

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

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

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

vorgelegt von

Rudolf Schiefelbein
aus
Sulingen
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Karin Huth

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

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 29.10.2015

In Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	- 1 -
2. Grundlagen und Literatur	- 3 -
2.1 Die Prinzipien von CAD/CAM.....	- 3 -
2.1.1 Datenerfassung/Digitalisierung.....	- 5 -
2.1.2 Postprocessing	- 9 -
2.1.3 Konstruktion der Restauration	- 10 -
2.1.4 Fertigung der Restauration.....	- 12 -
2.1.5 Eingliederung und Befestigung von vollkeramischen Restaurationen.....	- 14 -
2.2 Vollkeramische Restaurationen.....	- 17 -
2.2.1 Einteilung der Dentalkeramiken.....	- 18 -
2.2.2 Zirkonoxid.....	- 19 -
2.2.3 Aluminiumoxid.....	- 21 -
2.2.4 Silikatkeramik	- 22 -
2.3 Einfluss des Präparationsdesigns auf vollkeramische Restaurationen	- 23 -
2.3.1 Lage und Design der Präparationsgrenze	- 24 -
2.3.2 Stumpfdesign	- 28 -
2.3.3 Inzisale Reduktion/Stumpfhöhe	- 35 -
2.3.4 Innendesign	- 38 -
2.3.5 Präparationstiefe	- 38 -
2.4 Aktuelle Präparationsrichtlinien.....	- 41 -
3. Ziel der Untersuchung.....	- 43 -
4. Material und Methode	- 44 -
4.1 Untersuchungsgruppen.....	- 44 -
4.1.1 In-vivo-Präparationsgruppe	- 44 -
4.1.2 In-vitro-Präparationsgruppe	- 44 -
4.2 Bereitstellung der Datensätze.....	- 45 -

4.3	Verwendete Software	- 46 -
4.4	Allgemeiner Ablauf der Untersuchung.....	- 46 -
4.5	Systemische Bezeichnungen	- 47 -
4.6	Reproduzierbarkeit der Messergebnisse	- 48 -
4.7	Untersuchung der Präparationsparameter	- 49 -
4.7.1	Marginale Randgestaltung	- 49 -
4.7.2	Präparationswinkel	- 51 -
4.7.3	Marginale Präparationstiefe	- 53 -
4.7.4	Höhe der retentiven Fläche	- 54 -
4.7.5	Stumpfhöhe	- 55 -
4.7.6	Bestimmung des inzisalen Innenradius	- 56 -
4.7.7	Vorhandensein von Unterschnitten	- 58 -
4.7.8	Festlegung der Präparationskriterien.....	- 58 -
4.8	Statistische Auswertung.....	- 59 -
5.	Ergebnisse	- 61 -
5.1	Marginale Randgestaltung	- 61 -
5.1.1	In-vivo-Präparation.....	- 61 -
5.1.2	In-vitro-Präparation	- 62 -
5.1.3	Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation.....	- 63 -
5.2	Präparationswinkel	- 64 -
5.2.1	In-vivo-Präparation.....	- 64 -
5.2.2	In-vitro-Präparation	- 65 -
5.2.3	Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparationswinkel.....	- 65 -
5.3	Marginale Präparationstiefe	- 67 -
5.3.1	In-vivo-Präparation	- 67 -
5.3.2	In-vitro-Präparation	- 68 -
5.3.3	Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation.....	- 69 -

5.4 Höhe der retentiven Fläche	- 71 -
5.4.1 In-vivo-Präparation	- 71 -
5.4.2 In-vitro-Präparation	- 71 -
5.4.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation.....	- 72 -
5.5 Stumpfhöhe	- 72 -
5.5.1 In-vivo-Präparation.....	- 73 -
5.5.2 In-vitro-Präparation	- 73 -
5.5.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation.....	- 73 -
5.6 Vorhandensein von Unterschnitten	- 74 -
5.6.1 In-vivo-Präparation.....	- 74 -
5.6.2 In-vitro-Präparation	- 74 -
5.6.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation.....	- 74 -
5.7 Bestimmung des inzisalen Innenradius.....	- 75 -
5.7.1 In-vivo-Präparation.....	- 75 -
5.7.2 In-vitro-Präparation	- 76 -
5.7.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation.....	- 76 -
5.8 Vergleich der Höhe der retentiven Fläche mit der Stumpfhöhe	- 77 -
5.8.1 In-vivo-Präparation.....	- 77 -
5.8.2 In-vitro-Präparation	- 78 -
5.9 Korrelation zwischen Stumpfhöhe AB und Präparationswinkel AB	- 78 -
5.9.1 In-vivo-Präparation.....	- 78 -
5.9.2 In-vitro-Präparation	- 78 -
5.10 Korrelation zwischen der Stumpfhöhe AB und dem inzisalen Radius	- 79 -
5.10.1 In-vivo-Präparation.....	- 79 -
5.10.2 In-vitro-Präparation	- 79 -
5.11 Korrelation zwischen dem Unterschnitt und dem Präparationswinkel AB	- 79 -
5.11.1 In-vivo-Präparation.....	- 79 -
5.11.2 In-vitro-Präparation	- 79 -

5.12 Korrelation zwischen inzisalem Radius und Präparationswinkel A	- 80 -
5.12.1 In-vivo-Präparation	- 80 -
5.12.2 In-vitro-Präparation	- 80 -
5.13 Korrelation zwischen retentiver Fläche AB und Präparationswinkel AB	- 80 -
5.13.1 In-vivo-Präparation	- 80 -
5.13.2 In-vitro-Präparation	- 81 -
5.14 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	- 81 -
6. Diskussion	- 83 -
6.1 Material und Methoden.....	- 83 -
6.2 Ergebnisse	- 86 -
6.3 Schlussfolgerung für die Praxis.....	- 100 -
7. Zusammenfassung.....	- 102 -
8. Literaturverzeichnis	- 105 -
9. Danksagungen	- 115 -

1. Einleitung

Zahnersatz aus Vollkeramik zeigt durch die Weiterentwicklung in den letzten Jahrzehnten eine gute Ästhetik, eine hohe Biokompatibilität, eine geringe Plaqueakkumulation, ausreichend hohe Biegefestigkeit und Risszähigkeit für den langfristigen Einsatz im Mund [62, 70, 92]. *Charles Henry Land* entwickelte Anfang des 19. Jahrhunderts als Erster ein Verfahren zur Fertigung von Porzellmantelkronen. Zuvor wurden Stiftkronen zur Wiederherstellung der Zahnrinne verwendet. Dazu wurde der koronale Anteil des Zahnes so präpariert, dass er als Verankerung einer Krone dienen konnte [44].

Die Porzellmantelkrone von *Land* war über viele Jahre eine Lösung für vollkeramische Restaurationen im Frontzahnbereich [44]. Dieses Verfahren setzte sich am Markt allerdings nur bedingt durch, da eine stark invasive Präparation nötig war, um eine ausreichende Stabilität der Restauration zu erreichen. Das Material war den mechanischen Anforderungen im Mund nicht gewachsen und die entsprechenden Befestigungssysteme noch nicht ausgereift. Mit der Entwicklung der Metall-Keramik-Krone (erstes deutsches Metall-Keramik-Verfahren in den 40er Jahren von der Scheideanstalt Dr. Walter und Schmitt und Firma DeTray GmbH [114]) trat die Mantelkrone in den Hintergrund [44, 114].

Mit der Einführung von hochfesten, vollkeramischen Restaurationsmaterialien wie Zirkonoxid oder Aluminiumoxid in den frühen 90er Jahren gibt es heute Alternativen zu metallkeramischen Restaurationen, die bereits ein weites Indikationspektrum abdecken [62, 92, 113, 115].

Laut einer Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern aus dem Jahr 2005 ist Keramik einer der wichtigsten Werkstoffe. Er wird sogar noch vor Gold, Nichtedelmetall und Titan gesehen [118].

Die heutigen vollkeramischen Werkstoffe verschiedener Klassen eignen sich für den Ersatz von Einzelzahn- und Brückenrestaurationen im Front- und Seitenzahnbereich und finden Anwendung in der Teleskop- und Implantatechnik [68, 70, 115].

Die Einführung der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin schuf ein standardisiertes Herstellungsverfahren mit der Option einer Qualitätssteigerung des Zahnersatzes, höherer Reproduzierbarkeit des Herstellungsprozesses und einer Verringerung der Fehleranfälligkeit [26, 78, 103, 113].

Mit diesem Wandel der Materialien und Fertigungstechnologien veränderten sich auch die Präparationskriterien für den restaurativ tätigen Zahnarzt [44, 70]. Die Präparation des Zahnes ist für den Erfolg der Restauration von fundamentaler Wichtigkeit. Sie hängt vom Zustand des Zahnes, den ästhetischen und funktionellen Aspekten, der Zahnstellung, den okklusalen Verhältnissen und nicht zuletzt vom Wunsch des Patienten ab. Die Präparation ist damit oft ein schwieriges Prozedere [35, 42-44, 85].

Mit dem Fortschritt der computergestützten Verarbeitung von vollkeramischen Restaurationsmaterialien, der Einführung der adhäsiven Befestigungsverfahren und der keramikgerechten Präparation, ist es Zahnarzt und Zahntechniker möglich Restaurationen zu fertigen, die Ästhetik und Funktionalität miteinander verbinden [21, 67, 70, 92].

Die Fragestellung dieser Arbeit wurde bereits an anderer Stelle im Zusammenhang mit Molarenpräparationen untersucht (Dissertation Wallbach, J 2012 [117]). Diese Studie konzentriert sich nun auf Frontzahnpräparationen und prüft dabei die klinische Umsetzung der empfohlenen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-geferigten vollkeramischen Zahnersatz mit einem neu entwickelten, digitalen Verfahren auf der Basis von Vermessungen dreidimensionaler Oberflächenmodelle.

Weiter wurde überprüft, inwieweit die Richtlinien unter idealisierten Bedingungen am Phantomkopf umsetzbar sind und ob Unterschiede zur klinischen Applikation in der freien Praxis bestehen.

2. Grundlagen und Literatur

2.1 Die Prinzipien von CAD/CAM

Die CAD/CAM-Fertigung hat heute einen wesentlichen Anteil an der Herstellung von Zahnersatz [48]. Laut einer Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern haben im Jahr 2005 schon 50,7% aller Zahnärzte und 81,8% aller Zahntechniker mit CAD/CAM-gefertigtem Zahnersatz oder einem CAD/CAM-System gearbeitet [118], 66,7% der Zahnärzte und 89,3% der Zahntechniker zeigen Interesse.

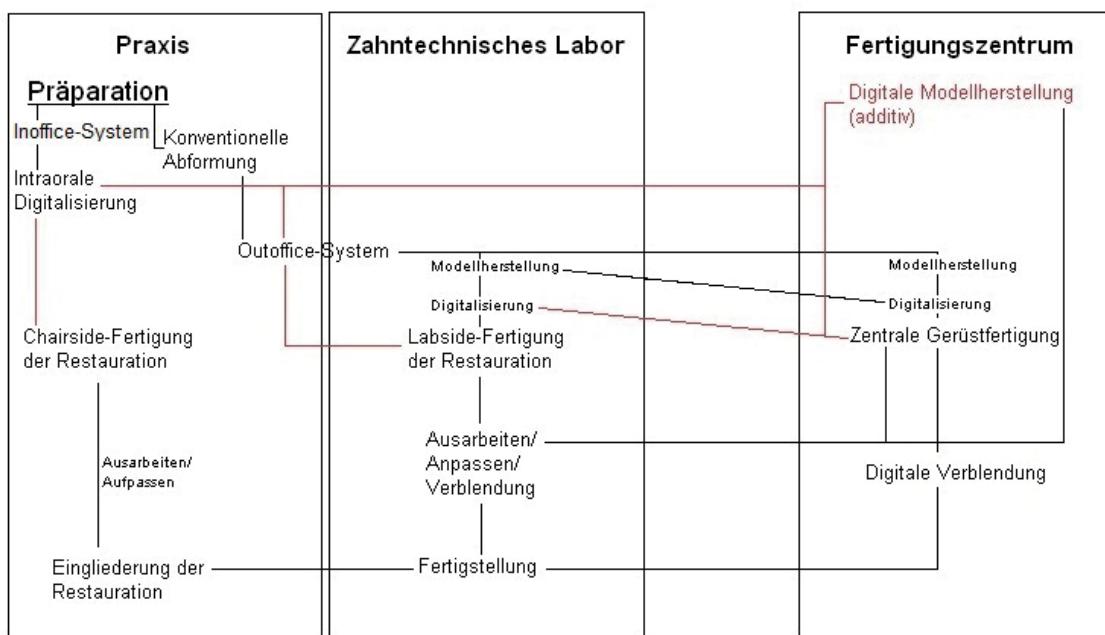


Abbildung 1: Arbeitsfluss der digitalen Zahnmedizin, rot: digitaler Datentransfer, schwarz: physikalischer Datentransport; modifiziert nach [46, 48, 107].

Zudem findet eine stetige Weiterentwicklung im Bereich der direkten und indirekten digitalen Erfassung statt. Die digitale Abformung (CAI = Computer Aided Impressioning) und die Fertigung (CAD = Computer Aided Design / CAM = Computer Aided Manufacturing) stehen dabei im Mittelpunkt [107]. Im Wesentlichen unterscheidet man drei Fertigungswege: Die Fertigung in der zahnärztlichen Praxis (Chairside), die Fertigung im zahntechnischen Labor (Labside) und die zentrale Fertigung in einem Fräszentrum (Abb. 1) [48, 75, 107]. Bei der Chairside-Fertigung erfolgen Datenerfassung und Fertigung der Restauration direkt in der zahnärztlichen Praxis. Dabei wird die Mundsituation in Echtzeit (realtime) mit einem Intraoralscanner erfasst und in ein virtuelles Modell überführt (CAI = Computer Aided

Impressioning), das als Grundlage für die Konstruktion der Restauration dient, die dann direkt in der Praxis gefertigt werden kann [48, 95].

Der Vorteil dieses Systems ist das Wegfallen der konventionellen Abformung mit Präzisionsabformmassen und damit die Ausschaltung von Abformfehlern, Zeit und Materialien werden eingespart [48, 75]. Zusätzlich hat der Zahnarzt eine direkte Kontrolle über seine Präparation am Bildschirm und kann ggf. in derselben Sitzung eventuell notwendige Korrekturen durchführen. Scan- oder Präparationsfehler können damit sofort behoben werden. Es ist sogar möglich, den Patienten in einer Behandlungssitzung mit definitivem Zahnersatz zu versorgen [46, 48]. Nach Meinung einiger Autoren scheint der Intraoralscanner eine gute Alternative zur konventionellen Abformung zu sein, jedoch müssen weitere Studien und Entwicklungsarbeit geleistet werden [37, 46, 75, 95].

Ein Vertreter dieser Fertigungskette ist das CEREC®-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland). Das CEREC®-System ermöglicht die Fertigung von Veneers, Inlays, Onlays, Kronen und Brücken mit bis zu vier Gliedern [46, 103, 113].

Auch Labside-Fertigung erfordert die Digitalisierung der jeweiligen Patientensituation. Die Daten können entweder direkt in der Mundhöhle erfasst (direkte Digitalisierung) und an das Labor übermittelt werden oder das Labor digitalisiert die Abformung oder das resultierende Meistermodell (indirekte Digitalisierung) selbst. Die weiteren Arbeitsschritte (Konstruktion und Fertigung der Restauration) finden dann auf Grundlage des erzeugten Datensatzes im Labor statt [46, 48, 115].

Ein Vorteil der indirekten Digitalisierung ist die Möglichkeit zur Überprüfung der Passgenauigkeit der fertigen Restauration auf dem Meistermodell und ein breites Indikationsspektrum unter Verwendung verschiedener Materialien [46, 48].

Bei der direkten Digitalisierung kann sowohl die Herstellung von Zahnersatz als auch die Fertigung der Modelle in einem zentralen Fertigungszentrum erfolgen. Dabei werden die Modelle entweder subtraktiv durch Frästechnik oder additiv über Rapid Prototyping hergestellt und anschließend an das zahntechnische Labor geliefert [46].

Im zahntechnischen Labor kann währenddessen die Konstruktion des Zahnersatzes erfolgen, der später an das Fertigungszentrum übermittelt und dort gefertigt wird. Die endgültige Fertigstellung (Verblendung, Prüfung der statischen und dynamischen Okklusion) erfolgt dann wieder im Labor [107].

Für kleine Dentallabore bietet sich hier der Vorteil von geringen Investitionskosten. Sie benötigen lediglich eine Scaneinheit und eine CAD-Software [46, 107].

2.1.1 Datenerfassung/Digitalisierung

Grundvoraussetzung für die Fertigung von CAD/CAM-gestütztem Zahnersatz ist die Überführung der klinischen Situation in einen digitalen Datensatz, auf dessen Grundlage die Konstruktion und Herstellung erfolgt [48]. Die Größe des Datensatzes richtet sich nach Umfang und Art der Restauration, aber auch nach der Art des Scanners und des Digitalisierungsverfahrens. Dabei werden in Abhängigkeit von der Indikation die präparierten Zähne, die Nachbarzähne, der Antagonist und die umliegenden Weichgewebe digital erfasst. Die Gewinnung des Datensatzes kann je nach Anwendungsgebiet, System und Indikation extra- oder intraoral erfolgen [95, 115].

Die direkte Datenerfassung beruht auf einer optischen Vermessung der präparierten Zähne bis hin zum gesamten Zahnbogen. Dabei ist eine gute Sichtbarkeit der Präparation/Präparationsgrenze, eine Trockenlegung und genügend Platz für die Aufnahmeeinheit erforderlich [48, 72].

Die meisten optischen Digitalisierungsverfahren basieren auf dem *Prinzip der Triangulation*. Diese Systeme bestehen aus einer Projektions- und einer Sensorseinheit, die in einem bestimmten Winkel (Triangulations-Winkel) zueinander angeordnet sind. Dabei wirft die Projektionseinheit entweder strukturiertes Weißlicht (Streifenprojektion) oder Laserpunkte/-linien auf die Zähne. Die Sensoreinheit erfasst das auf die Zähne projizierte Licht und erzeugt dann ein zweidimensionales Bild. Aus der Geometrie der Messanordnung kann schließlich mittels Triangulations-Algorithmus die dreidimensionale Oberflächenstruktur berechnet werden [75, 95, 115].

Ein anderes optisches Verfahren, das zur intraoralen direkten/digitalen Erfassung angewendet wird, ist das *konfokale Prinzip*. Als Beispiel lässt sich hier das Cadent iTero-System (Align Technology, Inc) nennen. Hierbei erfasst der Scanner in 300 Messebenen innerhalb der Zahnstruktur 100.000 parallele Laserstrahlen, die durch eine Lochblende selektiert werden [107]. So werden genau die Strahlen erfasst, die

sich in der Fokusebene befinden (Abb. 2) [48, 103, 107].

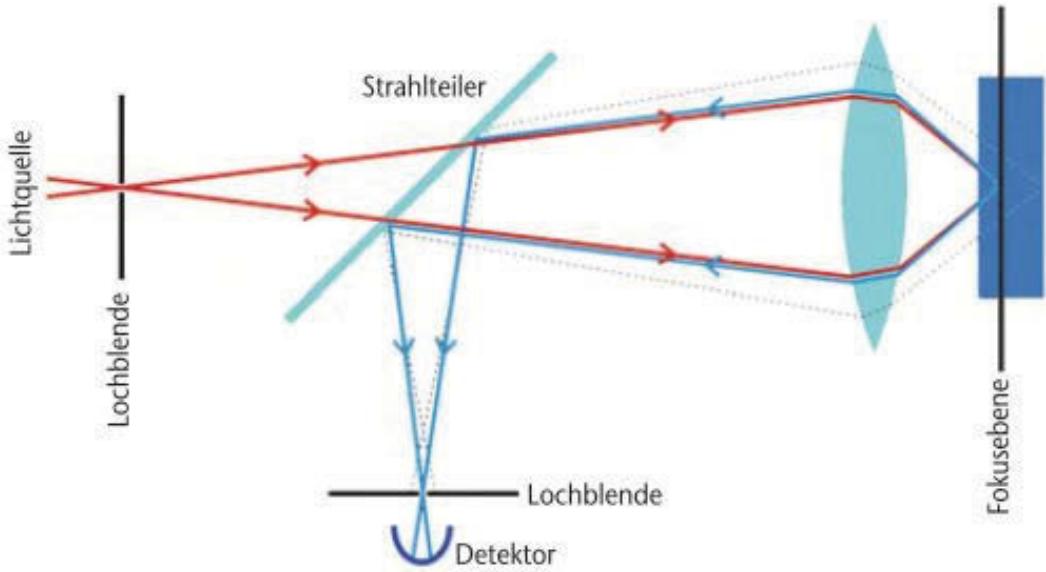


Abbildung 2: Konfokales Prinzip: Selektion der in der Fokusebene reflektierten Strahlenstrahlen mittels Lochblende, Abb. und Text nach [107] (Umzeichnung nach Wikipedia).

Ein großer Vorteil dieser Systeme ist das Umgehen der konventionellen Abformung und Ausschalten von möglichen Fehlerquellen, wie zum Beispiel ein Verzug der Abformung, ein Lösen der Abformmasse aus dem Löffel oder eine geringe Dimensionstreue. Die Datensätze können sofort nach der Abformung am Patientenstuhl in starker Vergrößerung von allen Seiten begutachtet, eventuelle Präparations- und Abformfehler umgehend korrigiert und erneut nachgescannt werden [48]. In Zukunft sollen Softwaretools auf Präparationsfehler hinweisen und den Zahnarzt bei der Präparation unterstützen.

Bei Würgereiz oder Ähnlichem ist im Gegensatz zur konventionellen Abformung eine Unterbrechung der intraoralen Digitalisierung möglich [48]. Die erfassten Daten können dann in der digitalen Prozesskette weiterverarbeitet werden.

Auch bei der digitalen Datenerfassung sind ein Gingivamanagement bei subgingival liegender Präparationsgrenze, eine Blutstillung und ausreichende Trockenlegung der Präparation erforderlich [76]. Die Größe des Scannerkopfes ist ein limitierender Faktor für die direkte/digitale intraorale Datenerfassung, wenn Patienten zum Beispiel eine verminderte Mundöffnung haben oder der erste oder zweite Molar im Bereich des aufsteigenden Astes liegt [79].

Die zu digitalisierende Oberfläche muss homogen sein (Schmelz und Dentin reflektieren/absorbieren Licht), was durch den Einsatz von Puder oder Spray erreicht wird [71, 78].

In der Literatur lassen sich Untersuchungen finden, die die Genauigkeit von digitalen Abformungen mit denen konventioneller Abformungen vergleichen.

Güth *et al.* konnten in einer In-vitro-Studie nachweisen, dass die direkte Digitalisierung (Lava COS) eine höhere Genauigkeit als die konventionelle Abformung (Impregum Penta; 3M ESPE) mit indirekter Digitalisierung (LAVA Scan ST Laboratory Scanner) erreicht [45].

Ender *et al.* verglichen in einer In-vitro-Studie digitale Abformungen eines Mastermodells mit konventionellen Abformungen dieses Modells. Dabei stellten sie eine Genauigkeit der konventionellen Abformung von $55 \pm 21,8 \mu\text{m}$, bei der digitalen Abformung mit der CEREC®-Bluecam (Sirona, Bensheim, Deutschland) eine Genauigkeit von $49 \pm 14,2 \mu\text{m}$ und bei der digitalen Abformung mit Lava-COS (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) eine Genauigkeit von $40,3 \pm 14,1 \mu\text{m}$ fest [37].

Syrek *et al.* verglichen in einer In-vivo-Studie die Passung von Vollkeramikkronen hergestellt auf der Basis digitaler intraoraler Abformung (Lava COS) und konventioneller Abformung. Dabei fanden sie einen mittleren Randspalt bei der konventionellen Abformung von $71 \mu\text{m}$ und bei der digitalen Abformung von $49 \mu\text{m}$ [110]. Aufgrund der winkligen Anordnung von Projektionseinheit und Sensoreinheit bei triangulationsbasierten Systemen kommt es bei tiefen Präparationen zu Abschattungen im Bereich der Kavitätenwände (Abb. 3), was zu Messfehlern führt und so eine mögliche Fehlerquelle darstellt. Beim Einsatz von kollinearen Messverfahren, bei denen beide Einheiten auf einer Linie liegen, wurde dieses Phänomen nicht beobachtet [78, 83].

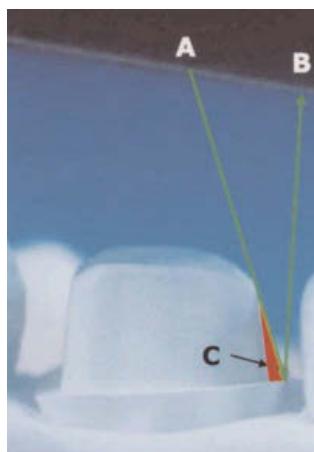


Abbildung 3: Distal shadow phenomenon, das bei Systemen mit Triangulation entsteht.
A) Projektionsstrahl B) Detektionsstrahl C) Distal Shadow; Abb. aus [83].

Die indirekte Datenerfassung beruht auf einer konventionellen Abformung, die in ein Gipsmodell überführt und anschließend im zahntechnischen Labor optisch oder mechanisch digitalisiert wird [72, 78, 115].

Die mechanische Digitalisierung ist ein taktiles Verfahren, das die Oberfläche zeilenweise oder umrissgeführt mittels einer Tastnadel erfasst. Dabei sind die Form und die Größe des Tasters und die Digitalisierungsgeschwindigkeit entscheidend für die genaue Erfassung der Oberflächenform und -struktur und damit für die Passgenauigkeit der späteren Restauration [113]. Weiter ist die Geometrie des zu digitalisierenden Objektes wichtig für eine hinreichend genaue Digitalisierung, ein steiler Winkel zwischen Objekt und Taster bedeutet eine geringe Datenlage und damit eine Messgenauigkeit, die bis zu 100µm betragen kann [78].

Ein großer Vorteil der mechanischen Digitalisierung ist die sehr hohe Genauigkeit bis zu 1µm, die allerdings nur bei sehr glatten Oberflächen mit sehr langer Messzeit erreicht werden kann [78, 96, 113, 115].

Mit mechanischer Digitalisierung lassen sich Glattflächen einfach und schnell abtasten und Erscheinungen wie das „distal shadow phenomenon“ treten nicht auf. Vertiefungen wie bei Inlays oder Onlays werden durch die Abtastungskugelgröße limitiert [83]. Des Weiteren ist es schwierig, weiche und flexible Materialien zu digitalisieren, da es hier zu Verzug und Verformungen bei der Abtastung kommen kann. *Quaas et al.* zeigten in einer In-vitro-Studie, dass die mechanische Digitalisierung nicht für die direkte Digitalisierung von konventionellen Abformungen geeignet ist. Es kam zu erheblichen Diskrepanzen im Bereich der Präparationsgrenze [96].

2.1.2 Postprocessing

Das Ergebnis der Digitalisierung sind eine oder mehrere Punktewolken. Jeder Punkt ist über Koordinaten in x-, y- und z-Richtung definiert. Alle Punkte zusammen beschreiben die Oberfläche des digitalisierten Objekts. Je geordneter die Punkte und je geringer ihr Abstand, desto besser die Qualität der Digitalisierung (Abb. 4) [95, 104].

Durch das Postprocessing (Entfernen von Streupunkten, Reduktion des messbedingten Rauschens, Flächenrückführung, Triangulation) wird dann ein zusammenhängendes Objekt erstellt [104, 113]. Die Darstellung erfolgt dabei in Dreieckfacetten, die über drei Eckpunkte definiert werden. Da mehrere Dreiecke einen gleichen Eckpunkt besitzen, werden die Punkte oft mehrfach definiert (Abb. 4B) [26]. Von Nachteil ist, dass dadurch Oberflächen übermäßig geglättet, kleine Oberflächenstrukturen verändert und Kanten verrundet werden, da die Dreiecksfacetten die organische Oberflächenstruktur nur annähernd wiedergeben können [104, 115].

Da es sich um komplexe Oberflächenstrukturen handelt und man bei der Messung aus einer Richtung nicht alle Bereiche erfassen kann, müssen Messungen aus mehreren Richtungen erfolgen und diese Einzelmessungen dann zusammengefügt werden. Dieses „Matchen“ der einzelnen Flächen übernimmt eine Software [26, 104].

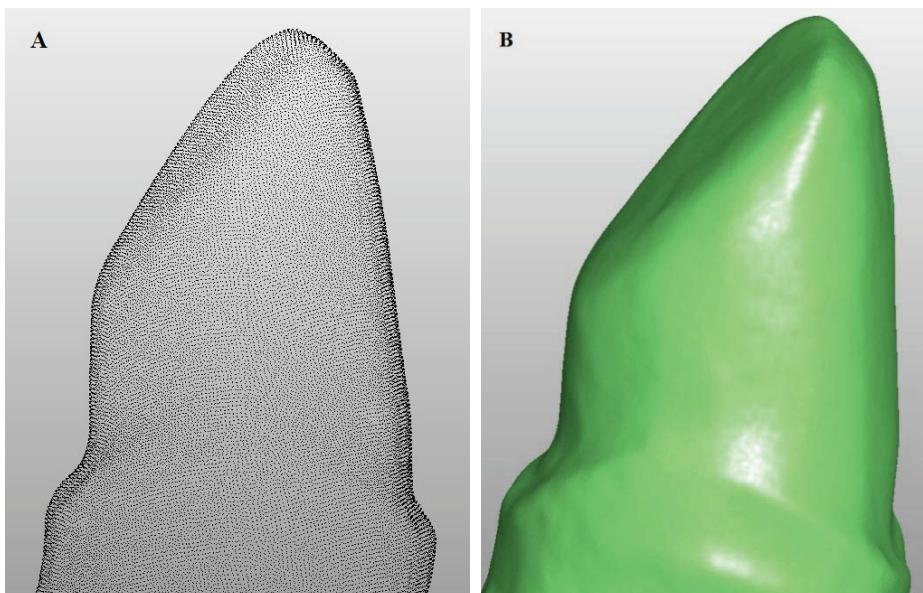


Abbildung 4: Eigene Darstellungen aus In-vitro-Datensätzen A) Punktewolken des Zahnes 21 B) Triangulation des Zahnes 21 im Dental Designer, Dental System 2012 – 1, Version 2.7.8.1.

2.1.3 Konstruktion der Restauration

Die digitalisierten und aufbereiteten Daten werden zur Konstruktionsplanung der Restauration in eine CAD-Software geladen. Auf Grundlage der dreidimensionalen Oberflächenmodelle wird eine Restauration konstruiert, deren Datensatz der Ausgangspunkt für die CAM-Fertigung ist [26, 104, 113].

Je nach Komplexität der Software können Kronengerüste weitgehend automatisch generiert werden (Abb. 5). Dabei werden die Präparationsgrenze, das Ausblocken von Unterschnitten und das Bestimmen des Zementpaltes automatisch durchgeführt und müssen vom Anwender lediglich kontrolliert werden [3, 78]. Letzte Feinabstimmungen der Form und Geometrie erfordern in den meisten Fällen immer noch das „Know-how“ des Bedieners.

Brückengerüste, vollanatomische Kronen oder komplexere Konstruktionen wie Implantat-Suprakonstruktionen, Stege und Geschiebe erfordern erheblich mehr Eingreifen des Anwenders. Dabei müssen die Lage und Form des Zwischengliedes oder verschiedener Konstruktionselemente, der okklusale Abstand und die Verbindegrößen manuell über individuelle Tools gestaltet werden. In Zukunft sollen weitere Automatisierungen erfolgen, so dass Zwischenglieder, die Verbinder und ein gleichmäßiger approximaler, antagonistischer und gingivaler Abstand automatisch generiert werden [78]. Ein „intelligentes Gerüstdesign“ soll ermöglichen, dass eine gleichmäßige Keramikschichtstärke gegeben ist und das Frakturrisiko der Gerüst- und Verblendkeramik (Chipping) reduziert wird [103, 113].

Des Weiteren wird eine funktionelle Kauflächengestaltung möglich, die von der Zahnbibliothek über die Digitalisierung der klinischen Situation vor Präparation bis zur Digitalisierung einer konventionell in Wachs gestalteten Restauration reicht. Auch spielt die Simulation der statischen und dynamischen Okklusion am Bildschirm eine wichtige Rolle. Angestrebt wird eine automatische Kauflächengestaltung ohne Interaktion des Benutzers [78, 113].

Bei maschineller Fertigung der Restauration muss eine Fräserradiuskorrektur mit berücksichtigt werden. Bereiche, in denen die Oberflächenkrümmung größer als der Radius des verwendeten Frässers ist, werden mehr ausgeblockt, um sicherzustellen, dass die Restauration später eine ausreichend gute Passgenauigkeit hat (Abb. 5 A+B). Fräserradiuskorrektur und der Zementspalt bestimmen die Innenfläche der Restauration und damit ihre spätere Passung [3].

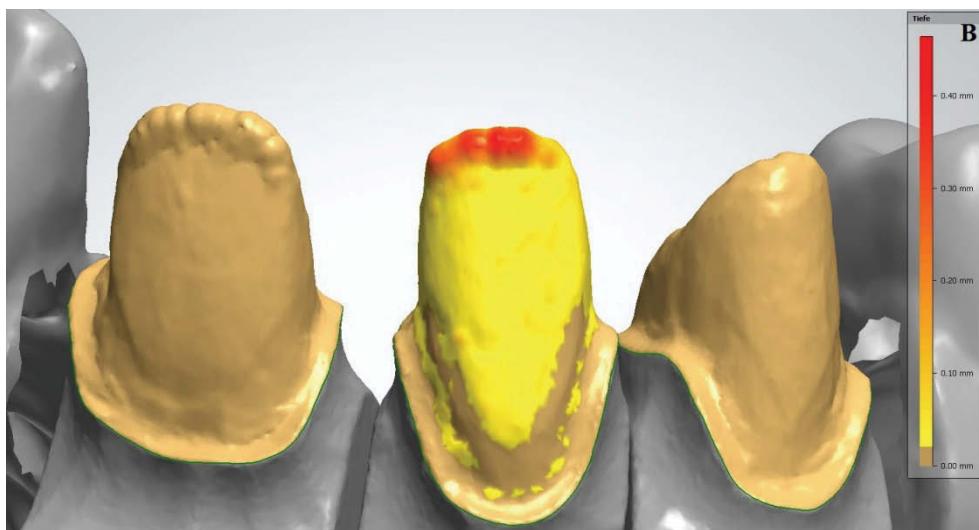
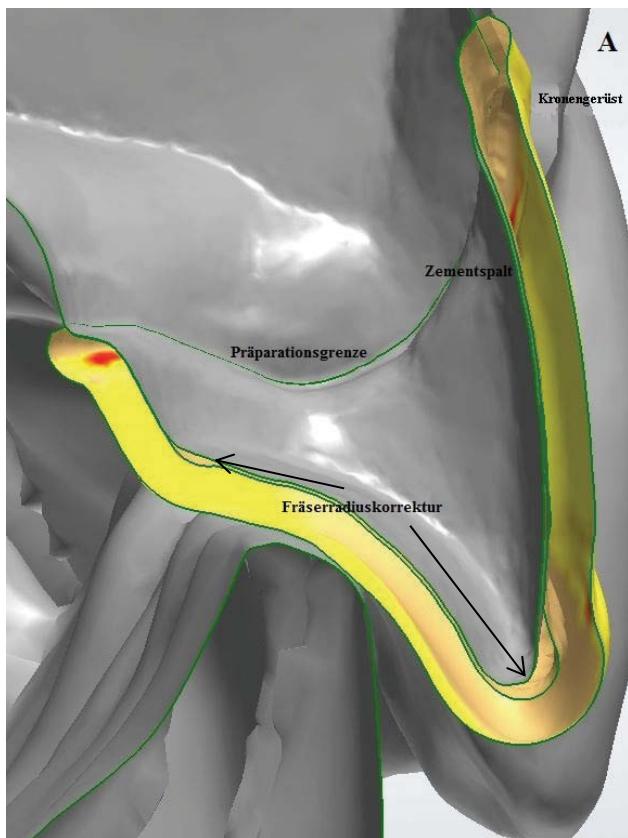


Abbildung 5: Eigene Darstellungen von Zahnstümpfen 21, 22, 23 in 1D-Darstellung im Dental Designer, Dental System 2012 – 1, Version 2.7.8.1, A) Längsschnitt palatal – bukkal Zahn 21 mit Markierung der Fräseradiuskorrektur, des Zementspaltes und des konstruierten Kronengerüstes (mit freundlicher Genehmigung von SCHARNAU Zahntechnik GmbH, Sulingen)

2.1.4 Fertigung der Restauration

Die computergestützte Fertigung beschreibt die Erstellung eines Bearbeitungsplanes für eine Fräsmaschine (CAM) [26]. Die durch die Software und den Anwender konstruierte Restauration wird in einem gängigen CAD-Format gespeichert (meist ein STL-Datensatz). Das CAM-Modul berechnet dann aus den Innen- und Außenkonturen der Restauration eine Frästrategie für die CNC-Maschine (CNC = Computer Numerical Control). Dieses Format berücksichtigt das Fertigungsverfahren, die Werkzeug-, Maschinen- und Materialparameter und weitere Informationen, wie Werkzeugwechsel, Kühlung, Vorschub, Drehzahl und Fräsbahn [26, 27, 104, 113]. Das Format ist definiert nach DIN 66025 [31], die den Aufbau und die Befehle eines CNC-Programmes für offene Systeme beschreibt. Die Präzision einer gefrästen Restauration wird von der Hardware der Fräsmaschine bestimmt. So müssen alle Komponenten (Spindel, Werkzeuge, Linearachse, Motoren, ...) der Fertigungseinheit aufeinander abgestimmt sein und fehlerfrei funktionieren [26, 27].

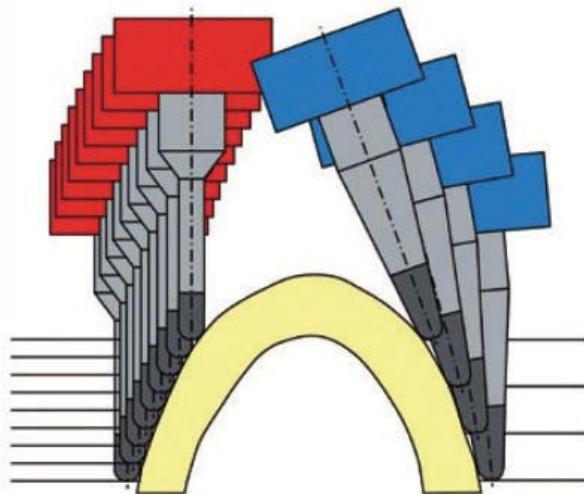


Abbildung 6: Abbildung aus [27], rot: 3-Achs-Bearbeitung, blau: 5-Achs-Bearbeitung, gelb: Restauration.

Die CNC-Maschinen stellen auf Grundlage der Frästrategie die komplexe Freiformfläche (z. B. Frontzahnrestauration) aus einem Rohmaterial her. Die Fertigungsmaschinen basieren im dentalen Bereich meistens auf drei bis fünf Achsen, wobei die einzelnen Achsen den Raumrichtungen in einem Koordinatensystem zugeordnet sind. Dabei stellen die x-, y- und z-Achse die Hauptachsen dar. Damit wird jeder Punkt der Freiformfläche im Bearbeitungsraum durch die Fräsmaschine

erreicht. Bei Dreiachsmaschinen trifft das rotierende Werkzeug senkrecht in den Bearbeitungsraum, bei Fünfachsmaschinen werden Rotationen um die Hauptachsen und damit ein Drehen oder Schwenken des Bearbeitungsraumes möglich (Abb. 6) [27].

Werkzeugsätze für die maschinelle Fertigung weisen unterschiedliche Längen und Radien auf (Abb. 8), die im Werkzeugspeicher der CAM-Software hinterlegt sind. Wenn eine Restaurationskontur gefräst wird, stellt der Fräsermittelpunkt den Konturverlauf dar. Dieser muss um den Betrag des Radius nach innen bzw. außen versetzt werden (Abb. 7, grüne Linie). Die CNC-Software berechnet auf Grundlage der Daten die Mittelpunktbahn des Werkzeuges parallel zur Restaurationsoberfläche. So werden innere Ecken nur bis zum Werkzeugradius ausgearbeitet. Es bleibt also Material zurück (Abb. 7) [27, 29, 31].

Für einige dentale Fräsmaschinen werden zweischneidige kugelige Fräswerkzeuge mit Stirnradius angewendet, sogenannte Stirnradiusfräser (Abb. 8). Aufgrund ihrer Geometrie eignen sie sich für filigrane Konstruktionen. Zerspantes Material wird gut abgeführt, jedoch ist ihr Verschleiß recht hoch, so dass sie oft ausgetauscht werden müssen [29].

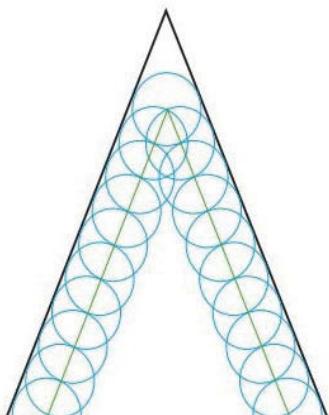


Abbildung 7: Werkzeurbahn grün, Restaurationskontur schwarz, Abbildung aus [27].



Abbildung 8: Stirnradiusfräser $r = \text{Radius}$, verändert nach [29].

2.1.5 Eingliederung und Befestigung von vollkeramischen Restaurationen

Die Befestigungsart von vollkeramischen Restaurationen hängt im Wesentlichen von den Materialeigenschaften der Restauration und der klinischen Situation (Speichel, Blut, Stumpfgeometrie und -höhe) ab. Materialien wie Metalllegierungen, Zirkonoxid oder Aluminiumoxid können aufgrund ihrer Eigenschaften in Abhängigkeit der Präparationsgeometrie adhäsiv oder konventionell befestigt werden [49, 56, 68]. Es ist möglich, sie in ausgewählten Indikationen konventionell mit Zinkoxid-Phosphatzement, Polycarboylatzementen, Glasionomerzement oder kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen zu befestigen [13].

Wichtig für den Halt einer Restauration ist eine adäquate Pfeilerpräparation mit ausreichender Retentions- und Widerstandsform (s. 3.3.2). Auch darf die durch den Diamanten erzeugte Oberfläche des Zahnstumpfs nicht zu glatt sein, um eine mikromechanische Verankerung zu ermöglichen [49]. *Goodacre et al.* empfehlen eine konventionelle Zementierung bei einer Präparationshöhe von 4 mm (Molar) bzw. 3 mm (Frontzahn/Prämolar) und einem Präparationswinkel zwischen 4° - 10° [44].

Vorteile der konventionellen Befestigung sind die einfachere Anwendung und die schnelle und kostengünstige Verarbeitung [13]. Sie lässt sich auch noch anwenden, wenn eine adhäsive Befestigung zu schwierig ist und eine Kontamination der Oberfläche mit Blut, Speichel oder Sulkusflüssigkeit nur für kurze Zeit verhindert werden kann [49].

Glasionomerzemente bestehen aus einem Gemisch von Gläsern und Polyacrylsäure (Maleinsäure, Weinsäure). Ihr Vorteil ist eine molekulare Verankerung an die Zahnhartsubstanz durch Ausbildung von Ionenbindungen und die Abgabe von Fluoriden [13]. Nachteil ist ihre Feuchtigkeitsempfindlichkeit [49, 59].

Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente sollen die Eigenschaften der Komposite (hohe Druckfestigkeit, geringe Löslichkeit, Bindungsvermögen zur Zahnhartsubstanz) mit denen der Glasionomerzemente vereinen. Sie bestehen aus Gläsern, Polykarbonsäuren und hydrophilen Monomeren (HEMA) [13, 55].

Es wird empfohlen klassische glaskeramische Materialien (Silikatkeramik) aufgrund ihrer geringen Festigkeitswerte (unter 350 MPa), durch einen adhäsiven Verbund an der Zahnhartsubstanz zu befestigen [13, 68, 70]. Die adhäsive

Befestigung vollkeramischer Restaurationen erhöht die Retention, verbessert die Randspaltqualität und steigert die Bruchfestigkeit des restaurierten Zahnes und der Restauration [21, 49].

Voraussetzungen für einen Verbund sind die Schaffung eines absolut speichel-freien, sauberen und fettfreien Arbeitsfeldes, eine entsprechende Konditionierung der Keramikoberfläche und die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz [13, 70, 91].

Für die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz gibt es verschiedene Adhäsivsysteme, die heutzutage nach Art der Behandlung der Schmierschicht eingeteilt werden. Es wird weiter die Schmelzvorbehandlung von der Dentinvorbehandlung unterschieden [40].

Die Schmelzvorbehandlung ist aufgrund der anorganischen Bestandteile (bis 98%) unkompliziert. Es wird mit 30-40%iger Phosphorsäure für 30 Sekunden konditio-niert, wodurch eine mikromechanische Verankerung des Kunststoffes am Schmelz möglich wird [70].

Die Dentinvorbehandlung ist aufgrund des hohen Anteiles an organischen Verbin-dungen (30 %), der vorliegenden Feuchtigkeit (20 % Wasser) und der Dentintubuli schwieriger als die des Schmelzes. Zudem haftet nach jeder Präparation eine Schmierschicht auf dem Dentin und verschließt die Öffnung der Tubuli. Man geht heute von einer mikromechanischen Verbindung aus, die durch die Adhäsivsysteme erreicht wird. Diese ermöglichen die Verbindung eines hydrophilen Untergrundes mit einem hydrophoben Komposit [40, 55].

Die adhäsive Befestigung von vollkeramischen Restaurationen kann mit chemisch härtenden, lichthärtenden und dual-härtenden Klebern erfolgen [21]. Lichthärtende Befestigungsmaterialien ähneln den restaurativ eingesetzten Kompositen. Die licht-härtenden Kleber lassen sich gezielt aushärten und zeigen damit eine variable Ver-arbeitungszeit. Chemische und dual-härtende Kleber sind für Restaurationen geeignet, bei denen eine alleinige Polymerisation über UV-Licht nicht mehr aus-reicht (z. B.: keramische Werkstücke mit hoher Schichtstärke, opakes Zirkonoxid). Oxidkeramiken weisen eine hohe Opazität auf und es lassen sich mit Flusssäure keine retentiven Ätzmuster erzeugen. Daher wird eine medizinische Vorbehandlung bei adhäsiver Befestigung empfohlen [49, 67, 69, 98].

Bei der konventionellen wie auch der adhäsiven Zementierung sollte die Oberfläche von Zirkonoxid und Aluminiumdioxid sauber und aufgeraut sein. Daher empfehlen einige Hersteller ein Aufrauen mit Edelkorund [2, 67, 98]. Das Aufrauen von

Zirkonoxid mit Edelkorund wird aber aufgrund der möglichen Entstehung von Strukturschäden in der Restauration kontrovers diskutiert [68-70, 98]. In neueren Untersuchungen empfehlen *Kern et al.* ein Abstrahlen mit 50 µm bei 0,5 bar Druck [69]. Dies wurde durch *Re et al.* in einer weiteren Studie bestätigt [98]. Sie zeigten, dass das Abstrahlen mit niedrigem Druck die Haftwerte verbessert, aber Schäden in der polykristallinen Struktur nicht vermieden werden. Glasfiltrierte Aluminiumoxidkeramiken können durch tribochemische Silikatisierung mit anschließender Silanisierung einen guten Haftverbund zu dentalen Adhäsiven erreichen. Auch ist die Anwendung von modifizierten Kompositklebern mit bifunktionellen Monomeren (MDP = 10 Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) denkbar. Diese gehen einen Verbund zur abgestrahlten Oxidkeramikoberfläche ein. Hier kann, wie Langzeitergebnisse gezeigt haben, ein dauerhafter Klebeverbund erreicht werden [49].

Eine weitere Möglichkeit der Befestigung bieten selbstätzende Kleber (z. B.: RelyX Unicem, 3M ESPE AG, Deutschland). Eine Vorbehandlung des Dentins ist nicht erforderlich, jedoch sollte die Keramik entsprechend behandelt werden. Das Befestigungsmaterial wird auf den sauberen Zahnstumpf aufgetragen und ist selbtkonditionierend, seine Härtung erfolgt entweder durch Dunkelhärtung (radikalische Polymerisation) oder kann über Licht gestartet werden. Es liegen jedoch noch wenige Daten aus klinischen Untersuchungen vor, um eine abschließende Aussage über den klinischen Langzeiterfolg dieses Materials zu treffen [13, 14, 49].

Die „Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde“ gibt folgende Empfehlung zur Befestigung von vollkeramischen Restaurationen [68]:

	Adhäsive Befestigung erforderlich / empfohlen	Konventionelle Zementierung möglich
Veneer, Teilkrone	Feldspat, Spinell- & Glaskeramik	-
Frontzahnkrone	Feldspat, Spinell- & Glaskeramik	Aluminium- & Zirkonoxidkermaik
Seitenzahnkrone	Lithiumdisilikatkeramik	Lithiumdisilikat-, Aluminium- & Zirkonoxidkeramiken
Frontzahnbrücke	Lithiumdisilikatkeramik	Lithiumdisilikat-, Aluminium- & Zirkonoxidkeramiken
Seitenzahnbrücke	-	Zirkonoxidkermaiken
Implantat-Abutment	Zirkonoxidkeramik (derzeit verschraubt)	

Tabelle 1: Empfehlungen für Befestigungstechniken für vollkeramische Systeme nach [68].

2.2 Vollkeramische Restaurationen

Das Wort Keramik stammt von dem griechischen Wort „keramos“ ab und bedeutet so viel wie Töpfererde, Ziegel, Tongefäß. Es bezeichnet damit sowohl die Erzeugnisse als auch die Technik ihrer Herstellung [57].

Der Begriff „Vollkeramik“ bezeichnet in der Zahnmedizin Restaurationen, die ausschließlich aus Keramik bestehen und keinerlei Metallunterstützung haben [70].

Wir unterscheiden folgende vollkeramische Restaurationsmaterialien [62]:

- Zirkonoxidkeramik in Form des Y-TZP
- Aluminiumoxidkeramiken, die mit Zirkonoxid oder einer Glasphase modifiziert sind und
- Silikatkeramiken (Feldspatglaskeramik).

Chemisch gesehen ist Keramik ein nichtmetallischer anorganischer Werkstoff, der weitgehend wasserbeständig ist und ganz oder zu einem großen Teil ein kristallines Stoffgemisch darstellt. Keramik wird durch einen Sintervorgang hergestellt [2, 92, 113].

Allen dentalen Keramiken sind folgende Eigenschaften gemein [59, 60, 61]:

- sie sind abrasionsfest
- sie haben lichtleitende und lichtbrechende Eigenschaften
- sie sind farb- und formbeständig
- sie weisen eine hohe Mundbeständigkeit auf
- sie bieten eine gute Ästhetik und Biokompatibilität

- sie weisen eine hohe Sprödigkeit auf, was zu einer geringen Biegefesteit und Bruchzähigkeit führt [2]
- sie können mit anderen Werkstoffen verarbeitet werden

Die Auswahl der Keramik richtet sich nach der zu erwartenden Belastung der Restauration, der speziellen Ausgangssituation (Restbezahlung, dynamische Okklusion, Bruxismus, usw.) und den ästhetischen Ansprüchen an die Restauration. Auch das vorhandene Platzangebot, Stumpfdesign und die geplanten/möglichen Befestigungstechniken sollten berücksichtigt werden [13, 67, 70].

2.2.1 Einteilung der Dentalkeramiken

Aufgrund ihrer Vielfalt werden Dentalkeramiken nach verschiedenen Gesichtspunkten eingeteilt. So zum Beispiel nach Herstellungsart (Gießen, Pressen, Fräsen) oder nach Anwendungsbereichen (Gebrauchsgeramik, Baukeramik, technische Keramik). Die hier vorgestellte Einteilung (Abb. 9) bezieht sich auf *Pospiech et al.*, der die Dentalkeramiken nach chemischem Aufbau einteilt und so eine Abschätzung der Festigkeitseigenschaften ermöglicht [57, 92].

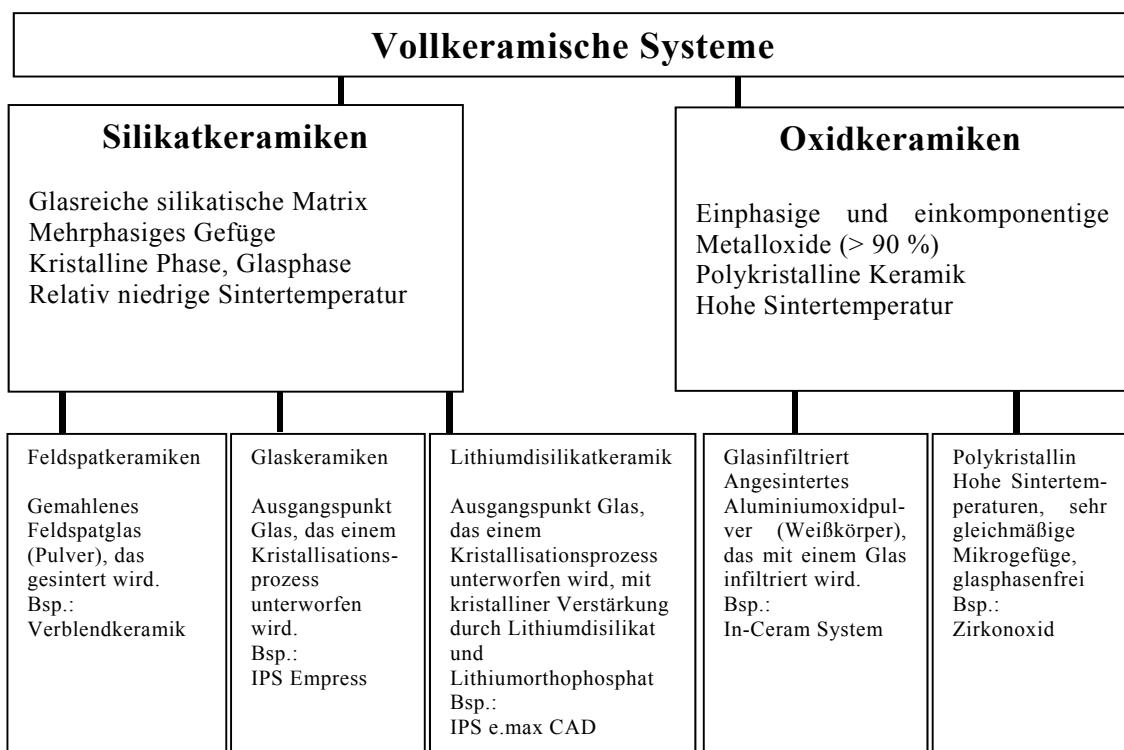


Abbildung 9: Übersicht über Vollkeramiksysteme, verändert nach [92].

2.2.2 Zirkonoxid

Das Zirkoniumdioxid (ZrO_2) wird in der technischen Literatur häufig als Zirkondioxid oder Zirkoniumoxid bezeichnet [113]. In dieser Arbeit wird nach der Konsensus-Konferenz 2010 der Begriff Zirkonoxid verwendet [20].

Zirkonoxid zählt zu den Übergangsmetallen und zeigt einen polykristallinen Aufbau. Man kann es aus chemisch synthetisierten oder aufbereiteten Rohstoffen wie Zirkonsand oder Zirkonerde (Baddeleyit) herstellen. Beim Abkühlen der Schmelze auf Raumtemperatur durchläuft Zirkonoxid mehrere kristallografische Veränderungen (monoklin, tetragonal, kubisch). Der Schmelzpunkt liegt bei 2715° . Bei 2706° kristallisiert die kubische Phase, die bei 2370° in die tetragonale und bei 1163° in die monokline Phase übergeht. Beim tetragonalen zum monoklinen Phasenübergang findet eine starke Volumenzunahme (3 – 5 %) statt, die zu Rissbildungen in der Struktur führen kann. Durch Zusatz von ca. 3 – 5 % Yttriumoxid wird das tetragonale polykristalline Zirkonoxid stabilisiert [57, 62, 70].

Entsprechend der Menge und der Art der Oxide lassen sich Zirkonoxidkeramiken in zwei Gruppen einteilen:

Fully Stabilized Zirconia (FSZ): Hier wird die kubische Phase des Zirkonoxids stabilisiert und die Umwandlung der tetragonalen zur monoklinen Phase umgangen.

Partially Stabilized Zirconia (PSZ): Hier ist die Menge der Oxide so weit reduziert, dass neben der kubischen Phase auch ein Teil in der umwandlungsfähigen tetragonalen Phase vorliegt, das sich beim Abkühlen wieder in eine monokline Phase umwandeln kann. Dabei spielt Yttriumoxid eine wichtige Rolle. In der Zahnmedizin werden ausschließlich Y-TZP (Yttriumoxid-Tetragonal Zirconia Polycrystals) mit einer Korngröße von $\leq 0,6 \mu\text{m}$ eingesetzt [113].

Durch das Yttriumoxid wird eine hohe Risszähigkeit im Zirkonoxid erzeugt. Dabei zeigt sich das Phänomen der Umwandlungsverstärkung. Treten Spannungsrisse auf, findet in der Rissspitze eine Umwandlung der tetragonalen Kristalle in monokline statt, die auftretende Zugspannung wird in Druckspannung umgewandelt und der Riss stabilisiert („Konzept der Phasentransformationsfestigung“, „Selbstheilungsmechanismus“, „Airbag-Effekt“) (Abb. 10) [57, 70, 92, 113].

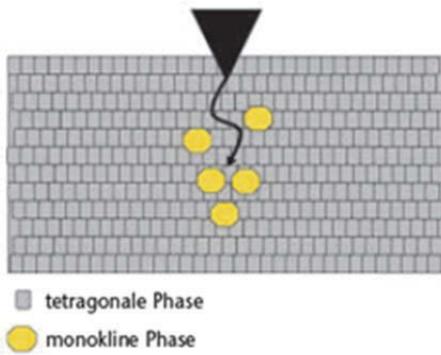


Abbildung 10: Phasentransformationsfestigung nach [62].

Zirkonoxid kann im CAD/CAM-Verfahren auf folgende Weise verarbeitet werden [92, 113]:

HIP-Keramik-Verarbeitung:

Das hier verarbeitete Zirkonoxid liegt als durchgesinterter, poren- und defektfreier Rohling vor, der beim Sinterbrand von allen Seiten mit einem hohen Druck (isostatischer Druck) verdichtet wird. Hohe Härte und Festigkeit des Rohlings haben zur Folge, dass während des Schleifprozesses mit wassergekühlten Diamantschleifkörpern (Mindestdurchmesser 0,8 mm) gearbeitet werden muss, ein sehr zeitaufwendiger und materialverschleißender Schleifprozess. Oberflächliche Risse können entstehen, mit der Folge einer Festigkeitsminderung. Aufgrund dieser Nachteile findet die Hartverarbeitung heute kaum noch Anwendung [2, 92].

Weißkörperverarbeitung:

Hier ist der Zirkonoxidblock noch nicht vollständig durchgesintert, er hat einen Verdichtungsgrad von 55-70 %, nach dem Schleifprozess ist eine weitere Sinterung erforderlich. Der Schleifprozess erfolgt ohne Wasserkühlung mit Hartmetallfräsern. Nach dem Schleifen findet ein mehrstündiger Sinterprozess statt, bei dem es zu einer Sinterschrumpfung in Abhängigkeit von einem Verdichtungsgrad von rund 25-30 % kommt. Diese Schrumpfung wird vorher vom CAD/CAM-System in die konstruierte Restauration hineingerechnet, um Passungsungenauigkeiten der Restauration oder einen möglichen Verzug während des Sinterungsprozesses zu verhindern [70, 92, 113].

Grünkörperbearbeitung:

Hier wird das Zirkonoxid mit einem Bindemittel primär verdichtet und kann dann mittels Schleifkörper bearbeitet werden. Nachteil ist die erhöhte Frakturanfälligkeit

des Materials beim Schleifprozess. Diese Technik findet heute kaum noch Anwendung [70, 92, 113].

Ein grundsätzlicher Nachteil des Zirkonoxids ist seine Opazität, seine fehlende Opaleszenz und Fluoreszenz sowie seine sehr geringe Transluzenz [52]. So können vor allem im Frontzahnbereich transluzente Eigenschaften, wie sie zum Beispiel Silikatkeramiken zeigen, nur schwer erreicht werden [94]. Es wird versucht, durch Einfärben mit Pigmenten die Ästhetik von Zirkonoxidgerüsten zu verbessern [15, 52]. Die Helligkeit wird reguliert, der zervikale Kronenrand maskiert, der Farbton des natürlichen Zahnes wird jedoch nur sehr eingeschränkt erreicht [15]. Risszähigkeit und Risswiderstand des Zirkonoxids werden negativ beeinflusst [4].

2.2.3 Aluminiumoxid

Aluminiumoxid (Al_2O_3) kommt in der Zahnmedizin/-technik thermodynamisch stabil als Korund mit hexagonaler Gitterstruktur vor [109]. Technisch wird es aus Bauxit (Al_2O_3 -Gehalt 60 %), einem tonerdichten Verwitterungsprodukt gewonnen. In der technischen Anwendung findet man es als Schleifmittel, Strahlsand und Feuerfestmaterial, in der Medizin als Prothesenwerkstoff für zum Beispiel Hüftgelenke [113].

In der Zahnmedizin wurde Aluminiumoxid Anfang der 80er Jahre als Gerüstmaterial eingeführt. *Matts Andersson* entwickelte mit dem Procera®-Verfahren eine Technik, Aluminiumoxid als Gerüstwerkstoff nutzbar zu machen. Dabei wird auf einem 20 % vergrößerten Zahnstumpf hochreines Aluminiumoxidpulver unter hohem Druck verpresst, in Form gefräst und bei 1600 Grad gesintert. Dabei schrumpft die Kappe auf die endgültige Form [109].

Ende der 80er Jahre entwickelte *Dr. M. Sadoun* mit der Firma VITA die VITA In-Ceram® Technik [116]. Mit dieser Technik ist es möglich Aluminiumoxidgerüste/-kronenkappen anzufertigen, die nicht dichtgesintert, sondern aus glasfiltriertem Aluminiumoxid bestehen. Dabei wird ein Aluminiumoxidgerüst als Kerngerüst angefertigt, dessen Mikroporen in einem speziellen Brennprozess mit niedrigviskosem Lanthanglas infiltriert werden [113].

Eine Weiterentwicklung des Procera®-Systems (Procera® AllCeram) wie auch der VITA In-Ceram® Technik (VITA In-Ceram® AL CUBES) ermöglichen es heute, im

CAD/CAM-Verfahren aus porös vorgesinterten Aluminiumoxidblöcken Kronenkappen und Gerüste herzustellen, die dann dicht gesintert werden [109, 116]. Aluminiumoxide zeigen, genauso wie das Zirkoniumoxid, eine hohe Opazität, so dass eine Beschichtung mit eingefärbten Lasurmassen oder mit keramischen Massen empfohlen wird, um ein ästhetisches Ergebnis zu erhalten [113].

2.2.4 Silikatkeramik

Silikatkeramiken weisen als wesentliches Merkmal eine glasig-amorphe Phase und eine ausgeprägte Porenstruktur auf. Sie bestehen überwiegend aus gleichen oder unterschiedlichen Kristallen, die von einer Glasphase umgeben sind. Durch den Herstellungsprozess kommt es im Gefüge zu Porenbildungen, die einen deutlichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Keramik nehmen [60, 92, 113].

Bei den Silikatkeramiken wird zwischen Feldspatkeramik und Glaskeramik unterschieden. Feldspatkeramiken leiten sich von Porzellan ab und werden als Verblend- oder Aufbrennerkeramiken verwendet [60]. Sie setzen sich aus natürlichen Mineralien wie folgt zusammen: 70-80 % aus Feldspat (Kali- und Natronfeldspat), 10-30 % aus Quarz und nur einer geringen Menge an Kaolin [57].

Feldspatkeramiken bestehen zu mehr als 50 % aus einer amorphen Glasphase aus SiO_2 mit einem geringen Anteil an oxidischen Zusätzen und in der Glasphase eingebetteten Leuzitkristallen. Kalifeldspat bildet beim langsamen Abkühlen in einem Temperaturbereich zwischen 870°-1000° Leuzitkristalle aus. Sie sichern während des Sinterprozesses die Standfestigkeit der Keramik und verhindern ein Zerfließen [57, 113].

Die Biegefestigkeit der Feldspatkeramik liegt im Bereich von etwa 70-120 MPa und damit sehr gering gegenüber Oxidkeramik. Positiv sind die besseren ästhetischen Möglichkeiten in Bezug auf Farbe, Farbstabilität, Transparenz/Opazität, Fluoreszenz und Opaleszenz [60, 61].

Von der Feldspatkeramik ist die Gruppe der Glaskeramiken abzugrenzen. Sie zeigen eine ähnliche Zusammensetzung, besitzen aber eine überwiegend amorphe Glasstruktur, die in einem zweiten Kristallisationsprozess auskristallisiert. Dadurch wird der Anteil der Kristallstruktur erhöht, was mit einer Festigkeitssteigerung einhergeht, die bei Lithiumdisilikat-Keramik mit bis zu 65 % Kristallanteil eine Biegefestigkeit von 400 MPa erreichen kann. Die Kristalle sind sehr fein und

homogen in der Glasmatrix verteilt. Vertreter dieser Keramiken findet man bei den verschiedenen Presskeramiksystemen [61, 113].

2.3 Einfluss des Präparationsdesigns auf vollkeramische Restaurationen

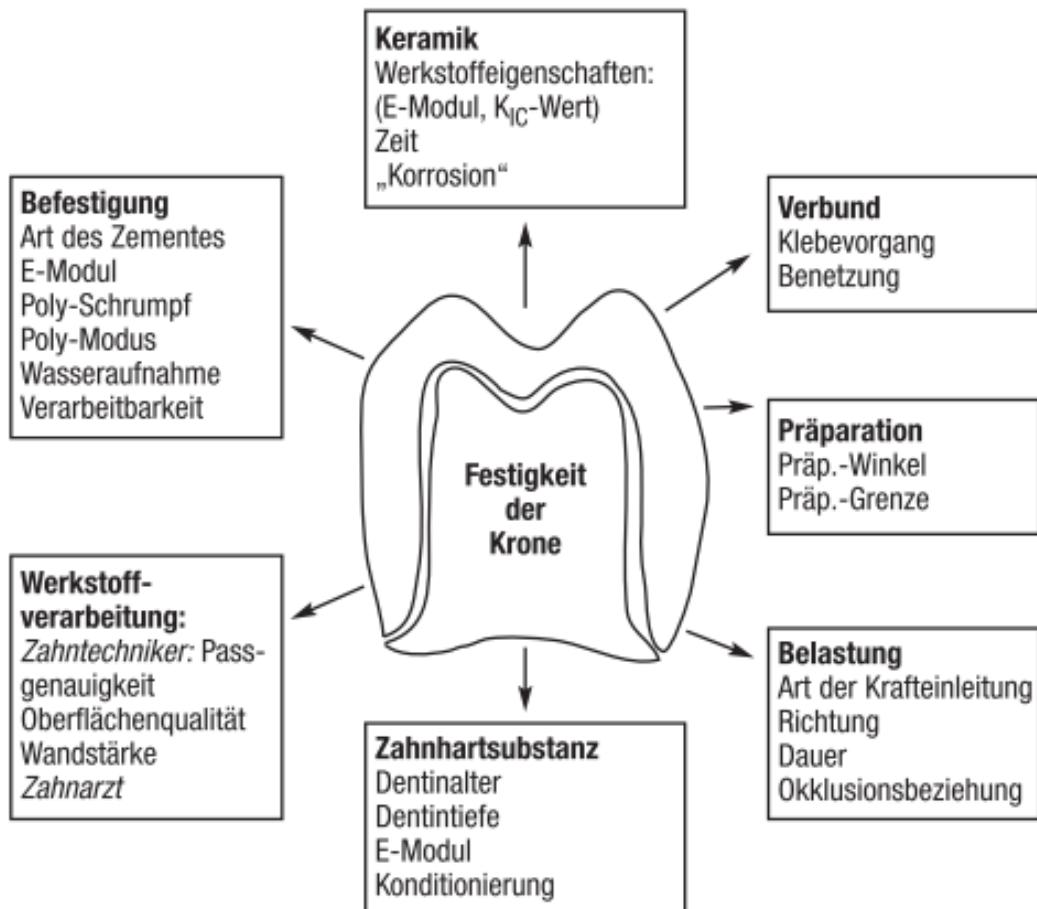


Abbildung 11: Die Bruchfestigkeit beeinflussenden Faktoren bei vollkeramischen Restaurationen nach [92].

Einige Einflussfaktoren auf den Erfolg vollkeramischer Restaurationen sind in Abbildung 11 dargestellt. Weiter müssen die Retentions- und Widerstandsform (retentive Flächen/parallele Flächen), die Einschubrichtung der späteren Restauration, der Spalt für das Befestigungsmaterial, die Stumpfhöhe und der Zustand des Zahnes beachtet werden [17, 51, 92, 122].

Wesentlich sind die Kenntnis und das Verständnis der Zahnmorphologie, um eine funktionelle, ästhetische und biokompatible Restauration herstellen zu können. Die Präparation sollte so minimalinvasiv wie möglich sein, um ein Maximum der Zahnhartsubstanz zu erhalten.

struktur zu erhalten. Wann immer möglich sollte versucht werden, große Anteile an Schmelz zu schonen [11, 34, 42-44].

Die Präparationsform eines Zahnstumpfes richtet sich nach der Materialwahl für die vollkeramische Restauration. Dabei sind sowohl materialspezifische als auch morphologische Aspekte immer zu berücksichtigen. Insbesondere die Biege- und Bruchfestigkeit und die Mindestschichtdicke des spezifischen Materials, aber auch die Befestigungsart spielen dabei eine entscheidende Rolle [11, 13].

Die Randpassung ist das wichtigste Kriterium für die klinische Qualität und den Erfolg einer Restauration [73, 77, 99]. Dabei spielen die angewandte Präparationsform, die Viskosität des Zements, der Raum für den Zement und die aufgewendete Kraft beim Zementieren eine wesentliche Rolle [24, 63]. Ungenauigkeiten der Randpassung oder Lücken führen zu Zementauswaschungen und Mikroleakage, mit den möglichen Folgen von Plaqueanlagerung, Sekundärkaries und einer Infizierung des pulpalen Gewebes [19, 73, 99].

Bei jeder Zahnpräparation stehen Vitalerhaltung der Pulpa und substanzschonende Präparation im Vordergrund. Dennoch kommt es im klinischen Alltag zur Traumatisierung der Pulpa durch lokale Temperatursteigerung, Vibrationen, Austrocknung der Dentintubuli, Sogwirkung auf die Odontoblasten oder durch zu invasive Präparation [34, 42, 56].

Um die Pulpa nicht zu gefährden, sollte eine Restdentinstärke von 0,7 mm erhalten bleiben [32, 82]. Eine Temperatursteigerung ist durch Drehzahlregulierung, Wasserkühlung und geringe Anpresskraft kontrollierbar. Eine Wasserkühlung von 50 cm³/min aus drei zirkulär angeordneten Düsen wird als ausreichend angesehen [85]. Die Schmelz- und Dentinpräparation sollte mit einer Drehzahl von 80.000-160.000 U/min erfolgen, eine Anpresskraft von 0,2 N nicht überschritten werden [42, 85].

2.3.1 Lage und Design der Präparationsgrenze

Die Präparationsgrenze bei Vollkronen sollte in aller Regel in der Region des Zahnhalses liegen, dort epigingival oder leicht supragingival sein und einen zirkulären gleichmäßigen Verlauf haben (Abb. 12, *) [70, 85, 92].

Präparationsränder sollten bei parodontal gesunden Menschen nicht subgingival gelegt werden, da es zu Entzündungsreaktionen und einer parodontalen Schädigung

kommen kann [44, 73]. Im sichtbaren Bereich kann aus ästhetischen Gründen mit einer etwa 0,5 mm subgingival gelegenen Präparationsgrenze gearbeitet werden. Es sollte aber eine ausreichende Distanz zum Alveolarknochen erhalten bleiben [84, 92].

Durch dieses Vorgehen wird das Parodont während der Präparation und später durch den Kronenrand möglichst wenig mechanisch irritiert. Ein weiterer Vorteil ist die direkte Kontrolle und Zugänglichkeit des Präparationsrandes und der Zementfuge, die dadurch verschliffen, poliert und unsichtbar gemacht werden kann [11, 42, 92]. Eine adhäsive Befestigung ist möglich, da eine supragingival/epigingival gelegene Präparationsgrenze ein Trockenlegen mittels Kofferdam erleichtert. Es ist aber auch eine Befestigung unter relativer Trockenlegung durchführbar. [11, 42, 44].

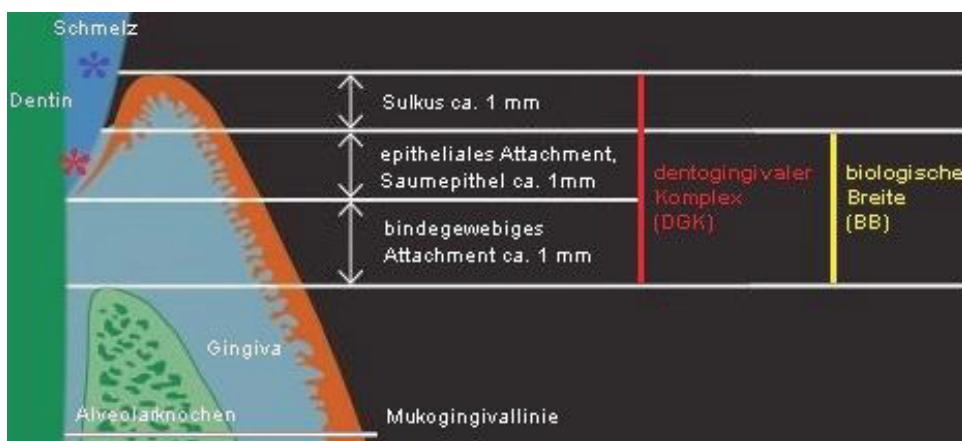


Abbildung 12: Biologische Breite und dentogingivaler Komplex

Der Dentogingivale Komplex (DGK) setzt sich aus dem Sulkus, dem epithelialen und bindegewebigen Attachment zusammen ($\pm 3\text{mm}$). Er variiert von Zahn zu Zahn und Individuum. Die biologische Breite (BB) beschreibt den minimalen Platzbedarf des epithelialen und bindegewebigen Attachments. Diese Breite sollte bei der Präparation nicht verletzt werden. Abb. verändert nach [28].

In bestimmten Fällen, wie zum Beispiel bei nicht ausreichenden Frictionsflächen, schon vorliegender subgingivaler Präparation, alten Füllungen, einer erhöhten Kariesanfälligkeit und mangelnder Ästhetik, kann mit einer intrasulkulären Präparationsgrenze gearbeitet werden. Um das Parodont so wenig wie möglich zu schädigen, ist besonders behutsam und mit entsprechenden Präparationsinstrumenten vorzugehen [42, 44, 85].

Abbildung 12 zeigt den Aufbau des dentogingivalen Komplexes, er besteht aus dem gingivalen Sulkus, dem epithelialen Attachment und dem bindegewebigen Attachment. Bei der Bestimmung der Lage der Präparationsgrenze spielt die „biologische Breite“ eine wichtige Rolle. Sie ist definiert als der Bereich zwischen Limbus

alveolaris und Sulkusboden. In Abbildung 12 nimmt sie circa 2 mm ein. Präparationen (Abb. 12, *), die in diesen Bereich eindringen, können das Parodontium dauerhaft schädigen [28, 73, 85]. Die Folgen sind Knochenabbau, Rezessionen und granulomatöse Entzündungen der Gingiva [44, 73, 84]. Zur Vermeidung sollten Präparationen eher epi- oder supragingival liegen (Abb. 12, *) [42, 70, 85, 92].

Mit Hilfe einer chirurgischen Kronenverlängerung kann die „biologische Breite“ artifiziell im Vorfeld der Präparation verlagert werden und die Präparationsgrenze somit supra- oder isogingival zum Liegen kommen. Dabei wird eine suprakrestale Resektion des Bindegewebes und des Alveolarknochens durchgeführt. So ist eine Vergrößerung der retentiven Flächen bei zu kurzen klinischen Kronen erreichbar. Allerdings kann dank der verbesserten Adhäsivtechnik häufig auf eine Vergrößerung der Retentionsfläche verzichtet werden [22, 44].

Das Design der Präparationsgrenze lässt sich anhand der Literatur auf folgende Grundtypen reduzieren: Hohlkehlpräparation, Stufenpräparation mit und ohne abgerundeter Innenkante, Stufenpräparation mit Abschrägung, Tangentialpräparation, Stufe mit aufsteigender Außenkante [42, 44, 85].

Hohlkehlpräparationen weisen einen geringeren Substanzabtrag als Stufenpräparationen auf und bieten eine ausreichende Abstützung gegenüber vertikalen Kräften [17, 35, 42]. Sie liefern gegenüber Tangentialpräparationen eine eindeutige Demarkationslinie und sind nach *Ottl et al.* für Vollguß-, Verblend-, Vollkeramik- und Teilkronen aus Edelmetall geeignet [85]. Die ausgeformte Hohlkehle nimmt okklusale Kaukräfte auf – vorteilhaft für vollkeramische Restaurationen [17, 92]. Sie wird mit einem torpedoförmigen Schleifkörper umgesetzt [85], optimalerweise liegt ein Winkel von 120° zwischen beschliffenem und unbeschliffenem Zahnanteil vor. Es wird ein zirkulärer supragingivaler Verlauf angestrebt. Je nach Material werden von der *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V.* unterschiedliche marginale Präparationstiefen gefordert: für Oxidkeramiken 0,5 mm und für Lithiumdisilikatkeramiken 0,8 mm [70].

Friedlander et al. und *Doyle et al.* zeigten, dass Glaskeramikkronen mit Hohlkehlpräparationen frakturanfälliger waren als bei anderen Präparationsformen [32, 41]. Für diese Art der Versorgung wird daher eher eine Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante mit einer Präparationstiefe von 1,2 mm empfohlen, da dies die Krone frakturesistenter macht. Auch die *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V.* empfiehlt für Glaskeramiken eine Stufenpräparation [70].

Hohlkehlpräparationen werden eher bei Lithiumdisilikatkeramiken und infiltrierten Oxidkeramiken empfohlen.

Für vollkeramische Restaurationen sind entweder Hohlkehl- oder Stufenpräparationen vorzuziehen [17, 34, 44, 70, 92]. Die Stufenpräparation beschreibt eine rechtwinklig zur Axialwandung des Zahnes ausgerichtete Präparationsgrenze [12]. Diese Präparationsform zeigt die höchsten Bruchlastwerte für Zirkonoxidkappen, da auftretende okklusale Kräfte durch die breiten zervikalen Stufen mitgetragen werden [17].

Ein großer Nachteil der Stufenpräparation ist der erhebliche Substanzabtrag und die ungünstigen geometrischen Bedingungen für den Zementspalt (Abb. 13). Dabei wird der okklusale Zementspalt (c) auf den Kronenrand (a) übertragen [11, 42]. Das bedeutet eine Vergrößerung des Zementpalts, was auf lange Sicht zu Zementauswaschungen, Plaqueanlagerung, Sekundärkaries und letztlich zu einer Infektion der Pulpa führt [18, 42, 73, 99].

Mit dem erheblichen Substanzverlust während der Präparation, wie die Abbildungen 20 und 21 auf Seite 47 zeigen, besteht das Risiko eines Vitalitätsverlustes. Es sollte daher darauf geachtet werden, dass mindestens eine Restdentinstärke von 0,7 mm bestehen bleibt [12, 32, 82]. Hierzu gibt es die Möglichkeit der elektrischen Widerstandsmessungen der Restdentindicke zur Vermeidung von Pulpaverletzungen [112], aber auch der Einsatz von Silikonschlüsseln ist möglich [58, 92].

Die Stufe mit Abschrägung, wie sie in Abb. 13 b) beschrieben ist, findet bei Metall-Verblendkronen und Vollgusskronen, aber auch bei Inlays, Onlays und Teilkronen Anwendung [85]. Sie dient dazu, den Randschluss zu verbessern [42]. Sie führt eher zu dünn auslaufenden Rändern, die sehr frakturanfällig sind, wenn mit vollkeramischen Materialien gearbeitet wird [18, 92]. Damit ist eine Verwendung solcher Werkstoffe bei einer derartigen Präparationsform ausgeschlossen.

Tangentialpräparationen zeigen zwar den geringsten Randspalt und wenig Zahnhartsubstanzverlust, weisen jedoch in der Regel keine eindeutige Präparationsgrenze auf, so dass der Kronenrand leicht überkonturiert wird. Der Restaurationsrand weist nur eine geringe Randstabilität und Materialstärke auf [42, 94]. Bezuglich der Bruchfestigkeit von Zirkonoxidkappen sind Tangentialpräparationen mit Hohlkehlpräparationen vergleichbar, aber aus parodontologischer Sicht obsolet [17]. Es besteht die Gefahr einer parodontalen Irritation bei zu langen Kronenrändern mit nachfolgender Entzündung und Knochenabbau [44, 73, 84].

Schmitt et al. zeigten in einer In-vivo-Studie über 3 Jahre, dass Tangentialpräparationen gute Langzeitergebnisse in Hinblick auf die mechanische Stabilität von Zirkonoxidrestaurierungen im Frontzahngebiet liefern. Dabei wurden 10 Patienten mit insgesamt 19 Zirkonoxidkronen im Frontzahngebiet nachuntersucht [105].

Auch *Reich et al.* legen in einer In-vitro-Studie dar, dass die Tangentialpräparation bezüglich ihrer Frakturanfälligkeit eine mögliche Alternative zur Hohlkehlpräparation sein kann. Limitiert wird diese Studie allerdings dadurch, dass keine verblendeten Vollkeramikkronen getestet wurden und nur ein Vollkeramiksystem [100]. Die Tangentialpräparation sollte somit lediglich in Ausnahmefällen bei geringen Platzverhältnissen angewendet werden.

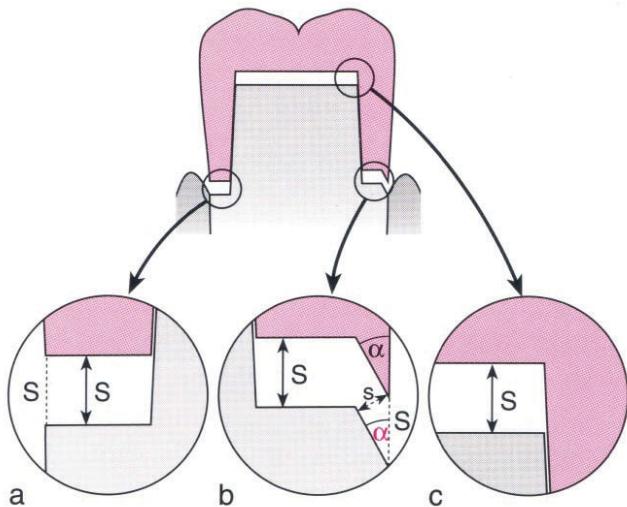


Abbildung 13: Zementspaltproblematik nach [42].

2.3.2 Stumpfdesign

Der Zahn soll durch die Präparation eine geometrische Form bekommen, die es ermöglicht die Restauration sicher und dauerhaft darauf zu fixieren. Wesentliche Elemente der Präparation sind Friktionsform und Widerstandsform. Beide verhindern, dass bei Kompression, Zug oder Scherung die Restauration verloren geht [38, 51, 92].

Die Friktionsform einer Präparation wird durch die einander gegenüberliegenden Außenflächen am Zahnstumpf definiert, also der vestibulären und oralen, sowie der mesio-approximalen und disto-approximalen Flächen. Ihre Hauptaufgabe ist es zu verhindern, dass die Restauration entgegen ihres Einschubes abgezogen wird. Dabei

spielen die physikalischen und adhäsiven Eigenschaften des Befestigungsmaterials und auch die Oberflächenbeschaffenheit des Zahnes eine entscheidende Rolle. Konventionelle Zemente (Phosphatzemente) zeigen eine hohe Druckfestigkeit, aber eine geringe Zugfestigkeit [14, 51]. Die Haftung der Restauration auf dem Stumpf beruht auf einer Verriegelung durch Zementkörner. Dabei ist eine große retentive Oberfläche wichtig, die nur über eine große Gesamtoberfläche des Stumpfes erreicht werden kann. Je konischer die Oberfläche, desto schlechter ist dies für den Halt der Restauration [11, 51, 64].

Die Stumpfflächen müssen in einem bestimmten Winkel zueinander stehen, dem Summenwinkel, der sich aus dem Präparations-/Konvergenzwinkel jeder Seite ergibt. Je kleiner der Summenwinkel, desto besser ist die Friktion der Restauration. Die Einschubrichtung für die Restauration wird durch den Summenwinkel und eventuelle Retentionsrillen/-kästen definiert [42, 51, 64]. Für vollkeramische Restaurationen wird ein Präparations-/Konvergenzwinkel von $6 - 15^\circ$ empfohlen [34, 43, 44]. Nach *Beuer et al.* werden bei Präparations-/Konvergenzwinkeln von 12° die besten Passungen für Einzelkronen aus Zirkonoxid erreicht [18].

Jørgensen hat den Zusammenhang zwischen der Friktion einer zementiert, gegossenen Krone und dem Präparationswinkel der Präparation untersucht und graphisch dargestellt (Abb. 14). Dabei zeigt die Kurve einen hyperbolischen Verlauf. Das heißt, mit zunehmendem Präparationswinkel verringert sich der Halt der zementierten Krone. Die beste Retention einer zementierten Krone wird bei 5° erreicht. Eine Vergrößerung des Präparationswinkels von 5° auf 10° hat einen Retentionsverlust von über 50 % zur Folge [64].

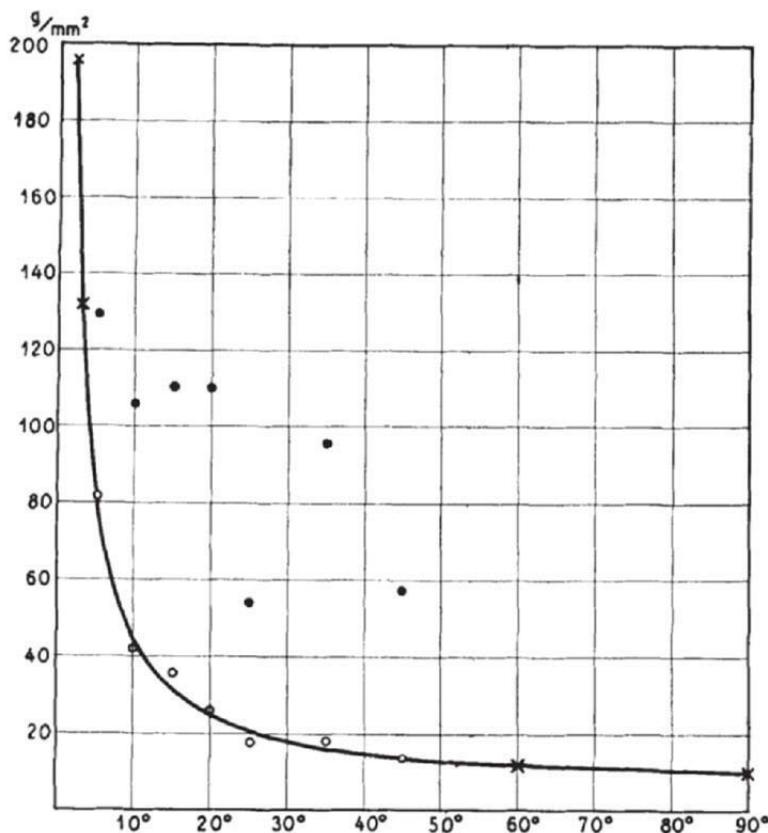


Abbildung 14: Beziehung zwischen Präparationswinkel und Retention bei einer mit Phosphatzement zementierten gegossenen Krone nach [64].

Chan und Wilson konnten in ihren Versuchen zeigen, dass die beste Retention bei einem Konvergenzwinkel von 6° - 12° erreicht werden kann [120]. *Al-Omari et al.* legten in einer Studie in Jordan dar, dass der Konvergenzwinkel bei Präparationen von Zahnmedizinstudenten in mesio-distaler Ausdehnung $22,4^\circ$ und $25,3^\circ$ in vestibulo-oraler Richtung betrug. Der mittlere Präparationswinkel betrug demnach $23,9^\circ$. Es wurden 157 Präparationen für Metall-Keramikkronen untersucht [7].

Kent et al. untersuchten 418 Präparationen von Shillingburg und zeigten, dass ein Konvergenzwinkel in mesio-distaler Richtung von $15,8^\circ$ und in vestibulo-oraler Richtung $13,4^\circ$ festzustellen war [66].

Al Ali et al. untersuchten 291 Präparationen, wobei 102 von Studenten, 110 bei freitätigen Zahnärzten und 79 von Prothetikern präpariert wurden. Es wurden Fotografien in zwei Ebenen (mesial – distal und palatal – vestibulär) dieser Präparationen angefertigt und mittels einer Software am PC ausgewertet. Bei 137 Frontzähnen und 154 Seitenzähnen zeigte sich ein mittlerer Präparationswinkel von $19,2^\circ$ für Studenten, $25,7^\circ$ für frei tätige Zahnärzte und $16,9^\circ$ für Prothetiker. Frontzahnpräparationen wiesen einen mittleren Präparationswinkel von $21,4^\circ$ und Seitenzähne von $20,7^\circ$ auf [5].

	Gruppen	Mittlere Konvergenzwinkel	n	Ort
Eames et al.	Zahnärzte	20°	50	Klinik
Leempoel et al.		21°	132	
Nordlander et al.		19,9°	208	
Kent et al.		14,3°	418	
Annerstedt et al.		22,1°	351	
Annerstedt et al.		19,4°	127	
Ohm und Silness		MD: 19,2° BL: 23°	190	
Al-Omari und Al-Wahadni		MD: 22,4° BL: 25,3°	157	
Ayad et al.		MD: 14,1° BL: 15,6°	200	
Noonan und Goldfogel		19°	909	
Poon und Smales	Studenten	MD: 27,76° BL: 21,38°	61	Labor
Smith et al.		15,58°	130	

Tabelle 2: Entnommen aus [5]. Studien aus der Literatur, die den Konvergenzwinkel untersucht haben. MD = mesial – distal, BL = bukkal – lingual.

Die Widerstandsform eines präparierten Stumpfes soll die Lagestabilität bei seitlichen und kippenden Belastungen auf die Restauration sichern. Dies wird möglich durch die Präparation von rotationshemmenden Flächen („Area of Resistance“), die oberhalb des Punktes liegen, an dem die Präparationsfläche die Tangente zu einer Kreisbahn bildet (Abb. 15) [42, 51].

An den rotationshemmenden Flächen („Area of Resistance“) wird der Zement auf Druck belastet, was sich positiv auf die Widerstandsform auswirkt. Es sollte auf die Passung der Krone geachtet werden. Je größer die Zementfuge ist, desto geringer wird der Halt der Restauration, da sich die Flächen, die für den Halt der Restauration verantwortlich sind, verringern [51, 63, 87]. Da CAD/CAM-gefertigte Restaurationen gegenüber Goldgussrestaurationen eine etwas lockerere Passung aufweisen, sollte die Länge des Stumpfes, sein Durchmesser und seine Konizität bei der Präparation beachtet werden (Abb. 16), so dass auch Restaurationen auf sehr kurzen Stümpfen bei parallel gestalteten axialen Wänden einen guten Halt bekommen. Restaurationen auf langen Stümpfen erreichen auch bei einem großen Zementspalt eine ausreichende Lagestabilität [51, 64].

Obere Incisivi, die in sagittaler Richtung einen dreieckigen Querschnitt haben, sollten palatal mit einer zur Vestibulärfläche parallelen Stufe (minimalste Präparationstiefe 1 mm) versehen werden [51, 113].

Parker et al. entwickelten ein mathematisches Modell, um den Präparationswinkel am Stumpf zu finden, der Retention zeigt. Das Konzept beruht auf dem sogenannten „limiting taper“. Dabei handelt es sich um einen bestimmten Konuswinkel, unterhalb dieses Winkels liegt eine Retention der Krone gegen abziehende Kräfte vor, darüber geht sie verloren. So ist der Widerstand ein Alles-oder-Nichts-Phänomen, das vom Höhen-Basis-Verhältnis des Stumpfes abhängt. Der Präparationswinkel muss sich in Abhängigkeit vom Durchmesser und der Stumpfhöhe verändern [87, 88].

Wiskott et al. untersuchten die Beziehung zwischen Stumpfkonizität (Summenwinkel) und Widerstand zementierter Kronen gegenüber dynamischen, seitlichen Belastungen. Dabei fiel eine lineare Beziehung zwischen Konvergenzwinkel und dem Widerstand auf. Weiter ist der Widerstand, den die zementierte Krone gegen die Belastungen aufbringt, vom Befestigungsmaterial abhängig, dabei zeigt Zink-oxid-Eugenol-Zement die geringste Abhängigkeit vom Präparationswinkel [122].

Der Präparationswinkel hat Einfluss auf die innere und marginale Passung. Zementpartikelgröße, die Filmdicke des Zements und der Präparationswinkel stehen in einem engen Zusammenhang, der sich durch folgende Formel beschreiben lässt [11]:

$$R = \frac{S}{\sin \alpha}$$

Formel 1: Formel in Anlehnung an [11] und nach [42].

Dabei wird der Randspalt R aus dem Quotienten berechnet, der sich aus dem Zementspalt S und der Sinusfunktion des Präparationswinkels α ergibt. Das bedeutet, je flacher die Präparation ist, desto kleiner wird der zervikale Randspalt R. Dies wurde von mehreren Autoren in ihren Studien bestätigt [18, 25, 64]. Weiter haben der Zementierungsdruck, die Dauer des Drucks und Viskosität und Temperatur des Zements einen Einfluss auf die Größe des Zementspalts und so indirekt auf den Randspalt [11, 63].

Fuhr und Reiber empfehlen für Präparationen von metallkeramischen und Vollgussrestaurierungen einen Konvergenzwinkel von 6° - 8° der gegenüberliegenden Flächen, um ausreichend Retention der Restaurierung zu erreichen [42].

Beuer et al. untersuchen den Randspalt von Zirkoniumdioxidgerüsten mit drei unterschiedlichen Präparationswinkeln (4° , 8° und 12°) und fanden bei einem Konvergenzwinkel von 12° den geringsten zervikalen Randspalt. Dies liegt möglicherweise am Digitalisierungsprozess, bei dem bei flacheren Stumpfflächen (großer Summenwinkel) mehr Daten erfasst werden, so dass ein genaueres Gerüst erstellt werden kann [18].

Chan et al. konnten in ihrer Untersuchung zeigen, dass eine Relation zwischen dem Konvergenzwinkel und dem Zementspalt besteht. Dabei wurde bei Konvergenzwinkeln im Bereich von 2° - 20° ein gutes Verhältnis von optimaler Retention und minimaler zervikaler Diskrepanz erreicht [25].

Goodacre et al. empfehlen anhand der Literatur der letzten 50 Jahre einen Präparationswinkel von 10° - 20° [44].

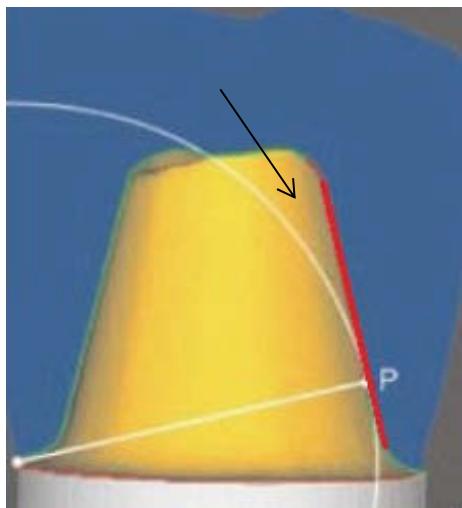


Abbildung 15: Widerstandsform entnommen aus [51], der Pfeil markiert die „Area of Resistance“.

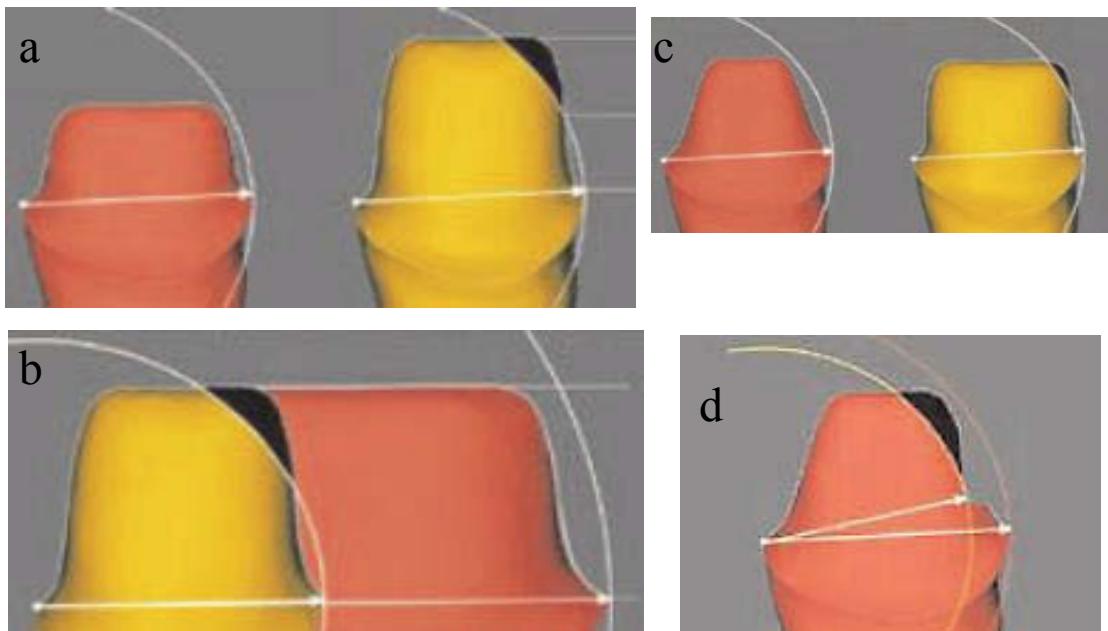


Abbildung 16: Die schwarzen Bereiche zeigen die rotationshemmenden Flächen in Abhängigkeit von Konizität, Stumpfbreite und Länge. a) Lange Stümpfe zeigen einen höheren Halt, b) Schmale Stümpfe vergrößern den Halt, c) Kleinere Konuswinkel vergrößern den Halt, d) Funktion einer Retentionsrille: Durch Verringerung des Abstandes zur Drehachse und Verringerung der Konizität wird ein rotationshemmender Bereich geschaffen. Abb. aus [51].

2.3.3 Inzisale Reduktion/Stumpfhöhe

Der Grundsatz jeder Präparation ist es, soviel Hartsubstanz wie möglich zu erhalten. Dies gelingt am ehesten durch eine anatoforme Reduktion des Zahnes, die Form und Stellung des Zahnes berücksichtigt [35, 42, 92].

Der zu präparierende Zahn sollte gleichmäßig im Sinne einer verkleinerten anatomischen Form reduziert werden [92]. Bei Frontzähnen sind die Neigung der Schneidekante zum Antagonisten und die Konkavität der Palatinalfläche so nachzuhören, dass der Antagonist möglichst senkrecht auf die jeweilige Fläche trifft. Dabei wird eine Drucklast erzeugt und eine für die Keramik schädliche Zugspannung vermieden (Abb. 17) [70, 92].

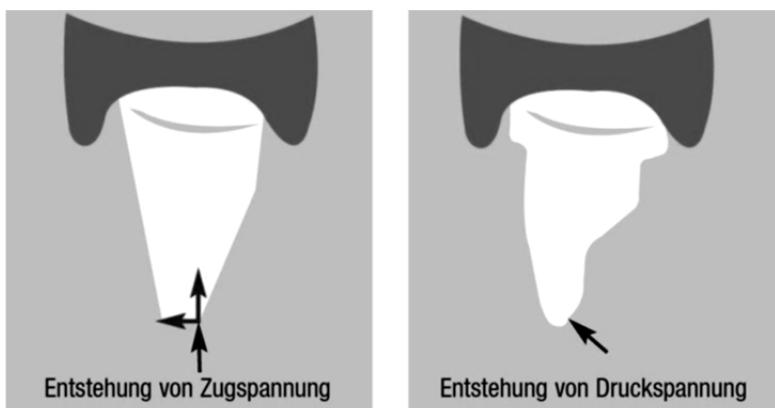


Abbildung 17: Der antagonistische Kontakt entscheidet auch über die Spannungsentwicklung in der Restauration; Abb. aus [70]

Darüber hinaus sind die Bisslage und die Frontzahnführung (steil, flach) bei der Planung der vollkeramischen Restauration zu berücksichtigen [80]. Durch einen tiefen Biss und eine steile Frontzahnführung kommt es zu erheblichen nichtaxialen Belastungen im Frontzahnbereich, die zu Ermüdungsbrüchen der Restauration führen können (Abb. 18). Eine Schwierigkeit bei der Präparation von Frontzähnen stellt häufig das palatinale Platzangebot dar. Um palatinal genügend Platz für eine ausreichende Schichtstärke der Restauration zu erzielen, muss oft eine starke invasive Zahnpräparation zu Lasten der Frikions- und Widerstandsform durchgeführt oder alternativ am Antagonisten eingeschliffen werden, eine kieferorthopädische Vorbehandlung erfolgen oder eine Disklusion der Seitenzähne durchgeführt werden [80].

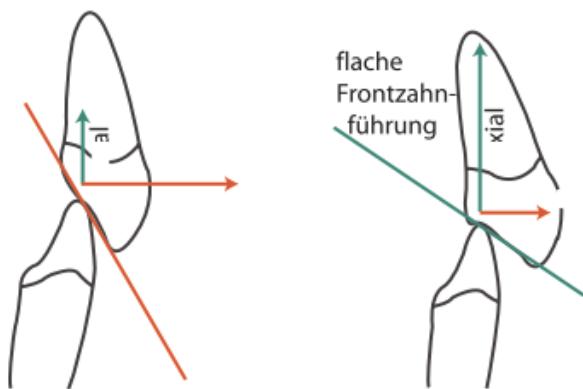


Abbildung 18: Beziehung zwischen inzisaler Führung und potentiell auftretenden nichtaxialen Kräften. Eine steile Führung verstärkt nichtaxiale Kräfte; eine flache Führung reduziert nichtaxiale Kräfte. Abb. entnommen aus [80]

Inzisal sollte aus ästhetischen und materialtechnischen Gründen um 2 mm reduziert werden und zwischen den axialen und den palatalen sowie den inzisalen Flächen runde Übergänge gestaltet werden [32, 41]. *Burke et al.* zeigte an einer In-vitro-Untersuchung von 4 verschiedenen Prämolaarenpräparationsformen, dass eine okklusale Reduktion von 3 mm im Vergleich zu einer okklusalen Reduktion um 2 mm keine erhebliche Verbesserung der Bruchresistenz mit sich bringt [23]. Eher würden Präparationstraumata in Form von artifiziellen Pulpeneröffnungen auftreten.

Harrington et al. zeigten in einer In-vitro-Studie mit Procerakronen, die auf Kunstharzstümpfen in Prämolaarenform zementiert wurden, dass mit zunehmender okklusaler Verblendungsdicke (0/0,4/0,9/1,4 mm) eine stetige Widerstandsfähigkeit auf axiale Belastung vorlag [53].

Die minimale Breite der Inzisalkante sollte in vestibulo-oraler Richtung mindestens 0,8-0,9 mm betragen. [102, 113]. Am häufigsten liegt der für die okklusalen Schichtstärken bereitgestellte Platz bei 1,1 mm im Seitenzahngebiet und bei 0,9 mm im Frontzahngebiet [11].

Neben der empfohlenen okklusalen Schichtstärke wird die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Restaurationen auch durch die Art der Zementierung beeinflusst [21, 23, 69]. *Pallis et al.* führten eine In-vitro-Studie mit drei Keramiksystemen (IPS-Empress 2, Procera®-AllCeram und In-Ceram-Zirconia) durch. Dabei untersuchten sie Bruchbelastungen auf einem Molarenstumpf aus Kunstharz mit einer 1 mm breiten zirkulären Stufe und einer okklusalen Reduktion von 1,5 – 2 mm. Die Prüfkörper wurden auf dem Stumpf mit einem Kompositzement befestigt (RelyX, 3M ESPE, St. Paul, Minn). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen

den einzelnen Gruppen und Materialqualitäten bezüglich der Bruchresistenz festgestellt [86].

Wie in 2.3.2 schon beschrieben, hat die Stumpfhöhe einen Einfluss auf die Widerstands- und Retentionsform der Präparation und ist damit bedeutend für den Halt einer Restauration. Nach der *Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* sollte die Stumpfhöhe bei einem Präparationswinkel von 6 - 10° mindestens 4 mm betragen, um eine ausreichende Retentionsform zu bieten [94]. Nach *Goodacre et al.* sollte die Stumpfhöhe bei Frontzähnen 3 mm betragen [44]. Wenn bei einer Präparation eine solche Höhe nicht erreicht werden kann, sollten zusätzlich retentive Elemente wie Rillen oder Kästen präpariert werden [44].

Nach *Wiskott et al.* besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Stumpfhöhe und dynamischer Belastung, weiter ist dieser abhängig vom Befestigungsmaterial [123].

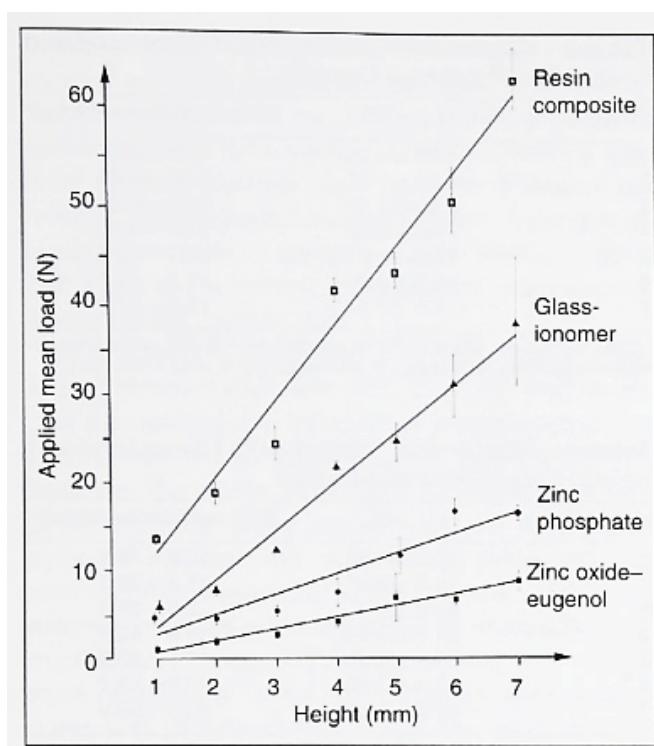


Abbildung 19: Relation von Stumpfhöhe und Widerstand bei dynamischer Belastung von zementierten Kronen nach [123].

Eine ausreichende Höhe der Seitenwände einer Präparation verhindert also ein Lösen der Restauration, was bei Frontzähnen aufgrund der hohen klinischen Krone gut umsetzbar ist. Bei Molaren, die eher zu einer niedrigen Stumpfhöhe und einem großen Durchmesser neigen, verringert sich der Widerstand gegenüber Kippbewegungen. Dies kann durch Retentionsrillen ausgeglichen werden [51].

Bei der intraoralen Digitalisierung wird die Präparation aus verschiedenen Aufnahmerichtungen erfasst. Dabei ergibt sich eine begrenzte Höhenmessgenauigkeit, weil kleine Winkel zur Triangulation benutzt werden [113]. *Mou et al.* beschreiben in einer Untersuchung, dass es bei der intraoralen Erfassung mittels Triangulation zu dem „Distal shadow phenomenon“ kommt (Abb. 3). Dabei handelt es sich um Abschattungen an Kavitätenwänden. Bis zu einer Stumpföhre von 6 mm trifft keine Verstärkung dieses Effekts auf, so dass auch tiefe approximale Präparationen gut erfasst werden können [83, 95].

2.3.4 Innendesign

Die Gestaltung der Übergänge zwischen den marginalen, inzisalen, palatalen und axialen Flächen einer Präparation sollte rund sein, um Zugspannungen in der Restauration zu reduzieren [23, 70, 92]. Des Weiteren sollten unterschnittige Bereiche vermieden werden [92, 113].

Die runde Gestaltung der Präparation hat auch einen technologisch bedingten Hintergrund. CAD/CAM-gefertigte Restaurationen werden mittels sogenannter Stirnradiusfräser aus einem Block herausgefräst. Wenn nun die Präparation spitze Ecken und Kanten aufweist, muss in diesen Bereichen zwangsläufig mehr Material abgetragen werden, da spitze Ecken und Kanten durch die Fräsradien der Maschinen nicht dargestellt werden können (s. 2.2.3). Durch eine Fräsradiuskorrektur in der CAD-Software werden die Ecken und Kanten ausgeglichen (s. Abb. 4A). Je mehr korrigiert wird, desto schlechter ist die Passung und desto geringer letztendlich auch die Materialstärke. Daher sollte der minimale Radius der Präparation dem Radius des kleinsten Fräzers des jeweiligen CAD/CAM-Systems entsprechen, damit eine genaue Reproduktion der internen Restaurationsfläche durch die Fräseinheit gewährleistet ist [3, 51, 67, 92, 113].

2.3.5 Präparationstiefe

Die Werkstoffwahl für die geplante Restauration bestimmt den notwendigen Substanzabtrag [11]. Nach *Edelhoff et al.* kommt es bei der Präparation für Vollkeramik- und Metallkeramikkronen zu einem Substanzverlust zwischen 63 und

72 % (Abb. 20). Dabei ist die Präparation für vollkeramische Kronen um 11 % weniger invasiv als für Metallkeramik-Kronen [35].

Baltzer *et al.* beschreiben, dass bei einer zirkulären Hohlkehlpräparation mit einem Substanzverlust von 40-50 % zu rechnen ist. Bei einer Stufenpräparation mit sehr breiter Stufe gehen bereits 70-80 % an Zahnhartsubstanz verloren. (Abb. 21) [12].

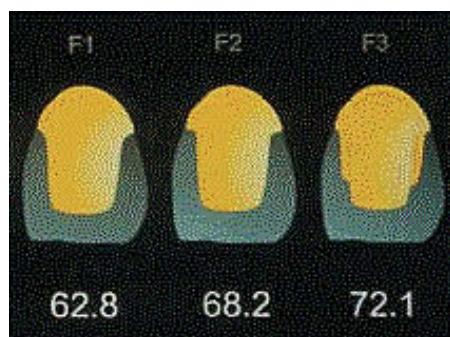


Abbildung 20: Vergleich verschiedener Präparationen und der damit verbundene Substanzverlust. F1 0,8 mm tiefe Hohlkehlpräparation, F2 1,0 mm tiefe Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante, F3 1,4 mm tiefe labiale Stufenpräparation und 0,7 mm tiefe linguale Hohlkehle, Abbildung teilweise entnommen aus [35].

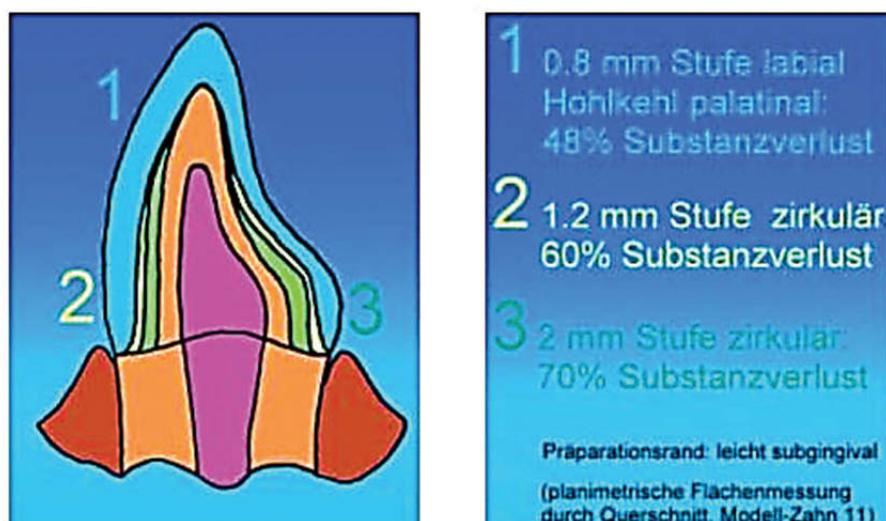


Abbildung 21: Substanzverlust bei Präparation an Frontzähnen nach [12].

Es ist bekannt, dass es bei Präparationen zu einer Pulpenirritation bis hin zu einer Nekrose kommen kann [12, 42, 113]. Um dies zu vermeiden empfehlen Ottl *et al.* eine Präparationstiefe bei oberen mittleren Schneidezähnen von 1,0 – 1,3 mm bei metallkeramischen und vollkeramischen Restaurationen [85] und Mörmann *et al.* eine Restdentinstärke von 0,7 mm [82].

Al-Omari *et al.* untersuchten in einer Studie den Konvergenz-/Präparationswinkel, die okklusalen Platzverhältnisse und die Präparationstiefe an Metall-

Keramikkronenpräparationen von Zahnmedizinstudenten. Dabei stellten sie bukkal eine Präparationstiefe von 0,86 mm (Schulterpräparation), lingual eine Präparationstiefe von 0,74 mm (Hohlkehlpräparation), mesial 0,7 mm und distal 0,66 mm fest. Die Präparationstiefe lag damit unter den geforderten 1,0 – 1,5 mm [7].

Goodacre et al. empfehlen anhand der Literatur der letzten 50 Jahre eine Präparationstiefe für vollkeramische Kronen von 0,5 – 1,0 mm [44]. Aus der Konsensus-Konferenz 2010 wurde eine marginale Präparationstiefe von 1,0 mm bei vollkeramischen Restaurationen empfohlen [20]. Eine marginale Präparationstiefe von 1 mm wird in dieser Studie als Mindestanforderung angenommen.

Poon et al. untersuchten Einzelkronenpräparationen von Zahnärzten und Studenten am Prince Philip Dental Hospital, Hong Kong. Dabei wurde auch die Schulterbreite für Metallkeramikkronen untersucht. An 68 Frontzahnpräparationen wurde eine mittlere Stufenbreite von 0,77 mm gefunden. Damalige Empfehlungen aus der Literatur lagen bei 1,5 – 2,0 mm für Metallkeramik-Restaurationen [90].

Beuer et al. stellten in einer In-vitro-Studie fest, dass eine 1 mm breite Stufenpräparation im Hinblick auf die Bruchstabilität bessere Ergebnisse erzielt als eine 1 mm tiefe Hohlkehlpräparation [17].

Um eine Kontrolle über die Präparationstiefe zu haben, können Tiefenmarkierungen oder ein Präparationsschlüssel aus Silikon angewendet werden [92]. *Tielemans et al.* zeigten, dass elektrische Widerstandsmessungen der Restdentindicke eine Möglichkeit sein können Pulpenverletzungen zu vermeiden [112].

Je nach Materialien werden bei einer geforderten Bruchlast von ≥ 2000 N folgende Materialstärken empfohlen [11]:

Material	Gerüststärke	Verblendung	Gesamtschichtdicke
Lithiumdisilikatkeramik	0,8 – 1,0 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 3: Mindestschichtstärken nach [70, 11]

Des Weiteren beeinflusst die Präparationstiefe die Passgenauigkeit der Restauration, da bei der optischen Digitalisierung nicht alle Bereiche der Stufe oder Hohlkehle exakt wiedergegeben werden können [10]. Auch entstehen so bei der Maschinenfertigung Ungenauigkeiten, die zu größeren Randspalten führen können.

2.4 Aktuelle Präparationsrichtlinien

Um einen Überblick über die Präparationsrichtlinien zu bekommen, sollen hier Richtlinien verschiedener Hersteller und Arbeitsgruppen kurz beschrieben werden:

„Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V.“ [70]:

- Lage und Design der Präparationsgrenze:

- Supra- oder isogingivale Lage des Kronenrandes
- Stufe oder Stufe mit abgerundeter Innenkante bei Feldspat- oder Glaskeramik (Biegefestigkeit bis 250 MPa)
- Hohlkehle bei Lithiumdisilikat-Keramik, infiltrierter Oxidkeramik und polykristalliner Keramik
- Gerüstwandstärke im Randbereich für Silikatkeramik 0,8 bis 1,0 mm
- Gerüstwandstärke im Randbereich für Oxidkeramik 0,5 mm

- Präparationswinkel:

- Konvergenzwinkel 4 – 6°

- Inzisale Reduktion:

- Max. 1,5-2,0 mm, minimale Schichtstärke anstreben

- Innendesign:

- Abrunden aller Ecken und Kanten, bei CAD/CAM-Fertigung Berücksichtigung des minimalsten Schleifkörperradius
- Anatoforme Reduzierung des Zahnes
- Die jeweiligen antagonistischen Flächen sollten senkrecht aufeinander treffen, um Zug- und Biegespannung zu vermeiden und Druckspannung zu erzeugen.

3M ESPE Präparationsempfehlung [2]:

- Stufenpräparation mit abgerundetem Innenwinkel oder eine Hohlkehlpräparation mit einem horizontalen Winkel von $\geq 5^\circ$, Konvergenzwinkel sollte $\geq 4^\circ$ sein (Abb. 22).

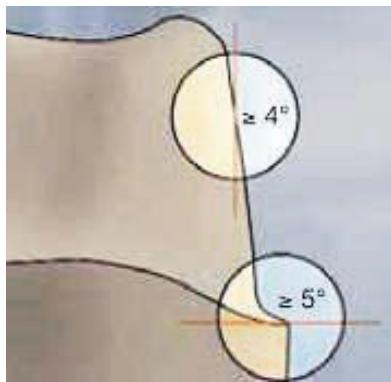


Abbildung 22: Winkelgestaltung für Digitale Erfassung nach [8].

Bezüglich der Bruchsicherheit fassen Baltzer et al. folgende Kriterien zusammen [11]:

- Peripher und okklusal sollen 1- 2 mm vom Zahn abgetragen werden
- Scharfe Kanten und Spitzen vermeiden
- 1,0 – 1,5 mm breite zervikale Stufe zur Abstützung der Keramik

Vollkronenpräparation im Frontzahnbereich nach Ottl et al [85]:

- Innen abgerundete Stufe mit einem Winkel von 90 – 110° zwischen präparierter und unpräparierter Oberfläche
- Ausgeprägte Hohlkehle mit einem Winkel von 120° zwischen präparierter und unpräparierter Oberfläche
- Je nach Material wird dann eine axiale Reduktion bis 1,5 mm und eine inzisale/okklusale Reduktion bis 2,0 mm empfohlen

Aus wissenschaftlicher Literatur, Herstellerempfehlungen und wissenschaftlichen Erfahrungen wurden vier Kriterien festgelegt: [34, 43, 44, 47, 70]:

- Die Präparationen sollen keine Unterschnitte aufweisen.
- Der Konvergenzwinkel soll zwischen 6° - 15° liegen.
- Das Randdesign soll einer Hohlkehlpräparation (Biegefestigkeit der Keramik $\geq 350 \text{ MPa}$) oder einer Stufe mit abgerundeter Innenkante entsprechen.
- Die Stumpfhöhe soll mehr als 4 mm betragen.

3. Ziel der Untersuchung

Diese Studie soll prüfen, ob die Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigte vollkeramische Einzelzahnrestaurationen im Frontzahngebiet in der freien zahnärztlichen Praxis eingehalten werden.

Des Weiteren soll überprüft und verglichen werden, inwieweit die Richtlinien unter idealisierten Bedingungen am Phantomkopf umsetzbar sind und ob Unterschiede zur freien Praxis bestehen.

Folgende Parameter werden dazu untersucht:

- Marginale Randgestaltung
- Präparationswinkel
- Marginale Präparationstiefe
- Höhe der retentiven Flächen
- Stumpfhöhe
- Inzisaler Innenradius
- Vorhandensein von Unterschnitten

Betrachtet werden Präparationen für vollkeramische Kronen an einem linken oberen mittleren Schneidezahn (FDI Position 21).

Um eine computergestützte Auswertung der oben genannten Parameter durchführen zu können, wurden 52 anonymisierte digitale In-vivo-Präparationen von einem zentralen Fertigungszentrum zur Verfügung gestellt. Diese werden mit 27 In-vitro-Präparationen eines linken oberen mittleren Schneidezahnes verglichen.

Die In-vitro-Präparationen wurden von Zahnärzten während eines 3M Espe Präparationskurses für vollkeramische Restaurationen an der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU) erstellt.

4. Material und Methode

Die in dieser Arbeit verwendete Methodik wurde zuvor bereits an anderer Stelle zur Auswertung von Zahnpräparationen verwendet (Dissertation Wallbach, J. 2012, [117]).

4.1 Untersuchungsgruppen

4.1.1 In-vivo-Präparationsgruppe

Die für diese Studie verwendeten Präparationsdatensätze wurden von in freien Praxen tätigen Zahnärzten präpariert und in einem Fräszentrum digitalisiert. Die Datensätze wurden zufällig aus dem Datenpool des Fräszentrums ausgewählt.

Da es sich um anonymisierte Datensätze handelt, kann weder eine Aussage über den klinischen Zustand des Zahnes gemacht werden noch eine Angabe zum Behandler (z. B.: Praxisstandort, Alter, Berufserfahrung, Geschlecht) erfolgen. Auch fehlen Informationen zum Verlauf der Gingiva und zu der Bearbeitung des Stumpfes durch den Zahntechniker.

4.1.2 In-vitro-Präparationsgruppe

Die für die Studie gesammelten Präparationsdatensätze stammen aus einem von der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München ausgerichteten Präparations-Workshop für Zahnärzte. Dabei wurden an vollbezahlten Modellen (KaVo EWL-Modelle, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) die in einer Simulationseinheit montiert waren, Präparationsübungen für CAD/CAM-gerechtes Präparationsdesign nach Anleitung durchgeführt [28].

Die Präparation des Modellzahnes 21 erfolgte nach theoretischer Einweisung und Demonstration durch den Kursbetreuer. Dabei wurde folgendes Vorgehen empfohlen [33]: (Präparationssatz nach Prof. Dr. Daniel Edelhoff, Brassler, D-Lemgo)

1. Incisal: 2 Orientierungsrollen (Orientierungsrolle = OR) 856.314.016
2. Marginal: Reduzierung fazial und oral 856P.314.018
3. Fazial: Orientierungsrolle mittleres Kronendrittel 801.314.023
4. Fazial: Orientierungsrolle inzisales Kronendrittel 801.310.023

5. Faziale Präparation in 3 Ebenen (unteres, mittleres, oberes Kronendrittel)
856.314.016
 6. Oral: Präparation (Konkavität) mit 379.314.023 und 8379.314.023
 7. Einkürzen der Zahnlänge mit 856.314.016
 8. Approximal: Separieren mit Flamme 863.314.012
 9. Approximal: Präparieren mit KaVo Sonicflex Aufsatz „halbes Torpedo“ oder konischem Torpedo 856.314.014 => 8856.314.014 => H375R.314.016
 10. Finieren: fazial und oral mit 8856P.314.021 sowie insgesamt mit 3M ESPE Soflex-Scheibe hellbraun 2382 M bei 2000 U/min (Kanten brechen)
 11. Alternativ: Glätten mit Al_2O_3 -Steinen 649.314.420 (individualisiert an Diamantscheibe) und 601.314.420 bei reduzierter Drehzahl und ausreichend Wasserapplikation

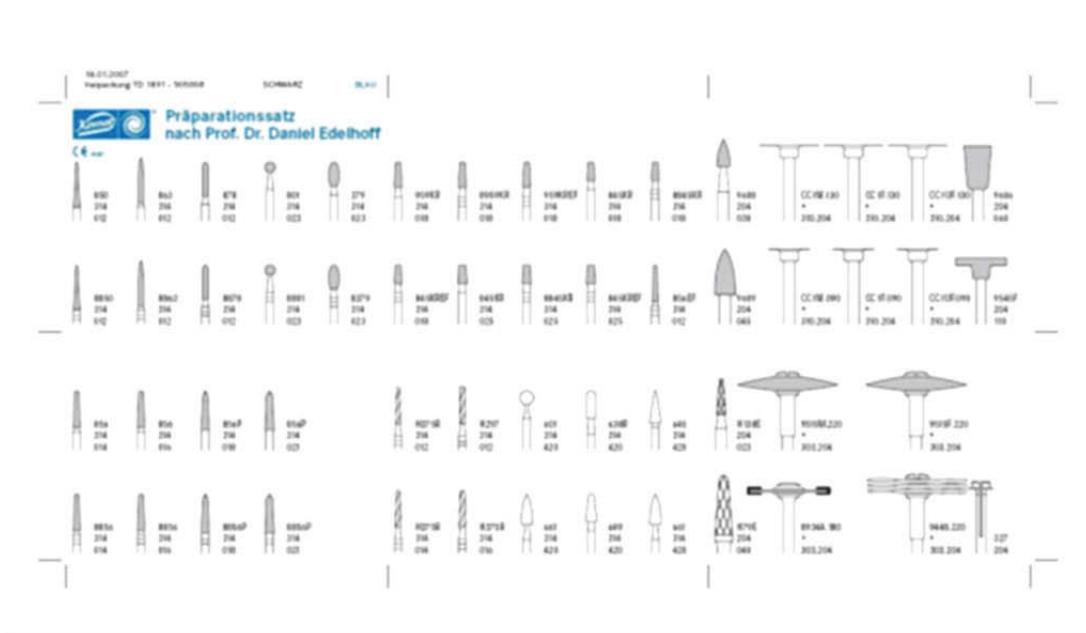


Abbildung 23: Präparations- und Ausarbeitungs-Set (Präparationssatz nach Prof. Dr. Daniel Edelhoff, Brassler, D-Lemgo)

4.2 Bereitstellung der Datensätze

Von einem Lava-Fräszentrum (Corona LavaTM Fräszentrum Starnberg, Deutschland) wurden die 52 In-vivo-Frontzahnpräparationen von Zahnärzten aus freien Praxen vollständig anonymisiert zur Verfügung gestellt.

Die 27 In-vitro-Frontzahnpräparationen wurden von der Ludwig-Maximilians-Universität München anonymisiert zur Verfügung gestellt.

4.3 Verwendete Software

Die computergestützte Auswertung erfolgte über zwei verschiedene Programme. Es wurden die *LAVA™ Design Software* (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und die Software *COMETinspect®plus* (Version 4.5, Fa. Steinbichler Optotechnik, Neu-beuern, Deutschland) verwendet.

Damit die Datensätze in der *COMETinspect® plus* Software verarbeitet werden konnten, mussten diese in das sogenannte STL-Format (Surface Tesselation Language/Standard Triangulation Language) überführt werden. Dies erfolgte durch Mitarbeiter der Firma 3M ESPE Seefeld, Deutschland.

4.4 Allgemeiner Ablauf der Untersuchung

In der *LAVA Design Software* wurde der Parameter „Unterschnitt“ untersucht. Die Parameter marginale Randgestaltung, Präparationswinkel, marginale Präparations-tiefe, retentive Fläche, Stumpfhöhe und inzisaler Radius wurden ausschließlich in der *COMETinspect® plus* Software bestimmt.

Um die Messungen möglichst genau vorzunehmen und zufällige Abweichungen zu vermeiden, wurde der Messwert in jeder Ebene (A, B) bei jedem Zahn (In-vitro- und In-vivo-Präparationen) aus den Mittelwerten von drei Einzelmessungen bestimmt. Zusätzlich zur Bestimmung des Mittelwertes wurde für jede Präparation ein Gesamtmesswert (AB) (Ebene A gemeinsam mit Ebene B) errechnet.

Dazu wurden vertikale Schnittebenen durch den zu untersuchenden Zahnstumpf gelegt. Diese Ebenen verliefen in vestibulo-oraler (Ebene A) und mesio-distaler (Ebene B) Richtung durch einen auf der Inzisalkante definierten Mittelpunkt (Z). Abbildung 24 zeigt die beiden Schnittebenen exemplarisch.

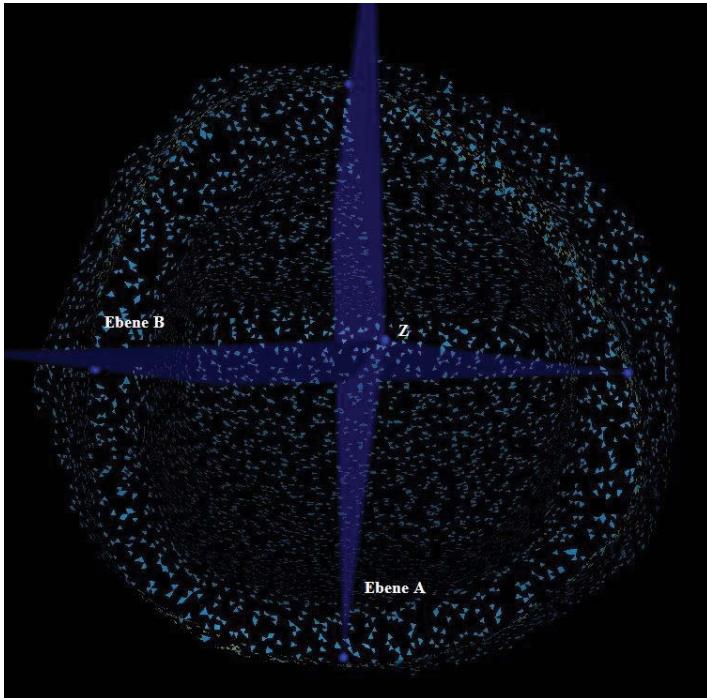


Abbildung 24: 2D-Darstellung der vertikalen Schnittebenen (Ebene A,B) durch den zuvor definierten inzisalen Mittelpunkt (Z).

4.5 Systemische Bezeichnungen

Zur einfacheren Auswertung wurden an jedem Zahnstumpf Punkte, Ebenen und Winkel nach einem festen Muster definiert und diese mit festen Bezeichnungen belegt (Tabelle 4, Abbildung 25).

Punkte	Ebenen	Winkel
Z = Zentrum	A = vestibulär - palatinal	Winkel A = Summenwinkel Ebene A
v = vestibulär	B = mesial – distal	Winkel B = Summenwinkel Ebene B
p = palatinal		
m = mesial		
d = distal		

Tabelle 4: Tabellarische Zusammenstellung der systemischen Bezeichnungen.

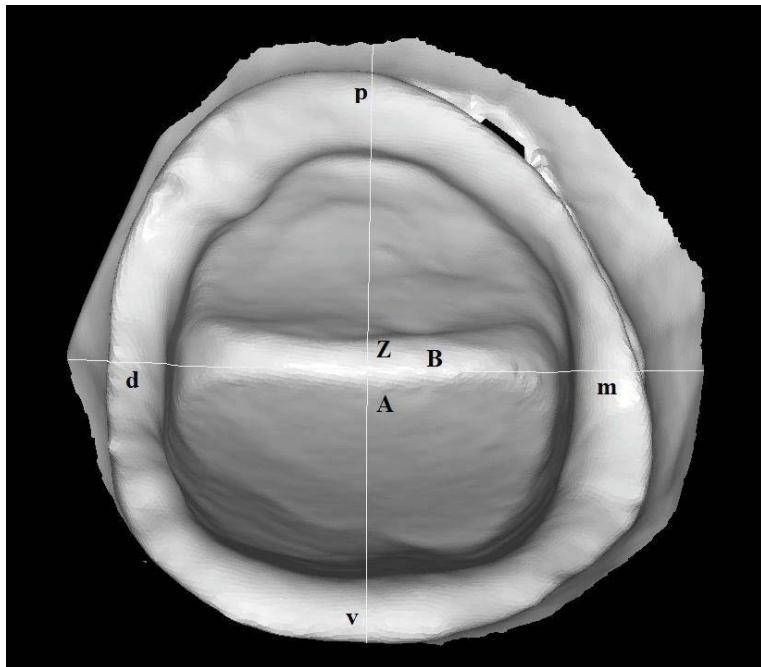


Abbildung 25: 2D-Darstellung der Bezeichnung der Punkte und Ebenen

Die jeweiligen In-vivo- und In-vitro-Präparationsdatensätze für vollkeramischen Zahnersatz des Zahnes 21 wurden folgendermaßen durchnummeriert:

- in-vivo1 bis in-vivo52 für die In-vivo-Präparation
- in-vitro1 bis in-vitro27 für die In-vitro-Präparation

4.6 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

Um möglichst genaue Messergebnisse zu erhalten, wurden die Präparationen sowohl in den In-vivo- als auch in den In-vitro-Präparationsgruppen in drei aufeinanderfolgenden Messungen nach den nachfolgend beschriebenen Methoden (s. 4.7) untersucht. Die Messungen erfolgten dabei in einem engen Zeitraum von drei Wochen und wurden von ein und derselben Person durchgeführt. Bei jeder Präparation wurde dazu immer mit der Bestimmung der Ebenen A und B begonnen.

Um die Genauigkeit der Messmethode und eine gewisse Kalibrierung der durchführenden Person zu erhalten, wurden vorab mehrere Reproduzierbarkeitsmessungen an frei gewählten Präparationen aus den Stichproben durchgeführt.

4.7 Untersuchung der Präparationsparameter

4.7.1 Marginale Randgestaltung

Software: *COMETinspect® plus*

Die Evaluation des Präparationsrandes erfolgte für jeden Stumpfdatensatz in zwei Ebenen (A und B) im Präparationsrandbereich. Die Auswertung erfolgte in der Aufsicht auf die einzelnen Ebenen (A und B).

So ergaben sich vier Lokalisationen, an denen die Randgestaltung untersucht wurde (vestibulär, palatinal, mesial und distal). Abbildung 26 zeigt exemplarisch die mit Pfeilen markierten Präparationsrandbereiche in der Ebene A (blau) und Ebene B (rot).

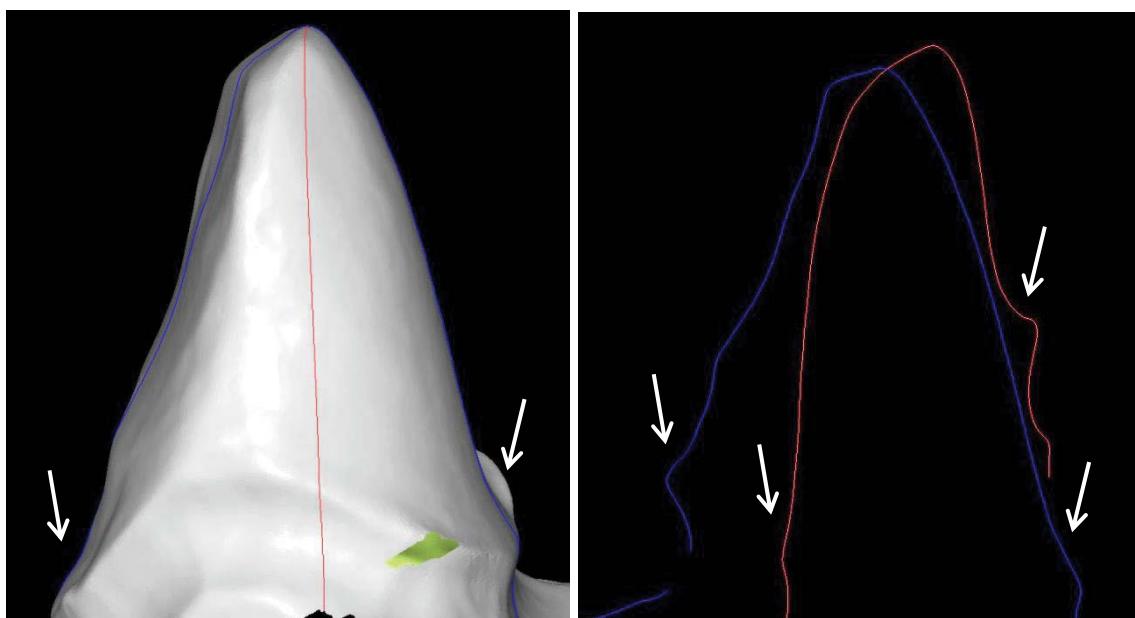


Abbildung 26: Darstellung der Ebenen (rot Ebene B, blau Ebene A) und des Präparationsrandes, die Pfeile markieren die untersuchten Randbereiche.

Folgende Formen des Randdesigns wurden hierbei unterschieden:

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

Hierbei ist die absolute Häufigkeitsverteilung in Abhängigkeit von der Lokalisation am Zahnstumpf von Interesse. Es sind Aussagen über schwierig zu präparierende Lokalisationen möglich. Im Folgenden werden beispielhaft einige Präparationsdesigns gezeigt (Abb. 27 bis 29):

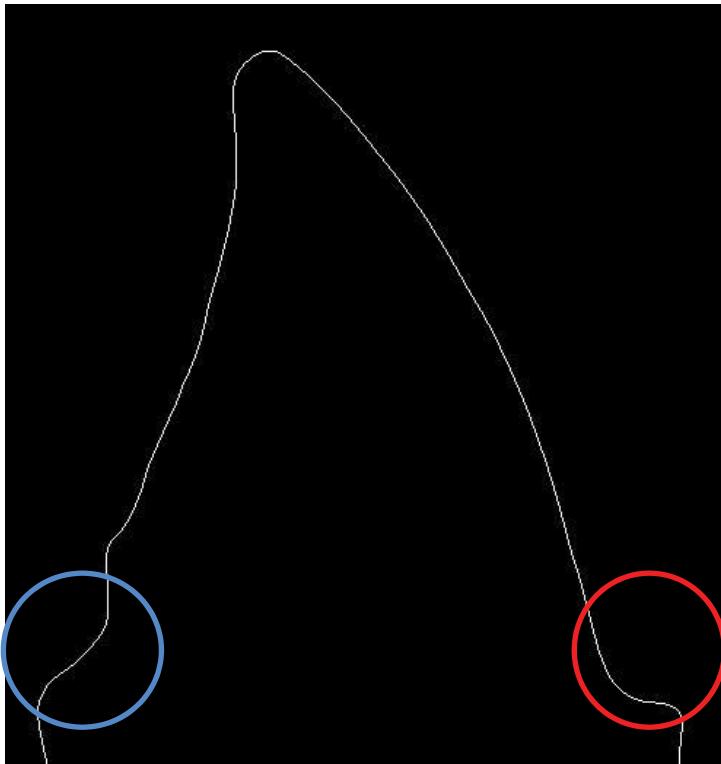


Abbildung 27: 1D-Darstellung; Hohlkehle (1) (blau), Stufe mit abgerundeter Innenkante (2) (rot).

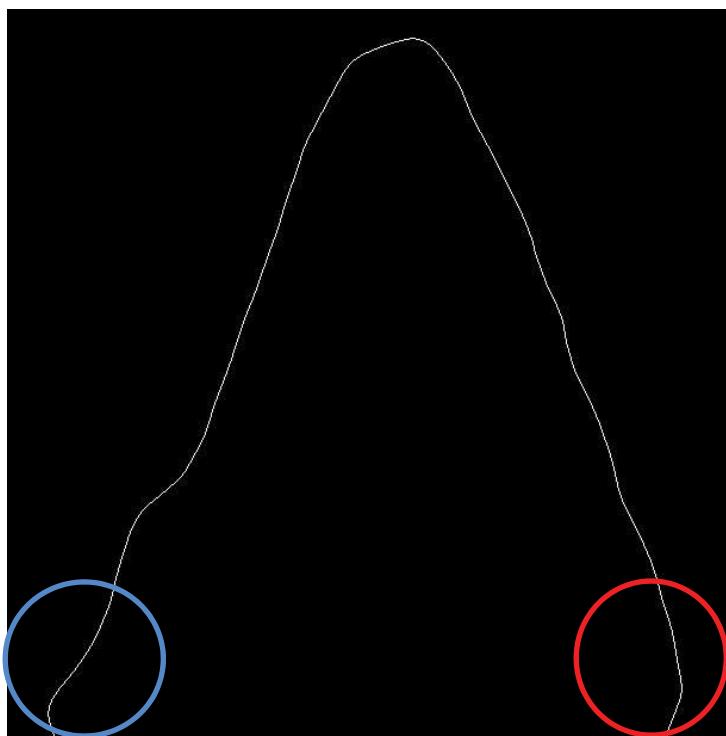


Abbildung 28: 1D-Darstellung; Hohlkehle (1) (blau), Tangentialpräparation (5) (rot).

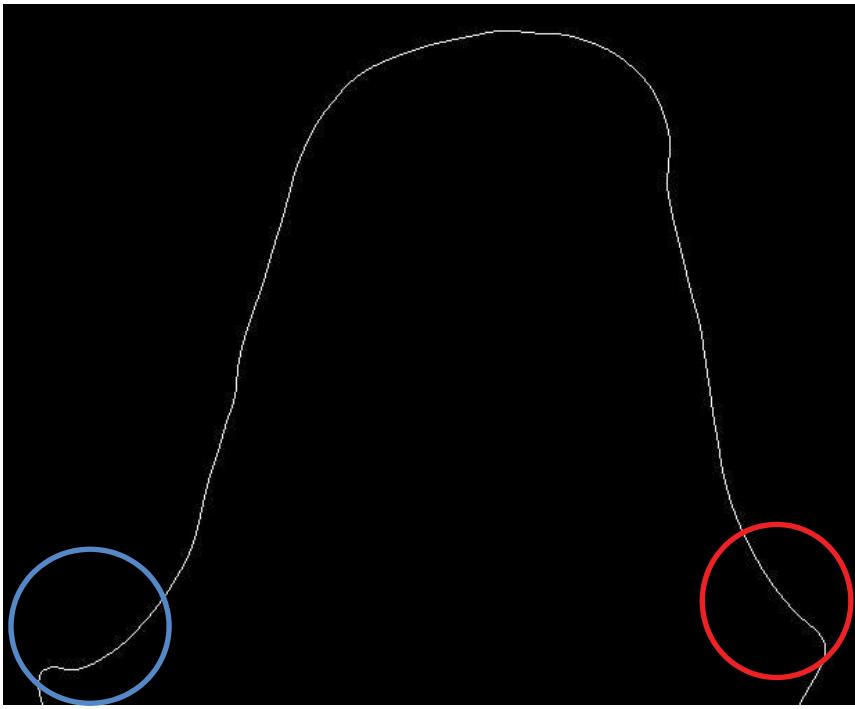


Abbildung 29: 1D-Darstellung; Ebene B: aufsteigende Außenkante (6) (blau), Hohlkehle (1) (rot)

4.7.2 Präparationswinkel

Software: *COMETinspect® plus*

Der Präparations-/Konvergenzwinkel wurde ebenso in den beiden konstruierten Ebenen (A, B) vermessen, so dass zwei Summenwinkel bestimmt werden konnten (Winkel A und Winkel B).

Hierzu wurden mit der Software (COMET Inspect, Steinbichler) je Zahn zwei Ebenen (vestibular-palatal A, mesio-distal B) durch das Zentrum (Z) des Zahnes konstruiert. In den Ebenen wurden dazu an den jeweils am steilsten stehenden Präparationsflächen Anfangs- und Endpunkte definiert, diese dann über eine Gerade (Präparationsgerade) verbunden und anschließend der Summenwinkel zwischen den beiden Geraden durch die Software bestimmt. Der hier bestimmte Winkel spiegelte den Summenwinkel in den entsprechenden Ebenen wider. Abbildung 30 zeigt das Vorgehen exemplarisch an einer Frontzahnpräparation.

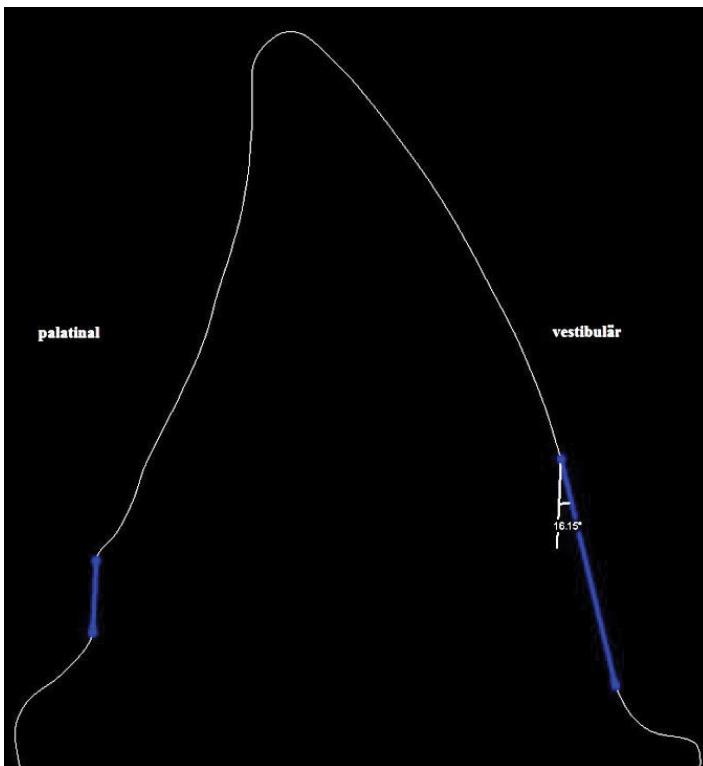


Abbildung 30: Exemplarische Bestimmung des Präparationswinkels in Ebene A, Präparationsgerade (blau), vestibular Summenwinkelangabe in Grad.

Um die Messungen möglichst genau vorzunehmen und zufällige Abweichungen zu vermeiden, wurde der letztliche Summenwinkel in jeder Ebene (A, B) bei jedem Zahn (In-vitro- und In-vivo-Präparationen) aus den Mittelwerten von drei Einzelmessungen bestimmt. Zusätzlich zur Bestimmung des Summenwinkels wurde für jede Präparation ein Gesamtwinkel (Winkel AB) (Ebene A gemeinsam mit Ebene B) errechnet.

Aus den 52 In-vivo-Präparationswinkeln (Winkel AB) wurde zudem ein Gesamtwinkel errechnet. Ebenso erfolgte dies aus den 27 Winkeln der In-vitro-Präparationen.

Zur Bewertung der Präparationen erfolgt eine Aufteilung in folgende Gruppen [47]:

- | | |
|--------------------------------|------------------------------------|
| - $\leq 6^\circ$ | Präparationswinkel zu parallel |
| - $> 6^\circ - \leq 15^\circ$ | Präparationswinkel optimal |
| - $> 15^\circ - \leq 25^\circ$ | Präparationswinkel noch akzeptabel |
| - $> 25^\circ$ | Präparationswinkel zu konisch |

Dazu wurden prozentuale Angaben zu der jeweiligen Anzahl der Präparationen in den Gruppen gemacht.

4.7.3 Marginale Präparationstiefe

Software: *COMTinspect® plus*

Auch die Bestimmung der marginalen Präparationstiefe erfolgte innerhalb der zwei konstruierten Ebenen (A, B). Dazu wurde eine Gerade konstruiert, die von einem zervikalen Präparationsrand zum gegenüberliegenden Präparationsrand verläuft (blaue Linie in Abbildung 31). Dann wurden Punkte entsprechend der Präparationstiefe auf der Geraden konstruiert (roter Kreis). Dazu wurde eine Tangente in jeder Ebene an die Präparation angelegt und der Schnittpunkt auf der Verbindungsgeraden beider gegenüberliegender Präparationsränder (blaue Linie) markiert. Der Abstand des konstruierten Punktes (roter Kreis) und des Punktes am Präparationsrand (grüner Kreis) wurde durch die Software berechnet.

Um die Messungen möglichst genau vorzunehmen und zufällige Abweichungen zu vermeiden, wurde die Präparationstiefe in jeder Ebene (A, B) aus den Mittelwerten von drei Einzelmessungen bestimmt. Zusätzlich zur Bestimmung der Mittelwerte wurde für jede Präparation eine Gesamtpräparationstiefe (Präparationstiefe AB) (Ebene A gemeinsam mit Ebene B) errechnet.

Aus den 52 In-vivo-Präparationstiefen wurde zudem ein Mittelwert für die Ebenen A und B errechnet. Ebenso erfolgte dies aus den 27 Präparationstiefen der In-vitro-Präparationen.

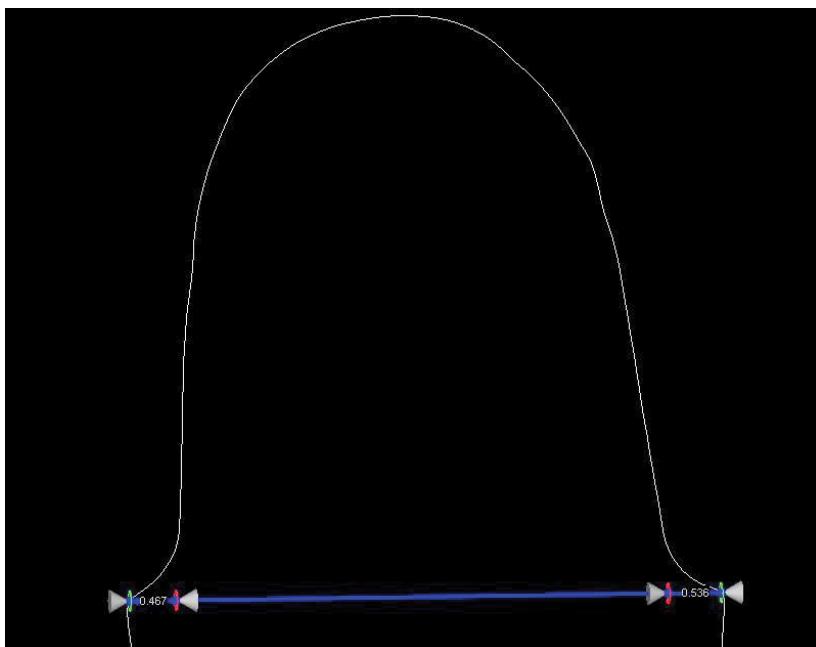


Abbildung 31: 1D-Darstellung; Bestimmung der Präparationstiefe in Ebene B.

Zur Bewertung der Präparationstiefe erfolgt die Aufteilung in folgende Gruppen unter Berufung auf die Literaturergebnisse von *Goodacre et al.* [44]:

- | | | |
|---|--|------------------------------|
| - | $\leq 0,5 \text{ mm}$ | zu geringe Präparationstiefe |
| - | $> 0,5 \text{ mm} - \leq 1 \text{ mm}$ | akzeptable Präparationstiefe |
| - | $> 1 \text{ mm}$ | gute Präparationstiefe |

Ausgehend von den berechneten Mittelwerten wurde dann die prozentuale Verteilung nach Lokalisation (mesial, distal, bukkal, palatinal) innerhalb der In-vivo- und In-vitro-Gruppen bestimmt. Zusätzlich wurde die Präparationstiefenverteilung pro Zahn in den In-vivo- und In-vitro-Gruppen ermittelt.

4.7.4 Höhe der retentiven Fläche

Software: *COMETinspect® plus*

Die Bestimmung der gegenüberliegenden retentiven Flächen erfolgte ebenfalls in den zwei konstruierten Ebenen A und B. Es wurden die am steilsten zueinander liegenden Geraden/Flächen bestimmt. In den Ebenen wurden ein Anfangs- und ein Endpunkt auf der Präparation in der jeweiligen Ebene (A, B) festgelegt (Abb. 32 in Ebene A). Inzisale Abschrägungen, untersichgehende und abgerundete Bereiche wurden nicht berücksichtigt. Durch beide festgelegten Punkte jeder Fläche wurde eine Gerade konstruiert (Präparationsgerade) und dann deren Länge ermittelt, so dass sich insgesamt vier Messungen ergaben (bukkal, palatinal, mesial, distal).

Um die Messungen möglichst genau vorzunehmen und zufällige Abweichungen zu vermeiden, wurde die Höhe der retentiven Fläche in jeder Ebene (A, B) aus den Mittelwerten von drei Einzelmessungen bestimmt. Zusätzlich zur Bestimmung der Mittelwerte wurde für jede Präparation eine Gesamthöhe der retentiven Fläche (retentive Fläche AB) (Ebene A gemeinsam mit Ebene B) errechnet.

Aus den 52 In-vivo-Flächen wurde zudem ein Mittelwert für die Ebene A und B ermittelt. Ebenso erfolgte dies aus den 27 Flächen der In-vitro-Gruppe.

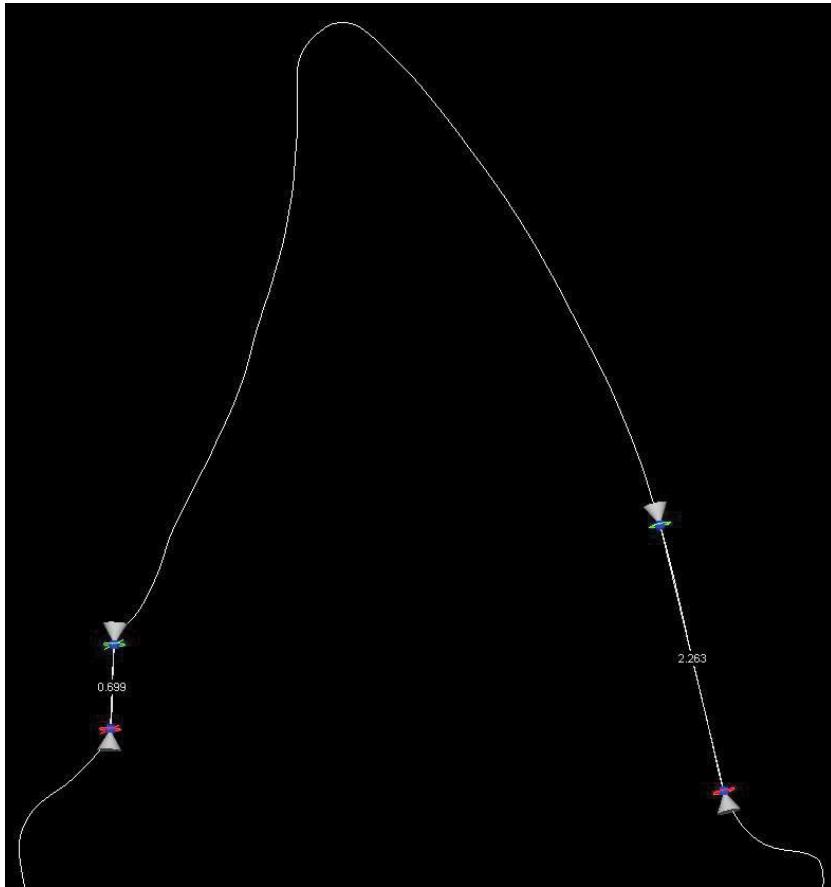


Abbildung 32: 1D-Darstellung; Messung der Länge der retentiven Fläche in Ebene A.

4.7.5 Stumpfhöhe

Software: *COMETinspect® plus*

Die Bestimmung der Stumpfhöhe erfolgt ebenfalls in den zwei konstruierten Ebenen. Dabei wird die Gesamthöhe des präparierten Zahnstumpfes von dem inzisalsten Punkt bis zum Präparationsrand bestimmt (Abb. 33).

Dazu wurde in jeder Ebene eine Gerade konstruiert, die von einem zervikalen Präparationsrand zum Präparationsrand der anderen Seite verläuft. Anschließend wurde die Stumpfhöhe orthogonal von der Geraden aus bis zum inzisalsten Punkt der Präparation gemessen. Dies erfolgte dreimal pro konstruierter Ebene (A und B), so dass insgesamt sechs Messwerte bestimmt wurden.

Um die Messungen möglichst genau vorzunehmen und zufällige Abweichungen zu vermeiden, wurde die Stumpfhöhe in jeder Ebene aus den Mittelwerten von drei Einzelmessungen bestimmt. Zusätzlich zur Bestimmung der Mittelwerte wurde für

jede Präparation eine Gesamtstumpfhöhe (Stumpfhöhe AB) (Ebene A gemeinsam mit Ebene B) errechnet.

Aus den 52 In-vivo-Stumpfhöhen wurde zudem ein Mittelwert für die Ebenen A und B errechnet. Ebenso erfolgte dies aus den 27 Stumpfhöhen der In-vitro-Gruppe.

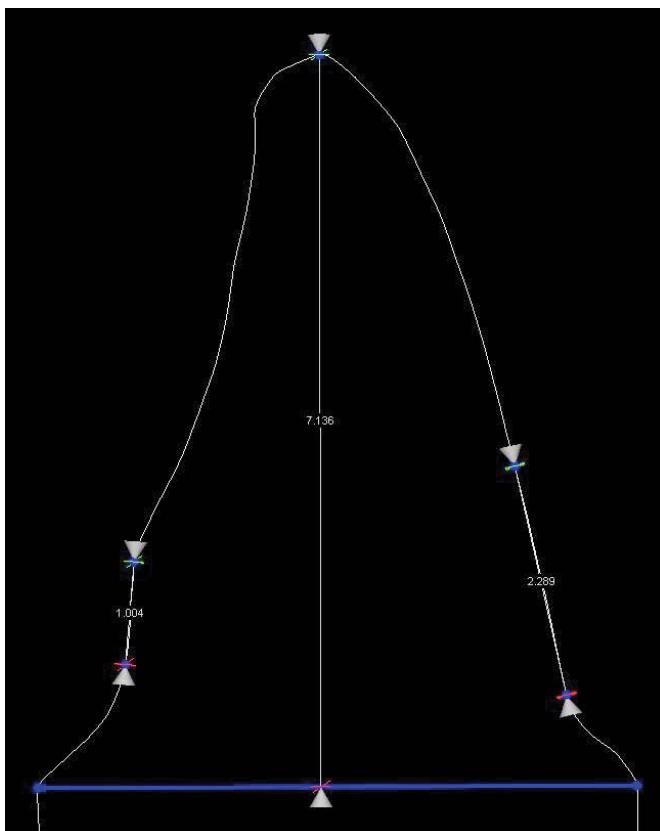


Abbildung 33: Bestimmung der Stumpfhöhe und der retentiven Fläche in Ebene A.

4.7.6 Bestimmung des inzisalen Innenradius

Software: *COMETinspect® plus*

Die Bestimmung des inzisalen Innenradius erfolgt ausschließlich in Ebene A. Dazu wurden drei Punkte entlang der inzisalen Rundung definiert. Die Punkte wurden am inzisalsten Punkt und am Übergang von der Präparationsfläche und der „inzisalen Rundung“ gesetzt. Durch diese drei Punkte wurde dann durch die Software ein Kreis konstruiert (Abb. 34).

Zur Auswertung wurde der Radius des konstruierten Kreises von der Software berechnet und notiert.

Um die Messungen möglichst genau vorzunehmen und zufällige Abweichungen zu vermeiden, wurde der inzisale Radius in der Ebene A aus den Mittelwerten von drei Einzelmessungen bestimmt.

Zusätzlich wurde geprüft, ob die inzisale Rundung der Präparationen in der Ebene A durch den konstruierten Kreis geschnitten wird oder nicht und dies entsprechend notiert.

Zur Bewertung des inzisalen Radius erfolgt die Aufteilung in folgende Gruppen:

- $\leq 0,5$ mm zu geringe inzisale Rundung
- $> 0,5$ mm - ≤ 1 mm akzeptable inzisale Rundung
- > 1 mm gute inzisale Rundung

Ausgehend von den berechneten Mittelwerten werden dann die prozentualen Verteilungen bestimmt und graphisch dargestellt.

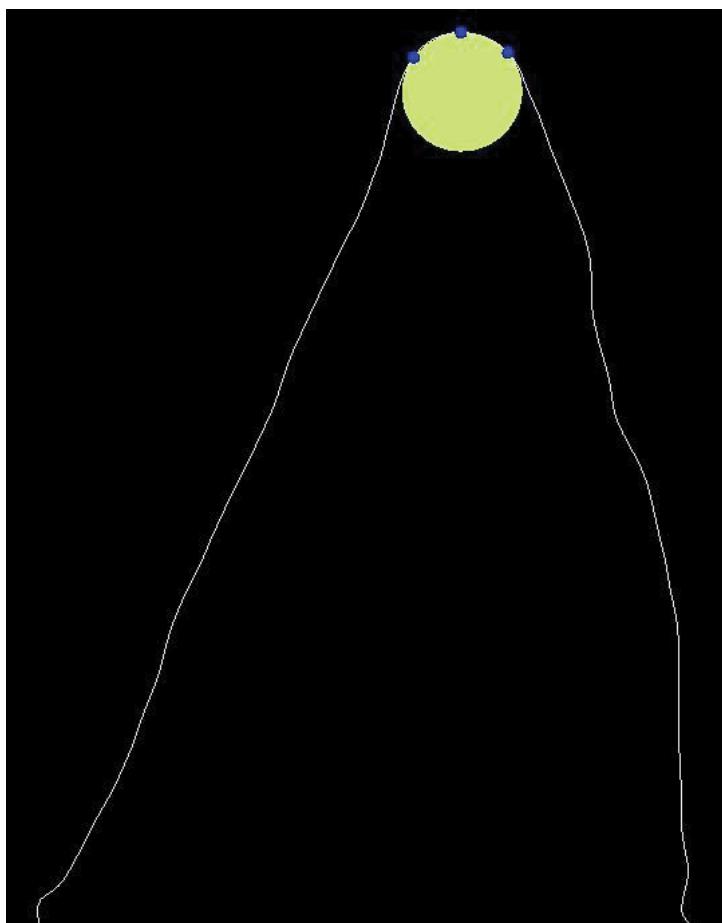


Abbildung 34: Bestimmung des inzisalen Innenradius in Ebene A (1D-Darstellung).

4.7.7 Vorhandensein von Unterschnitten

Software: LAVA™ Design Software

Die Ermittlung des Parameters erfolgte über eine Funktion der *LAVA™ Design Software*: „Automatische Festlegung der Einschubrichtung“. Die Software bestimmt dabei die Einschubrichtung so, dass möglichst kein Unterschnitt erreicht wird. Bei einer Ausrichtung von 100 % sind keine Unterschnitte feststellbar.

Die Auswertung erfolgte als eine „Ja/Nein-Entscheidung“, wobei eine „Qualität der Ausrichtung“ von 100 % keine Unterschnitte bedeutet und alle kleineren Werte einem vorhandenen Unterschnitt entsprechen (Abb. 35).

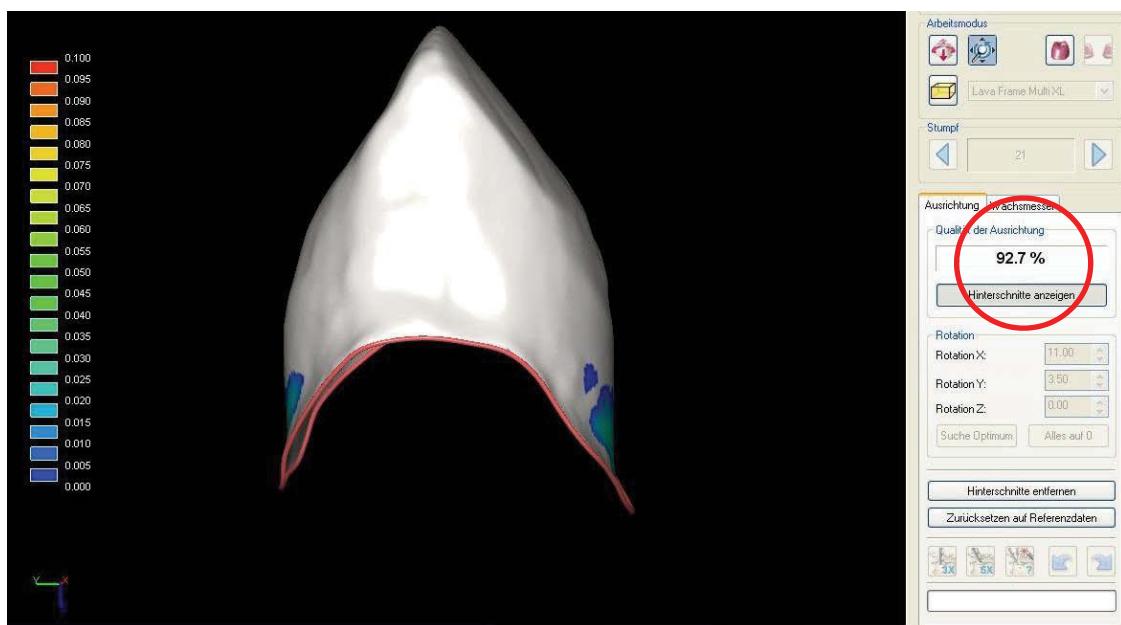


Abbildung 35: Unterschnittbestimmung in der LAVA™ Design Software, hier wird ein Unterschnitt von 7,3 % ermittelt (1D-Darstellung).

4.7.8 Festlegung der Präparationskriterien

Für diese Untersuchung wurden Empfehlungen basierend auf wissenschaftlicher Literatur, Herstellerempfehlungen und wissenschaftlichen Erfahrungen formuliert. Es wurden vier Kriterien für die Präparation festgelegt, deren Umsetzungen anschließend überprüft wurden [34, 43, 44, 47, 70]:

- Die Präparationen sollen keine Unterschnitte aufweisen
- Der Konvergenzwinkel soll zwischen 6° - 15° liegen

- Das Randdesign soll einer Hohlkehlpräparation (Biegefestigkeit der Keramik ≥ 350 MPa) oder einer Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante entsprechen
- Die Stumpföhöhe soll mehr als 4 mm betragen

Die In-vivo- und In-vitro-Präparationen wurden dahingehend überprüft und die Ergebnisse tabellarisch zusammengefasst.

4.8 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS Statistics (Version 17.0.0, SPSS-Inc., Chicago, USA) und Microsoft Office Excel 2010.

Bei der deskriptiven Statistik werden Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte und Medianwerte bestimmt und in einer Tabelle zusammengefasst.

Die graphische Darstellung erfolgte über gruppierte und gestapelte Balkendiagramme.

Die Auswertung des marginalen Randdesigns, des Unterschnitts, der retentiven Fläche, der Stumpföhöhe und des inzisalen Radius erfolgte rein deskriptiv.

Die analytische Statistik umfasste verschiedene Tests. Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test wurde auf eine Normalverteilung innerhalb der Stichproben getestet. Der Levene-Test prüfte auf Varianzhomogenität und zum Vergleich der Mittelwerte wurde der t-Test für unabhängige und abhängige Stichproben verwendet.

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

Des Weiteren wurde für den Vergleich von mehr als zwei Stichproben eine Varianzanalyse (one-way ANOVA) unter Voraussetzung einer Unabhängigkeit der Stichproben, einer Normalverteilung und einer Varianzhomogenität angewendet.

Zur Prüfung eines linearen Zusammenhangs zwischen zwei Stichproben wurde der Korrelationskoeffizient r nach Pearson angewendet. Voraussetzung war, dass eine Normalverteilung vorlag. Dieser Koeffizient r kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Bei Werten von +1 (bzw.) -1 besteht ein starker Zusammenhang zwischen den betrachteten Merkmalen. Von +/-0,7 - +/-0,3 besteht ein mittlerer Zusammen-

hang und zwischen -0,3 und +0,3 ein schwacher Zusammenhang, wobei bei einem Wert von 0 überhaupt kein Zusammenhang der geprüften Merkmale festzustellen ist.

Innerhalb der In-vivo- und In-vitro-Gruppen wurden zunächst die Präparationswinkel A, B und AB mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf eine Normalverteilung geprüft und anschließend mit einem Levene-Test auf Varianzhomogenität getestet. Der anschließende t-Test untersuchte einen zufälligen Zusammenhang der Winkel A, B und AB. Abschließend wurde mittels eines abhängigen t-Tests (Paardifferenztest) noch in den jeweiligen Gruppen analysiert, ob ein Zusammenhang zwischen den Winkeln A und B besteht.

Bei der Präparationstiefe wurde mittels der Korrelation nach Pearson getestet, ob ein linearer Zusammenhang zwischen den vier Messorten (mesial, distal, bukkal und palatinal) in den zwei Ebenen A und B vorlag. Auch wurde mittels der Korrelation nach Pearson festgestellt, wie weit eine mittlere Abweichung von einem Referenzwert von 1 mm existierte. Letztlich wurde noch mittels einer Varianzanalyse (one-way ANOVA) untersucht, ob sich ein Zusammenhang zwischen dem vorliegenden marginalen Randdesign und der marginalen Präparationstiefe finden ließ.

Abschließend wurden mehrere Korrelationen getestet. Dazu wurde die Korrelation nach Pearson zwischen verschiedenen Parametern der In-vivo- und In-vitro-Gruppen durchgeführt:

- Stumpfhöhe AB und Winkel AB
- Unterschnitt und Winkel AB
- Stumpfhöhe AB und Inzisaler Radius
- Retentive Fläche und Winkel AB
- Inzisaler Radius und Winkel A

5. Ergebnisse

Die Stichprobengröße dieser Studie umfasste 79 Datensätze, bei Verteilung von n = 27 auf die In-vitro-Gruppe und n = 52 auf die In-vivo-Gruppe.

Zunächst erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der untersuchten Parameter in der jeweiligen In-vitro- und In-vivo-Gruppe. Dann folgt ein Vergleich der beiden Gruppen bezogen auf die einzelnen Parameter.

Abschließend werden die Korrelationen der Stumpfhöhe und des Präparationswinkels, der Stumpfhöhe und des inzisalen Radius, des Unterschnitts und des Präparationswinkels, des inzialen Radius und des Präparationswinkels und der retentiven Fläche und des Präparationswinkels dargestellt.

5.1 Marginale Randgestaltung

Insgesamt erfolgte an 79 Präparationen (52 In-vivo-, 27 In-vitro-Präparationen) jeweils an 4 Lokalisationen (zwei jeweils in Ebene A und B) pro Zahn die Bestimmung der zervikalen Randgestaltung. Daraus ergab sich eine Stichprobengröße von 316 untersuchten Präparationsgrenzen, wobei 108 in der In-vitro-Gruppe und 208 in der In-vivo-Gruppe bestimmt wurden.

5.1.1 In-vivo-Präparation

Insgesamt wurde an 170 Lokalisationen (81,74 %) ein Hohlkehldesign gefunden, gefolgt von der Stufe mit abgerundeter Innenkante (15 Lokalisationen) und der Tangentialpräparation (13 Lokalisationen). Fasst man Stufendesign mit abgerundeter Innenkante und Hohlkehle zusammen, so fanden sich an 88,95 % (185 Lokalisationen) der Lokalisationen derartige Randgeometrien. Das Hohlkehldesign fand sich am häufigsten mesial und palatinal (43 Lokalisationen), gefolgt von distal und bukkal (jeweils 42 Lokalisationen), was einer annähernd gleichmäßigen Verteilung entsprach.

Die folgenden Abbildungen zeigen die Verteilung der Präparationsformen (Tab. 5 und Abb. 36).

	mesial	distal	bukkal	palatinal	Σ	%
Hohlkehlpräparation	43	42	42	43	170	81,74
Stufe mit abgerundeter Innenkante	3	4	3	5	15	7,21
Stufe ohne abgerundete Innenkante	0	0	0	0	0	0
Stufe mit Abschrägung	0	1	2	0	3	1,44
Tangentialpräparation	4	3	4	2	13	6,25
Aufsteigende Außenkante ("Dachrinne")	2	2	0	1	5	2,4
Präparationsrand nicht eindeutig definierbar	0	0	1	1	2	0,96

Tabelle 5: In-vivo-Gruppe: Verteilung der Präparationsformen nach Häufigkeit an den verschiedenen Lokalisationen.

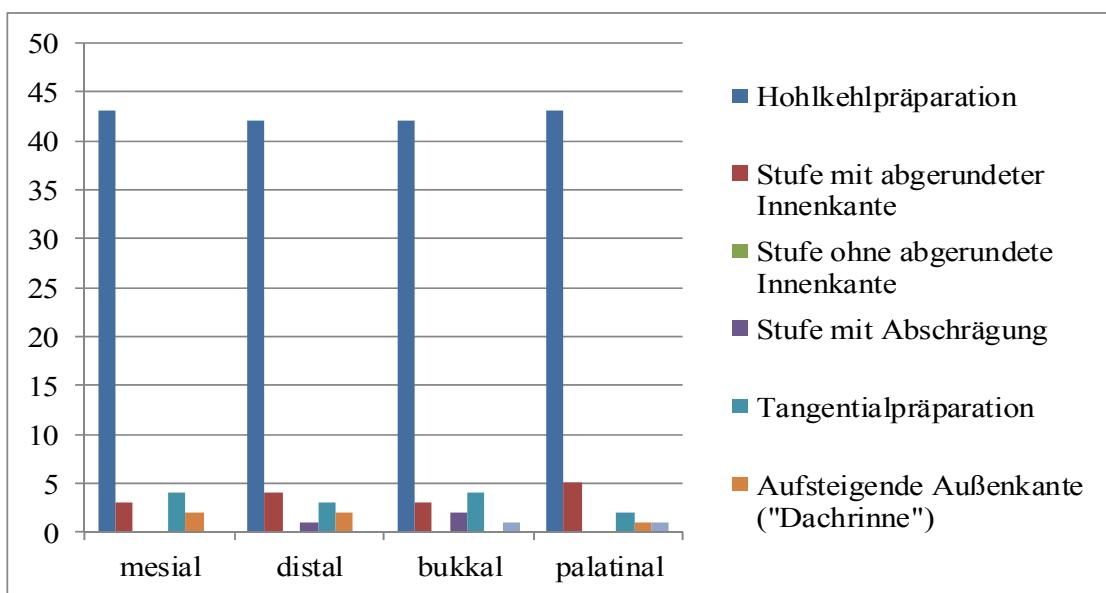


Abbildung 36: Graphische Darstellung Tabelle 5.

5.1.2 In-vitro-Präparation

Das Hohlkehldesign wurde an 101 (93,52 %) Lokalisationen gefunden, gefolgt von der Stufe mit abgerundeter Innenkante (4 Lokalisationen) und der Tangentialpräparation (3 Lokalisationen). Fasst man Stufendesign mit abgerundeter Innenkante und Hohlkehle zusammen, so ergibt das 97,22 % (105) der bestimmten Lokalisationen mit einer derartigen Präparationsform. Das Hohlkehldesign fand sich am häufigsten distal (27 Lokalisationen), gefolgt von mesial und bukkal (25 Lokalisationen) sowie palatinal (24 Lokalisationen).

Die folgenden Abbildungen zeigen die Verteilung der Präparationsformen (Tab. 6 und Abb. 37).

	mesial	distal	bukkal	Palatinal	Σ	%
Hohlkehlpräparation	25	27	25	24	101	93,52
Stufe mit abgerundeter Innenkante	2	0	1	1	4	3,7
Stufe ohne abgerundete Innenkante	0	0	0	0	0	0
Stufe mit Abschrägung	0	0	0	0	0	0
Tangentialpräparation	0	0	1	2	3	2,78
Aufsteigende Außenkante ("Dachrinne")	0	0	0	0	0	0
Präparationsrand nicht eindeutig definierbar	0	0	0	0	0	0

Tabelle 6: In-vitro-Gruppe: Verteilung des Präparationsdesigns nach Häufigkeit in den verschiedenen Lokalisationen.

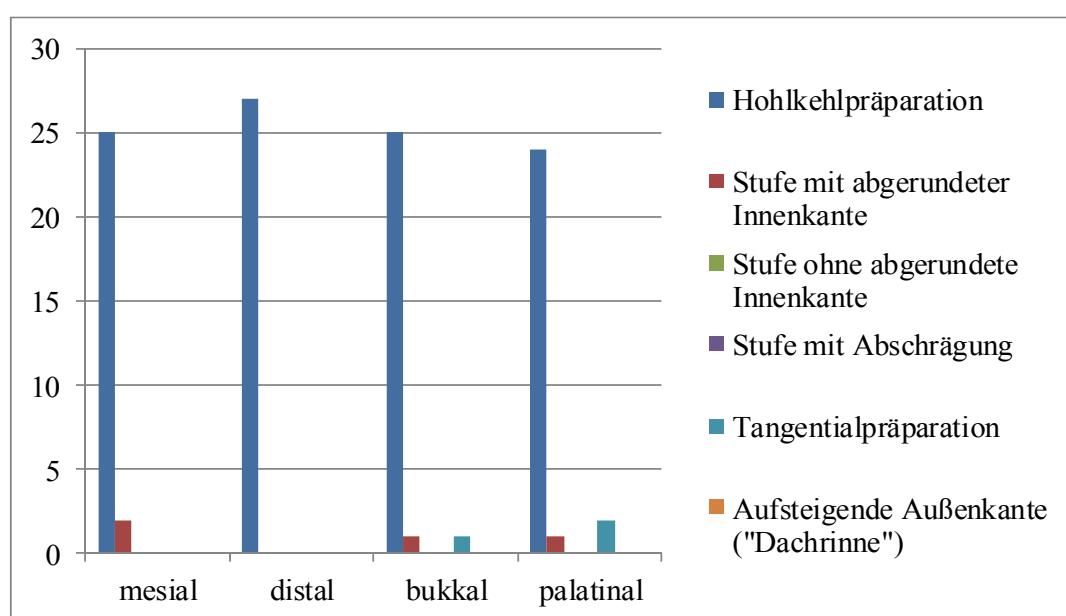


Abbildung 37: Graphische Darstellung der Tabelle 6.

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

Innerhalb der beiden Gruppen fiel auf, dass das Hohlkehldesign am häufigsten vorkam, gefolgt vom Stufendesign mit abgerundeter Innenkante. Es fiel auch eine recht gleichmäßige Verteilung über die mesialen, distalen, vestibulären und palatalen Flächen auf.

Die beiden Formen Hohlkehle und Stufe mit abgerundeter Innenkante waren in Bezug auf die anderen Randdesigns am häufigsten in den beiden Gruppen. In der In-vitro-Gruppe wurden sie an 105 Lokalisationen und in der In-vivo-Gruppe an 185 Lokalisationen gefunden.

	In-vitro-Präparation		In-vivo-Präparation	
	Σ	%	Σ	%
Hohlkehlpräparation	101	93,52	170	81,74
Stufe mit abgerundeter Innenkante	4	3,7	15	7,21
Stufe ohne abgerundete Innenkante	0	0	0	0
Stufe mit Abschrägung	0	0	3	1,44
Tangentialpräparation	3	2,78	13	6,25
Aufsteigende Außenkante ("Dachrinne")	0	0	5	2,4
Präparationsrand nicht eindeutig definierbar	0	0	2	0,96

Tabelle 7: Vergleichende Zusammenstellung der Ergebnisse "Marginales Randdesign".

5.2 Präparationswinkel

Der Präparationswinkel wurde an 79 Präparationen in drei Einzelmessungen in den Ebenen A und B bestimmt. Daraus ergab sich eine Stichprobengröße von 474 untersuchten Präparationswinkeln, wobei 312 in der In-vivo-Gruppe und 162 in der In-vitro-Gruppe bestimmt wurden.

5.2.1 In-vivo-Präparation

Die gemessenen Summenwinkel sind in Tabelle 8 dargestellt. Aus den 312 Summenwinkeln ergab sich ein Gesamtwinkel (Winkel AB) von $16,14^\circ$. Der Winkel A (Winkel in der Ebene von vestibulär nach oral) zeigt mit $40,97^\circ$ den größten Winkel. Der Winkel B (Winkel in der Ebene von mesial nach distal) zeigte als größten Winkel $29,89^\circ$.

Die Standardabweichung von Winkel A liegt bei $9,8^\circ$ und von Winkel B bei $7,23^\circ$.

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximal	Minimal
Winkel A	19,41448718	9,77054	18,01666667	40,97333333	1,026666667
Winkel B	12,86141026	7,22643	11,655	29,88666667	0,416666667
Winkel AB	16,13794872	7,06672	15,56333333	31,50166667	0,748333333

Tabelle 8: Statistische Auswertung des Präparationswinkels der In-vivo-Präparation.

Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests konnte eine Normalverteilung festgestellt werden ($p > 0,05$). Der Levene-Test zeigte in den Winkelgruppen A, B und AB eine Ungleichheit der Varianzen. So erfolgte eine Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem t-Test für Varianzungleichheit.

Dabei zeigte sich, dass alle Winkel A, B und AB höchst signifikant unterschiedlich sind ($p = 0,000$).

Bei der Korrelation nach Pearson für abhängige Stichproben (Winkel A und Winkel B) konnte ein signifikanter ($p=0,007$) mittlerer Zusammenhang der Winkel in den zwei Ebenen A und B festgestellt werden ($r_{\text{in-vivoA-B}} = 0,369$).

5.2.2 In-vitro-Präparation

Tabelle 9 zeigt die gemessenen Präparationswinkel der In-vitro-Präparation. Aus 162 Präparationswinkeln wurde ein Gesamtwinkel (Winkel AB) von $8,2^\circ$ bestimmt. Bei Winkel A wurde als größter Wert $18,83^\circ$ gefunden und bei Winkel B $20,75^\circ$. Die Standardabweichung lag bei Winkel A bei $5,13^\circ$ und bei Winkel B bei $4,2^\circ$.

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximal	Minimal
Winkel A	8,990987654	5,13144	8,576666667	18,83333333	0,89
Winkel B	7,351234568	4,18133	7,293333333	20,75	1,17
Winkel AB	8,171111111	4,09426	7,641666667	18,175	1,803333333

Tabelle 9: Statistische Auswertung der Präparationswinkel der In-vitro-Präparation.

Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests konnte eine Normalverteilung festgestellt werden ($p > 0,05$). Der Levene-Test zeigte in den Winkelgruppen A, B und AB eine Varianzungleichheit. So erfolgte eine Bestimmung der Signifikanzwahrscheinlichkeit p mit dem t-Test für Varianzungleichheit.

Dabei zeigte sich, dass alle Winkel A, B und AB höchst signifikant unterschiedlich sind ($p = 0,000$).

Bei der Korrelation nach Pearson für abhängige Stichproben (Winkel A und Winkel B) konnte ein signifikanter ($p= 0,004$) mittlerer Zusammenhang der Winkel in den zwei Ebenen A und B ermittelt werden ($r_{\text{in-vitroA-B}} = 0,541$).

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

Aus dem Vergleich der beiden Stichproben geht hervor, dass der Präparationswinkel bei den In-vitro-Präparationen signifikant kleiner war als bei den In-vivo-Präparationen (Abbildung 38). Bei Betrachtung der einzelnen Summenwinkel fällt

auf, dass der Winkel A in beiden Präparationen die größten Werte zeigte. Die Standardabweichungen waren in der Gruppe der In-vitro-Präparationen durchweg geringer. Auch zeigte der Korrelationskoeffizient r bei den In-vitro-Präparationen zwischen Winkel A und B einen höheren mittleren Zusammenhang an ($r_{\text{in-vitro}A-B}=0,541$ zu $r_{\text{in-vivo}A-B}=0,369$).

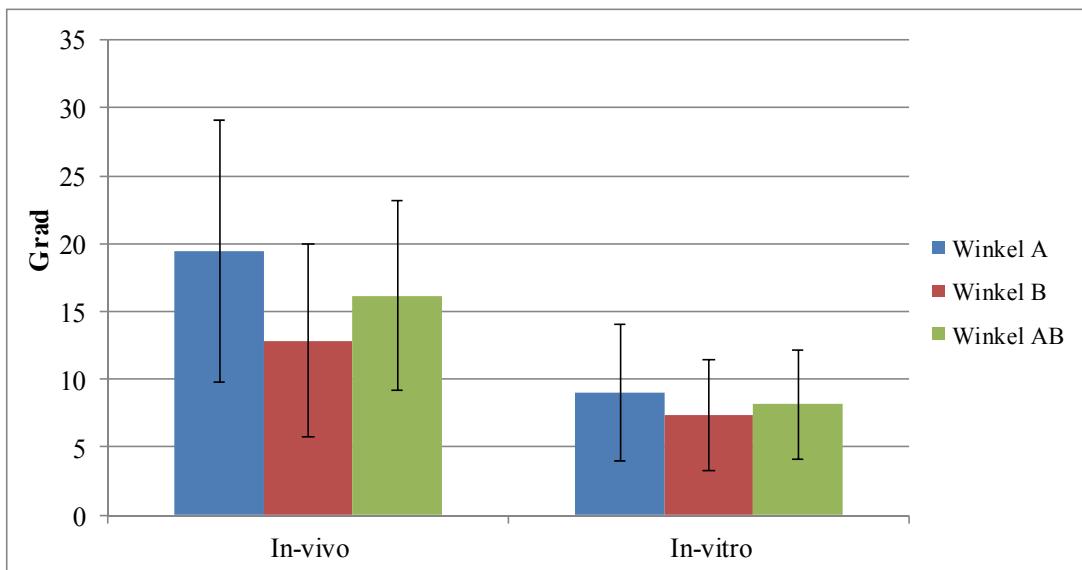


Abbildung 38: Vergleich der Präparationswinkel der In-vivo- und In-vitro-Präparation.

	In-vivo	%	In-vitro	%
$\leq 6^\circ$	4	7,692307692	7	25,92592593
$>6^\circ - \leq 15^\circ$	20	38,46153846	11	40,74074074
$>15^\circ - \leq 25^\circ$	20	38,46153846	9	33,33333333
$>25^\circ$	8	15,38461538	0	0

Tabelle 10: Vergleich der Anzahl der Präparationen in den beiden Stichproben mit entsprechenden Summenwinkeln.

Aus dem Vergleich der In-vitro- und In-vivo-Präparation lässt sich nach Einteilung in Winkelgruppen (Tabelle 10) Folgendes feststellen:

Bei der In-vitro-Präparation fiel auf, dass in 40,74 % der untersuchten Präparationen ein Winkel $> 6^\circ - \leq 15^\circ$ gefunden wurde.

Bei der In-vivo-Präparation dagegen waren signifikant größere Winkel feststellbar. Hier fanden sich in 76,92 % der Fälle Winkel $> 6^\circ - \leq 25^\circ$.

Auffällig war jedoch eine annähernd gleiche prozentuale Verteilung der Werte im Bereich von $> 6^\circ - \leq 15^\circ$ (in-vivo 38,46% und in-vitro 40,74%).

5.3 Marginale Präparationstiefe

Die Präparationstiefe wurde an 79 Präparationen in drei Einzelmessungen in den zwei Ebenen A und B bestimmt. Daraus ergab sich eine Stichprobengröße von 474 untersuchten Präparationstiefen, wobei 312 in der In-vivo-Gruppe und 162 in der In-vitro-Gruppe bestimmt wurden.

5.3.1 In-vivo-Präparation

Tabelle 11 zeigt die gemessenen Präparationstiefen der In-vivo-Präparation. Dabei war distal die größte Tiefe festzustellen mit 0,61 mm, gefolgt von mesial (0,53 mm), palatinal (0,53 mm) und bukkal (0,46 mm).

Die durchschnittliche Präparationstiefe liegt bei 0,53 mm. Die Standardabweichung lag zwischen 0,27 mm (bukkal) und 0,33 mm (palatinal).

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimal	Maximal
Mesial	0,528076923	0,30590	0,471666667	0,096333333	1,640333333
Distal	0,609153846	0,33764	0,577833333	0,166	2,237
Bukkal	0,462068096	0,27462	0,427833333	0,077874333	1,240333333
Palatinal	0,526647436	0,33814	0,437333333	0,098666667	1,831
Präparationstiefe AB	0,531486575	0,25227	0,508	0,135	1,602083333

Tabelle 11: Auswertung der Höhe der Präparationstiefe in der In-vivo-Präparation.

Aus der Korrelation nach Pearson konnte ein generell signifikanter mittlerer Zusammenhang zwischen den einzelnen Lokalisationen (mesial, distal, bukkal und palatinal) gefunden werden, wobei die distal/bukkale Korrelation mit $r = 0,370$ am geringsten ausgeprägt ist. Die weiteren r -Werte zeigen einen stärkeren mittleren Zusammenhang auf (Tabelle 12).

Bei dem t-Test der In-vivo-Gruppe gegen einen angenommenen Referenzwert von 1 mm zeigte sich, dass die gemessenen Werte höchst signifikant ($p= 0,000$) vom Referenzwert abwichen.

Aus der ANOVA des Randdesigns mit der Präparationstiefe ließen sich Unterschiede finden. Diese sind aber struktureller Natur, da sich Signifikanz im Post-Hoc-Test $> 0,05$ zeigt.

		mesial	distal	bukkal	palatinal
Mesial	Korrelation nach Pearson	1	,662	,457	,556
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,001	,000
Distal	N	52	52	52	52
	Korrelation nach Pearson	,662	1	,370	,639
Bukkal	Signifikanz (2-seitig)	,000		,007	,000
	N	52	52	52	52
Palatinal	Korrelation nach Pearson	,457	,370	1	,420
	Signifikanz (2-seitig)	,001	,007		,002
	N	52	52	52	52
	Korrelation nach Pearson	,556	,639	,420	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,002	
	N	52	52	52	52

Tabelle 12: Korrelationen der vier Lokalisationen (mesial, distal, bukkal, palatinal) in der In-vivo-Gruppe.

5.3.2 In-vitro-Präparation

Tabelle 13 zeigt die gemessenen Präparationstiefen der In-vitro-Präparation. Dabei war palatinal die größte Tiefe festzustellen mit 0,47 mm, gefolgt von distal (0,44 mm), mesial (0,43 mm) und bukkal (0,37 mm).

Die durchschnittliche Präparationstiefe lag bei 0,43 mm. Die Standardabweichung lag zwischen 0,13 (bukkal) und 0,19 (palatinal).

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimal	Maximal
Mesial	0,43282716	0,13158	0,426333333	0,23	0,724
Distal	0,441888889	0,15490	0,446333333	0,152666667	0,761333333
Bukkal	0,371654321	0,13030	0,347666667	0,084	0,613666667
Palatinal	0,471358025	0,19426	0,425	0,140333333	0,951666667
Präparationstiefe AB	0,429432099	0,12350	0,4405	0,161	0,688583333

Tabelle 13: Auswertung der Höhe der Präparationstiefe in der In-vitro-Präparation.

Aus der Korrelation nach Pearson konnte ein generell signifikanter mittlerer Zusammenhang zwischen den einzelnen Lokalisationen (mesial, distal, bukkal und palatinal) gefunden werden, wobei ein r-Wert (buccal-palatinal) nicht signifikant ist ($p=0,09$) und mit $r=0,333$ einen schwachen bis mittleren Zusammenhang darstellt.

Die weiteren r-Werte wiesen einen stärkeren mittleren Zusammenhang auf (Tabelle 14).

Bei dem t-Test der In-vivo-Gruppe gegen einen angenommenen Referenzwert von 1mm zeigte sich, dass die gemessenen Werte höchst signifikant ($p=0,000$) vom Referenzwert abwichen.

Aus der ANOVA des Randdesigns mit der Präparationstiefe ließen sich Unterschiede finden. Diese sind aber struktureller Natur, da sich Signifikanz im Post-Hoc-Test $> 0,05$ ergibt.

		mesial	Distal	buccal	palatinal
Mesial	Korrelation nach Pearson	1	,641	,682	,501
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,008
Distal	N	27	27	27	27
	Korrelation nach Pearson	,641	1	,583	,540
Buccal	Signifikanz (2-seitig)	,000		,001	,004
	N	27	27	27	27
Palatinal	Korrelation nach Pearson	,682	,583	1	,333
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,001		,090
	N	27	27	27	27
	Korrelation nach Pearson	,501	,540	,333	1
	Signifikanz (2-seitig)	,008	,004	,090	
	N	27	27	27	27

Tabelle 14: Korrelationen der vier Lokalisationen (mesial, distal, bukkal, palatinal) in der In-vivo-Gruppe.

5.3.3 Vergleich der In-vivo- und der In-vitro-Präparation

Aus dem Vergleich der beiden Stichproben geht hervor, dass die Präparationstiefen sowohl bei der In-vitro-Präparation als auch bei der In-vivo-Präparation eine ähnliche Verteilung hatten (Abb. 39). Bei Betrachtung der einzelnen Stichproben fiel auf, dass die Präparationstiefe in der In-vivo-Gruppe mit 48,08 % und in der In-vitro-Gruppe mit 74,07 % unter 0,5 mm lag (Tabelle 15).

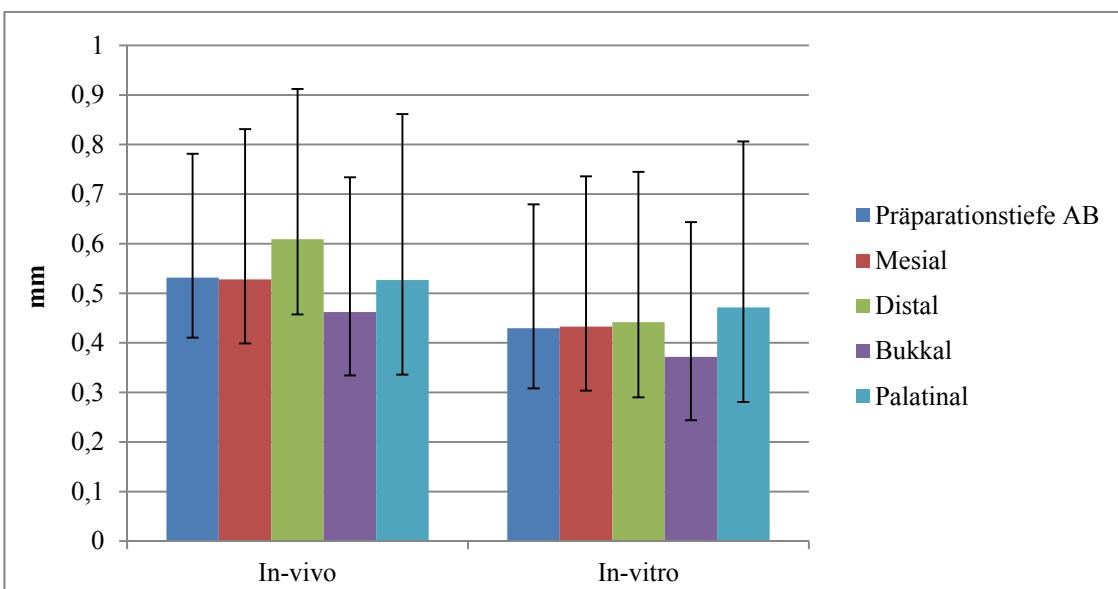


Abbildung 39: Vergleich der Präparationstiefen der In-vivo- und In-vitro-Präparation.

	In-vivo/Zahn	%	In-vitro/Zahn	%
≤ 0,5mm	25	48,08	20	74,07
> 0,5mm - ≤ 1mm	25	48,08	7	25,93
> 1mm	2	3,84		

Tabelle 15: Vergleich der Präparationstiefenverteilung pro Zahn in der In-vivo-Gruppe und In-vitro-Gruppe.

Tabelle 15 zeigt die Verteilung einer mittleren Gesamtpräparationstiefe an jedem Zahn. Es war zu erkennen, dass bei der In-vivo-Präparation nur an 2 Zähnen im Mittel mehr als 1mm wegpräpariert wurde.

Tabelle 16 und 17 zeigen die prozentuale Verteilung der Präparationstiefen über die verschiedenen Lokalisationen (mesial, distal, bukkal und palatinal).

Auffällig ist, dass in der In-vivo-Gruppe distal sehr häufig (33,33%) mehr wegpräpariert wurde, als an den anderen gemessenen Lokalisationen.

	mesial	%	distal	%	bukkal	%	palatinal	%
≤ 0,5mm	28	25,4545455	20	18,1818182	31	28,1818182	31	28,1818182
> 0,5mm - ≤ 1mm	20	24,691358	27	33,3333333	19	23,4567901	15	18,5185185
> 1mm	4	23,5294118	5	29,4117647	2	11,7647059	6	35,2941176

Tabelle 16: Prozentuale Verteilung der Präparationstiefen im Einzelnen für die In-vivo-Gruppe.

	mesial	%	distal	%	bukkal	%	palatinal	%
≤ 0,5mm	19	24,6753247	17	22,0779221	21	27,2727273	20	25,974026
> 0,5mm - ≤ 1mm	8	25,8064516	10	32,2580645	6	19,3548387	7	22,5806452
> 1mm								

Tabelle 17: Prozentuale Verteilung der Präparationstiefen im Einzelnen für die In-vitro-Gruppe.

5.4 Höhe der retentiven Fläche

Die Höhe der retentiven Fläche wurde an 79 Präparationen (52 In-vivo-Präparationen, 27 In-vitro-Präparationen) in drei Einzelmessungen in den Ebenen A und B bestimmt. Daraus ergab sich eine Stichprobengröße von 474 untersuchten retentiven Flächen, wobei 312 in der In-vivo-Gruppe und 162 in der In-vitro-Gruppe bestimmt wurden.

5.4.1 In-vivo-Präparation

Aus Tabelle 18 lassen sich die gemessenen Werte für die Höhe der retentiven Fläche entnehmen. Die bukkale Fläche wies eine Höhe von 1,73 mm auf, gefolgt von der distalen (1,44 mm), der mesialen (1,32 mm) und der palatinalen (0,89 mm).

Die durchschnittliche Höhe der retentiven Flächen lag bei 1,34 mm. Die Standardabweichung lag zwischen 0,43 (palatal) und 0,84 (bukkal).

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimal	Maximal
Mesial	1,318410256	0,44671477	1,276833333	0,643333333	2,309333333
Distal	1,440698718	0,612659675	1,282666667	0,56	3,488333333
Bukkal	1,730102564	0,8425613	1,628666667	0,518333333	3,942
Palatinal	0,887294872	0,430910505	0,717666667	0,449	2,594333333
retentive Fläche AB	1,344126603	0,307646984	1,346583333	0,772166667	2,29075

Tabelle 18: Auswertung der Höhe der retentiven Flächen in der In-vivo-Präparation.

5.4.2 In-vitro-Präparation

Tabelle 19 zeigt die gemessenen Höhen der retentiven Flächen. Die mesiale Fläche wies eine Höhe von 2,55 mm auf, gefolgt von der bukkalen (2,40 mm), distalen (2,37 mm) und der palatinalen (1,34 mm).

Die durchschnittliche Höhe der retentiven Flächen lag bei 2,17 mm. Die Standardabweichung lag zwischen 0,72 (palatal) und 0,93 (mesial).

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimal	Maximal
Mesial	2,552074074	0,9482243431	2,3456666667	1,082333333	4,731666667
Distal	2,373444444	0,89864278	2,268333333	0,895666667	5,071333333
Bukkal	2,403493827	0,848298429	2,255	1,009666667	4,512666667
Palatinal	1,344481481	0,728744637	1,086666667	0,243	3,428666667
retentive Fläche AB	2,168373457	0,520310117	2,155416667	0,949333333	3,202416667

Tabelle 19: Auswertung der Höhe der retentiven Flächen der In-vitro-Präparation.

5.4.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation

Aus dem Vergleich der beiden Stichproben geht hervor, dass die Höhe der retentiven Flächen bei der In-vitro-Präparation nahezu doppelt so groß ist wie bei der In-vivo-Präparation (Abb. 40).

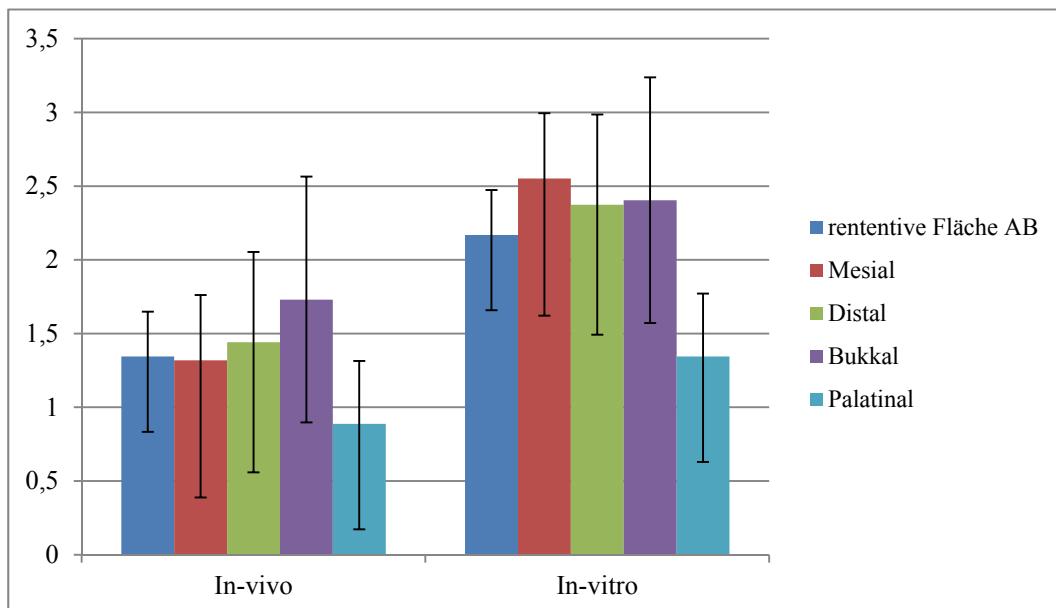


Abbildung 40: Vergleich der Höhe der retentiven Flächen der In-vivo- und In-vitro-Präparation.

5.5 Stumpfhöhe

Die Stumpfhöhe wurde an 79 Präparationen in drei Einzelmessungen in den zwei Ebenen (A und B) bestimmt. Daraus ergab sich eine Stichprobengröße von 474 untersuchten Stumpfhöhen, wobei 162 in der In-vitro-Gruppe und 312 in der In-vivo-Gruppe bestimmt wurden.

5.5.1 In-vivo-Präparation

Tabelle 20 zeigt die gemessenen Stumpfhöhen der In-vivo-Präparation. Dabei wurde in Ebene A im Mittel eine Stumpfhöhe von 7,00 mm gefunden, wobei der minimalste Wert bei 4,036 mm und der höchste bei 9,36 mm lagen. In Ebene B beträgt der Mittelwert 5,77 mm.

Der gefundene durchschnittliche Wert für die Stumpfhöhe war 6,39 mm. Die Standardabweichung lag zwischen 0,91 mm (Ebene A) und 1,04 mm (Ebene B).

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximal	Minimal
A	7,001544872	0,910905241	7,069166667	9,357333333	4,036
B	5,773807692	1,054613883	5,584333333	8,518333333	2,984
Stumpfhöhe AB	6,387676282	0,92874021	6,296333333	8,937833333	3,51

Tabelle 20: Auswertung der Höhe der Stumpfhöhe in der In-vivo-Präparation.

5.5.2 In-vitro-Präparation

Tabelle 21 zeigt die gemessenen Stumpfhöhen der In-vitro-Präparation. Dabei wurde in Ebene A im Mittel eine Stumpfhöhe von 7,78 mm gefunden, wobei der minimalste Wert bei 6,63 mm und der höchste bei 9,038 mm lagen. In Ebene B betrug der Mittelwert 7,08 mm. Die durchschnittliche Höhe der Stumpfhöhe lag bei 7,43 mm. Die Standardabweichung: zwischen 0,57 mm (Ebene A) und 0,63 mm (Ebene B).

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximal	Minimal
A	7,777555556	0,575411662	7,724	9,038333333	6,634666667
B	7,084888889	0,631594198	7,172666667	8,333	5,853333333
Stumpfhöhe AB	7,431222222	0,584983287	7,389166667	8,623333333	6,365166667

Tabelle 21: Auswertung der Höhe der Stumpfhöhe in der In-vitro-Präparation.

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

Aus dem Vergleich der Stumpfhöhen der In-vivo- und der In-vitro-Präparation war ersichtlich, dass die In-vitro-Präparation durchschnittlich leicht größere Stumpfhöhen zeigten als die In-vivo-Präparation (Abbildung 41).

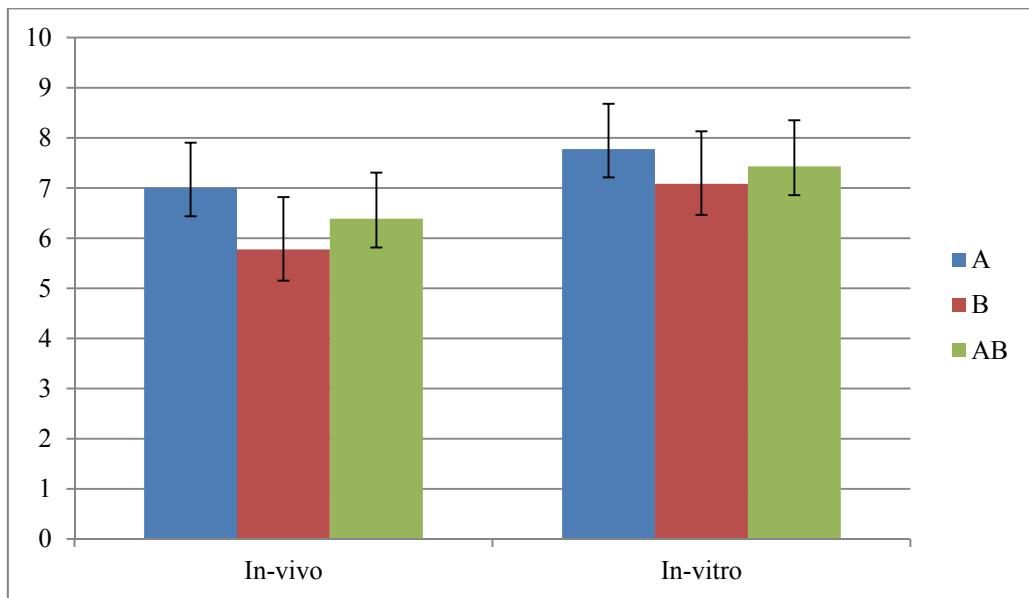


Abbildung 41: Vergleich der Stumpfhöhe der In-vivo- und In-vitro-Präparationen.

5.6 Vorhandensein von Unterschnitten

5.6.1 In-vivo-Präparationen

Es zeigte sich bei 11 von 52 In-vivo-Präparationen ein Unterschnitt (Tabelle 22, Abb. 42).

5.6.2 In-vitro-Präparation

Es zeigte sich bei 13 von 27 In-vitro-Präparationen ein Unterschnitt (Tabelle 22, Abb. 42).

5.6.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation

Auffällig war, dass bei der In-vivo-Präparation weniger unterschgehend präpariert wurde, als bei der In-vitro-Präparation.

	Unterschnitt vorhanden	%	Kein Unterschnitt vorhanden	%
In-vivo	11	21,15384615	41	78,84615385
In-vitro	13	48,14814815	14	51,85185185

Tabelle 22: Anzahl der Präparationen mit und ohne Unterschnitt.

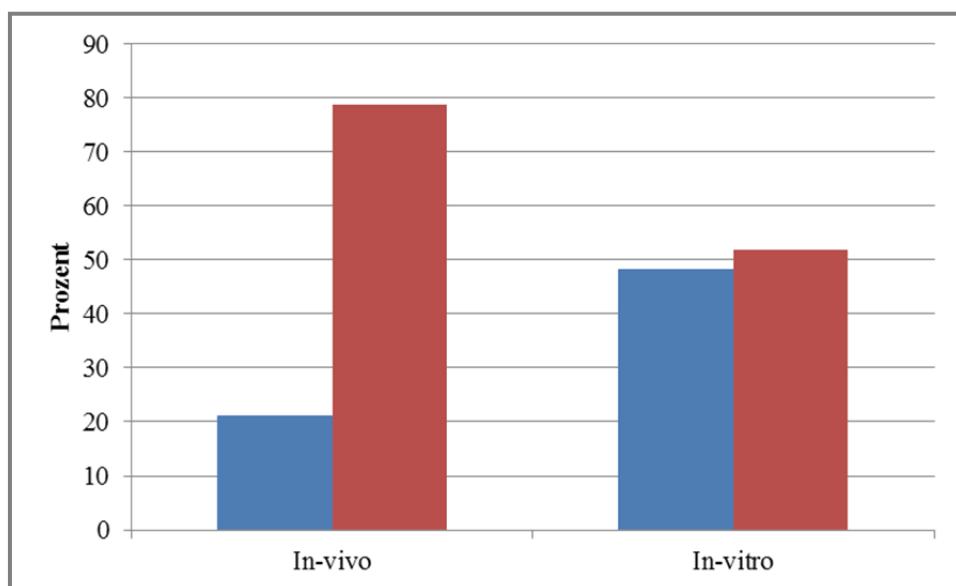


Abbildung 42: Graphische Darstellung der Unterschnitte in der In-vitro- und In-vivo-Gruppen (rot = kein Unterschnitt, blau = Unterschnitt vorhanden).

5.7 Bestimmung des inzisalen Innenradius

Der inzisale Innenradius wurde an 79 Präparationen in drei Einzelmessungen in der Ebene A bestimmt. Daraus ergab sich eine Stichprobengröße von 237 untersuchten inzisalen Radien, wobei 81 in der In-vitro-Gruppe und 156 in der In-vivo-Gruppe bestimmt wurden.

5.7.1 In-vivo-Präparation

Tabelle 23 zeigt die gemessenen Inzisalradien bei der In-vivo-Präparation. Dabei zeigte sich ein durchschnittlicher inzisaler Radius von 0,34 mm. Der größte gemessene Radius lag bei 0,78 mm und der kleinste bei 0,15 mm.

46 von 52 untersuchten Präparationen zeigten einen Radius von $\leq 0,5$ mm (Tabelle 25, Abb. 43).

Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimal	Maximal
0,338859974	0,140115178	0,3245565	0,146782	0,782078667

Tabelle 23: Auswertung des inzisalen Innenradius bei der In-vivo-Präparation.

5.7.2 In-vitro-Präparation

Tabelle 24 zeigt die gemessenen Inzisalradien bei der In-vitro-Präparation. Dabei zeigte sich ein durchschnittlicher inzisaler Radius von 0,39 mm. Der größte gemessene Radius lag bei 0,87 mm und der kleinste bei 0,24 mm.

24 von 27 untersuchten Präparationen zeigten einen Radius von $\leq 0,5$ mm (Tabelle 25, Abb. 43).

Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimal	Maximal
0,390370909	0,137524213	0,34315	0,242562333	0,875784333

Tabelle 24: Auswertung des inzisalen Innenradius bei der In-vitro-Präparation.

5.7.3 Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation

In beiden Präparationsgruppen lag der inzisale Radius überwiegend unter 0,5 mm. Bei der In-vivo-Gruppe 46-, bei der In-vitro-Gruppe 24-mal. Auch wurde die inzisale Kontur durch den konstruierten Kreis häufig geschnitten (Tabellen 25 und 26).

	In-vivo	%	In-vitro	%
$\leq 0,5$ mm	46	88,4615385	24	88,8888889
$> 0,5\text{mm} - \leq 1$ mm	6	11,5384615	3	11,1111111
> 1 mm				

Tabelle 25: Verteilung der Präparationen nach Radiusgrößen.

	In-vivo	%	In-vitro	%
Schneidet	44	84,6153846	25	92,5925926
schnidet nicht	8	15,3846154	2	7,40740741

Tabelle 26: Anzahl der Präparationen, die von einem inzisal konstruierten Kreis geschnitten werden.

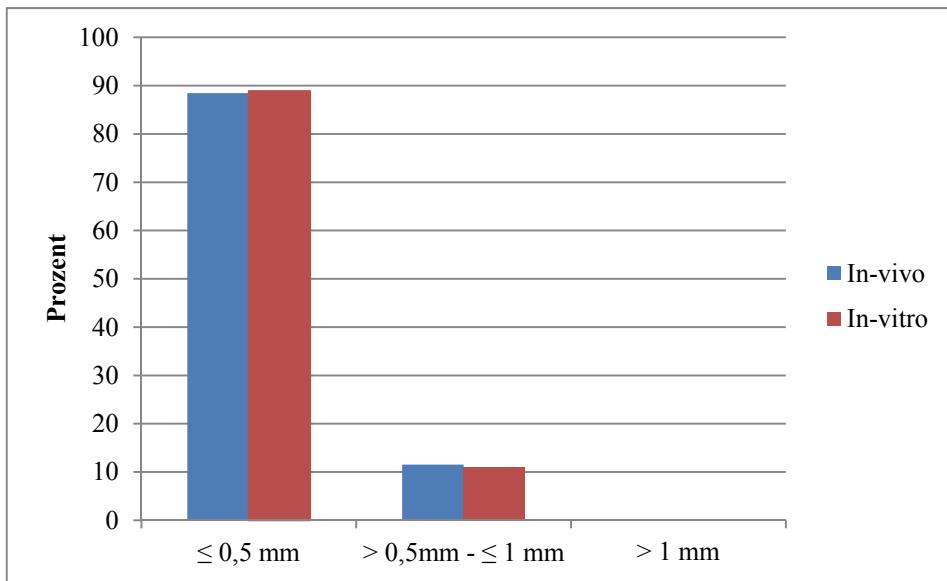


Abbildung 43: Graphische Darstellung der In-vivo- und der In-vitro-Präparation mit inzisal konstruiertem Kreis mit Radius größer und kleiner 0,5 mm.

5.8 Vergleich der Höhe der retentiven Fläche mit der Stumpfhöhe

Hier wurden die absoluten Zahlenwerte der beiden Parameter verglichen. Ebenso wurde die Höhe der retentiven Fläche zur Stumpfhöhe ins Verhältnis gesetzt.

5.8.1 In-vivo-Präparation

Aus dem Vergleich geht hervor, dass im Durchschnitt 21,04 % der Stumpfhöhe retentive Fläche waren.

	Stumpfhöhe [mm]		Retentive Fläche [mm]	%-Anteil der retentiven Fläche an der Stumpfhöhe
Durchschnitt	6,38767628	Durchschnitt	1,3441266	21,04
Ebene A	7,00154487	vestibular	1,73010256	24,71
		palatinal	0,88729487	12,67
Ebene B	5,77380769	mesial	1,31841026	22,83
		distal	1,44069872	24,95

Tabelle 27: Vergleich der retentiven Fläche und der Stumpfhöhe in der In-vivo-Präparationsgruppe.

5.8.2 In-vitro-Präparation

Aus dem Vergleich geht hervor, dass im Durchschnitt 29,18 % der Stumpfhöhe retentive Fläche waren. Tabelle 28 zeigt den Vergleich im Einzelnen.

	Stumpfhöhe [mm]		Retentive Fläche [mm]	%-Anteil der retentiven Fläche an der Stumpfhöhe
Durchschnitt	7,4312222	Durchschnitt	2,1683735	29,18
Ebene A	7,7775556	vestibular	2,4034938	30,90
		palatinal	1,3444815	17,29
Ebene B	7,0848889	mesial	2,5520741	36,02
		distal	2,3734444	33,50

Tabelle 28: Vergleich der retentiven Fläche und der Stumpfhöhe in der In-vitro-Präparationsgruppe.

5.9 Korrelation zwischen Stumpfhöhe AB und Präparationswinkel AB

5.9.1 In-vivo-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vivo-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = 0,023$ festgestellt werden. Es bestand somit ein nicht signifikanter ($p = 0,871$) schwacher Zusammenhang zwischen der Stumpfhöhe AB und dem Präparationswinkel AB.

5.9.2 In-vitro-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vitro-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = -0,531$ festgestellt werden. Es bestand somit ein signifikant ($p = 0,004$) mittlerer Zusammenhang zwischen der Stumpfhöhe AB und dem Präparationswinkel AB.

5.10 Korrelation zwischen der Stumpfhöhe AB und dem inzisalen Radius

5.10.1 In-vivo-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vivo-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = 0,022$ festgestellt werden. Es bestand ein nicht signifikanter ($p = 0,874$) schwacher Zusammenhang zwischen der Stumpfhöhe AB und dem inzisalen Radius.

5.10.2 In-vitro-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vitro-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = -0,322$ festgestellt werden. Es besteht ein nicht signifikanter ($p = 0,102$) mittlerer Zusammenhang zwischen der Stumpfhöhe AB und dem inzisalen Radius. Der Wert ist tendenziell an der Signifikanz von $p = 0,05$ und nicht strukturell daneben.

5.11 Korrelation zwischen dem Unterschnitt und dem Präparationswinkel AB

5.11.1 In-vivo-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vivo-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = -0,075$ festgestellt werden. Es bestand so ein nicht signifikant ($p = 0,597$) schwacher Zusammenhang zwischen dem Unterschnitt und dem Präparationswinkel AB.

5.11.2 In-vitro-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vitro-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = -0,480$ festgestellt werden. Es

bestand so ein signifikant ($p = 0,011$) mittlerer Zusammenhang zwischen dem Unterschnitt und dem Präparationswinkel AB.

5.12 Korrelation zwischen inzisalem Radius und Präparationswinkel A

5.12.1 In-vivo-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vivo-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = 0,167$ festgestellt werden. Es bestand so ein nicht signifikant ($p = 0,238$) schwacher Zusammenhang zwischen dem inzisalen Radius und dem Präparationswinkel A.

5.12.2 In-vitro-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vitro-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = -0,393$ festgestellt werden. Es bestand so ein signifikant ($p = 0,042$) mittlerer Zusammenhang zwischen dem inzisalen Radius und dem Präparationswinkel A.

5.13 Korrelation zwischen retentiver Fläche AB und Präparationswinkel AB

5.13.1 In-vivo-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vivo-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = 0,124$ festgestellt werden. Es bestand so ein nicht signifikanter ($p = 0,382$) schwacher Zusammenhang zwischen der retentiven Fläche AB und dem Präparationswinkel AB.

5.13.2 In-vitro-Präparation

Da eine Normalverteilung vorlag, konnte mit der Korrelation nach Pearson für die In-vitro-Gruppe ein Korrelationskoeffizient $r = -0,000$ festgestellt werden. Es bestand so kein Zusammenhang zwischen der retentiven Fläche und dem Präparationswinkel AB.

5.14 Zusammenfassung der Ergebnisse

Aus den Ergebnissen der In-vivo- und der In-vitro-Präparation lässt sich nun Folgendes zusammenfassen:

Die von *Güth et al.* festgelegten Kriterien [47] werden in dieser Studie von 23 Präparationen voll erfüllt, die sich auf 21,15 % der In-vivo-Präparation und 44,44 % der In-vitro-Präparation verteilten (Tabelle 29).

	Kein Unterschnitt	Konvergenzwinkel zw. 6° und 15°	Hohlkehle oder Stufe mit abgerundeter Innenkante	Stumpfhöhe größer 4mm	Präparationen, die alle gestellten Anforderungen erfüllen
52 In-vivo-Präparationen	41	24	39	51	11
%	78,8461538	46,1538462	75	98,0769231	21,1538462
27 In-vitro-Präparationen	14	20	24	27	12
%	51,8518519	74,0740741	88,88888889	100	44,4444444

Tabelle 29: Darstellung der Ergebnisse der In-vivo- und der In-vitro-Präparation anhand von definierten Parametern nach [47].

55,78 % der In-vivo-Präparationen und 29,63 % der In-vitro-Präparationen erfüllten nur drei Kriterien. Zwei Kriterien erfüllten nur 23,07 % der In-vivo-Präparationen und 22,22 % der In-vitro-Präparationen. Nur ein Kriterium wurde von keiner der In-vivo-Präparationen und nur von 3,71 % der In-vitro-Präparationen erfüllt.

Es fiel auf, dass 75,00 % der In-vivo- und 88,89 % der In-vitro-Präparationen das Kriterium Hohlkehldesign oder Stufe mit abgerundeter Innenkante erfüllten. 74,07 % der In-vitro-Präparationen hatten einen Konvergenzwinkel zwischen 6 – 15°. Bei den In-vivo-Präparationen wurde dieser lediglich von 46,15 % erreicht. Des Weiteren wurde bei 51,85 % In-vitro-Präparationen und bei 78,85 % In-vivo-

Präparationen kein Unterschnitt gefunden. 3,85 % der In-vivo-Präparationen hatten eine marginale Präparationstiefe von ≥ 1 mm. In-vitro wies keine Präparationen einer derartigen marginalen Präparationstiefe auf.

Die statistische Auswertung der In-vitro-Präparation zeigte verschiedene signifikante Korrelationen. So war eine signifikante Korrelation zwischen der Stumpfhöhe und dem Präparationswinkel AB (Gesamtwinkel der Präparation), dem Unterschnitt und dem Präparationswinkel AB und dem inzisalen Radius und dem Präparationswinkel AB feststellbar. Die statistische Auswertung der In-vivo-Präparation zeigte keine signifikanten Korrelationen.

6. Diskussion

6.1 Material und Methoden

Eine wichtige Voraussetzung für Versuchsreihen ist deren Reproduzierbarkeit. Die hier durchgeführten Reproduzierbarkeitsmessungen zeigten kleine Standardabweichungen, was für eine gewisse Kalibrierung des Untersuchenden und hinreichende Messgenauigkeit spricht. Jeder Versuchsaufbau unterliegt zahlreichen Einflussfaktoren, die das Testergebnis in seiner Aussagekraft beeinflussen können. Somit ist es erforderlich, die Variablen einer jeden Untersuchung zu standardisieren und zu versuchen ihre Anzahl auf ein Minimum zu reduzieren. Mögliche Einflussfaktoren auf die Versuchsreihen werden im Folgenden aufgezeigt und gewichtet.

Die Zielsetzung dieser Arbeit war es, die klinische Umsetzung der empfohlenen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigten, vollkeramischen Zahnersatz (LAVA™ Präzisions-Lösung, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) an Frontzahnpräparationen zu prüfen.

Die für diese Studie verwendeten Präparationsdatensätze wurden von in freien Praxen tätigen Zahnärzten präpariert und in einem Fräszentrum digitalisiert. Die Datensätze wurden zufällig aus dem Datenpool des Fräszentrums ausgewählt. Diese In-vivo-Präparationsdatensätze wurden mit In-vitro-Präparationsdatensätzen aus einem von der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München ausgerichteten Präparations-Workshop für ebenfalls in freien Praxen tätigen Zahnärzten verglichen.

Ausgewertet wurden die Präparationen eines linken oberen Frontzahnes (FDI 21) mittels zwei verschiedener Computerprogramme (LAVA™ Design Software, 3M ESPE und COMETinspect® plus, Fa. Steinbichler Optotechnik).

Die Digitalisierung der Datensätze erfolgte in beiden Fällen mit der Scaneinheit Lava™ Scan ST (3M ESPE AG). Nach Herstellerangaben wird hier die optische Triangulation mit Streifenprojektion verwendet und die Messgenauigkeit liegt im Bereich von 25µm [1]. Die In-vivo-Präparation wurde durch einen Mitarbeiter eines Lava-Fräszentrums (Corona Lava™ Fräszentrum Starnberg, Deutschland) und die In-vitro-Präparation durch einen Mitarbeiter der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München digitalisiert.

Ein Unterschied liegt hier im Workflow. Während die Präparationen der In-vitro-Gruppe direkt vom Phantommodell digitalisiert wurden, erfolgte in der In-vivo-

Gruppe eine Abformung durch den Zahnarzt, eine Modellerstellung durch einen Zahntechniker und dann erst die Digitalisierung eines Gipsmodells der Präparation. So kann nicht ausgeschlossen werden, dass verschiedene Gipssorten oder sogar Scanpuder verwendet wurden. Dadurch könnte das Scanergebnis beeinflusst werden [72, 115]. Auch kann keine Aussage zur Vollständigkeit und Genauigkeit der konventionellen Abformung an sich erfolgen. So wirken sich Abformfehler/Ungenauigkeiten (ausgerissene oder unzureichend abgeformte Präparationsgrenzen, Schlieren) auf die untersuchten Präparationsparameter marginales Randdesign und marginale Präparationstiefe aus. Damit würden die gefundenen Messwerte die Untersuchungsparameter möglicherweise „kleiner“ darstellen als sie klinisch wären. In Rahmen dieser Studie wurde eine korrekte Beurteilung und Bearbeitung der Präparationen durch den Zahnarzt/Zahntechniker angenommen, so dass der Messfehler als vernachlässigbar klein angesehen werden kann.

Auch muss von einer ordnungsgemäßen Scannerkalibrierung/ Scannerfunktion und einem routinierten Umgang mit dem *LavaTM Scan ST* (3M ESPE AG) ausgegangen werden. Hierauf wurde auch im Rahmen der vorliegenden Studie geachtet.

Bei der Untersuchung des Parameters „marginales Randdesign“ wurden sieben verschiedene Randdesigns unterschieden (s. 4.7.1). Eine Aussage über die Qualität (Unregelmäßigkeiten, Kanten, Schlieren, ...) wurde in dieser Studie nicht getroffen. Die Freilegung und Unterkehlung der Präparationsgrenze in der In-vivo-Gruppe erfolgte durch einen Zahntechniker, so dass keine Aussage über die Vollständigkeit der Präparationsgrenze in der Abformung erfolgen konnte. Die Einteilung in die verschiedenen Randdesigns erfolgte durch den Untersucher. Ebenso war der Übergang von der einen zur anderen Präparationsform häufig fließend, so dass ein gewisser Interpretationsfreiraum vorhanden war. Da aber alle Untersuchungen von ein und derselben Person durchgeführt wurden und Reproduzierbarkeitsmessungen vorab erfolgten, kann eine gewisse Kalibrierung des Untersuchers angenommen werden.

Der Parameter „Präparationswinkel“ wurde durch konstruierte Ebenen in den Präparationsdatensätzen bestimmt (s. 4.7.2). Es wurden dabei stets die Präparationsflächen betrachtet, die am steilsten zueinander standen. Befanden sich in einer Präparationsfläche verschiedene Konizitäten, wurden diejenigen vermessen, die am ehesten parallel zueinander lagen. So wurden eher zu steile als zu flache Präparationswinkel bestimmt. Die Positionierung der Messpunkte erfolgte immer exakt an

den steilsten Abschnitten, um so wenig Variabilität wie möglich zu erhalten. Auch wurde jede Präparation dreimal pro Ebene (A und B) vermessen und ein Mittelwert berechnet, um möglichst objektive Messergebnisse zu erhalten. Um die Genauigkeit der Messmethode zu überprüfen, wurde vorab eine Reproduzierbarkeitsmessung durchgeführt. Diese zeigte sehr kleine Standardabweichungen für den Präparationswinkel von $0,08^\circ$ bis $0,33^\circ$. So ist der Wertebereich relativ klein, in dem der tatsächliche Wert für den jeweiligen Präparationswinkel liegen sollte.

Die Bestimmung der marginalen Präparationstiefe erfolgte in den konstruierten Ebenen der Präparationsdatensätze durch definierte Punkte/Geraden. Es wurde immer der Teil des Präparationsdatensatzes betrachtet, der am ehesten die Präparationstiefe repräsentiert und an dem sich eine Tangente konstruieren ließ. Unter sich gehende Stellen, Kanten, Ausbuchtungen und Einbuchtungen wurden nicht berücksichtigt. Was die Position der Messpunkte betraf, wurde immer versucht das gleiche Schema anzuwenden (s. 4.7.3). Um objektive Messergebnisse zu erhalten, wurde die marginale Präparationstiefe dreimal in jeder Ebene (A und B) gemessen und ein Mittelwert bestimmt. Vorangestellte Reproduzierbarkeitsmessungen zur Prüfung der Messgenauigkeit ergaben kleine Standardabweichungen von 0,01 bis 0,03 mm. So ist die durchgeführte Messung hinreichend genau, da nur eine geringe Streuung um den wahren Wert für die marginale Präparationstiefe pro Zahn angenommen werden kann.

Die Längenmessung der retentiven Präparationsfläche erfolgte in denselben konstruierten Ebenen wie der Präparationswinkel (s. 4.7.4). Untersichgehende Stellen, abgerundete Bereiche, Kanten und Ein- und Ausbuchtungen wurden nicht mit einbezogen. Die Messpunkte wurden immer nach dem gleichen Schema gesetzt. Die am steepest zueinander stehenden Flächen wurden durch Messpunkte eingegrenzt. Um die Messergebnisse zu objektivieren, wurde dreimal in jeder Ebene (A und B) gemessen und ein Mittelwert errechnet. Vorangestellte Reproduzierbarkeitsmessungen zur Prüfung der Messgenauigkeit ergaben Standardabweichungen von 0,04 bis 0,11 mm. So ist der Wertebereich, in dem der wahre Wert für die jeweilige retentive Fläche liegt, relativ klein und somit hinreichend genau.

Die Messung der Stumpfhöhe erfolgte in den zwei konstruierten Ebenen (s. 4.7.5). Es wurde die gesamte Höhe des Zahnes von der Präparationsgrenze bis zum koronalsten Punkt bestimmt. Dabei wurde in jeder Ebene (A und B) dreimal gemessen und ein Mittelwert gebildet, um objektive Messergebnisse zu erhalten. Um Abweichungen und Ungenauigkeiten in der Position der Messpunkte zu reduzieren,

wurde immer der koronalste Punkt der Präparation mit einem Messpunkt versehen. Eine vorab aus Reproduzierbarkeitsmessungen bestimmte Standardabweichung lag im Bereich von 0,1 bis 0,33 mm. Somit ist die durchgeführte Messung hinreichend genau, da nur eine geringe Streuung um den wahren Wert für die Stumpfhöhe pro Zahn angenommen werden kann.

Die Auswertung des „inzisalen Radius“ wurde ausschließlich in der Ebene A durchgeführt (s. 4.7.6), da es um die Rundung im inzisalen Anteil der Präparation ging und diese nur in der Ebene A repräsentativ zu bestimmen war. In der Ebene B ist ausschließlich die inzisale Breite in der Mesial-Distal-Ausrichtung bestimmbar, die für die vorliegende Studie nur von geringem Interesse war. Um objektive Messergebnisse zu erhalten, wurde der inzisale Radius in der Ebene A dreimal bestimmt und anschließend ein Mittelwert berechnet. Die Variabilität in der Position der Messpunkte an der koronalen Kontur beeinflusst die Größe des Radius. Um dies zu standardisieren, wurden ausgehend vom koronalsten Punkt links und rechts zwei Punkte so gesetzt, dass die inzisale Kontur durch einen Kreis reproduziert werden konnte. Dabei wurde versucht Kanten, Ecken und Einbuchtungen in die Konstruktion des Kreises mit einzubeziehen. Eine Reproduzierbarkeitsmessung zur Prüfung der Messgenauigkeit ergab Standardabweichungen von 0,02 bis 0,4 mm. So ist der Wertebereich relativ klein, in dem der tatsächliche Wert für den jeweiligen inzisalen Radius pro Zahn liegen könnte, und er kann somit als hinreichend genau betrachtet werden.

Die Bestimmung des Parameters „Vorhandensein von Unterschnitten“ erfolgte über eine automatische Funktion der LAVA™ Design Software und ist somit von der verwendeten Software abhängig (s. 4.7.7). Eventuelle Manipulationen (Ausblocken von Unterschnitten durch den Zahntechniker) in der In-vivo-Präparationsgruppe konnten nicht nachvollzogen werden, so dass tatsächlich mehr Unterschnitte vorliegen könnten. Es wurde aber in dieser Studie von keiner Manipulation an den Präparationen durch den Zahntechniker ausgegangen.

6.2 Ergebnisse

Die Empfehlungen für das ***marginale Randdesign*** bei vollkeramischen Kronen, basierend auf wissenschaftlicher Literatur, Herstellerempfehlungen und wissenschaftlichen Erfahrungen, sind eine Hohlkehlpräparation (nur bei Keramiken mit

einer Biegefestigkeit ≥ 350 MPa) und eine Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante [34, 43, 44, 47, 70, 94].

In der In-vivo-Gruppe wurden in 81,74 % ein Hohlkehldesign gefunden und in 7,21 % eine Stufe mit abgerundeter Innenkante. Fasst man Hohlkehldesign und Stufendesign mit abgerundeter Innenkante als vollkeramiktaugliche Präparationsdesigns zusammen, so fanden sich an 88,95 % der Lokalisationen derartige Randdesigns. In 11,05 % lag demnach kein keramikgerechtes Design vor.

Der Hintergrund der Empfehlung zum Hohlkehldesign bzw. zur Stufe mit abgerundeter Innenkante ist ein Vermeiden von keramikschädlichen Zugspannungen [70]. Durch ein derartiges Randdesign lagen Vollkeramikkrone und Stumpfoberfläche nahezu senkrecht aufeinander, was Druckspannungen erzeugen und sich positiv auf die Bruchfestigkeit und Langlebigkeit der Restauration auswirken würde [62, 70]. Für Hohlkehlpräparationen sollte dabei ein Winkel von 120° zwischen präparierter und unpräparierter Zahnoberfläche vorliegen und für Stufenpräparationen ein Winkel zwischen 90 und 110° [85]. Da in der In-vivo-Präparationsgruppe keine genaue Aussage über die Vollständigkeit der Präparationsgrenze in der Abformung erfolgen konnte und die Präparationsgrenze durch einen Zahntechniker freigelegt wurde, ließ sich der Winkel in dieser Studie leider nicht überprüfen.

Des Weiteren sollte eine ausreichende marginale Präparationstiefe angestrebt werden. Nach Auswertung der Literatur der letzten 50 Jahre von *Goodacre et al.* ist eine marginale Präparationstiefe von 0,5 – 1,0 mm ausreichend [44]. So können die okklusal auftretenden Kräfte im marginalen Bereich gut aufgenommen und abgeleitet werden. Wenn die geforderte Präparationstiefe nicht eingehalten wird, besteht die Gefahr einer Überkonturierung des Restaurationsrandes und damit eine erhöhte Plaqueakkumulation sowie eine mechanische Irritation des umliegenden Gewebes [6, 44, 73]. Um dies zu umgehen müsste die Materialstärke des Gerüstes reduziert werden, was sich wiederum negativ auf die Bruchfestigkeit der Restauration auswirken würde [100].

Tangentialpräparationen, auch wenn vollkeramische Kronenkappen ähnliche Bruchfestigkeiten wie Hohlkehlpräparationen zeigen, gelten als obsolet [17, 70, 105].

Durch das Hohlkehldesign und eine Stufe mit abgerundeter Innenkante werden außerdem Spannungsspitzen im marginalen, palatalen und inzisalen Bereich vermieden. Dabei sollten die marginale Rundung beim Übergang zur retentiven Fläche sowie die palatinale und inzisale Rundung mindestens so groß sein wie der Durchmesser des Schleifkörpers in der Fräsmaschine [50, 70, 92, 102]. Eine Mög-

lichkeit dies zu erreichen wäre die Verwendung von abgestimmten Präparationsinstrumenten mit einem geringen Öffnungswinkel von etwa 6° und gerundeten Kanten [85]. So werden die marginalen, inzisalen und palatinalen Übergänge durch den Schleifkörper der Fräsmaschine ohne große Fräserradiuskorrektur ausgeschliffen und eine ausreichende Passung erreicht. Auch fällt die Fräserradiuskorrektur bei Zirkonoxidrestaurationen geringer aus, da diese bei der CAM-Fertigung um 20 % größer gefräst werden und dann einem Sinterprozess unterliegen [50].

Der in dieser Untersuchung in der In-vivo-Gruppe gefundene gemittelte **Präparationswinkel** beträgt $16,14^\circ$ und lag damit leicht über den von *Güth et al.* geforderten $6^\circ – 15^\circ$ [47]. 38,5 % der 52 In-vivo-Präparationen lagen in dem von *Güth et al.* geforderten Bereich. Es wurden 7,7 % Präparationen mit zu steilen Präparationswinkeln gefunden. In der vestibulär - palatalen Ebene wurde mit $40,97^\circ$ der konischste Wert gemessen. Die in der vorliegenden Studie bestimmte Standardabweichung von $6,99^\circ$ für den gemittelten Präparationswinkel AB lag in einem mit anderen Studien vergleichbaren Bereich [5, 7]. Die Streuung des gemittelten Präparationswinkels reichte dabei von $0,75^\circ – 31,50^\circ$.

Aus der Literatur ergeben sich für Frontzahnpräparationen ungeachtet des Behandlers, des Messverfahrens, des Restorationstyps und der korrespondierenden Flächen, durchschnittliche Konvergenzwinkel zwischen $12,52 – 36,9^\circ$ [5, 7, 90]. So ist festzustellen, dass die in dieser Studie bestimmten Konvergenzwinkel tendenziell im Bereich früherer Studien liegen.

Die Streuung der gemittelten Präparationswinkel könnte sich damit erklären lassen, dass die Präparationen mit einer präexistenten Krone/Veneer, diversen Füllungen oder endodontisch behandelt und mit einem Stift-Stumpfaufbau versorgt gewesen sein könnten, so dass die klinische Ausgangssituation die Präparation des Zahnes beeinflusst haben könnte. Auch kann eine sehr kurze orale Zahnoberfläche einen großen Präparationswinkel bewirken [5].

Für den vestibulo-palatalen Präparationswinkel wurde ein Mittelwert von $19,41^\circ$ bei der In-vivo-Präparation gefunden, was sich durch die vestibuläre Krümmungsform des Schneidezahnes (Schaufelform) erklären lassen könnte. Auch in anderen Studien wurden vergleichbare Werte für den vestibulo-palatalen Winkel gefunden. So fanden *Al-Omari et al.* einen Wert von $19,00^\circ$ und *Poon et al.* einen Wert

von $19,45^\circ$ in der vestibulo-palatinalen Ebene für Inzisiven (ungeachtet des Messverfahrens und des Restaurationstyps) [7, 90].

Bei der Präparation liegt nur eine eingeschränkte Sicht auf die vestibulären und oralen Flächen vor, so dass vestibulär nur eine Aufsicht oder leicht seitliche Sicht und oral per se nur eine indirekte Sicht über den Mundspiegel gegeben ist [7, 44]. Das könnte eben die Abschätzung des Präparationswinkels während der Präparation erschweren. So zeigte sich in der In-vivo-Präparationsgruppe eine Tendenz zu konischen Präparationswinkeln ($53,85\%$ der Präparationen $> 15^\circ$). Positiv ist jedoch, dass sich bei konischen Präparationsformen die Präparationswände leichter visualisieren lassen, Unterschnitte werden leichter erkannt und Ungenauigkeiten in der Herstellung besser kompensiert [66]. In der In-vivo-Gruppe ließen sich nur in $21,15\%$ der untersuchten Präparationen ein Unterschnitt finden. *Poon et al.* fanden sogar nur in $3,7\%$ der Fälle einen Unterschnitt. Konische Präparationswinkel führen allerdings schneller zum Retentionsverlust [64, 65], es kommt aber zu einer positiven Beeinflussung des befestigungsbedingten Randspaltes [18]. Auch verbessert sich bei größerem Präparationswinkel die interne Passung [11, 16, 18, 63, 83], da möglicherweise mehr Daten von den Seitenwänden digitalisiert werden und sich daraus ein präziseres Gerüst fertigen ließe.

In der Studie von *Wallbach* [117] wurde in der In-vivo-Präparationsgruppe bei Molarenpräparationen ein Mittelwert von $26,7^\circ$ gefunden, der deutlich konischer war als der in dieser Studie gefundene Wert für Frontzahnpräparationen ($16,14^\circ$). Aus der Literatur geht hervor, dass Molaren generell konischer präpariert werden als andere Zahngruppen (Inzisiven, Prämolaren) [5, 7, 66, 90]. Im Frontzahnbereich scheint die Präparation aufgrund der leichteren Zugänglichkeit etwas einfacher zu sein. Der Speichelstrudel, die Mundöffnung und der Zungendruck des Patienten spielen eine weniger große Rolle als im Seitenzahngebiet [7].

Um eine Verbesserung der Präparationen im klinischen Alltag zu erreichen, ist immer eine visuelle Kontrolle der Präparation hilfreich. So sollte zusätzlich zur okklusalen/inzisalen Einsicht auch eine vestibuläre und orale erfolgen [7, 44]. Des Weiteren könnte der Einsatz eines größeren Mundspiegels helfen, die Präparation besser zu beurteilen. In sehr schwierigen Fällen wäre auch eine Alginatabformung während der Präparation hilfreich [90]. So könnte die Präparation extraoral direkt betrachtet und vor der Abformung nochmals korrigiert werden. In Zukunft könnte auch ein Softwaretool die Präparation nach der intraoralen Digitalisierung beurteilen und dem Behandler eine Hilfestellung geben.

In anderen Studien zum Präparationswinkel wurden meist Präparationen für metallische oder metallkeramische Restaurationen untersucht und es zeigten sich Unterschiede im Messverfahren und Ablauf [5, 7, 66, 90]. Das in dieser Studie verwendete digitale Messerfahren mittels Software scheint gegenüber dem analogen Messerfahren (manuelle Ausrichtung mit der Hand, Fotodokumentation und manuelle Messung) der anderen Studien gleichwertig oder gar überlegen zu sein. Das optische Messverfahren (optische Triangulation mit Streifenprojektion) hat eine Messgenauigkeit im Bereich von $25\text{ }\mu\text{m}$ [1] und ermöglicht dem Untersucher so die Darstellung kleinstter Präparationsparameter. So ließen sich zum Beispiel ein minimaler Präparationswinkel von $0,42^\circ$ oder Präparationstiefen von $0,1\text{ mm}$ darstellen. Es scheint einfacher und schneller zu funktionieren, erfordert weniger Zwischenstufen (Ausrichtung, Fotodokumentation, ...) und liefert mit anderen Studien vergleichbare Ergebnisse [5, 7].

Die in dieser Studie gefundenen Werte gehen konform mit dem von *Al-Omari et al.* gemessenen mittleren Präparationswinkel von Oberkieferfrontzähnen ($17,3^\circ$). Es wurden 29 Frontzahnpräparationen für Metall-Keramikkronen von Studenten untersucht [7]. Ebenso stimmen die Ergebnisse von *Al Ali et al.* in etwa mit denen dieser Studie überein. Sie fanden in ihrer Studie für Frontzahnpräparationen einen mittleren Präparationswinkel von $21,4^\circ$ [5]. Auch die Ergebnisse von *Poon et al.* decken sich. Sie fanden in ihrer Studie für Frontzähne in der vestibulär-palatinalen Ausdehnung einen Winkel von $19,45^\circ$ und für die mesial-distale Ausdehnung einen Wert von $12,52^\circ$ [90]. Daraus wird ersichtlich, dass der in dieser Studie bestimmte Konvergenzwinkel im Bereich früherer Studien lag. Jedoch ließen sich in den anderen Studien keine Angaben zur Reproduzierbarkeit finden [5, 7, 66, 90].

Der Präparationswinkel beeinflusst die Retention der späteren Restauration [51, 64]. *Parker et al.* haben auf Basis eines mathematischen Models, dem „limited taper“, den Winkel errechnet, bei dem gerade noch ein adäquater Halt gewährleistet ist. Er gibt einen theoretischen „limiting taper“ von 29° für Frontzähne, 33° für Eckzähne, 10° für Prämolen und $8,4^\circ$ für Molaren an [87, 88]. Der in dieser Studie gefundene gemittelte Präparationswinkel für Frontzähne ($16,14^\circ$) liegt unter dem von *Parker et al.* errechneten Wert. Des Weiteren beruhen alle Überlegungen zum „idealen Präparationswinkel“ auf In-vitro-Untersuchungen und müssten in klinischen Langzeitstudien überprüft werden.

Die Retention einer Restauration hängt also von vielen Einzelfaktoren ab. So ist neben dem Präparationswinkel auf die Stumpfform, Stumpflänge und den

Stumpfdurchmesser zu achten [49, 51, 65, 88, 122], sowie auf die Rauigkeit der Oberfläche [49, 51] und die Art der Zementierung (konventionell oder adhäsiv) [13, 34, 49, 51, 123].

Nach *Edelhoff et al.* sollte bei einem Präparationswinkel von $> 10^\circ$ und einer Stumpfhöhe von < 3 mm eine adhäsive Befestigung angewendet werden [34]. Anhand der vorliegenden Studie zeigte sich, dass tendenziell konischer präpariert wurde als in wissenschaftlichen Empfehlungen gefordert. So sollte auf eine adhäsive oder semiadhäsive Befestigung zurückgegriffen werden. Kronen mit großem Winkel und adhäsiver Befestigung zeigen eine bessere Retention als solche mit einem steilen Winkel und nicht-adhäsiver Befestigung [36].

In dieser Studie ließ sich keine signifikant negative Korrelation zwischen der Stumpfhöhe und dem Präparationswinkel in der In-vivo-Gruppe finden. Es wurde nicht, wie es in anderen Studien der Fall war, bei geringer Stumpfhöhe konischer präpariert [7, 47, 117]. Die vorliegende Studie deckt sich also mit bekannten Richtlinien und Überlegungen [38, 51, 70, 94].

Auch konnten *Al-Omari et al.* durch Recherche in Patientenakten darlegen, dass alle Restaurationen, die einen großen Konvergenzwinkel aufwiesen, erfolgreich befestigt und noch klinisch in Funktion waren [7]. Sie machten daran fest, dass der ideale Präparationswinkel (hier $2 - 10^\circ$) eine untergeordnete Bedeutung hat und andere Faktoren den Halt/Verlust einer Restauration beeinflussen. Auch in einer Studie von *Leempoel et al.* waren die Präparationen von zwei Zahnärzten schon seit 10 Jahren in Funktion. Sie fanden einen Konvergenzwinkel von $21,6^\circ$ für Oberkiefermolaren [74].

Ursachen, die eher zu einer Erneuerung/einem Verlust von Restaurationen führen, sind nach *Wilson et al.* zu 27,6 % Frakturen, zu 16,4 % ästhetische Mängel und zu 15,1 % Sekundärkaries [121].

Die Materialwahl für die geplante Restauration bestimmt den notwendigen Substanzabtrag und damit die spätere Form des zu präparierenden Zahnes [11]. Der Behandler stellt durch seine Präparation den Platz für die notwendige Schichtstärke der späteren Rekonstruktion bereit. Dabei ist zu beachten, dass die **Präparations-tiefen** (marginal, mittleres Drittel, inzisal) entlang der verschiedenen Zahnflächen variieren [11, 44, 70]. Nach den Produktinformationen von *LavaTM* (3M ESPE AG) ist eine Wandstärke des Zirkonoxidgerüstes von 0,3 mm (Frontzahnkronen) bzw. 0,5 mm als ausreichend anzusehen [2]. Die optimale Verblendungsdicke liegt

zwischen 0,7 – 2,0 mm [70]. Im marginalen Bereich wird eine Gesamtschichtstärke von mindestens 1,0 mm als ausreichend angesehen. Im inzisal/okklusalen Bereich sollte aus ästhetischen Gründen mit einer Schichtdicke von mindestens 2 mm gearbeitet werden. Im mittleren Drittel finden sich Werte im Bereich von 1,6 mm [11, 44, 70, 94].

In dieser Studie wurde nur die marginale Präparationstiefe bestimmt, da aufgrund der fehlenden Information zur Urmorphologie des Zahnes und der definitiven Restauration keine Aussage zur Präparationstiefe im mittleren/inzisalen Drittel möglich war.

Die im Mittel gemessene marginale Präparationstiefe der In-vivo-Präparationsgruppe lag bei 0,53 mm. Die angestrebte marginale Präparationstiefe war nach *Goodacre et al.* 0,5 – 1 mm [44]. Nach *Beuer et al.* wurde auf dem Zirkonoxid-Konsens eine Präparationstiefe von 1 mm gefordert [20]. *Ottl et al.* empfehlen sogar eine Präparationstiefe bei oberen mittleren Schneidezähnen von 1,0 – 1,3 mm für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen [85]. Daraus geht hervor, dass tendenziell zu wenig Zahnhartsubstanz abgetragen wurde, um den Materialanforderungen gerecht zu werden. Dennoch ist dies kritisch zu betrachten, da je nach klinischer Situation (Pulpagröße, Zerstörungsgrad des Zahnes) mehr oder weniger Zahnhartsubstanz abgetragen werden muss/kann, um ein ausreichend gutes und langlebiges ästhetisches Ergebnis zu bekommen und eine ausreichende Stabilität der Restauration zu gewährleisten [11, 44].

Zusätzlich muss auch die klinische Variabilität der Zahnmorphologie, die Position des Zahnes, das okklusale Verhältnis und der parodontale Zustand berücksichtigt werden. So ist es zum Beispiel bei einem „bauchigen Zahn“ erforderlich, mehr Zahnhartsubstanz zu entfernen als bei einem konischeren Zahn [44]. Daraus resultieren unterschiedliche Präparationstiefen im inzisalen, marginalen und mittleren Drittel des zu präparierenden Zahnes.

So bestimmen die Materialwahl, das klinische Aussehen des Zahnes sowie seine Position zum Nachbarzahn und Antagonisten die nötige zirkumferente Präparationstiefe [11, 44, 70].

In der In-vivo-Gruppe wichen die ermittelte Präparationstiefe signifikant von der aus der Literatur empfohlenen marginalen Präparationstiefe (1 mm) ab. 3,85 % der untersuchten Präparationen hatten eine mittlere Präparationstiefe von ≥ 1 mm, was tendenziell zeigt, dass eher substanzschonender präpariert wurde. Ebenso lässt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen Randdesign und Präparationstiefe

finden. *Al-Dwairi et al.* stellten in ihrer Studie fest, dass 12 % der untersuchten Präparationen einen zu geringen Abtrag der axialen Wände aufwiesen. Auch wurde bei 54 % der untersuchten Präparationen in der mesial-distalen Ebene mehr abgetragen als in der vestibulär-bukkalen Ebene. In der vorliegenden Studie wurde bei der In-vivo-Präparation in 61,54 % der gefundenen Präparationstiefen in der mesial-distalen Ebene mehr abgetragen. [6]. Das geht auch konform mit den gefundenen Werten von *Al-Omari et al.*. Sie zeigten, dass Präparationstiefen größer als 1 mm routinemäßig nicht präpariert werden [7]. *Poon et al.* fanden an 68 Frontzahnpräparationen für metallkeramische Restaurationen eine mittlere Stufenbreite von 0,77 mm [90].

Ersichtlich war also, wie auch in anderen Studien, dass im marginalen Bereich minimalinvasiv und substanzschonend präpariert wurde [6, 7, 90]. Dies zeigt, dass in den überwiegenden Fällen das Platzangebot für vollkeramische Rekonstruktionen zu gering bzw. äußerst knapp ist. Aus materialtechnischer Sicht (Bruchfestigkeit, Risszähigkeit) bedeutet dies, dass mangelnde marginale Platzverhältnisse für geplante vollkeramische Restaurationen vorliegen und es zu einer Überkonturierung des Kronenrandes kommen könnte, um eine ausreichende Materialstabilität zu erreichen [6, 11, 44]. Durch eine Überkonturierung kann es auch zu parodontalen Problemen wie Knochenabbau, Rezessionen und granulomatösen Entzündungen kommen [44, 73, 84, 85].

Auch könnte sich eine Unterschreitung der marginalen Gesamtschichtstärke (1 mm) der vollkeramischen Restauration negativ auf Bruchfestigkeit und damit auf die Langlebigkeit auswirken [17, 23, 41].

Die vorliegende und vorhergehenden Studien machen deutlich, dass die marginale Präparationstiefe tendenziell zu gering zu sein scheint [6, 7, 90]. Jedoch wird aufgrund materialtechnischer und ästhetischer Aspekte eine ausreichende Präparationstiefe gefordert, um vollkeramische Restaurationen herzustellen [11, 44]. Was die Langlebigkeit der hergestellten Restaurationen auf den untersuchten Präparationen betrifft, kann hierzu keine Aussage getroffen werden. Auch fehlt eine Angabe zur Zementierung (adhäsiv oder konventionell) und inwieweit dies die Langlebigkeit der Restauration bei den untersuchten Präparationen beeinflussen würde. Dies könnte nur über weiterführende In-vivo-Studien beurteilt werden.

Es zeigte sich in der In-vivo-Gruppe ein teilweise signifikanter mittlerer Zusammenhang aller gemessenen marginalen Präparationstiefen. So wurde von mesial über palatal nach distal im Mittel gleichviel Zahnhartsubstanz abgetragen. Bukkal

und im Übergang nach distal allerdings fiel die marginale Präparationstiefe schwächer aus, was sich durch die Aufsicht bzw. leicht seitliche Sicht auf das zu präparierende Gebiet erklären lassen könnte. Im Übrigen könnte während der Präparation die Sicht auf diesen Bereich durch Gingiva, Speichel oder Blut eingeschränkt gewesen sein. Ebenfalls könnte der kleine Durchmesser des Zahnes im zervikalen Bereich oder eine mögliche konvexe Form eine Rolle spielen, was die Einschätzung des Abtrages erschwert [6, 42, 44]. Des Weiteren ist das präparative Vorgehen des Behandlers nicht bekannt gewesen.

Um als Behandler die Kontrolle über eine homogene, gleichmäßige und ausreichend marginale Präparationstiefe zu haben, können Tiefenmarkierungen oder ein Präparationsschlüssel aus Silikon angewendet werden [90, 92]. Wenn aufgrund im Voraus absehbarer, klinischer Aspekte keine ausreichende marginale Präparationstiefe möglich sein sollte, so könnte zusammen mit dem Zahntechniker ein alternatives Restaurationsmaterial diskutiert werden, um eine ausreichende Langlebigkeit (im Hinblick auf Bruchfestigkeit, Kosten, Ästhetik) der geplanten Restauration zu gewährleisten [11].

In der vorliegenden Studie wurde die Höhe der **retentiven Fläche** bestimmt. Dabei fiel auf, dass diese im Mittel nur 21,4 % der Stumpfhöhe der In-vivo-Präparationsgruppe ausmachte. Ein Abschätzen der retentiven Fläche gestaltet sich oft schwierig, da aufgrund der konischen Präparationswinkel kaum retentive Fläche ersichtlich und diese so schwer abzuschätzen war. *Wallbach* fand in seiner Studie zu Molarenpräparationen größere Werte für die retentive Fläche, so betrug sie bei ihm im Mittel 2,8 mm, das entspricht 69 % der von ihm bestimmten Stumpfhöhen [117]. Es scheint daher leichter zu sein, die retentive Fläche im Seitenzahngebiet zu bestimmen, was mit der vorliegenden Zahngeometrie (Molaren) im Zusammenhang stehen könnte. Die Schaufelform des oberen mittleren Schneidezahnes macht es schwierig, retentive Anteile der Präparation zu ermitteln. Es fanden sich zwischen dem abgerundeten Bereich des Präparationsrandes und der inzisalen Abschrägung oft nur kleine retentive Bereiche. Palatinal wurden durchweg die kleinsten retentiven Anteile gefunden, was auf die kurzen palatalen Flächen zurückzuführen war [7].

Es wurde in dieser Studie eine mittlere **Stumpfhöhe** von 6,38 mm bei den In-vivo-Präparationen gefunden. Dabei zeigten sich in der mesio-distalen Ebene ein Wert

von 5,77 mm und in der vestibulo-palatinalen Ebene ein Wert von 7,00 mm. Der gefundene Unterschied lässt sich durch den girlandenförmigen Verlauf der Gingiva erklären. Dieser steigt von vestibulär nach approximal an und fällt nach palatal wieder ab.

Aus der Literatur geht hervor, dass die Stumpfhöhe, der Durchmesser des Zahnes, der Präparationswinkel und der Halt der späteren Restauration in einem Zusammenhang stehen [44, 51, 65, 87, 88, 123]. Diese Faktoren bestimmen die Widerstandsform des Zahnstumpfes und verhindern so ein Ablösen der Restauration bei exzentrischen Belastungen.

In dieser Studie lässt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Stumpfhöhe und dem Präparationswinkel in der In-vivo-Gruppe finden. In der In-vitro-Gruppe hingegen findet sich eine signifikant negative Korrelation zwischen der Stumpfhöhe und dem Präparationswinkel. Dieser Zusammenhang deckt sich mit der Untersuchung von *Al-Omari et al.*. Wenn sich die Stumpfhöhe reduziert, vergrößert sich der Präparationswinkel [7]. Auch *Wallbach* fand einen solchen Zusammenhang in seiner Studie zu Molarenpräparationen [117]. Aber eigentlich wird das Gegenteil gefordert. Wenn sich die Stumpfhöhe reduziert, sollte auf eine steilere Präparation geachtet werden [42, 49, 51]. Nur so kann eine Restauration bei exzentrischen Belastungen lagestabil bleiben.

Ersu et al. stellten fest, dass eine große Stumpfhöhe bei Präparationen mit einem kleinen Winkel gute Retention und Festigkeit der Restauration zeigten [38].

Parker et al. entwickelten ein mathematisches Modell, um den Präparationswinkel am Stumpf zu finden, der zu einer akzeptablen Retention führt. Dabei handelt es sich um ein Alles-oder-Nichts-Phänomen, das vom Höhen-Breiten-Verhältnis des Stumpfes abhängt [87, 88]. Bei Frontzähnen ist die Höhe meist größer als ihr zervikaler Durchmesser. Nach *Parker et al.* wird das kleinste Höhen-Breiten-Verhältnis bei Frontzähnen mit 1,25 angegeben [88]. Daher muss sich der Präparationswinkel in Abhängigkeit vom Durchmesser und der Stumpfhöhe verändern. Daraus ergibt sich ein Präparationswinkel von maximal 29° für Frontzähne. *Kaufman et al.* zeigten aber, dass eine Vergrößerung der Stumpfhöhe die Retention der Restauration nicht so beeinflusst wie eine Verringerung des Konvergenzwinkels [65].

Goodacre et al. empfehlen für Prämolare und Frontzähne unter Berücksichtigung des Präparationswinkels eine minimale Stumpfhöhe von 3 mm. Bei Molaren fordert er 4 mm, da sie konischere Präparationswinkel aufweisen [5, 7, 66, 90], einen größeren Durchmesser haben und im Seitenzahngebiet größeren Kaubelastungen

ausgesetzt sind [44]. In dieser Studie wurden weitaus größere Stumpfhöhen gemessen (6,38 mm) als in der Literaturrecherche der letzten 50 Jahre gefordert. Da Informationen zur Uranatomie der Präparation fehlten und weiter auch keine Aussage über die okklusalen Platzverhältnisse getroffen wurden, kann nicht darauf geschlossen werden, inwieweit diese Richtlinie eingehalten wurde.

Wiskott et al. zeigten in einer In-vitro-Studie, dass eine lineare Beziehung zwischen Konvergenzwinkel und dem Widerstand bei Belastungen besteht. Desgleichen ist der Widerstand, den die zementierte Krone gegen die Belastungen aufbringt, vom Befestigungsmaterial abhängig [122]. So zeigten sie, dass Kronen mit großer Stumpfhöhe und nicht adhäsiver Befestigung schlechter hielten als Kronen mit kleiner Stumpfhöhe und adhäsiver Befestigung. *El-Mowafy et al.* konnten dies bestätigen [36]. In dieser Studie fehlten Informationen darüber, wie die Restauration vom Behandler auf den präparierten Stumpf zementiert wurde, so dass keine weiterführende Aussage zum Halt der Restauration getroffen werden konnte. Wichtig ist allerdings, dass die Dentinhaftung im klinischen Alltag einer Alterung unterliegt, so dass dies kritisch zu hinterfragen ist.

Nach der *Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* sollte die Stumpfhöhe bei einem Präparationswinkel von 6-10° mindestens 4 mm betragen, um eine ausreichende Retentionsform zu bieten [94]. Wenn bei einer Präparation eine solche Höhe nicht erreicht werden kann, sollten zusätzlich retentive Elemente wie Rillen oder Kästen präpariert werden [44]. In dieser Studie lässt sich dies für 6 In-vivo-Präparationen bestätigen, jedoch liegt keine Information über die Retention der Restauration vor. Genauso ließen sich bei keiner der untersuchten Präparationen retentive Elemente finden. Da keine Informationen zur klinischen Ausgangssituation vorlagen, ist es schwierig diese Richtlinie zu überprüfen.

Wird die Präparation mit einer intraoralen Kamera digitalisiert, ergibt sich aufgrund einer begrenzten Höhenmessgenauigkeit ein Problem, weil ein kleiner Winkel zur Triangulation genutzt wird [113]. *Mou et al.* beschreiben dieses Problem als „Distal shadow phenomenon“. Dabei handelt es sich um Abschattungen an Kavitätenwänden. Bis zu einer Stumpfhöhe von 6 mm kommt es zu keiner Verstärkung dieses Effekts, so dass auch tiefe approximale Präparationen gut erfasst werden können [83, 95]. In dieser Studie wurden höhere Stumpfhöhen ermittelt, so dass eine intraorale Digitalisierung sicherlich kritisch zu betrachten ist.

Es wurde bei 11 der 52 In-vivo-Präparationen (21,15 %) ein **Unterschnitt** durch die *LAVATM Design Software* gefunden. Hierbei wurde sich allein auf die Ausrichtung der Präparation in der Software verlassen. Bei den von *Poon et al.* untersuchten Präparationen wurden nur in 3,7 % der Fälle Unterschnitte gefunden [90]. Diese große Diskrepanz könnte durch die möglicherweise nicht ganz perfekte manuelle Ausrichtung durch den Untersucher bedingt sein. Eventuell scheint eine manuelle Ausrichtung zu weniger Unterschnitt zu führen als durch die in dieser Studie verwendete Software. Die digitale Auswertung scheint der manuellen hier überlegen zu sein.

Ein vorhandener Unterschnitt einer Präparation wird durch die CAD-Software ausgeglichen. Dadurch kann die spätere Restauration leichter auf den Stumpf gesetzt werden [3]. Generell sollten unterschnittige Bereiche vermieden werden [92, 113], denn dadurch entsteht ein größerer Zementspalt und damit bei vorgeschriebener Materialstärke des Gerüstes weniger Platz für die Verblendung, und so ergibt sich ein ästhetisches Problem. Auch ist die Retention der Restauration verringert und der Widerstand gegen exzentrische Belastungen reduziert.

Der in dieser Studie bestimmte **inzisale Radius** lag für die In-vivo-Präparation im Mittel bei 0,34 mm. Nur bei 11,54 % war ein Radius > 0,5 mm zu finden. In 84,46 % der untersuchten Stümpfe wurde die inzisale Kontur der Präparation durch den konstruierten Kreis geschnitten.

Der kleinste für die Fertigung zur Verfügung stehende Schleifkörper hat einen Durchmesser von 1 mm [29]. Scharfe inzisale Präparationskanten konnten aufgrund der Schleifkörpergeometrie nicht korrekt ausgeschliffen werden [28, 67]. Somit ist für den Großteil der untersuchten Präparationen eine Fräserradiuskorrektur erforderlich, um den inzisalen Bereich der Präparationen ausschleifen zu können [50]. Es kommt also zu einem größeren Materialabtrag im inzisalen Bereich, der mit einer Vergrößerung des Zementspaltes einhergeht. Zusätzlich wird der Platzbedarf für die Verblendung in einer ästhetisch sensiblen Zone reduziert.

Je größer die Fräserradiuskorrektur, desto schlechter passt die spätere Restauration und letztendlich wird auch die Materialstärke reduziert. *Reich et al.* zeigten, dass sich die Bruchfestigkeit bei Zirkonoxidkappen um 35 % reduzierte, wenn die Dicke von 0,5 mm auf 0,3 mm verringert wurde [100]. Daher sollte der minimale Radius der Präparation dem Radius der Fräser des jeweiligen CAD/CAM-Systems entsprechen, damit eine genaue Reproduktion der internen Restaurationsfläche durch die

Fräseinheit gewährleistet ist [50, 70, 92, 113]. So sollten Präparationssets verwendet werden, die auf das jeweilige CAM-System abgestimmt sind. Die verwendeten Präparationsinstrumente sollten einen geringen Öffnungswinkel von etwa 6° und gerundete Kanten aufweisen [85].

So lassen sich Übergänge zwischen den inzisalen, palatinalen und axialen Flächen einer Präparation gestalten, die rund sind, damit auch eine Reduktion von Spannungsspitzen in der späteren Restauration gewährleistet ist. [2, 20, 70, 92].

In der In-vitro-Gruppe ließen sich ähnliche Werte wie in der In-vivo-Gruppe finden. Hier lag der Radius im Mittel bei 0,39 mm. 88 % der untersuchten Präparationen hatten einen Radius < 0,5 mm und 25 Präparationen wurden inzisal durch den konstruierten Kreis geschnitten.

Es fiel in der In-vitro-Gruppe ein tendenziell signifikanter struktureller Zusammenhang zwischen der Stumpfhöhe, dem Präparationswinkel und dem inzisalen Radius auf. Je kleiner die Stumpfhöhe war, desto größer der Präparationswinkel und desto kleiner der inzisale Radius. Das bedeutet klinisch, je konischer eine Präparation wird, desto schmäler wird die inzisale Kontur. Daher muss, um eine CAM-gerechte inzisale Rundung zu erreichen, hier mehr Zahnhartsubstanz abgetragen werden. Dies ist aber mit einer Reduktion der Stumpfhöhe verbunden. So führt eine Korrektur der Präparation einerseits zu einem Verlust von Zahnhartsubstanz, andererseits wird der Zahnstumpf in seiner Stabilität geschwächt, was sich auf die Langlebigkeit der späteren Restauration auswirken könnte. Um eine Kontrolle über den Abtrag zu haben, könnte neben der klinischen Kontrolle von allen Seiten auch ein Präparationsschlüssel aus Silikon angewendet werden [90, 92]. Ebenso wäre ein einheitlicher präparativer Ablauf durchaus sinnvoll.

Aus dem **Vergleich der In-vivo- und In-vitro-Präparation** geht hervor, dass die Phantomkopfpräparationen tendenziell besser präpariert wurden, was den Präparationswinkel und die marginale Randgestaltung betrifft. Möglich wäre hier eine bessere Zugänglichkeit des zu präparierenden Zahnes am Phantomkopf. Es stören keine Weichteile wie Wange oder Zunge, auch fehlt der Speichelfluss.

Erstaunlicherweise wurden die Untersuchungsparameter Vorhandensein von Unterschnitt und marginale Präparationstiefe in-vitro schlechter umgesetzt als in-vivo. Vergleichbar schlechte Ergebnisse zeigten sich genauso beim inzisalen Radius. Dieses könnte auf den Phantomzahn zurückzuführen sein, da dieser sich vom natürlichen Zahn in Aufbau und Härtegrad unterscheidet. Was einen Vergleich der

Stumpfhöhe und der retentiven Fläche betrifft, ist dieser aufgrund des in-vitro präparierten Phantomzahnes nicht aussagekräftig, da hier ein genormter Kunststoffzahn präpariert wurde und wir im klinischen Alltag unterschiedlichste anatomische Formen und Ausgangssituationen vorfinden.

In 93,52 % der untersuchten In-vitro-Präparationen fand sich eine Hohlkehle als marginales Randdesign. Fasst man Hohlkehle und Stufe mit abgerundeter Innenkante zusammen, so fand sich in 97,22 % eine keramikgerechte Präparationsform. Damit ist der Anteil der keramikgerechten Randdesigns in-vitro (97,22 %) deutlich höher als in-vivo (87,95 %). Dies ist vergleichbar mit den von *Wallbach* gefundenen marginalen Randdesigns bei Molarenpräparationen [117].

Der in der In-vitro-Gruppe gefundene Präparationswinkel war mit $8,2^\circ$ signifikant kleiner als der der In-vivo-Gruppe ($16,14^\circ$). Er liegt damit in dem von *Güth et al.* geforderten Bereich von $5^\circ - 16^\circ$ [34, 43, 44 47]. 11 der 27 In-vitro-Präparationen (40,74 %) lagen im Bereich von $> 6^\circ - \leq 15^\circ$. 9 Präparationen (33,3 %) wiesen jedoch konischere Werte auf ($> 15^\circ$). In der In-vitro-Gruppe zeigte sich wie auch in der In-vivo-Gruppe eine Tendenz zu konischen Werten, jedoch mit einer viel geringeren Streuung ($0,89^\circ - 20,75^\circ$). Was den Vergleich der Präparationswinkel betrifft, sind sie in der Verteilung ähnlich zu den von *Wallbach* gefundenen Werten für Molarenpräparationen [117]. Im Übrigen deckt sich dies mit der Aussage, dass Frontzähne tendenziell steiler präpariert werden als Molaren [5, 7, 66, 90].

In der In-vitro-Gruppe fiel eine noch signifikant geringere marginale Präparationstiefe (0,43 mm) als in-vivo (0,53 mm) auf. An 20 Präparationen (74,07 %) wurden Präparationstiefen $\leq 0,5$ mm gefunden, in-vivo waren es nur (48,08 %). Was die Homogenität der marginalen Präparationstiefen an den vier Messpunkten betrifft, so waren beide vergleichbar gut. Was den geringen Substanzabtrag betrifft, wurde unter Anleitung ein standardisierter Phantomzahn mit einem vorgegebenen Präparationssatz präpariert. Desgleichen existiert ein Unterschied zwischen den Härtegraden des Kunststoffzahnes und des natürlichen Zahnes. Auch war die Gingivamaske des Phantommodells parodontal vorgeschädigt, und es verjüngt sich der Zahn von koronal nach apikal, was eine Einschätzung des Abtrages schwierig gestaltet [5].

Was das Vorhandensein von Unterschnitt betrifft, wurde an 48,15 % der untersuchten In-vitro-Präparationen ein Unterschnitt nachgewiesen. In-vivo waren es lediglich 21,15 %.

Die festgestellten Unterschiede in den Präparationsgruppen sind auf verschiedene Faktoren zurückzuführen. Generell sind die Präparationen aber ausschließlich vom jeweiligen Zahnarzt abhängig.

6.3 Schlussfolgerungen für die Praxis

Die von *Güth et al.* geforderten Präparationskriterien für CAD/CAM-gefertigte vollkeramische Frontzahnkronen lassen sich dieser Studie zufolge nur schwer umsetzen. Da der Erfolg oder Misserfolg einer Krone immer von vielen Faktoren abhängt, könnte Folgendes im klinischen Alltag überdacht werden oder Anwendung finden:

Der Präparationswinkel von 5° – 16° war in der Praxis zwar erreichbar, dennoch wurde tendenziell noch sehr konisch präpariert und der geforderte Winkel häufig überschritten. So sollte bei kurzem Stumpf paralleler präpariert werden, was sich jedoch wiederum negativ auf die intraorale digitale Erfassung auswirken könnte und damit auf die innere Passung der späteren Restauration.

Ein Vorhandensein von Präparationsrändern mit aufsteigender Außenkante („Dachrinne“), Unterschnitten und Kanten kann nie vollkommen ausgeschlossen werden. Der Behandler sollte seine Präparation abschließend von allen Seiten kritisch überprüfen und korrigieren.

Die marginale Präparationstiefe betreffend gilt festzuhalten, dass tendenziell substanzschonend präpariert wurde. Die marginale Präparationstiefe war meist geringer als aus werkstoffkundlicher Sicht gefordert. Wenn die Indikation für eine vollkeramische Krone gegeben ist, sollten die Behandler darauf achten, genügend Platz für die Restauration zu schaffen, auch wenn aufgrund klinischer oder biologischer Aspekte (Pulpagröße, Zahnmorphologie, Zahnstellung, ...) im marginalen Randbereich sicherlich nicht immer die geforderte minimale Gesamtschichtstärke (1 mm) erreicht werden kann. Ansonsten sollte zusammen mit dem Zahntechniker ein alternatives Material diskutiert werden.

Des Weiteren wurde die inzisale Kontur kaum ausreichend abgerundet. Der Behandler sollte generell ein Auge darauf haben, dass spitze Ecken und Kanten vermieden werden und dass der inzisale, palatinale und zervikale Übergang rund gestaltet wird. Dabei könnten spezielle Präparationssets hilfreich sein.

Eine Entwicklung und Anwendung eines Softwaretools zur Präparationsbeurteilung wäre in Zukunft ein wichtiges Element nach der intraoralen Digitalisierung. Damit könnten dem Behandler Optimierungsvorschläge der gescannten Präparation gegeben werden. Solch ein Präparationsguide wäre durchaus ein wichtiges Element zur Verbesserung von Präparationen.

Letztlich können aber nur klinische Langzeitstudien die Frage des Einflusses der Präparation auf den Erfolg oder Misserfolg einer Restauration beantworten, und so Einfluss auf eine Verbesserung der Präparationskriterien nehmen.

7. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die klinische Umsetzung der empfohlenen Präparationsrichtlinien für CAD/CAM-gefertigte, vollkeramische Restaurationen am Beispiel eines oberen linken mittleren Frontzahnes (FDI Position 21) in der freien zahnärztlichen Praxis untersucht.

52 randomisiert ausgewählte und anonymisierte In-vivo-Frontzahnpräparationen von Zahnärzten aus freien Praxen wurden durch ein digitales Verfahren auf der Basis von Vermessungen dreidimensionaler Oberflächenmodelle untersucht. Diese wurden mit 27 In-vitro-Frontzahnpräparationen verglichen, die unter Anleitung am Phantomkopf präpariert wurden.

Folgende Parameter wurden an jeder Präparation bestimmt: die marginale Randgestaltung, der Präparationswinkel, die marginale Präparationstiefe, die retentive Fläche, die Stumpfhöhe, der inzisale Radius und ein Vorhandensein von Unterschnitten.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die empfohlenen Präparationsrichtlinien nur bedingt umgesetzt werden. Die von *Güth et al.* geforderten Kriterien (kein Unterschnitt, Präparationswinkel $6^\circ - 15^\circ$, Hohlkehle oder Stufe mit abgerundeter Innenkante und Stumpfhöhe größer 4 mm) wurden lediglich von 11 In-vivo-Präparationen und von 12 In-vitro-Präparationen voll erfüllt.

Die in der freien Praxis durch Zahnärzte durchgeführten Präparationen zeigen einen mittleren Präparationswinkel von $16,14^\circ$, welcher knapp über der oberen Grenze der von *Güth et al.* geforderten Richtwerte liegt. Es war festzustellen, dass generell sehr konisch präpariert wurde. In 88,95 % der Fälle wurde ein keramikgerechtes Randdesign gefunden (Hohlkehle oder Stufe mit abgerundeter Innenkante). Bei der marginalen Präparationstiefe ließ sich eine mittlere Abtragstiefe von 0,53 mm finden, die unter der geforderten Mindestpräparationstiefe von 1 mm liegt. Insgesamt war zirkulär tendenziell ein homogener Abtrag feststellbar. Bei der untersuchten Stumpfhöhe fand sich im Mittel ein Wert von 6,39 mm. 21,04 % der Stumpfhöhe entsprachen der retentiven Fläche (1,34 mm). Bei 21,15 % der In-vivo-Präparationen war ein Unterschnitt vorhanden. Entlang der inzisalen Kontur wurde ein mittlerer inzisaler Radius von 0,34 mm bestimmt, der unter den geforderten 0,5 mm lag.

Aus der Gruppe der In-vitro-Präparationen lässt sich der Unterschied zwischen den Richtlinien und dem, was unter idealisierten Bedingungen möglich ist, aufzeigen. In-vitro wurden die Präparationskriterien etwas besser erreicht als bei den In-vivo-Präparationen. Hier fiel auf, dass der Präparationswinkel im Mittel mit 8,17° im geforderten Bereich lag. Auch war zu 97,22 % ein keramikgerechtes Randdesign zu finden. Dennoch wurde tendenziell bei der marginalen Präparationstiefe im Mittel noch weniger zirkulär abgetragen (0,43 mm) als in-vivo. In 48,15 % der Fälle war ein Unterschnitt nachweisbar. Die inzisale Kontur wies tendenziell größere Radien auf, im Mittel wurde ein Wert von 0,39 mm erreicht.

Für den Behandler ist es wichtig, dass er seine Präparation für vollkeramische Restaurationen abschließend kritisch von allen Seiten bewertet und hinterfragt. Er sollte auf den Präparationswinkel, die Präparationstiefe und auf gleichmäßig abgerundete Kanten achten. Eine Optimierung durch einen vorher angefertigten Silikonschlüssel, ein einheitliches Präparationsset, ein immer gleiches präparatives Vorgehen oder ein Softwaretool im Sinne eines Präparationsguides erscheint sehr sinnvoll.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die empfohlenen Präparationskriterien, bezogen auf Präparationswinkel und marginale Präparationstiefe, kaum eingehalten werden.

Eidesstattliche Versicherung

Schäferbein, Rudolf

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

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

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

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

Borstel, 19.01.2015

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

8. Literaturverzeichnis

1. 3M ESPE AG. Herstellerinformation: LAVA Scan ST-Technisches Datenblatt. 2006.
2. 3M ESPE AG. Kronen und Brücken aus Zirkon, Technisches Produktprofil LAVA.
3. 3Shape A/S. 3Shape Dental Systems 2012 - Benutzerhandbuch Version 2.7.8.1. 2012.
4. Aboushelib, M.N., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. The influence of pigments on the slow crack growth in dental zirconia. *Dent Mater.* 2012 Apr;28(4):410-5.
5. Al-Ali, K., Al-Wazzan, K., Al-Amri, M., Al-Shahrani, A., Al-Shahrani, M., Al-Qahtani, H. Assessment of convergence angle of full veneer preparations carried out by practitioners with different levels of experience. *Saudi Dental Journal;* 21(1): 37-44.
6. Al-Dwairi, Z.N., Al-Hiyasat, A.S., Aboud, H. Standards of teeth preparations for anterior resin bonded all-ceramic crowns in private dental practice in Jordan. *J Appl Oral Sci.* 2011 Aug;19(4):370-7.
7. 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.* 2004 Apr;35(4):287-93.
8. Arnetzel, G. Die Materialbeschaffenheit als Grundlage für die Präparationsform-Teil 1 Präparationstechnik für Vollkeramik. *ZMK.* 2011.
9. Arnetzel, G. Keramiktechnologie und deren Leistungskriterien. *Prodental* 2006, 62 - 73.
10. Azar, M.S., Lehmann, K.M., Dietrich, H., Weibrich, G., Schmidtmann, I., Scheller, H. Effect of preparation depth differences on the marginal fit of zirconia crown copings: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2011 May-Jun;24(3):264-6.
11. 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.* 2008;11(3-4):241-56.
12. Baltzer, A., Kaufmann-Jinolan, V. Stufe oder Hohlkehle? - Präparation und Rangestaltung der Kronenkappe bei vollkeramischen Kronen. *Quintessenz Zahntechnik* 29 (3), 340 - 352.

13. Behr, M. Konventionelles versus adhäsives Zementieren von festsitzendem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 2007, 62, 704-705.
14. Behr, M., Rosentritt, M. Zemente in der Zahnmedizin. *Quintessenz* 2003, 54, 829 - 837.
15. Belli, R., Guimaraes, J. C., Porfirio, W., Baratieri, L. N. Frontzahnkronen mit Lava-Zirkongerüst und einer Verblendung aus IPS e.max Ceram. *Quintessenz* 2009, 39, 1394 - 1406.
16. 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.* 2008 Nov;27(6):814-20.
17. Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff, D., Gernet, W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J.* 2008 May;27(3):362-7.
18. Beuer, F., Aggstaller, H., Richter, J., Edelhoff, D., Gernet, W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009 Mar;40(3):243-50.
19. Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff, D., Gernet, W., Sorensen, J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):94-102.
20. Beuer, F., Stawarczyk, B., Tholey, M. Zirkonoxid-Konsens. *Dental Dialog* 2011.
21. Blatz, M. B., Sadan, A., Kern, M. Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestaurationen. *Quintessenz* 2004, 55 (1), 33 - 41.
22. Borchard, R., Erpenstein, H. Die plastische Parodontalchirurgie als vorbereitende präprothetische Maßnahme. *Quintessenz* 2004, 55 (11), 1265 - 1279.
23. Burke, F.J. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int.* 1996 Feb;27(2):115-21.
24. Byrne, G. Einfluss der Präparationsform auf die Zementierung von Kronen. *Quintessenz* 1993, 44, 31 - 45.
25. Chan, D.C., Wilson, A.H. Jr, Barbe, P., Cronin, R.J. Jr, Chung, C., Chung, K. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. *J Oral Rehabil.* 2005 Jan;32(1):58-64.

26. DigitalDentalNews. CAD/CAM =/ CAD/CAM. 2009, 3, S. 26 - 31; HSC-Fräsmaschinen: Führung und Antrieb der Linearachse. 2009, 3, 36 - 41
27. DigitalDentalNews. CNC-Fräsmaschine - Was bedeutet das? März 2010, 4, S. 50 - 53.
28. DigitalDentalNews. Die keramikgerechte Präparation in Theorie und Praxis. Ein Workshop von 3M ESPE. Juni 2011, 5, S. 66 - 72.
29. DigitalDentalNews. Grundlagenwissen Fräswerkzeuge 2010, 4, S. 34 - 37.
30. DigitalDentalNews. Präzision hat viele Facetten. Juni 2010, 4, S. 54 - 58.
31. DIN 66025. Grundlagen der CNC-Programmierung.
32. 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. 1990 Jul-Aug;3(4):327-40.*
33. Edelhoff, D. Präparationsanleitung Prof. Dr. D. Edelhoff.
34. 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. 2007 Jun;18 Suppl 3:193-204.*
35. Edelhoff, D., Sorensen, J.A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent. 2002 May;87(5):503-9.*
36. 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. 1996 Nov;76(5):524-9.*
37. Ender, A., Mehl, A. Full arch scans: conventional versus digital impressions- an in-vitro study. *Int J Comput Dent. 2011;14(1):11-21.*
38. Ersu, B., Narin, D., Aktas, G., Yuzugullu, B., Canay, S. Effect of preparation taper and height on strength and retention of zirconia crowns. *Int J Prosthodont. 2012 Nov-Dec;25(6):582-4.*
39. Federlin, M., Geurtsen, W., Haller, B., Schmalz, G. Stellungnahme der DGZMK: Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen, Veneers. 2007.
40. Frankenberger, R., Schipper, H. M., Roggendorf, M. Adhäsivtechnik 2010 - Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme? . *Quintessenz, 2010, 61, 537 - 542.*

41. Friedlander, L.D., Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Doyle, M.G., Moore, B.K. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont.* 1990 Mar-Apr;3(2):159-68.
42. Fuhr, K., Reiber, Th. *Kronenprothetik.* München: Urban & Schwarzenberg, 1996.
43. Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., Edelhoff, D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan;17(1):275-84.
44. Goodacre, C.J., Campagni, W.V., Aquilino, S.A. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001 Apr;85(4):363-76.
45. Güth, J.F., Keul, C., Stimmelmayr, M., Beuer, F., Edelhoff, D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2013 May;17(4):1201-8.
46. Güth, J.F., Beuer, F., Brandl, S., Ramberger, M., Schweiger, J., Edelhoff, D. Computer Aided Impressioning - The future of impression taking? *Digital Dental News Jan/Feb 2010,* 4, 26–38.
47. Güth, J.F., Wallbach, J., Stimmelmayr, M., Gernet, W., Beuer, F., Edelhoff, D. Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig.* 2013 Jun;17(5):1389-95.
48. Güth, J.F., Edelhoff, D., Breuer, F., Ramberger, M., Schweiger, J. Intraorale digitale Erfassung - Der logische Einstieg in die CAD/CAM-Fertigungskette. *Quintessenz 2009,* 35 (9), 1156–1166.
49. Haddad, M.F., Rocha, E.P., Assunção, W.G. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg.* 2011 May;22(3):952-8
50. Hajtó, J. Gesichtspunkte zur Präparation von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen. *ZMK-Sonderheft Mai 2010,* 35, 14 - 18.
51. Hajtó, J.. Retention und Widerstandform bei zementierten Kronen und Brücken. *ZMK 2010,* 26, 572 - 579.
52. Hajtó, J., Schenk, H. Überpresste Zirkoniumdioxidkronen im Frontzahnbereich. Eine Falldarstellung. *Quintessenz,* 2007, 58 (1), 73 - 87.
53. Harrington, Z., McDonald, A., Knowles, J. An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. *Int J Prosthodont.* 2003 Jan-Feb;16(1):54-8.

54. Hegdahl, T., Silness, J. Preparation areas resisting displacement of artificial crowns.
55. Heidemann, D. *Kariologie und Füllungstherapie*. München, Wien : Urban & Schwarzenberger, 2005.
56. Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K. M. Stellungnahme der DGZMK: Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. 12/1998.
57. Hohmann, D., Hielscher, W. *Lehrbuch der Zahntechnik Band III*. Berlin : Quintessenz Verlag GmbH, 2005.
58. Hsu, Y.T. Using silicone occlusal registration material as a guide for tooth preparation. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep;92(3):302.
59. Jakstat, H.A., Hässler, C., Kroszewsky, K. *Zahnärztliche Werkstoffkunde. Ein Arbeitsbuch*. Norderstedt : Print on Demand GmbH, 2008.
60. Janda, R. Silikatkeramiken - Zusammenfassung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung. *Quintessenz* 2007, 33 (4), 448-456.
61. Janda, R. Silikatkeramiken - Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung - Teil2. *Quintessenz* 2007, 33 (6), 720-730.
62. Janda, R: Vollkeramik: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung. *Quintessenz* 2007, 33 (1), 46–60.
63. Jørgensen, K.D. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontologica Scand* 1960, 18, 479–490.
64. Jørgensen, K.D. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand.* 1955 Jun;13(1):35-40.
65. Kaufman, E.G., Coelho, D.H., Colin, L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosth Dent* 1961, 11, 487–502.
66. Kent, W.A., Shillingburg, H.T.Jr., Duncanson, M.G.Jr. Taper of clinical preparations for cast restorations. *Quintessence Int.* 1988 May;19(5):339-45.
67. Kern, M. Vollkeramik auf einen Blick. *Quintessenz* 2006, 32 (5): 514–520.
68. Kern, M., Luthardt, R., Reich, S., Tinschert, J., Posspeich, P. Stellungnahme der DGZMK: Vollkeramische Restaurationen. 11/2007.
69. Kern, M., Barloiu, A., Yang, B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.* 2009 Sep;88(9):817-22.
70. Kunzelmann, K. H., Kern, M., Posspeich, P., Mehl, A., Frankenberger, R., Reiss, B., Wiehahn, K. Vollkeramik auf einen Blick. Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von

- vollkeramischen Restaurationen. Ettlingen: *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde*, 2006.
71. Kurbab, A., Reichel, K. CAD/CAM-gestützte Vollkeramikrestaurationen aus Zirkonoxid. *Quintessenz* 2004, 55 (6), 637 - 684.
 72. Kurbad, A. Impression-free production techniques. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):59-66.
 73. Lang, N.P., Kiel, R.A., Anderhalden, K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol.* 1983 Nov;10(6):563-78.
 74. 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.* 1987 Oct;58(4):414-6.
 75. Liu, P.R., Essig, M.E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2008 Oct;29(8).
 76. Masek, R. Margin isolation for optical impressions and adhesion. *Int J Comput Dent.* 2005 Jan;8(1):69-76.
 77. May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998 Oct;80(4):394-404.
 78. Mehl, A. CAD/CAM-Fertigungsverfahren - Neue Ansätze und Verfahren . *ZWP Spezial* 2003, 7, 16 - 19.
 79. Mehl, A., Ender, A., Mörmann, W., Attin, T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent.* 2009;12(1):11-28.
 80. Mizrahi, B. Die Methode nach Dahl: Platz gewinnen und die biomechanische Prognose von Frontzahnkronen verbessern. *Quintessenz*, 2006, 57 (8), 851–857.
 81. Moldovan, O., Luthardt, R.G., Corcodel, N., Rudolph, H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1273-8.
 82. Mörmann, W.H., Bindl, A., Lüthy, H., Rathke, A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont.* 1998 Jul-Aug;11(4):333-9.
 83. 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.* 2002 Mar;87(3):248-55.
 84. Müller, H.P. *Checkliste Parodontologie*. Stuttgart : Thieme-Verlag, 2006.

85. Ottl, P., Lauer, H.C. Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 1996, 47, 623-640.
86. Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):561-9.
87. Parker, M.H., Calverley, M.J., Gardner, F.M., Gunderson, R.B. New guidelines for preparation taper. *J Prosthodont.* 1993 Mar;2(1):61-6.
88. 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.* 1988 Mar;59(3):281-8.
89. Pecanov-Schröder, A. Vollkeramik und CAD/CAM (Teil1). Ein Thema, drei Meinungen. . *Dental Magazin* 2008, 12–25.
90. Poon, B.K., Smales, R.J. Assessment of clinical preparations for single gold and ceramometal crowns. *Quintessence Int.* 2001 Sep;32(8):603-10.
91. Pospiech, P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig.* 2002 Dec;6(4):189-97.
92. Pospiech, P., Tinschert, J. Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnheilkunde. *3M ESPE, Seefeld* 2004.
93. Potts, R.G., Shillingburg, H.T. Jr., Duncanson, M.G. Jr. Retention and resistance of preparations for cast restorations. *J Prosthet Dent.* 1980 Mar;43(3):303-8.
94. Pröbster, L. Stellungnahme der DGZMK: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? *DGZMK* 2003.
95. Quaas, S. Die berührungsreduzierte Abformung. *Zahnärzteblatt Sachsen* 2011, 22, 26-33.
96. Quaas, S., Rudolph, H., Luthardt, R.G. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* 2007 Dec;35(12):903-8.
97. Raigrodski, A.J., Chiche, G.J., Potiket, N., Hochstedler, J.L., Mohamed, S.E., Billiot, S., Mercante, D.E. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006 Oct;96(4):237-44.

98. Re, D., Augusti, D., Augusti, G., Giovannetti, A. Early bond strength to low-pressure sandblasted zirconia: evaluation of a self-adhesive cement. *Eur J Esthet Dent.* 2012 Summer;7(2):164-75.
99. Rehberg, H.J. Exakter Randschluss - Was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 1971, 26, 696-699.
100. Reich, S., Petschelt, A., Lohbauer, U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent.* 2008 May;99(5):369-76.
101. Reich, S., Vollborn, T., Wolfart, S. The intraoral optical data acquisition - an overview of four systems. *Dtsch Zahnärztl Z* 2012, 67 (3), 177–189.
102. Rinke, S. Cercon smart ceramics - Klinischer Leitfaden. 2003, *Degudent*, Hanau.
103. Rudolph, H., Quaas, S., Luthardt, G. CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z*, 2003, 58 (10) 559–569.
104. Rudolph, H., Schöne, C., Luthardt, G. Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 2004, 59 (2), 73–77.
105. Schmitt, J., Wichmann, M., Holst, S., Reich, S. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2010 Mar-Apr;23(2):107-9.
106. Schweiger, J., Beuer, F., Edelhoff, D. Digitaler Workflow-Teil1. Von intraoralen Scan bis zur Modellherstellung. *Quintessenz* 2010, 36 (9), 1174–1181.
107. Schweiger, J., Beuer, F., Eichberger, M., Edelhoff, D. Digitaler Workflow-Teil4. Von der intraoralen Abformung bis zur digitalen Dentinkernkrone/Dentinkernbrücke. *Quintessenz*, 2011, 37 (5), 612–625.
108. Sirona Dental Systems GmbH. Cerec - Die Neuheit - 2009. 2009.
109. Stephan, M., Corton, A. Aluminiumoxid - der Korund. Mineralogische Betrachtung des Korund. *Quintessenz* 2005, 31 (2), 128-133.
110. Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B., Brodesser, J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* 2010 Jul;38(7):553-9.

111. Tao, J., Han, D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2009 Oct;40(9):745-52.
112. Tielemans, S., Bergmans, L., Duyck, J., Naert, I. Evaluation of a preparation depth controlling device: a pilot study. *Quintessence Int.* 2007 Feb;38(2):135-42.
113. Tinschert, J., Natt, G. *Oxidkeramiken und CAD/CAM Technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde; mit 48 Tabellen.* Deutscher Zahnärzte Verlag; Dt. Zahnärzte-Verl., Köln 2007.
114. Uebe, H.D. *Handbuch des Kronen- und Brückenersatzes.* Verl. Neuer Merkur, München 1996, 8. Auflage
115. van der Zel, J.M. Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebnis und dessen Qualität. *Digital Dental News, Spet.* 2007, 1, 6–12.
116. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. Herstellerinformation: VITA In-Ceram. Das Konzept. 2009.
117. Wallbach, J. Untersuchung zur Umsetzung von Richtlinien zur Präparation CAD/CAM-generierter vollkeramischer Molarenkronen. [Dissertation]. 2012.
118. Weber, A., Rudolph, H., Quaas, S., Thöne, A., Luthardt, R.G. CAD/CAM-Technik in der Zahnheilkunde - eine Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern in Deutschland. *DigitalDentalNews,* 2008, 2, Juli/August, 14-20.
119. Weed, R.M., Baez, R.J. A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparations. *J Prosthet Dent.* 1984 Sep;52(3):330-4.
120. Wilson, A.H. Jr., Chan, D.C. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. *J Prosthodont.* 1994 Jun;3(2):74-8.
121. Wilson, N., MacFarlane, T., Mjör, I.A., Wilson, N.H. Reasons for Placing and Replacing Crowns in general dental practice. *J Dent Res* 1990 78, 302.
122. 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.* 1997 May-Jun;10(3):207-15.
123. 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.* 1996 Mar-Apr;9(2):117-39.

124. Zhao, Y.E., 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* 2003, 38, 330-332

9. Danksagungen

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

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

Weiterhin möchte ich den Geschäftsführern des Corona Lava™ Fräszentrums 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 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.