Manhart

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Jan-Frederik Güth

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

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2012

In Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen und Literaturübersicht	3
2.1	Vollkeramischer Zahnersatz	3
2.1.1	Dentale Keramiken	4
2.1.1.1	Silikatkeramik	5
2.1.1.2	Oxidkeramik	6
2.2	Dentale CAD/CAM-Verfahren	11
2.2.1	Einteilung	12
2.2.2	CAD/CAM-Produktionskonzepte	13
2.2.3	Funktionsweise der CAD/CAM-Systeme	15
2.2.3.1	Erstellung eines Datensatzes	15
2.2.3.1.1	Extraorale Digitalisierung	15
2.2.3.1.2	Intraorale Digitalisierung	17
2.2.3.2	Computer gestützte Konstruktion (CAD)	18
2.2.3.3	Computer gestützte Fertigung (CAM)	19
2.3	Befestigungsmöglichkeiten für vollkeramischen Zahnersatz	21
2.3.1	Konventionelle Befestigung	21
2.3.2	Adhäsive Befestigung	23
2.4	Einfluss des Präparationsdesigns auf vollkeramischen Zahnersatz	27
2.4.1	Lage und Design der Präparationsgrenze	29
2.4.2	Präparationswinkel	34
2.4.3	Okklusale Reduktion und Stumpfhöhe	41
2.4.4	Innendesign	46
2.5	Aktuelle Präparationsrichtlinien	48
3	Ziel der Untersuchung	49
4	Material und Methodik	50
4.1	Untersuchte Gruppen	50
4.1.1	In-vivo-Präparationen	50
4.1.2	In-vitro-Präparationen	50
4.2	Bereitstellung der Datensätze	53
4.3	Verwendete Software	53
4.4	Allgemeiner Ablauf der Untersuchung	53

4.5 Systematische Bezeichnungen	55
4.6 Untersuchung der Präparationsparameter	56
4.6.1 Marginale Randgestaltung	56
4.6.2 Präparationswinkel	59
4.6.3 Höhe der retentiven Präparationsflächen	60
4.6.4 Stumpfhöhe	62
4.6.5 Vorhandensein von Unterschnitten	64
4.6.6 Okklusale Reduktion	65
4.7 Statistische Auswertung	67
5 Ergebnisse	69
5.1 Marginale Randgestaltung	69
5.1.1 In-vivo-Präparationen	69
5.1.2 In-vitro-Präparationen	71
5.1.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen	73
5.2 Präparationswinkel	75
5.2.1 In-vivo-Präparationen	75
5.2.2 In-vitro-Präparationen	77
5.2.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen	80
5.3 Höhe der retentiven Präparationsflächen	82
5.3.1 In-vivo-Präparationen	82
5.3.2 In-vitro-Präparationen	85
5.4 Stumpfhöhe	87
5.4.1 In-vivo-Präparationen	88
5.4.2 In-vitro-Präparationen	90
5.5 Vorhandensein von Unterschnitten	93
5.5.1 In-vivo-Präparationen	93
5.5.2 In-vitro-Präparationen	93
5.5.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen	94
5.6 Okklusale Reduktion	95
5.7 Vergleich der Höhe der retentiven Flächen und der Stumpfhöhe	96
5.7.1 In-vivo-Präparationen	96
5.7.2 In-vitro-Präparationen	97
5.8 Korrelation von Präparationswinkel und Stumpfhöhe	98
5.8.1 In-vivo-Präparationen	98
5.8.2 In-vitro-Präparationen	98
5.9 Korrelation von Präparationswinkel und Höhe der retentiven Flächen	99
5.9.1 In-vivo-Präparationen	99
5.9.2 In-vitro-Präparationen	99

6 Diskussion	100
6.1 Material und Methode	100
6.2 Ergebnisse	103
6.3 Schlussfolgerung für die Praxis	113
7 Zusammenfassung	115
8 Literaturverzeichnis	116
9 Danksagung	129
10 Lebenslauf	130

1 Einleitung

Steigende Ansprüche der Patienten hinsichtlich einer ästhetischen sowie biokompatiblen Restauration von kompromittierten Zähnen lassen festsitzenden, vollkeramischen Zahnersatz weiter an Bedeutung gewinnen. Den Anfang machte *C. H. Land* bereits zu Beginn des 19. Jahrhunderts in Form der ersten „totalen Porzellankrone“ [76]. Aufgrund der hohen Bruchanfälligkeit konnte sich die erste keramische Krone allerdings nicht langfristig durchsetzen und wurde durch die in den 1960er Jahren aufkommenden Metallkeramiksysteme weitgehend verdrängt [87]. Erst im Laufe des späten 20. Jahrhunderts gelang die Renaissance vollkeramischer Restaurationen durch die Verbesserungen dentalkeramischer Massen sowie durch die Entwicklung neuer Verarbeitungstechnologien [37, 58, 80, 87, 94, 126].

Neben den Materialeigenschaften ist die Präparation eines Zahnes für den dauerhaften Erfolg einer Restauration von fundamentaler Wichtigkeit und gehört zu den alltäglichen Aufgaben eines restaurativ tätigen Zahnarztes.

Dabei stehen sich biologische und materialspezifische Anforderungen oft widersprüchlich gegenüber. Das oberste Ziel stellt die Vitalerhaltung der Pulpa und die Schonung des Parodontiums dar. Auf der anderen Seite gewährleistet nur eine ausreichende Reduktion der Kaufläche sowie der axialen Wände angemessene Materialstärken der künstlichen Krone bei einem gleichzeitig physiologischen Profil. Darüber hinaus wird die Präparation durch den Zustand des Zahnes, ästhetische und funktionelle Aspekte, Zahnstellung, Okklusionsverhältnisse und Wünsche des Patienten beeinflusst [31, 40, 100, 121, 123].

Die in der Literatur beschriebenen Präparationsrichtlinien umfassen verschiedene Kriterien, deren Einhaltung in ihrer Gesamtheit eine langlebige Versorgung gewährleisten soll. Diese haben sich im Einklang mit den Weiterentwicklungen der Materialien und Verarbeitungstechnologien im Laufe der Jahre gewandelt [40].

Wurden zu Zeiten der Jacketkronen noch ausgeprägte Stufenpräparationen gefordert, um die physikalisch minderwertigen Eigenschaften der damaligen Keramik auszugleichen [106], ist heutzutage der Substanzabtrag für eine vollkeramische Krone ähnlich oder gar geringer einzuschätzen als für eine verblendete Metallkrone [30-31]. Zudem erfordern die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften von Keramiken und Metallen [6, 40, 106, 121] sowie die Anwendung moderner CAD/CAM-Verfahren eine Anpassung der Präparation [44, 109].

Die meisten der in der Literatur veröffentlichten Untersuchungen zur Evaluation von Präparationsrichtlinien beziehen sich auf die Präparationen von metallischen oder metallkeramischen Restaurationen.

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit ist es, die klinische Umsetzung der allgemein gültigen und empfohlenen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigten vollkeramischen Zahnersatz zu überprüfen. Dies erfolgte mit einem neu entwickelten, digitalen Verfahren auf Basis dreidimensionaler Oberflächenmodelle.

Als sekundäres Ziel galt es herauszufinden, inwieweit die empfohlenen Richtlinien bei Präparationen unter idealisierten Bedingungen am Phantomkopf realisierbar sind.

Vor dem Hintergrund, dass mangelhafte Präparationen zu den häufigsten Problemen bei der Herstellung passgenauer dentaler Restaurationen zählen, gewinnt dies zusätzlich an Bedeutung [1].

2 Grundlagen und Literaturübersicht

2.1 Vollkeramischer Zahnersatz

Vollkeramische Restaurationen zeichnen sich durch hohe Biokompatibilität, hervorragende Ästhetik, gute Mundbeständigkeit, geringe Plaqueanlagerung und geringe thermische Leitfähigkeit aus [21, 32, 69, 73, 108].

Ein zunehmender Wunsch der Patienten nach einer ästhetisch hochwertigen sowie biokompatiblen Versorgung lässt vollkeramischen Zahnersatz weiter an Bedeutung gewinnen. Laut einer Umfrage unter deutschen Zahnärzten und Zahntechnikern von 2005 hat die Keramik das Gold im Ansehen als Werkstoff in der Zahnheilkunde überholt [128].

Erste Versuche zur Herstellung vollkeramischen Zahnersatzes gehen auf *Fauchard* zurück, der im 18. Jahrhundert Keramik für Prothesen verwendet hat. Im Jahre 1887 schuf *C. H. Land* die Voraussetzung für die Herstellung der ersten vollkeramischen Kronen, bei deren Fertigung Feldspatkeramik auf einen mit einer Platinfolie abgedeckten Stumpf aufgebracht wurde. Diese so genannten „Jacketkronen“ konnten allerdings keine oder nur eine geringe okklusale Belastung tragen und wurden somit nur als Restaurationen für Frontzähne verwendet. Die Hauptnachteile lagen im häufigen Bruchversagen aufgrund der geringen Festigkeit der Keramik und im schlechten Randschluss. Bis zur Entwicklung der mit Aufbrennkeramik verblendeten Metallkronen von *M. Weinstein*, *S. Katz* und *A. B. Weinstein* waren sie jedoch die einzige festsitzende, ästhetische Restaurationsmöglichkeit. Durch die Weiterentwicklung der Metallkeramiksysteme konnte das Indikationsspektrum für zahnfarbene Restaurationen auf Brücken sowie den Seitenzahnbereich ausgeweitet werden. Im Laufe des 20. Jahrhunderts führten eine Vielzahl von Zusammensetzungs- und Strukturveränderungen der klassischen Dentalkeramik einerseits, und die Verbesserung und Entwicklung neuer Verarbeitungstechnologien (Sintern, Gießen, Pressen, Schleiftechnik) andererseits, zur Ausweitung des

Indikationsspektrums für vollkeramischen, festsitzenden Zahnersatz bis in den Seitenzahnbereich [25, 32, 58, 106]. Wichtige Schritte waren hierbei unter anderem die Erfindung des teilstabilisierten Zirkoniumoxids durch *Ron Garvie* 1975 [37] sowie die Entwicklung der Kopierfräsung (Celay-System) und der CAD/CAM-Systeme [32]. Diesen und vielen weiteren Entwicklungen ist es zu verdanken, dass heutzutage die Fertigung von Kronen und Brücken für den Front- sowie Seitenzahnbereich, Implantatabutments, Primärteleskopen, Stegen und Geschieben aus hochfesten Oxidkeramiken möglich ist [55, 82, 114, 126].

2.1.1 Dentale Keramiken

Der Name „Keramik“ leitet sich vom griechischen Wort „keramos“ ab und bezeichnet den Töpferthon [32]. Er umfasst im weitesten Sinne alle nichtmetallischen, anorganischen Werkstoffe, die weitgehend wasserbeständig und zu einem großen Teil oder gänzlich kristalline Werkstoffe bzw. Stoffgemische sind, die durch Sintern hergestellt werden [106].

Eine Einteilung der Keramiken kann unter verschiedenen Gesichtspunkten erfolgen. Häufig werden die Herstellungsart (Sintern, Pressen, Gießen, Fräsen) oder der Anwendungsbereich (Gebrauchskeramik, Baukeramik, Technische Keramik) als Kriterium herangezogen. Für Dentalkeramiken ist die Differenzierung nach der chemischen Zusammensetzung sinnvoll, da so auch eine Abschätzung der Festigkeitseigenschaften möglich ist (Abbildung 1). Hiernach lassen sich Silikatkeramik, Oxidkeramik und Nichtoxidkeramik unterscheiden. Erstere zeichnen sich durch einen hohen Glasanteil aus und sind mehrphasig. Sie lassen sich weiter in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken unterteilen. Die Oxidkeramiken sind einphasig und haben keine oder eine sehr geringe Glasphase. Sie sind entweder glasinfiltriert oder polykristallin. Nichtoxidkeramiken auf der Basis von Siliziumcarbid und Siliziumnitrid finden aufgrund ihrer schwarzen Färbung keine Verwendung in der restaurativen Zahnheilkunde [11, 106, 126].

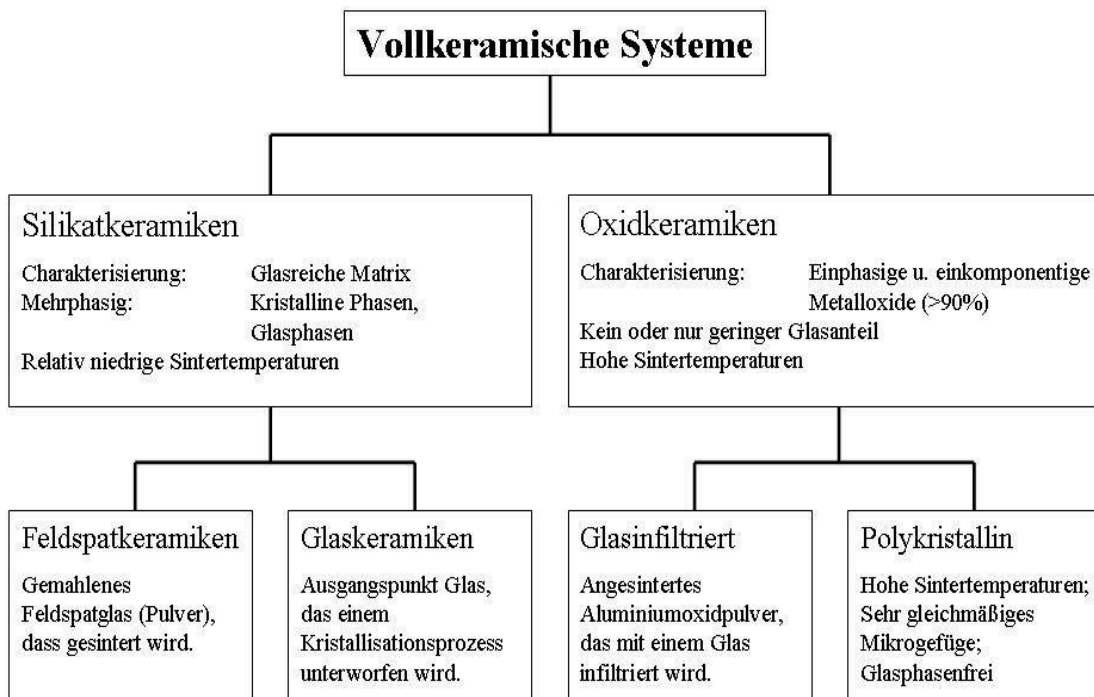


Abbildung 1: Übersicht über dentale vollkeramische Systeme; eigene Darstellung in Anlehnung an [14].

2.1.1.1 Silikatkeramik

Alle silikatkeramischen Massen leiten sich zwar vom Porzellan ab, unterscheiden sich aber deutlich in deren Zusammensetzung. Die Hauptbestandteile sind Feldspat (60-80 Gew. %), insbesondere der Kalifeldspat, und Quarz, chemisch SiO_2 (15-25 Gew. %). Kaolin, der Hauptbestandteil des Porzellans, ist nicht oder nur in geringen Konzentrationen enthalten [11, 32, 88].

Typisch für Silikatkeramiken sind glasig-amorphe Phasen und eine ausgeprägte Porenstruktur. Sie bestehen aus gleichen oder unterschiedlichen Kristallen, die von einer Glasphase umgeben sind. Durch den Herstellungsprozess kommt es im Keramikgefüge zu Porenbildungen, die deutlichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften nehmen [106, 126]. Silikatkeramiken sind in ihren ästhetischen Eigenschaften den Oxidkeramiken überlegen. Aufgrund des hohen Anteils der

Glasphase, die nur geringe mechanische Festigkeit aufweist, reichen ihre Festigkeitseigenschaften allerdings nicht für stark belastbare Restaurationen, wie Brücken, aus.

Sie werden weiter in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken unterteilt [106, 126].

Die **Feldspatkeramik** besteht zum Großteil (>50 %) aus einer amorphen Glasphase (SiO_2) mit einem geringen Teil an oxidischen Zusätzen (z.B. Al_2O_3 , MgO , ZrO_2) und in die Glasmatrix eingebetteten Leuzitkristallen. Die Leuzitkristalle werden während des Sinterprozesses gebildet, wobei die vor allem Anwesenheit von Kalifeldspat hierfür verantwortlich ist. Zur Gruppe der Feldspatkeramiken gehört die Keramikmasse für die Jacketkrone, sowie die gebräuchlichen Verblendkeramiken [106, 126].

Die Zusammensetzung der **Glaskeramiken** ist mit denen der Feldspatkeramiken vergleichbar. Jedoch wird durch einen kontrollierten Prozess die amorphe Struktur teilweise auskristallisiert, so dass sich der Anteil der Glasmatrix verringert und der der kristallinen Anteile erhöht, was eine Steigerung der Stabilität zur Folge hat [58, 106, 126]. Glaskeramiken ermöglichen einen so genannten Chamäleon-Effekt und passen sie sich sehr gut in die Zahnreihe ein [89]. Zu den Glaskeramiken zählen unter anderem die Keramiken der gebräuchlichen presskeramischen System [126].

2.1.1.2 Oxidkeramik

Oxidkeramiken sind einphasige, keramische Materialien, die aus Oxiden bestehen. Es handelt sich hierbei entweder um einfache Oxide, wie Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder Zirkoniumoxid (ZrO_2), oder um komplexe Oxide (Mischoxide), wie beispielsweise Spinell ($\text{MgO} \times \text{Al}_2\text{O}_3$) oder Mullit ($3\text{Al}_2\text{O}_3 \times 2\text{SiO}_2$) [106, 126].

Oxidkeramiken sind entweder glasinfiltriert (Infiltrationskeramiken) oder dicht gesintert und polykristallin, wie die hochfesten Keramiken. Glasinfiltrierte Oxidkeramiken bestehen meist aus einer feinporösen, hochreinen Aluminiumoxidkeramik, die anschließend mit einem Glas (Lathanglas) infiltriert

wird, wodurch eine Festigkeitssteigerung erreicht wird [73, 124]. Neben dem glasinfiltriertem Aluminiumoxid gehören noch glasinfiltriertes Zirkoniumoxid und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell zur Gruppe der Infiltrationskeramiken [108].

Die polykristallinen Oxidkeramiken zeigen, im Gegensatz zu den Silikatkeramiken, eine Dominanz der kristallinen Phase und besitzen nur einen vernachlässigbar kleinen Glasanteil [106, 123]. Im dentalen Bereich kommen hauptsächlich dicht gesintertes Aluminiumoxid und dicht gesintertes Zirkoniumoxid zur Anwendung [108].

Aluminiumoxid (Al_2O_3) ist am besten bekannt unter dem Namen Korund, welcher in der Industrie vorwiegend als Schleifmittel und Feuerfestmaterial eingesetzt wird und in der Zahntechnik als Strahlmittel Anwendung findet [123]. Industriekorund wird heutzutage meistens aus dem Aluminiumerz Bauxit gewonnen. Aluminiumoxid ist nach dem Quarz das wichtigste Oxid in verschiedenen Keramiken und besitzt eine höhere Druck-, Zug- und Biegefestigkeit sowie einen höheren Elastizitätsmodul als konventionelle keramische Massen. Zur Festigkeitssteigerung einer Feldspat- oder Glasschmelze werden Aluminiumoxidkristalle, möglichst kleiner Größe, dicht gepackt und homogen verteilt, eingelagert. Aufgrund des unterschiedlichen Brechungsindex von Feldspat und Korund findet an den Aluminiumoxidkristallen im Feldspat eine starke Lichtbrechung statt. Daher wirken diese mit Al_2O_3 verstärkten Massen optisch opak und eignen sich vorwiegend für die Herstellung von Kronengerüsten, welche nachträglich mit transluzenter Keramik verblendet werden [32, 123].

Zirkoniumoxid wird in vulkanischem Gestein wie Schiefer, Gneis, Syenit oder Granat gefunden und liegt entweder als freies Oxid Baddeleyit (ZrO_2) oder in Verbindung mit Silizium als Zirkon ($\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$) vor [123].

Es tritt in drei Strukturmodifikationen (monoklin, tetragonal, kubisch) auf. Unterhalb des Schmelzpunktes bei 2680 °C existiert eine kubische Kristallstruktur. Diese wandelt sich beim Abkühlen unter 2370 °C in eine tetragonale Phase um. Bei

Temperaturen unter 1170 °C liegt die monokline Modifikation vor. Diese letzte Phasenumwandlung, von der tetragonalen zur monoklin Kristallstruktur (sog. t/m-Umwandlung), geht mit einem Volumenzuwachs von 3 bis 5 % einher, was bei der Abkühlung von reinem Zirkoniumoxid zu spontanen Rissbildungen in der Abkühlphase führt [106, 123-124, 126].

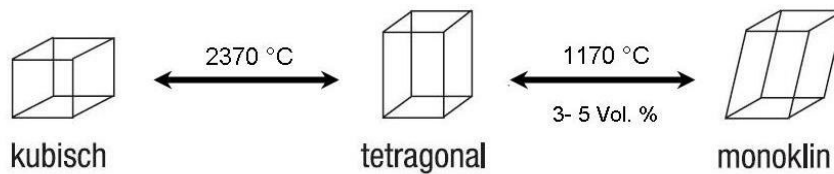


Abbildung 2: Phasenumwandlung von Zirkoniumoxid; eigene Darstellung in Anlehnung an [126].

Durch die Zugabe von stabilisierenden Oxiden, wie MgO, CaO, Y₂O₃ oder CeO₂, kann die tetragonale Kristallphase während des Abkühlungsprozesses stabilisiert werden. Somit wird die kritische t/m-Umwandlung und die damit verbundene Volumenänderung unterdrückt. Dabei liegen die Oxide nicht isoliert neben den Zirkoniumoxidkristallen vor, sondern werden in das Kristallgitter des Zirkoniumoxids eingebaut [106, 126].

Entsprechend der Menge der Dotierung wird vollstabilisiertes, teilstabilisiertes oder tetragonales Zirkoniumoxid unterschieden.

Beim vollstabilisierten Zirkoniumoxid (FSZ: Fully Stabilized Zirconia) wird die kubische Form bis auf Raumtemperatur stabilisiert und dadurch die t/m-Umwandlung verhindert. Wird die Menge an stabilisierenden Oxiden soweit verringert, dass neben der kubischen Phase auch ein Teil in der umwandlungsfähigen, tetragonalen Phase vorliegt, spricht man vom teilstabilisiertem Zirkoniumoxid (PSZ: Partially Stabilized Zirconia). Letztere kann sich beim Abkühlen weiter in die monokline Phase umwandeln. Je höher der Gehalt der

verbliebenen tetragonalen Phase, desto besser sind die mechanischen Eigenschaften der Zirkoniumoxidkeramik. Besteht eine Keramik vollständig aus der tetragonalen Phase, wird sie als tetragonaler Zirkoniumoxid Polykristall (TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystals) bezeichnet- im Falle der Dotierung des Zirkoniumoxids mit Yttriumoxid kurz Y-TZP. In der Zahnmedizin wird Zirkoniumoxid fast ausschließlich in dieser Form eingesetzt [106, 126].

Werden Kristalle aus dem teilstabilisiertem Zirkoniumoxid in einer Matrix eingelagert, so können die Teilchen unter dem Druck der Matrix auch bei der Abkühlung in der metastabilen tetragonalen Form verharren. Durch das Auftreten von hohen Zugspannungen, die an jeder Spitze eines sich ausbreitenden Risses vorherrschen, kommt es zur Umwandlung der Kristalle in die monokline Form. Dadurch entsteht aufgrund des größeren Volumens der monoklinen Form eine lokale Druckspannung im Keramikgefüge, die den Riss zusammendrückt und so seine Ausbreitung behindert („Konzept der Phasentransformationsfestigung“ oder „Airbag-Effekt“) [32, 74, 106, 123, 126].

Aufgrund dieses Effektes und der fehlenden Glasphase zeigt sich Zirkoniumoxid-TZP weniger rissanfällig als herkömmliche Keramiken und weist somit auch ein besseres Langzeitverhalten auf [106]. Durch den Zusatz von geringen Mengen Aluminiumoxid kann die Korrosionsbeständigkeit in einer feuchten Umgebung erhöht werden [126]. Hinsichtlich der Biegebruchfestigkeit von 900 bis 1.300 MPa und der Risszähigkeit von 6 bis 10 MPa zeigt Zirkoniumoxid (Y-TZP) die besten Festigkeitswerte im Bereich der Dentalkeramiken [67, 74, 106].

Oxidkeramiken können aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften nicht mittels herkömmlicher Sinter-, Guss- oder Pressverfahren verarbeitet werden. Daher werden für sie vorwiegend CAD/CAM-Verfahren zur maschinellen Herstellung des Zahnersatzes favorisiert [106]. Dabei wird aus industriell gefertigten Keramikrohlingen der Zahnersatz subtraktiv herausgearbeitet. Dies kann entweder vor oder nach der Sinterung der Keramik geschehen, wobei grundsätzlich drei Methoden der Zirkoniumoxidverarbeitung zu unterschieden sind.

Die **Grünkörperbearbeitung** erfolgt direkt im Anschluss an die primäre Verdichtung des Ausgangspulvers mit Versetzung eines organischen Bindemittels und ist mit Hartmetall- oder Diamantwerkzeugen spangebend möglich. Nachteilig ist die geringe Eigenfestigkeit der Keramikrohlinge, was eine hohe Frakturgefahr während des Fräsvorgangs mit sich bringt. Daher werden diese Rohlinge heute nur selten verwendet. Bei der **Weißkörperbehandlung** wird ein vorgesinterter und daher vorgefestigter Rohling („Weißling“) verwendet, der einen Verdichtungsgrad von 55 bis 70 % aufweist. Im Anschluss an den Fräsvorgang erreicht dieser in einem zweiten, mehrstündigen Sinterbrand seine Endhärte. Die dabei auftretende Sinterschrumpfung ist vom Verdichtungsgrad abhängig und beträgt ca. 20 bis 30 %. Sie muss vor dem Schleifprozess durch die Software der CAD/CAM-Systeme kompensiert werden. Hierbei auftretende Fehler führen zu Passungenauigkeiten des Zahnersatzes. Bei größeren Restaurationen besteht außerdem die Gefahr eines Verzugs des Gerüsts während des Sinterprozesses. Vorteilhaft ist neben der guten Fräsbarkeit auch die Tatsache, dass durch die relative Vergrößerung des Rohlings mit gleichem Durchmesser mehr Details ausgeschliffen werden können. Gegenüber der vollständigen industriellen Sinterung (Hartkernbearbeitung) muss allerdings von einer verminderten Festigkeit ausgegangen werden. Die **Hartbearbeitung** bezieht sich auf industriell dicht gesinterte Keramikrohlinge und ist aufgrund der hohen Härte nur mit Diamantwerkzeugen schleifend (unter Wasserkühlung) möglich. Nur hier besteht die zusätzliche Möglichkeit, die Keramik durch einen nachfolgenden heiß-isostatischen Pressvorgang (HIP: Hot Isostatic Press) nochmals zu verdichten und somit die Restporosität auf nahezu Null zu verringern. Dies führt zur Verbesserung der Beständigkeit des Werkstoffes gegenüber dem Wachstum von Mikrorissen. Ein weiterer Vorteil liegt darin, dass der abschließende Sinterbrand entfällt, somit auch keine weitere Schrumpfung auftritt und die Anfertigung großer Restaurationen passgenau möglich ist. Aufgrund des sehr zeitaufwändigen und materialverschleißenden Schleifprozesses, welcher weiterhin zu einer Festigkeitsminderung durch oberflächliche Risse führen kann, findet die Hartbearbeitung kaum noch Anwendung [15, 63, 74, 106, 112, 126].

2.2 Dentale CAD/CAM-Verfahren

Der Begriff „CAD/CAM“ (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) kommt ursprünglich aus dem technischen Maschinenbau. Er beschreibt die computergestützte, dreidimensionale Planung eines Werkstücks und dessen anschließende automatische Herstellung [125].

CAD/CAM-Systeme für die dentale Anwendung bestehen prinzipiell aus drei Komponenten [15, 125]:

1. Digitalisierungseinheit zur Umwandlung der dreidimensionalen Geometrien in digitale Daten, die computergestützt weiterverarbeitet werden können.
2. CAD-Bereich: Software zur dreidimensionalen Planung und Konstruktion des Zahnersatzes.
3. CAM-Bereich: Fertigungstechnologien, die den virtuell konstruierten Zahnersatz in einen dentalen Werkstoff umsetzen.

Die Entwicklung dentaler CAD/CAM-Systeme wurde auf der einen Seite durch das Bestreben, den Patienten in nur einer Behandlungssitzung ohne Anfertigung eines Provisoriums zu versorgen (Chairside-Versorgung) vorangetrieben. Zum anderen wollte man hochfeste Oxidkeramiken für Fertigung von Zahnersatz nutzbar machen [61]. Die Idee zur computergestützten Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen geht in das Jahr 1971 und auf den Franzosen *François Duret* zurück, der heute noch als der „Vater der dentalen CAD/CAM-Technologie“ bezeichnet wird [126]. Er wollte schon damals den großen manuellen Aufwand bei der konventionellen Zahnersatzherstellung und die damit verbundenen Kosten reduzieren [125]. Das erste finanziell tragbare CAD/CAM-System war das von *Mörmann* und *Brandestini* entwickelte Cerec[®]-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) [80].

In der Anfangszeit der CAD/CAM-Systeme stand die Bearbeitung von Titan im Vordergrund. Aktuell liegt der Fokus eindeutig auf der Herstellung vollkeramischen Zahnersatzes [82]. Im Jahr 2006 wurden in Deutschland 2,3 Mio. vollkeramische

Restorationen eingegliedert von denen 62 % CAD/CAM-generiert waren, mit steigender Tendenz [72]. Neben Metallen und Keramiken, können heute auch Wachse und Kunststoffe mittels CAD/CAM-Technologie verarbeitet werden [15].

Als vorteilhaft haben sich hier die folgenden Punkte erwiesen [15, 61, 80, 94]:

- Zugang zu industriell vorgefertigten und kontrollierten Materialien hoher Qualität
- Standardisierte Produktionsabläufe und Minimierung von Verfahrensungenauigkeiten
- Dadurch Anstieg der Qualität und Reproduzierbarkeit
- Steigerung der Effizienz durch die automatisierte Herstellung
- Verzicht auf konventionelle Abformung bei intraoraler Datenerfassung

Das Indikationsspektrum für CAD/CAM-generierten Zahnersatz ist stark vom entsprechenden System abhängig. Generell ist es heutzutage möglich Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers, Kronen, Brücken bis zu 14 Gliedern, Siftaufbauten, Implantatabutments, Inlaybrücken, Marylandbrücken, Primärteleskope, Stege und Geschiebe zu fertigen [82, 114, 126]. Weiterhin können heute auf der Basis digitaler Datensätze Aufbissschienen, Schablonen für die Implantologie und Modelle für die Verblendung gefräster Gerüste durch additive Verfahren, wie der Stereolithographie, hergestellt werden [43, 125].

2.2.1 Einteilung

Eine Einteilung der CAD/CAM-Systeme ist nach der Art der Digitalisierung, nach dem Standort der Einzelkomponenten und der Fertigungstechnologie möglich [15].

Die Digitalisierung kann einerseits direkt im Mund des Patienten (direkte Datenerfassung), andererseits im Labor anhand eines Modells oder der Abformung (indirekte Datenerfassung) erfolgen. Weiterhin werden optische von mechanischen Scannern unterschieden [15, 42].

Je nach Standort der Einzelkomponenten der CAD/CAM-Systeme wird die Produktion von Zahnersatz in drei Konzepte unterteilt. Diese kann in der zahnärztlichen Praxis („chairside“), im zahntechnischen Labor („labside“) oder durch ein zentrales Fertigungszentrum („zentral“) erfolgen [15, 80].

Zur CAM-Fertigung werden derzeit vor allem Fräs- oder Schleifmaschinen eingesetzt, die aus industriell vorgefertigten Rohlingen den Zahnersatz subtraktiv herausarbeiten. Ein weiterer Ansatz ist die additive Fertigung, die meist die Technologie des „schnellem Prototypenbaus“ (Rapid Prototyping) nutzt [15, 125].

2.2.2 CAD/CAM-Produktionskonzepte

Die Produktion CAD/CAM-gefertigtem Zahnersatzes kann in der zahnärztlichen Praxis („chairside“), im zahntechnischen Labor („labside“) oder durch ein zentrales Fertigungszentrum („zentral“) erfolgen [15, 80]. Diese unterschiedlichen Ansätze führen zu jeweils unterschiedlichen Arbeitsabläufen (Abbildung 3).

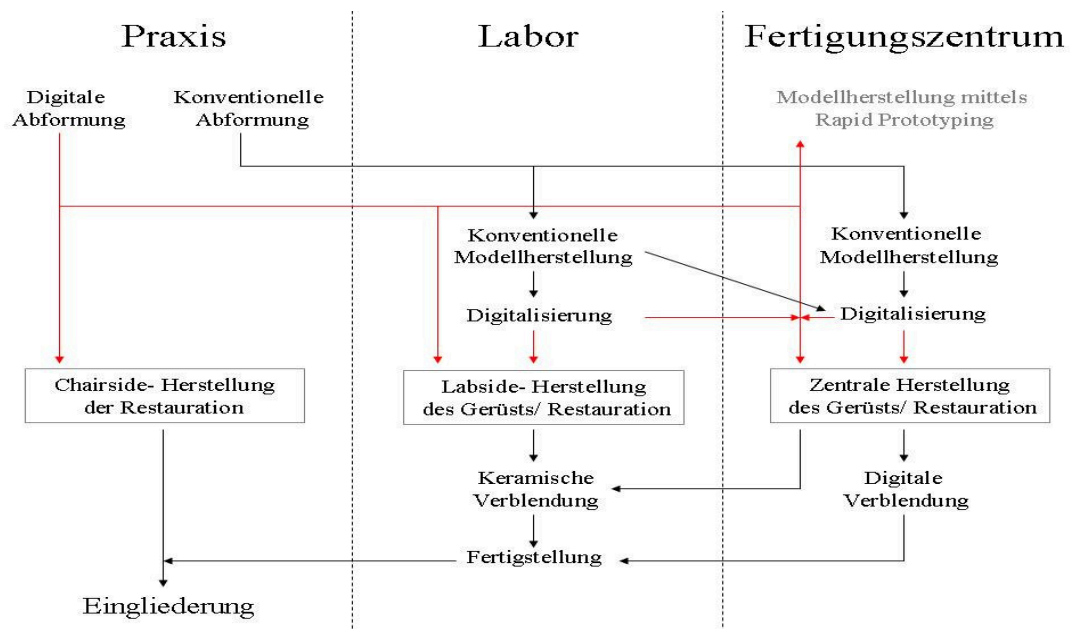


Abbildung 3: Arbeitsabläufe verschiedener CAD/CAM-Produktionskonzepte; rote Linie: Digitaler Datentransport; schwarze Linie: Physischer Transport; modifizierte Darstellung nach [9]

Bei der **Chairside-Produktion** befinden sich alle Komponenten des CAD/CAM-Systems in der zahnärztlichen Praxis. Zur Digitalisierung wird ein Intraoralscanner verwendet und der Zahnersatz wird anschließend direkt in der Praxis konstruiert und angefertigt. Die Vorteile dieses Konzeptes liegen im Entfallen der konventionellen Abformung sowie der Reduzierung des Zeit- und Materialaufwandes. Weiterhin ist es möglich den Patienten in einer Behandlungssitzung zu versorgen. Nachteilig sind die geringe Materialauswahl (Silikatkeramiken und Kunststoffe) und das dementsprechend geringe Indikationsspektrum (Veneer, Inlay, Onlay, Einzelkronen, Brückenprovisorien bis zu 4 Gliedern). Zurzeit ist dieses Konzept in Europa nur mit dem Cerec[®]-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) möglich [15, 42, 52, 125].

Die **Labside-Produktion** beginnt in der Regel mit der konventionellen Abformung in der zahnärztlichen Praxis, welche anschließend an das zahntechnische Labor übermittelt wird, wo die Abformung oder ein entsprechendes Modell digitalisiert wird. Alle weiteren Produktionsschritte finden ebenfalls im zahntechnischen Labor statt. Die Vorteile dieses Konzeptes sind in der größeren Werkstoffauswahl und somit auch im erweiterten Indikationsspektrum zu sehen. Weiterhin kann die Passung am Meistermodell überprüft und, wenn nötig, nachgebessert werden [15, 125]. Ein alternativer Einstieg in die Labside-Produktion stellt die intraorale Erfassung der klinischen Situation und die Übermittlung der so gewonnen digitalen Datensätze via Internet in das zahntechnische Labor dar [43, 42].

Im Rahmen der **zentralen Fertigung** in Fräszentren erfolgen die Digitalisierung und die Konstruktion im zahntechnischen Labor. Die so gewonnen Datensätze werden an das Fräszentrum gesendet, wo die computergesteuerte Fertigung der Gerüste erfolgt. Die endgültige Fertigstellung erfolgt dann wieder im verantwortlichen zahntechnischen Labor. Der Vorteil liegt im geringen Investitionsbedarf der zahntechnischen Labore, da sie lediglich die Digitalisierungseinheit und die CAD-Software anschaffen müssen [15, 125]. Bei einigen Fräszentren besteht zusätzlich die Möglichkeit Modelle oder Abformungen zur Digitalisierung direkt einzusenden [15,

80]. Wie auch bei der Labside-Produktion können alternativ intraoral gewonnene Datensätze direkt an das Fertigungszentrum übermittelt werden [43, 42].

2.2.3 Funktionsweise der CAD/CAM-Systeme

2.2.3.1 Erstellung eines Datensatzes

Der erste Schritt in der CAD/CAM-Fertigungskette stellt die Überführung der klinischen Situation in einen digitalen Datensatz dar [43]. Je nach Restaurationsart und -umfang müssen nicht nur die präparierten Zähne (für Kronengerüste) oder Nachbarzähne, sondern auch die Relationen mehrerer Stümpfe zueinander und die antagonistische Zahnreihe bis hin zu gesamten Zahnbögen erfasst werden [82, 92, 125].

2.2.3.1.1 Extraorale Digitalisierung

Grundlage der heute vorwiegend eingesetzten extraoralen Digitalisierung ist eine konventionelle Abformung mit anschließender Modellherstellung [94]. Vorteilhaft ist neben der Vermessung ohne störende Blutung und Speichelfluss, eine höhere Messgenauigkeit der Laborscanner gegenüber intraoralen Scannern [90].

Zur extraoralen 3-D-Datenerfassung stehen zum einen die mechanische und zum anderen die berührungsfreie optische Vermessung zur Verfügung.

Bei der mechanischen Vermessung wird das Meistermodell zeilenweise mit Hilfe einer Abtastnadel abgetastet [15, 82, 127]. Diese Auslenkungen werden registriert, wobei die Größe und die Form des Tasters für die Erfassung feiner Strukturen ausschlaggebend sind.

Berührungsfreie optische Verfahren basieren meist auf dem Prinzip der Triangulation [71, 127]. Der dabei verwendete optische Sensor besteht immer aus einer Sendeeinheit (Lichtquelle) und einer Empfangseinheit (CCD-Kamera), die in einem bekannten Winkel (Triangulationswinkel) zueinander angeordnet sind. Als

Lichtquellen dienen vorwiegend Weißlicht oder ein Laserstrahl. Trifft das eingesetzte optische Signal auf das zu erfassende Objekt, wird das Signal in Amplitude, Phase, Polarisation oder Richtung verändert. Eine anschließende Auswertung der Veränderungen erlaubt die Ableitung der Oberflächenstruktur des Objektes [15, 71, 82]. Bei langen Präparationsflächen oder durch Nachbarzähne können aufgrund des Winkels zwischen der Sende- und Empfangseinheit Abschattungen auftreten, die Mehrfachaufnahmen und deren anschließende Zusammenführung („Matching“) nötig machen. Dieser Vorgang ist immer mit einem zusätzlichen Fehler behaftet [90, 96, 126-127]. Neuere Messverfahren, bei denen beide Einheiten auf einer Achse liegen (kollineare Verfahren), zeigen diese Problematik nicht mehr [90]. Bei den optischen Scannern kann zwischen Punkt- und Linien- oder Flächensensoren unterschieden werden. Die letztgenannten erfassen mehrere Oberflächenmesspunkte gleichzeitig, was einen enormen Zeitvorteil bewirkt. Daher werden für die intraorale Datenerfassung, wo die Zeit der Vermessung sehr kurz gehalten werden muss um Verwacklungen zu vermeiden, ausschließlich Flächensensoren verwendet [90, 92]. Die Genauigkeit der optischen Vermessung korreliert negativ mit steigendem Reflektionsgrad und Streuung der Oberfläche. Wegen ihrer diffusen Lichtstreuung zeigt eine Gipsoberfläche ideale Voraussetzungen. Eine transparente Zahnoberfläche muss hingegen getrocknet und mit einem Pulver oder Spray beschichtet werden [90, 92], was zu Messfehlern bei der Digitalisierung führt [126]. Bei einigen aktuellen Systemen kann laut Herstellerangaben allerdings auf eine Puderapplikation verzichtet werden [42].

Generell zeigen optische Verfahren im Vergleich zu den mechanischen, eine einfachere, schnellere und berührungslose Datenerfassung. Gerade beim Erfassen von komplexen Präparationsgeometrien, wie sie bei Inlays oder Teilkronen auftreten, machen sich die Vorteile bemerkbar [71, 90, 92]. Daher werden diese heutzutage vorwiegend eingesetzt [127].

2.2.3.1.2 Intraorale Digitalisierung

Mit Hilfe der digitalen intraoralen Abformung (Computer Aided Impressioning) wird die konventionelle Abformung und anschließende Modellherstellung der klinischen Situation umgangen [42, 82].

Die mit der konventionellen Abformung verknüpften Fehlerquellen, wie Lösen der Abformmasse aus dem Löffel, Desinfektion der Abformung, Verzug durch begrenzte Lagerfähigkeit, etc., können durch die intraorale Datenerfassung vermieden werden. Auch die häufig präsenste mangelnde Qualität konventioneller Abformungen könnte somit verbessert werden [23, 43, 42].

Die intraoral gewonnen Datensätze können entweder im Sinne des Chairside-Konzeptes direkt in der zahnärztlichen Praxis weiterverarbeitet werden oder werden via Internet an das zahntechnische Labor weitergeleitet [15, 43, 42]. Im Labor kann dann mit der Konstruktion des Zahnersatzes begonnen werden (Labside-Konzept). Alternativ kann auch auf die zentrale Fertigung in Fräszentren zurückgegriffen werden [43].

Die intraorale Datenerfassung bietet Vorteile für Patient, Zahnarzt und Zahntechniker [15, 24, 43, 42, 92, 125]. Auf Patientenseite sprechen einerseits die Möglichkeit der Chairside-Versorgung in einer Behandlungssitzung und andererseits der höhere Komfort im Vergleich zur konventionellen Abformung für diese Technik. Die intraorale Datenerfassung bietet die Möglichkeit, die konventionellen Fehlerquellen und deren Fortpflanzung zu vermeiden. Der Zahnarzt hat die Möglichkeit die Präparation direkt am Bildschirm in starker Vergrößerung zu kontrollieren und kann bei fehlerhafter Darstellung selektiv nachscannen, so dass eine aufwendige Zweitabformung umgangen werden kann. Der Materialaufwand ist geringer, eine Desinfektion der Abformung entfällt und die Lagerung der Modelle ist durch einfache Datenspeicherung ersetzt. Nach der Datenübermittlung können Zahnarzt und Zahntechniker zeitgleich auf den digitalen Datensatz zugreifen, was die Kommunikation vereinfacht und Missverständnisse vermeidet. Im Labor kann durch die weitgehend automatisierte und parallel ablaufende Herstellung von Restauration

und Modell einerseits und durch den Entfall des Einartikulierens andererseits, ebenfalls Zeit eingespart werden.

Nachteilig sind die meist erforderliche Oberflächenmattierung (Puder- oder Sprayapplikation) und die, im Vergleich mit den extraoralen Systemen, generell höhere Messungenauigkeit. Weiterhin ist die Datenübertragung via Internet mit Risiken behaftet und die Investitionskosten sind anfänglich hoch [24, 42, 90, 126].

Ein präzises Gingivamanagement (Darstellung der Präparationsgrenze, Blutstillung Trockenlegung) entfällt für die digitale Abformung ebenso wenig, wie für die konventionelle Abformung [42].

2.2.3.2 Computer gestützte Konstruktion (CAD)

Die Planung und Konstruktion des Zahnersatzes erfolgt auf Basis des generierten 3-D-Datensatzes unter Zuhilfenahme spezieller Software [125].

Mit Hilfe des CAD-Moduls wird ein Datensatz konstruiert, der später Ausgangspunkt für die computergestützte Fertigung (CAM-Prozess) ist [83]. Dieser muss sowohl den zahnärztlichen, als auch den fertigungstechnologischen Anforderungen Rechnung tragen.

Der Aufwand der Konstruktion und die Anforderung an die CAD-Software sind von der jeweiligen Restaurationsart abhängig [82]. Einfachste Anforderungen bestehen im automatischen Auffinden der Präparationsgrenze, der Variation der Schichtstärke der Gerüste und die Veränderung der Größe des Zementspalts. Zur Konstruktion von Brückengerüsten müssen die Form und Lage der Brückenglieder sowie Form, Lage und Durchmesser der Verbinder einstellbar sein. Auf die Berücksichtigung der okklusalen und approximalen Relationen könnte prinzipiell verzichtet werden, da diese mittels Keramikverblendung durch den Zahntechniker entstehen [82]. Beim so genannten „intelligenten Gerüstdesign“ erfolgt die Gerüstgestaltung unter Einbeziehung der Antagonisten, Nachbarzähne und der Gingiva. Daraus resultiert ein

gleichmäßiges Platzangebot für die spätere Verblendkeramik, wodurch das Risiko von Keramikabplatzungen reduziert wird [90, 126, 125].

Zur Erfassung der Antagonisten werden unterschiedliche Verfahren genutzt. Es können Registrate, korrekt einartikulierte Modelle oder die Kieferrelation direkt im Mund gescannt werden [42, 82].

Auch für die Rekonstruktion der Kauflächen oder den Ersatz fehlender Zähne existieren verschiedene Ansätze. Einerseits kann auf Zahnbibliotheken zurückgegriffen werden, andererseits können sowohl die klinische Situation vor der Präparation, ein Situationsmodell oder eine auf konventionellem Weg hergestellte Wachsrestauration digitalisiert werden [82, 126]. Weiterhin kann die Kaufläche durch virtuelles Aufwachsen am Computer simuliert werden [90]. Die automatische Kauflächengestaltung über die Methode des biogenerischen Zahnmodells, in die der Benutzer nicht oder nur sehr wenig eingreift, stellt das Ziel der Entwicklungen dar [90-91].

2.2.3.3 Computer gestützte Fertigung (CAM)

Der über das CAD-Modul hergestellte Konstruktionsdatensatz bildet die Grundlage für den CAM-Prozess [83]. Über das CAM-Modul erfolgt die Festlegung der technologischen Parameter (Bearbeitungsstrategie, Werkzeuge, Vorschübe, etc.) einerseits, und die anschließende Generierung der Fräsbahnen für die CNC-Maschine (Computer Numeric Control) andererseits [83].

Zur CAM-Fertigung werden derzeit vor allem Fräs- oder Schleifmaschinen eingesetzt, die aus industriell vorgefertigten Rohlingen den Zahnersatz subtraktiv herausarbeiten. Die Schleifeinheiten sind durch die Anzahl ihrer Schleifachsen gekennzeichnet, wobei 3-, 4- und 5-achsige Anlagen unterschieden werden [15, 125]. Bei den 3-achsigen Einheiten haben die Werkzeuge Freiheitsgrade in den drei räumlichen Richtungen (X-, Y-, Z-Achse) und verfügen über eine um 180° drehbare Schleifspindel. Ein Herausschleifen von Unterschnitten und divergierenden bzw.

konvergierenden Bereichen ist mit ihnen nicht möglich. Die 4-Achsen-Technologie verfügt neben den drei linearen Achsen noch über eine Rotationsachse (schwenkbare Spannbrücke), wodurch größere Werkstücke aus gleichen Rohlingen gefräst werden können. Die Fertigung von komplexen Geometrien (divergierende oder konvergierende Bereiche, Unterschnitte) ist mit 5-achsigen Maschinen möglich, bei denen zusätzlich noch die Schleifspindel drehbar ist [15]. Die Qualität der Restauration ist allerdings vorwiegend von der Qualität der Digitalisierung und Datenverarbeitung abhängig und nicht von der Anzahl der Achsen [15, 125].

Je nach System und verwendetem Material erfolgt der Schleifprozess mit oder ohne Wasserkühlung [15]. Bei der Verarbeitung von Zirkoniumoxid lassen in Abhängigkeit des Sintergrades der Rohlinge die Grün-, Weiß- und Hartbearbeitung unterscheiden (vgl. Kapitel 2.1.1.2 Oxidkeramiken) [15, 125], wobei die anschließende Sinterschrumpfung bei der Konstruktion berücksichtigt werden muss (Grün- und Weißbearbeitung) [83].

Zur additiven Fertigung von Zahnersatz gibt es bislang nur wenige Systeme. Die Technologien stammen hierbei aus dem Bereich des „schnellem Prototypenbaus“ (Rapid Prototyping) [125]. Beim so genannten Wachsdrucken (3D-Drucken) werden maschinell aus kleinen Tropfen eines wachsartigen Kunststoffes Vollkronen und Gerüste geformt („Ink-Jet-Prinzip“). Diese werden anschließend mittels Gusstechnik weiterverarbeitet [126, 125]. Ein weiteres Verfahren stellt das „Selektive Laser Sintern“ dar. Ausgangsmaterial ist hierbei sinterfähiges Pulver. Dieses wird mittels Laser Schicht für Schicht zu Zahnformen aufgebaut, was den Vorteil einer verschleißfreien Herstellung beliebiger Formen hat. Aktuell ist es möglich, auf diese Weise Gerüste für Kronen und Brücken aus Cobald-Chrom-Legierungen herzustellen. Das Lasersintern von Keramiken befindet sich hingegen noch in der Erprobungsphase [15, 90, 126, 125]. Die Stereolithografie (SLA) gehört ebenfalls zu den Produktionsverfahren des Rapid Prototyping. Hierbei wird die Zahnform aus lighthärtendem Kunststoff, der durch einen Laser schichtweise ausgehärtet wird, hergestellt. Wie auch schon beim Wachsdrucken erfolgt die Weiterverarbeitung

mittels dentaler Gusstechnik. Es lassen sich über dieses Verfahren außerdem Aufbissschienen und Schablonen herstellen [126, 125].

Ein anderer additiver Ansatz beruht auf dem Verfahren der Elektrophorese. Ähnlich der Galvanotechnik wird hierbei Aluminium- oder Zirkoniumoxidkeramik durch Abscheidung auf einen vergrößerten Stumpf aufgebracht [83, 126, 125].

2.3 Befestigungsmöglichkeiten für vollkeramischen Zahnersatz

Für die Wahl des Befestigungsmodus sind vor allem die Materialeigenschaften der verwendeten Keramik ausschlaggebend. Dabei können die hochfesten Keramiken mit einer Biegefestigkeit von mehr als 350 MPa (Lithiumdisilikat-Keramiken und Oxidkeramiken) konventionell oder adhäsiv befestigt werden. Keramiken mit geringerer Festigkeit (Silikatkeramiken) erfordern eine adhäsive Eingliederung [62, 73, 118]. Neben diesen werkstoffkundlichen Aspekten bestimmen ein trockenes Arbeitsfeld und die Präparationsgeometrie die Art der Befestigung. Somit muss die Wahl der Befestigungsmethode in die Behandlungsplanung einfließen und sollte nicht erst am Tag der Eingliederung getroffen werden [9, 118].

2.3.1 Konventionelle Befestigung

Das Prinzip der konventionellen Befestigung beruht auf der Erhöhung der Reibung zwischen Restauration und präpariertem Zahn durch Verkeilung [10, 88]. Daher stellt eine ausreichende Retentions- und Widerstandsform des Pfeilerzahnes die Voraussetzung für die Befestigung mittels konventioneller Zemente dar [118, 126]. Die Retention der Restauration ist vom Umfang und der Höhe des Stumpfes, dem

Präparationswinkel, der Rauheit des Stumpfes und den Eigenschaften des Zements abhängig [88, 108, 126].

Da es bei der konventionellen Befestigung nicht zu einem kraft- und spannungsschlüssigen Verbund von Restauration und Zahn kommt, ist die Belastbarkeit der Restauration von deren Eigenfestigkeit abhängig. Aus diesem Grund beschränkt sich die konventionelle Zementierung auf die hochfesten Keramiken [62, 73, 108, 118]. Ein weiteres Ausschlusskriterium der konventionellen Befestigung liegt im Falle vollkeramischer Restaurationen mit intrakoronalen Verbundzonen (z.B. bei Inlays) vor. Der Grund hierfür besteht darin, dass mit Keramiken niemals eine schützende Abdeckung der Zementfuge hergestellt werden kann [58].

Die Vorteile der konventionellen Befestigung liegen in der weitestgehend feuchtigkeitsunabhängigen Abbindereaktion, der einfachen Handhabung und den geringeren Materialkosten. Weiterhin ist sie auch in klinischen Situationen anwendbar, in denen die adhäsive Befestigung aufgrund einer Oberflächenkontaminierung durch Blut, Sulkusflüssigkeit oder Speichel ausscheidet [126, 130].

Im Vergleich zu den adhäsiven Befestigungsmaterialien zeigen die konventionellen Zemente (Zinkoxidphosphatzemente und Glasionomerezemente) deutlich geringere Retentionswerte [130]. Weiterhin können die opaken konventionellen Zemente die Transluzenz vollkeramischer Restaurationen beeinträchtigen [118].

Neben den konventionellen Zinkoxidphosphat- und Glasionomerezementen (GIZ), werden heutzutage auch kunststoffverstärkte GIZ empfohlen [9, 108, 130, 135].

Die Zemente bestehen in der Regel aus einem Pulver (Gemisch von Metalloxiden) und einer Flüssigkeit (Säure), die miteinander vermischt werden. Anschließend kommt es durch die Reaktion der beiden Komponenten zur Aushärtung [88].

Im Vergleich zu den Zinkoxidphosphatzementen zeigen die GIZ eine chemische Haftung an der Zahnhartsubstanz und eine kariostatische Wirkung durch die Freisetzung von Fluoriden [10, 81]. In ihren Materialeigenschaften sind sie den Zinkoxidphosphatzementen ebenbürtig bis überlegen [88].

Die kunststoffverstärkten Glasionomerezemente sollen die Vorteile der Befestigungskomposite (geringe Löslichkeit, Verbund zur Zahnhartsubstanz und Restauration, etc.) mit denen der konventionellen GIZ (einfache Handhabung, Fluoridfreigabe) vereinen. Neben der Säure besteht die Flüssigkeit aus hydrophilen Monomeren. Bei der Abbindung findet neben der Säure-Base-Reaktion auch eine initiale Polymerisation statt. Letztere macht die kunststoffverstärkten GIZ im Anfangsstadium stabiler und unempfindlicher gegenüber Feuchtigkeitsveränderungen. Die Haftfestigkeit an der Zahnhartsubstanz ist bei Verwendung eines passenden Konditionierers gegenüber den konventionellen GIZ erhöht [10, 81, 135].

2.3.2 Adhäsive Befestigung

Die adhäsive Befestigung wird immer dann empfohlen, wenn die verwendeten Keramiken Biegefestigkeiten unter 350 MPa aufweisen [62, 73, 118]. Weiterhin ist sie für Restaurationen, bei denen intrakoronale Verbundzonen auftreten (z.B. Inlays) unabdingbar [58]. Auch bei unzureichender Retentionsform und Widerstandsform (Stumpfhöhe <4 mm, Präparationswinkel >10°) sollte auf die adhäsive Befestigung zurückgegriffen werden [17, 28-29, 108]. Im Frontzahnbereich bringt die adhäsive Befestigung ästhetische Vorteile, da durch die Verwendung zahnfarbender Befestigungskomposite die Transluzenz der Keramik nicht beeinträchtigt wird [118]. Ein weiterer Vorteil besteht in der verbesserten Randspaltqualität ohne Mikrospalten zwischen Zahn und Restauration [17, 118].

Kennzeichnend für die adhäsive Befestigung ist ein kraftschlüssiger Verbund von Restauration und Zahnhartsubstanz. Dadurch bildet die Innenfläche der Restauration keine Grenzfläche mehr und rissbildende Zugspannungen werden verhindert. Die somit erzielte deutliche Festigkeitssteigerung macht den Einsatz der Silikatkeramiken erst möglich [17, 118]. Der kraftschlüssige Verbund stabilisiert

ebenfalls die Restzahnschubstanz, was bei nicht zirkulärer Präparation (z.B. bei Teilkronen) erforderlich ist [17, 73].

Vorraussetzung für die adhäsive Verankerung ist eine spezielle Konditionierung der Zahnhartschubstanz und der keramischen Innenflächen, die Verwendung eines passenden Kompositklebers sowie eine absolute Trockenlegung des Arbeitsbereiches [108, 118].

Zur Vorbehandlung der Zahnhartschubstanz existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Techniken und zugehöriger Adhäsivsysteme, die sich in der Anzahl ihrer Arbeitsschritte und der Herangehensweise unterscheiden. Prinzipiell muss die Vorbehandlung des Zahnschmelzes von der des Dentins abgegrenzt werden. Der effektivste Weg der Schmelzvorbehandlung ist die Ätzung mit 30 bis 40 % Phosphorsäure für 30 s [38]. Ein anschließend aufgetragenes Bonding Agent oder Adhäsiv penetriert in die so vergrößerte Oberfläche des Schmelzes und stellt nach Polymerisation eine mikromechanische Verankerung dar [73].

Der Haftverbund zwischen Dentin und Befestigungsmaterial ist aufgrund der Feuchtigkeit (Dentinliquor), der tubulären Mikrostruktur (Dentintubuli) und einem Anteil von ca. 25 % organischer Substanz deutlich komplizierter [10, 73]. Hierzu sind Dentinadhäsive nötig, die es erlauben hydrophobes Material an hydrophiles Dentin zu binden [48]. Derzeit werden nur solche empfohlen, die eine selektive Schmelzätzung mit Phosphorsäure vorsehen, da somit deutlich bessere Randqualitäten erreicht werden [38, 73].

Die Konditionierung der keramischen Oberflächen ist abhängig von der verwendeten Keramik. Bei Silikatkeramiken resultiert nach Ätzung mit 5 %iger Flussssäure durch das partielle Auflösen des SiO_2 -Netzwerkes eine deutlich angeraute Oberfläche. Anschließend aufgetragenes Silan führt zur Hydrophobierung der Oberfläche und ermöglicht einen festen Verbund von Befestigungskomposite und Keramik [55, 118]. Glasinfiltrierte und dicht gesinterte Oxidkeramiken gelten als säureresistent und können nicht mit Flussssäure konditioniert werden [17, 62, 118]. Daher muss zur adhäsiven Befestigung auf andere Verfahren ausgewichen werden. Bei glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramiken kann durch tribochemische Silikatisierung

die Oberfläche aktiviert werden. Dabei werden silikatummantelte Partikel mit hoher Geschwindigkeit auf die Keramikoberfläche gestrahlt. Es resultiert eine Silikatschicht, die anschließend mit einem Haftsilan beschichtet wird, so dass ein dauerhafter Verbund zu den klassischen Befestigungskompositen möglich ist [17, 118]. Eine Alternative stellt die Verwendung eines modifizierten Kompositklebers (z.B. Panavia 21, Kuraray Europe GmbH, Deutschland) auf korundgestrahlter (50 μm - Al_2O_3 -Partikel, Druck von 1 bar) Oberfläche dar. Das enthaltene adhäsive Phosphatmolekül 10-Methacryloyoxydecyl dihydrogen phosphat (MDP) bindet dabei chemisch an Metalloxide [17, 118].

Beide Methoden können ebenfalls zur adhäsiven Befestigung dichtgesinterter Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken angewendet werden [62], wobei hier allerdings die modifizierten Kompositkleber bessere Langzeitergebnisse zeigen [17, 39]. Eine Vorbehandlung mittels Korundstrahlung erhöht die Haftwerte signifikant (auch bei konventioneller Befestigung mittels Zinkoxidphosphatzement oder GIZ) [120]. Sie wird bei Zirkoniumoxidkeramiken aufgrund möglicher Strukturschädigungen (Mikrorisse) allerdings kontrovers diskutiert [62, 120]. Im Vergleich zu den konventionellen Zementen und den kunststoffverstärkten GIZ ist die Haftfestigkeit der MDP-enthaltenden modifizierten Kunststoffkleber deutlich verbessert [120, 135]. Eine weitere Möglichkeit zur adhäsiven Befestigung dichtgesinterter Oxidkeramiken ist die Verwendung eines Metall- oder Zirkonprimers auf vorher korundgestrahlter Oberfläche [118].

Die klassischen Befestigungskompositen ähneln in ihrer Zusammensetzung den restaurativ eingesetzten Kompositen. Mit dual- und selbsthärtenden Systemen wird auch in Regionen, die mittels UV-Licht nicht zugänglich sind, eine ausreichende Polymerisation erreicht. Bei deren Verwendung muss allerdings auf selbstätzende Adhäsive verzichtet werden, da die enthaltenen sauren Bestandteile die Initiatoren (basische Amine) der Polymerisation hemmen können. Die Vorteile lichthärtender Kleber liegt in der gezielt steuerbaren Polymerisation und somit sehr variablen

Verarbeitungszeit. Diese ist vor allem bei den chemisch härtenden sehr kurz und zu dem nicht steuerbar [10, 17, 73, 118].

Eine Alternative zu der sehr komplexen und fehleranfälligen klassischen adhäsiven Befestigung liegt in der Verwendung so genannter „selbstadhäsiver Befestigungsmaterialien“ (z.B. RelayX Unicem, 3M ESPE AG, Deutschland) [10, 118, 130]. Sie wurden unter die Komposite eingeteilt. Die Härtung erfolgt rein chemisch oder kann alternativ durch Licht initiiert werden. Als Hauptabbindereaktion findet eine radikalische Polymerisation statt. Daher sind Druckfestigkeit, Löslichkeit und Quellung ähnlich wie bei den Befestigungskompositen [10]. Enthaltene saure Monomere erzielen eine Haftung an der Zahnhartsubstanz [73, 118]. Somit kann die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz auf eine Reinigung reduziert werden, was die Anwendung deutlich vereinfacht [10, 73, 130]. Eine absolute Trockenlegung ist nicht nötig und daher eine Anwendung bei subgingivaler Lage des Präparationsrandes möglich [118]. Eine entsprechende Konditionierung der Keramik bleibt allerdings erforderlich [34, 118]. Die selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien erzielen am Dentin ähnliche Retentionswerte wie die klassischen Systeme. Demgegenüber fällt die Schmelzhaftung geringer [118, 130]. Daher eignen sie sich vorwiegend zur Befestigung von Kronen und Brücken. Bei rein schmelzbegrenzter Präparation empfiehlt sich hingegen eine klassische adhäsive Befestigung [118]. Bisher liegen allerdings keine Daten aus klinischen Langzeituntersuchungen vor [10, 9, 34, 118].

2.4 Einfluss des Präparationsdesigns auf vollkeramischen Zahnersatz

Durch die Präparation wird die geometrische Voraussetzung zur Aufnahme des festsitzenden Zahnersatzes geschaffen [100]. Sie hat somit großen Einfluss auf den langfristigen Erfolg einer Restauration, wobei biologische und technische Anforderungen oft im Widerspruch zueinander stehen [123].

Der nötige Substanzabtrag einer Präparation wird neben den materialspezifischen Anforderungen durch klinische Faktoren, wie den Zustand des Zahnes, ästhetische und funktionelle Aspekte, Zahnstellung, Okklusionsverhältnisse und Wünsche des Patienten bestimmt [31, 123]. Dabei stellt die Vitalerhaltung der Pulpa stellt, neben der Schonung des Parodontiums und der Nachbarzähne, das oberste Ziel dar [47]. Dies wird durch ein minimalinvasives Vorgehen gewährleistet, wobei nach *Edelhoff et al.* je nach Ausführung der Präparation erhebliche Unterschiede im Zahnhartsubstanzabtrag bestehen [30-31].

Aufgrund der unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften von Keramiken und Metallen, sind auch die Konstruktion und die Verarbeitung des Zahnersatzes unterschiedlich. Keramiken zeichnen sich durch hohe Druckfestigkeit und geringe Biegefestigkeit aus. Daher sollten Zugspannungen in einer Keramikkonstruktion vermieden und möglichst Druckspannungen umgewandelt werden. Dies kann durch den Zahntechniker nur bei entsprechender Präparation des Zahnes umgesetzt werden [106].

Neben der Stumpfpräparation und den mechanischen Eigenschaften der jeweiligen Keramik wird die Bruchfestigkeit einer vollkeramischen Krone durch zahlreiche weitere Faktoren bestimmt [73, 106]. Unter den in Abbildung 4 dargestellten Faktoren, die miteinander in Wechselwirkung stehen, spielt die Präparation eine entscheidende Rolle.

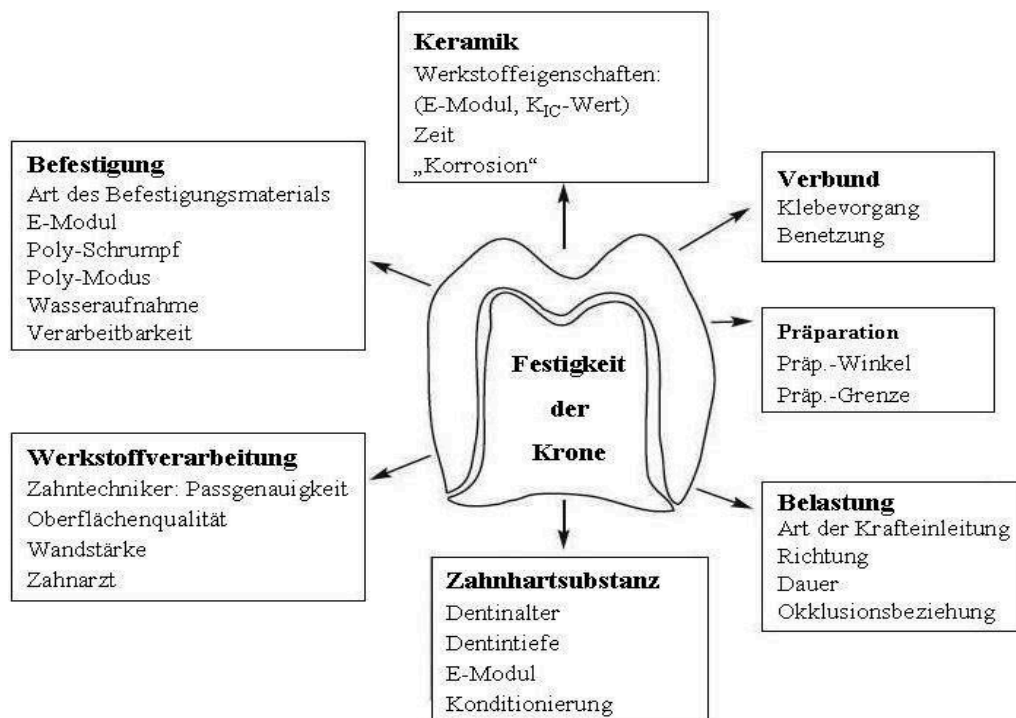


Abbildung 4: Mögliche Faktoren, welche die Bruchfestigkeit vollkeramischer Kronen beeinflussen; Abbildung modifiziert nach [106]

Bei konventionellen Kronenversorgungen wird in einem Zeitraum von 10 Jahren in 15 % der Fälle ein Vitalitätsverlust beobachtet [103-104]. Um die Wahrscheinlichkeit einer irreversiblen Schädigung der Pulpa zu minimieren, sollte nach der Präparation eine Restdicke vitalen Dentins von 0,7 mm verbleiben [100, 103-104]. Weiterhin stellen der Temperaturanstieg während der Präparation sowie ein okklusales Trauma nach der Eingliederung der Restauration wichtige Punkte für die Prognose der Vitalität dar [104]. Ersterer wird von der Drehzahl, dem Anpressdruck, der Geometrie und des Aufbaus des Präparationsinstruments sowie der Wasserkühlung beeinflusst [47, 104]. Ein ausreichender Kühleffekt wird durch die Verwendung von Dreidüsen-spraysystemen und einer Spraywassermenge von ca. 50 ml/min erreicht [47, 64-65, 100, 123]. Bei der Verwendung rotierender Instrumente mit

Durchmessern von $>1,8$ mm oder Längen von >19 mm ist eine zusätzliche Wasserkühlung angezeigt [47, 123].

Die Qualität einer festsitzenden Restauration wird neben ihrer Ästhetik, Festigkeit und Biokompatibilität, vor allem durch ihre innere Passung und den Randschluss bestimmt [78]. Voraussetzung zur Erzielung eines optimalen Randschlusses ist eine definierte Präparationsgrenze, welche sich in der Abformung und am Modell eindeutig nachvollziehen lässt [47, 86]. Mängel im Randbereich begünstigen das Auftreten von Sekundärkaries und parodontalen Erkrankungen [70, 78, 111]. Letztgenannte stellen die häufigste Ursache dar, die zu einer vorzeitigen Abnahme einer Krone oder Brücke führen. Nach *Spiekermann* sollte ein optimaler Kronenrand an der Präparationsgrenze enden, korrekt auskonturiert sein sowie eine Randspaltbreite von 50 bis 100 μm nicht überschreiten [122]. In der Praxis werden diese Forderungen allerdings selten erreicht. So zeigte sich, dass nur etwa 20 % der untersuchten Kronen einen dementsprechenden Kronenrand aufwiesen, wobei die durchschnittliche Zementspaltbreite bei 382 μm lag. Zu große Randspaltbreiten können aufgrund der Löslichkeit der Zemente nicht dauerhaft ausgeglichen werden [111]. Hinzu kommt noch die Tatsache, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zements mit der dritten Potenz der Spaltbreite wächst [66].

2.4.1 Lage und Design der Präparationsgrenze

Die Präparationsgrenze kann supra-, iso- oder subgingival bzw. infrasukkular verlaufen [100].

Da subgingivale Restaurationsränder eher zu Entzündungen des marginalen Parodontiums führen, ist aus parodontologischer Sicht eine supra- oder epigingivale Lage prinzipiell anzustreben [8, 40-41, 100]. Weiterhin ist ein, wie früher angenommen, erhöhter Kariesschutz durch subgingivale Kronenränder, eindeutig widerlegt [116]. Aufgrund der leichter durchführbaren Präparation, Abformung und Kontrolle des Randschlusses ist die Randpassung bei oberhalb des Gingivasaumes

endenden Rändern signifikant besser [86, 100]. Außerdem lässt sich so die befestigungsbedingt auftretende Befestigungsfuge zusätzlich noch polieren, was die Plaqueretention reduziert. Der präparationsbedingte Substanzabtrag ist ebenfalls als geringer einzuschätzen. So wird bei einer supragingivalen Stufenpräparation etwa ebensoviel Zahnhartsubstanz abgetragen wie bei einer subgingivalen Tangentialpräparation. Außerdem ist eine, im Rahmen der adhäsiven Befestigung zwingend notwendige absolute Trockenlegung des Arbeitsfeldes, erleichtert. Diese Befestigungsart vollkeramischer Kronen erlaubt durch die Verwendung der zahnfarbenden Befestigungskomposite annähernd unsichtbare Befestigungsfugen. Somit kann eine aus ästhetischen Gründen subgingival verlaufende Präparation oft umgangen werden [8].

In Bereichen, in denen ästhetische Gesichtspunkte dominieren, kann eine leicht infrasukkuläre Lage (0,5 - 0,8 mm) des Kronenrandes indiziert sein. Auch kann die Defektmorphologie oder die Schaffung eines „ferrule designs“ bei wurzelbehandelten Zähnen eine solche Präparation nötig machen [40-41, 100, 123]. In diesen Situationen muss auf die Einhaltung der „biologische Breite“ geachtet werden [40-41, 100, 123]. Sie beschreibt den Bereich des Parodontiums zwischen dem Limbus alveolaris und dem Sulkusboden und umfasst das bindegewebige sowie epitheliale Attachment (Abbildung 5) [18, 40, 123]. Addiert man zur Höhe der biologischen Breite noch die Sulkustiefe hinzu, spricht man vom „dentogingivalen Komplex“ [40, 123]. Eine Verletzung der biologischen Breite hat meist eine Rezession der Gingiva oder eine persistierende Parodontitis zur Folge [18, 40-41, 123]. Daher sollte vor der Präparation eine Messung des dentogingivalen Komplexes durch ein Sondieren bis auf den Knochen („Sounding“) erfolgen [123]. In bestimmten Situationen, wie weit nach subgingival reichenden Defekten oder aus ästhetischen Gründen, kann eine Einhaltung nicht immer möglich sein. In solchen Fällen sollte präprothetisch durch eine chirurgische Kronenverlängerung die Zone der biologischen Breite nach apikal verlegt werden [18, 41]. Alternativ ist eine kieferorthopädische Extrusion in Betracht zu ziehen [123]. Auch die Gewinnung ausreichender Retentionsflächen bei kurzen klinischen Kronen kann diese

Maßnahmen erfordern, wobei dies mittels adhäsiver Befestigungsmethoden heutzutage oft umgangen werden kann [18].

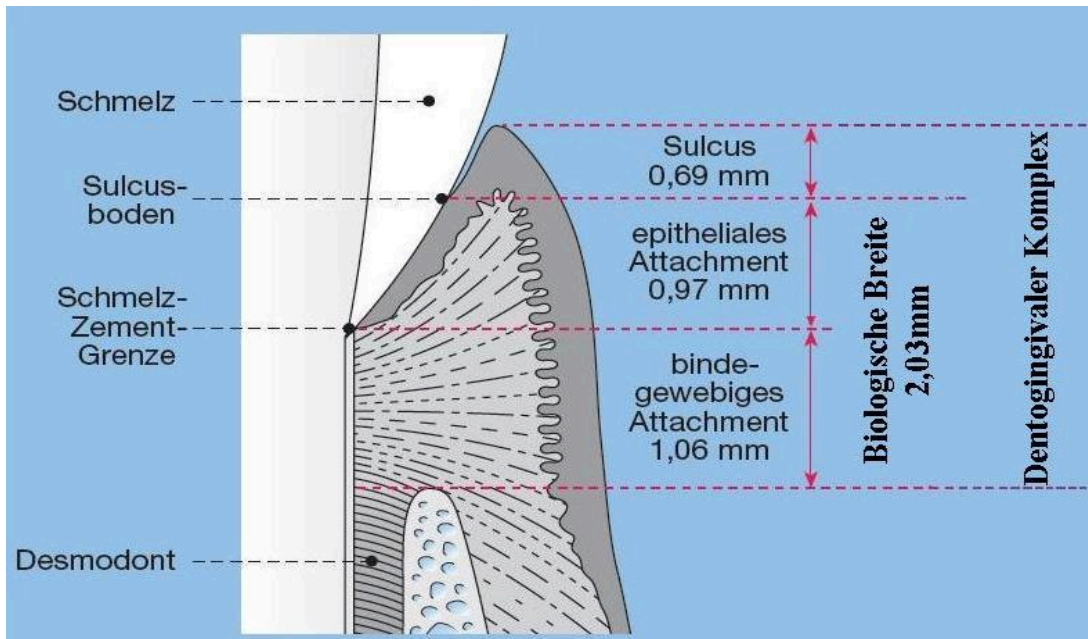


Abbildung 5: „Biologische Breite“ und „Dentogingivaler Komplex“; Abbildung modifiziert nach [18]

Für die Gestaltung der Präparationsgrenze stehen prinzipiell verschiedene Designs zur Verfügung: Tangentialpräparation, Hohlkehlpräparation, Stufenpräparation (mit bzw. ohne abgerundeter Innenkante) und Stufenpräparation mit Abschrägung [100, 123].

Die Vorteile einer **Tangentialpräparation** liegen in der Schonung der Zahnhartsubstanz und der einfachen Durchführbarkeit [123]. Die vertikale Distanz der durch die Befestigung unvermeidbar entstehenden Befestigungsfuge ist zwar ausschließlich vom Präparationswinkel des Zahnstumpfes abhängig, jedoch fällt die exponierte Schicht des Befestigungsmaterials bei stufenloser Präparation geringer aus als bei Stufenpräparation (Abbildung 6) [26]. Da die konventionellen

Befestigungszemente gegenüber dem korrosiven Mundmilieu löslich sind und zudem die Auflösungsgeschwindigkeit mit Zunahme der Spaltbreite wächst, zeigt sich die tangentielle Präparation diesbezüglich als vorteilhaft [26, 66].

Die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumoxidkeramik ist bei einer Tangentialpräparation klinisch ausreichend ($>1000\text{ N}$) und mit einer Hohlkehlpräparation vergleichbar [3].

Nachteilig sind häufig nicht eindeutig erkennbare Präparationsgrenzen und daraus folgend größere Randspaltbreiten sowie zervikale Überschreitungen der Präparationsgrenze [86, 100, 116, 123]. Weiterhin macht das fehlende, marginale Platzangebot eine Überkonturierung der künstlichen Krone nötig [100, 123].

Daher sollte, trotz der genannten Vorteile, eine tangentielle Präparation für die Aufnahme einer vollkeramischen Krone keine Anwendung finden [73].

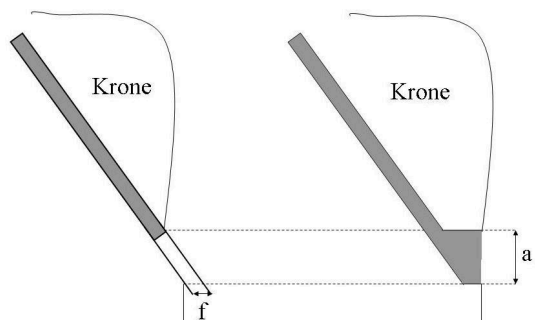


Abbildung 6: Dem Mundmilieu exponierte Schicht des Befestigungsmaterials bei stufenloser (links) und Stufenpräparation (rechts); a: zervikale Diskrepanz; f: Schichtdicke auf der Mantelfläche; eigene Darstellung in Anlehnung an [26].

Eine **Hohlkehlpräparation** ergibt eine deutliche Präparationsgrenze [100, 123], wobei der Winkel zwischen beschliffener und unbeschliffener Zahnhartsubstanz bei etwa 120° liegt [100]. So entstehen Flächen, die annähernd senkrecht zur Krafteinwirkung stehen und damit Drucklasten aufnehmen, was den mechanischen Eigenschaften der Keramik Rechnung trägt [106].

Aufgrund unterschiedlicher Werkstoffeigenschaften der verschiedenen Keramiken gelten unterschiedliche Mindeststärken [73]. Die marginale Präparationstiefe sollte

bei Lithiumdisilikat-Keramiken mindestens 0,8 mm und bei Oxidkeramiken mindestens 0,5 mm betragen. Hingegen sollte bei der Verwendung von Keramiken mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa (Feldspatkeramiken und Glaskeramiken) auf eine Stufenpräparation ausgewichen werden. Im Gegensatz zur Stufenpräparation ist die Präparation einer Hohlkehle technisch einfacher und die Gefahr einer „Badewannenbildung“ geringer [106].

Sie ist für Vollguss-, Verblendkeramik- und Vollkeramikronen geeignet [40, 100]. Im Rahmen vollkeramischer Restaurationen ist sie, wenn aus materialkundlicher Sicht möglich, der Stufenpräparation vorzuziehen [106].

Eine **Stufenpräparation** führt ebenfalls zu einer deutlichen Präparationsgrenze [123], wobei der Winkel zwischen beschliffener und unbeschliffener Zahnhartsubstanz zwischen 90° und 110° liegt [100].

Sie ist für alle Vollkeramikronen, unabhängig der verwendeten Keramik, geeignet [73] und sollte eine abgerundete Innenkante aufweisen [100]. Letzteres ist nötig, da an scharfkantigen Übergängen Spannungsspitzen entstehen, die zu einem Versagen der Konstruktion führen können [106].

Da okklusale Kräfte durch die Stufe optimal mitgetragen werden und somit Kerbwirkungen auf die lateralen Kronenflächen reduziert werden, zeigen sich bei dieser Präparationsform die höchsten Bruchwerte für Käppchen aus Zirkoniumoxidkeramik [3]. *Fenkse et al.* und *Meier et al.* konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite feststellen [36, 93]. Die geringste Bruchfestigkeit zeigten tendenziell Präparationen mit einer Stufenbreite von 0,8 mm. Stärkere, wie auch schwächere Präparationen zeigten höhere Werte. Letzteres kann eventuell dadurch begründet werden, dass eine gesteigerte Nachgiebigkeit stark reduzierter Zahnstümpfe die Bruchlast verringern kann [36].

Nachteilig ist der hohe Substanzverlust [123]. Die nach der Präparation verbleibende Restdentinstärke ist derjenige Einzelfaktor, der das Risiko eines Vitalitätsverlust am stärksten bestimmt. Nach der Präparation sollte sie daher mindestens 0,7 mm betragen [104], wobei bei jugendlichen Zähnen aufgrund der noch weiten

Dentinkanälchen eine möglichst doppelt so starke Schicht anzustreben ist [103]. Demgegenüber ist bei Restdentinstärken von 2 mm keine Pulpareaktion zu erwarten. Eine Abschätzung während der Präparation ist allerdings nicht möglich, da die Ausdehnung der Pulpa nicht mit der äußeren Zahnform in Zusammenhang steht. Lediglich approximal ist eine Abschätzung der Wandstärken mittels Röntgenbild möglich [103-104]. Eine Untersuchung von *Polansky et al.* zeigte, dass unter dieser Prämisse eine zirkuläre Stufenpräparation von 1,2 mm Breite mit innen abgerundeter Innenkante nur bei Molaren des Oberkiefers und dort auch nur in etwa 50 % der Fälle möglich ist. Wird allerdings die Stufenbreite auf 0,8 mm reduziert, so können nahezu alle Seitenzähne mit einer Mindestdentinstärke von 0,7 mm präpariert werden. Da die Reizdentinbildung vorwiegend im okklusalen Bereich stattfindet, zeigte sich kein Unterschied zwischen vorgeschädigten und kariesfreien Zähnen [103].

Die **Stufenpräparationen mit Abschrägung** eignet sich ausschließlich für metallgestützte Verblendkronen oder Vollgussrestaurationen. Durch die Abschrägung der Stufe sollte der Randschluss bei vergleichbarem Platzangebot optimiert werden. Da die Präparation technisch schwierig ist und häufig zu subgingival verlaufenden Kronenrändern führt, wird sie für Vollkronenpräparationen in der Regel nicht mehr verwendet [123].

2.4.2 Präparationswinkel

Die Definition des Präparationswinkels ist in der Literatur nicht einheitlich. In dieser Arbeit wird der Präparations- oder Konvergenzwinkel, in Anlehnung an *Rosenstiehl*, als der Winkel, der von den beiden gegenüberstehenden Wänden gebildet wird, definiert [113].

Der Präparationswinkel hat Einfluss auf den Halt (Retentions- und Widerstandsform), die innere Passung, die Größe des Randspaltes und den Befestigungsmodus der künstlichen Krone.

Für den dauerhaften Halt einer konventionell zementierten Restauration spielt die geometrische Form der Präparation, neben physikalischen und adhäsiven Eigenschaften des Zements, die entscheidende Rolle [45, 59, 133]. Selbst im Rahmen einer adhäsiven Befestigung kann, bei rein dentinbegrenzter Präparation, ein vollständig fehlender mechanischer Halt nicht sicher kompensiert werden [45]. Neben der Retention ist die Widerstandsform der Präparation für den Halt der Restauration ausschlaggebend, wobei beide untrennbar zusammenhängen und wiederum nicht zuletzt vom Präparationswinkel beeinflusst werden. Während unter Retention die Widerstandskraft gegen Dislokation entlang der Einschubrichtung verstanden wird [2, 45, 107, 121, 133], verhindert die Widerstandsform eine kippende Ablösung der Krone aufgrund von exzentrischen Belastungen (Abbildung 7) [2, 45-46, 107, 121, 133].

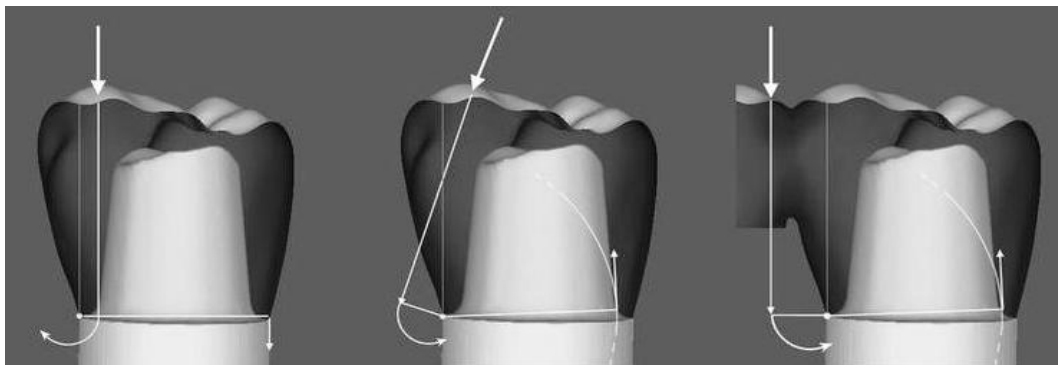


Abbildung 7: Widerstandsform einer Präparation: a) Parallel zur Einschubrichtung wirkende Kräfte erzeugen keine Kippmomente, sofern sie innerhalb der nach okklusal projizierten Präparationsgrenzen auftreten. b) Diagonal oder horizontal auftretende Kräfte erzeugen ein Torque, der die Krone um einen Punkt am Kronenrand rotieren lässt c) Außerhalb der Präparationsgrenzen können auch vertikal wirkende Kräfte eine Rotation bewirken; Abbildung entnommen aus [45].

Das Ausmaß der **Retention** wird von Parallelität der gegenüberliegenden Wände einer Präparation [22, 56, 59, 121], Oberflächenausdehnung der Präparation (Stumpflänge und -durchmesser, Retentionsrillen oder -kästen) [45, 59, 79, 85, 121], der Rauheit der Oberflächen [35, 45, 59] und dem Befestigungsmodus

(konventionell/adhäsiv) bzw. den Eigenschaften und der Filmdicke des verwendeten Befestigungsmaterials bestimmt [45, 59, 79, 85, 133].

Nach *Jørgensen* nimmt die Retention ausgehend von einer Wandneigung von 0° (parallel) bis zu 10° deutlich ab (Abbildung 8) [56]. So ist ein Anstieg des Summenwinkels von 5 auf 10° mit einem Retentionsverlust von etwa 50 % assoziiert. Präparationen mit einem 25°-Summenwinkel verzeichnen lediglich noch etwa ein fünftel der Retention, die bei Präparationen mit einem 5°-Summenwinkel zu finden ist. Nach *Wilson und Chan* liegt das Maximum der Retention hingegen nicht bei einem Winkel von 0°. In deren Untersuchung steigt die Retention von mit Zinkphosphat-Zement befestigten Kronen ausgehend von 0° an, wobei das Maximum zwischen 6° und 12° liegt. Bei Konvergenzwinkeln über 12° sinkt die Retention mit etwa 0,25 MPa pro Grad wieder ab (Abbildung 8) [131].

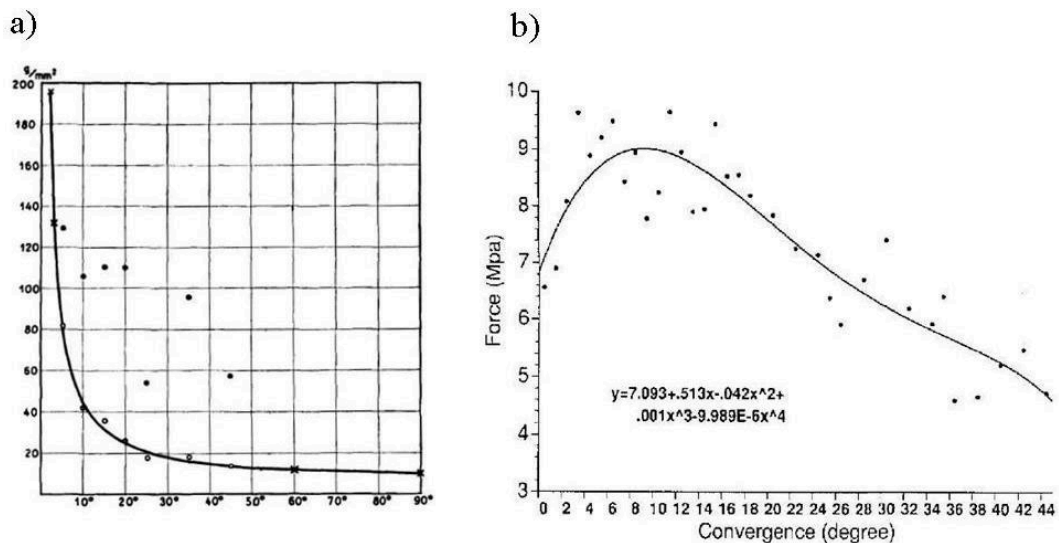


Abbildung 8: Abhängigkeit der Retention vom Grad der Wandneigung einer mit Phosphatzement zementierten Krone. a) nach *Jørgensen*; b) nach *Wilson und Chan*; Abbildungen entnommen aus [56, 131]

Die Ursachen hierfür sind im Haftmechanismus sowie in den physikalischen Eigenschaften der konventionellen Zemente zu suchen. Die Haftkraft zwischen

Krone und Zahnstumpf beruht auf einer Verriegelung durch Zementkörner. Konventionelle Zemente besitzen keine bzw. nur sehr schwache adhäsive Eigenschaften und weisen zudem nur eine sehr geringe Zugfestigkeit auf. Je konischer der Zahn präpariert ist, desto mehr wird der Zement bei abziehenden Kräften auf Zug belastet und so geringer ist die Retention, wie auch die Widerstandskraft gegenüber exzentrischen Kräften [20, 45-46]. Weiterhin nimmt bei zunehmender Konizität die Anzahl der möglichen Abzugsrichtungen zu, was einen Retentionsverlust begünstigt. Idealerweise sollte es nur eine einzige Einschubsrichtung geben. Dies ist durch ideale Präparationsformen bzw. Anlegen einer Retentionsrille möglich [45].

Der **Widerstand** gegenüber seitlich oder schräg auftreffenden Kräften (und nicht die Retention) stellt den ausschlaggebenden Faktor des mechanischen Kronenhaltes dar [133-134]. Hierzu nötige, rotationshemmende Flächen („Area of Resistance“) müssen in der Präparationsform angelegt sein. Sie liegen immer oberhalb des Punktes, an dem die Präparationsfläche die Tangente zur Kreisbahn bildet und stellen ein indirektes Maß für den mechanischen Halt einer Krone dar [20, 45-46, 102, 121]. Alle okklusal dieses Schnittpunktes gelegenen Punkte tragen zur Widerstandsform bei, da hier der Zement auf Druck belastet wird. Die gingival gelegenen Punkte hingegen nicht (Abbildung 9). Neben dem Präparationswinkel stellen die Länge und der Durchmesser des Stumpfes, die Passung der Krone (Größe der Zementfuge) und die Befestigung beeinflussende Parameter dar (Abbildung 10).

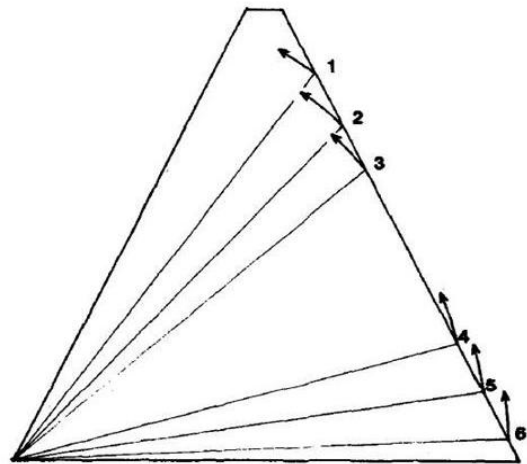
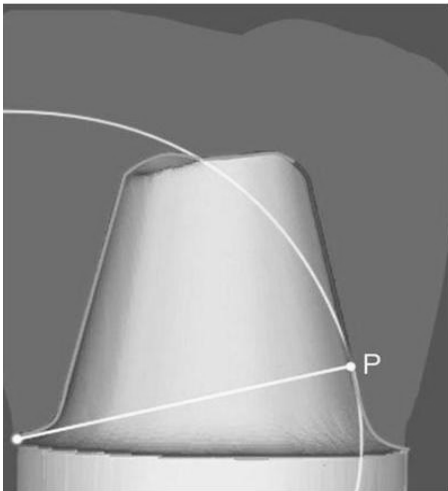


Abbildung 9: Links: Rotationshemmende Fläche; Abbildung entnommen aus [31]; Rechts: Die Punkte 1,2 und 3 tragen zur Widerstandsform bei, da die Richtung der Kreisbahn in den Zahn verläuft und hier der Zement auf Druck belastet wird. Die Punkte 4,5 und 6 tragen nicht dazu bei, da die Richtung der Kreisbahn am Zahn vorbei geht; Abbildung entnommen aus [102]

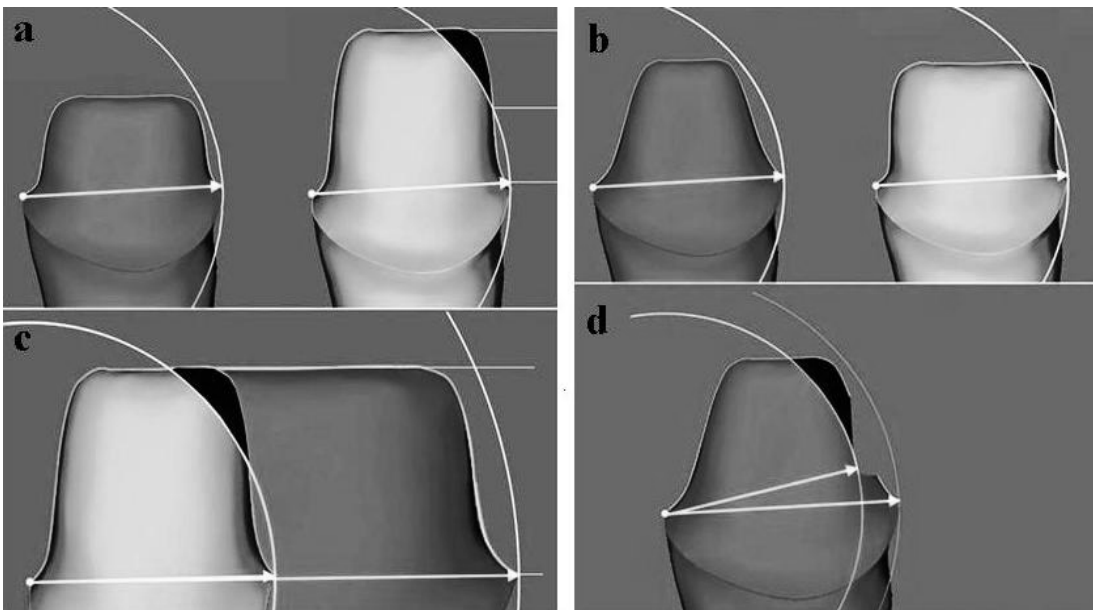


Abbildung 10: Die Ausdehnung der rotationshemmenden Fläche (schwarz dargestellt) ist abhängig von der Länge, Breite und Konizität des Stumpfes. a) Eine Zunahme der Stumpflänge erhöht den Halt; b) Ein kleinerer Konuswinkel erhöht den Halt c) Ein größerer Durchmesser verringert den Halt; d) Funktionsprinzip einer Retentionsrinne: Der geringere Abstand zur Drehachse sowie die geringere Konizität schafft einen rotationshemmenden Bereich; Abbildung entnommen aus [45].

Parker et al. postulierten einen mathematisch berechneten und somit theoretischen „limiting taper“, jenseits dessen ein adäquater Halt einer Krone nicht mehr gewährleistet ist („Alles-oder-nichts-Phänomen“) [101-102]. Die Grundlage dabei ist ein Höhe-zu-Basis-Verhältnis des präparierten Stumpfes. Demnach muss der Präparationswinkel bei steigendem Durchmesser bzw. sinkender Stumpfhöhe entsprechend kleiner ausfallen.

Nach *Wiskott et al.* besteht zwischen Konvergenzwinkel und dem Widerstand zementierten Kronen gegenüber dynamischer, seitlicher Belastung allerdings eine annähernd lineare Beziehung (Abbildung 11) [133]. Hierbei ist der Widerstand wiederum vom jeweiligen Befestigungsmaterial abhängig, wobei Zinkoxid-Eugenol-Zement die geringste Abhängigkeit vom Präparationswinkel zeigte.

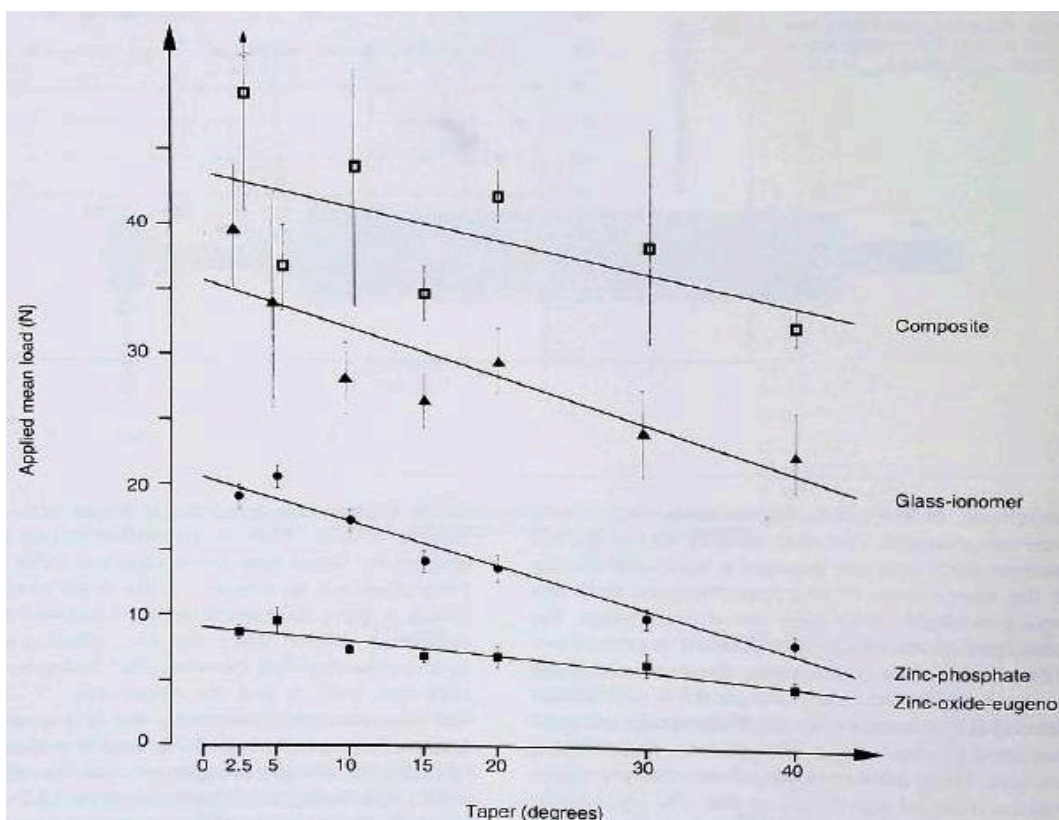


Abbildung 11: Beziehung zwischen Summenwinkel und dem Widerstand zementierter Kronen bei dynamischer Belastung für vier getestete Zemente; Abbildung entnommen aus [133].

Neben den bereits genannten Aspekten hat der Präparationswinkel Einfluss auf die zervikale sowie interne Passung. Da Kronenrand und Präparationsgrenze durch den Zementvorgang niemals aufeinander liegen können, resultiert zwangsläufig ein Randspalt. Nach *Demmel* verhält sich dieser gegenüber dem Konvergenzwinkel umgekehrt proportional, das heißt je größer der Konvergenzwinkel, desto kleiner ist die zervikale Diskrepanz (Abbildung 12) [8, 26]. Bestätigt wird dies durch mehrere Untersuchungen [12, 14, 22, 57]. *Beuer et al.* betrachteten in zwei Studien CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkoniumoxidkeramik. Die Randspaltbreiten fielen bei einem Präparationswinkel von 12° geringer aus, als bei steileren Winkeln (4° bzw. 8°) [12, 14]. Grund hierfür liegt vermutlich im Scannprozess, da bei größerem Konvergenzwinkel mehr Daten der Seitenwände erfasst werden können und somit ein präziseres Gerüst resultiert [12, 90]. Erstaunlicherweise führte bei einem Präparationswinkel von 12° ein Aufpassen der Zirkoniumoxid-Kronengerüste durch einen Zahntechniker zu keiner signifikant verbesserten Randpassung. Hingegen konnte dadurch bei kleineren Präparationswinkeln (4° bzw. 8°) eine Verbesserung erzielt werden [12].

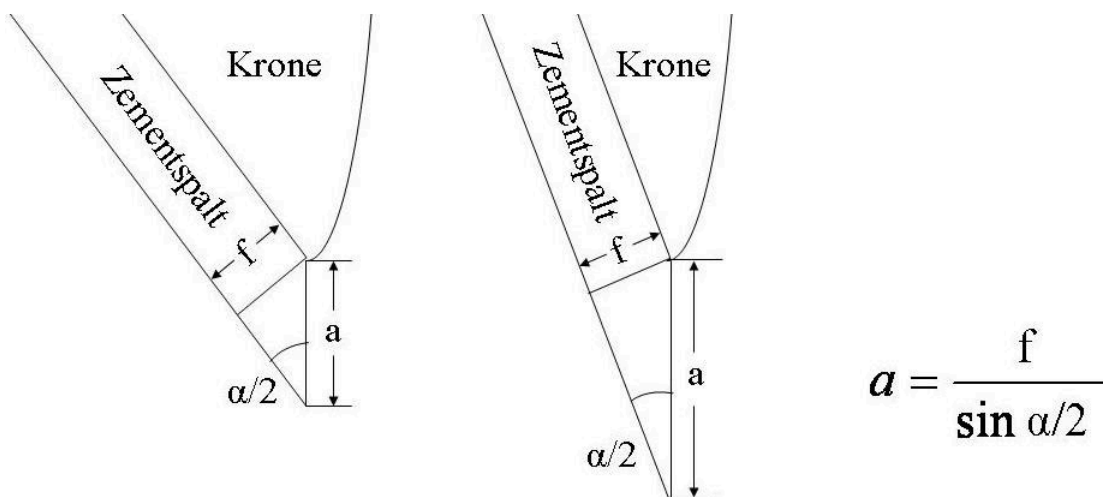


Abbildung 12: Beziehung zwischen der zervikalen Diskrepanz (a), der Schichtstärke des Zements (Korngröße) (f) und dem Konvergenzwinkel (α); eigene Darstellung in Anlehnung an [18].

Analog zur marginalen Passung zeigten verschiedene Untersuchungen, dass sich auch die interne Passung mit zunehmendem Präparationswinkel verbessert. *Beuer et al.* verglichen diesbezüglich Zirkoniumoxid-Gerüste bei drei verschiedenen Präparationswinkeln (4° , 8° und 12°) und fand bei einem Winkel von 12° die besten Ergebnisse [13]. Der Grund liegt vermutlich auch hier im besseren Scanprozess. Zusätzlich ist der Druck während der Befestigung vermutlich größer und der Abfluss des Befestigungsmaterials begünstigt, wenn der Präparationswinkel geringer ist. In anderen Untersuchungen führten ebenfalls die jeweils konischeren Winkel zur besseren internen Passung [54, 57, 136].

Da einerseits parallele Wände ohne Unterschnitte im Mund nur schwer zu beschleifen sind und andererseits auch die Restaurationen anschließend schwer aufsetzbar und zementierbar sind, empfiehlt *Shillingburg* einen Konvergenzwinkel von 6° für konventionell zementierte Vollgussrestaurationen [121]. *Chan et al.* empfehlen auf Grundlage ihrer Untersuchung Präparationswinkel zwischen 2° und 20° , da in diesem Bereich das Verhältnis zwischen optimaler Retention und minimaler zervikaler Diskrepanz besteht [22]. Nach Vermessung präparierter Zähne, empfehlen *Parker et al.* einen durchschnittlichen „limiting taper“ von 29° für Frontzähne, 33° für Eckzähne, 10° für Prämolaren und $8,4^\circ$ für Molaren [101]. *Goodarce et al.* schlagen auf Basis wissenschaftlicher Arbeiten aus den letzten 50 Jahren einen Konvergenzwinkel zwischen 10 und 20° vor [40].

2.4.3 Okklusale Reduktion und Stumpfhöhe

Die Reduktion der Kaufläche sollte, um nicht unnötig viel Zahnhartsubstanz zu opfern, anatoform erfolgen [121]. Ziel ist ein okklusales Relief, welches eine vereinfachte Form der Kaufläche darstellt. Hierbei sollte der Öffnungswinkel der okklusalen Fläche 120° bis 140° betragen [126]. Dies gewährleistet eine exakte Reproduktion der Restorationsinnenflächen während des Fräsvorgangs und damit

eine gute interne Passung. Im Seitenzahnbereich sollten die reduzierten Höckerspitzen wieder auf der ursprünglichen Höckerlinie zu liegen kommen, da so eine gleichmäßige Schichtstärke der Keramik gewährleistet wird [106]. Letztere ist zur Erzielung einer gleichmäßigen Spannungsverteilung innerhalb der Konstruktion nötig. Außerdem wird durch gleichmäßige Schichtstärken das ästhetische Erscheinungsbild verbessert. Bei Frontzahnpräparationen ist dabei die Nachempfindung der Konkavität der palatinalen Fläche zu berücksichtigen (Abbildung 13) [73, 106]. Hierdurch wird auch gewährleistet, dass antagonistische Flächen senkrecht aufeinander treffen und so die maximal mögliche Drucklast erreicht wird bzw. Zug- und Biegespannungen vermieden werden (Abbildung 13).

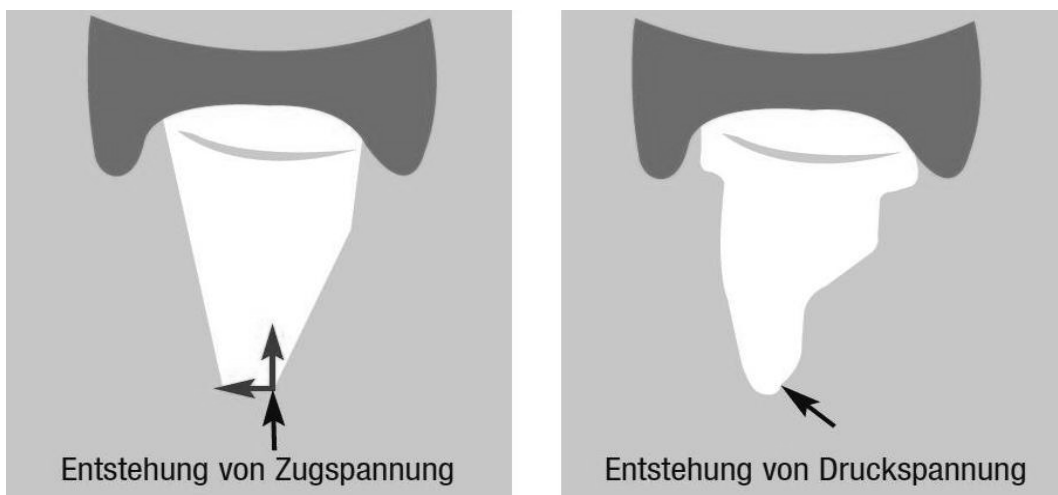


Abbildung 13: Der antagonistische Kontakt entscheidet auch über die Spannungsentwicklung in der Restauration. Abbildung entnommen aus [106].

Der **okklusale Abtrag** wird durch den Aufbau der Krone (gerüstunterstützt oder gerüstfrei) und die gewählte Keramik bestimmt. Wird eine minimale, statisch ermittelte Bruchlast von >2000 N gefordert, welche die in situ zu erwartende Kauast um das 4 bis 5 übersteigt, so bestehen die unten genannten Mindestschichtstärken (Tabelle 1) [8, 73]. Bei der Reduktion der Kaufläche ist weiterhin die

befestigungsbedingte Erhöhung einer Krone von 100 µm bis 300 µm zu beachten. Sie fällt umso größer aus, je größer die Partikel bzw. die Filmdicke des Befestigungsmaterials sind und je steiler präpariert wurde [8]. Für die Belastbarkeit eines Materials spielen allerdings noch weitere Parameter eine Rolle (Abbildung 4). So wirkt sich beispielsweise die adhäsive Befestigung ganz wesentlich auf die Belastbarkeit vollkeramischer Kronen aus (Abbildung 14) [8, 16, 53, 95, 106].

Material	Gerüst	Verblendung	minimale okklusale Schichtstärke
Gerüstfreie Silikatkeramik	-	-	1,5 mm*
Silikatkeramik	0,8 mm	0,7 - 2,0 mm	1,5 mm
Glasinfiltrierte Oxidkeramik	0,6 mm	0,7 - 2,0 mm	1,3 mm
Durchgesinterte Oxidkeramik	0,5 mm	0,7 - 2,0 mm	1,2 mm

Tabelle 1: Okklusale Mindestschichtstärken [8, 73]; *= Unter den Höckern ist ein minimales Platzangebot von 2 mm nötig.

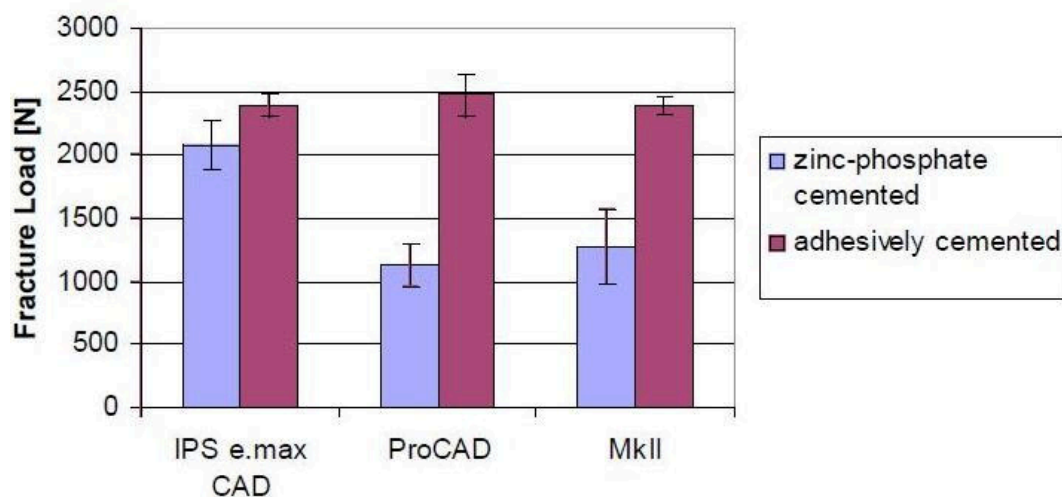


Abbildung 14: Bruchlast von CAD/CAM-gefertigten Monoblockkronen. Nach adhäsiver Befestigung weisen alle eine ähnliche Bruchlast zwischen 2000 N und 2500 N auf. Abbildung entnommen aus [53].

Die **Stumpfhöhe** hat ebenfalls Einfluss auf die Retention einer Restauration und deren Widerstand gegenüber exzentrisch auftretenden Kräften. Sie ist allerdings anatomisch vorgegeben und lässt sich, im Gegensatz zum Präparationswinkel, nur bedingt beeinflussen [45, 121].

Nach *Kaufman et al.* besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Retention und Stumpfhöhe (und Stumpfdurchmesser). Jedoch fällt der Retentionsgewinn durch eine Vergrößerung der Stumpfhöhe weniger deutlich aus, als durch eine Verkleinerung des Konvergenzwinkels (Abbildung 15) [59].

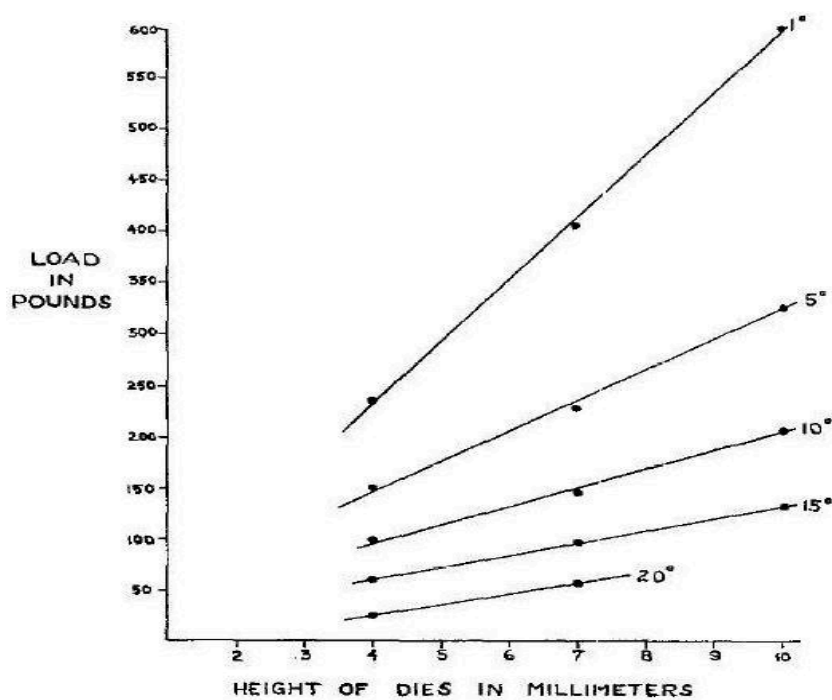


Abbildung 15: Retention bei steigender Stumpfhöhe und konstanten Präparationswinkel; Abbildung entnommen aus [59].

Der **Widerstand** gegenüber exzentrisch auftreffenden Kräften wird durch Stumpfhöhe entscheidend beeinflusst. Die Seitenwände müssen ausreichend hoch sein um ein Abkippen der Restauration zu verhindern (Abbildung 10). Hingegen

bietet ein größerer Durchmesser des Zahnstumpfes einen kleineren Widerstand gegenüber einer Kippbewegung. Dies verhält sich bei der Retention konträr, wo ein größerer Durchmesser einen besseren Halt bietet [45, 121].

Nach *Wiskott et al.* besteht zwischen Stumpfhöhe und dem Widerstand zementierten Kronen gegenüber dynamischer, seitlicher Belastung eine lineare Beziehung (Abbildung 16). Hierbei ist der Widerstand vom jeweiligen Befestigungsmaterial abhängig [134]. Nach einer wissenschaftlichen Stellungnahme der *Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK)* sollte eine konventionelle Befestigung nur bei einer Stumpfhöhe von mindestens 4 mm erfolgen [108].

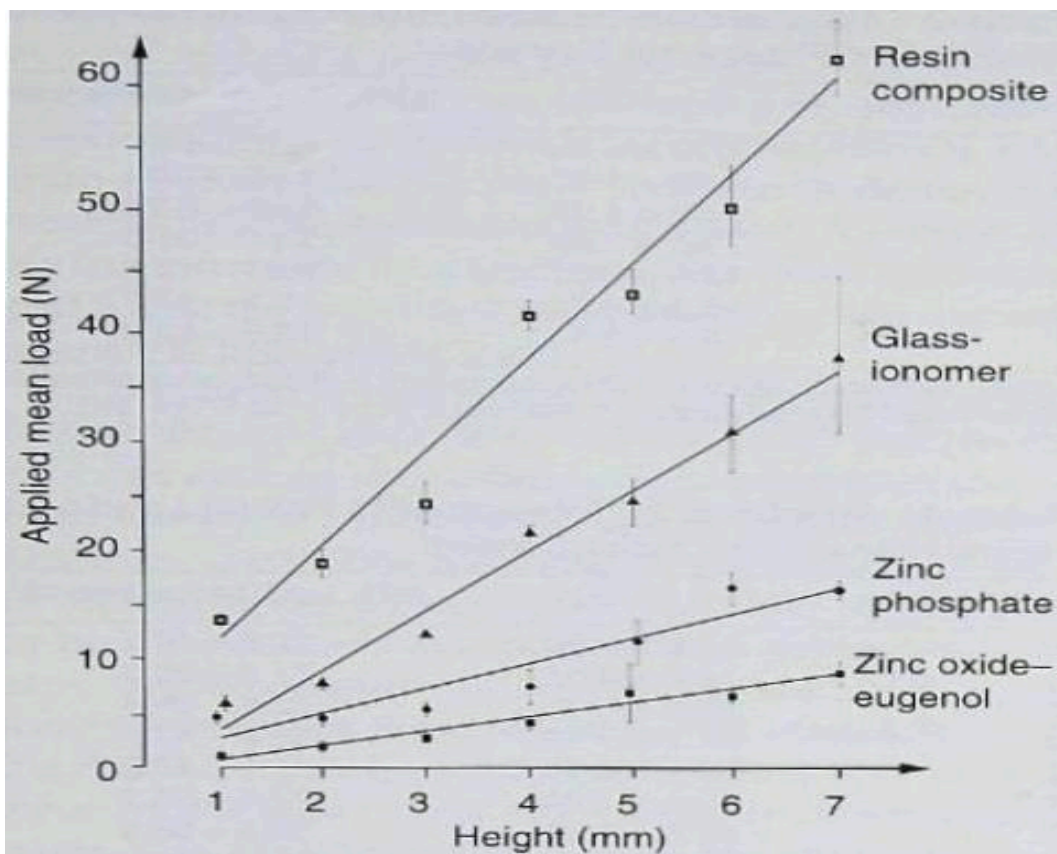


Abbildung 16: Beziehung zwischen der Stumpfhöhe und dem Widerstand zementierter Kronen bei dynamischer Belastung für vier getestete Zemente; Abbildung entnommen aus [134]

Weiterhin hat die Stumpfhöhe Einfluss auf die intraorale Erfassung. Bei Systemen, die auf dem Prinzip der Triangulation beruhen, kann es im Falle tiefer Präparationen an den Kavitätenwänden zu Abschattungen kommen („distal shadow phenomenon“) (Abbildung 17) [90, 96, 127]. Theoretisch müsste sich der Effekt mit zunehmender Stumpfhöhe verstärken. Bis zu einer Stumpfhöhe von 6 mm ist allerdings keine Verstärkung zu erwarten [96].

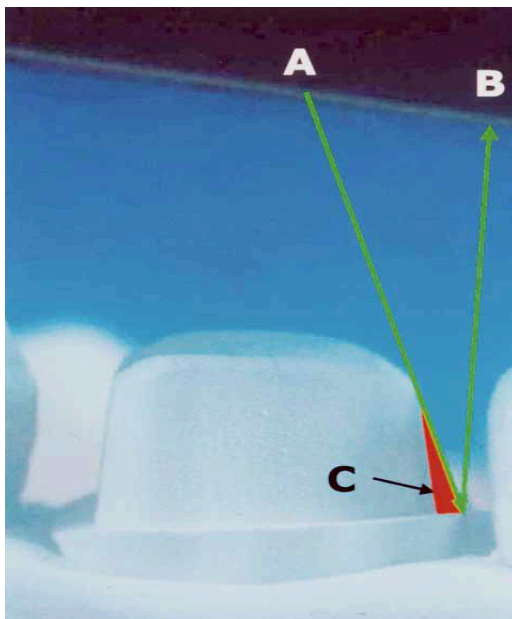


Abbildung 17: "Distal shadow phenomenon" bei Systemen, die auf der aktiven Triangulation beruhen: A) Projektionsstrahl, B) Detektionsstrahl, C) „Distal Shadow“; Abbildung entnommen aus [96]

2.4.4 Innendesign

Die Präparation sollte keine scharfen Kanten oder Ecken aufweisen, da so Spannungsspitzen in der Keramik vermieden werden [6, 27, 40, 44, 106, 109] und die Passgenauigkeit verbessert wird [19, 106]. Bei CAD/CAM-generiertem Zahnersatz ist zudem zu beachten, dass zu spitze Winkel nicht durch die Werkzeuge

der Fräsmaschinen dargestellt werden können und zwangsläufig mehr Material entfernt wird [44, 73, 106, 109]. Dies wird von Seiten der Software durch eine sogenannte Fräserradiuskorrektur ausgeglichen (Abbildung 18). Je mehr korrigiert wird, desto schlechter ist die Passung und desto geringer sind die Materialstärken. Daher müssen Kanten und Übergänge mindestens dem Radius der Schleifkörper in den Fräsmaschinen entsprechen [73, 106]. Da Restaurationen aus Oxidkeramiken (außer HIP Zirkon) aus einem etwa 20 % größeren Weißling gefräst werden, fällt die Fräserradiuskorrektur etwas geringer aus als bei anderen Keramiken [44].

Trotz Abrunden der Kanten und Ecken sollte bei der Präparation der Außenform des jeweiligen Zahnes auf den Erhalt der bukkal-approximalen und oral-approximalen „Kurven“ geachtet werden. Dies verbessert die Widerstandsform und somit auch den Halt der Restauration [40, 46]. Bei runden Stümpfen sollte eine Retentionsrinne oder ein Kasten angelegt werden.

Weiterhin sollten Unterschnitte innerhalb der Präparation entfernt werden, da sie vom Scanner nicht erfasst werden [126] bzw. die Flächen rund um den Unterschnitt nicht gefräst werden können [51].

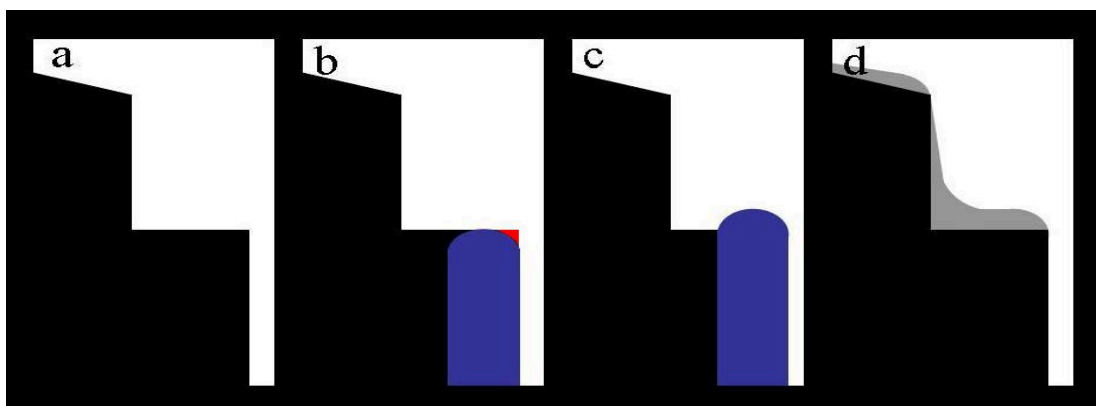


Abbildung 18: Prinzip der Fräserradiuskorrektur: a) zu fertigende Geometrie (weiß), b) Werkzeug (blau) und nicht zugängliches Restmaterial (rot), c) notwendige zusätzliche Eindringtiefe, d) Fräserradiuskorrektur (grau); eigene Darstellung in Anlehnung an [44].

2.5 Aktuelle Präparationsrichtlinien

Um die Unabhängigkeit dieser Studie zu achten, orientieren sich die nachfolgenden Angaben nicht an den Richtlinien der einzelnen Hersteller, sondern an den Empfehlungen für die Präparation vollkeramischer Kronen der „Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.“ [73].

1. Lage und Design der Präparationsgrenze

- wenn möglich supra- oder isogingivale Lage des Kronenrandes
- Stufe mit abgerundeter Innenkante (universell anwendbar) oder Hohlkehle (nicht für Keramiken mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa geeignet)
- Gerüstwandstärken im Randbereich für Oxidkeramiken 0,5 mm
- Gerüstwandstärken im Randbereich für Silikatkeramiken 0,8 – 1,0 mm im Frontzahnbereich bzw. 0,8 – 1,5 mm im Seitenzahnbereich

2. Präparationswinkel

- Summenwinkel von 8 bis 12°

3. Okklusale Reduktion

- gerüstfreie Silikatkeramikronen 1,5 mm; unter den Höckern ≥ 2 mm
- 0,8 mm für Kronenkappen aus Silikatkeramik;
zuzüglich 0,7 mm bis maximal 2 mm für die Verblendung
- 0,5 mm für Kronenkappen aus dichtgesinterter Oxidkeramik;
zuzüglich 0,7 mm bis maximal 2 mm für die Verblendung

4. Innendesign

- keine Kanten und Ecken; zusätzlich bei CAD/CAM-Fertigung: Kanten und Übergänge müssen mindestens dem Radius der Schleifkörper in den Fräsmaschinen entsprechen
- anatoforme Reduzierung der Kaufläche
- die jeweiligen antagonistischen Flächen sollen senkrecht aufeinander treffen, um Zug- und Biegespannungen zu vermeiden

3 Ziel der Untersuchung

Diese Studie soll die Umsetzung der allgemein gültigen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigte vollkeramische Einzelzahnkronen (Lava™ Präzisions-Lösungen, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) in der freien zahnärztlichen Praxis untersuchen.

Dabei sollen die folgenden Parameter betrachtet werden:

- Marginale Randgestaltung
- Präparationswinkel
- Höhe der retentiven Präparationsflächen
- Stumpfhöhe
- Vorhandensein von Unterschnitten
- Okklusale Reduktion

Zur Auswertung sollen Präparationen für vollkeramische Kronen an einem linken ersten oberen Molaren (FDI Position 26) herangezogen werden.

Anhand von 75 digitalen Datensätzen, die von einem zentralen Fertigungszentrum anonymisiert zur Verfügung gestellt wurden, sollen die genannten Parameter durch digitale Auswertung und Vermessung untersucht werden.

Diese 75 In-vivo-Präparationen sollen mit 75 In-vitro-Präparationen eines ersten linken oberen Molaren verglichen werden, die von Zahnärzten während eines Präparationskurses für vollkeramischen Zahnersatz an der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU) durchgeführt wurden.

4 Material und Methodik

4.1 Untersuchte Gruppen

4.1.1 In-vivo-Präparationen

Die Präparationen der In-vivo-Gruppe stammen von in freien Praxen tätigen Zahnärzten. Aufgrund der Anonymisierung der Datensätze lassen sich weder Angaben zum behandelnden Zahnarzt (z.B. Praxisstandort, Berufserfahrung, Alter, Geschlecht) machen, noch zum Ausgangszustand des untersuchten, präparierten Zahnes.

4.1.2 In-vitro-Präparationen

Die Präparationen in der In-vitro-Gruppe erfolgten im Rahmen eines Präparationskurses für vollkeramischen Zahnersatz an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München. Um einen praxisnahen Ablauf zu generieren, wurden vollbezahnte Studienmodelle (KaVo EWL-Modelle, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) in einen Patientensimulator montiert. Die verwendeten Modellzähne sind in ihrer Härte dem menschlichen Dentin angenähert und die Zahnformen entsprechen einer anatomischen Vorlage [50]. Der Gingivaverlauf entspricht dem eines parodontal vorgeschädigten Gebisses mit folglich verlängerten Zahnkronen (Abbildung 19).



Abbildung 19: Studienmodell (KaVo Dental GmbH); Zähne 16,14,21 und 26 sind präpariert

Die Präparation des Modellzahnes 26 erfolgte nach theoretischer Einweisung und Demonstration durch den Kursleiter mit Hilfe festgelegter Schleifkörper (Präparationssatz nach Prof. Dr. Daniel Edelhoff, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) (Abbildung 20). Dabei wurde das folgendes Vorgehen bei der Kronenpräparation empfohlen [75]:

1. Zentralfissur: Orientierungsrille (OR) mit Kugel (801.314.023)
bis Anschlag Schaft
(entspricht ca. 0,7 mm Eindringtiefe)
2. Kaufläche: Orientierungsrille m. parallelem Torpedo (878.314.012)
(3 OR Kaufläche bukkal, 3 OR Kaufläche oral, 3 OR
am palatinalen Funktionshöcker)

3. Marginal: Präparation mit konischem Torpedo (856P.314.018)
(entspricht 0,4 mm Eindringtiefe im Pin-Bereich)
4. Marginal: Präparation mit konischem Torpedo (8856P.314.021)
(entspricht 0,6 mm Eindringtiefe im Pin-Bereich)
5. Approximal: Separieren mit Flamme (863.314.012)
6. Approximal: Präparieren mit KaVo Sonicflex Aufsatz „halbes Torpedo“ oder konischem Torpedo (856.314.014 => 8856.314.016 => H375R.314.016)
7. Wände zirkulär: Finieren (8856.314.016)
8. Kaufläche: Anatoform einkürzen (856.314.016 und 8856.314.016)
9. Bukkal und oral: Finieren mit abgerundeter Walze (638R.314.420 oder H 297.314.012) bei reduzierter Drehzahl und ausreichender Wasserapplikation

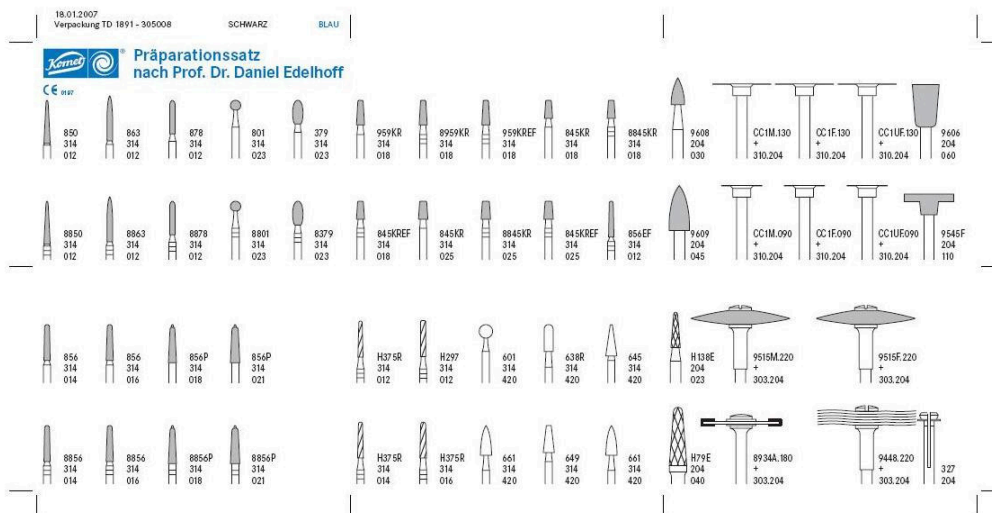


Abbildung 20: Präparationssatz nach Prof. Dr. Daniel Edelhoff (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo Deutschland)

4.2 Bereitstellung der Datensätze

Die Datensätze der 75 In-vivo-Molarenpräparationen durch Zahnärzte, die in freien Praxen praktizieren, wurden vollständig anonymisiert durch ein Lava-Fräszentrum (Corona LavaTM Fräszentrum Starnberg, Deutschland) zur Verfügung gestellt.

Ebenfalls vollständig anonymisiert erfolgte von Seiten der Ludwig-Maximilians-Universität die Bereitstellung der Datensätze der 75 In-vitro-Molarenpräparationen, die in einem Präparationskurs für vollkeramischen Zahnersatz am Phantomkopf durchgeführt wurden.

4.3 Verwendete Software

Die Auswertung erfolgte mit Hilfe zweier verschiedener Programme. Zum einen wurde die *LAVATM Design Software* (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verwendet, zum anderen die Software *COMETinspect[®] plus* (Version 4.5, FA Steinbichler Optotechnik, Neubeuern, Deutschland). Um die Datensätze in die letztgenannte Software laden zu können, mussten diese im STL-Format (Surface Tessellation Language/Standard Triangulation Language) vorliegen. Diese Konvertierung wurde durch die Firma 3M ESPE im Vorfeld genehmigt und durch ein externes Labor durchgeführt.

4.4 Allgemeiner Ablauf der Untersuchung

Die Parameter „Vorhandensein von Unterschnitten“ und „okklusale Reduktion“ wurden mit Hilfe der *LAVATM Design Software* untersucht.

Zur Auswertung der marginale Randgestaltung, des Präparationswinkel, der Höhe der retentiven Fläche und der Stumpfhöhe diente die Software *COMETinspect[®] plus*.

Die letztgenannten Untersuchungen erfolgten anhand von vertikalen Schnittebenen durch den Zahnstumpf. Hierzu wurden Ebenen in mesio-distaler, bucco-palatinaler und jeweils der winkelhalbierenden Richtung durch einen zentralen Schnittpunkt des Zahnstumpfes gelegt, so dass pro Zahnstumpf vier Ebenen resultierten. Diese standen jeweils in einem Winkel von etwa 45° zueinander („Tortenprinzip“).

Die Abbildung 21 zeigt die Schnittebenen exemplarisch.

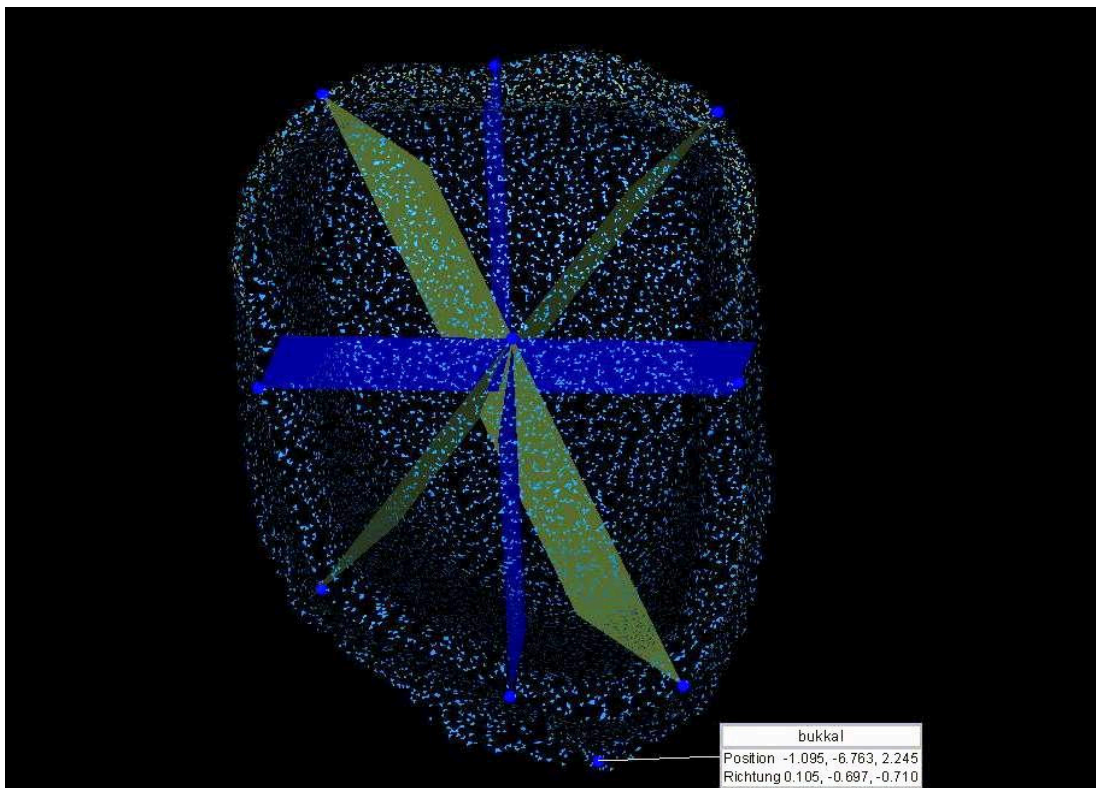


Abbildung 21: 2-D-Darstellung der vertikalen Schnittebenen durch einen zentralen Schnittpunkt ("Tortenprinzip")

4.5 Systematische Bezeichnungen

Zur Standardisierung wurden jedem präparierten Zahnstumpf Punkte, Ebenen und Winkel nach einem festen Muster zugeordnet und diese systematisch bezeichnet (Abbildung 22):

- Punkte (Z=Zentrum, m=mesial, mb=mesio-bukkal, b=bukkal, db=disto-bukkal, d=distal, dp=disto-palatinal, p=palatinal, mp=mesio-palatinal)
- Ebenen (A=m-d, B= mb-dp, C=b-p, D=db-mp)
- Summenwinkel (Winkel A= Summenwinkel in Ebene A, Winkel B= Summenwinkel in Ebene B, Winkel C= Summenwinkel in Ebene C, Winkel D= Summenwinkel in Ebene D)

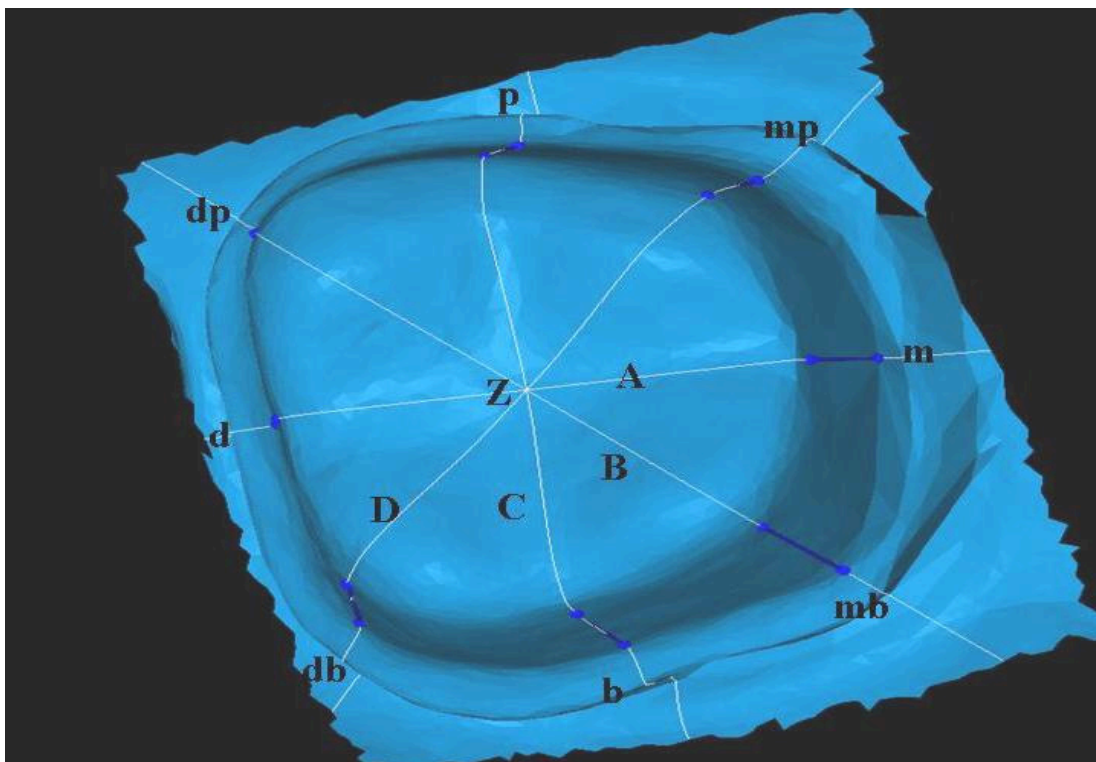


Abbildung 22: 2-D-Darstellung der systematischen Bezeichnung von Punkten und Ebenen (Punkte: Z=Zentrum des Zahnstumpfes, m=mesial, d=distal, b=bukkal, p=palatinal, mb=mesio-bukkal, db=disto-bukkal, mp=mesio-palatinal, dp=disto-palatinal; Ebenen: A=m-d, B=mb-dp, C=b-p, D=db-mp)

Die je 75 In-vivo- und In-vitro-Datensätze von Präparationen für vollkeramische Einzelzahnkronen des Zahnes 26 wurden wie folgt benannt:

- InVivo_Z1 bis InVivo_Z75 für die In-vivo-Präparationen
- InVitro_Z1 bis InVitro_Z75 für die In-vitro-Präparationen

4.6 Untersuchung der Präparationsparameter

4.6.1 Marginale Randgestaltung

Software: *COMETinspect[®] plus*

Die Bestimmung des Randdesigns erfolgte für jeden Zahnstumpf in den vier festgelegten Ebenen im Bereich des Präparationsrandes (Abbildung 23).

Somit ergeben sich acht Lokalisationen an denen die marginale Randgestaltung untersucht wurde (mesial, mesio-bukkal, bukkal, disto-bukkal, distal, disto-palatinal, palatinal, mesio-palatinal).

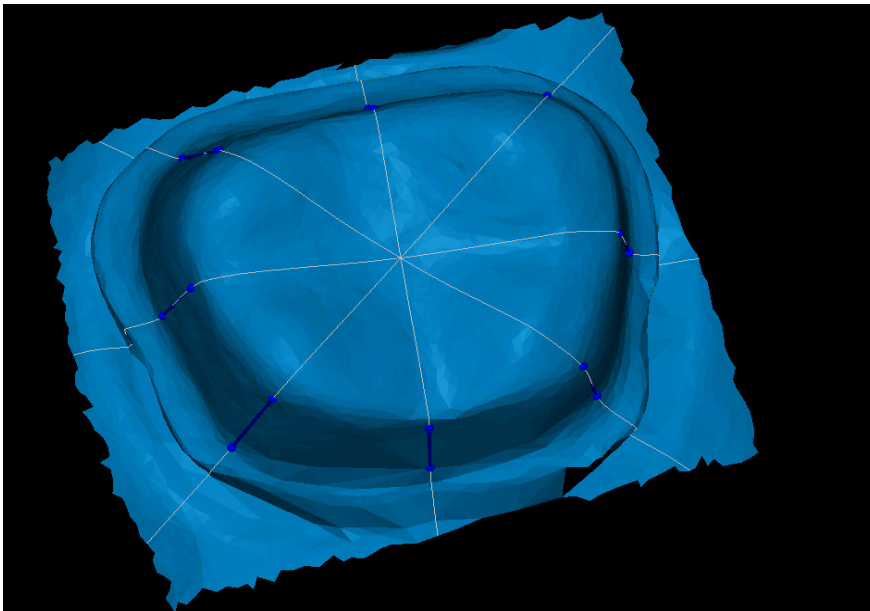


Abbildung 23: 2-D-Darstellung der Schnittpunkte der Ebenen mit dem Präparationsrand

Es wurden hierbei die folgenden Formen des Randdesigns unterschieden:

- Hohlkehhlpräparation (1)
- Stufe mit abgerundeter Innenkante (2)
- Stufe ohne abgerundete Innenkante (3)
- Stufe mit Abschrägung (4)
- Tangentialpräparation (5)
- Aufsteigende Außenkante („Dachrinnenpräparation“) (6)
- Präparationsrand nicht eindeutig zu definieren (7)

Die Abbildung 24, Abbildung 25, Abbildung 26 und Abbildung 27 zeigen beispielhaft einige der verschiedenen Randdesigns.

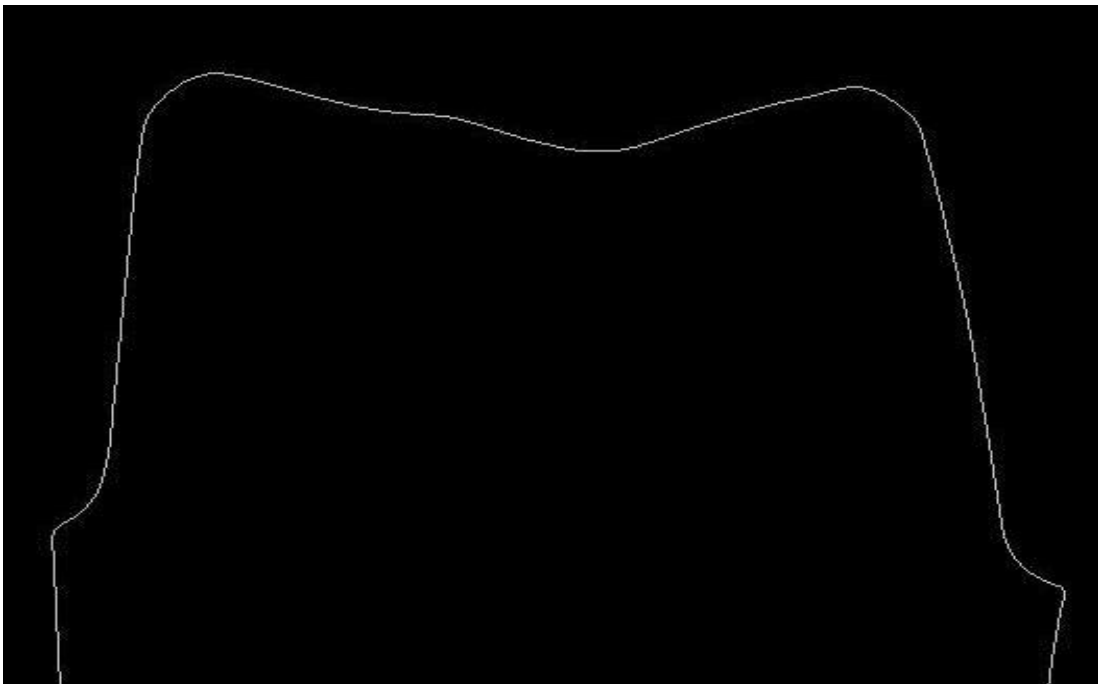


Abbildung 24: Hohlkehhlpräparation (1-D-Darstellung)

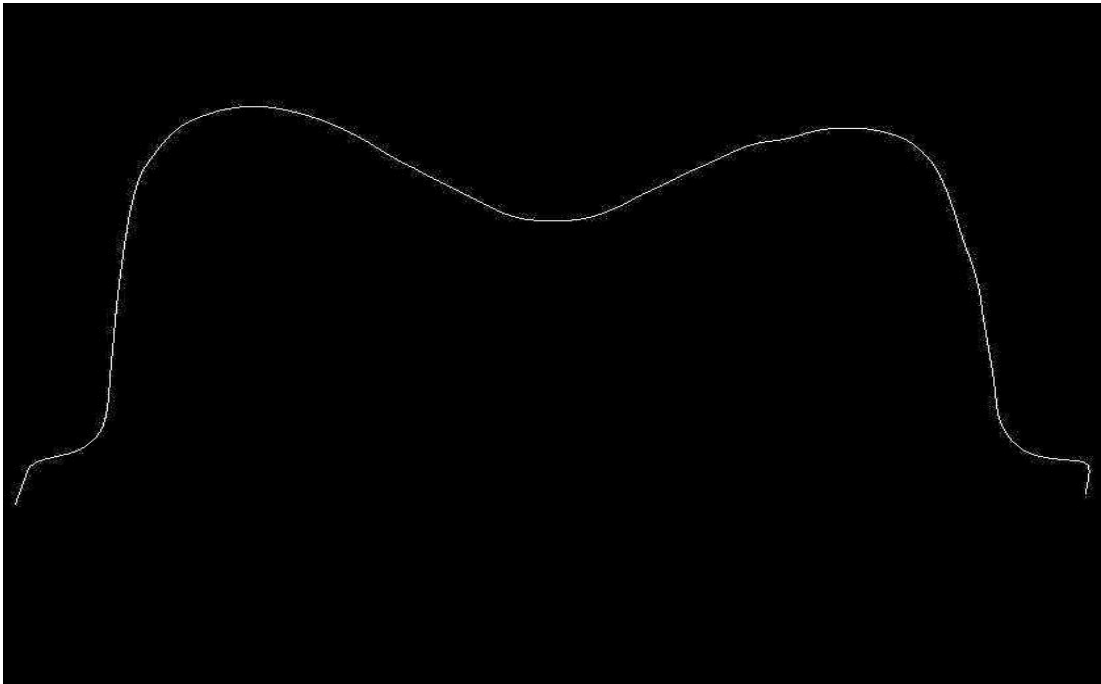


Abbildung 25: Stufe mit abgerundeter Innenkante (1-D-Darstellung)

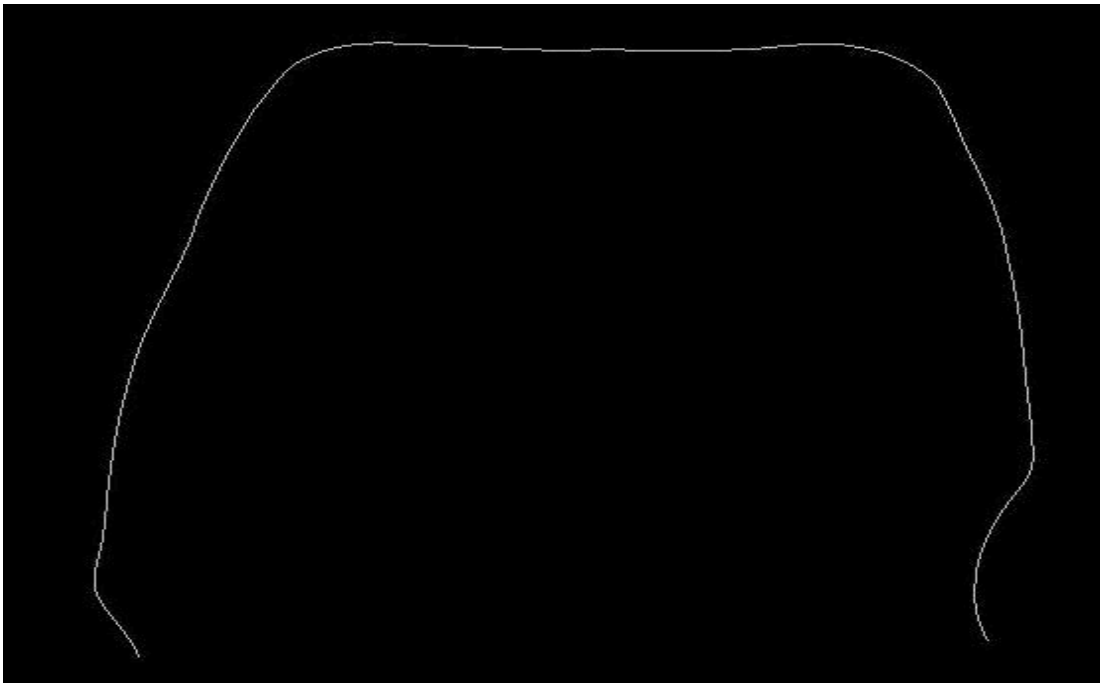


Abbildung 26: Tangentialpräparation (1-D-Darstellung)

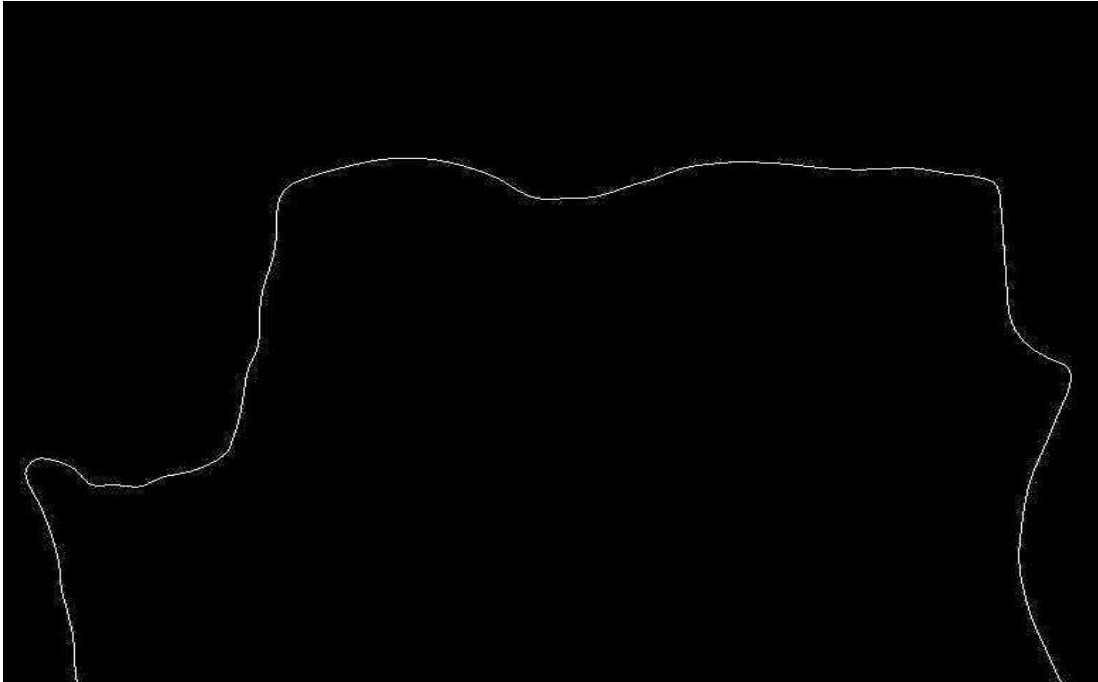


Abbildung 27: Aufsteigende Außenkante (links) und Hohlkehldesign (rechts) (1-D-Darstellung)

4.6.2 Präparationswinkel

Software: *COMETinspect[®] plus*

Der Präparationswinkel wurde anhand der in die Datensätze eingefügten Ebenen vermessen. Daraus resultierten pro Zahn vier Summenwinkel (Winkel A, B, C und D).

In diesen Ebenen wurden je ein Anfangs- und ein Endpunkt an der jeweiligen präparierten Zahnfläche bestimmt. Es wurden hierbei jeweils die Zahnflächen berücksichtigt, die zueinander am steilsten präpariert waren. Durch die beiden Punkte jeder Fläche wurde eine Gerade konstruiert (Präparationsgerade). Anschließend wurden die Summenwinkel zwischen den gegenüberliegenden Geraden ausgemessen (Abbildung 28). Dieser Winkel wird in der Arbeit auch als Präparations- oder Konvergenzwinkel bezeichnet.

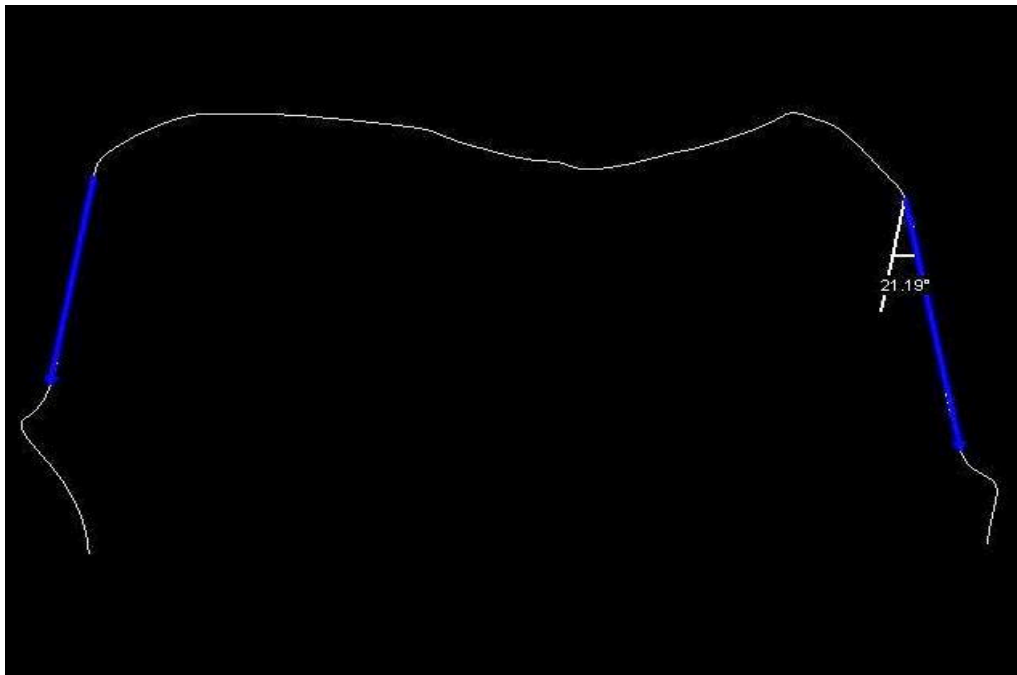


Abbildung 28: Vermessung des Präparationswinkels in einer Ebene (1-D-Darstellung)

Für jede untersuchte Präparation wurde aus den vier gemessenen Präparationswinkeln das arithmetische Mittel gebildet.

Innerhalb der beiden Gruppen („in vivo“ und „in vitro“) erfolgte die Bestimmung der Mittelwerte der einzelnen Winkel.

Abschließend wurde für jede Gruppe separat das Mittel aller gemessenen Winkel bestimmt.

4.6.3 Höhe der retentiven Präparationsflächen

Software: *COMETinspect® plus*

Die Längenmessung der retentiven Präparationsflächen erfolgte ebenfalls in den vier konstruierten Ebenen. In diesen Ebenen wurden ein Anfangs- und ein Endpunkt an der jeweiligen präparierten, retentiven Zahnfläche bestimmt. Untersichgehende Stellen, abgerundete Bereiche am Präparationsrand und okklusale Abschrägungen

wurden nicht mitgemessen. Durch die beiden Punkte jeder Fläche wurde eine Gerade konstruiert und anschließend deren Länge bestimmt (Abbildung 29).

Somit resultierten für jeden Zahnstumpf acht Messpunkte (mesial, mesio-bukkal, bukkal, disto-bukkal, distal, disto-palatinal, palatinal, mesio-palatinal).

Für jede untersuchte Präparation wurde aus den acht gemessenen Höhen das arithmetische Mittel gebildet.

Innerhalb der beiden Gruppen („in vivo“ und „in vitro“) erfolgte die Bestimmung der Mittelwerte der einzelnen Höhen.

Abschließend wurde für jede Gruppe separat das Mittel aller gemessenen Höhen bestimmt.

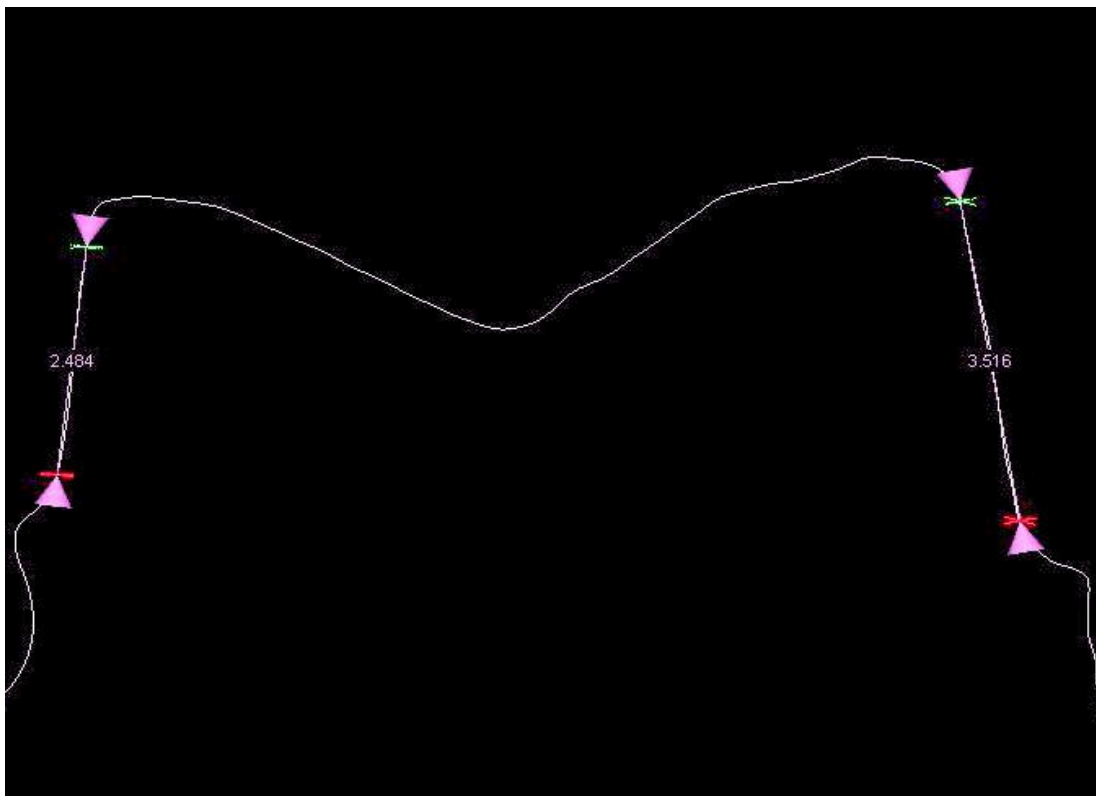


Abbildung 29: Messung der Höhe retentiver Flächen (1-D-Darstellung)

4.6.4 Stumpfhöhe

Software: *COMETinspect® plus*

Die Messung der Stumpfhöhe erfolgte auch in den vier konstruierten Ebenen. Im Unterschied zur Bestimmung der Höhe der retentiven Präparationsflächen wurde hierbei die gesamte Höhe, von der Präparationsgrenze bis zum koronalsten Punkt, gemessen (Abbildung 30 und Abbildung 31).

Hierzu wurde in jeder Ebene je eine horizontal verlaufende Gerade von der Präparationsgrenze zu gegenüberliegenden Seite konstruiert. Anschließend wurde die Stumpfhöhe als Abstand von dieser konstruierten Geraden zum koronalst gelegenen Punkt des Zahnstumpfes bestimmt (Abbildung 30). Dies erfolgte pro Ebene, entsprechend Abbildung 30, an zwei Stellen, so dass insgesamt acht Messpunkte resultierten (mesial, mesio-bukkal, bukkal, disto-bukkal, distal, disto-palatinal, palatinal, mesio-palatinal).

Für jede untersuchte Präparation wurde aus den acht gemessenen Höhen das arithmetische Mittel gebildet.

Innerhalb der beiden Gruppen („in vivo“ und „in vitro“) erfolgte die Bestimmung der Mittelwerte der einzelnen Höhen.

Abschließend wurde für jede Gruppe separat das Mittel aller gemessenen Höhen bestimmt.

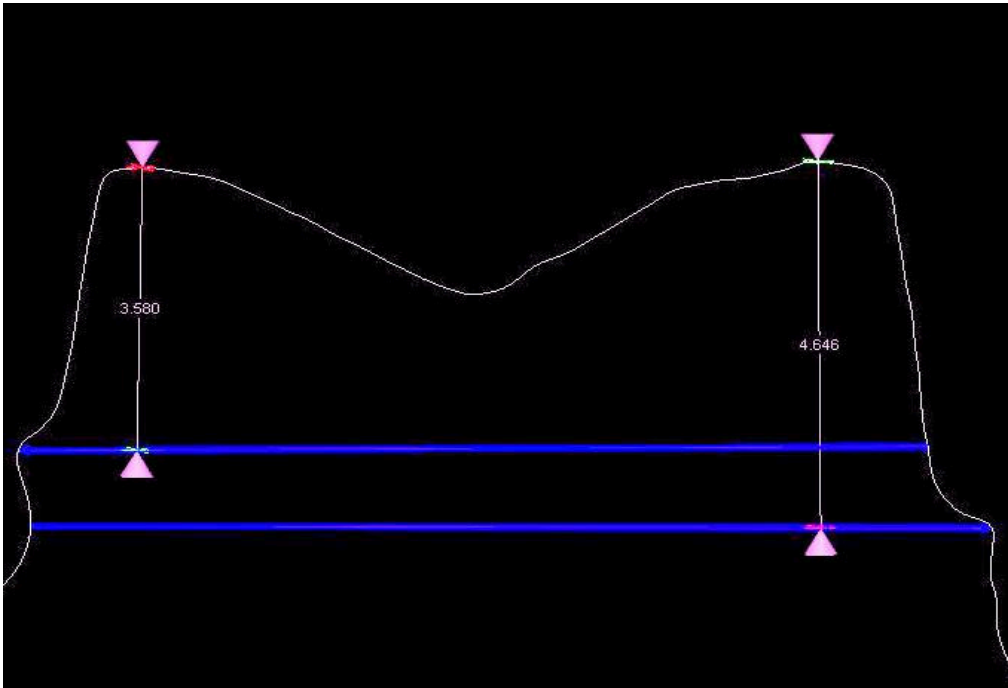


Abbildung 30: Vermessung der Stumpfhöhe (1-D-Darstellung)

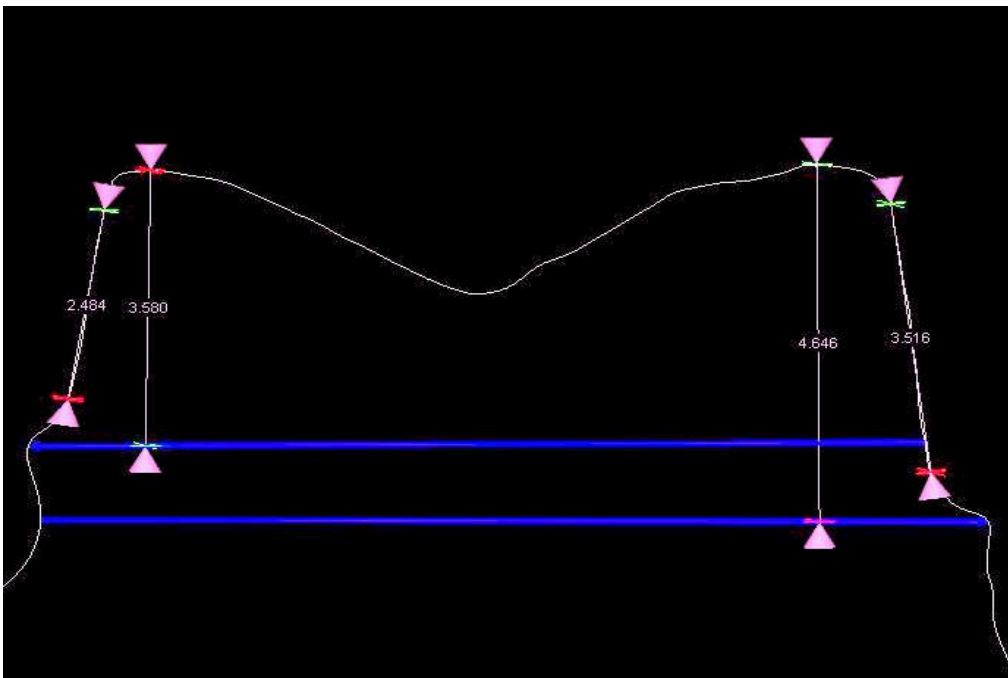


Abbildung 31: Vergleich der Vermessung der Höhe der retentiven Flächen und der Stumpfhöhe (1-D-Darstellung)

4.6.5 Vorhandensein von Unterschnitten

Software: *LAVATM Design Software*

Die Eruiierung dieses Parameters erfolgte über die Funktion „Automatisches Festlegen der Einschubrichtung“ in der *LAVATM Design Software*. Die Einschubrichtung der Arbeit wurde vom System automatisch auf die qualitativ höchstmögliche Ausrichtung gesetzt. Bei einer Ausrichtungsqualität von 100 % sind keine Hinterschnitte zu erwarten.

Die Auswertung erfolgte als „ja/nein-Entscheidung“, wobei eine Ausrichtungsqualität von 100 % keinem Unterschnitt und alle kleineren Werte einem vorhandenen Unterschnitt entsprechen (Abbildung 32).

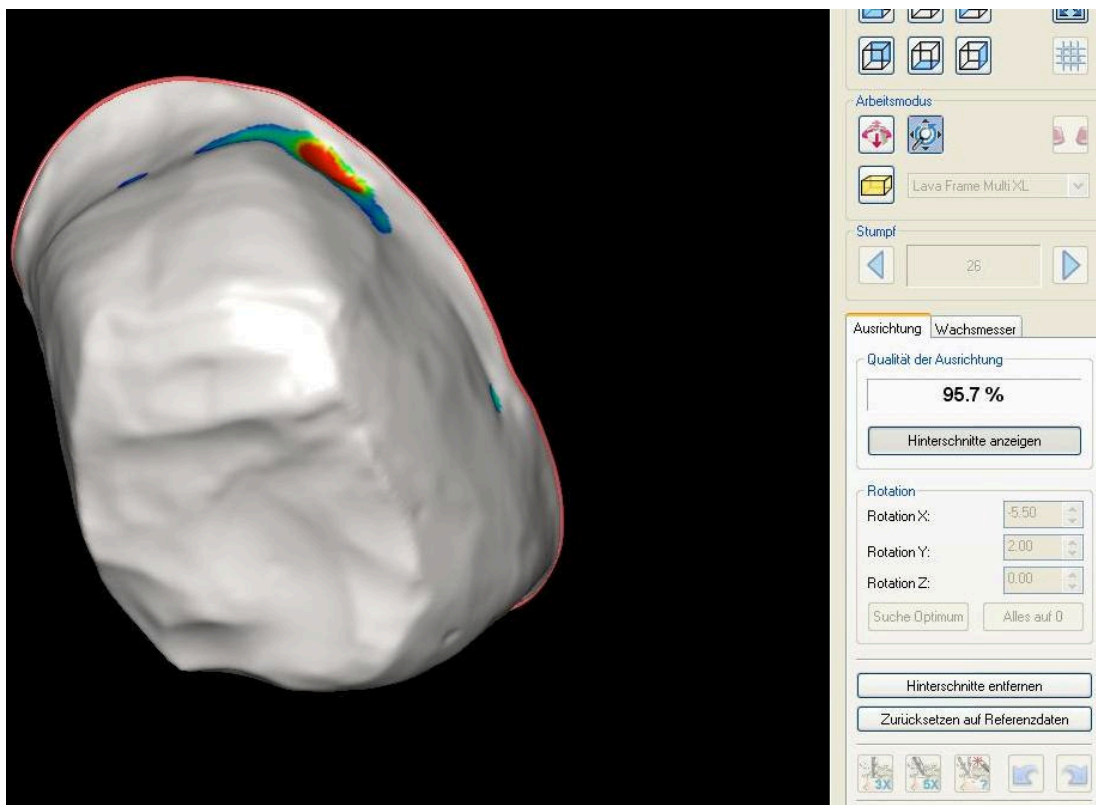


Abbildung 32: Vorhandensein von Unterschnitten. An diesem Beispiel zeigt sich eine Ausrichtungsqualität von 95,7 %. Somit ist ein Unterschnitt vorhanden (1-D-Darstellung).

4.6.6 Okklusale Reduktion

Software: *LAVATM Design Software*

Die Auswertung dieses Parameters erfolgte ausschließlich an den Modelldatensätzen der In-vivo-Präparationen, da bei den In-vitro-Datensätzen kein antagonistischer Datensatz vorhanden war.

Mit Hilfe der *LAVATM Design Software* wurde auf dem jeweiligen präparierten Zahnstumpf je ein Käppchen mit einer Schichtstärke von 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm konstruiert und virtuell in Okklusion gestellt. Je nach Ausmaß der okklusalen Reduktion konnten folglich Schnittpunkte der konstruierten Käppchen mit den antagonistischen Zähnen bzw. dem Bissregistrat entstehen. Das Vorhandensein von Schnittpunkten in Abhängigkeit der Schichtstärke der konstruierten Käppchen lässt eine Einteilung der okklusalen Reduktion bzw. des okklusalen Platzangebots in die vier folgenden Gruppen zu:

- a) okklusale Reduktion $\leq 1,0$ mm
- b) okklusale Reduktion $>1,0$ mm – $\leq 1,5$ mm
- c) okklusale Reduktion $>1,5$ mm – $\leq 2,0$ mm
- d) okklusale Reduktion $>2,0$ mm

Weiterhin wurden die Schnittpunkte den folgenden Regionen am präparierten Zahnstumpf zugeordnet:

- Zentrum
- Zentralfissur (entspricht Ebene A)
- Querfissur (entspricht Ebene C)
- mesio-bukkaler Höcker
- disto-bukkaler Höcker
- mesio-palatinaler Höcker
- disto-palatinaler Höcker

Die Abbildung 33 und die Abbildung 34 zeigen das Vorgehen exemplarisch.

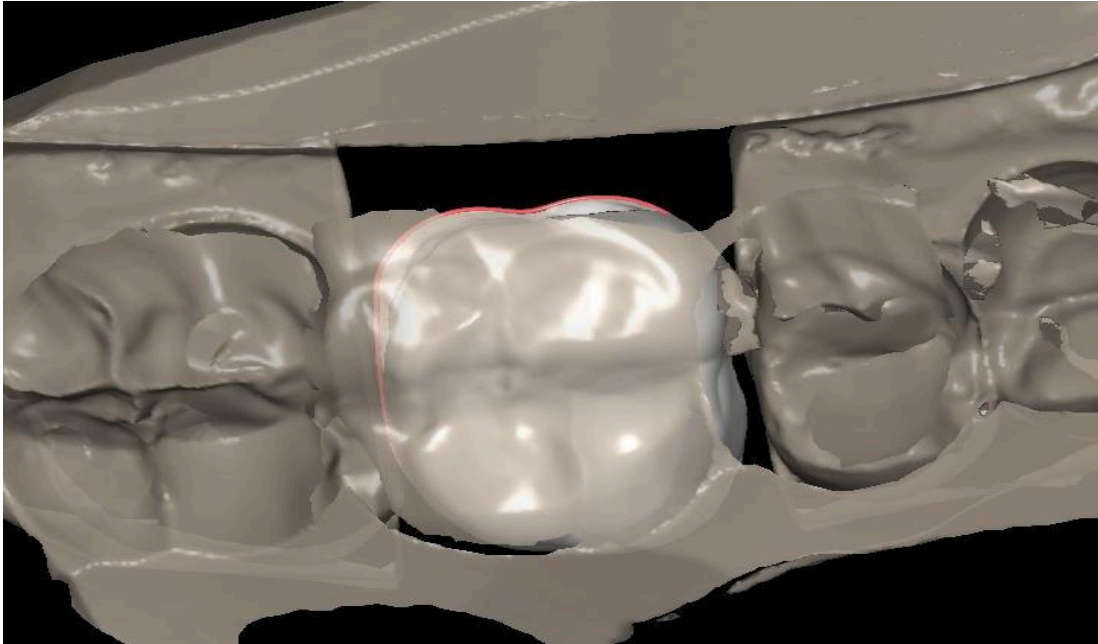


Abbildung 33: Bei dem Käppchen mit 1,5 mm Stärke waren keine Schnittpunkte mit dem Bissregistrat erkennbar (2-D-Darstellung).

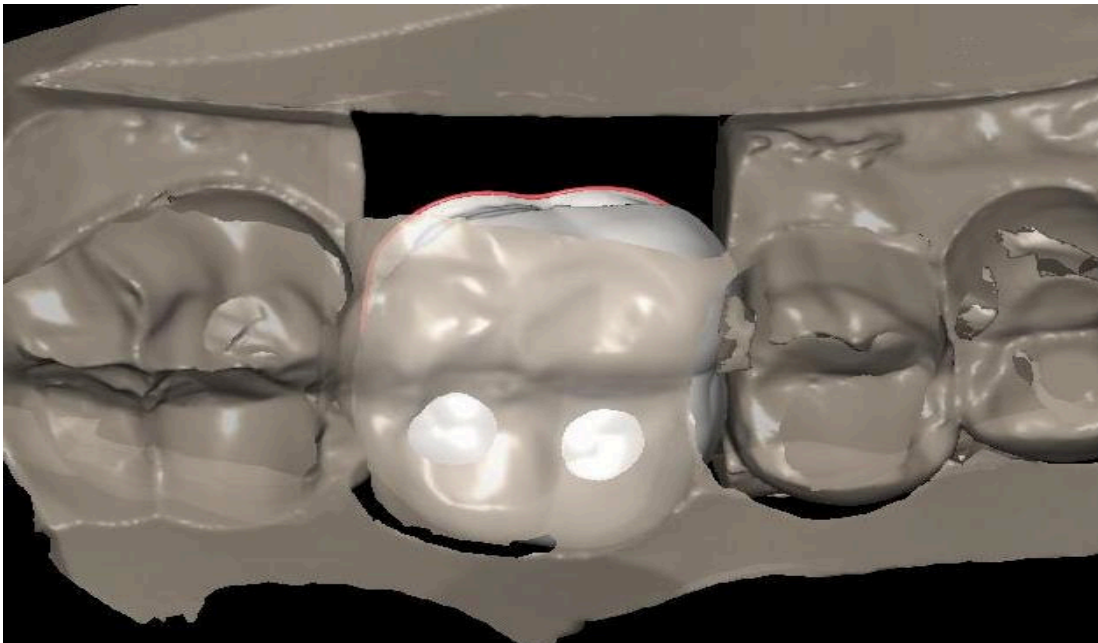


Abbildung 34: Bei dem Käppchen mit 2,0 mm Stärke zeigten sich am mesio-bukkalen und am disto-bukkalen Höcker Schnittpunkte mit dem Bissregistrat. Somit lag bei diesem Beispiel die okklusale Reduktion im Bereich $>1,5 \text{ mm} - \leq 2,0 \text{ mm}$ (2-D-Darstellung).

4.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit den Programmen SPSS Statistics (Version 17.0.0, SPSS-Inc., Chicago, USA) und Microsoft Office Excel 2003.

Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- sowie Minimalwerte und Medianwerte bestimmt. Die einzelnen Ergebniswerte wurden in Tabellen zusammengestellt.

Zur grafischen Darstellung wurden gruppierte und gestapelte Balkendiagramme, Kreisdiagramme und Box-Plot-Diagramme herangezogen.

Anhand der Abbildung 35 wird das Box-Plot-Diagramm kurz erläutert.

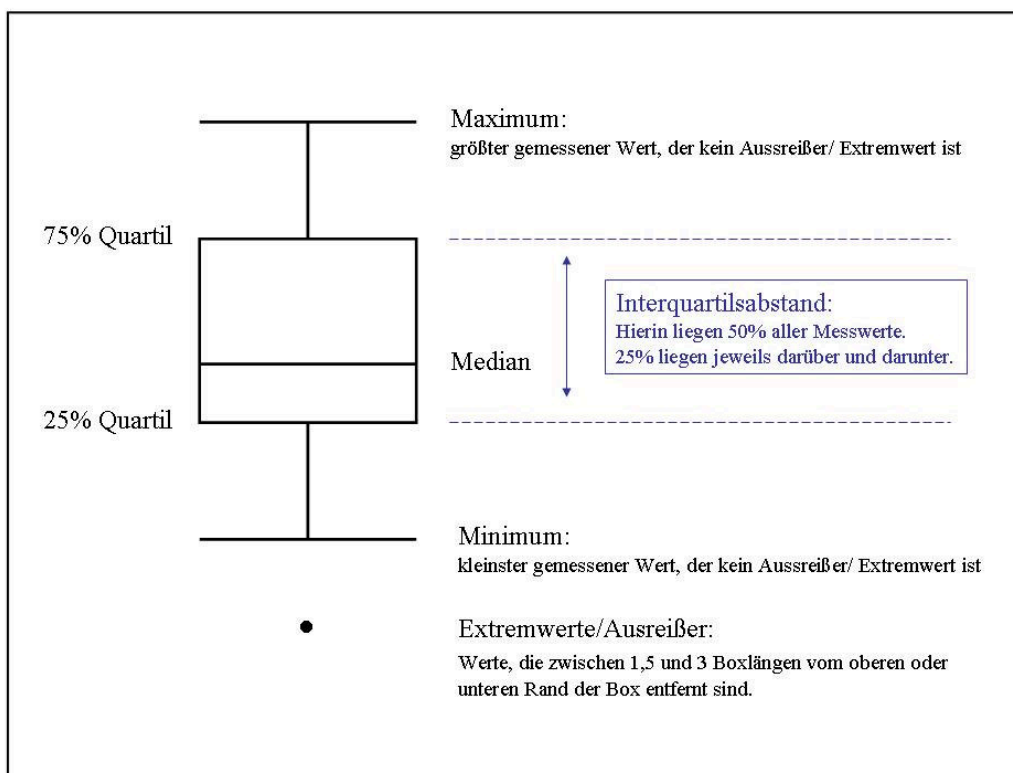


Abbildung 35: Erklärung eines Box-Plot-Diagramms

Die analytische Statistik umfasste verschiedene Tests. Der Kolmogorov-Smirnov-Test diente der Testung auf Normalverteilung. Mit dem Levene-Test wurde auf Varianzhomogenität getestet. Zum Vergleich der Mittelwerte (Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p) wurde bei vorliegender Normalverteilung und Varianzhomogenität der t-test für unabhängige Stichproben verwendet. Lag keine Normalverteilung bzw. Varianzhomogenität vor, fand anstelle des t-tests der Mann-Whitney-U-Test Anwendung.

Zum Vergleich der Häufigkeiten zwischen zwei Gruppen diente der exakte Test nach Fisher.

Ergebnisse mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wurden als signifikant, von $p \leq 0,01$ als hoch signifikant und von $p \leq 0,001$ als höchst signifikant bezeichnet.

Zur Quantifizierung bestimmter Zusammenhänge erfolgte die Berechnung des Bravais-Pearson-Korrelationskoeffizienten r , welcher die Stärke des linearen Zusammenhangs zweier Merkmale verdeutlicht. Voraussetzung hierfür ist das Vorliegen unabhängiger Variablen, eine Normalverteilung der Variablen und ein linearer Zusammenhang der Variablen. Lag keine Normalverteilung vor, fand der Korrelationskoeffizienten nach Spearman Anwendung.

5 Ergebnisse

Der Stichprobenumfang dieser Studie betrug insgesamt 150, gleichmäßig verteilt (n=75) auf die beiden Gruppen der In-vivo- und In-vitro-Präparationen.

In diesem Kapitel werden zunächst die Ergebnisse der einzelnen untersuchten Parameter, unterteilt in die einzelnen Gruppen „in vivo“ und „in vitro“ dargestellt. Anschließend erfolgen die Gegenüberstellung und der Vergleich der beiden Gruppen untereinander, bezogen auf die einzelnen Parameter.

Abschließend werden der Vergleich von der Höhe der retentiven Flächen und der Stumpfhöhe sowie die Korrelation von Präparationswinkel und Stumpfhöhe bzw. Höhe der retentiven Fläche dargestellt.

5.1 Marginale Randgestaltung

Bei den insgesamt 150 untersuchten Präparationen wurde die marginale Randgestaltung jeweils an acht verschiedenen Lokalisationen pro Zahn bestimmt. Somit ergab sich eine Stichprobenmenge von insgesamt 1200 untersuchten Präparationsgrenzen, gleichmäßig aufgeteilt in die Gruppen „in vivo“ und „in vitro“.

5.1.1 In-vivo-Präparationen

Mit einer Anzahl von 347 wurde das Hohlkehldesign am häufigsten gefunden, gefolgt von der Tangentialpräparation (119) und der Stufe mit abgerundeter Innenkante (92). Werden Hohlkehle und Stufe mit abgerundeter Innenkante zusammengefasst (439) ergibt sich in 73,2 % eine derartige Präparationsform.

Eine Hohlkehlpräparation fand sich am häufigsten mesio-bukkal (52), gefolgt von disto-bukkal (48) und bukkal (46).

In Tabelle 2 und Abbildung 36 ist die jeweilige Anzahl der verschiedenen Präparationsformen in Abhängigkeit von der Lokalisation am präparierten Zahn dargestellt.

	mesial	mesio- bukkal	bukkal	disto- bukkal	distal	disto- palatinal	palatinal	mesio- palatinal	Summe
Hohlkehl- präparation	40	52	46	48	36	43	40	42	347 (57,8 %)
Stufe mit abgerundeter Innenkante	7	13	11	10	11	17	15	8	92 (15,3 %)
Stufe ohne abgerundete Innenkante	0	0	3	0	0	0	0	1	4 (0,7 %)
Stufe mit Abschrägung	0	0	0	0	0	0	0	0	0 (0,0 %)
Tangential- präparation	20	10	12	11	19	9	17	21	119 (19,8 %)
Aufsteigende Außenkante ("Dachrinne")	0	0	0	3	4	6	0	1	14 (2,3 %)
Präparationsrand nicht eindeutig definierbar	8	0	3	3	5	0	3	2	24 (4,0 %)

Tabelle 2: Randgestaltung in Abhängigkeit der Lokalisation der In-vivo-Präparationen

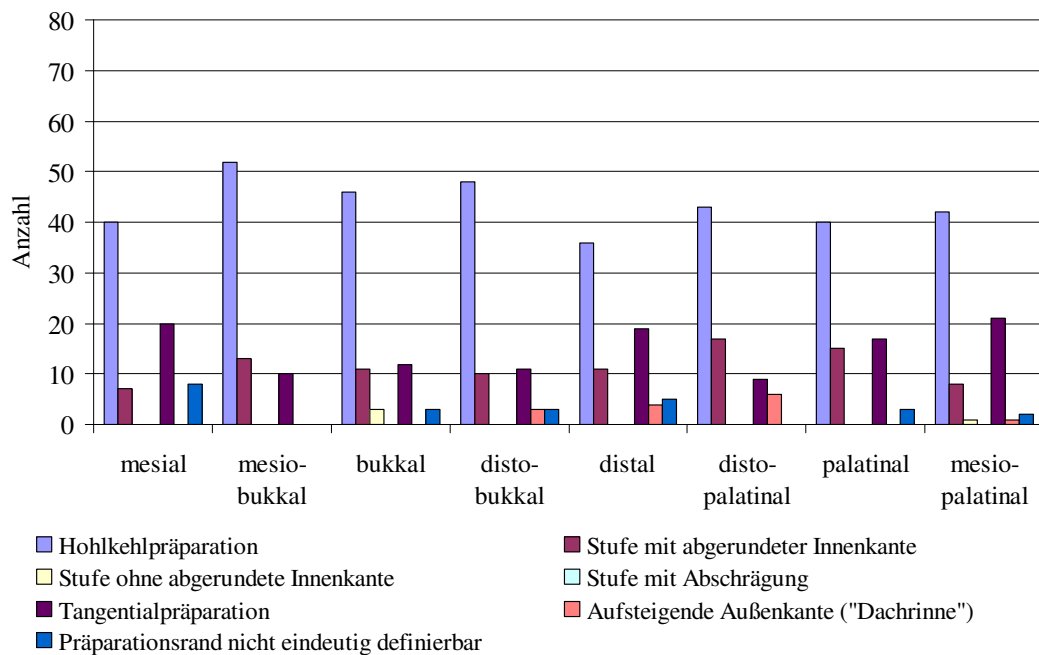


Abbildung 36: Grafische Darstellung der Randgestaltung in Abhängigkeit der Lokalisation in der Gruppe der In-vivo-Präparationen

5.1.2 In-vitro-Präparationen

Das Hohlkehldesign konnte mit einer Anzahl von 493 am häufigsten gefunden, gefolgt von der Stufe mit innen abgerundeter Innenkante (47) und der Tangentialpräparation (31). Werden Hohlkehle und Stufe mit abgerundeter Innenkante zusammengefasst (540) ergibt sich in 90,0 % eine derartige Präparationsform.

Eine Hohlkehlpräparation fand sich am häufigsten mesio-bukkal (69), gefolgt von disto-bukkal (65), palatinal (65) und bukkal (64).

In Tabelle 3 und Abbildung 37 ist die jeweilige Anzahl der verschiedenen Präparationsformen in Abhängigkeit von der Lokalisation am präparierten Zahn dargestellt.

	mesial	mesio- bukkal	bukkal	disto- bukkal	distal	disto- palatinal	palatinal	mesio- palatinal	Summe
Hohlkehl- präparation	57	69	64	65	59	56	65	58	493 (82,2 %)
Stufe mit abgerundeter Innenkante	5	1	6	7	4	8	4	12	47 (7,8 %)
Stufe ohne abgerundete Innenkante	0	0	0	0	0	0	0	0	0 (0,0 %)
Stufe mit Abschrägung	0	0	0	0	0	2	2	0	4 (0,7 %)
Tangential- präparation	11	4	3	0	6	2	3	2	31 (5,2 %)
Aufsteigende Außenkante ("Dachrinne")	0	1	0	0	1	1	0	0	3 (0,5 %)
Präparationsrand nicht eindeutig definierbar	2	0	2	3	5	6	1	3	22 (3,7 %)

Tabelle 3: Randgestaltung in Abhängigkeit der Lokalisation der In-vitro-Präparationen

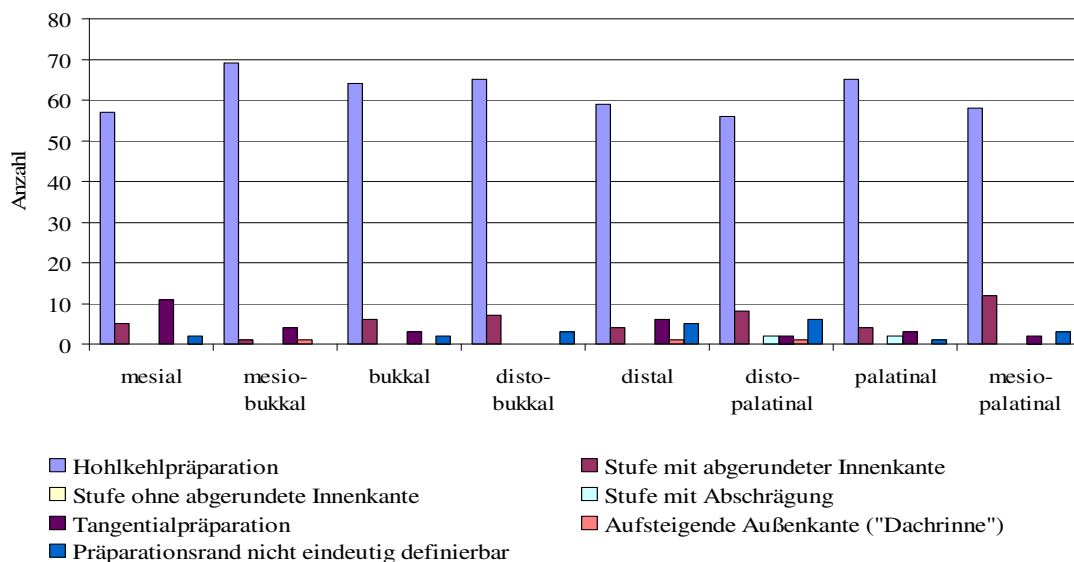


Abbildung 37: Grafische Darstellung der Randgestaltung in Abhängigkeit der Lokalisation in der Gruppe der In-vitro-Präparationen

5.1.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen

Innerhalb der beiden Gruppen konnte das Hohlkehldesign jeweils am häufigsten gefunden werden. Eine weitere Gemeinsamkeit der beiden Gruppen besteht darin, dass die Hohlkehlpräparation jeweils an den „bukkalen“ Flächen (mesio-bukkal, bukkal, disto-bukkal) häufiger zu finden war, als an den anderen Flächen. Eine Ausnahme stellt hierbei die palatinale Lokalisation in der Gruppe der In-vitro-Präparationen mit einer ähnlich hohen Anzahl dar.

Werden die Präparationsformen „Hohlkehle“ und „Stufe mit abgerundeter Innenkante“ zusammengefasst, liegt deren Anzahl bei den In-vitro-Präparationen (540) höher als bei den In-vivo-Präparationen (439).

In Tabelle 4 sind die beiden Gruppen gegenüber gestellt. Die Abbildung 38 zeigt die Häufigkeitsverteilung der unterschiedlichen Präparationsformen der In-vivo-Gruppe und Abbildung 39 diejenige der In-vitro-Gruppe.

	In vivo		In vitro	
Hohlkehlpräparation	347 (57,8 %)	439 (73,2 %)	493 (82,2 %)	540 (90 %)
Stufe mit abgerundeter Innenkante	92 (15,3 %)		47 (7,8 %)	
Stufe ohne abgerundete Innenkante	4 (0,7 %)	161 (26,8 %)	0 (0,0 %)	60 (10 %)
Stufe mit Abschrägung	0 (0,0 %)		4 (0,7 %)	
Tangentialpräparation	119 (19,8 %)		31 (5,2 %)	
Aufsteigende Außenkante ("Dachrinne")	14 (2,3 %)		3 (0,5 %)	
Präparationsrand nicht eindeutig definierbar	24 (4 %)		22 (3,7 %)	

Tabelle 4: Marginale Randgestaltung im Vergleich der beiden Gruppen "in vivo" und "in vitro"

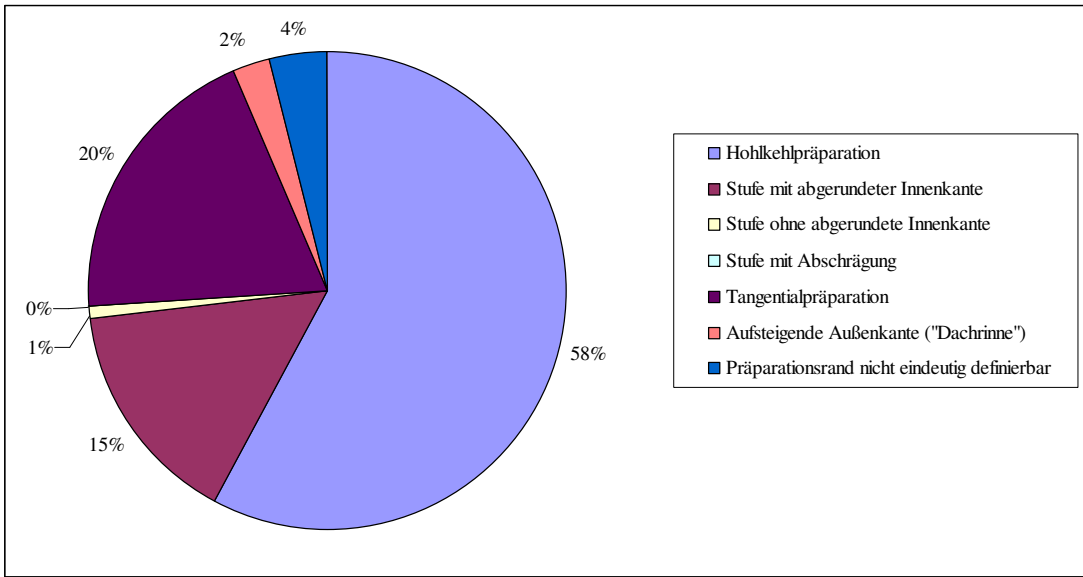


Abbildung 38: Marginale Randgestaltung in der Gruppe der In-vivo-Präparationen

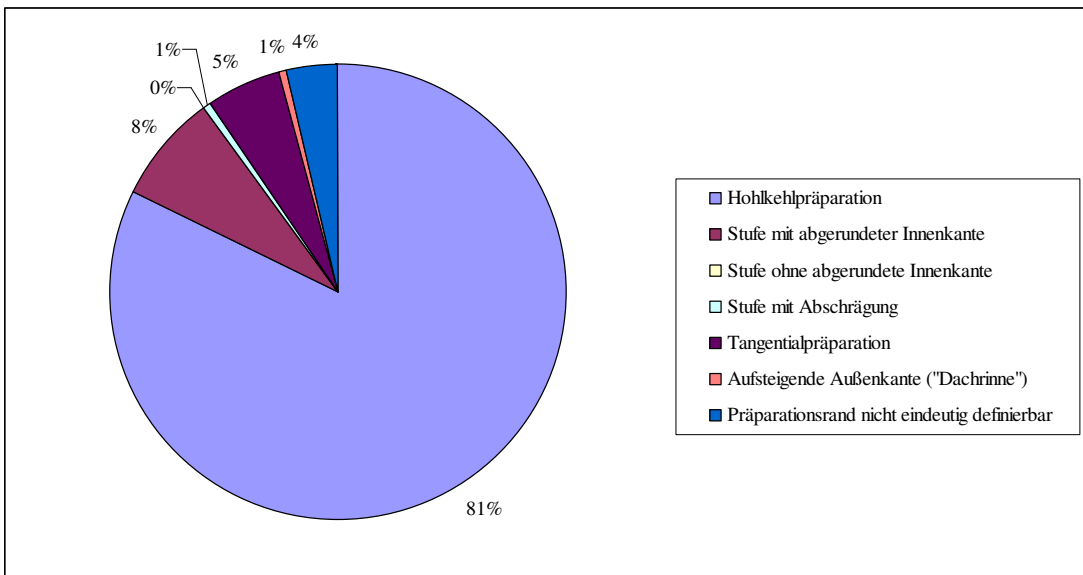


Abbildung 39: Marginale Randgestaltung in der Gruppe der In-vitro-Präparationen

5.2 Präparationswinkel

Bei den insgesamt 150 untersuchten Präparationen wurde der Präparationswinkel pro Zahnstumpf jeweils einzeln in den vier beschriebenen Ebenen bestimmt. Somit ergab sich eine Stichprobenmenge von insgesamt 600 vermessenen Winkeln, gleichmäßig verteilt auf die beiden Gruppen „in vivo“ und „in vitro“.

5.2.1 In-vivo-Präparationen

Die gemessenen Präparationswinkel in der Gruppe der In-vivo-Präparationen sind in Tabelle 5 dargestellt.

Die insgesamt 300 Präparationswinkel ergaben einen gesamten Durchschnittswinkel von 26,7°. Der Winkel B (Winkel in der Ebene von mesio-bukkal nach disto-palatinal) zeigte mit 31,69° die größten Werte, folglich die konischste Präparation, gefolgt von Winkel A (26,27°), C (24,58°) und D (24,39°).

Der Winkel A zeigte mit einer Standardabweichung von 15,2° die größte Streuung. Eine etwas geringere Schwankungsbreite von 13,5° ließ sich für den Winkel B feststellen. Die anderen Winkel waren mit einer Standardabweichung von 10,1° bis 11,2° in einem ähnlichen Streuungsbereich.

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Durchschnittswinkel	75	26,7385	26,0400	10,14337	8,61	49,83
Winkel A	75	26,2744	22,9600	15,21842	2,41	80,35
Winkel B	75	31,6939	29,8700	13,45887	7,96	62,61
Winkel C	75	24,5805	23,1600	11,15313	1,23	48,51
Winkel D	75	24,3992	22,3000	10,97221	6,31	51,82

Tabelle 5: Statistische Auswertung des Präparationswinkels der In-vivo-Präparationen

Bei dem folgendem Box-Plot-Diagramm (Abbildung 40) sind auf der X-Achse die jeweiligen Winkel aufgetragen und die Y-Achse zeigt die entsprechenden Präparationswinkel in Grad. Extremwerte sind mit „●“ gekennzeichnet, wobei die nebenstehende Zahl die zugehörige Untersuchungsnummer des Zahnes wiedergibt.

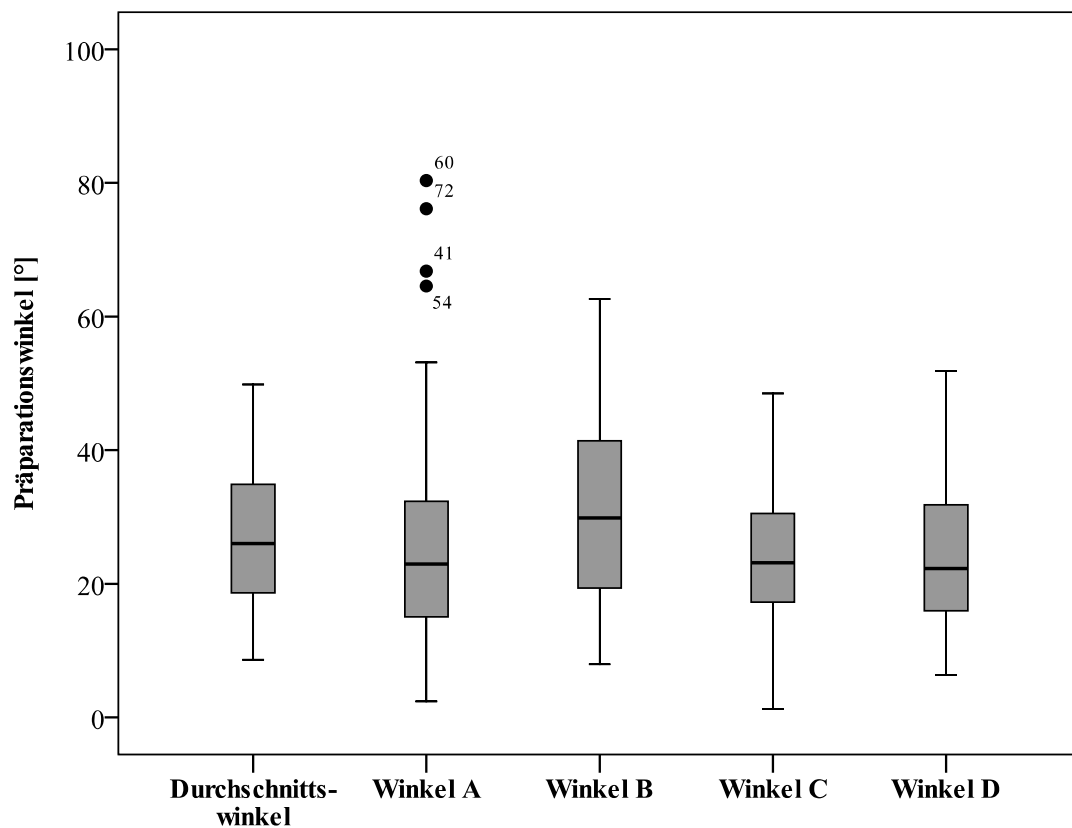


Abbildung 40: Vergleichende grafische Darstellung des Präparationswinkels der In-vivo-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Es erfolgte somit die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass Winkel B im Vergleich zu allen anderen Winkel einschließlich dem Durchschnittswinkel, signifikant bzw. hoch signifikant größer war. Alle anderen Winkel zeigten keine signifikanten Unterschiede zueinander.

In Tabelle 6 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durschnitts- winkel	Winkel A	Winkel B	Winkel C	Winkel D
Durchschnitts- winkel		p=0,263	p=0,032	p=0,223	p=0,133
Winkel A	p=0,263		p=0,004	p=0,973	p=0,790
Winkel B	p=0,032	p=0,004		p=0,002	p=0,001
Winkel C	p=0,223	p=0,973	p=0,002		p=0,848
Winkel D	p=0,133	p=0,790	p=0,001	p=0,848	

Tabelle 6: Präparationswinkel der In-vivo-Präparationen: Übersicht über Signifikanzniveau p

5.2.2 In-vitro-Präparationen

Die gemessenen Präparationswinkel in der Gruppe der In-vitro-Präparationen sind in Tabelle 7 dargestellt.

Die insgesamt 300 Präparationswinkel ergaben einen Durchschnittswinkel von 18,2°. Der Winkel B (Winkel in der Ebene von mesio-bukkal nach disto-palatinal) zeigte mit 19,2° die größten Werte, folglich die konischste Präparation, knapp gefolgt von Winkel C (18,6°), D (17,7°) und A (17,3°).

Der Winkel C zeigte mit einer Standardabweichung von $8,7^\circ$ die größte Streuung. Eine etwas geringere Schwankungsbreite ließ sich für den Winkel B ($7,7^\circ$) und den Winkel D ($7,5^\circ$) feststellen. Für den Winkel A sowie den Durchschnittswinkel fiel der Streuungsbereich am geringsten aus.

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Durchschnittswinkel	75	18,2164	18,3900	6,35437	5,08	36,15
Winkel A	75	17,3285	17,3000	6,16528	3,98	38,55
Winkel B	75	19,2008	19,3800	7,69680	3,02	35,56
Winkel C	75	18,6112	18,5600	8,65201	3,16	37,72
Winkel D	75	17,7224	17,5500	7,54937	3,71	40,78

Tabelle 7: Statistische Auswertung des Präparationswinkels der In-vitro-Präparationen

Bei dem folgendem Box-Plot-Diagramm (Abbildung 41) sind auf der X Achse die jeweiligen Winkel aufgetragen und die Y-Achse zeigt die entsprechenden Präparationswinkel in Grad. Extremwerte sind mit „●“ gekennzeichnet, wobei die nebenstehende Zahl die zugehörige Untersuchungsnummer des Zahnes wiedergibt.

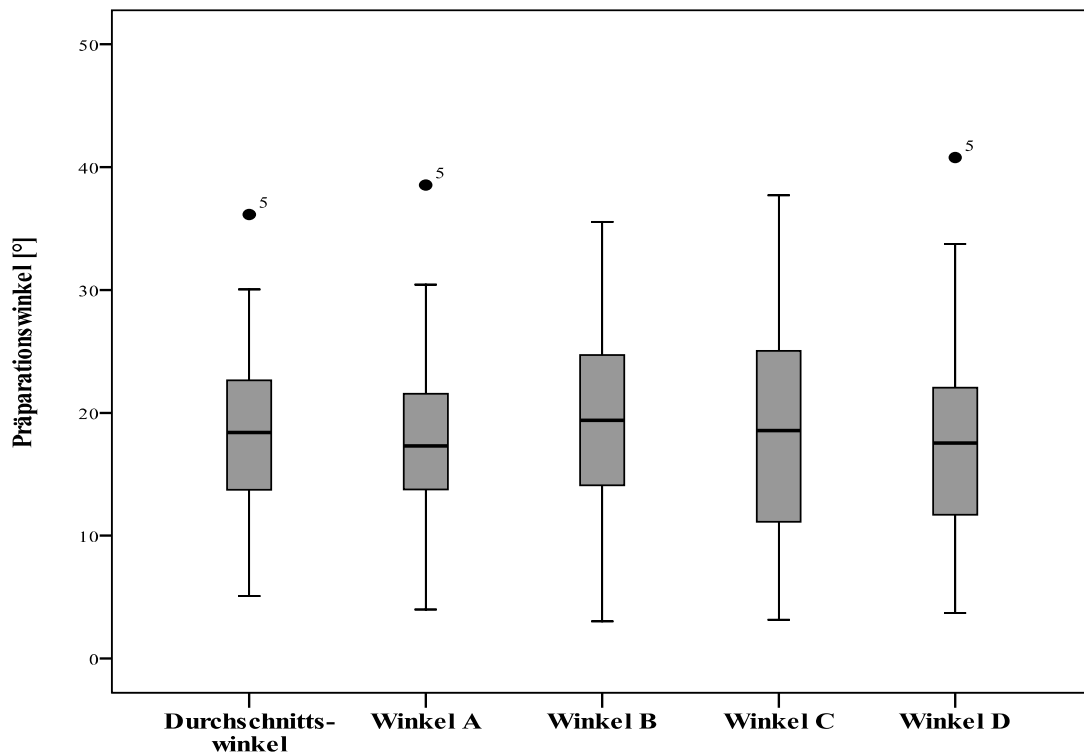


Abbildung 41: Vergleichende grafische Darstellung des Präparationswinkels der In-vitro-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Somit erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass keine signifikanten Unterschiede vorlagen.

In der Tabelle 8 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durchschnittswinkel	Winkel A	Winkel B	Winkel C	Winkel D
Durchschnittswinkel		p=0,368	p=0,413	p=0,795	p=0,501
Winkel A	p=0,368		p=0,106	p=0,315	p=0,832
Winkel B	p=0,413	p=0,106		p=0,681	p=0,178
Winkel C	p=0,795	p=0,315	p=0,681		p=0,493
Winkel D	p=0,501	p=0,832	p=0,178	p=0,493	

Tabelle 8: Präparationswinkel der In-vitro-Präparationen: Übersicht über Signifikanzniveau p

5.2.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen

Die Präparationswinkel in der Gruppe der In-vivo-Präparationen waren bei allen gemessenen Winkel einschließlich des Durchschnittswinkels signifikant größer als in der Gruppe der In-vitro-Präparationen (Abbildung 42).

Innerhalb beider Gruppen erwies sich der Winkel B nominal als der Größte.

Die Standardabweichungen waren in der Gruppe der In-vitro-Präparationen durchweg geringer.

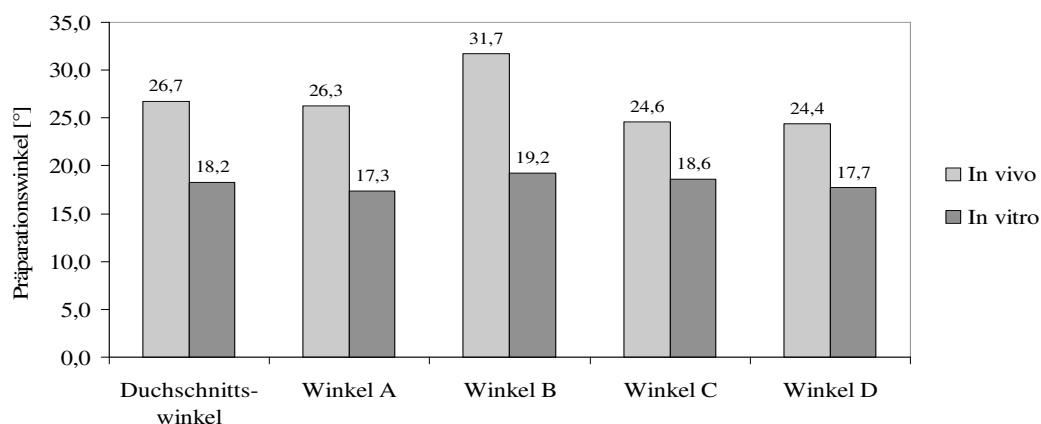


Abbildung 42: Vergleichende grafische Darstellung der In-vivo- und In-vitro-Präparationen

Bei dem Winkel A konnte durch den Kolmogorov-Smirnov-Test eine Normalverteilung und durch den Levene-Test eine Varianzhomogenität festgestellt werden. Die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p erfolgte daher durch den t-test für unabhängige Stichproben.

Bei allen anderen Winkeln zeigt sich keine Normalverteilung. Es erfolgte somit die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass alle Winkel der In-vivo-Präparationen im Vergleich zu den In-vitro-Präparationen, hoch signifikant bzw. höchst signifikant größer waren.

In Tabelle 9 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durschnittswinkel	Winkel A	Winkel B	Winkel C	Winkel D
Signifikanzniveau	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,002	p≤0,001

Tabelle 9: Präparationswinkel im Vergleich der Gruppen „in vivo“ und „in vitro“: Signifikanzniveau p

In der In-Vivo-Gruppe fanden sich 2 Präparationen (2,7 %) mit einem Durchschnittswinkel, welcher im Bereich von 8 bis 12° lag. Keine einzige Präparation zeigte kleinere Durchschnittswinkel. Bei den In-vitro-Präparationen erreichten diesen Bereich 8 der 75 (5,3 %) untersuchten Präparationen, wobei die absolute Mehrheit der Präparationen größere Winkel zeigte (Tabelle 10).

Präparationswinkel (Durchschnittswinkel)	Anzahl der In-vivo-Präparationen (Angabe in %)	Anzahl der In-vitro-Präparationen (Angabe in %)
≤ 8°	0 (0,0 %)	4 (5,3 %)
8-12°	2 (2,7 %)	8 (10,7 %)
12-20°	19 (25,3 %)	34 (45,3 %)
> 20°	54 (72,0 %)	29 (38,7 %)

Tabelle 10: Anzahl (Prozent) der Zähne in der Gruppe der In-vivo- und In-vitro-Präparationen, die mit entsprechenden Konvergenzwinkeln präpariert wurden.

5.3 Höhe der retentiven Präparationsflächen

Bei den insgesamt 150 untersuchten Präparationen wurde die Höhe der retentiven Präparationsflächen jeweils an acht verschiedenen Stellen gemessen. Somit ergab sich eine Stichprobenmenge von insgesamt 1200 gemessenen Längen, gleichmäßig verteilt auf die beiden Gruppen „in vivo“ und „in vitro“.

5.3.1 In-vivo-Präparationen

Die gemessenen Höhen der retentiven Flächen sind in Tabelle 11 dargestellt.

Die insgesamt 600 gemessenen Höhen ergaben einen Durchschnittswert von 2,82 mm. Mit einer Länge von 3,49 mm zeigte die bukkale Fläche den größten gemessenen Wert, gefolgt von der mesio-bukkalen Fläche (3,17 mm). Die Länge der mesialen Fläche war mit 2,06 mm die kürzeste.

Die Standardabweichungen schwankten zwischen 1,20 mm (distal) und 0,67 mm (Durchschnittswert).

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Durchschnitt	75	2,8182	2,8339	0,66651	1,66	4,93
mesial	75	2,0555	1,9960	,95355	,48	5,24
mesio-bukkal	75	3,1716	3,1750	1,03178	1,48	6,71
bukkal	75	3,4903	3,4530	,90680	1,93	5,78
disto-bukkal	75	2,9703	2,9900	,93204	,65	5,19
distal	75	2,5402	2,4840	1,19547	,48	6,18
disto-palatinal	75	2,5363	2,4530	1,09047	,95	5,00
palatinal	75	2,9341	2,8850	1,09142	,52	5,43
mesio-palatinal	75	2,8475	2,8970	,96248	,99	5,01

Tabelle 11: Statistische Auswertung der Höhe der retentiven Fläche der In-vivo-Präparationen

Bei dem folgenden Box-Plot-Diagramm (Abbildung 43) sind auf der X-Achse die jeweiligen Messpunkte aufgetragen und die Y-Achse zeigt die entsprechenden Längen in Millimeter. Extremwerte sind mit „●“ gekennzeichnet, wobei die nebenstehende Zahl die zugehörige Untersuchungsnummer des Zahnes wiedergibt.

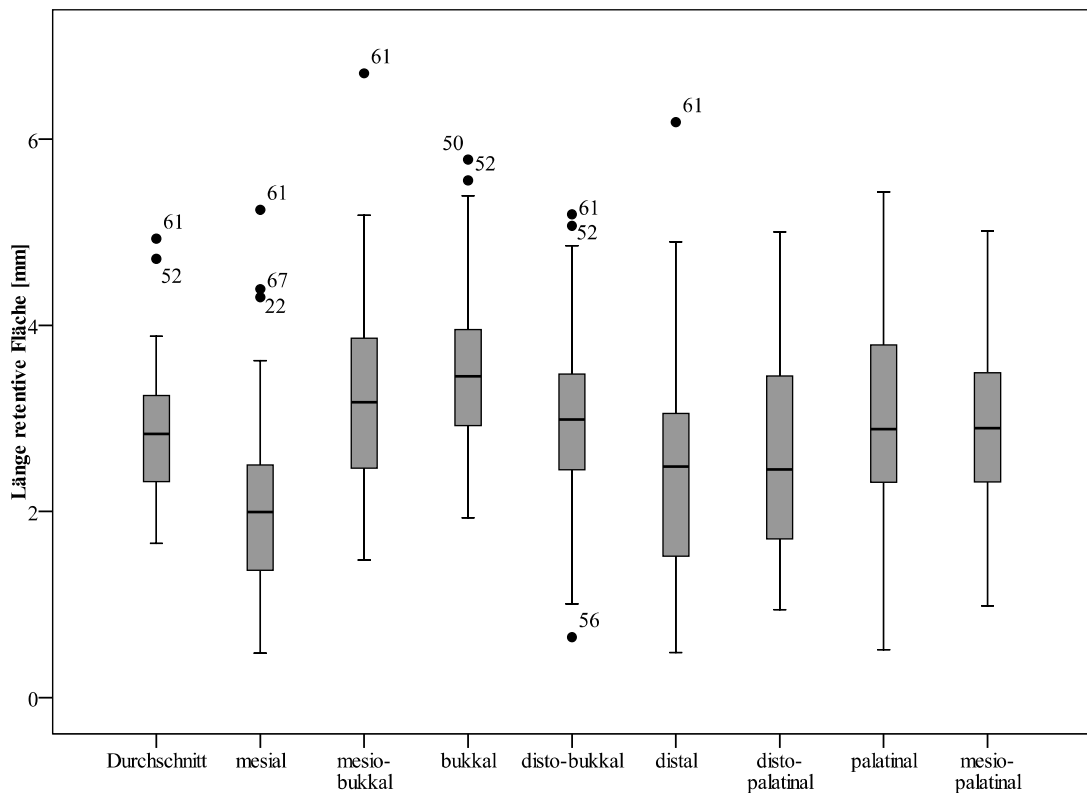


Abbildung 43: Vergleichende grafische Darstellung der Höhe der retentiven Fläche der In-vivo-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Somit erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass die Länge der mesialen Fläche im Vergleich zu allen anderen Längen einschließlich der Durchschnittslänge, signifikant bzw. höchst signifikant kleiner war. Für die Längen der disto-bukkalen, palatinalen und mesio-palatinalen Flächen konnten im Vergleich zum Durchschnittswert keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

In Tabelle 12 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durchschnitt	mesial	mesio-bukkal	bukkal	disto-bukkal	distal	disto-palatinal	palatinal	mesio-palatinal
Durchschnitt		$p \leq 0,001$	$p = 0,022$	$p \leq 0,001$	$p = 0,201$	$p = 0,036$	$p = 0,045$	$p = 0,429$	$p = 0,727$
mesial	$p \leq 0,001$		$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,012$	$p = 0,013$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$
mesio-bukkal	$p = 0,022$	$p \leq 0,001$		$p = 0,069$	$p = 0,288$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,252$	$p = 0,093$
bukkal	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,069$		$p = 0,003$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,002$	$p \leq 0,001$
disto-bukkal	$p = 0,201$	$p \leq 0,001$	$p = 0,288$	$p = 0,003$		$p = 0,006$	$p = 0,007$	$p = 0,827$	$p = 0,374$
distal	$p = 0,036$	$p = 0,012$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,006$		$p = 0,930$	$p = 0,030$	$p = 0,050$
disto-palatinal	$p = 0,045$	$p = 0,013$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,007$	$p = 0,930$		$p = 0,019$	$p = 0,031$
palatinal	$p = 0,429$	$p \leq 0,001$	$p = 0,252$	$p = 0,002$	$p = 0,827$	$p = 0,030$	$p = 0,019$		$p = 0,667$
mesio-palatinal	$p = 0,727$	$p \leq 0,001$	$p = 0,093$	$p \leq 0,001$	$p = 0,374$	$p = 0,050$	$p = 0,031$	$p = 0,667$	

Tabelle 12: Höhe der retentiven Fläche der In-vivo-Präparationen: Übersicht über Signifikanzniveau p

5.3.2 In-vitro-Präparationen

Die gemessenen Höhen der retentiven Flächen sind in Tabelle 11 dargestellt.

Die insgesamt 600 gemessenen Höhen ergaben einen Durchschnittswert von 3,47 mm. Mit einer Länge von 3,97 mm zeigte die mesio-bukkalen Fläche den größten gemessenen Wert, knapp gefolgt von der disto-bukkalen Fläche (3,95 mm). Die Länge der disto-palatinalen Fläche war mit 2,95 mm die kürzeste.

Die Standardabweichungen lagen zwischen 0,82 mm (mesio-palatinal) und 0,47 mm (Durchschnittslänge).

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Durchschnitt	75	3,4743	3,4939	,46699	2,18	4,49
mesial	75	3,1673	3,3880	,73299	1,42	4,58
mesio-bukkal	75	3,9662	3,9960	,66327	2,26	5,50
bukkal	75	3,7885	3,9060	,73234	1,52	5,54
disto-bukkal	75	3,9550	3,9900	,68706	1,84	5,52
distal	75	3,1403	3,1370	,76548	1,34	5,27
disto-palatinal	75	2,9543	3,0590	,80303	,79	5,32
palatinal	75	3,3081	3,4210	,73170	1,53	4,75
mesio-palatinal	75	3,5143	3,6060	,82354	1,54	4,92

Tabelle 13: Statistische Auswertung der Höhe der retentiven Fläche der In-vitro-Präparationen

Bei dem folgendem Box-Plot-Diagramm (Abbildung 44) sind auf der X-Achse die jeweiligen Messpunkte aufgetragen und die Y-Achse zeigt die entsprechenden Längen in Millimeter. Extremwerte sind mit „●“ gekennzeichnet, wobei die nebenstehende Zahl die zugehörige Untersuchungsnummer des Zahnes wiedergibt.

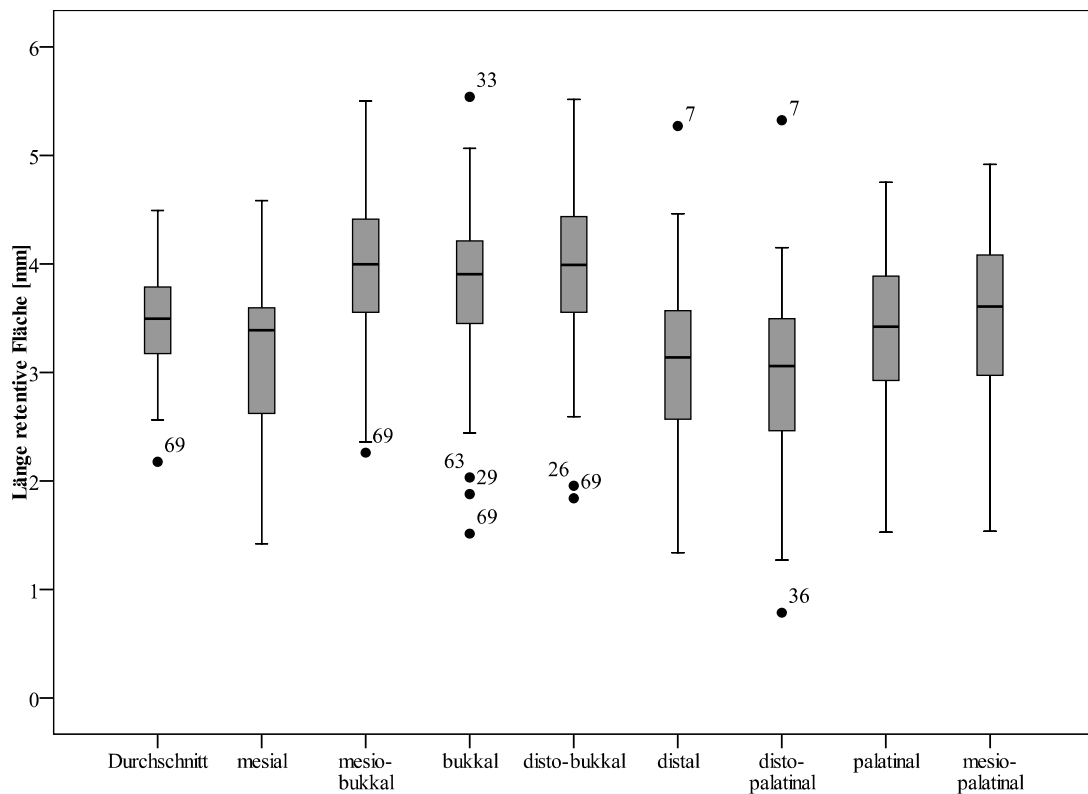


Abbildung 44: Vergleichende grafische Darstellung der Höhe der retentiven Fläche der In-vitro-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Es erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass die Länge aller Flächen mit Ausnahme der palatinalen und der mesio-palatalen Fläche, im Vergleich zum Durchschnittswert hoch signifikant bzw. höchst signifikant verschieden war.

In Tabelle 14 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durchschnitt	mesial	mesio-bukkal	bukkal	disto-bukkal	distal	disto-palatinal	palatinal	mesio-palatinal
Durchschnitt		p=0,010	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,003	p≤0,001	p=0,252	p=0,313
mesial	p=0,010		p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,822	p=0,111	p=0,241	p=0,003
mesio-bukkal	p≤0,001	p≤0,001		p=0,141	p=0,907	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001
bukkal	p≤0,001	p≤0,001	p=0,141		p=0,103	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,078
disto-bukkal	p≤0,001	p≤0,001	p=0,907	p=0,103		p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,002
distal	p=0,003	p=0,822	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001		p=0,196	p=0,168	p=0,003
disto-palatinal	p≤0,001	p=0,111	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,196		p=0,006	p≤0,001
palatinal	p=0,252	p=0,241	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,168	p=0,006		p=0,084
mesio-palatinal	p=0,313	p=0,003	p=0,001	p=0,078	p=0,002	p=0,003	p≤0,001	p=0,084	

Tabelle 14: Höhe der retentiven Fläche der In-vitro-Präparationen: Übersicht über Signifikanzniveau p

5.4 Stumpfhöhe

Bei den insgesamt 150 untersuchten Präparationen wurde die Stumpfhöhe jeweils an acht verschiedenen Stellen gemessen. Somit ergab sich eine Stichprobenmenge von insgesamt 1200 gemessenen Längen, gleichmäßig verteilt auf die beiden Gruppen „in vivo“ und „in vitro“.

5.4.1 In-vivo-Präparationen

Die gemessenen Werte der Stumpfhöhe sind in Tabelle 15 dargestellt.

Die insgesamt 600 gemessenen Höhen ergaben einen Durchschnittswert von 4,09 mm. Mit einer Länge von 4,84 mm zeigte die Stumpfhöhe an der bukkalen Lokalisation den größten gemessenen Wert, gefolgt von der mesio-bukkalen (4,65 mm) und der disto-bukkalen (4,40 mm). Die Stumpfhöhe der mesialen Lokalisation war mit 3,15 mm am geringsten.

Die Standardabweichungen lagen zwischen 1,11 mm (disto-palatinal) und 0,75 mm (Durchschnittswert).

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Durchschnitt	75	4,0862	4,1068	,74855	2,79	6,40
mesial	75	3,1464	3,0630	,98035	1,24	5,85
mesio-bukkal	75	4,6456	4,5750	1,00522	2,77	7,98
bukkal	75	4,8362	4,6390	,88489	3,06	7,09
disto-bukkal	75	4,4007	4,3980	,89010	2,45	7,14
distal	75	3,6121	3,5030	1,07206	1,02	6,68
disto-palatinal	75	3,7894	3,7940	1,10792	1,23	6,21
palatinal	75	4,2649	4,3690	1,06639	1,65	6,79
mesio-palatinal	75	3,9942	4,0090	,90278	1,86	6,35

Tabelle 15: Statistische Auswertung der Stumpfhöhe der In-vivo-Präparationen

Bei dem folgendem Box-Plot-Diagramm (Abbildung 45) sind auf der X-Achse die jeweiligen Messpunkte aufgetragen und die Y-Achse zeigt die entsprechenden Stumpfhöhen in Millimeter. Extremwerte sind mit „●“ gekennzeichnet, wobei die nebenstehende Zahl die zugehörige Untersuchungsnummer des Zahnes wiedergibt.

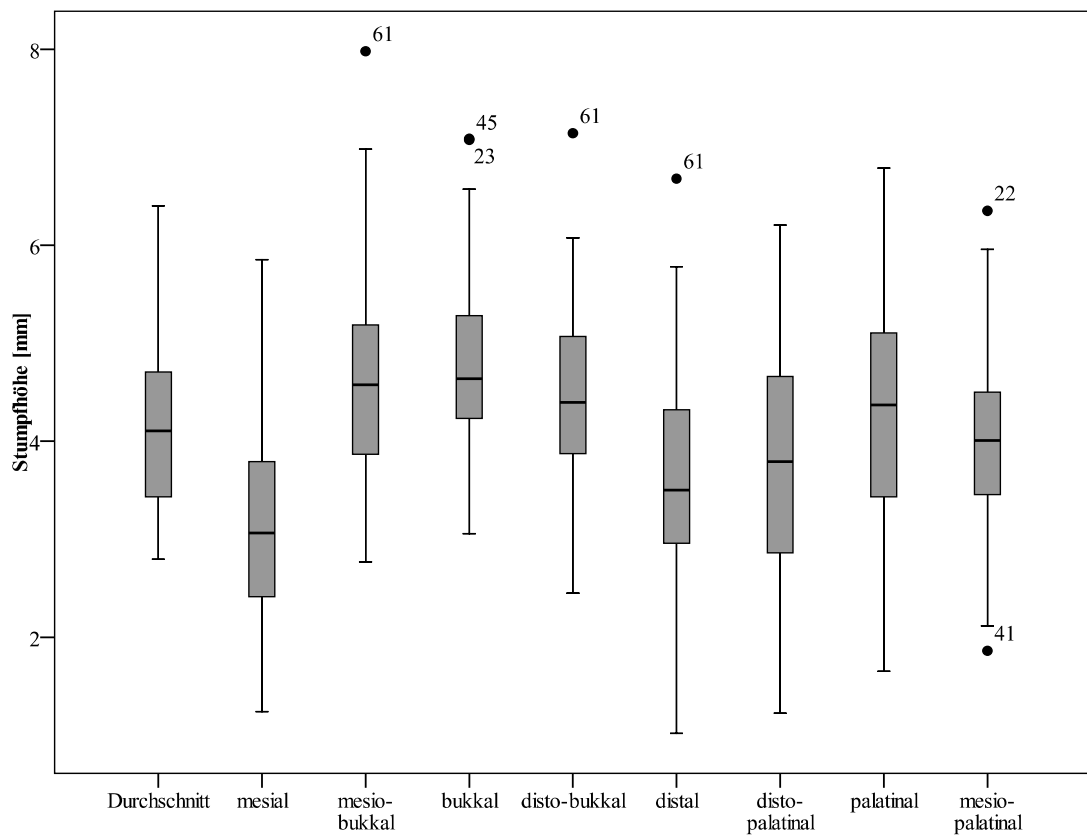


Abbildung 45: Vergleichende grafische Darstellung der Stumpfhöhen der In-vivo-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Somit erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass alle Lokalisationen, mit Ausnahme der palatinalen und mesio-palatinalen Lokalisation, im Vergleich zum Durchschnittswert signifikant, hoch signifikant bzw. höchst signifikant verschieden waren.

In Tabelle 16 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durchschnitt	mesial	mesio-bukkal	bukkal	disto-bukkal	distal	disto-palatinal	palatinal	mesio-palatinal
Durchschnitt		p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,030	p=0,002	p=0,037	p=0,191	p=0,640
mesial	p≤0,001		p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,004	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001
mesio-bukkal	p≤0,001	p≤0,001		p=0,160	p=0,216	p≤0,001	p≤0,001	p=0,058	p≤0,001
bukkal	p≤0,001	p≤0,001	p=0,160		p=0,006	p≤0,001	p≤0,001	p=0,003	p≤0,001
disto-bukkal	p=0,030	p≤0,001	p=0,216	p=0,006		p≤0,001	p≤0,001	p=0,630	p=0,007
distal	p=0,002	p=0,004	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001		p=0,449	p≤0,001	p=0,011
disto-palatinal	p=0,037	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,449		p=0,007	p=0,208
palatinal	p=0,191	p≤0,001	p=0,058	p=0,003	p=0,630	p≤0,001	p=0,007		p=0,060
mesio-palatinal	p=0,640	p≤0,001	p≤0,001	p≤0,001	p=0,007	p=0,011	p=0,208	p=0,060	

Tabelle 16: Stumpfhöhe der In-vivo-Präparationen. Übersicht über Signifikanzniveau p

5.4.2 In-vitro-Präparationen

Die gemessenen Werte der Stumpfhöhe sind in Tabelle 17 dargestellt.

Die insgesamt 600 gemessenen Höhen ergaben einen Durchschnittswert von 5,07 mm. Mit einer Länge von 5,70 mm zeigte die Stumpfhöhe an der disto-bukkalen Lokalisation den größten gemessenen Wert, gefolgt von der bukkalen (5,47 mm) und der mesio-bukkalen (5,42 mm). Die Stumpfhöhe der mesialen Lokalisation war mit 4,27 mm am geringsten.

Die Standardabweichungen lagen zwischen 0,60 mm (disto-bukkal und distal) und 0,44 mm (Durchschnittswert).

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Durchschnitt	75	5,0721	5,1340	,43951	3,61	6,03
mesial	75	4,2688	4,2930	,57751	2,94	5,25
mesio-bukkal	75	5,4214	5,3890	,55596	3,64	6,87
bukkal	75	5,4744	5,4420	,50911	3,96	6,85
disto-bukkal	75	5,7023	5,7140	,60269	4,11	7,27
distal	75	4,6900	4,8100	,60440	3,14	5,77
disto-palatinal	75	4,8455	4,9010	,57531	2,57	5,95
palatinal	75	5,0387	5,1390	,51156	3,71	5,98
mesio-palatinal	75	5,1358	5,1110	,52083	3,73	6,37

Tabelle 17: Statistische Auswertung der Stumpfhöhe der In-vitro-Präparationen

Bei dem folgendem Box-Plot-Diagramm (Abbildung 46) sind auf der X-Achse die jeweiligen Messpunkte aufgetragen und die Y-Achse zeigt die entsprechenden Stumpfhöhen in Millimeter. Extremwerte sind mit „●“ gekennzeichnet, wobei die nebenstehende Zahl die zugehörige Untersuchungsnummer des Zahnes wiedergibt.

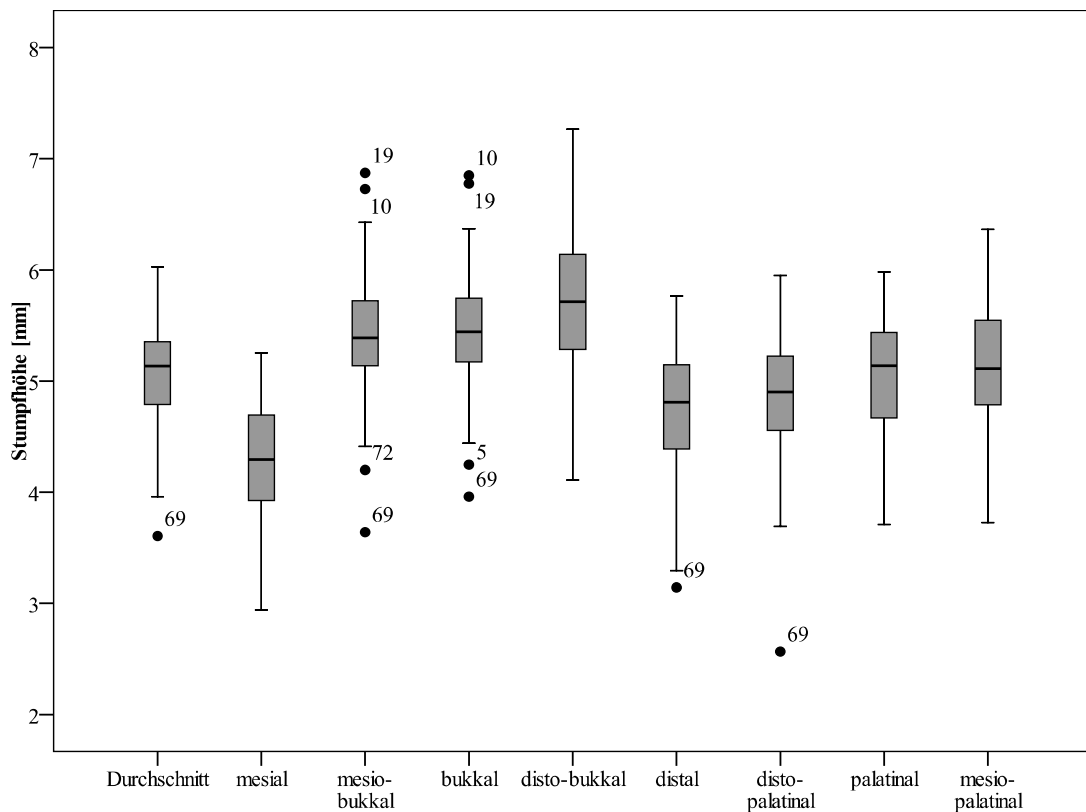


Abbildung 46: Vergleichende grafische Darstellung der Stumpfhöhen der In-vitro-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Daher erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Dabei zeigte sich, dass alle Lokalisationen, mit Ausnahme der palatinalen und mesio-palatalen Lokalisation, im Vergleich zum Durchschnittswert hoch signifikant bzw. höchst signifikant verschieden waren.

In Tabelle 18 sind die einzelnen Signifikanzwahrscheinlichkeiten p übersichtlich aufgeführt.

	Durchschnitt	mesial	mesio-bukkal	bukkal	disto-bukkal	distal	disto-palatal	palatal	mesio-palatal
Durchschnitt		$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,010$	$p = 0,697$	$p = 0,518$
mesial	$p \leq 0,001$		$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$
mesio-bukkal	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$		$p = 0,430$	$p = 0,003$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,002$
bukkal	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,430$		$p = 0,014$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$
disto-bukkal	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,003$	$p = 0,014$		$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$
distal	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$		$p = 0,143$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$
disto-palatal	$p = 0,010$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,143$		$p = 0,040$	$p = 0,002$
palatal	$p = 0,697$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,040$		$p = 0,296$
mesio-palatal	$p = 0,518$	$p \leq 0,001$	$p = 0,002$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,002$	$p = 0,296$	

Tabelle 18: Stumpfhöhe der In-vitro-Präparationen: Übersicht über Signifikanzniveau p

5.5 Vorhandensein von Unterschnitten

5.5.1 In-vivo-Präparationen

Es zeigten sich bei 23 der 75 In-vivo-Präparationen Unterschnitte. Somit blieben 52 Präparationen ohne Unterschnitt (Tabelle 19, Abbildung 47).

5.5.2 In-vitro-Präparationen

Bei 5 der 75 In-vitro-Präparationen konnten Unterschnitte festgestellt werden. Somit wurden 70 Zähne ohne Unterschnitte präpariert (Tabelle 19, Abbildung 47).

5.5.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen

Zum Vergleich der Häufigkeiten zwischen den beiden Gruppen diente der exakte Test nach Fisher. Es ergab sich, dass die Anzahl der Unterschnitte abhängig von der Gruppe ist. Das Signifikanzniveau lag bei $p \leq 0,001$ (höchst signifikant).

Gruppe	Unterschnitt vorhanden	kein Unterschnitt vorhanden
In vivo	23 (30,7 %)	52 (69,3 %)
In vitro	5 (6,7 %)	70 (93,3 %)

Tabelle 19: Anzahl der präparierten Zähne mit bzw. ohne Unterschnitte im Vergleich

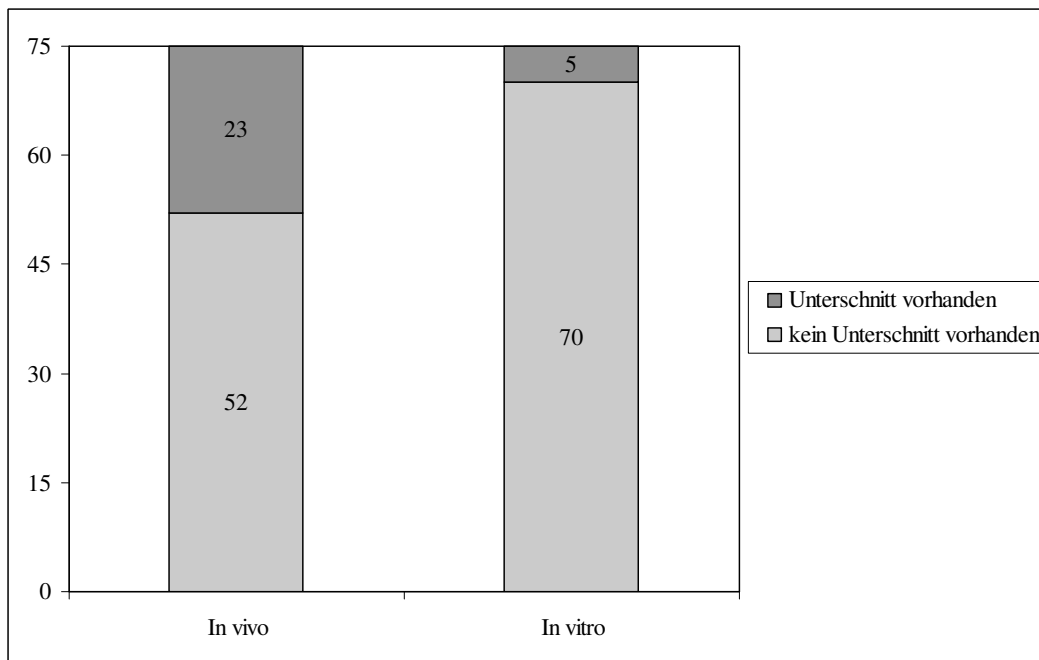


Abbildung 47: Vergleichende Darstellung präparierter Unterschnitte in einem gestapelten Balkendiagramm

5.6 Okklusale Reduktion

Das Ausmaß der okklusalen Reduktion wurde nur in der Gruppe der In-vivo-Präparationen bestimmt (n=75).

Es zeigte sich bei 3 von 75 Präparationen ein okklusales Platzangebot von <1 mm. Bei 23 Präparationen lag die okklusale Reduktion im Bereich >1,0 mm – ≤1,5 mm. Werden diese beiden Gruppen zusammengefasst (≤1,5 mm), ergibt sich ein Prozentsatz von 34,7 %.

Im Bereich >1,5 mm – ≤2,0 mm fanden sich 25 Präparationen (33,3 %) wieder. Bei 24 Präparationen (32,0 %) lag die okklusale Reduktion bei mehr als 2,0 mm.

Im Bereich >1,0 mm – ≤1,5 mm zeigten sich am mesio-bukkalen Höcker die meisten Schnittpunkte, gefolgt vom disto-bukkalen Höcker.

Die Tabelle 20 zeigt die Auswertung im Einzelnen.

	mb- Höcker	db- Höcker	mp- Höcker	dp- Höcker	Zentralfissur	Querfissur	Zentrum	Gesamt	
<1 mm	1	1	1	1	0	0	1	3 (4,0 %)	26 (34,7 %)
>1,0 mm – ≤1,5 mm	19	6	1	3	2	2	3	23 (30,7 %)	
>1,5 mm – ≤2,0 mm	11	6	5	2	6	3	4	25 (33,3 %)	
>2,0 mm	24							24 (32,0 %)	

Tabelle 20: Auswertung des Parameters „okklusale Reduktion“

5.7 Vergleich der Höhe der retentiven Flächen und der Stumpfhöhe

Es wurden zum einen die absoluten Zahlenwerte beider Parameter verglichen. Weiterhin erfolgte ein Vergleich der Größenverhältnisse. Hierzu wurde die Höhe der retentiven Flächen zur Stumpfhöhe (Hundert) ins Verhältnis gesetzt.

5.7.1 In-vivo-Präparationen

Die Höhe der retentiven Flächen war an allen gemessenen höchst signifikant geringer als die Stumpfhöhe.

Der Mittelwert aller gemessenen Höhen der retentiven Flächen betrug 68,9 % von dem aller gemessenen Stumpfhöhen.

Die Tabelle 21 zeigt den Vergleich im Einzelnen.

	Stumpfhöhe [mm]	Höhe der retentiven Fläche [mm]
Mittelwert	4,09 (100 %)	2,82 (68,9 %)
mesial	3,15 (100 %)	2,06 (65,4 %)
mesio-bukkal	4,65 (100 %)	3,17 (68,2 %)
bukkal	4,84 (100 %)	3,49 (72,1 %)
disto-bukkal	4,40 (100 %)	2,97 (67,5 %)
distal	3,61 (100 %)	2,54 (70,4 %)
disto-palatinal	3,79 (100 %)	2,54 (67,0 %)
palatinal	4,26 (100 %)	2,93 (68,8 %)
mesio-palatinal	3,99 (100 %)	2,85 (71,4 %)

Tabelle 21: Vergleich von Höhe der retentiven Flächen und der Stumpfhöhe in der Gruppe der In-vivo-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Somit erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Das Signifikanzniveau p war höchst signifikant ($p \leq 0,001$).

5.7.2 In-vitro-Präparationen

Die Höhe der retentiven Flächen war an allen gemessenen höchst signifikant geringer als die Stumpfhöhe.

Der Mittelwert aller gemessenen Höhen der retentiven Flächen betrug 68,4 % von dem aller gemessenen Stumpfhöhen.

Die Tabelle 22 zeigt den Vergleich im Einzelnen

	Stumpfhöhe [mm]	Höhe der retentiven Fläche [mm]
Mittelwert	5,07 (100 %)	3,47 (68,4 %)
mesial	4,27 (100 %)	3,17 (74,2 %)
mesio-bukkal	5,42 (100 %)	3,97 (73,2 %)
bukkal	5,47 (100 %)	3,79 (69,3 %)
disto-bukkal	5,70 (100 %)	3,96 (69,5 %)
distal	4,69 (100 %)	3,14 (70,0 %)
disto-palatinal	4,85 (100 %)	2,95 (60,8 %)
palatinal	5,04 (100 %)	3,31 (65,7 %)
mesio-palatinal	5,14 (100 %)	3,51 (68,3 %)

Tabelle 22: Vergleich von Höhe der retentiven Flächen und der Stumpfhöhe in der Gruppe der In-vitro-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte beim Vergleich der Durchschnittswerte eine Normalverteilung festgestellt werden. Eine Varianzhomogenität lag nicht vor (Levene-Test). Daher erfolgte die Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Das Signifikanzniveau p war höchst signifikant ($p \leq 0,001$).

5.8 Korrelation von Präparationswinkel und Stumpfhöhe

5.8.1 In-vivo-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden.

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman lag bei $r = -0,463$. Ein t-test zeigte, dass die Abweichung des ermittelten Korrelationskoeffizienten von Null signifikant ist ($p \leq 0,001$). Es bestand somit eine negative Korrelation zwischen Präparationswinkel und Stumpfhöhe.

5.8.2 In-vitro-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden.

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman lag bei $r = -0,312$. Ein t-test zeigte, dass die Abweichung des ermittelten Korrelationskoeffizienten von Null signifikant ist ($p = 0,007$). Es bestand somit eine negative Korrelation von Präparationswinkel und Stumpfhöhe.

5.9 Korrelation von Präparationswinkel und Höhe der retentiven Flächen

5.9.1 In-vivo-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden.

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman lag bei $r = -0,121$. Ein t-test zeigte, dass die Abweichung des ermittelten Korrelationskoeffizienten nicht von Null signifikant ist ($p=0,301$). Es bestand somit kein statistischer Zusammenhang zwischen dem Präparationswinkel und der Höhe der retentiven Fläche.

5.9.2 In-vitro-Präparationen

Durch den Kolmogorov-Smirnov-Test konnte keine Normalverteilung festgestellt werden.

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman lag bei $r = 0,110$. Ein t-test zeigte, dass die Abweichung des ermittelten Korrelationskoeffizienten nicht von Null signifikant ist ($p=0,346$). Es bestand somit kein statistischer Zusammenhang zwischen dem Präparationswinkel und der Höhe der retentiven Fläche.

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

Jeder Versuchsaufbau unterliegt vielen möglichen Einflussfaktoren, welche das Testergebnis in seiner Aussagekraft beeinflussen bzw. verfälschen können. Somit gilt als oberste Maxime, die Prozessvariablen zu standardisieren und ihre Anzahl zu minimieren. Da eine 100 %ige Reproduzierbarkeit der Ergebnisse unerreichbar ist, müssen mögliche Einflussfaktoren aufgezeigt und gewichtet werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Umsetzung der allgemein gültigen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigte, vollkeramische Einzelkronen (Lava™ Präzisions-Lösungen, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) in der freien zahnärztlichen Praxis untersucht. Diese „In-vivo-Präparationen“ wurden mit „In-vitro-Präparationen“, die von Zahnärzten während eines Präparationskurses für vollkeramischen Zahnersatz an der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU) durchgeführt wurden, verglichen. Zur Auswertung wurden Präparationen an einem linken ersten oberen Molaren (FDI Position 26) herangezogen, welche in Form von digitalen Datensätzen vorlagen. Dabei erfolgte die Untersuchung der Parameter mit Hilfe zweier verschiedener Computerprogramme (LAVA™ Design Software, 3M ESPE und COMETinspect®plus, FA Steinbichler Optotechnik).

Die Digitalisierung der Präparationen erfolgte für die In-vivo-Gruppe seitens eines Lava-Fräszentrums (Corona Lava™ Fräszentrum Starnberg, Deutschland) und für die In-vitro-Gruppe durch einen Mitarbeiter der LMU München. In beiden Fällen fand die Scaneinheit *Lava™ Scan ST* (3M ESPE AG) Anwendung. Nach Herstellerangaben liegt deren Messgenauigkeit im Bereich von 25 µm [49]. Unterschiede bestehen allerdings in der Verfahrenskette im Vorfeld der Digitalisierung. Während die Präparationen der In-vitro-Gruppe direkt vom präparierten Zahnmodell digitalisiert wurden, stand in der In-vivo-Gruppe zunächst eine Abformung durch den Zahnarzt und eine anschließende Modellherstellung durch einen Zahntechniker am Anfang des Ablaufes. Dies birgt sicher zusätzliche, nicht

eindeutig quantifizierbare Fehlerquellen, die allerdings für die durchgeführte Vermessung bzw. Auswertung als vernachlässigbar klein angenommen wurden.

Bei der Auswertung des Parameters „marginale Randgestaltung“ wurden sieben verschiedene Formen des Randdesigns unterschieden (vgl. Kapitel 4.6.1, Seite 56). Eine Aussage über die Qualität der Präparationsgrenze (z.B. Unregelmäßigkeiten, Kanten und Scharfen) und die Präparationstiefe wurde nicht getroffen. Da die Präparationen der In-vivo-Gruppe vom Gipsmodell nach Freilegung und Unterkehlung der Präparationsgrenze durch einen Zahntechniker gescannt wurden, konnte eine Begutachtung auf deren Vollständigkeit in der Abformung nicht erfolgen. Es lässt sich einwenden, dass die Zuordnung der verschiedenen Randdesigns zu den einzelnen Rubriken rein subjektiv erfolgte. Weiterhin verläuft der Übergang von der einen Präparationsform in eine andere mitunter fließend (z.B. Tangentialpräparation/schwache Hohlkehle oder starke Hohlkehle/Stufe mit abgerundeter Innenkante), so dass die Klassifikation in diesen Fällen einen gewissen Interpretationsspielraum zuließ. Da jedoch alle Untersuchungen von ein und derselben Person durchgeführt wurden sowie zahlreiche Vorversuche (Reproduzierbarkeitsmessung) stattfanden, kann von einer gewissen Kalibrierung ausgegangen werden.

Die Vermessung des Präparationswinkels erfolgte anhand der in den Datensätzen konstruierten Ebenen. Es wurden hierbei jeweils die Zahnflächen berücksichtigt, die zueinander am steilsten präpariert waren (vgl. Kapitel 4.6.2, Seite 59). Lagen innerhalb einer Zahnfläche verschiedene Konizitäten vor, wurden diejenigen vermessen, die zueinander am parallelsten standen. Durch dieses Vorgehen wurden somit eher zu steile, als zu konische Konvergenzwinkel ermittelt. Als mögliche Fehlerquelle wäre eine Variation in der Positionierung der Messpunkte und daraus folgend eine verfälschte Winkelmessung zu diskutieren. Eine im Vorfeld der Untersuchung durchgeführte Reproduzierbarkeitsmessung (n=15) zur Überprüfung der Genauigkeit der Messmethode zeigte für den Präparationswinkel eine Standardabweichung von $0,37^\circ$ bis $1,02^\circ$ in den verschiedenen Ebenen.

Die Längenmessung der retentiven Präparationsflächen erfolgte in denselben konstruierten Ebenen. Untersichgehende Stellen, abgerundete Bereiche am Präparationsrand und okklusale Abschrägungen wurden nicht mitgemessen (vgl. Kapitel 4.6.3, Seite 60). Auch hier könnte eine variable Bestimmung der Messpunkte eine verfälschte Längenmessung ergeben. Die durchgeführte Reproduzierbarkeitsmessung ergab in den verschiedenen Ebenen eine Standardabweichung von 0,04 mm bis 0,25 mm.

Die Messung der Stumpfhöhe erfolgte ebenfalls in den vier konstruierten Ebenen. Im Unterschied zur Bestimmung der Höhe der retentiven Präparationsflächen wurde hierbei die gesamte Höhe, von der Präparationsgrenze bis zum koronalsten Punkt, gemessen (vgl. Kapitel 4.6.4, Seite 62). Die mögliche Fehlerquelle entspricht derjenigen des Parameters „Höhe der retentiven Fläche“. Für die Stumpfhöhe ergab die Reproduzierbarkeitsmessung in den verschiedenen Ebenen eine Standardabweichung von 0,04 mm bis 0,1 mm.

Die Auswertung der „okklusalen Reduktion“ konnte ausschließlich an den Modelldatensätzen der In-vivo-Präparationen erfolgen, da bei den In-vitro-Datensätzen kein antagonistischer Datensatz vorhanden war. Dabei wurden die Schnittpunkte sieben unterschiedlichen Regionen am präparierten Zahnstumpf zugeordnet (vgl. Kapitel 4.6.6, Seite 65). Auch hier wäre einzuwenden, dass diese Zuordnung einen geringen Interpretationsspielraum bietet.

Die Eruierung des Parameters „Vorhandensein von Unterschnitten“ erfolgte über die Funktion „Automatisches Festlegen der Einschubrichtung“ in der *LAVATM Design Software* und ist somit allein von der verwendeten Software abhängig (vgl. Kapitel 4.6.5, Seite 64). Wurden etwaige Unterschnitte der In-vivo-Präparationen bereits am Modell und somit vor der Digitalisierung ausgeblockt, konnte dies nicht nachvollzogen werden.

6.2 Ergebnisse

Die grundlegende Fragestellung der vorliegenden Untersuchung war es, ob die allgemein gültigen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigten, vollkeramischen Zahnersatz in der freien Praxis umgesetzt werden. Weiterhin sollte eruiert werden, ob Unterschiede zur In-vitro-Präparation am Phantomkopf bestehen.

Als **Randdesign** bei der Präparation für vollkeramische Kronen sind eine Hohlkehle (nicht für Keramiken mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa geeignet) und eine Stufe mit abgerundeter Innenkante empfohlen [73]. In der Gruppe der In-vivo-Präparationen wurde eine derartige Präparationsform in 73,2 % der untersuchten Präparationsränder gefunden. Somit wiesen 26,8 % der untersuchten Präparationsränder ein nicht keramikgerechtes Randdesign auf. Die Empfehlungen zur Hohlkehlpräparation bzw. zur Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante haben vorwiegend werkstoffkundliche Hintergründe. Der Winkel zwischen beschliffener und unbeschliffener Zahnhartsubstanz liegt bei diesen beiden Präparationsformen zwischen 90° und 120° [100]. So entstehen Flächen, die annähernd senkrecht zur Krafteinwirkung stehen und Drucklasten aufnehmen können. Dadurch werden Kerbwirkungen auf die lateralen Kronenflächen reduziert [3, 106]. Eine abgerundete Innenkante verhindert bruchgefährdende Spannungsspitzen innerhalb der Keramik. Die Bruchfestigkeit für Kronenkappen aus Zirkoniumoxidkeramik ist bei einer Tangentialpräparation zwar klinisch ausreichend (>1000 N) und etwa mit der einer Hohlkehlpräparation vergleichbar [3], aufgrund häufig nicht eindeutig erkennbarer Präparationsgrenzen resultieren jedoch größere Randspaltbreiten oder zervikale Überschreitungen [86, 100, 116, 123]. Weiterhin macht das fehlende Platzangebot eine Überkonturierung der künstlichen Krone nötig, was die Plaqueakkumulation und deren Folgen begünstigt. Letzteres ist allerdings auch bei Nichteinhaltung der geforderten marginalen Präparationstiefen bei den empfohlenen Präparationsformen möglich. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Tiefe der zervikalen Grenze nicht bestimmt. Die Untersuchungen von *AL-Omari*

et al., *Seymour et al.*, *Poon et al.* und *Goodarce et al.* zeigen jedoch, dass häufig weniger Abtrag als gefordert umgesetzt wird [4, 40, 105, 119].

In der vorliegenden Untersuchung betrug der insgesamt über alle Ebenen gemittelte **Konvergenzwinkel** in der Gruppe der In-vivo-Präparationen $26,7^\circ$ und ist somit deutlich größer als der empfohlene Konvergenzwinkel von 8° bis 12° [73]. Diesen Wert erreichten nur 2 der 75 (2,7 %) untersuchten Präparationen, wobei keine einzige parallel präpariert wurde (Tabelle 10, Seite 81). Der in der diagonalen Ebene von mesio-bukkal nach disto-palatal gemessene Durchschnittswinkel war mit $31,7^\circ$ am konischsten. Die in den anderen Ebenen gemessenen durchschnittlichen Winkel zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Streuung befindet sich mit einer Standardabweichung von $10,1^\circ$, deren Werte zwischen minimal $2,4^\circ$ und maximal $80,4^\circ$ liegen, in einem mit anderen Studien vergleichbaren Bereich [4-5, 7, 110].

In der Literatur finden sich einige Studien, die sich mit der Bestimmung des Konvergenzwinkels klinischer Präparationen befassen. Allerdings wurden hier zumeist metallische oder metallkeramische Kronenpräparationen untersucht. Daneben bestehen weitere Unterschiede zur vorliegenden Studie. So wurden in vielen Studien die Präparationen von Studenten durchgeführt, andere Zahngruppen betrachtet und nicht danach differenziert. Zudem wurde zwischen vitalen und wurzelbehandelten Zähnen unterschieden und unterschiedliche Messverfahren verwendet.

Lässt man die Differenzierung nach der Zahngruppe, den korrespondierenden Zahnflächen und dem Behandler unberücksichtigt, ergeben sich durchschnittliche Konvergenzwinkel zwischen $14,3^\circ$ und $23,9^\circ$ [4-5, 60, 97-99, 105, 117]. Generell wurden Molaren konischer präpariert als andere Zahngruppen [4-5, 60, 98, 105]. Unterkieferzähne zeigten im Vergleich zu Oberkieferzähnen größere Konvergenzwinkel [60, 98], wobei an Unterkiefermolaren Präparationen mit der ausgeprägtesten Konizität identifiziert wurden [77].

Bei den von *Al-Omari et al.* untersuchten Präparationen von Oberkiefermolaren durch Studenten ergab sich ein Summenwinkel von $32,2^\circ$ [4]. *Annerstedt et al.*

fanden für Molaren einen durchschnittlichen Konvergenzwinkel von $26,6^\circ$, wenn die Präparation durch Zahnärzte durchgeführt wurde [5]. Ähnliche Werte ($24,1^\circ$) fanden *Poon und Smales* [105]. *Nordlander et al.* stellten für Oberkiefermolaren einen Winkel von $22,9^\circ$ fest [98]. *Leempoel et al.* überprüften Präparationen zweier Zahnärzte und fand bei Oberkiefermolaren einen Konvergenzwinkel von durchschnittlich $21,6^\circ$ [77]. Etwas kleiner ($19,6^\circ$) fiel der Winkel für Molarenpräparationen in der Untersuchung von *Rafeek et al.* aus [110].

Es lässt sich somit feststellen, dass der in der vorliegenden Arbeit eruierte Konvergenzwinkel etwa im Bereich früherer Studien (Molarenpräparationen) liegt, wobei in drei Studien kleinere, in zwei Studien nahezu identische und in einer Studie ein größerer Winkel gefunden wurden. Nicht einheitlich ist die Konizität, wenn einzelne Zahnflächen betrachtet werden. Einige Studien fanden in der Auswertung der bukkal-oralen Ebene konischere Winkel als in der mesio-distalen Ebene [4-5, 77, 97-98]. Konträre Ergebnisse oder nicht signifikante Unterschiede liegen in der vorliegenden Studie und in den Untersuchungen von *Rafeek et al.*, *Kent et al.* sowie *Poon und Smales* vor [60, 105, 110].

Der Präparationswinkel hat einen großen Einfluss auf die Retention einer Restauration. Als erster untersuchte *Jørgensen* (1955) und später *Kaufman et al.* (1961) die Beziehung zwischen Retention und Konvergenzwinkel [56, 59]. Ihnen zufolge reduziert ein Anstieg des Präparationswinkels die Retention konventionell zementierter Kronen drastisch. So ist eine Steigerung des Konvergenzwinkels von 5° auf 10° mit einem Retentionsverlust von etwa 50 % assoziiert [56]. Bei einer Untersuchung von *Wilson und Chan* lag hingegen das Retentionsmaximum bei Konvergenzwinkeln zwischen 6° und 12° [131]. Nach *Wiskott et al.* stellt allerdings die Widerstandskraft einer Präparation gegen exzentrische Belastung (und nicht die Retention) den entscheidenden Faktor für den mechanischen Halt einer Krone dar [133]. Diese verhält sich zum Präparationswinkel annähernd linear und sinkt ebenfalls mit zunehmender Konizität. In diesem Zusammenhang postulierten *Parker et al.* einen mathematisch berechneten und somit theoretischen „limiting taper“, jenseits dessen ein adäquater Halt einer Krone nicht mehr gewährleistet ist („Alles-

oder-nichts-Phänomen“) [101-102]. Die Grundlage dabei ist ein Höhe-zu-Basis-Verhältnis des präparierten Stumpfes. Demnach muss der Präparationswinkel bei steigendem Durchmesser bzw. sinkender Stumpfhöhe entsprechend kleiner ausfallen. Nach Vermessung präparierter Zähne, empfehlen *Parker et al.* einen durchschnittlichen „limiting taper“ von 29° für Frontzähne, 33° für Eckzähne, 10° für Prämolaren und 8,4° für Molaren [101]. Im Gegensatz hierzu fanden *Wiskott et al.* in einer experimentellen Untersuchung eine lineare Beziehung zwischen Konvergenzwinkel und dem Widerstand gegenüber exzentrischen Kräften auch über den berechneten „limiting taper“ hinaus [133]. Eine spätere Studie von *Cameron et al.* mit vergleichbarem Versuchsaufbau konnte wiederum eine lineare Beziehung nur bis zu einer bestimmten Grenze („limiting taper“) beobachten und somit das Konzept von *Parker et al.* bestätigen [20].

Für den Halt einer Restauration stellt der Präparationswinkel allerdings nur einen Einzelfaktor unter vielen dar. Andere sind die Oberflächenausdehnung der Präparation (Stumpflänge und -durchmesser, Retentionsrillen oder -kästen) [45, 59, 79, 85, 121], die Rauheit der Oberflächen [35, 45, 59] und der Befestigungsmodus (konventionell/adhäsiv) bzw. die Eigenschaften und Filmdicke des verwendeten Befestigungsmaterials [45, 59, 79, 85, 133]. Hierbei spielt die Befestigung eine entscheidende Rolle. So zeigen Kronen mit größerem Winkel und adhäsiver Befestigung eine höhere Retention, als geringere Konvergenzwinkel und nichtadhäsive Befestigung [33, 137]. Bei Konvergenzwinkeln unter 10° konnten *Sarafianou und Kafandaris* allerdings keinen Unterschied zwischen beiden Befestigungsmethoden beobachten [115].

Nicht zuletzt zieht ein größerer Konvergenzwinkel auch einen höheren Substanzabtrag mit entsprechenden Risiken für die Vitalität der Pulpa nach sich [27, 68].

Größere Konvergenzwinkel reduzieren auf der einen Seite die Retention und Stabilität einer Restauration, führen auf der anderen Seite aber zu besseren Passungen der Innenflächen sowie des Randes. Nach *Demmel* verhält sich der befestigungsbedingte Randspalt gegenüber dem Konvergenzwinkel umgekehrt

proportional, das heißt je größer der Konvergenzwinkel, desto kleiner ist die zervikale Diskrepanz [8, 26]. Bestätigt wird dies durch mehrere Untersuchungen [12, 14, 22, 57]. *Beuer et al.* betrachteten in zwei Studien Kronengerüste aus Zirkoniumoxidkeramik. Die Randspaltbreiten fielen bei einem Präparationswinkel von 12° geringer aus als bei steileren Winkeln (4° bzw. 8°) [12, 14]. Analog zur marginalen Passung zeigten verschiedene Untersuchungen, dass sich auch die interne Passung mit zunehmendem Präparationswinkel verbessert [13, 54, 57, 136]. Möglicherweise ist der Druck während der Befestigung größer und der Abfluss des Befestigungsmaterials begünstigt, wenn der Präparationswinkel größer ist. Weiterhin können bei größeren Konvergenzwinkeln vermutlich mehr Daten der Seitenwände digitalisiert werden. Aus dem somit genaueren Scanprozess resultiert anschließend ein präziseres Gerüst [12, 90].

In allen bekannten Studien fiel der Präparationswinkel deutlich konischer aus, als für metallische bzw. vollkeramische Restaurationen gefordert. Konische Formen sind nötig, um die Präparationswände visualisieren zu können, Unterschnitte zu verhindern, Ungenauigkeiten in der Herstellung zu kompensieren und eine gute Passung nach der Befestigung zu ermöglichen [60, 121]. Nach *Mack et al.* ist es unter klinischen Bedingungen erst ab einem Präparationswinkel von mindestens 12° möglich, eine unterschnittfreie Präparation zu erkennen [84]. Weiterhin scheint die klinische Beurteilung des Präparationswinkels sehr limitiert. *Smith et al.* untersuchten die Umsetzung des Präparationswinkels in Abhängigkeit zweier verschiedener Zielvorgaben. Die Richtwerte von 6° bzw. 12° ergaben gemessene Konvergenzwinkel von 14,5° bzw. 15,6° und wurden somit verfehlt. Generell führt die dreidimensionale Betrachtung der Präparation mit beiden Augen zu geringeren Präparationswinkeln als der zweidimensionale Blick mit nur einem Auge [84]. Zur besseren Abschätzung des Winkels sollte die Präparation von bukkal und oral betrachtet werden [40]. Ein weiterer Einflussfaktor ist der Zahnumfang. Je größer dieser ist, desto weiter muss der Spiegel vom Zahn entfernt sein um die gesamte Präparation beurteilen zu können. Vor allem in der Molarenregion ist der interokklusale Abstand gering. Daher müssen die Wände konischer beschliffen

werden, um sie im Spiegel begutachten zu können [98]. Auf der anderen Seite zeigen Untersuchungen ebenfalls für Frontzähne größere Winkel als gefordert [4-5, 98]. Weitere Punkte stellen die Anatomie und Zahnstellung dar. Beispielsweise können nach lingual gekippte Unterkiefermolaren oder kurze orale Zahnflächen an den Frontzähnen größere Winkel nach sich ziehen [98, 105]. Nicht zuletzt machen der Zerstörungsgrad des Zahnes, eine mögliche Vorversorgung, die Mundöffnung des Patienten, der Speichelfluss und der Zungendruck eine optimale Gestaltung des Präparationswinkels im klinischen Alltag nicht immer möglich.

In der Studie von *Leempoel et al.* waren die Restaurationen, trotz eines Konvergenzwinkels von $21,6^\circ$ bei Molaren, bereits 10 Jahre in Funktion [77]. Auch *Noonan et al.* und *Ohm et al.* berichten über eine nur geringe Anzahl an Misserfolgen durch Ablösen der Kronen [97, 99]. *Al-Omari et al.* konnten durch Recherchen in Patientenakten belegen, dass alle Kronen, auch die auf Präparationen mit großen Konvergenzwinkeln, erfolgreich befestigt wurden und sich klinisch bewährt haben [4]. Sie folgerten daraus, dass ideale Präparationswinkel (in diesem Fall 2° bis 10°) klinisch eine untergeordnete Rolle zu spielen scheinen. So zeigte eine groß angelegte Studie von *Wilson et al.*, dass die Ursachen, welche eine Erneuerung von Kronen nötig machen, hauptsächlich Frakturen (27,6 %) sind, gefolgt von ästhetischen Mängeln (16,4 %), nicht akzeptablen Kronenrändern (15,3 %) und Sekundärkaries (15,1 %) [132]. Eine mögliche Begründung wäre, dass intraorale Kräfte und Belastungen wesentlich komplexer sind, als bei im Labor simulierten Untersuchungen [4-5, 7]. Beispielsweise kann die Resilienz der umgebenden Gewebe einen Teil der auftretenden Kräfte kompensieren [59].

In der vorliegenden Studie lag die gesamte durchschnittliche **Stumpfhöhe** der In-vivo-Präparationen bei 4,1 mm. Die approximalen Flächen wiesen hierbei die geringsten Höhen (3,1-3,6 mm) auf, gefolgt von den palatinalen Höhen (3,8-4,3 mm). Die bukkalen Flächen (4,4-4,8 mm) waren am längsten. Die Gründe hierfür liefern vermutlich der girlandenförmige Verlauf der Gingiva sowie die Anatomie des Zahnes.

Es besteht ein enger Zusammenhang zwischen Stumpfhöhe, Durchmesser, Winkel und dem Halt einer Krone [40, 46, 59, 101-102, 134]. Im Gegensatz zum Präparationswinkel sind Stumpfhöhe und Durchmesser anatomisch vorgegeben und somit nur bedingt beeinflussbar [129].

In dieser Studie besteht eine signifikante, aber negative Korrelation zwischen der Stumpfhöhe und dem Präparationswinkel. Daraus ergibt sich, dass bei geringeren Stumpfhöhen konischer präpariert wird. Dieser Punkt ist mit den Erhebungen von *Al-Omari et al.* und *Sato et al.* übereinstimmend [4, 117], steht aber im Widerspruch zu allen Überlegungen und Empfehlungen. Auf dieser Grundlage sollte dringend auf eine Reduzierung des Präparationswinkels bei geringen Stumpfhöhen geachtet werden.

Nach *Kaufman et al.* besteht zwischen Retention und Stumpfhöhe (und Durchmesser) ein linearer Zusammenhang, wobei jedoch der Retentionsgewinn durch Vergrößerung der Stumpfhöhe verhältnismäßig geringer ausfällt, als durch Verkleinerung des Konvergenzwinkels [59]. Wie schon erwähnt, stellt der Widerstand gegenüber seitlichen Belastungen den entscheidenden Faktor des Kronenhaltes dar [133-134]. Nach *Wiskott et al.* besteht zwischen Stumpfhöhe und dem Widerstand zementierten Kronen gegenüber dynamischer, seitlicher Belastung eine lineare Beziehung. Hierbei ist der Widerstand vom jeweiligen Befestigungsmaterial abhängig [134]. Wird bei Molarenpräparationen von einem Durchmesser von 10 mm ausgegangen [40] und die in dieser Studie ermittelte durchschnittliche Höhe von etwa 4 mm angesetzt, wäre nach der Kalkulation von *Parker et al.* ein Präparationswinkel („limiting taper“) von 11,8° oder kleiner nötig [101].

Goodarce et al. empfehlen, mit Rücksicht auf die klinischen Ermittlungen des Präparationswinkels, für Frontzähne und Prämolaren eine minimale Stumpfhöhe von 3 mm [40]. Bei Molaren sind 4 mm erforderlich, da sie konischer präpariert werden, ihr Durchmesser größer ist und sie größeren Kaubelastungen ausgesetzt sind. Dies deckt sich mit der Empfehlung der *Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK)* zur konventionellen Befestigung vollkeramischer Kronen

[108]. Der Einfluss des Befestigungsmodus auf den Halt einer Krone in Abhängigkeit der Stumpfhöhe ist beachtlich. *El-Mowafy et al.*, *Leong et al.* und *Wiskott et al.* fanden für Kronen mit geringerer Stumpfhöhe und adhäsiver Befestigung einen deutlich besseren Halt als bei Kronen mit größeren Stumpfhöhen und nicht adhäsiver Befestigung [33, 79, 134]. Die bei Kronenpräparationen dominierende Dentinhaftung kann jedoch einer erheblichen Alterung unterliegen, so dass die Übertragbarkeit auf klinische Situationen kritisch zu hinterfragen ist.

Weiterhin hat die Stumpfhöhe Einfluss auf die intraorale digitale Erfassung. Bei Systemen, die auf dem Prinzip der Triangulation beruhen, kann es im Falle tiefer Präparationen an den Kavitätenwänden zu Abschattungen kommen („distal shadow phenomenon“) [90, 96, 127]. Theoretisch müsste sich der Effekt mit zunehmender Stumpfhöhe verstärken. Bis zu einer Stumpfhöhe von 6 mm ist allerdings keine Verstärkung zu erwarten [96].

In der vorliegenden Studie wurde zusätzlich zur Stumpfhöhe auch die **Höhe der retentiven Flächen** bestimmt. Sie betrug mit 2,8 mm nur etwa 69 % der Stumpfhöhe (4,1 mm). Nicht berücksichtigt wurden untersichgehende Stellen, abgerundete Bereiche am Präparationsrand und okklusale Abschrägungen, da diese zum Halt einer Krone nicht beitragen. Daher ist die Angabe der Stumpfhöhe kritisch zu betrachten. Allerdings scheint die Abschätzung des retentiven Anteils der Stumpfhöhe klinisch schwierig. Hier könnten zukünftig entsprechende Softwareprogramme in Kombination mit Intraoralscannern wichtige Hinweise liefern.

Die **okklusale Reduktion** sollte bei vollkeramischen Kronen etwa 1,2 mm bis 2,0 mm betragen und richtet sich nach dem Aufbau der Krone (gerüstunterstützt oder gerüstfrei) und der gewählten Keramik. So werden für verblendete Kronen aus durchgesinterter Oxidkeramik mindestens 1,2 mm gefordert. Für Silikatkeramiken sind 1,5 mm erforderlich, unter den Höckern gerüstfreier Silikatkeramiken sogar 2 mm [73].

In der Gruppe der In-vivo-Präparationen zeigte sich, dass bei etwa einem Drittel der Präparationen der zur Verfügung gestellte Platz nicht ausreichte oder zumindest sehr knapp bemessen war und bei etwa zwei Dritteln ausreichend Raum für eine Versorgung durch eine gerüstgestützte Vollkeramikkrone zur Verfügung stand. Am häufigsten zeigten sich dabei Defizite am mesio-bukkalen Höcker.

Baltzer fand in der Mehrzahl der untersuchten Präparationen ein unzureichendes Platzangebot für vollkeramische Kronen vor, wobei für Molaren durchschnittlich 1,1 mm und für Frontzähne 0,9 mm interokklusaler Raum zur Verfügung stand [8]. An Präparationen für metallkeramische Kronen konnten *Poon und Smales* eine inadäquate okklusale Reduktion feststellen, wobei der geringste Platz im Bereich der Zentralfissur lag. *Al-Omari et al.* beobachteten hingegen einen, mit 2 mm ausreichenden, okklusalen Abtrag bei Präparationen durch Studenten unter Aufsicht erfahrener Prothetiker [4].

Neben der Schichtstärke und den materialspezifischen Eigenschaften der gewählten Keramik, sind für die Belastbarkeit einer vollkeramischen Krone allerdings noch weitere Parameter von Bedeutung. So wirkt sich beispielsweise die adhäsive Befestigung ganz wesentlich auf die Belastbarkeit vollkeramischer Kronen aus [8, 16, 53, 95, 106].

Bei 23 der 75 untersuchten Präparationen (30,7 %) konnten **Unterschnitte** festgestellt werden. An den von *Poon und Smales* untersuchten Präparationen für metallische bzw. metallkeramische Kronen fanden sich Unterschnitte nur in 3,7 % wieder [105]. Möglicherweise kann das perfekte Ausrichten der Präparation und somit ein sehr präzises Auffinden untersichgehender Bereiche durch die *LAVATM Design Software* diesen Häufigkeitsunterschied erklären.

Da untersichgehende Bereiche nicht zum mechanischen Halt einer Krone beitragen und sie weiterhin vom Scanner nicht erfasst werden [126], bzw. die Flächen rund um den Unterschnitt nicht gefräst werden können [51], sollten sie klinisch durch Aufbaufüllungen beseitigt werden.

Beim **Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationen** zeigten die Laborpräparationen bezüglich des Präparationswinkels, der Randgestaltung und des Vorhandenseins von Unterschnitten ein richtlinienkonformeres Bild. Ein Vergleich der Parameter Stumpfhöhe und Höhe der retentiven Fläche ist aufgrund des in der In-vitro-Gruppe präparierten, konfektionierten Phantomzahns nicht aussagekräftig. Der Parameter „okklusale Reduktion“ wurde nur bei den klinischen Präparationen bestimmt.

Als Randdesign in der In-vitro-Gruppe wurde durch den Kursleiter die Hohlkehlpfäparation empfohlen. Diese Richtlinie findet sich mit einem Anteil von 82,2 % am häufigsten, gefolgt von der Stufe mit abgerundeter Innenkante (7,8 %) und der Tangentialpfäparation (5,2 %). Werden Hohlkehle und Stufe mit abgerundeter Innenkante zusammengefasst, ergibt sich in 90 % eine derartige Pfäparationsform. Somit ist der Anteil eines keramikgerechten Randdesigns bei den In-vitro-Pfäparationen deutlich höher als bei den klinischen (73,2 %).

Der Konvergenzwinkel der In-vitro-Pfäparationen war mit 18,2° signifikant kleiner als in der In-vivo-Gruppe (26,7°), aber ebenfalls größer als der empfohlene Konvergenzwinkel von 8° bis 12° [73]. Diesen Wert erreichten nur 8 der 75 (5,3 %) untersuchten Pfäparationen, wobei die absolute Mehrheit der Pfäparationen konischer war (Tabelle 10, Seite 81). In den vier Ebenen zeigten die gemessenen Winkel zueinander keine signifikanten Unterschiede. Der insgesamt kleinste Konvergenzwinkel lag bei 3,0°, der größte bei 40,8°. Somit war auch die Streuung geringer als in der In-vivo-Gruppe.

Rafeek et al. verglichen in einer Untersuchung klinische Pfäparationen mit denen am Phantommodell. Für Molaren wurde ein vergleichbarer Konvergenzwinkel (16,2°) gemessen. Auch zeigten sich die klinischen Pfäparationen, zumindest in der mesio-distalen Ebene, konischer als die Laborpfäparationen.

Auch die Anzahl der Pfäparationen mit Unterschnitten fällt mit 6,7 % zu 30,7 % zugunsten der In-vitro-Pfäparationen aus.

Die Liste möglicher Ursachen ist lang. So erfolgten die In-vitro-Pfäparationen unter Anleitung des Kursleiters und es bestehen Unterschiede im Aufbau und Härtegrad

zwischen den erhältlichen Kunststoffzähnen und natürlicher Zahnhartsubstanz. Weiterhin ist die Sicht und Zugänglichkeit am Phantomkopf vergleichsweise besser. Die im Rahmen der In-vitro-Präparationen verwendeten Kunststoffzähne sind einheitlich und in ihrer Anatomie unversehrt. Somit ist deren Präparation ausschließlich vom jeweiligen Zahnarzt abhängig. Bei den In-vivo-Präparationen spielen hingegen zahlreiche Faktoren eine Rolle. So beeinflussen der Zerstörungsgrad des Zahnes, eine mögliche Vorversorgung, die Zahnstellung, die Platzverhältnisse, die Okklusion, der parodontale Zustand und die umgebenden Gewebe die Präparation. Auch können eine kleine Mundöffnung des Patienten, hoher Speichelfluss oder starker Wangen- und Zungendruck die Präparation erschweren.

6.3 Schlussfolgerung für die Praxis

Der allgemein empfohlene Präparationswinkel von 8 bis 12 Grad scheint dieser Studie zufolge in der Praxis nur sehr schwer umsetzbar und wurde erheblich überschritten. Dabei erscheint eine alleinige Angabe des Präparationswinkels nicht sinnvoll, da der klinische Erfolg einer Krone von vielen weiteren Faktoren abhängig ist. Es sollte auf der Grundlage der vorliegenden Ergebnisse, streng darauf geachtet werden, dass kurze Stümpfe parallel präpariert werden. Insgesamt führen zu parallele Präparationen hingegen zu Schwierigkeiten beim Scannprozess sowie schlechteren inneren und marginalen Passungen der Krone.

Die Richtlinien zur okklusalen Reduktion wurden bei der vorliegenden klinischen Gruppe in etwa einem Drittel und die Randgestaltung in etwa einem Viertel der Fälle nicht umgesetzt.

Die In-vitro-Präparationen zeigten sich richtlinienkonformer, aber auch hier wurde der empfohlene Präparationswinkel nur selten erreicht. Dies zeigt, dass die

Präparationsrichtlinien vor allem hinsichtlich dieses Parameters theoretischer Natur sind und vorwiegend aus Untersuchungen im Labor abgeleitet wurden.

Letztendlich können nur klinische Langzeitstudien die Frage des Einflusses der Präparationsrichtlinien auf die individuelle Überlebensrate einer Restauration beantworten.

Bis dahin sollten im Zweifel zusätzliche Retentionselemente in die Präparation integriert werden oder es sollte auf eine adhäsive bzw. semiadhäsive Befestigung ausgewichen werden und weiterhin auf eine ausreichende Reduktion der Kaufläche sowie eine entsprechende Gestaltung der Präparationsgrenze geachtet werden.

7 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie untersuchte die Umsetzung der empfohlenen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigte, vollkeramische Kronen in der freien zahnärztlichen Praxis. Randomisiert ausgewählte und anonymisierte klinische Präparationen (n=75) von linken ersten oberen Molaren (FDI Position 26) wurden durch digitale Auswertung und Vermessung am Computer analysiert. Zusätzlich wurden diese mit Präparationen (Zahn 26) verglichen, die in einem Präparationskurs nach konkreter Anleitung des Kursleiters am Phantomkopf durchgeführt wurden (n=75).

Bei den an realen Patienten durchgeführten Präparationen zeigte sich ein mittlerer Konvergenzwinkel von $26,7^\circ$, welcher somit weit über dem empfohlenen Wert von 8° bis 12° lag. Der Präparationswinkel in der diagonalen Ebene von mesio-bukkal nach disto-palatinal war signifikant am größten ($31,7^\circ$). Die durchschnittliche Stumpfhöhe betrug 4,1 mm, wobei der retentive Anteil bei lediglich 69 % lag. Interessanterweise konnte eine negative Korrelation zwischen dem Konvergenzwinkel und der Stumpfhöhe festgestellt werden, das heißt, es wurde bei kurzen Stümpfen konischer präpariert. An 73 % der untersuchten Lokalisationen am Präparationsrand wurde ein keramikgerechtes Design (Hohlkehle oder Stufe mit abgerundeter Innenkante) gefunden. Die okklusale Reduktion betrug bei etwa einem Drittel der Präparationen weniger als 1,5 mm, was je nach verwendeter Keramik zu gering bzw. grenzwertig ist. In 30,7 % fanden sich untersichgehende Bereiche.

Die Ergebnisse in der Gruppe der In-vitro-Präparationen zeigten die Unterschiede zwischen den empfohlenen Richtlinien und dem was unter idealisierten Bedingungen umsetzbar scheint. So fiel auch hier der Präparationswinkel mit $18,2^\circ$ deutlich größer aus als empfohlen. Eine keramikgerechte Randgestaltung fand sich hier zu 90 %, die Anzahl der untersichgehenden Präparationen betrug 6,7 %.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die empfohlenen Richtlinien, bezogen auf den Präparationswinkel, nicht eingehalten wurden. Die okklusale Reduktion war bei etwa 65 % und die Randgestaltung bei etwa 75 % der Präparationen optimal.

8 Literaturverzeichnis

1. State of the Industry 2000.
Lab Management Today 2000 16, 9-15 (2000)
2. The Glossary of Prosthodontic Terms.
The Journal of Prosthetic Dentistry 94, 10-92 (2005)
3. Aggstaller, H., Beuer, F., Funk, M., Erdelt, K.J., Gernet, W.: Effect of the preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings.
Dtsch Zahnärztl Z 61, 347-352 (2006)
4. Al-Omari, W.M., Al-Wahadni, A.M.: Convergence angle, occlusal reduction, and finish line depth of full-crown preparations made by dental students.
Quintessence Int 35, 287-293 (2004)
5. Annerstedt, A., Engstrom, U., Hansson, A., Jansson, T., et al.: Axial wall convergence of full veneer crown preparations. Documented for dental students and general practitioners.
Acta Odontol Scand 54, 109-112 (1996)
6. Arnetzl, G., Arnetzl, G.V.: Die Materialbeschaffenheit als Grundlage für die Präparationsform.
ZMK 24, 284-292 (2010)
7. Ayad, M.F., Maghrabi, A.A., Rosenstiel, S.F.: Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students.
J Dent 33, 633-638 (2005)
8. Baltzer, A.: All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation-preparing the tooth to match the material.
Int J Comput Dent 11, 241-256 (2008)
9. Behr, M.: Konventionelles versus adhäsives Zementieren von festsitzendem Zahnersatz.
Dtsch Zahnärztl Z 62, 704-705 (2007)
10. Behr, M., Rosentritt, M.: Zemente in der Zahnmedizin.
Quintessenz 54, 829-837 (2003)
11. Bergmann, W.: Werkstofftechnik 1.
Carl Hanser Verlag, München, 6. aktualisierte Auflage, 431-439 (2008)

12. Beuer, F., Aggstaller, H., Richter, J., Edelhoff, D., et al.: Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings.
Quintessence Int 40, 243-250 (2009)
13. Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W., Naumann, M.: Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system.
Dent Mater J 27, 814-820 (2008)
14. Beuer, F., Fick, K., Erdelt, K.J., Gernet, W.: The influence of the preparation angle on marginal and internal fit of CAM-milled ZrO₂-crowns.
Dtsch Zahnärztl Z 58, 517-521 (2003)
15. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D.: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations.
Br Dent J 204, 505-511 (2008)
16. Bindl, A., Luthy, H., Mormann, W.H.: Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns.
Dent Mater 22, 29-36 (2006)
17. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M.: Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestaurationen.
Quintessenz 55, 33-41 (2004)
18. Borchard, R., Erpenstein, H.: Die plastische Parodontalchirurgie als vorbereitende präprothetische Maßnahme.
Quintessenz 55, 1265-1279 (2004)
19. Bornemann, G., Luthardt, R., Lemelson, S., Claas, H.: Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec-3®).
Dtsch Zahnärztl Z 56, 619-622 (2001)
20. Cameron, S.M., Morris, W.J., Keesee, S.M., Barsky, T.B., et al.: The effect of preparation taper on the retention of cemented cast crowns under lateral fatigue loading.
J Prosthet Dent 95, 456-461 (2006)
21. Chan, C., Weber, H.: Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study.
J Prosthet Dent 56, 666-671 (1986)

22. Chan, D.C., Wilson, A.H., Jr., Barbe, P., Cronin, R.J., Jr., et al.: Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns.
J Oral Rehabil 32, 58-64 (2005)
23. Christensen, G.J.: The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement.
J Am Dent Assoc 136, 343-346 (2005)
24. Christensen, G.J.: The challenge to conventional impressions.
J Am Dent Assoc 139, 347-349 (2008)
25. Craig, R., Powers, J.M., Wataha, J.C.: Zahnärztliche Werkstoffe. Eigenschaften und Verarbeitung.
Elsevier GmbH, Urban und Fischer Verlag, München, 1. Auflage, 297-306 (2006)
26. Demmel, H.-J.: Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss paßgenauer Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 26, 700-705 (1971)
27. Doyle, M.G., Goodacre, C.J., Munoz, C.A., Andres, C.J.: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3.
Int J Prosthodont 3, 327-340 (1990)
28. Edelhoff, D.: Vollkeramik von A bis Z für Praktiker.
ZWR 116, 276-281 (2003)
29. Edelhoff, D., Ozcan, M.: To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation.
Clin Oral Implants Res 18 Suppl 3, 193-204 (2007)
30. Edelhoff, D., Sorensen, J.A.: Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth.
J Prosthet Dent 87, 503-509 (2002)
31. Edelhoff, D., Sorensen, J.A.: Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth.
Int J Periodontics Restorative Dent 22, 241-249 (2002)
32. Eichner, K., Kappert, H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 326-372 (2000)

33. el-Mowafy, O.M., Fenton, A.H., Forrester, N., Milenkovic, M.: Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height.
J Prosthet Dent 76, 524-529 (1996)
34. Federlin, M., Geurtsen, W., Haller, B., Schmalz G.: Zahnfarbende Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen, Veneers.
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK (2007)
35. Felton, D.A., Kanoy, B.E., White, J.T.: The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings.
J Prosthet Dent 58, 292-296 (1987)
36. Fenske, C., Sadat-Khonsari, Münz, N., Schildbach, O., Jüde, H.D.: In-Vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite.
ZWR 5, 223-226 (2000)
37. Filser F., L.H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.
Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)
38. Frankenberger, R., Schipper, H. M., Roggendorf, M. J.: Adhäsivtechnik 2010- Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme.
Quintessenz 61, 537-542 (2010)
39. Friederich, R., Kern, M.: Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic.
Int J Prosthodont 15, 333-338 (2002)
40. Goodacre, C.J., Campagni, W.V., Aquilino, S.A.: Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles.
J Prosthet Dent 85, 363-376 (2001)
41. Günay, H., Roßbach, A., Geurtsen, W.: Schonende Zahnpräparation unter Berücksichtigung der "biologischen Breite".
Dtsch Zahnärztl Z 56, 583-588 (2001)
42. Güth, J.-F., Beuer, F., Brandl, S., Ramberger M., Schweiger, J., Edelhoff, D.,: Computer Aided Impressioning- The future of impression taking?
Digital Dental News, 4.Jahrgang, Januar/Februar, 32-44 (2010)
43. Güth, J.-F., Edelhoff, D., Beuer, F., Ramberger M., Schweiger, J.: Intraorale digitale Erfassung: Der logische Einstieg in die CAD/ CAM- Fertigungskette.

- Quintessenz Zahntech 35, 1156-1166 (2009)
44. Hajt6, J.: Gesichtspunkte zur Pr4paration von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen.
ZMK-Sonderheft Mai, 14-18 (2010)
 45. Hajt6, J.: Retention und Widerstandsform bei zementierten Kronen und Br6cken.
ZMK 26, 572-579 (2010)
 46. Hegdahl, T., Silness, J.: Preparation areas resisting displacement of artificial crowns.
J Oral Rehabil 4, 201-207 (1977)
 47. Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K.M.: Pr4parationstechnik als Grundlage der Qualit4tssicherung.
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK (1999)
 48. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, Th.: Einf6hrung in die Zahnerhaltung.
Urban und Fischer Verlag, M6nchen, Jena, 3. Auflage, 145-168 (2003)
 49. Herstellerinformation: Lava Scan ST- Technisches Datenblatt.
3M ESPE AG (2006)
 50. Herstellerinformation: KaVo Studien- und Zahnmodelle.
KaVo Dental GmbH (2007)
 51. Herstellerinformation: Lava- Pr4zisionsl6sungen: Pr4paration und Verarbeitung leicht gemacht.
3M ESPE AG (2007)
 52. Herstellerinformation: Cerec- Die Neuheiten 2009.
Sirona Dental Systems GmbH (2009)
 53. Ivoclar Vivadent AG, I.e.m.C.: Scientific Documents.
10 (2005)
 54. Iwai, T., Komine, F., Kobayashi, K., Saito, A., et al.: Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings.
Acta Odontol Scand 66, 214-218 (2008)
 55. Janda, R.: Vollkeramiken: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung.

- Quintessenz Zahntech 33, 46-60 (2007)
56. Jørgensen, K.D.: The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns.
Acta Odontol Scand 13, 35-40 (1955)
 57. Jørgensen, K.D.: Factors Affecting the Film Thickness of Zinc Phosphate Cements.
Acta Odontologica Scand 18, 479-490 (1960)
 58. Kappert, H.F., Krah, M.: Keramiken- eine Übersicht.
Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001)
 59. Kaufman, E.G., Coelho, D.H., Colin, L.: Factors influencing the retention of cemented gold castings.
J Prosth Dent 11, 487-502 (1961)
 60. Kent, W.A., Shillingburg, H.T., Jr., Duncanson, M.G., Jr.: Taper of clinical preparations for cast restorations.
Quintessence Int 19, 339-345 (1988)
 61. Kern, M.: CAD/ CAM öffnet weite Türen.
Quintessenz Zahntech 28, 693-698 (2009)
 62. Kern, M., Luthardt, R., Reich, S., Tinschert, J. Pospiech, P.: Vollkeramische Restaurationen.
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK (2007)
 63. Kern, M., Schubinski, P.: Frakturquote unter der "Scheidungsrate".
ZWL 04, 48-53 (2004)
 64. Kimmel, K.: Optimale Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung.
Dtsch Zahnärztl Z 61, 427-431 (2006)
 65. Klaiber, B., Eibofner, E. Gleinser, A., Lingenhöle, B.: Der Kühleffekt verschiedener Spraysysteme bei Turbine und Schnelllaufwinkelstück.
Dtsch Zahnärztl Z 40, 1194-1197 (1985)
 66. Knappworst, A.: Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle.
Dtsch Zahnärztl Z 5, 1022-1030 (1950)

67. Kohorst, P., Dittmer, M., Stiesch, M.: Welche Faktoren beeinflussen die Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid?
Digital Dental News, 3.Jahrgang, April, 12-18 (2009)
68. Körber, K.: Zahnärztliche Prothetik.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 4. vollständig überarbeitete Auflage (1995)
69. Kosyfaki, P., Martin Mdel, P., Strub, J.R.: Relationship between crowns and the periodontium: a literature update.
Quintessence Int 41, 109-122 (2010)
70. Kraft, E.: Die Gestaltung des Kronenrandes.
Dtsch Zahnärztl Z 24, 750-757 (1969)
71. Kühmstedt, P., Hintersehr, J.: Optische 3D- Messtechnik im Dentalbereich.
Digital Dental News, 2. Jahrgang, September, 40-45 (2008)
72. Kunzelmann, K.-H., Pospiech, P., Kern, M.: Hat sich vollkeramik bewährt? Eine Positionspeilung in der Kons und Prothetik.
dentalfresh 2, 16-19 (2007)
73. Kunzelmann, K.H., Kern, M., Pospiech, P., Mehl, A., et al.: Vollkeramik auf einen Blick.
AG für Keramik in der Zahnheilkunde, Ettlingen (2008)
74. Kurbad, A., Reichel, K.: CAD/CAM-gestützte Vollkeramikrestauration aus Zirkonoxid.
Quintessenz 55, 673-684 (2004)
75. Kursinformation: Präparationsanleitung nach Prof. Dr. Daniel Edelhoff.
76. Lässig, H.E., Müller, R.A.: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte.
DuMont Buchverlag, Köln, 98-154 (1983)
77. Leempoel, P.J., Lemmens, P. L., Snoek, P. A., van 't Hof, M. A.: The convergence angle of tooth preparations for complete crowns.
J Prosthet Dent 58, 414-416 (1987)
78. Lenz, M., Patyk, A.J., Kobes, L.W.R.: Randschlussverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der Form des geometrischen Stumpfs.
ZWR 4, 154-159 (2000)

79. Leong, E.W., Choon Tan, K.B., Nicholls, J.I., Chua, E.K., et al.: The effect of preparation height and luting agent on the resistance form of cemented cast crowns under load fatigue.
J Prosthet Dent 102, 155-164 (2009)
80. Liu, P.R., Essig, M.E.: Panorama of dental CAD/CAM restorative systems.
Compend Contin Educ Dent 29, 482, 484, 486-488 passim (2008)
81. Lohbauer, U., Krämer, N.: Werkstoffkundliche Standortbestimmung konventioneller Glasionomerzemente.
Quintessence 60, 799-808 (2009)
82. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M.: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz, Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials.
ZWR 11, 747-754 (2001)
83. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M.: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz, Teil 2: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des keramischen Grundmaterials.
ZWR 12, 797-802 (2001)
84. Mack, P.J.: A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations.
J Oral Rehabil 7, 255-265 (1980)
85. Martins-Pinto, M.G., Pisani-Proenca, J., Erhardt, M.C., Spielmann, C., et al.: Effect of two axial wall height preparations on the retentive properties of full crowns using three different cements.
Gen Dent 56, 569-573; quiz 574-565, 591-562 (2008)
86. Marxkors, R.: Der Randschluss der Gußkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 35, 913-915 (1980)
87. Marxkors, R.: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik.
Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage (2009)
88. Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser, Köln, München, 5. überarbeitete und ergänzte Auflage (2001)
89. McLean, J.W.: Evolution of dental ceramics in the twentieth century.
J Prosthet Dent 85, 61-66 (2001)

90. Mehl, A.: CAD/ CAM- Fertigungsverfahren- Neue Ansätze und Verfahren.
ZWP Spezial 7, 16-19 (2003)
91. Mehl, A.: Biogenerisches Zahnmodell: Neue Beschreibung von Kauflächen
bzw. Zahnoberflächen.
Digital Dental News, 1. Jahrgang, Mai, 22-27 (2007)
92. Mehl, A., Ender, A., Mormann, W.,Attin, T.: Accuracy testing of a new
intraoral 3D camera.
Int J Comput Dent 12, 11-28 (2009)
93. Meier, M., Fischer, H., Richter E-J., Maier, H.R., Spiekermann, H.: Einfluß
unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit
vollkermischer Molarenkronen.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995)
94. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., et al.: A review of dental
CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of
experience.
Dent Mater J 28, 44-56 (2009)
95. Moermann, W.H., Bindl, A., Luthy, H.,Rathke, A.: Effects of preparation and
luting system on all-ceramic computer-generated crowns.
Int J Prosthodont 11, 333-339 (1998)
96. Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S.,Shiau, Y.Y.: Influence of different
convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation
of Cerec crowns.
J Prosthet Dent 87, 248-255 (2002)
97. Noonan, J.E., Jr.,Goldfogel, M.H.: Convergence of the axial walls of full
veneer crown preparations in a dental school environment.
J Prosthet Dent 66, 706-708 (1991)
98. Nordlander, J., Weir, D., Stoffer, W.,Ochi, S.: The taper of clinical
preparations for fixed prosthodontics.
J Prosthet Dent 60, 148-151 (1988)
99. Ohm, E.,Silness, J.: The convergence angle in teeth prepared for artificial
crowns.
J Oral Rehabil 5, 371-375 (1978)

100. Ottl, P., Lauer, H.-C.: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen.
Quintessenz 47, 623-640 (1996)
101. Parker, M.H., Calverley, M.J., Gardner, F.M., Gunderson, R.B.: New guidelines for preparation taper.
J Prosthodont 2, 61-66 (1993)
102. Parker, M.H., Gunderson, R.B., Gardner, F.M., Calverley, M.J.: Quantitative determination of taper adequate to provide resistance form: concept of limiting taper.
J Prosthet Dent 59, 281-288 (1988)
103. Polansky, R., Arnetzl, G., Haas, M., Keil C., Wimmer, G., Lorenzoni, M.: Residual dentin thickness after 1,2-mm shoulder preparation for Cerec crowns.
Int J Comput Dent 3, 243-258 (2000)
104. Polansky, R., Reichhold, C., Lorenzoni, M., Haas, M., et al.: Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen- Eine experimentelle Untersuchung.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 643-647 (1998)
105. Poon, B.K., Smales, R.J.: Assessment of clinical preparations for single gold and ceramometal crowns.
Quintessence Int 32, 603-610 (2001)
106. Pospiech, P., Tinschert, J.: Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.
3M Espe, Seefeld (2004)
107. Potts, R.G., Shillingburg, H.T., Jr., Duncanson, M.G., Jr.: Retention and resistance of preparations for cast restorations. 1980.
J Prosthet Dent 92, 207-212 (2004)
108. Pröbster, L.: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK (2003)
109. Puri, S.: Predictable preparation, staining, and cementation procedures for chairside CAD/CAM dentistry.
Pract Proced Aesthet Dent 20, 209-214 (2008)

110. Rafeek, R.N., Smith, W.A., Seymour, K.G., Zou, L.F., et al.: Taper of full-veneer crown preparations by dental students at the University of the West Indies.
J Prosthodont 19, 580-585 (2010)
111. Rehberg, H.J.: Exakter Randschluß - was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971)
112. Roos, E., Maile, K.: Werkstoffkunde für Ingenieure: Grundlagen, Anwendung, Prüfung.
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 3. neubearbeitete Auflage, 295-311 (2008)
113. Rosenstiel, E.: The taper of inlay and crown preparations. A contribution to dental terminology.
Br Dent J 139, 436-438 (1975)
114. Rudolph, H., Quaas, S., Luthardt, R.G.: CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik.
Dtsch Zahnärztl Z 58, 559-569 (2003)
115. Sarafianou, A., Kafandaris, N.M.: Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements.
J Prosthet Dent 77, 475-481 (1997)
116. Sassen, H.: Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen.
Dtsch Zahnärztl Z 36, 254-257 (1981)
117. Sato, T., Al Mutawa, N., Okada, D., Hasegawa, S.: A clinical study on abutment taper and height of full cast crown preparations.
J Med Dent Sci 45, 205-210 (1998)
118. Schmitt, J., Wichmann, M., Hamel, J.: Vollkeramische Restaurationen- Kleben oder Zementieren?
ZWR 116, 595-600 (2007)
119. Seymour, K., Zou, L., Samarawickrama, D.Y., Lynch, E.: Assessment of shoulder dimensions and angles of porcelain bonded to metal crown preparations.
J Prosthet Dent 75, 406-411 (1996)
120. Shahin, R., Kern, M.: Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging.

Dent Mater 26, 922-928 (2010)

121. Shillingburg, H.T., Hobo, S., Fisher, D.W.: Atlas der Kronenpräparation. Buch- und Zeitschriften- Verlag "Die Quintessenz", Berlin (1974)
122. Spiekermann, H.: Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 (1986)
123. Strub J.R., T.J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.: Curriculum Prothetik Band I – III. Quintessenz Verlag, Berlin, 43-61 (1999)
124. Telle, R., Salmang, H., Scholze, H.: Keramik. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 7. vollständig neubearbeitete und erweiterte Auflage, 783-887 (2007)
125. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H.: Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent 7, 25-45 (2004)
126. Tinschert, J., Natt, G.: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, (2007)
127. Van der Zel, J.M.: Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebniss. Digital Dental News, 1.Jahrgang, September, 6-12 (2007)
128. Weber, A.R., H., Quaas, S.; Thöne, A., Luthardt, R.G.: CAD/CAM-Technik in der Zahnheilkunde- Eine Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern in Deutschland. Digital Dental News, 2. Jahrgang, Juli/August, 14-20 (2008)
129. Weed, R.M., Baez, R.J.: A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparations. J Prosthet Dent 52, 330-334 (1984)
130. Wiesner, G.: Bonding of zirconia restorations: Conventionally or by using adhesives? Digital Dental News, 3. Jahrgang, September, 52-60 (2009)
131. Wilson, A.H., Jr., Chan, D.C.: The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. J Prosthodont 3, 74-78 (1994)

132. Wilson, N., MacFarlane T., Mjör I.A., Wilson, N.H.F.: Reasons for Placing and Replacing Crowns in General Dental Practice [abstract 1576].
J Dent Res 78, 302 (1999)
133. Wiskott, H.W., Nicholls, J.I., Belser, U.C.: The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading.
Int J Prosthodont 9, 117-139 (1996)
134. Wiskott, H.W., Nicholls, J.I., Belser, U.C.: The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading.
Int J Prosthodont 10, 207-215 (1997)
135. Zhang, W., Masumi, S.I., Song, X.M.: Bonding property of two resin-reinforced glass-ionomer cements to zirconia ceramic.
Quintessence Int 41, 132-140 (2010)
136. Zhao, Y.F., Wang, H.R., Li, Y.: The effect of tooth preparation design on the CAD/CAM all-ceramic coping crown's fitness.
Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 38, 330-332 (2003)
137. Zidan, O., Ferguson, G.C.: The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements.
J Prosthet Dent 89, 565-571 (2003)

9 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

Ein ganz herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. D. Edelhoff für die Aufgabenstellung sowie seine kompetente und freundliche Unterstützung während der gesamten Arbeit.

Herrn Dr. J.-F. Güth möchte ich für seine kompetente, geduldige und freundschaftliche Betreuung der Dissertation, vom Studienaufbau bis hin zur Fertigstellung der Dissertation, danken.

Weiterhin möchte ich den Geschäftsführern des Corona Lava™ Fräszentrum in Starnberg, Johannes und Rupprecht Semrau ganz herzlich für die Bereitstellung der anonymisierten Datensätze danken, ohne die diese Studie nicht hätte durchgeführt werden können.

Mein Dank gilt Herrn ZTM J. Schweiger für die fachliche Unterstützung im Umgang mit der *LAVA™ Design Software*.

Auch der Firma 3M Espe, die Konvertierung der Daten in ein zur Auswertung nötiges Format genehmigte, möchte ich einen Dank aussprechen.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir durch die finanzielle und ideelle Unterstützung das Studium und die Dissertation ermöglichten.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Freundin, Anna-Lena Dölzer, für Ihre mentale Unterstützung und Motivation bedanken.

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Jan Wallbach
Geburtsdatum, -ort	16.01.1981, Göttingen
Familienstand	ledig

Schulbildung

1987 - 1993	Lucas-Lossius Schule, Reinhardshagen
1993 - 1997	Heinrich-Sohnrey Realschule, Gimte
1997 - 2000	Grotefeld Gymnasium, Hann. Münden

Zivildienst

2000 - 2001	Diakoniestation im ev. Kirchenkreis Hofgeismar
-------------	--

Hochschulbildung

04/2002	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
03/2003	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
04/2004	Zahnärztliche Vorprüfung
10/2007	Zahnärztliche Prüfung
10/2007	Approbation als Zahnarzt

Beruflicher Werdegang

03/2008 - 08/2008	Vorbereitungsassistent in der Praxis Dr. Schmid, Unterhaching
12/2008 - 09/2010	Vorbereitungsassistent in der Praxis ZA Wunsch, Taufkirchen
11/2010 – 06/2011	Angestellter Zahnarzt in der Praxis ZA Wallbach, Reinhardshagen
Seit 07/2011	Angestellter Zahnarzt in der Praxis Dr. Dölzer, Unterhaching