

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

**Untersuchung zur Korrelation von Transluzenz und
Bruchfestigkeit von CAD/ CAM gefrästen
Vollkeramikkronengerüsten**

Eine *In-Vitro*-Studie

DISSERTATION
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Björn Vieth
aus Bad Karlshafen

2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:

Priv. Doz. Dr. Florian Beuer

Mitberichterstatter:

Priv. Doz. Dr. Karin Huth

Mitbetreuung durch den promovierten
Mitarbeiter:

Dekan:

Prof. Dr. Dr. h. c. Maximilian Reiser
FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung:

23.03.2010

Für alle, die nie aufhören nach Höherem zu streben

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	3
2.1.	Entwicklung dentaler Keramiken	3
2.2.	Werkstoffkundliche Grundlagen der Keramiken	12
2.3.	Spezielle werkstoffkundliche Grundlagen der Zirkondioxid-keramik	18
2.4.	Verarbeitungsmodi von Zirkondioxid	23
2.5.	Prüfverfahren zur Ermittlung der Biegefestigkeit	25
2.6.	Präparationsformen	28
2.7.	Biokompatibilität von Zirkondioxid	29
2.8.	Systemvorstellung	32
2.8.1.	Das Everest System [®] , Firma KaVo (Biberach)	32
2.8.2.	Das Lava [®] System, Firma 3M Espe (Seefeld)	36
2.8.3.	Das IPS e.max [®] CAD System	38
3.	Material und Methode	40
3.1.	Herstellung der Prüfkörper	40
3.2.	Lichtoptische Transluzenz Vermessung	48
3.3.	Bruchfestigkeitsprüfung	50
3.4.	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung (REM)	52
3.5.	Statistische Auswertung	52
4.	Ergebnisse	53
4.1.	Ergebnisse der licht- optischen Testversuche	53
4.2.	Ergebnisse der Bruchtestversuche	57
4.3.	Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung	60
5.	Diskussion	65
5.1.	Material und Methode	65
5.2.	Diskussion Ergebnisse	66
6.	Zusammenfassung	74
7.	Literaturverzeichnis	76
8.	Anhang	85
9.	Danksagung	99
10.	Lebenslauf	100

1. Einleitung

In der heutigen Prothetik stellt die metallkeramische Verblendtechnik nach wie vor den Goldstandard dar, um ausgedehnte festsitzende Versorgungen anzufertigen. So ausgereift, wie diese Technik auch ist, so sind doch erhebliche Nachteile mit dieser Art der Versorgung verbunden. Mangelnde Transluzenz aufgrund des Metallgerüsts, Verfärbungen im Sulkusbereich und Metallunverträglichkeiten [3,59,113] forcierten die Suche nach einem Material, welches primär über eine ausreichende Stabilität verfügt, um nicht nur metallfreie Kronen, sondern auch ganze Brückenkonstruktionen zu realisieren. Des Weiteren soll es sich dem Organismus gegenüber inert verhalten und dabei optisch der Natur nahe kommen. Versuche mit reinen Glaskeramiken scheitern derzeit an der Anfälligkeit der Glasphase gegen korrosive Einflüsse in der Mundhöhle [30], sowie an der als gering einzustufenden Risszähigkeit (K_{Ic}) und dem hohen Rissausbreitungsparameter (n), was zu einem stetigen Verlust der Biege- und Bruchfestigkeit führt. Ästhetisch sind Teil- und Einzelkronen hervorragend mit Glaskeramik realisierbar, allerdings wird das Material bei größeren prothetischen Versorgungen, insbesondere Brücken, welche mehr als drei Zähne umfassen, vor bislang unlösbare Probleme gestellt. Erst Ende der 1990er Jahre wurde durch die CAD/ CAM Technologie Zirkondioxid in der Zahnmedizin eingeführt und hält seitdem Einzug in die prothetische Rekonstruktion, nachdem mit diesem Material in der Hüftgelenksprothetik durch Zuverlässigkeit und hohe Biokompatibilität gute Erfolge verzeichnet wurden.

Zirkondioxid wird aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit inzwischen als Universalgerüstmaterial in der metallfreien Prothetik verwendet. Ästhetisch standen Zirkondioxidrestaurationen bisher aufgrund des kristallinen Aufbaus und des dadurch bedingten weiß- opaken Erscheinungsbilds anderen glaskeramischen Materialien deutlich nach.

Durch die Entwicklung eingefärbter Zirkondioxidrohlinge, bzw. das Einfärben der vorgesinterten Zirkondioxidblanks, hat sich die optische Tiefenwirkung von Zirkondioxidgerüst- Restaurationen deutlich erhöht [20,117]. Bemängelt wird weiterhin noch die fehlende bzw. unzureichende Transluzenz von Zirkondioxid gegenüber glaskeramischen Werkstoffen. Neuere technische Möglichkeiten, vor allem die wesentlich verbesserten CAM- Einheiten, die eine noch präzisere Bearbeitung der Werkstücke zulassen, bieten neue Ansätze, diese bisherigen

Defizite auszugleichen oder zumindest anzunähern. Die Reduzierung der Gerüstschichtstärke ist in diesem Zusammenhang eine denkbare Möglichkeit, um z.B. das Defizit der Transluzenz auszugleichen.

Das Thema dieser Studie befasst sich mit der Fragestellung, inwieweit sich die maximal reduzierte Gerüstschichtstärke sowohl auf die mechanische Festigkeit als auch auf die optische Transluzenz von Zirkondioxid- Einzelzahngerüsten auswirkt und inwiefern sich daraus Ableitungen für die Praxis schaffen lassen.

2. Literaturübersicht

2.1. Entwicklung dentaler Keramiken

Als namhafter Begründer der modernen Zahnmedizin beschreibt *Fauchard* in seinem Werk "Le Chirurgien Dentiste" bereits 1728, wie metallene Zahnkronen so emailliert werden können, dass sie sich, für die damalige Zeit schon akzeptabel, an die bestehenden Zähne in der Farbe anpassen. Diese Entwicklung ist auch vor dem Hintergrund der damaligen gesellschaftlichen Verhältnisse in Paris zu sehen, wo der Anspruch an Ästhetik stetig zunahm und metallene Restaurationen nicht mehr als mondän galten. Die Entwicklungen neuerer Werkstoffe, wie der Feldspatkeramik, führten 1889 zur Vorstellung der ersten vollkeramischen Krone durch *Charles Henry Land*. Dieser brannte eine keramische Masse auf eine Platinfolie, die nach dem Brennvorgang entfernt wurde. Das Ergebnis ist bis heute unter dem Namen Jacketkrone bekannt [83]. Das damals verwendete Glaskeramikmaterial findet noch heute, wenn auch in modifizierter Zusammensetzung, seine Anwendung in der restaurativen Zahnheilkunde.

Schnell wurden die Möglichkeiten des Werkstoffes Feldspatkeramik offensichtlich:

- gute Farb- und Lichtwirkung
- hohe Abriebfestigkeit
- große Härte
- mechanische Festigkeit auf Druck
- chemische Resistenz
- hohe Oberflächendichte [55]

Die Schwachstellen der Keramik offenbarten sich nach dem Inkorporieren und dem Gebrauch der Kronen, wo sich eine unzureichende Zugfestigkeit in zunächst unbeherrschbaren Frakturen äußerte und die Vollkeramikronen für fast 50 Jahre in Vergessenheit gerieten. Erst Mitte des 20. Jahrhunderts wurde durch *McLean* und *Hughes* mit der Zugabe von Aluminiumoxid eine erhöhte Bruchfestigkeit erreicht [19]. Neue Brennverfahren sorgten ebenfalls Mitte des 20. Jahrhunderts für die Verbesserung der Eigenschaften der keramischen Massen. Vor Allem die Einführung des Vakuumbrandes revolutionierte den Keramikbrand, da der Keramikmasse während des Sintervorganges die eingeschlossene Luft entzogen wurde, welche

durch das Schichten der Keramik bedingt war. Dieses Verfahren führte zu einer Verbesserung der Biegefestigkeit, der Farbe und der Transluzenz, indem das Porenvolumen von vorher ca. 5% auf ca. 0,5% reduziert wurde [18,57]. Somit war die Lichtbrechung an Porositäten zu Gunsten der Lichttransmission gewichen und die mechanische Festigkeit wurde erhöht.

Zur fast gleichen Zeit gelang es, eine Keramik auf ein Metallgerüst aufzubrennen, indem der Wärmeausdehnungskoeffizient beider Materialien einander angeglichen wurde. 1962 brachte die Vita Zahnfabrik die erste praxistaugliche Keramik auf den Markt, welche auf ein Metallgerüst aufgebrannt werden konnte. Dieses Konzept bildet bis heute in leichter Modifikation den Goldstandard der prothetischen Kronen- und Brückenverblendung, wobei die Überlebensrate von metallkeramischen Brücken nach fünf, zehn und fünfzehn Jahren bei 96, 87 und 85% liegt [47] und sich andere Konstruktionen daran in Zukunft messen lassen müssen.

Ästhetisch ungünstig ist bei dieser Form der Versorgung zunächst die mangelnde Farbtiefe im Randbereich zu sehen. Livide, ödematöse Veränderungen der Gingiva im Kronenrandbereich stellen derzeit das größte Problem in der metallkeramischen Verblendtechnik dar, welche unter anderem schon in Gefügefehlern des Metallgerüsts liegen können. Hier kann es bereits nach kurzer Tragedauer im Mund zur Spaltkorrosion mit entsprechenden, nicht biokompatiblen Korrosionsprodukten kommen, welche sich im Sulkusbereich ablagern und auch systemische Nebeneffekte haben könnten. Auch spielen oxiditiierte Gingivaentzündungen mit Ionenaustausch durch die Haftvermittler Indium und Gallium eine Rolle, was auf Dauer zu irreversiblen parodontalen Läsionen führen kann [59,113].

Vor diesem Hintergrund erwuchs der Wunsch nach vollständig metallfreien Restaurationen, da zunehmend gesundheitliche Folgen durch Metalle in der Mundhöhle befürchtet werden und wachsende Material- und Metallunverträglichkeiten nicht mehr wegzudiskutieren sind [3].

Restaurationen, welche letztendlich nur aus Keramik bestanden, bestachen zunächst durch ihre Transluzenz, da das Fehlen eines Metallkerns den fast ungehinderten Lichtfluss zuließ.

Einen ersten Schritt weg vom Metall unternahmen die Jacketkronen, welche später durch verbesserte Rezepturen und durch leistungsfähigere Gieß- oder Presskeramiken (Dicor[®], Empress[®], e.max[®]Press) ersetzt wurden und zum Teil bis heute im Einsatz sind. Die mechanischen Festigkeitswerte und die

Korrosionsanfälligkeit von Feldspatkeramiken ließen aber keine ausgedehnten prothetischen Versorgung zu.

Eine Weiterentwicklung ist seit Ende des letzten Jahrtausends zu beobachten, indem vermehrt Forschungen in die Richtung vorgebracht wurden, das Trägermaterial Zirkondioxid für die Zahnmedizin in erweitertem Umfang zugänglich zu machen.

Zirkondioxid beeindruckt zunächst durch Festigkeitswerte, welche den Kaukräften gewachsen sind. Zusätzlich sollte es als Trägermaterial für die feldspatbasierte Aufbrennkeramik den Festigkeitswerten von dünnen Metallgerüsten in nichts nachstehen. Ein weiterer Vorteil zu Gunsten des Zirkondioxids entsteht durch die von der Schichtstärke abhängigen Transluzenz, welche bei Metallgerüsten in jeder Schichtstärke aufgrund des molekularen Gefüges völlig ausgeschaltet wird (s. Abb. 2, S. 8).

Bereits 1928 ließ sich die Fa. Degussa stabilisiertes Zirkoniumdioxid patentieren [121], eine exakte Verarbeitung war aber aufgrund der technischen Schwierigkeiten noch lange nicht möglich. In den 80'er Jahren des vorigen Jahrhunderts mischte der Engländer *Ron Garvie* dem Zirkondioxid Yttriumoxid hinzu und steigerte so die Festigkeit der Keramik. *Schubinski* und *Kern* zitierten *Garvie* in einer Veröffentlichung, dass Biegefestigkeit (= 0,2% Dehngrenze) und E-Modul die Werte von Stahl [50] erreichten. Aufgrund der molekularen Struktur von Zirkondioxid erreicht dieses allerdings nur Bruchzähigkeitswerte von ca. 5-10 MPa [89], also etwa 15% der Zähigkeit von Stahl [22,88].

Zwischen 1998 und 2003 kamen mehr als 8 verschiedene Systeme auf den Markt, die alle eines gemeinsam hatten: die Herstellung von CAD/CAM gefrästen Zirkondioxidgerüsten als Metallersatz unter Keramikverblendungen. 2002 führten die Firmen 3M Espe (Seefeld) und KaVo (Biberach) ihre Systeme, die Marken Lava[®] und Everest[®], welche im Weiteren noch ausführlicher vorgestellt werden (Kap. 2.8. S. 32), ein.

Potiket et al. bescheinigten 2004 bereits einer Einzelkrone mit Zirkondioxidgerüst als Gerüstmaterial eine vergleichbare Stabilität wie einer metallkeramischen Verblendkrone [82].

2.1.1. Eigenschaften dentaler Keramiken

Dentale Keramiken unterscheiden sich hinsichtlich der Zusammensetzung deutlich von den im Volksmund so genannten Porzellankronen. Eine Gegenüberstellung soll dies verdeutlichen:

	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat	60-80 m%	25-30 m%
Kaolin	0-5 m%	50-70 m%
Quarz	15-25 m%	20-25 m%

(Tab. nach [70])

Porzellan weist durch den hohen Anteil an Kaolin kaum Transparenz oder Transluzenz auf, wodurch sich Kompromisse im ästhetischen Erscheinungsbild nicht vermeiden lassen. Eine deutliche Verschiebung der dentalen Keramiken zum Bestandteil Feldspat (Feldspat-/ Sinterkeramiken) geht einher mit der Erhöhung der gläsernen Transluzenz. Um ein Zerfließen während des Brennens zu verhindern und um der Keramik im Anschluss mehr mechanische Festigkeit zu geben, werden den Massen Leuzitkristalle oder Aluminiumoxid beigemischt. Diese setzen zusätzlich als Lichtstreuungszentren die Transluzenz deutlich herab und lassen die Keramik wiederum opaker erscheinen [70].

2.1.2. Opazität, Transluzenz, Transparenz und Opaleszenz

Verschiedene Stoffe haben bei ihrer Betrachtung verschiedene lichteoptische Eigenschaften. Angefangen von der Farbe über Intensität bis hin zu den Eigenschaften, die das einfallende Licht in seinem Spektrum verändern oder gänzlich reflektieren (Abb. 1).

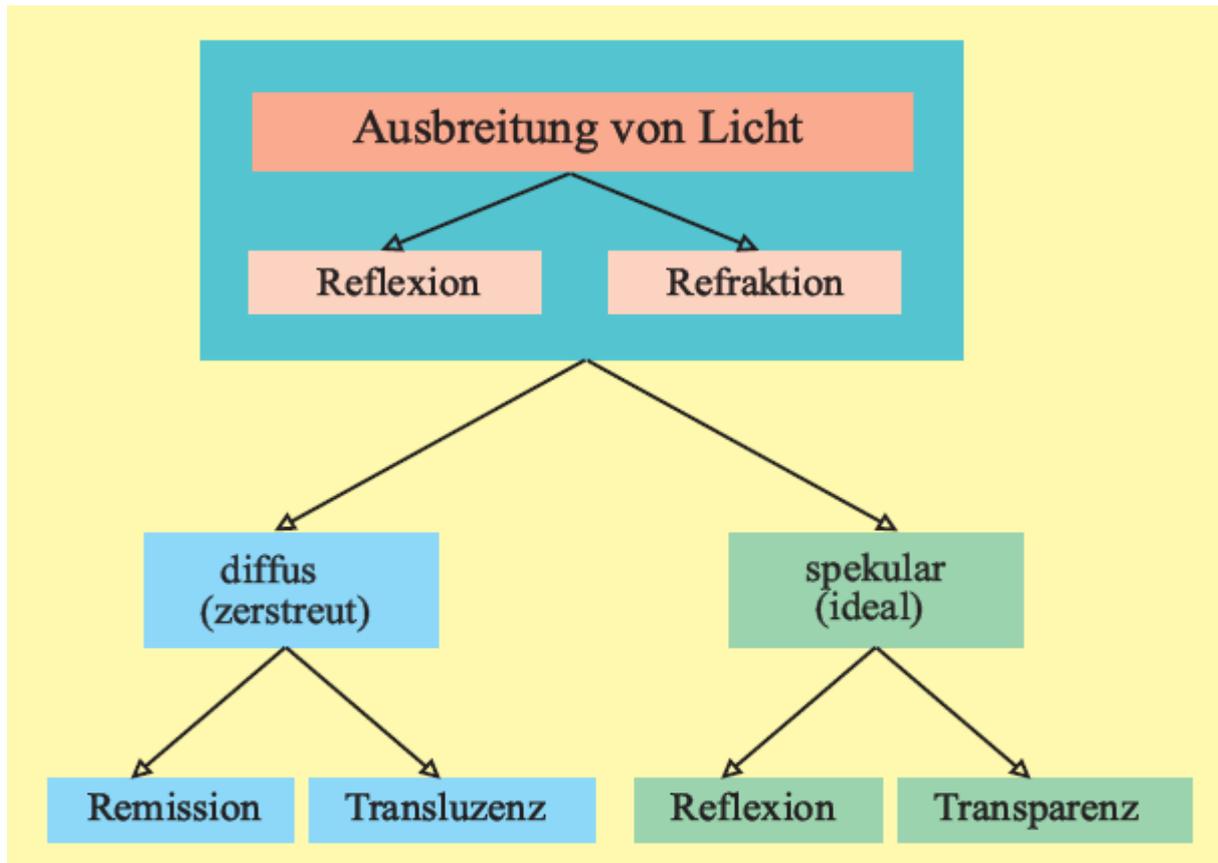


Abb. 1: Ausbreitung von Licht [124]

Dentale Keramiken eignen sich hervorragend dazu, den natürlichen Zahn zu imitieren und somit fast unauffällig entstandene Defekte zu ersetzen. Besonderes Augenmerk fällt dabei auf die Grundeigenschaften der Zähne, welche das natürliche Licht streuen, passieren oder reflektieren lassen. Diese Effekte werden durch den transluzenten bis fast transparenten Schmelz und das darunter liegende opake bis transluzente Dentin bedingt, welches durch den Schmelz durchscheint und dem Zahn somit aus der Tiefe sein charakteristisches Farbspiel gibt.

2.1.2.1 Opazität

Bei der *Opazität* handelt es sich um die „völlige Undurchsichtigkeit“ eines Stoffes für Licht oder elektromagnetische Wellen. Metallgerüste oder Metallkronen haben eine totale Opazität und eignen sich daher im ästhetisch wichtigen Bereich nicht für eine optimale Lösung (Abb. 2).

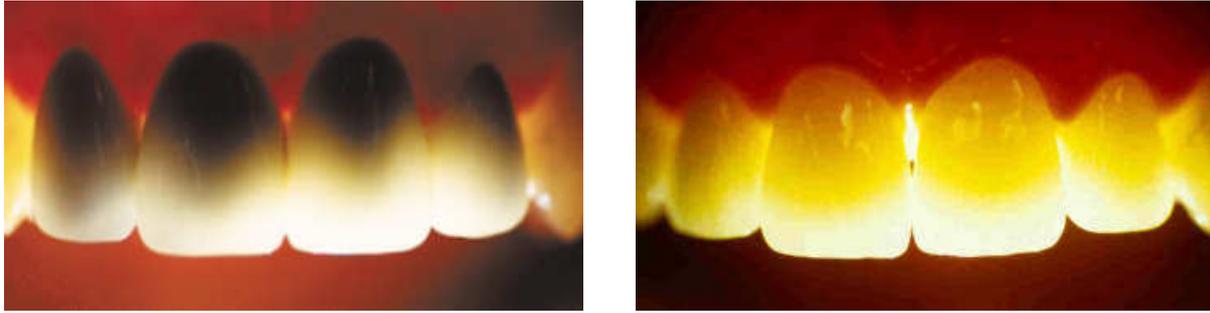


Abb. 2: Metallgestützte Kronen und Brücken verhindern aufgrund ihrer Opazität den Lichtdurchlass in das umliegende Weichgewebe. Die Zähne wirken grau und leblos. Rechts: natürliche Zähne im Durchlicht [59]. Mit freundlicher Genehmigung von Prof. D. Edelhoff.

2.1.2.2. Transluzenz

Die *Transluzenz* (lat.: „trans“ = durch, (hin)durch, „lucere“ = leuchten) beschreibt die Eigenschaft der „teilweisen Lichtdurchlässigkeit“, welche am besten mit einer Milchglasscheibe zu vergleichen ist. Das einfallende Licht wird im Objekt an Einschlüssen, Porositäten oder Kristallen diffus gestreut [71], passiert aber, wenn auch unter Abschwächung der Intensität, dennoch den Weg hindurch. Hierbei spricht man von diffuser Transmission (lat.: „trans“ = durch, (hin)durch, „mittere“ = schicken, senden). Physikalisch betrachtet drückt die Transluzenz das Verhältnis von einfallender zu durchgelassener Lichtintensität aus. Natürliche Zähne verfügen aufgrund ihres strukturellen Aufbaus mehr oder weniger stark ausgeprägt über diesen Mechanismus.

Glaskeramiken verfügen aufgrund ihrer Glasmatrix über eine erhöhte Transluzenz mit der Tendenz zur Transparenz. In diese Matrix können genau kontrollierte Mengen von Streuzentren (Kristalle) eingelagert werden, um die Transluzenz der Keramiken optimal an die der natürlichen Zähne anzupassen.

Polykristalline Keramiken, wie z.B. Zirkondioxid oder Aluminiumoxidkeramiken, besitzen diese transparenten Glasphasen nicht, weshalb sie zwar trotzdem bis in eine gewisse Schichtdicke keramisch transluzent sind, allerdings schon in geringer Schichtstärke eine deutliche Tendenz zur Opazität zeigen. Dies ist dadurch bedingt, dass der gesamte Gefügebau bereits aus Kristallen besteht und somit viele Streuzentren aufweist (Abb. 3).

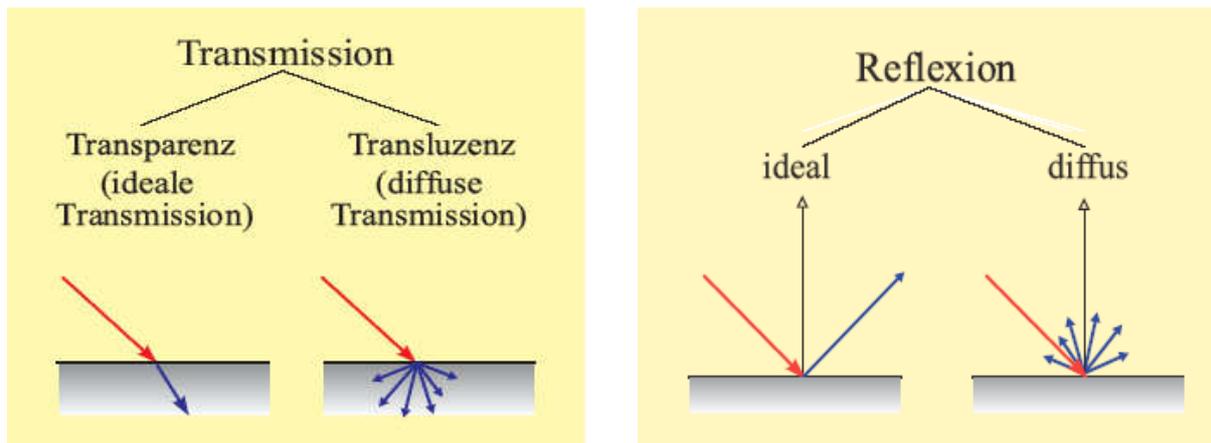


Abb. 3: Schematische Darstellung von möglicher Transmission und Reflexion [124]

Eine annehmbare Opazität des Gerüstmaterials ist hingegen nicht immer unerwünscht, da es sich bei zu überkronenden Zähnen nicht selten um verfärbte Zähne handelt, deren dunkle Farbe durch zu transluzente Materialien nicht maskiert werden könnte. Für diese Aufgabe sind die polykristallinen Keramiken den Silikatkeramiken überlegen.

2.1.2.3. Transparenz

Eine völlige Lichtdurchlässigkeit ohne Verluste durch Streuung oder Absorption wird als *Transparenz* (lat.: „trans“ = hin(durch), „parere“ = scheinen, sich zeigen) bezeichnet. Hierfür ist das Fehlen von Oberflächenbeschädigungen, Rissen oder Einschlüssen wichtig, damit keine unregelmäßige Lichtbrechung (Streuung) im oder bereits auf dem Objekt stattfindet, welche dann wieder zur Transluzenz führen würde. Transparente Gegenstände werden durch Aufrauen der Oberfläche undurchsichtig [71]. Üblicherweise zeigen Luft, klares Wasser und Glas die Eigenschaft der Transparenz. Reine Transparenz ist an natürlichen Zähnen kaum zu beobachten.

2.1.2.4. Opaleszenz

Eine weitere Eigenschaft von Zähnen ist die so genannte Opaleszenz (das typische „Schillern“ im Schmelz), welche durch die Beugung von Licht an Kristallen entsteht. Während ein Zahn im Auflicht bläulich schimmert, wirkt er im Durchlicht eher

rötlich/orange. Dies hängt mit der unterschiedlichen Streuwirkung von kurz- und langwelligem Licht zusammen, da kurzwelliges (blaues) Licht überwiegend reflektiert wird, langwelliges (rotes) Licht hingegen aber kaum absorbiert wird [85]. Da dieser Effekt für diese Arbeit keine weitere Bedeutung hat, soll an dieser Stelle auch nicht weiter darauf eingegangen werden.

2.1.2.5. Auswirkungen des Befestigungsmaterials auf die Transluzenz

Nicht nur die Keramiken sind entscheidend für die Transluzenz sondern auch die Befestigungsmaterialien, welche den Verbund zwischen Zahn und Restaurationen herstellen. Silikatkeramiken müssen im Allgemeinen, aufgrund mangelnder Eigenfestigkeit, adhäsiv auf dem Zahnstumpf befestigt werden. Der adhäsive Verbund hat zur Folge, dass die Restorationsinnenseite keine mechanische Grenzfläche mehr bildet, an der rissauslösende Spannungen wirksam werden können und somit die Keramik von innen heraus vor Frakturen geschützt wird [80]. Die Angaben zur konventionellen Zementierung variieren jedoch erheblich. Im Allgemeinen wird eine Mindestbiegefestigkeit der dentalen Keramik von über 200 MPa gefordert. Es wird in der Literatur empfohlen, Keramiken unter 200 MPa generell nicht konventionell einzusetzen, allerdings wird auch noch die Empfehlung ausgesprochen, das IPS- Empress II[®] mit einer Biegefestigkeit von ca. 350 MPa [53] ebenfalls adhäsiv zu befestigen, obwohl es auch konventionell zementiert werden könnte [68].

Problematisch zeigen sich in der Adhäsivtechnik subgingival liegende Präparationsgrenzen, welche auch mit entsprechenden Medien (z.B. Kofferdam) nicht absolut trocken zu legen sind. Adhäsive Befestigungskomposite reagieren auf Anwesenheit von Feuchtigkeit sehr empfindlich und härten entweder nicht oder nur unzureichend aus, was wiederum Kariesprädispositionsstellen nach sich zieht oder der Restauration die nötige Unterstützung versagt und Brüche vorprogrammiert.

Neuere, hochfeste Keramiken und Zirkondioxid benötigen adhäsive Befestigungskomposite aufgrund ihrer Eigenfestigkeit teilweise nicht mehr und können, wie herkömmliche Metall-Keramik-Kronen auch, mit konventionellem Zinkoxid- Phosphatzement oder Glasionomierzement auf dem Zahnstumpf zementiert werden. Eine adhäsive Befestigung ist ebenfalls möglich, was noch einmal eine zusätzliche mechanische Verstärkung bewirkt [47]. Grundsätzlich wird das

Abstrahlen der Innenflächen mit 50µm Korund und 2,5bar Druck empfohlen, um die Klebeflächen zu reinigen und anzurauen [98]. Beide Aspekte werden in der Literatur allerdings kontrovers diskutiert.

Die Verwendung von Zinkoxid- Phosphatzement ist im ästhetischen Bereich aufgrund seiner starken Opazität nicht zu empfehlen. Durch die computergesteuerte Definierung der Zementspaltbreite können Glasionomerezemente (z.B. Ketac[®], Fa 3M Espe, Seefeld) ohne Beeinträchtigung der Transluzenz eingesetzt werden.

Die Verwendung des Kompositklebers Panavia F2[®] (Kuraray Dental, Düsseldorf) führt nach Sandstrahlen der Oberfläche von Zirkondioxidkeramiken mit Aluminiumoxid (50-110µm, 2,5bar) zu Haftwerten, welche deutlich über denen von Zinkoxidphosphatzementen liegen.

Dieses Befestigungskomposit enthält das adhäsive Phosphatmonomer MDP (10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) welches eine chemische Verbindung mit der Zirkondioxidoberfläche eingeht [14,51,63]. Das Monomer verfügt über eine hydrophile Phosphatgruppe zur Durchführung der sauren Demineralisierung und Bindung an Calciumionen und Aminogruppen der Zahnschmelze, weiterhin über eine hydrophobe Alkylgruppe zur Erhaltung eines Gleichgewichts zwischen Hydrophobie und Hydrophilie sowie über eine endständige Doppelbindung zur Polymerisation [Herstellerangaben Fa. Kuraray Dental, Düsseldorf]. Ein dauerhafter Klebeverbund konnte in einer Langzeituntersuchung bestätigt werden, in welcher die Probestücke einer 2-jährigen Wasserlagerung mit thermischer Wechsellast ausgesetzt wurden [111]. Als nachteilig ist das notwendige Konditionieren des Zahnes unter absoluter Trockenlegung anzusehen, wodurch postoperative Sensibilitäten auftreten können.

Neue, selbstadhäsive Zemente (z.B. RelyX[®] Unicem, Fa. 3M ESPE, Seefeld) eignen sich ebenfalls zur Befestigung von keramischen Restaurationen, da diese Zemente bedingt feuchtigkeitstolerant sind und zudem dual aushärten, d.h. sie härten sowohl licht- als auch chemisch aus, was eine optimierte Gesamtaushärtung bewirkt. Im Gegensatz zu den bisherigen Dualzementen entfällt z.B. bei RelyX[®] Unicem das Ätzen, Primern und Bonden, was eine zusätzliche Abnahme des postoperativen Traumas für den Zahn bedeutet [96]. Die Haftwerte der selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien liegen jedoch unter den Werten der echten Adhäsivsysteme.

2.2. Werkstoffkundliche Grundlagen der Keramiken

2.2.1. Bindungstypen

Keramiken sind allgemein anorganische, nicht metallische Werkstoffe, die über eine Ionenbindung oder eine ionisch-kovalente Bindung ihren inneren Halt beziehen.

Die Ionenbindung beruht darauf, dass sich entgegengesetzt geladene Ionen in einem Kristall elektrostatisch anziehen und sich dadurch nicht verschieben lassen.

Wichtigste Charakteristika für die ionische Bindung sind:

- transparent für sichtbares Licht
- absorbieren infrarotes Licht
- geringe Elektronenleitfähigkeit
- Bindung ist nicht gerichtet

Für Keramiken gilt dabei insbesondere:

- hoher Elastizitätsmodul
- hohe Härte
- hoher Schmelzpunkt
- geringe Wärmeausdehnung
- nahezu keine plastische Verformbarkeit (d.h. bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze kommt es zum Bruch)

Atome desselben Elements bilden aufgrund gleicher Ladung keine ionischen Bindungen aus. Bei der kovalenten Bindung bilden die Atome ein gemeinsames Elektronenpaar, indem dazu je ein Atom ein freies Valenzelektron mit dem Nachbaratom zu einem Elektronenpaar ergänzt. Dieses Elektronenpaar wird zur Elektronenhülle beider Bindungspartner gezählt. Die kovalente Bindung ist stark lokalisiert und gerichtet und sie ist nur zwischen den beiden Bindungspartnern wirksam.

Durch den Einfluss von positiven Ionen in manchen Kristallen können Elektronen in ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt und ihre Aufenthaltswahrscheinlichkeit in gewissen Bereichen erhöht werden. Hierdurch entsteht eine Mischform aus ionischer und kovalenter Bindung [38].

2.2.2. Biegefestigkeiten von Keramiken

Die Keramiken unterscheiden sich nicht nur in ihrem Aufbau und Gefüge, sondern auch in den davon ableitbaren Biegefestigkeitswerten.

In einer von der Technischen Hochschule Aachen durchgeführten Vergleichsstudie (Abb. 4) wurde aus jeder Gruppe exemplarisch eine Keramik gewählt und auf maximale Biegefestigkeit getestet. Hierbei weist die polykristalline Keramik (Zirkondioxid) fast vierfach höhere Werte auf als die herkömmliche Glaskeramik (ca. 300MPa) und ist der infiltrierten Keramik noch um das annähernd Dreifache überlegen (ca. 500MPa) [69].

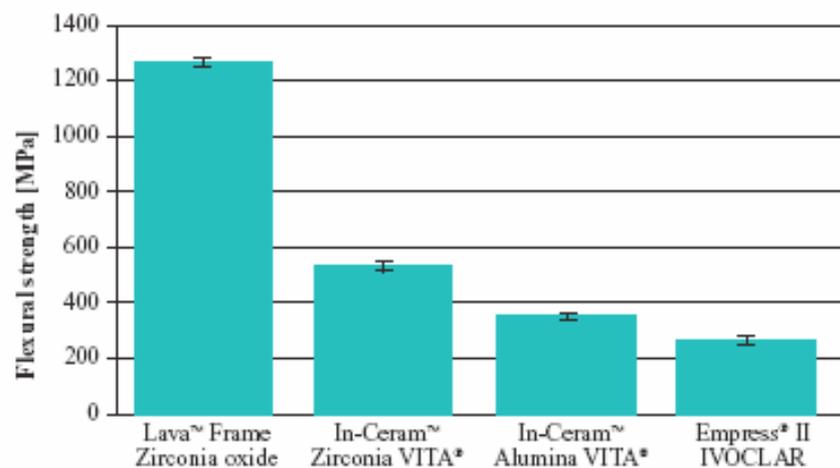


Abb. 4: Biegefestigkeit verschiedener Keramiken [22]

Metallische Werkstoffe enthalten im Gegensatz zu sprödharten keramischen Werkstoffen in ihrem Metallgitter positiv geladene Atomrümpfe sowie frei bewegliche (delokalisierte) Elektronen. Sie sind dadurch z. B. leitfähig und verformbar. Nach Überschreiten der Elastizitätsgrenze fangen die Atomrümpfe im Metall an, sich zu verschieben, wodurch eine plastische Verformung eintritt.

Bei Keramiken verhindert die kovalent- ionische Bindung diese Verschiebbarkeit der Atome, weshalb der keramische Körper nach Überschreitung der Elastizitätsgrenze spontan bricht [126]. In den Biegeversuchen resultiert daraus die keramikspezifische hohe Druckfestigkeit, bei reduzierter Zugbelastung.

Bei der Zuverlässigkeit in den Festigkeitswerten von Zirkondioxidkeramiken zeigen sich stets geringe Streuungen, was für die Homogenität des Gefüges spricht [25]. Weibull entwickelte die Theorie, die auf dem Konzept des Versagens aufgrund des

schwächsten Gliedes beruht. Eine wichtige Voraussetzung ist, dass das Versagensverhalten durch einen einzigen „Fehlertyp“ (Gefügeinhomogenität) bestimmt wird. Bei Kenntnis der Verteilungsparameter ergibt sich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Belastung und der Bruchwahrscheinlichkeit.

Je höher der *Weibull*-Modul liegt, umso homogener ist der Werkstoff (d. h. die Defekte sind sehr gleichmäßig über das gesamte Volumen verteilt) und umso enger ist die Verteilungskurve der Festigkeitsstreuung [20].

Die Anfangsfestigkeitswerte von Keramiken werden umso wichtiger, berücksichtigt man die maximal auftretenden Kaukraftspitzen im Frontzahnggebiet bis zu 400N und im Seitenzahnggebiet von bis zu 800N [45,54,92]. *Körber und Ludwig* forderten einen zusätzlichen Sicherheitsaufschlag von 200N, um den die mittlere maximale Kaukraft von 300N erhöht werden sollte [92]. Klinische Untersuchungen hingegen zeigten jedoch, dass dieser Sicherheitsabstand für keramische Werkstoffe nicht genügend groß ist [10,94], da Keramiken unter Belastung einer Materialermüdung unterliegen und einen theoretischen Festigkeitsverlust von bis zu 50% [42] durch kontinuierliches subkritisches Risswachstum erfahren können. Subkritisches Risswachstum entsteht, wenn ein keramisches Bauteil unterhalb seiner maximalen Festigkeit belastet wird. Ist eventuell noch Wasser oder Feuchtigkeit (Mundmilieu) vorhanden, so wächst ausgehend von einem kritischen Fehler, erst sehr langsam und dann bei weiterer Belastung immer schneller ein Riss, bis letztendlich das Bauteil versagt [126]. Um diese Verluste zu berücksichtigen, werden daher bereits initiale Biegefestigkeitswerte von mindestens 1000N gefordert, um über entsprechende Reserven zu verfügen [92,103].

Da die Hartbearbeitung an der Oberfläche von Zirkondioxid die Mikrostruktur zerstört und Mikrorisse hinterlässt, welche als Rissursprung dienen, empfiehlt *Luthardt* idealerweise die Bearbeitung von Zirkondioxid während der Grün- (Weiß-) phase [64]. *Fischer et al.* weisen in der Nachbearbeitung von Vollkeramik ebenfalls auf Probleme hin, da hierbei Mikrodefekte induziert werden, die durch unterkritisches Risswachstum bis zu einer kritischen, bruchauslösenden Größe heranwachsen können [27]. In einer Studie von *Denry und Holloway* wurde durch die Hartbearbeitung von Zirkondioxid eine Gefügeschädigung bis in 20µm Tiefe nachgewiesen, welche die Langzeitermüdung zusätzlich negativ beeinflusst [13]. *Luthardt et al.* sehen auch in der nachlassenden Schneidleistung der Werkzeuge und mangelnden Kühlmittelzufuhr die Innenbearbeitung von Kronen als Schwachstelle

während des Fertigungsprozesses [66]. *Kelly et al.* führen solche Risse, wenn sie im inneren okklusalen Teil vollkeramischer Kronen anzutreffen sind, auf das vorzeitige Versagen der Restauration zurück [46].

Die ausreichende Kühlmittelzufuhr wird umso deutlicher vor dem Hintergrund, dass Zirkondioxid ein sehr schlechter Wärmeleiter ist. Bei der Bearbeitung ohne Kühlung wird die Keramik sehr schnell punktuell bis zur Rotglut erhitzt. Dies führt zu lokalen thermischen Spannungen, welche für Keramiken generell rissinduzierend wirken und somit die Lebensdauer deutlich verringern können [108]. *Fischer et al* gehen sogar von einem lokalen Biegefestigkeitsverlust von 21% des ursprünglichen Ausgangswertes nach bearbeitungsinduzierten Mikrorissen aus [26].

Tinschert et al weisen darauf hin, dass die Festigkeitswerte, welche zu Beginn von Biege- und Bruchfestigkeitsmessungen ermittelt wurden keine Aussage über das Langzeitverhalten und die Ausfallwahrscheinlichkeit in Zukunft zulassen [102].

2.2.4. Einteilung der Dentalkeramiken

Die modernen Keramiken können nach ihrem Gefügebautbau in drei große Gruppen eingeteilt werden.

2.2.4.1. Silikatkeramiken

Bei den Silikatkeramiken handelt es sich um mehrphasige Systeme, die hauptsächlich aus einer amorphen Glasmatrix bestehen, in welche kristalline Phasen (z.B. Leuzit oder Al_2O_3) eingebettet sind (Abb. 9). Weiteres Merkmal ist eine ausgeprägte Porenstruktur [34]. Diese Keramiken können entweder geschichtet (Feldspat-/ Sinterkeramiken), gegossen (Dicor[®], Densply International) oder gepresst werden (Empress I[®], Empress II[®], e-max[®].press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), wobei die letzten drei Vertreter zu den Glaskeramiken gezählt werden. Bei den Verblendkeramiken, als typischer Vertreter der Feldspatkeramiken, ist während des Sinterprozesses die Anwesenheit von Kalifeldspat für die Bildung der Leuzitkristalle ($\text{K}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 4\text{SiO}_2$) verantwortlich [81,35]. Bei den Glaskeramiken müssen die entstehenden Rohlinge zum Teil noch weiter keramisiert werden [35], wobei durch Temperung eine Bildung von z.B. Fluorglimmerkristallen (Dicor[®]) erreicht wird, welche die Transparenz des Werkstückes herabsetzen sollen. Dieser Schritt ist beim

Empressverfahren[®] nicht mehr nötig, da bereits Leuzitkristalle als Transparenzhemmer im Ausgangsmaterial vorliegen. Aufgrund der geringen Biegefestigkeiten (ca. 100MPa) von gesinterter Feldspatkeramik sind diese nicht zur Anfertigung größerer Restaurationen geeignet. Glaskeramische Restaurationen haben ein erweitertes Anwendungsspektrum und können aufgrund ihrer Biegefestigkeiten von ca. 220- 350MPa (z.B. Empress II[®]) für Veneers, Inlays, Onlays und Einzelkronen bis hin zur dreigliedrigen Frontzahnbrücke, mit einem Zwischenglied, verwendet werden [68,53].

Trotz herausragender ästhetischer Eigenschaften bleiben die Silikatkeramiken jedoch in ihrem Einsatzgebiet limitiert, da sie aufgrund der Glasphase nur eine geringe mechanische Festigkeit aufweisen und zusätzlich noch stark durch korrosive Einflüsse des Mundmilieus geschwächt werden können [61,76,92,93,112,114].

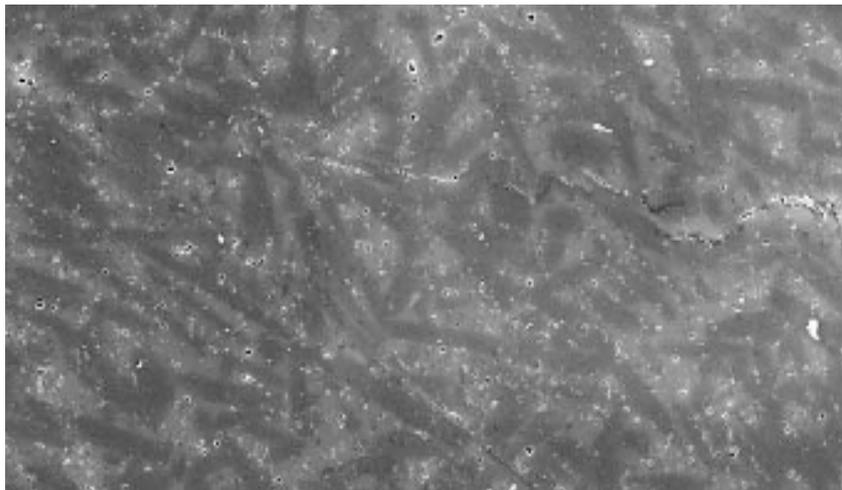


Abb. 5: REM Aufnahme ungeätztes IPS Empress[®] [22]

2.2.4.2. Infiltrierte Keramiken

Hierbei handelt es sich ebenfalls um mehrphasige Systeme der Fa. Vita[®]. Es wird zunächst ein stabiles, wenn auch poröses, vorgesinterter Kerngerüst entsprechend den Herstellervorgaben aus Aluminiumoxid (In- Ceram[®] Alumina), Aluminiumoxid-Zirkonoxid (In- Ceram[®] Zirkonia), oder Magnesium- Aluminium- Spinell^{*1} (In- Ceram[®] Spinell) im Schlicker-, Kopierfräs- (Celay) oder CAD/CAM- (Inlab, Cerec MCXL) Verfahren hergestellt. Das poröse Gerüst wird im Anschluss während eines

^{*1} Spinell ist ein im kubischen Kristallgitter kristallisierendes Magnesium-Aluminium-Oxid-Mineral mit der chemischen Formel $MgAl_2O_4$. Seine Härte liegt zwischen 7,5 und 8 [119]

speziellen Brennprozesses mit einem niedrig viskösen Lanthanglas infiltriert und verschlossen [Tinschert, Götzen, Natt in [102]. woher diese Keramiken ihren Namen haben (Abb. 6). Das Gerüst erhält so eine Biegefestigkeit, die zwischen 400 bis 600MPa liegt und somit über der Festigkeit der Glaskeramik anzusiedeln ist. Generell ist das In- Ceram[®]- Kernmaterial sehr opak und nicht unbedingt für ästhetisch anspruchsvolle Situationen im Frontzahnbereich geeignet. Lediglich das In- Ceram[®]- Spinell verfügt über eine deutlich höhere Transluzenz und kann daher auch als Inlaymaterial oder als Kernmaterial für Frontzahneinzelkronen verwendet werden [68,95]. Der Einsatzbereich der Infiltrationskeramiken erstreckt sich somit über Einzelkronen und konventionell zementierbare dreigliedrige Brücken im Seitenzahngebiet.

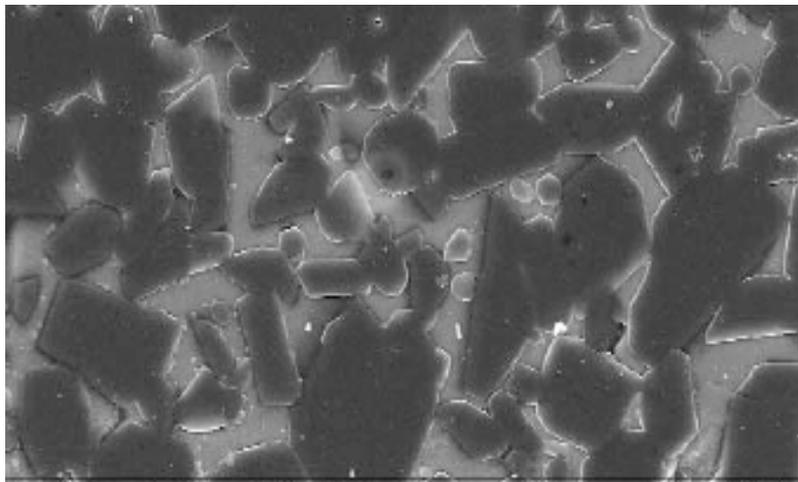


Abb. 6: REM Aufnahme In- Ceram[®] [22]

2.2.4.3. Polykristalline Oxidkeramiken

Diese Arten von Keramiken bilden eine einphasige Gruppe, da sich ihr Gefüge aus einer Vielzahl kleiner Kristalle (mittlere Korngrößen 0,3-0,4 μm , maximal 0,6 μm) zusammensetzt, welche auch nur aus einer chemischen Verbindung bestehen. Vertreter dieser Gruppe sind Aluminiumoxidkeramiken (Al_2O_3) und Zirkondioxidkeramiken (ZrO_2).

Klarer Nachteil dieser Keramiken ist das opake Erscheinungsbild aufgrund des Fehlens der Glasphase (Abb. 7). Deshalb werden sie bislang überwiegend im Seitenzahngebiet eingesetzt, wo sie aufgrund ihrer Festigkeit in bisherigen Studien

zu keinem nennenswerten negativen Ergebnis führten [59]. Zirkondioxid kommt als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken zur Anwendung.



Abb. 7: Zirkondioxid, thermisch geätzte Oberfläche [23]

2.3. Spezielle werkstoffkundliche Grundlagen der Zirkondioxidkeramik

2.3.1. Was ist Zirkondioxidkeramik?

In DIN VENV 12212 wird Hochleistungskeramik definiert als "hochentwickelter, hochleistungsfähiger keramischer Werkstoff, der überwiegend nichtmetallisch und anorganisch ist, und über bestimmte zweckmäßige Eigenschaften verfügt." Hierzu werden unter anderem Zirkoniumdioxid (ZrO_2) und Dialuminiumtrioxid (Al_2O_3) gezählt. Aufgrund der Härte von 1300HV [38], seiner initialen Festigkeit von bis zu 1200MPa, je nach Messmethode, seiner Langzeitfestigkeit und seiner Biokompatibilität wird seit 1993 in der Zahnmedizin versucht, Zirkondioxid als Hochleistungskeramik in der Kronen- und Brückentechnik zu etablieren.

Die Begriffe Zirkon, Zirkonium und Zirkonoxid, welche aus Fachzeitschriften geläufig sind, haben alle etwas mit dem Element Zirkonium (Zr) zu tun, beschreiben allerdings völlig unterschiedliche Zustände, in welchem das Zirkonium vorliegt [12].

Zirkon ist ein Mineral ($ZrSiO_4$ = Zirkonsilikat) mit silikatischer Zusammensetzung und kristallinem Aufbau, welches aufgrund seiner Ähnlichkeit auch in der Schmuckindustrie als Diamantersatz Anwendung findet. Ebenso ist es Ausgangsstoff

zur Herstellung des reinen Metalls Zirkonium [Tinschert, Götzen, Natt in [102].

Zirkonium ist vor seiner Oxidation zu Zirkoniumdioxid ein weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall und besitzt im Periodensystem die Ordnungszahl 40. Hier steht es innerhalb der Titangruppe und bildet an der Luft, ebenso wie Titan, dünne Passivierungsschichten zum Schutz vor Korrosion aus [120].

Zirkoniumdioxid (ZrO_2), wurde bereits 1789 durch den deutschen Chemiker Martin Klaproth entdeckt. Es ist chemisch eine unlösliche Verbindung von Zirkonium mit Sauerstoff, die von Säuren (Ausnahme Flusssäure [50]) und Laugen kaum angegriffen wird und besitzt eine Dichte von $5,89-6,10\text{g/cm}^3$ (abhängig u. a. vom Reinheitsgrad und der vorliegenden Kristallform). Durch die Verbindung mit Sauerstoff verliert das Zirkonium sämtliche metallischen Eigenschaften, wie z.B. die Elektrische- und Wärmeleitfähigkeit [79]. Mit einem WAK (Wärmeausdehnungskoeffizient) von ca. $8-10 \times 10^{-6} /\text{K}$ hat es Ähnlichkeit mit Schmelz oder Dentin. Grundstoffe zur Herstellung von Zirkondioxid sind Zirkonsand ($ZrSiO_4$) oder Zirkonerde (ZrO_2 , Baddeleyit) [49], wobei letztere aufgrund des geforderten Reinheitsgrades nicht zur Gewinnung von medizinischem Reinzirkondioxid eingesetzt werden kann.

Zirkonsand besteht je nach Lagerstätte zu 67,1Gew.-% aus Zirkonoxid und zu 32,9Gew.-% aus Siliziumoxid. Zur Extraktion des Zirkonoxids wird $ZrSiO_4$ mit Chlorgas versetzt und in Zirkontetrachlorid und Siliziumtetrachlorid überführt. Die beiden Tetrachloride werden im Anschluss durch Destillation voneinander getrennt, was aufgrund der weit auseinander liegenden Siedepunkte gut möglich ist ($SiCl_4$: -10°C , $ZrCl_4$: $150-180^\circ\text{C}$). $ZrCl_4$ wird im Anschluss hydrolytisch in $ZrOCl_2$ (Zirkoniumoxichlorid) überführt, bevor es beim Kalzinieren unter Abgabe von Cl_2 und mit Aufnahme von einem Sauerstoffatom zu Zirkondioxid reagiert [38]. Das so chemisch gereinigte Zirkondioxid wird im Anschluss zusammen mit Yttriumoxid (Y_2O_3) dotiert, bevor es wieder zermahlen und gepresst wird. Grund für die Dotierung ist die kristallographische Phasenumwandlung des Zirkondioxids während der Abkühlphase (Abb. 8).

Beim Abkühlen aus der Schmelze durchläuft Zirkondioxid drei Kristallisationsformen (kubisch, tetragonal und monoklin), bis es in der monoklinen Phase bei 1173°C den Endzustand erreicht. Das Vorliegen verschiedener Kristallformen eines Elements oder einer Verbindung wird auch als Polymorphie bezeichnet.

Die schlagartige Transformation vom tetragonalen zum monoklinen Molekülgerüst

geht mit einer Volumenzunahme bei einer Temperatur von 950°C (Martensit-Umwandlungstemperatur = M_s) einher. Anfänglich beträgt diese 3% und steigert sich auf bis zu 5% bei vollständiger Abkühlung auf Raumtemperatur [91,21]. Diese Ausdehnung würde ohne Dotierung unerwünschte Risse im Material verursachen [23] oder zumindest zu inneren Spannungen und zur Bildung von Mikrorissen führen.

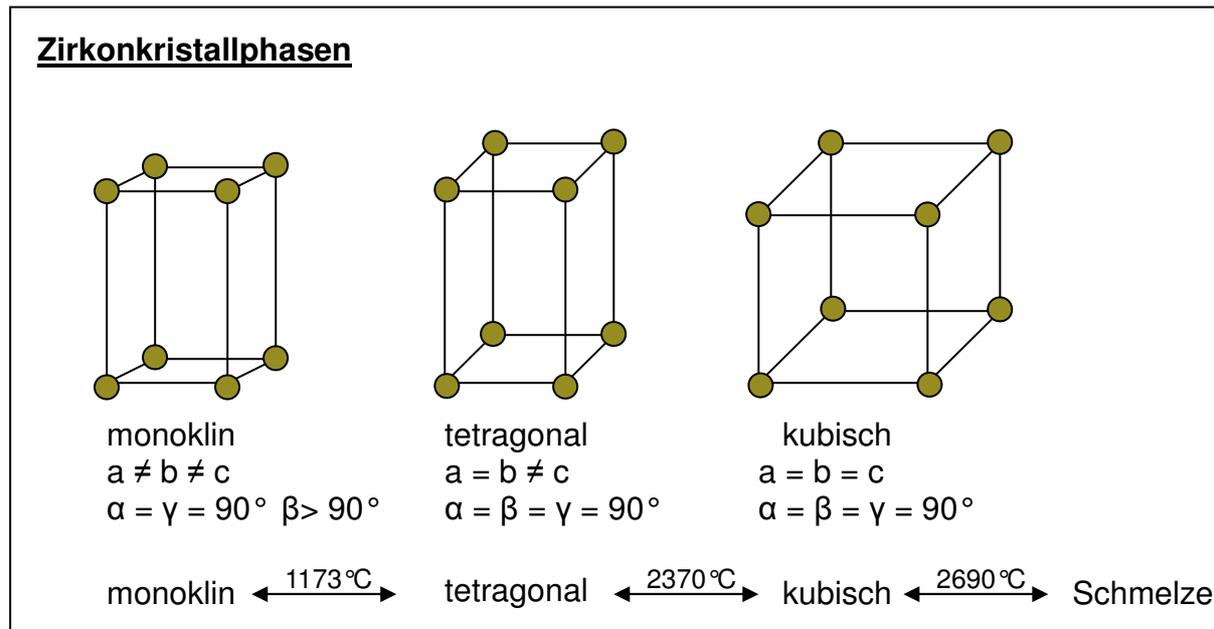


Abb. 8: Kristallphasen und Übergangstemperaturen von reinem Zirkonoxid [23]

Die Beimengungen von Fremdoxiden haben massenabhängig völlig verschiedene Auswirkungen auf die Funktionalität der Zirkondioxidkeramik.

Durch die Zugabe von über 8 mol-% Y_2O_3 wird eine vollständige Stabilisierung der kubischen Phase unter Umgehung der t/m Umwandlung bis auf Raumtemperatur erzielt (**FSZ: Fully Stabilized Zirconia**), welche nicht über die Möglichkeit zur Umwandlungsverstärkung verfügt [91].

Eine Zugabe von über 3 mol-% (etwa 5,4 - 7,1 gew.-%) Yttriumoxid (Y_2O_3) bewirkt, dass neben der kubischen Phase auch tetragonale, umwandlungsfähige Kristalle aus der Hochtemperaturphase vorliegen (**PSZ: Partially Stabilized Zirconia**). Hierbei wird durch Zusatz von Y_2O_3 die mittlere Korngröße auf ca. 0,3- 0,4 μm reduziert, was eine Verschiebung der M_s in Bereiche unterhalb der Raumtemperatur nach sich zieht und das Zirkonoxid metastabil in der t-Phase hält. Größere Körner (>0,5 μm) bewirken eine spontane Umwandlung im Gefüge, welche auch ohne äußere Einflüsse ablaufen kann [102].

Eine Zulegierung zwischen 2- 3 mol-% Y_2O_3 bedeutet eine vollständig metastabile tetragonale Phase bei Raumtemperatur (**TZP: Tetragonaler Zirkondioxid Polykristall**), welche sich unter verschiedenen Einflüssen in die monokline Form umwandeln kann [32,33].

Eine Umwandlung aus der tetragonalen- in die monokline Form vollständig zu unterdrücken würde die guten mechanischen Eigenschaften von ZrO_2 , welche letztendlich aus der Phasentransformationsfestigung (t/m) resultieren, negativ beeinflussen.

Das yttriumstabilisierte Zirkondioxid wird kurz mit **Y-TZP** (Yttrium stabilisierter Tetragonaler Zirkoniumdioxid Polykristall) gekennzeichnet. Das **Y** vor der Bezeichnung gibt Auskunft über das Stabilisierungsoxid (hier: Y_2O_3) [91]. Sofern es noch Zusätze von Aluminiumoxid (0,2-1Gew%) zur Kornverfeinerung enthält, wird noch ein **A** zur Kennzeichnung angehängt (**Y-TZP-A**). Eine Kornverfeinerung bewirkt noch einmal eine bessere Korrosions- und Altersbeständigkeit in einer feuchten Umgebung [49,107]. Die zusätzliche Dotierung von Y-TZP mit Aluminiumoxid wird in der Literatur empfohlen, da sich hierdurch das Langzeitverhalten des reinen Y-TZP deutlich verbessern lässt.

Eine Spannungsrisskorrosion, wie sie bei der konventionellen Silikat- und Infiltrationskeramik im wässrigen Mundmilieu stattfindet, gibt es bei Y-TZP aufgrund des Fehlens der Glasphase nicht [50,101].

2.3.2. Risszähigkeit durch Yttriumoxid

Y-TZP ist durch die Stabilisierung während der Abkühlphase zunächst vor Rissen und Sprüngen geschützt, was seine gute Materialeigenschaft bewirkt. Im Laufe der Alterung der Hochleistungskeramik kommt es bei zyklischer Kaubelastung zu einer Ausdehnung bestehender Risse, zu neuen Rissbildungen und zur Ausbildung von Defekten, die, wenn sie nicht aufgehalten werden, unweigerlich zum Versagen der Keramik führen.

Wie oben beschrieben, geht die Phasenumwandlung vom tetragonalen zum monoklinen Zustand mit einem Volumenzuwachs einher. Diese Umwandlung kann durch äußere Energie, welche an entstehenden Rissen freigesetzt wird, eingeleitet werden. Die spannungsinduzierte Phasenumwandlung, welche ohne Temperaturenergie einhergeht, wird als martensitische Phasenumwandlung bezeichnet und führt

zu einer Umwandlungsverstärkung der Strukturen im Nahfeld der Rissspitze [56]. Tetragonale Kristalle „blasen“ sich im angrenzenden Bereich schlagartig durch die Phasenumwandlung auf und wandeln sich zu größeren monoklinen Kristallen um. Hierbei erweitert sich zunächst die Rissspitze, wodurch dem fortschreitenden Riss durch parallel ablaufende, energiedissipative Prozesse die Energie entzogen wird [8]. Die zusätzliche Transformation der Kristalle an den Rissflanken führt dazu, dass der Riss zusammengedrückt wird und sich bis in eine Tiefe von einigen Mikrometern eine Druckspannung aufbaut. Durch diesen „Airbag - Effekt“ wird der Riss selbstständig verschlossen und repariert [23,78,81,100].

Dieses zirkonspezifische Phänomen erklärt, warum sich Y-TZP Keramiken insbesondere in der Risszähigkeit anders verhalten, als die bisher verwendeten Glaskeramiken, die lediglich auf eine rissstoppende Wirkung durch zumeist zugefügtes Aluminiumoxid angewiesen sind.

2.3.3. Einsatz von Zirkondioxidkeramik in der Zahnmedizin

1969 wurde von *Helmer* und *Driskell* erstmals auf die Anwendung von Zirkondioxid in der Medizintechnik und Prothetik aufmerksam gemacht [39]. Inzwischen findet Zirkondioxid im medizinischen Sektor eine breite Anwendung bei der prothetischen Rekonstruktion von Hüftgelenksköpfen, Implantatabutments oder als Stiftmaterial zum Wiederaufbau von endodontisch behandelten Zähnen [6].

Die Hauptschwierigkeit bei der Verarbeitung von Zirkondioxid besteht darin, dass das Material nach dem Sintern extrem hart ist und somit eine Bearbeitung langwierig und nur mit einem sehr hohen Verschleiß von teuren Diamantwerkzeugen möglich ist [67]. Erst durch die Einführung der CAD/CAM Technik durch *F. Duret* 1971 [104] in die Zahnmedizin, die Bearbeitung von Grünkörpern oder Weißkörpern und die genaue Berechnung der linearen Schrumpfung bei der Sinterung machten es möglich Zirkondioxid für die Zahnmedizin wirtschaftlich nutzbar zu machen.

CAD/ CAM (**C**omputer **A**ssisted **D**esign / **C**omputer **A**ssisted **M**anufacturing) beschreibt in diesem Zusammenhang ein Verfahren, welches es dem Zahnarzt oder Zahntechniker bereits am Bildschirm ermöglicht, eine dreidimensionale Konstruktion des geplanten Produktes mit Computerunterstützung zu erstellen und nachfolgende Arbeitsschritte bei der Herstellung von Zahnersatz durch das CAM zu vereinfachen. Die Problematik der Härte wurde inzwischen durch verschiedene Ansätze gelöst.

2.4. Verarbeitungsmodi von Zirkondioxid

2.4.1. Grünkörper

Zirkondioxid kann in verschiedenen Stadien bearbeitet werden, d.h. das zunächst mit Bindemitteln (z.B. Polyvinylalkohol (PVA), Polyethylenglykol (PEG) oder Polyacrylsäure (PAS), je nach Hersteller) versetzte pulverförmige TZP wird als einfachste Form bei einem Druck von mehr als 1000bar zu so genannten Blanks gepresst. Durch das Pressen wird bereits eine sehr homogene Verdichtung erreicht, welche die Voraussetzung für eine fehlerfreie Sinterung und lineare Schrumpfung ist. Pressfehler können durch den Sinterprozess nicht mehr korrigiert werden [91]. Das gepresste TZP kann im Anschluss sehr leicht als *Grünkörper* oder *Grünling* bearbeitet werden. Unter Berücksichtigung der nachfolgenden Sinterschwindung muss das Werkstück um genau diesen Betrag vergrößert hergestellt werden. Nachteilig ist hier die weiche Konsistenz der Rohlinge zu nennen, die eine dünnwandige oder grazile Gestaltung der Werkstücke erschweren. Vorteile liegen in der kostengünstigen und schnellen Bearbeitbarkeit, bevor der Grünkörper für bis zu 12 Stunden bei Temperaturen bis 1600°C dicht gesintert wird. Bereits bei ca. 700°C zersetzen sich die Bindemittel und entweichen gasförmig, wobei in dieser Phase besonders darauf geachtet werden muss, eine Haltetemperatur von 2 Stunden einzuhalten um Porositäten, Abplatzungen und Risse zu vermeiden [91]. Offene Porositäten von 50-60% bewirken hierbei eine Volumenschrumpfung von entsprechend 50-60%. Dabei schrumpft das Werkstück etwa 15- 25% linear [101].

2.4.2. Weißkörper

Ein zweites Ausgangsstadium ist der so genannte *Schrüh-* oder *Weißkörper*, bei dem der Blank bereits vorgesintert ist und einen Verdichtungsgrad von 55-70% aufweist [49,91]. Diese Ausgangsform enthält keine Bindemittel mehr, ist noch porös und kann dadurch vor dem endgültigen Sintergang zahnfarben eingefärbt werden, was in einigen Studien bereits auf Auswirkungen in der Bruch- und Rissfestigkeit untersucht wurde [20,117]. Die Bearbeitung des Weißkörpers kann aufgrund seiner kreidigen Konsistenz mit Hartmetallfräsen sehr zeit- und materialsparend durchgeführt werden. Eine anschließende Sinterung wie beim Grünkörper ist notwendig und ebenfalls mit

einer entsprechenden Schrumpfung von ca. 20-25Vol% verbunden. Die abschließenden Festigkeitswerte sind etwas geringer als beim gehipten Zirkondioxid [4]. Heute kommt aufgrund der schnelleren und kostengünstigeren Anwendungsmöglichkeit fast ausschließlich die Weißkörperbearbeitung zum Einsatz.

2.4.3. Heiß- isostatisch gepresstes Zirkondioxid

Eine dritte Form stellt das *gehipte* Zirkondioxid dar. Hierbei handelt es sich um industriell hergestelltes, vollständig gesintertes, heiß- isostatisch gepresstes ZrO_2 (HIP = **H**ot **I**sostatic **P**ressure). Klarer Vorteil ist das Fehlen von Restporositäten, was eine Nachsinterung überflüssig macht [49] und dem Material aufgrund seiner perfekt gesteuerten Sinterung bereits eine initiale Biegefestigkeit von bis zu 1200 MPa ab Werk verleiht. Das Sintergefüge wird beim HIP- Prozess unter hohem Druck und Anwesenheit von Inertgas nachverdichtet, wobei eingeschlossene Poren im Gefüge nochmals zusammengedrückt werden, die mittlere Korngröße noch einmal abnimmt und die Materialeigenschaften, wie Festigkeit, Transluzenz und hydrothermale Belastbarkeit verbessert werden. Schwarz- graue Verfärbungen, die unter der reduzierenden Atmosphäre während des Pressvorgangs entstehen und durch Sauerstofffehlstellen im Kristallgitter bedingt sind, können im Anschluss durch einen einfachen Oxidbrand bei ca. 1000°C wieder rückgängig gemacht werden [91]. Nachteilig ist die extreme Härte mit dem damit verbundenen Werkzeugverschleiß und der Langwierigkeit bei der Bearbeitung zu nennen.

2.5. Prüfverfahren zur Ermittlung der Biegefestigkeit

Um zuverlässige und somit vergleichbare Werte zur Biegefestigkeit zu erhalten, ist ein standardisiertes Vorgehen sinnvoll. Nachfolgende Prüfmethode sollten daher nicht miteinander verglichen werden, da die Ergebnisse aufgrund des *Volumeneffektes* unter Umständen deutlich voneinander abweichen und so zu falschen Interpretationen führen können.

2.5.1. 3-Punkt-Biegeversuch (DIN EN 843-1)

Der 3-Punkt-Biegeversuch wird zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls (kurz: E-Modul) durchgeführt. Der Probekörper mit einer vorgeschriebenen Größe von 3x4x45mm wird mittig durch einen Stempel mit einer Kraft F beaufschlagt. Die sich einstellende Dehnung kann mittels Messuhr erfasst werden. Um die Probe kontinuierlich und gleichmäßig zu belasten wird sie auf zwei parallele Rollen mit definiertem Abstand aufgelegt, die der Dehnung der Probe durch Rotation nachgeben können, um so zusätzlich die Einwirkung von Lateralkräften zu vermeiden [58]. Einer der Auflagestäbe muss zusätzlich um eine rechtwinklige Achse, parallel zur Längsachse des Probenkörpers, rotieren können um der Probe bei der Belastung ein Ausrichten zu ermöglichen. Eine dritte Rolle, welche die Last senkrecht auf die Probe bringt und den gleichen Durchmesser besitzt wie die beiden Auflage Rollen, wird exakt in der Mitte parallel zwischen diesen positioniert und ist ebenfalls frei um eine Achse zur Probenlängsachse kippfähig [126].

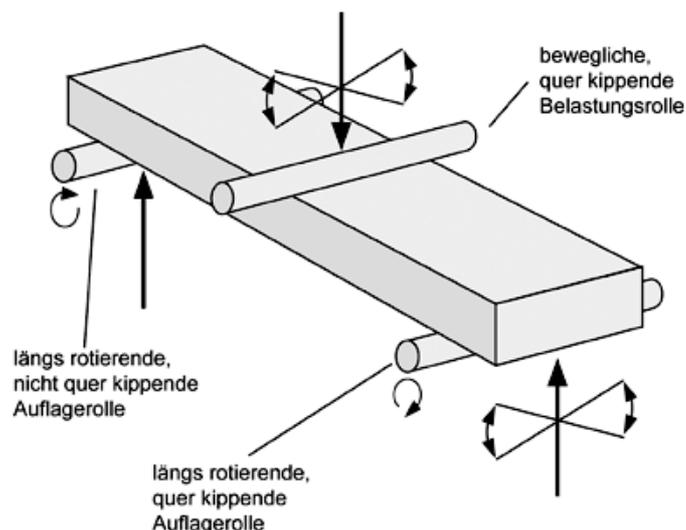


Abb 9: Schematische Darstellung des 3-Punkt-Biegeversuchs [126]

2.5.2. 4-Punkt-Biegeversuch (DIN EN 843-1)

Das Prüfgerät ist, bis auf einen zusätzlichen Belastungsstab, identisch zum 3-Punkt-Biegeverfahren.

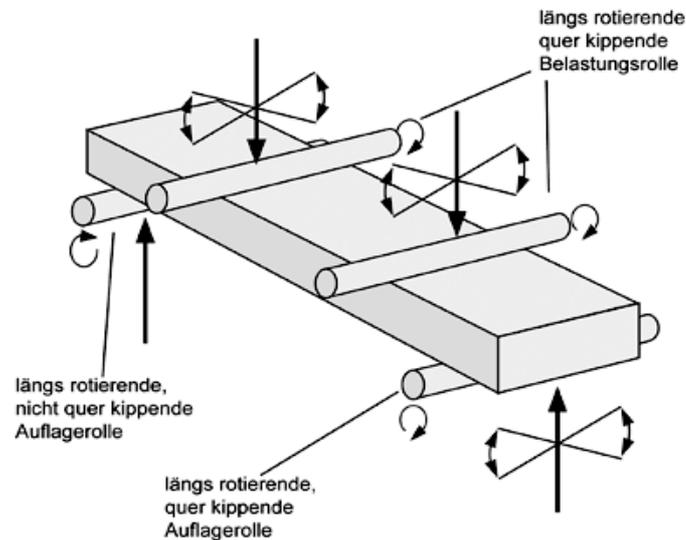


Abb 10: Schematische Darstellung des 3-Punkt-Biegeversuchs [126]

Beide Belastungsstäbe müssen um ihre Längsachse und zudem unabhängig voneinander um eine Achse parallel zur Längsachse des Probekörpers frei rotieren können. Auf diese Weise kann eine optimale Ausrichtung der Belastungs- und Auflagestäbe erreicht werden. Der Mittelachsenabstand der Belastungsrollen beträgt die Hälfte der Stützweite. Der Vorteil des 4-Punkt-Biegeversuchs gegenüber dem 3-Punkt-Biegeversuch ist der sich einstellende konstante Biegemomentverlauf zwischen den beiden Stempeln. Jede Oberflächenbehandlung sollte vermerkt werden, da die Bruchfestigkeit von Keramiken durch die Oberflächenbeschaffenheit, rau, poliert, usw., beeinflusst wird [126]. Im Gegensatz zum 3-Punkt-Biegeversuch zeigen die ermittelten Werte im 4-Punkt-Biegeversuch aufgrund des *Volumeneffektes* niedrigere Werte [58], weshalb die Prüfmethode immer angegeben werden muss.

2.5.3. Biaxialer Biegeversuch (DIN EN ISO 6872)

Der Biaxiale Biegeversuch (piston on three balls) wird für die Ermittlung der Biegefestigkeiten von Hochleistungskeramiken wie Zirkoniumdioxid verwendet. Die Versuchsanordnung ist aus der schematischen Darstellung erkennbar

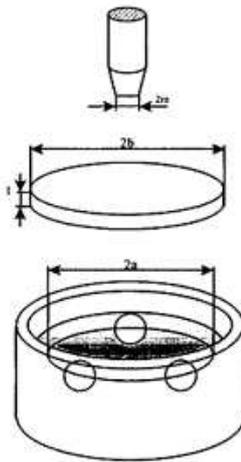


Abb 11: Schematische Darstellung des biaxialen Biegeversuches [126]

Für diesen Versuch werden nach Herstellerangaben 10 Scheiben mit einem Durchmesser von 12 mm bis 16 mm und einer Dicke von 2 mm hergestellt. Im Falle von Keramikwerkstoffen, die zur maschinellen Bearbeitung vorgesehen sind, müssen die Probekörper aus den vom Hersteller gelieferten Keramikblöcken hergestellt werden. Jeder Probekörper wird auf eine Dicke von $(1,2 \pm 0,2)$ mm und einen Durchmesser von 12 mm bis 16 mm geschliffen. Der erste Schliff erfolgt mit einer Diamantscheibe mit einer Körnung von 30 μm bis 40 μm . Für den Endschliff wird eine Diamantscheibe mit einer Körnung von 15 μm bis 20 μm verwendet. Es ist darauf zu achten, dass die gegenüberliegenden Seiten der Probekörper mit einer Parallelitätstoleranz von $\pm 0,05$ mm flach geschliffen sind [126].

2.5.4. Versuchsaufbau der vorliegenden Arbeit

Im Gegensatz zu den drei vorgenannten Prüfverfahren befasst sich diese Arbeit nicht mit genormten Probekörpern, sondern mit Kappchenformen, wie sie im täglichen praktischen Einsatz zur Anwendung kommen. Dem entsprechend lässt sich keine

der Prüfverfahren direkt auf diese Arbeit anwenden und sie stellt somit eine Sonderposition dar. Ein ähnlicher Aufbau wird in Annäherung bei dem biaxialen Biegeversuch erreicht. Die schematische Darstellung soll dies verdeutlichen.

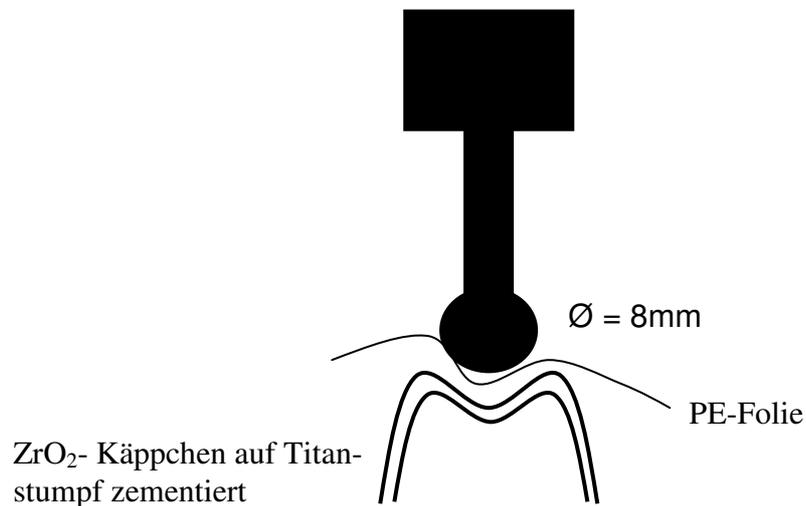


Abb 12: Schematische Darstellung des angewendeten Bruchversuchs

Wie aus der Abbildung ersichtlich ist, wird arbiträr ein Prüfstempel des Durchmessers 8mm auf die zentrale Fossa des auf dem Stumpf verklebten Käppchens ausgerichtet, welcher die Probe anschließend bis zu ihrem Bruch belastet. Um Druckspitzen zu vermeiden, wird zwischen dem Stempel und der Probe eine elastische Polyethylenfolie eingelegt, so dass der Probe noch die Möglichkeit gegeben wird, sich maximal zentrieren zu können.

2.6. Präparationsformen

Einen wesentlichen Einfluss auf die Stabilität der Konstruktion hat neben der Schichtstärke des ZrO₂ Gerüsts auch die Art der Präparation.

Je nach Hersteller variieren die Angaben der Präparationswinkel und Stufenneigung um einige Grad (3-5°) voneinander (Abb. 13). Der optimalen Präparationsform wurde von *Aggstaller et al.* (München) in einer in- vitro- Untersuchung mit einem Y-TZP (Cercon[®], Fa. Degudent) nachgegangen.

Die Studie zeigte, dass eine innen abgerundete Stufe ohne Abschrägung (2453N) die besten Bruchfestigkeiten vor der tangentialen Präparation (1555N), der starken

Hohlkehle (1508N), der schwachen Hohlkehle (1430N) und der abgeschrägten Stufe (1245N) aufwies [1]. Auch wenn die mittlere Bruchbelastung für die Tangentialpräparation einen relativ hohen Wert aufweist, ist diese Präparationsform eher theoretisch zu sehen, da sie vor allem im labialen Bereich zwangsläufig zu einer Überdimensionierung der Kronen am Gingivarand führt [52]. *Starling* [97] und *Meier* [73] wiesen zusätzlich in ihren Finite- Elemente- Untersuchung die Wichtigkeit der okklusalen Schichtstärke nach.

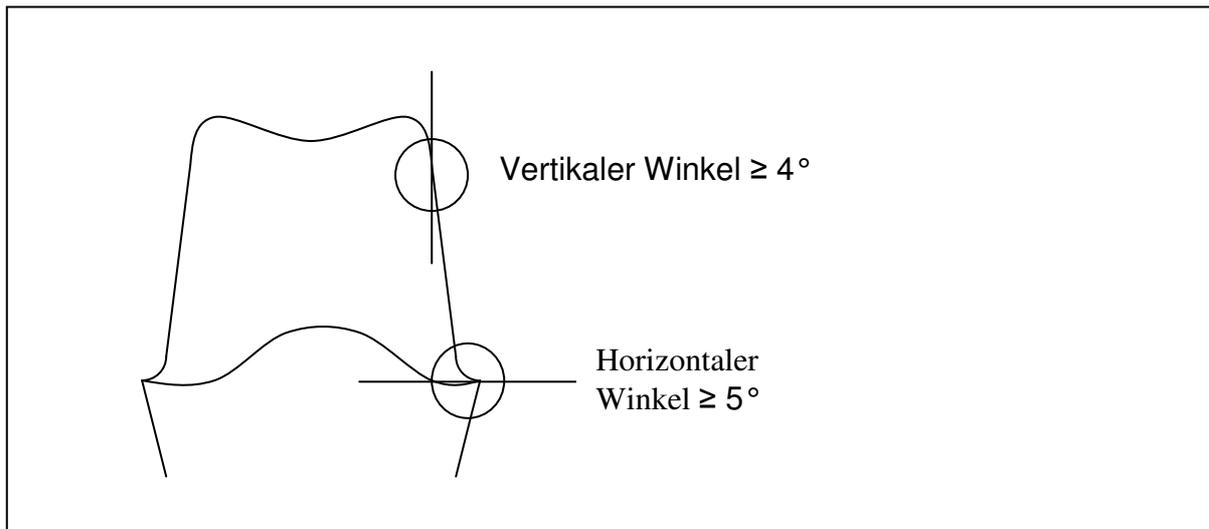


Abb. 13: Präparationsrichtlinien der Hersteller von Zirkonoxidkeramiken [Fa. 3M Espe, Seefeld, Fa. KaVo, Leutkirch]

2.7. Biokompatibilität von Zirkondioxid

Unter Biokompatibilität versteht man die Verträglichkeit eines Werkstoffes oder einer Substanz gegenüber lebendem Gewebe. Die biologische Verträglichkeit von Materialien, welche in die Mundhöhle eingebracht werden, ist eine zwingende Voraussetzung, um gesundheitliche Schäden durch Zahnersatz oder Medikamente vom Patienten fernzuhalten. Da diese Stoffe einer Reihe von chemischen und biologischen Wechselwirkungen ausgesetzt werden, muss zunächst eine Unlöslichkeit vorausgesetzt werden, die in der DIN EN ISO 6872 (*Zahnheilkunde-Keramikwerkstoffe*) näher beschrieben wird [122]. Für dentale Keramiken muss hiernach für eine Zulassung die chemische Löslichkeit unterhalb von $100 \mu\text{g}/\text{cm}^3$ liegen.

Bei den so genannten Biokompatibilitätstests nach den festgelegten Normen ISO 10993 (*Direkt-Kontakt-Test*), EN 30993 (*Biologische Beurteilung von Medizin-*

produkten) und DIN EN ISO 1405: 1997 (*Präklinische Beurteilung der Biokompatibilität von in der Zahnheilkunde verwendeten Medizinprodukten - Prüfverfahren für zahnärztliche Werkstoffe*) wird gemäß Medizinproduktegesetz bereits vorklinisch an Zellkulturen (i.d.R. Fibro- oder Osteoblasten [44]) und im Tierversuch festgestellt, inwieweit das entsprechende Produkt am Menschen angewendet werden darf ohne toxische, onkogene, allergene oder mutagene Effekte auszulösen.

In zahlreichen Studien und Veröffentlichungen wurde dem Zirkondioxid aufgrund seines hohen Oxidationsgrades und seiner Unlöslichkeit [86] eine optimale Zellverträglichkeit und Biokompatibilität bescheinigt [2,28,43,49,123]. Darüber hinaus akkumuliert Zirkondioxid im Vergleich zu anderen Materialien sehr geringe Plaquemengen, was auf das homogene, kleinkristalline Gefüge (Korngrößen <500nm) mit sehr glatten Oberflächen zurückgeführt wird [72].

Patienten, die überdies noch sensibel auf bestimmte Metalle reagieren, können in vielen Fällen alternativ mit Keramik versorgt werden [3,17].

2.7.1. Radioaktivität von Zirkondioxid

Als natürlich vorkommendes Mineral enthält Zirkondioxid einen Anteil an Verunreinigungen mit natürlichen Radionukleotiden wie Thorium und Hafniumoxid mit Abstrahlungsintensität im Bereich der Uranium-, Radium- und Thorium-Kette. Eine beta- oder gamma- Strahlung hat theoretisch, durch die höhere Durchdringtiefe, eine wesentlich höhere Absorptionsrate im menschlichen Körper als die alpha-Strahlung, ist aber vernachlässigbar klein [60].

Uran 238, bzw. die Abstrahlungsintensität im beta- und gamma- Bereich, konnte 2004 auch durch das Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Materialforschung III, materialwissenschaftlich nicht nachgewiesen werden. Selbst die maximal höchste Aktivitätskonzentration von 1,00 Bq/g (1 Zerfall/ Sekunde), wobei dies noch der Norm für Dentalkeramiken (ISO 6872) entspräche, konnte bei Werten unterhalb der Nachweisgrenze von 0,00584 Bq/g nicht erreicht werden [122]. Im Forschungszentrum Jülich wurden 1997 9 CosmoPost[®] Zirkonstifte mittels gamma-Spektroskopie auf Radioaktivität untersucht, wobei hier ein Wert von 0,005 Bq/g ermittelt wurde, welcher zu diesem Zeitpunkt bereits deutlich von der Norm entfernt lag [77]. *Rieger et al.* konnte 1994 eine U 238 Aktivität im Bereich von 0,003 Bq/g

nachweisen [87], welche ebenfalls deutlich unter der zulässigen Norm liegt. Auch *Dermann* [15] konnte an Rohstoffproben keine erhöhten Werte nachweisen.

Eine Belastung wird nunmehr durch alpha- Teilchen hervorgerufen, die allerdings auf eine Durchdringtiefe von 60 μm beschränkt sind. Durch gründliche Reinigungsvorgänge von ZrO_2 wird die Belastung durch alpha- Strahler während der Herstellung auf ein Minimum reduziert.

2.8. Systemvorstellung

2.8.1. Das Everest System[®], Firma KaVo (Biberach)

Das KaVo CAD/CAM System besteht aus den vier folgenden Komponenten, die zusammen das räumlich und zeitlich unabhängige Everest System ergeben:

- 1- Everest[®]scan = Messeinheit
- 2- Everest[®]engine = Fräs- und Schleifeinheit
- 3- Everest[®]therm = Sintereinheit
- 4- Everest[®]elements = Werkstoffprogramm des Everest Systems

2.8.1.1. KaVo Everest[®]scan

Das Everest[®]scan wurde für hohe Messgenauigkeiten entwickelt, die laut Herstelleraussage unterhalb von 20µm liegen. Es können Modelle für Inlays, Onlays Veneers, Kappen, Vollkronen und Brückengerüste bis maximal 45mm Spannweite gescannt werden. Hierbei spielt es keine Rolle, ob die Modellstümpfe oder bereits angefertigte Wachsmollationen erfasst werden. Dem Messverfahren liegt ein topometrisches 3-D Messverfahren zugrunde, bei dem über einen Streifenlichtprojektor das Modell innerhalb von 13 Projektionssequenzen optisch vermessen wird. Hierbei dreht sich der Modellhalter um seine Horizontal- und Vertikalachse, wobei die Streifenbreite immer kleiner und feiner wird und auch Hinterschneidungen erfasst werden. Die aufnehmende CCD (**C**harged **C**oupled **D**evelopes, Ladungskopplungs-Bauelement) Kamera wertet die Verzerrungen des Lichtmusters aus und verrechnet die daraus ermittelten dreidimensionalen Koordinaten für alle erfassten Bildpunkte zu einem Datensatz. Im Vergleich zu Flächensensoren weist kombiniertes Weißlicht mit Streifenprojektion eine höhere Genauigkeit auf [50]. Erfasste Scandaten werden in digitale Daten umgewandelt und an die Fräseinheit übermittelt. Die Vermessung dauert pro Stumpf ca. 2 Minuten.

2.8.1.2. KaVo Everest[®]scan pro

Eine Weiterentwicklung des Everest[®]scan ist die **Everest[®]scan pro** Version, welche über eine verbesserte Auflösung von 1392x1040 Bildpunkten verfügt. Im Gegensatz

zur kleineren Einheit werden die Daten direkt digital erfasst und übertragen. Die Vermessung dauert hier etwa 3 Minuten, wobei größere Einheiten, laut Hersteller bis zu 14 gliedrige Brücken, erfasst werden können.

2.8.1.3. KaVo Everest® engine

Das Herzstück der KaVo Everest® engine besteht aus einer 5-Achsen Fräs- und Schleifeinheit, die über lange Verfahrswege und weite Arbeitswinkel auch komplexe Strukturen herausarbeiten kann (Abb. 14).

Zur Werkstückbearbeitung kommt eine Doppelwerkzeugspindel zum Einsatz, welche zeitgleich Schrupp- und Schlichtwerkzeug trägt. Hierdurch wird effizientes und zeitsparendes Arbeiten bei Umdrehungsgeschwindigkeiten von 5000- 80000 U/min, je nach Anforderungsprofil, ermöglicht. Spezielle Beschichtungen der Hartmetallfräsen sollen eine lange Standzeit und damit eine Kostenreduktion ermöglichen. Ein Laser vermisst die exakte Werkzeugposition, um so die geforderten Toleranzwerte für das Werkstück einzuhalten.

Die Rohlinge werden auf einer beweglichen Spannbrücke fixiert und anschließend gemäß CAD Entwurf herausgearbeitet. Laut Hersteller liegen die Anfertigungszeiten für ein Käppchen bei ca. 25 Minuten, für eine viergliedrige Brücke, je nach Geometrie, bei ca. 120 Minuten.

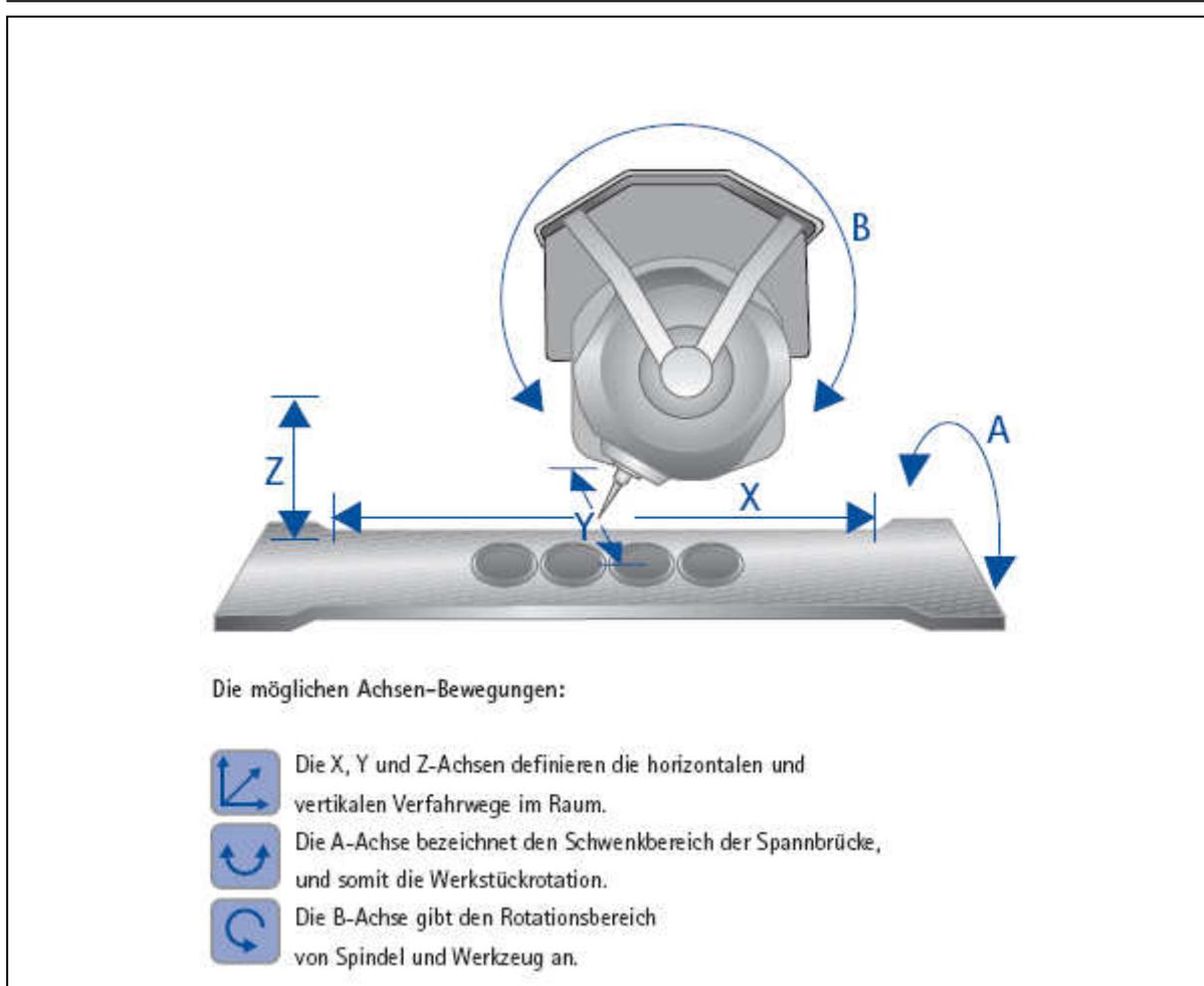


Abb. 14: Schematische Darstellung der 5- Achsen Technologie der KaVo Everest® engine [24]

2.8.1.4. KaVo Everest® therm

Das KaVo Everest® therm ist die Sintereinheit des Systems, in welcher die CAD/CAM gefrästen Zirkondioxidweißkörper bei 1450 °C auf ihre endgültige Dichte gesintert werden. Durch einen mikroprozessorgesteuerten Sinterablauf wird eine gleich bleibende Qualität während des Vorgangs gewährleistet. Vor dem endgültigen Sintergang können die Gerüste noch individuell in fünf verschiedenen Farben eingefärbt werden.

2.8.1.5. KaVo Everest® elements

Das Werkstoffprogramm (Blanks) der KaVo Everest® elements wird hier nur in Kürze vorgestellt, da eine erschöpfende Gesamtvorstellung den Datenblättern des

Herstellers entnommen werden kann. Die Softwaremodule finden keine weitere Berücksichtigung, da sie speziell auf bestimmte Werkstoffe (z.B. IPS e.max[®]) oder Anforderungen, wie z.B. Kauflächengestaltung oder Steggestaltung, abgestimmt sind. Im Folgenden steht die Bezeichnung Blank für industriell hergestellte Rohmaterialien, welche der endgültigen Bearbeitung zugeführt werden.

- Everest[®]BIO ZH(hard)-Blanks: = dichtgesintertes, gehipptes Zirkondioxid
- Everest[®]BIO ZS(soft)-Blanks: = vorgesintertes, yttriumstabilisiertes Zirkondioxid (Rohlinge sind einfärbbar, Abb. 15)
- Everest[®] G-Blanks: = leuzitverstärkte Glaskeramik
- Everest[®]BIO T-Blanks: = medizinisches Reintitan Grad 2
- Everest[®]BIO C-Temp-Blanks: = Hochleistungspolymerkunststoff für Langzeitprovisorien
- Everest[®]BIO HPC-Blanks: = schrumpfungsfreie reaktionssinternde Zirkon-silikatkeramik

Als zusätzliche Option steht die IPS e.max[®]CAD Software zur Verfügung, welche eine Bearbeitung der e.max[®]ZirCAD (Zirkondioxidblanks) oder e.max[®]CAD (Glaskeramikblanks) Rohlinge der Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, ermöglicht.



Abb. 15: Everest[®] BIO ZS-Blank (Größe 16, Schrumpfungsfaktor 20,77%)

2.8.2. Das Lava[®] System , Firma 3M Espe (Seefeld)

Das Lava[®] CAD/CAM Programm besteht ebenfalls aus vier Komponenten, die zusammen das Lava[®] System ergeben:

- 1- Lava[®]scan = Messeinheit
- 2- Lava[®]form = Fräs- und Schleifeinheit
- 3- Lava[®]therm = Sintereinheit
- 4- Lava[®]frame = vorgesinterte Zirkondioxid Blanks

Bei diesem System setzt die Fa. 3M Espe vor allem auf so genannte Fräszentren, die als zentrale Anlaufstelle für Zahnärzte oder Labore genutzt werden können. Mit diesem Outsourcing soll eine optimale Effizienz bei ständig aktualisierter Software und keinem finanziellen Risiko auf Zahnarzt- oder Laborseite erreicht werden, da eine teure Anschaffung der Geräte entfällt.

2.8.2.1. Lava[®]scan

Nach der Herstellung eines Sägemodells im Labor wird dieses im Fräszentrum mittels des Lava[®]scan optisch, also kontaktlos, durch eine Weißlicht-Dreiecksvermessung erfasst und digitalisiert. Bei der Triangulation wird die Objektoberfläche aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen Richtung das entstehende Bild betrachtet und berechnet. Nach der Bearbeitung am Computer werden die Daten an das Lava[®]form übertragen und gefräst.

2.8.2.2. Lava[®]form

Im Lava[®]form werden die am Computer generierten Werkstücke aus den vorgesinterten Zirkondioxidblanks herausgefräst. Als Fräsen kommen Hartmetallinstrumente zum Einsatz, da diese das noch weiche Material problemlos bearbeiten können. Die Lava[®]form Einheit verfügt über ein Magazin mit 21 Blanks und kann somit über längere Zeit autark arbeiten. Die Blanks sind durchgehend codiert, wodurch das System erkennt, welcher Auftrag (der mit einer Code-Nummer versehen ist) gerade bearbeitet werden soll. Hierbei spielt es somit keine Rolle mehr, in welcher Reihenfolge die Blanks eingelegt werden. Für eine Einzelkrone benötigt

das Gerät etwa 35 Minuten, für eine 3-gliedrige Brücke ca. 75 Minuten [Herstellerangaben 3M Espe].

2.8.2.3. Lava[®]therm

Nach der Anfertigung der um 20-25% vergrößerten vorgesinterten Gerüste, werden diese mit Hartmetallfräsen aus dem jeweiligen Blank gelöst und vor dem Sintern mit Fräsen und Gummipolierern von Graten versäubert. Im Anschluss werden die Gerüste im Lava[®]therm zunächst für 3,5 Stunden getrocknet, bevor der Ofen auf 1500°C aufgeheizt wird und die Weißkörper für ca. 7,5 Stunden durchgesintert werden.

2.8.2.4. Lava[®]frame

Das Lava[®]frame Konzept besteht aus einem vorgesinterten, kreideartigen Zirkondioxidkeramikblank, welcher direkt mit einer Halterung verbunden aus einem Magazin in die Lava[®]form Einheit geladen wird, bevor der Fräsvorgang beginnt (Abb. 12). Bereits während der computergestützten Planung werden die Eigenschaften des einzelnen Blanks, wie z.B. die Sinterschrumpfung, über die blankspezifische Codierung eingegeben, um so eine ideale Vorbereitung zu gewährleisten.

Als zusätzliche Option können die Gerüste vor dem Sintern noch in 7 verschiedenen Vita[®] Farben eingefärbt werden, was ihnen eine bessere Farbanpassung an das Dentin gibt.

Nach dem Sintern dürfen die Gerüste nur mit feinkörnigen Diamantinstrumenten der Größe 30µm und 15µm nachbearbeitet werden. Generell ist es zwingend, mit wenig Anpressdruck und Wasserkühlung zu arbeiten, um bearbeitungsinduzierte Oberflächenspannungen zu vermeiden. Zur Verblendung wird ausschließlich eine speziell von 3M Espe[®] entwickelte Keramik (Lava Ceram[®]) empfohlen, deren WAK auf das Zirkongerüst abgestimmt ist.



Abb.16: Lava[®] Frame (Bar Codes für Schrumpfungsfaktor und Frame Nummer)

2.8.3. Das IPS e.max[®]CAD System

Bei dem IPS e.max[®]CAD System handelt es sich im Gegensatz zu den beiden anderen vorgestellten Systemen nicht um ein komplexes Programm, sondern vielmehr um eine eigenständige fräsbare Lithium- Disilikat- Glaskeramik mit zugehöriger Verblendkeramik der Fa. Ivoclar Vivadent (Abb. 17). Die zunächst blauen Blöcke werden in einer kristallinen Zwischenstufe, z.B. mit dem Everest[®] System von KaVo, bei einer Festigkeit von ca. 150MPa ausgeschliffen, bevor sie für 30min. thermisch behandelt werden und erst dadurch ihre Endfestigkeitswerte von 360MPa erreichen. Dies wird durch einen bei 850°C ablaufenden Kristallisationsprozess erreicht, der zu einer Gefügewandlung in der Keramik führt. Laut Herstellerangaben ist die Indikation allerdings für Frontzahn- und Seitenzahnkronengerüste bis zum Prämolarenbereich geeignet und kann aufgrund der Biegefestigkeit sowohl konventionell als auch adhäsiv befestigt werden. Das Gerüst wird zur Charakterisierung mit IPS e.max[®] Ceram, einer niedrig schmelzenden Nano-Fluor-Apatit-Glaskeramik, in der Schichttechnik individualisiert [48].

Durch das Vorliegen einer Glasphase ist von höheren Transluzenzwerten gegenüber den beiden Zirkondioxidkeramiken auszugehen.



Abb. 17: IPS e.max[®]CAD Blöcke

3. Material und Methode

3.1. Herstellung der Prüfkörper

Als Grundlage für die Bruchtestreihen dienten Metallstümpfe, die den Präparationsrichtlinien der Hersteller, wie bereits in Kapitel 2.5. erwähnt, entsprachen. Um unter den Prüfkörpern vergleichbare Grundvoraussetzungen zu schaffen, mussten diese annähernd identisch sein, damit später für alle angefertigten Zirkonkappen die gleichen Testbedingungen galten. Zum besseren Vergleich wurde zunächst ein Ur-Modell hergestellt, welches als Ausgangsmodell für die Anfertigung der weiteren Prüfkörper diente. Von diesem Ur-Modell wurden 20 Modellstümpfe im CAD/CAM Verfahren hergestellt, um eine weitestgehende Gleichheit der Prüfsituation sicher zu stellen.

3.1.1. Das Ur-Modell

Das Modell hat zunächst einen formenden Charakter, d.h. es konnten hier noch Veränderungen vorgenommen werden, ohne gleich komplette Prüfkörperserien, die sehr aufwändig in der Herstellung waren, verwerfen zu müssen.

Ausgangszahn war ein Frasacozahn[®] 47 (frasaco GmbH, Tettngang), der zunächst im Duplierverfahren mit Kontursil (Fa. Siladent, Goslar) abgeformt wurde und im Anschluss mit Modellkunststoff (Exakto-Form, Fa. Bredent, Senden) vervielfältigt wurde. Hintergrund hierfür war die bessere Fräsbarkeit und die bessere optische Beurteilbarkeit der Präparationsgrenzen durch eine gleichmäßigere farbliche Sättigung des Werkstoffes.

Dieser duplierte Modellzahn wurde im Anschluss achsengerecht in ein Fräsgerät (Schick S3 Master, Georg Schick Dental GmbH, Schemmerhofen) eingespannt und mit einer 4° Fräse (H356RS 123 023, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo) zirkulär beschliffen. Unebenheiten in der Präparation und der Stumpfoberfläche wurden mit feinem Sandpapier nivelliert und nochmals geglättet. Das okklusale Relief des Duplikats wurde mit diversen Fräsen der Idealpräparation nachvollzogen und anschließend ebenfalls mit Sandpapier geglättet.

Um eine achsengerechte Positionierung des Stumpfes zu erhalten wurde der Stumpf mit seiner „Wurzel“ so geneigt in eine 1,5cm x 1,5cm x 1,0cm (L x B x H) messende

Form gestellt, dass die Okklusalfäche eine parallele Ausrichtung zur Arbeitsplattenoberfläche erhielt. In dieser Ausrichtung wurde die Form mit glasklarem Kunststoff (Ästhetic, kaltpolymerisierender Kunststoff, Fa. Candulor AG, Wangen, Schweiz) bis ca. 3mm unterhalb der Präparationsgrenze ausgegossen und im Anschluss für 20 Minuten im Drucktopf (Palamat Practic EL T, W. C. Heraeus GmbH, Hanau) polymerisiert. Das Kunststoffblöckchen wurde abschließend noch geglättet und poliert (Abb. 18).



Abb. 18: Fertiggestelltes Ur- Modell (Labial- und Okkusalansicht) zur weiteren Vervielfältigung

3.1.2. Herstellung der Metallstümpfe

Der Ur- Prüfkörper wurde mittels CAD/CAM- Technik 20fach vervielfältigt, um die Versuchsreihe effizient gestalten zu können.

Hierzu erklärte sich die Fa. KaVo bereit, den Modellstumpf via Everest[®]scan (Abb. 20) zu erfassen und ihn anschließend in der Everest[®]engine in Titanprüfkörper zu überführen (Abb. 19).

Um die verschiedenen Modellmaterialien kontrastreicher für die optische Erfassung zu gestalten, wurde der Ur- Stumpf zunächst mit rotem Occluspray[®] (Fa. Hager und Werken GmbH & Co. KG, Duisburg) eingesprayed, um so Reflexionen während des Scanvorgangs zu vermeiden. Nach Bearbeitung des Datensatzes mit der Everest[®] Software wurden die Titan Blanks (Abb. 21) zunächst mit einem Spezialkunststoff (Everest[®] G- Inplast) im Werkstückträger (Everest[®] insert, Abb. 22) eingebettet und somit fixiert. Der Werkstückträger wurde nach Aushärten des Kunststoffes in die Spannbrücke eingesetzt und für den CAM Prozess freigegeben, wo die

Metallstümpfe aus den Titanblanks (Everest[®] BIO T- Blank) herausgefräst wurden (Abb. 23 und 24).

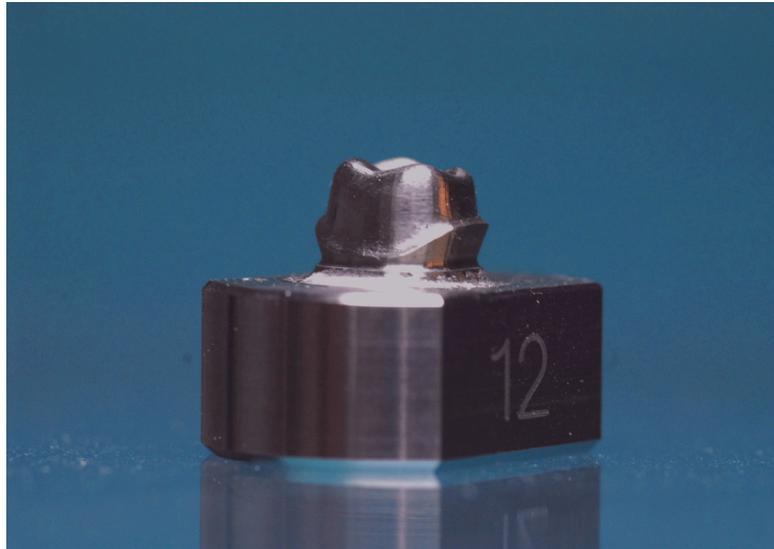


Abb.: 19: Der fertige Metallprüfkörper, Nr. 12 von 20, aus Titan



Abb. 20: KaVo Everest® scan-Einheit



Abb.21: Everest® BIO T-Blank



Abb. 22: Eingebetteter Everest® BIO T-Blank



Abb. 23: In die Everest® engine Spannbrücke eingespanntes Werkstück



Abb. 24: Fertig gefrästes Werkstück in der Spannbrücke

3.1.3. Herstellung der Zirkondioxidgerüste

Für die Versuchsreihen wurden jeweils 15 unverblendete, CAD/CAM gefertigte Zirkondioxidgerüste der jeweiligen Hersteller (Fa. KaVo, Leutkirch und Fa. Espe, Seefeld) in den Schichtstärken 0,15mm, 0,30mm und 0,5mm aus Weißkörperblanks herausgefräst und gesintert. Eine zusätzliche Verblendung war für das Ziel der Studie nicht zwangsläufig, da diese zum einen die Transluzenz der Kappchen beeinflussen würden, zum anderen wurde in einer früheren Studie von *Beuer et al* belegt, dass eine Verblendung mit Aufbrennkeramiken keinen wesentlichen Einfluss auf die Festigkeit der Gerüstkapfen hat [5].

Hierfür wurden bei den jeweiligen Herstellern (Fa. KaVo, Leutkirch und Fa. Espe, Seefeld) auf jeweils 9 Titanstümpfen nach einem festgelegten Verteilerschlüssel (Tab. 1, S. 47) die Zirkondioxidkapfen gefertigt. Als Referenzgerüste wurden zusätzlich auf 2 Stümpfen 10 IPS e.max[®]CAD Gerüste (Fa. Ivoclar Vivadent) in der Schichtstärke 0,5mm mit dem Everest[®] - System angefertigt.

Nach dem Scanprozess wurden die Daten gemäß der Software aufbereitet, wobei die Festlegung der Präparationsgrenzen zunächst automatisch durchgeführt wurde und bei Bedarf noch manuell korrigiert werden konnte. Die Zementspaltbreite wurde auf 30 µm festgelegt, da dies im Durchschnitt etwas mehr als der konventionellen Zementkorngröße (ca. 20 µm) entspricht. Der Anfang des Zementspaltes wurde 1,2 mm oberhalb der Präparationsgrenze festgelegt (Kap.8.1. Abb.53-62, S.85-89). Im Anschluss daran wurden diese Daten, bereits unter Berücksichtigung des individuellen Schrumpfungsfaktors des jeweiligen ZS- Blanks, entsprechend mit den Schleifmaschinen in Zirkondioxidgerüste umgesetzt, bevor diese gesintert wurden.

Beispielhaft soll dies am KaVo Everest[®] System dokumentiert werden.

Analog zum Titan Blank für den Metallstumpf wurde zunächst ein Zirkondioxid Blank (ZS- Blank) mittels Everest[®] G- Inplast im Insert fixiert und anschließend in die Spannbrücke der Everest[®]engine eingesetzt. Als erstes wurde mit der automatischen Laservermessung der Schleifkörper begonnen bevor die Innenseiten/ Konkavitäten des Kappchens ausgefräst wurden (Abb. 25). Nach der Fertigstellung wurde der beschliffene Blank mit Heißluft getrocknet und im Anschluss daran mit erwärmten Everest[®] Inwax umbettet (Abb. 26), damit die grazilen Kronenränder während des Beschleifens der Außenseite/ Konvexität nicht ausbrechen konnten. 15 Minuten später war das Wachs völlig ausgehärtet und der 2. Fräsvorgang konnte gestartet

werden. Es erfolgte zunächst ein erneutes Vermessen der Fräswerkzeuge bevor die Außenfläche des Käppchens bearbeitet wurde. Nach Abschluss des Fräsvorgangs blieb ein der Sinterschwindung angepasstes, überdimensioniertes Käppchen auf einem Inwax[®] Stumpf zurück (Abb. 27). Das überflüssige Wachs wurde vor dem Sintern zunächst vorsichtig entfernt und anschließend im Vorwärmofen ausgebrannt, bevor das Käppchen während des Sinterprozesses bei 1450°C seine endgültige Größe erreichte (Abb. 28). Im Vergleich zum Everest[®] System kann das Lava[®] System autark arbeiten, da es über ein Blank- Magazin verfügt und ohne zusätzliche Maßnahmen wie das Ein- und Umbetten auskommt.



Abb. 25: Die konkav ausgefrästen Anteile der ZrO₂ Gerüste in der Everest[®] Spannbrücke



Abb. 26: Umbetten der Käppchen mit Everest[®] Inwax

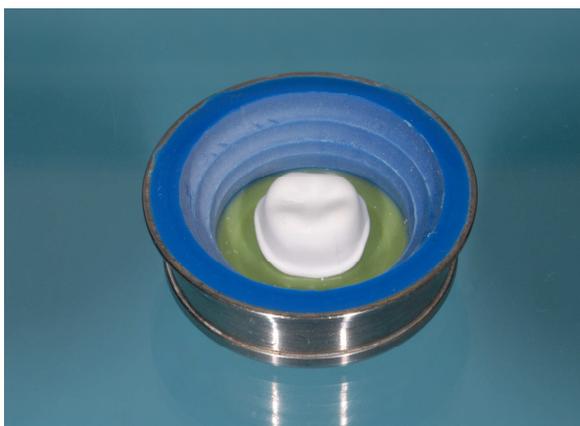


Abb. 27: Überdimensioniertes ZrO₂-Gerüst auf dem Inwax[®] Stumpf



Abb. 28: Weißkörpergefrästes Zirkondioxid- Käppchen (links) neben einem fertig gesinterten Käppchen

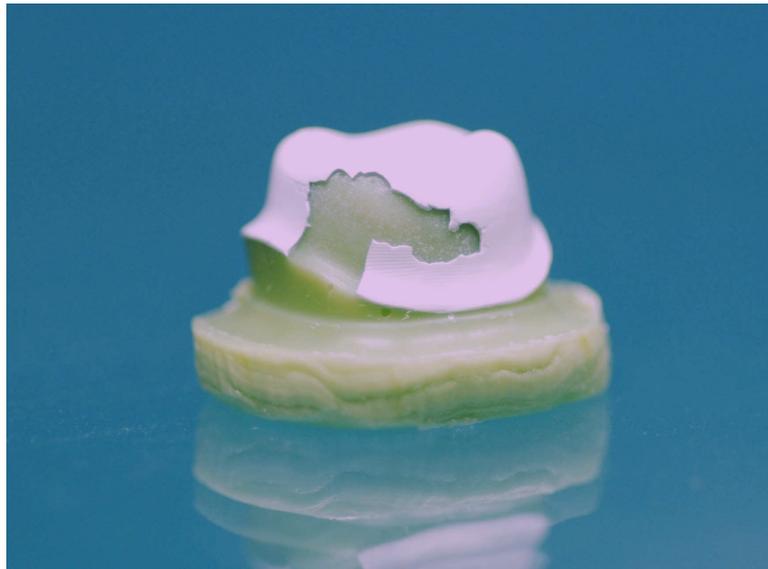


Abb. 29: Destruktive Auswirkungen mehrfach verwendeter Fräsen bei Unterschreitung der erforderlichen System- Mindeststärke. Das Käppchen befindet sich noch auf dem Everest® Inwax- Stumpf

3.1.3.1. Verteilerschlüssel für Stumpfnummern, Fabrikat, Kämpchennummer- und stärke

Stumpfnummer	Hersteller	Kämpchennummer	Kämpchenstärke
01	KaVo	1-5	0,15mm
02	KaVo	6-10	0,15mm
03	KaVo	11-15	0,15mm
04	KaVo	16-20	0,30mm
05	KaVo	21-25	0,30mm
06	KaVo	26-30	0,30mm
07	KaVo	31-35	0,50mm
08	KaVo	36-40	0,50mm
09	KaVo	41-45	0,50mm
10	ESPE	nicht möglich	
11	ESPE	nicht möglich	
12	ESPE	nicht möglich	
13	ESPE	61-65	0,30mm
14	ESPE	66-70	0,30mm
15	ESPE	71-75	0,30mm
16	ESPE	76-80	0,50mm
17	ESPE	81-85	0,50mm
18	ESPE	86-90	0,50mm
19	Ivoclar	91-95	0,50mm
20	Ivoclar	96-100	0,50mm

Tab. 1: Verteilerschlüssel der Hersteller und Kämpchennummern

3.2. Mechanische und lichtoptische Testung

3.2.1. Lichtoptische Transluzenz- Vermessung

Alle Kämpchen wurden mit Hilfe des Hunterlab LabScan XE, einem Spektralphotometer, auf ihre Opazität vermessen und nummeriert, damit die Markierung während des Messvorgangs keinen Einfluss auf das Ergebnis nahm.

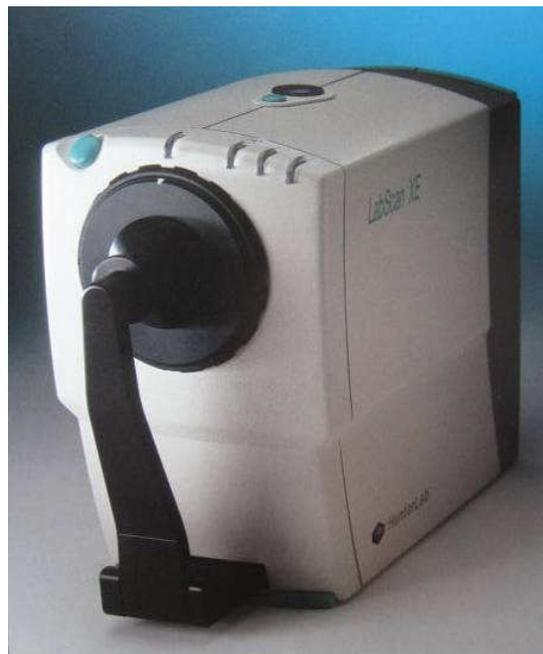


Abb. 30: Hunterlab LabScan XE

Grundprinzip des Gerätes ist die Anwendung von Tageslicht (Norm D65). Das Objekt wird im 0° Winkel beleuchtet, während sich im 45° Winkel dazu ein holographisches Gitter befindet, welches das von der Probe reflektierte Licht in sein spezifisches Spektrum bricht.

Das gesamte Spektrum fällt auf eine Diodenzelle, welche die relative Lichtmenge jeder Wellenlänge erfasst (Abb. 31). Diese Spektraldaten werden an einen Prozessor gesendet, wo dann die Verrechnung der Daten mit den Wertetabellen der gewählten CIE Beleuchtungsart (D65) und der 10° Standardbeobachterfunktion erfolgt, um die X- (rot), Y- (grün) und Z- (blau) Werte zu erhalten.

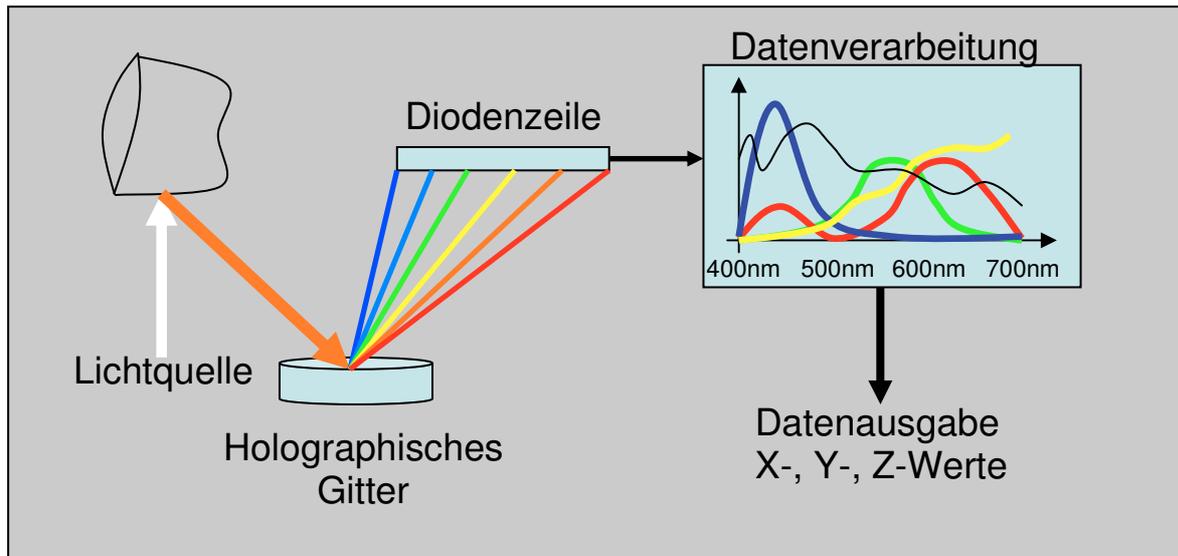


Abb. 31: Schematische Darstellung der Funktionsweise eines Spektralphotometers

Da für die Transluzenzmessung wegen der besseren Reproduzierbarkeit normalerweise scheibenförmige, symmetrische, völlig gleichmäßig starke Prüfkörper verwendet werden [37], musste für die Käppchenversuche dieser Untersuchung eine zusätzliche Haltevorrichtung angefertigt werden. Diese bestand aus einem herkömmlichen kondensationsvernetzenden Silikon (Silaplast, Fa. Detax, Ettlingen), in welches die Käppchen direkt über einer Blende (Durchmesser 5mm) reproduzierbar eingesetzt werden konnten (Abb. 32).



Abb. 32: Fixiertes Käppchen über der Blende des Hunterlab LabScan XE

Vor der genauen Positionierung der Käppchen wurde das Gerät mit definierten Probekörpern (Normweiß) kalibriert, um sicher zu stellen, dass keine Differenzen

zwischen dem „Normweiß“ und dem System bestehen. Nach Abschluss der Kalibrierung wurde der Messvorgang gestartet, wobei jeweils pro Käppchen eine Messung mit einer Standardbeleuchtung (D65) gegen ein Standardweiß und eine gegen ein Standardschwarz durchgeführt wurde, um die Relation der Deckkraft (Opazität) zu ermitteln (= black- white image transmission).

Die sich hieraus ergebenden Werte zeigen bei 0.0 keine Opazität (totale Transparenz) und bei 100 völlige Opazität (Lichtundurchlässigkeit).

$$\text{Opazität (in \%)} = \frac{\text{Messung Probe gegen Schwarz}}{\text{Messung Probe gegen Weiß}}$$

Abb. 33: Umrechnungsformel für die Opazität

Die L^{*}-, a^{*}-,b^{*}- Werte in der Tabelle 6 (Kap. 8.2., S. 90f) beschreiben sowohl die *Helligkeit* als auch die *farbliche* Positionierung des Materials auf der CIE- Scala, wobei es sich hierbei mehr um einen dreidimensionalen Farbraum handelt. L^{*} steht für die Helligkeit, 0 = schwarz, 100 = weiß. A^{*}- Werte (rot-grün Achse) sind bei positivem Vorzeichen rot, bei Negativem grün und bei 0 neutral. B^{*}- Werte (blau-gelb Achse) sind bei positivem Vorzeichen gelb, bei Negativem blau und bei 0 neutral. Für weitere Details des Farbraumes empfiehlt es sich, weiterführende Fachliteratur hinzu zu ziehen.

3.3. Bruchfestigkeitsprüfung

3.3.1. Zementierung der Käppchen

Die Käppchen wurden nach Abschluss der Transluzenzmessung mit wasserfestem Stift nummeriert und der Reihe nach mit definierten 50N Anpresskraft auf ihre zugehörigen Titanstümpfe zementiert. Als Befestigungsmaterial wurde ein selbstadhäsiver Befestigungszement (RelyX[®] Unicem, Fa. 3M Espe, siehe auch Kap. 2.1.2.5., S. 11) im Aplicap[®]- System gewählt, der auch bereits in der Praxis Anwendung findet und bei geringen Schichtstärken durch gute

Transluzenzeigenschaften auffällt. Hierzu wurde für jedes Käppchen eine neue Anmischkapsel verwendet, damit optimale Voraussetzungen geschaffen wurden. Die Kapseln wurden im Rotomix (Fa. 3M Espe) für 10 Sekunden angemischt und der Zement anschließend in die Innenseiten der Käppchen eingebracht, wo er mit einem Microbrush[®] gleichmäßig und blasenfrei verteilt wurde. So vorbereitet wurde jedes Käppchen auf seinen zugehörigen Stumpf gesetzt und mittels Zementierhilfe auf den Stumpf gedrückt. Dem Zement wurde 3 Minuten zum Abbinden gegeben, bevor er zusätzlich 3 x 20 Sekunden von jeder Seite lichtgehärtet wurde. Entstehende Überschüsse wurden mit einem Scaler (#204 Gr. 2, Sichel, Hu Friedy, Leimen) entfernt. Nach 5 Minuten wurde der Stumpf mitsamt Käppchen für 48 Stunden in eine 0,1%ige Thymollösung (0,1% Thymol in 0,9% NaCl) gegeben.

3.3.2. Bruchtestversuch

Nach vollständiger Aushärtung des Zements erfolgte die Bruchprüfung mittels Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z 010, Ulm). Hierbei handelt es sich um eine elektromechanische Spindelprüfmaschine mit einem Kraftbereich bis maximal 10KN, welche eine kontinuierlich zunehmende Kraftentwicklung bis zum Kraftabfall (Bruch der Probe) in einem Spannungsdehnungsdiagramm aufzeichnet. Die Vorschubgeschwindigkeit, d.h. die Geschwindigkeit, mit welcher der Prüfstempel auf die Probe gebracht wird, ist variabel von 0,0005- 2000 mm/min über die zugehörige Software einzustellen.

Als Prüfstempel diente eine Stahlkugel mit 8 mm Durchmesser, welche, bezugnehmend auf *Hölsch und Kappert* [41], Antagonistenkontakt simulierte. Zwischen Prüfstempel und Käppchen wurde jeweils eine 0,1mm starke Polyethylenfolie gelegt, um punktuelle Druckspitzen zu vermeiden. Der Vorschub wurde auf 0,5 mm/min festgelegt. Die zementierten Käppchen wurden mit ihren Titanstümpfen mittig unter der Stahlkugel positioniert und durch den Probenstempel axial in der zentralen Fossa belastet, wobei der Druckverlauf in einem Spannungsdehnungsdiagramm aufgezeichnet wurde.

Als Abbruchkriterium wurde entweder der im Bruchprotokoll sichtbare Bruch der Probe, bzw. das Knacken oder Sichtbarwerden eines Risses gewertet, woraufhin der Versuch manuell abgebrochen und im Protokoll vermerkt wurde.

3.4. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung (REM)

Die Fragmente der Zirkondioxidkappchen wurden nach dem Bruchtestversuch vorsichtig von den Titanstümpfen gelöst und gesammelt. Vor der REM-Untersuchung wurden aus jeder Gruppe die Kappchenfragmente mit den höchsten und niedrigsten Werten für 10 Minuten im Ultraschallbad in reinem Alkohol gesäubert und danach für eine Stunde in einem Trockenofen bei 120°C getrocknet.

Die REM- Untersuchung erfolgte im Elektronenmikroskop (Zeiss, Oberkochen) mit den Vergrößerungen 250x, 500x, 1000x und teilweise 10000x, nachdem die relevanten Kappchenanteile auf dem Probenträger fixiert wurden und für 120 Sekunden mit Goldpartikeln besputtert wurden.

3.5. Statistische Auswertung

Nach Abschluss der Datenerhebung erfolgte die Auswertung aller Daten mit den Statistikprogrammen SPSS 6.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA) und Microsoft Excel 2002 (Microsoft Corporation, USA). Verglichen wurden hierbei sowohl die Bruchfestigkeit und die Opazität der verschiedenen Systeme untereinander. Für die grafische Darstellung wurde wegen der besseren Übersichtlichkeit auf Box- Plot Diagramme zurückgegriffen.

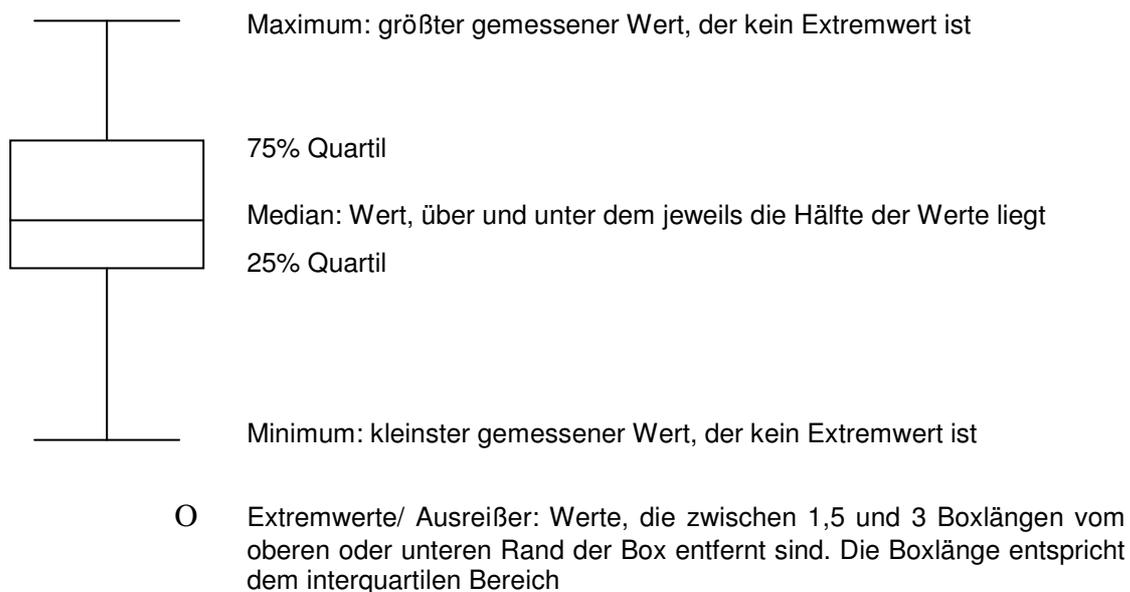


Abb. 34: Erlauerung des Box- Plot Diagramms

4. Ergebnisse

4.1. Ergebnisse der licht- optischen Testversuche

Die Ergebnisse der Transluzenzmessungen wurden in Tab. 2 (S. 55) und Tab. 3 (S. 55) dargestellt (eine grafische Darstellung findet sich im Anhang Kap.8.3. Abb. 63-68, S.92-94). In der ersten Gruppe (Everest[®] 0,15mm) verblieben aufgrund einer Käppchenfraktur nur 14 Proben zur Vermessung ($n_{0,15} = 14$).

Bei der Betrachtung wurde zunächst jede einzelne Gruppe für sich erfasst. So lag bei den 0,15mm Everest[®] Käppchen das Minimum bei 69,3, das Maximum bei 73 und der Mittelwert bei 71,10, die Standardabweichung betrug hier 1,23.

Bei den Everest[®] Käppchen der Stärke 0,30mm ergab sich ein Minimalwert von 74,3, ein Maximalwert von 78,92 und ein Mittelwert von 76,78. Die Standardabweichung betrug 1,46. Bei den 3M Espe Gerüsten gab es in der Gruppe der 0,30 mm Käppchen folgende Ergebnisse: Minimumwert 75,80, Maximumwert 81,86. Der Mittelwert lag bei 76,97 und die Standardabweichung bei 1,54.

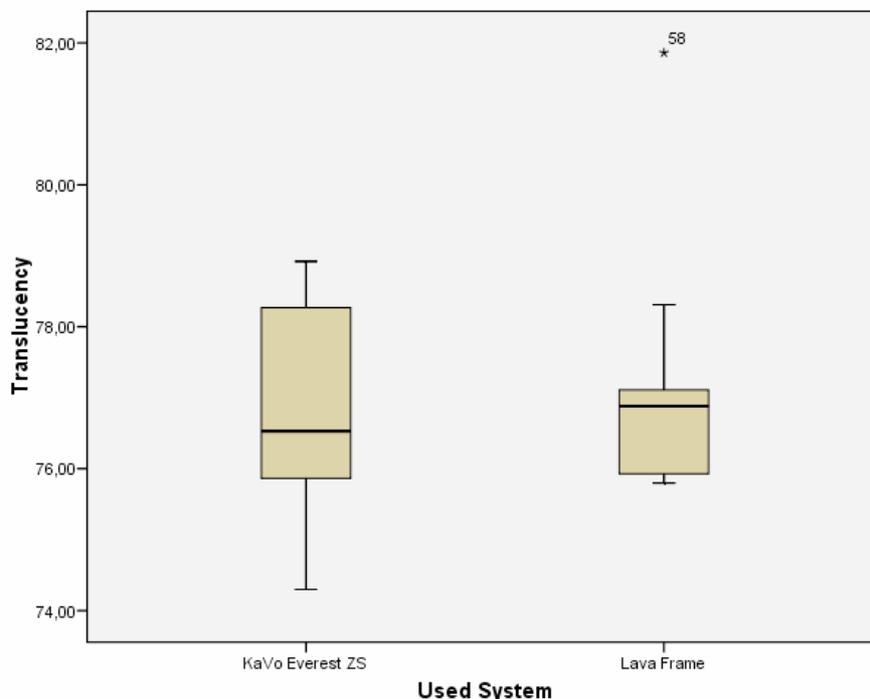


Abb. 35: Ergebnisse des Vergleichs 0,30mm Everest[®] vs. 0,30mm Lava[®] mittels Box- Plot

Der Unterschied zwischen beiden Herstellern war statistisch nicht signifikant ($p = 0,74$ ANOVA).

In der Gruppe der 0,50mm Everest[®] Kämpchen ergab sich ein Minimalwert von 80,88, ein Maximalwert von 83,92, woraus sich ein Mittelwert von 82,32 und eine Standardabweichung von 1,04 errechnen ließen. In der Gruppe der 0,50 mm Lava[®]-Kämpchen fanden sich folgende Ergebnisse: Minimum 75,46, Maximum 83,44 und als Mittelwert 81,85. Die Standardabweichung betrug hier 1,93. Der Unterschied zwischen beiden Herstellern war statistisch nicht signifikant ($p = 0,41$ ANOVA).

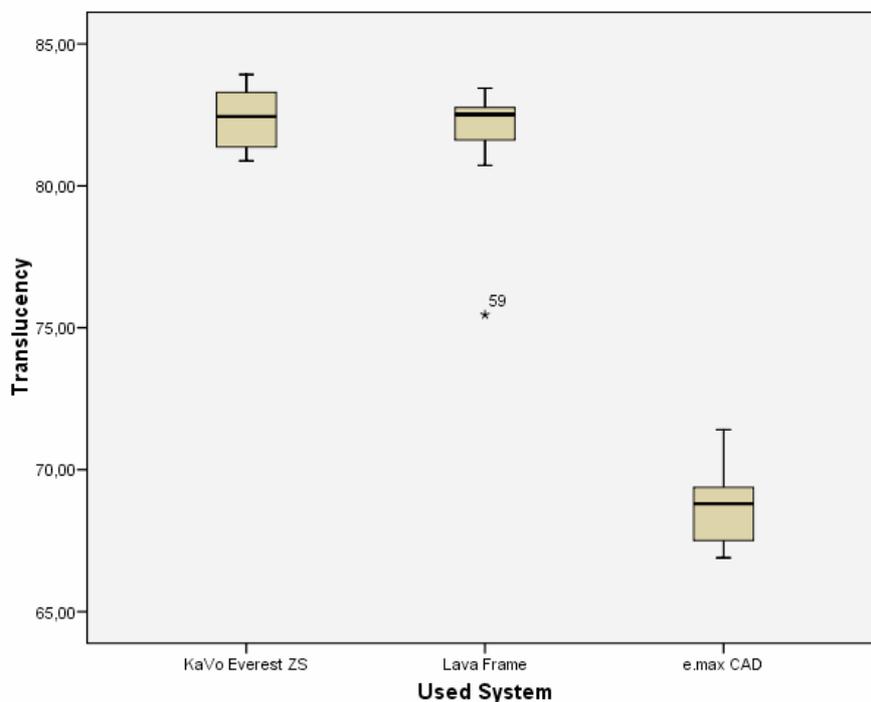


Abb. 36: Ergebnisse des Vergleichs 0,50mm Everest[®] vs. 0,50mm Lava[®] vs. 0,50mm e.max[®]CAD mittels Box- Plot

Die Werte der Ivoclar Gruppe zeigten ein Minimum von 66,90, ein Maximum von 71,41 und einen Mittelwert von 68,83. Die Standardabweichung betrug hier 1,53. Tabelle 2 zeigt eine Zusammenfassung der Werte.

Ergebnisse

Hersteller/ Stärke	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
KaVo/ 0,15 (n=14)	69,33	73,00	71,10	1,23
KaVo/ 0,30 (n=15)	74,30	78,92	76,78	1,46
KaVo/ 0,50 (n=15)	80,88	83,92	82,32	1,04
Espe/ 0,30 (n=15)	75,80	81,86	76,97	1,54
Espe/ 0,50 (n=15)	75,46	83,44	81,85	1,93
Ivoclar/ 0,50 (n=10)	66,90	71,41	68,83	1,53

Tab. 2: Deskriptive Statistik der Opazitätswerte

Bei einem Vergleich mit dem Oneway ANOVA Test zeigten die KaVo- und Espe-Mittelwerte der 0,30mm und 0,50mm Gruppen untereinander keine statistischen Unterschiede auf einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$.

Die Vergleichsgruppe der Kämpchen 0,15mm KaVo und 0,50mm Ivoclar stellte sich indes als signifikant ($P= 0,01$) heraus (Tab. 4), wobei die Transluzenz der e.max[®]CAD- Kämpchen trotz stärkerer Materialwände deutlich höher, also durchscheinender, war. Nur vereinzelte Proben der 0,15mm KaVo- Kämpchen (Nummern 13, 14, 15) kamen annähernd in den Bereich (ca. 69% Opazität) der Transluzenzwerte der Ivoclar- Kämpchen.

Vergleichsgruppen	Exakte Signifikanz	Bewertung
Everest (n=15) vs. Lava (n=15)/ 0,30	0,74	nicht signifikant
Everest (n=15) vs. Lava (n=15)/ 0,50	0,41	nicht signifikant
0,15mm Everest (n=14) vs. 0,50mm e.max [®] CAD (n=10)	0,01	signifikant

Tab. 3: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs mit dem Oneway ANOVA Test

Der Gruppenvergleich untereinander wurde mit dem Oneway ANOVA Test durchgeführt. In der anschließenden Box- Plot Darstellung wurde deutlich, dass es sich bei den annähernd gleichen Werten zwischen den 0,15mm Everest[®]- Kämpchen und den 0,50mm e.max[®]CAD- Kämpchen lediglich um Einzelfälle handelte. Diese konnten nicht zwingend als Maßstab gelten, da sich die statistische Mehrzahl der Proben deutlich über dem Transluzenzniveau der e.max[®]CAD Kämpchen befand und es sich hier eher um Einzelfälle handelte (Abb. 37).

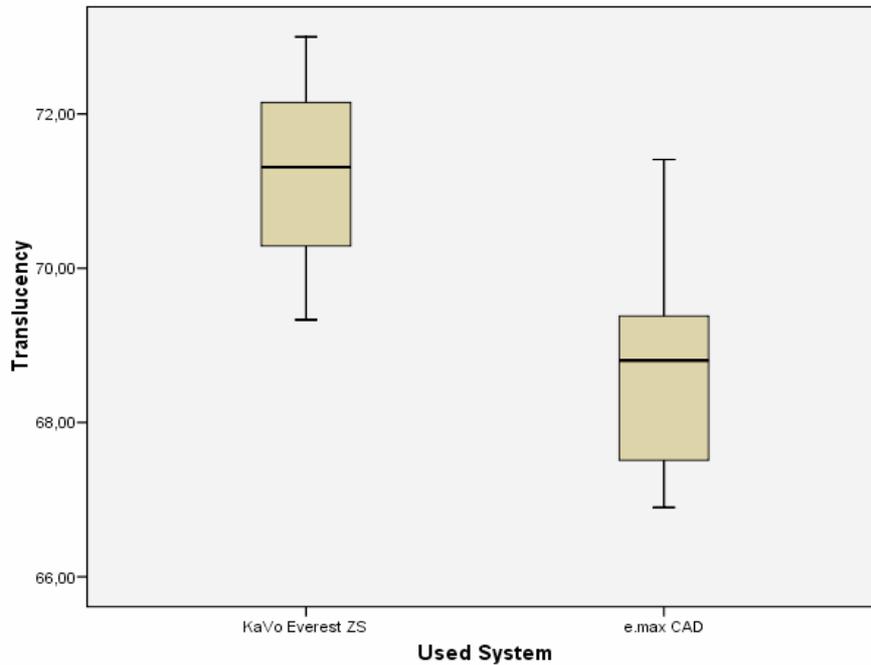


Abb. 37: Ergebnisse des Vergleichs 0,15mm Everest vs. 0,50mm e.maxCAD mittels Box- Plot

Wurden die Mittelwerte als Maßstab angelegt, so ließ sich die geringste Opazität, oder höchste Transluzenz, den e.max[®]CAD Kämpchen zuordnen (68,8). Danach folgten die Everest[®] Kämpchen der Stärke 0,15mm (71,1) und 0,30mm (76,8). Als nächstes folgten die Lava[®] Kämpchen der Stärke 0,30mm (77,0) und 0,50mm (81,8). Schlusslicht waren die Everest[®] Kämpchen der Stärke 0,50mm (82,3), wobei unter den 0,30mm und den 0,50mm Zirkondioxid- Gruppen nur geringfügige, nicht signifikante, Unterschiede festzustellen waren (Abb. 35 u. 36).

4.2. Ergebnisse der Bruchtestversuche

Die gesamten Ergebnisse der Bruchtestversuche wurden in der Tabelle 7 (Kap. 8.4, S.95-96) aufgelistet und in Tab. 4 deskriptiv aufbereitet. Käppchen Nummer 7 (KaVo/ 0,15mm) zeigte bereits beim Zementieren deutliche Risse und wurde deshalb nicht weiter in die Bruchtests einbezogen. Somit war die Anzahl der Proben in der ersten Gruppe auf 13 gesunken ($n_{0,15} = 13$).

Hersteller/ Stärke	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
KaVo/ 0,15 (n=13)	554,00	1206,00	785,46	218,57
KaVo/ 0,30 (n=15)	980,00	1661,00	1399,20	182,17
KaVo/ 0,50 (n=15)	1149,00	2257,00	1732,07	265,69
Espe/ 0,30 (n=15)	1304,00	2091,00	1662,40	269,70
Espe/ 0,50 (n=15)	1502,00	2201,00	1901,67	221,55
Ivoclar/ 0,50 (n=10)	386,00	711,00	529,00	105,11

Tab. 4: Deskriptive Statistik der Bruchfestigkeitswerte (in N)

Zur besseren Veranschaulichung wurden die Zahlen zusätzlich graphisch in einem Box- Plot Diagramm aufgearbeitet. In diesem wurde deutlich, wie weit sich die einzelnen Proben innerhalb der Gruppen während der Bruchtests voneinander differierten. Stellte man ein Ranking nach den Mittelwerten der einzelnen Bruchfestigkeitswerte auf, so lagen die Lava[®] Käppchen der Stärke 0,50mm (1901,7N) deutlich vor den Everest[®] Käppchen der Stärke 0,50mm (1732N).

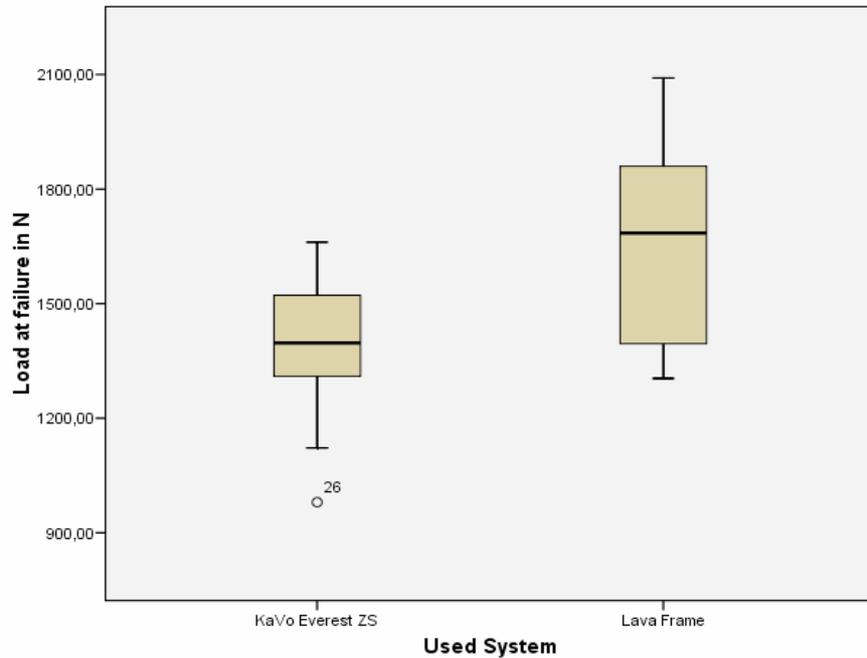


Abb. 38: Ergebnisse des Vergleichs 0,50mm Everest[®] vs. 0,50mm Lava[®] mittels Box- Plot

In der Gruppe der 0,30mm Käppchen lagen die Lava[®] Werkstücke (1662,4N) wiederum deutlich vor den Everest[®] Käppchen (1399,2N), wobei aus der Everest[®] Gruppe ein Käppchen als „Ausreißer“ gewertet werden könnte (Nr. 28/ 0,30mm: 980N).

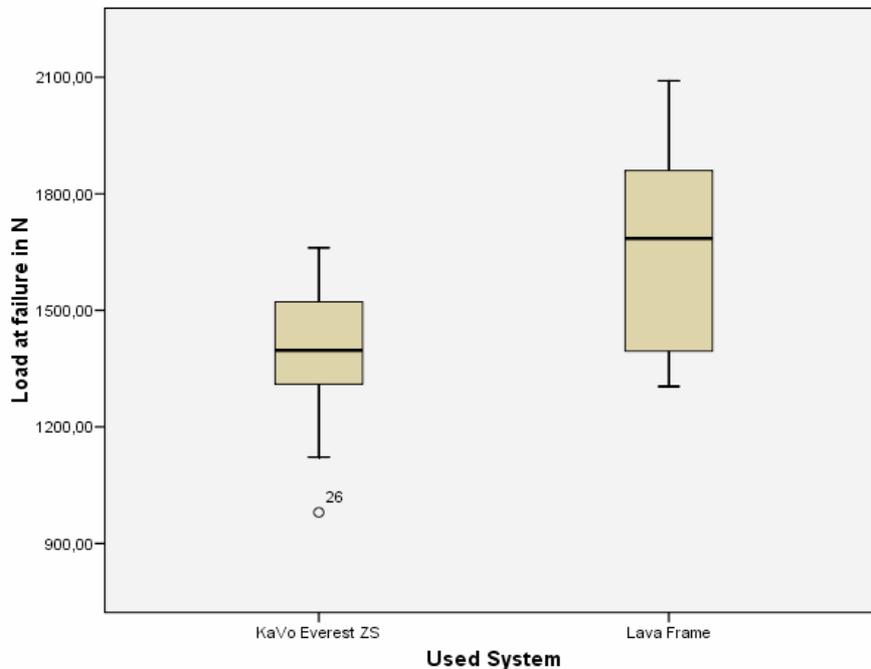


Abb. 39: Ergebnisse des Vergleichs 0,30mm Everest[®] vs. 0,30mm Lava[®] mittels Box- Plot

Die voran gestellten Proben wurden gefolgt von den experimentellen Everest[®] Kappchen der Stärke 0,15mm (785,5N) und den e.max[®]CAD Kappchen der Stärke 0,50mm (529N).

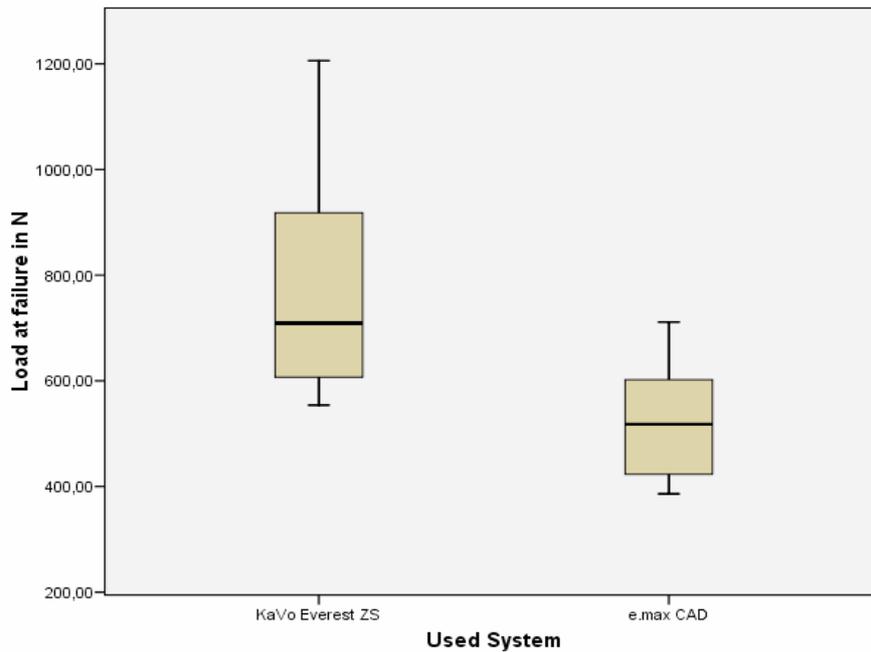


Abb. 40: Ergebnisse des Vergleichs 0,15mm Everest vs. 0,50mm e.maxCAD mittels Box- Plot

Wie anhand der Grafik zu erkennen war, lagen die Lava[®]- Kappchen sowohl in der Schichtstärke 0,30mm als auch 0,50mm deutlich über den Bruchfestigkeitswerten der Everest[®]- Kappchen. Der Gruppenvergleich (Tab. 5) mit dem Oneway ANOVA Test bestätigte den optisch schon fassbaren Unterschied.

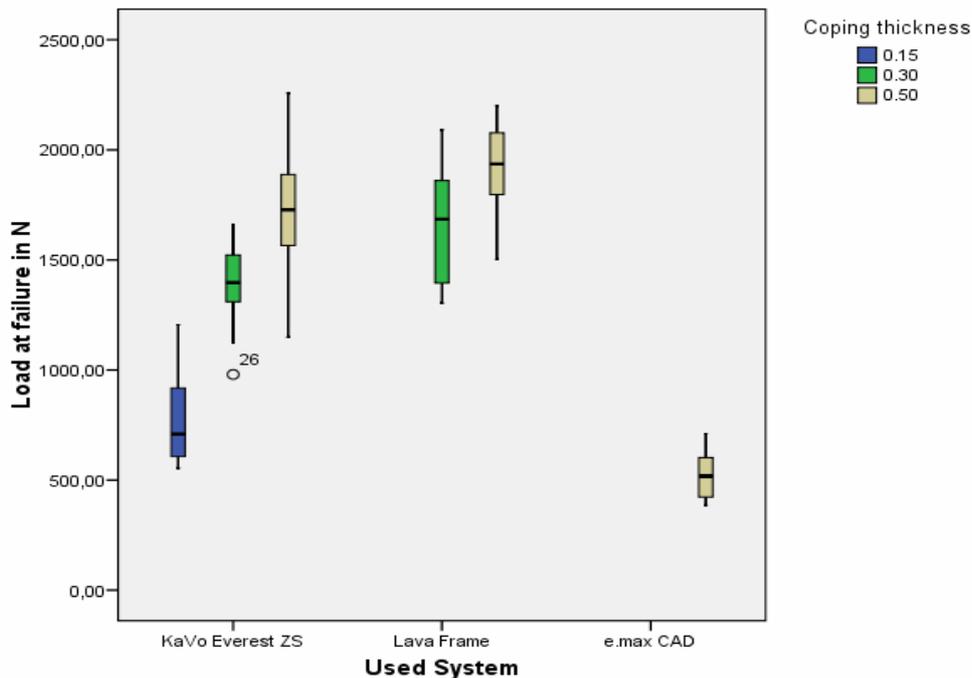


Abb. 41: Ergebnisse der Bruchtestergebnisse aller Kappchenstärken mittels Box- Plot

Vergleichsgruppen	Exakte Signifikanz (p)	Bewertung
Everest [®] (n=13)/ 0,15 vs. E.max [®] CAD (n=15)/ 0,50	0,003	signifikant
Everest [®] (n=15)/ 0,30 vs. Lava [®] (n=15)/ 0,30	0,004	signifikant
Everest [®] (n=15)/ 0,50 vs. Lava [®] (n=15)/ 0,50	0,000	signifikant

Tab. 5: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs (0,15mm Everest[®] vs. 0,50mm e.max[®]CAD; 0,30mm Everest[®] vs. 0,30mm Lava und 0,50mm Everest[®] vs. 0,50mm Lava[®]) mit dem Oneway ANOVA Test

4.3. Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung

Auf den nachfolgenden REM- Aufnahmen wurden die strukturellen und mechanischen Merkmale der verarbeiteten Keramiken deutlich, was in einigen Fällen auch Hinweise auf die jeweiligen Testergebnisse aus den vorangegangenen Versuchen geben könnte. Abb. 42 zeigte eine Lava[®] Keramikoberfläche und Abb. 43 eine Everest[®]- Keramikbruchfläche bei 10000facher Vergrößerung. Bei beiden Proben war eine Oberfläche mit intakten Zirkondioxidkörnern zu erkennen. In der unteren Bildhälfte der Abb. 43 sah man eine inhomogene Oberfläche, die daraus

resultierte, dass sich der Bruch nicht entlang der Korngrenzen ausbreitete, sondern sich seinen Weg durch die Zirkondioxidkörner bahnte.

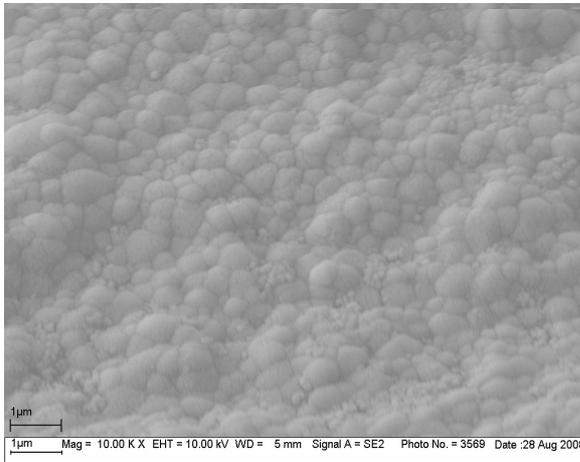


Abb. 42: Oberflächenmorphologie von Lava®- Zirkondioxid (10.000x)

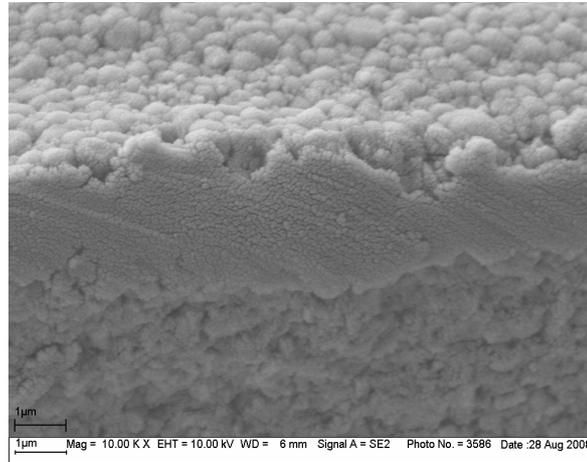


Abb. 43: Oberflächenmorphologie von Everest®- Zirkondioxid (10.000x)

Abbildung 44 zeigte ergänzend den Bruchspaltverlauf in einer Lava®- Keramik. Auffällig hier war ebenfalls die Tatsache, dass sich der Bruchverlauf nicht an den Korngrenzen entlang bewegte, sondern die Körner in seinem Verlauf regelrecht aufspaltete. In Abbildung 45 wurde eine solche Bruchfläche dargestellt, auf der kaum vollständig intakte Körner zu erkennen waren.

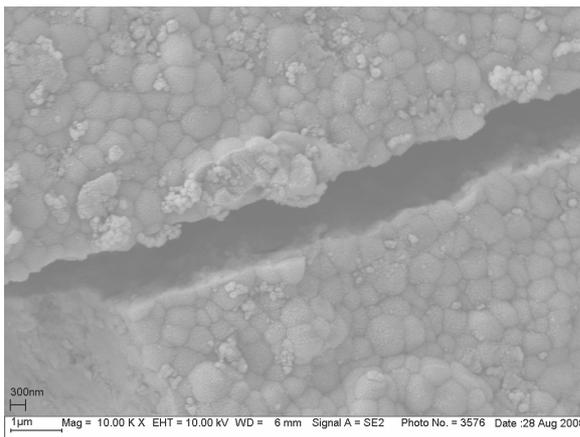


Abb. 44: Bruchspaltverlauf in einem Lava®- Zirkondioxidgerüst (10.000x)

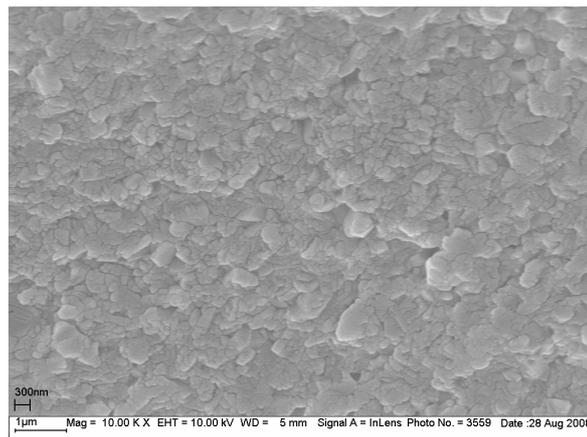


Abb. 45: Bruchoberfläche einer Lava®- Probe (10000x)

Abbildung 46 und 47 zeigten an zwei Everest®- Proben keramiktypische, muschelförmige Ausbrüche an den Bruchflächen. Die Ausbrüche gingen hier

üblicherweise von den Zugseiten der Gerüste aus (im Bild unten). In Abb. 47 sah man zusätzlich noch radiäre, zentrifugal verlaufende Bruchlinien (sog. hackles), welche ebenfalls charakteristisch für Keramiken waren und auf den Ursprung des Risses zuliefen. Zusätzlich zu diesen Eigenschaften war auffällig, dass die Oberflächenbearbeitung deutliche Frässpuren hinterlassen hatte und der Bruchverlauf fast parallel zu den Bearbeitungsgraten verlief. Vergleicht man diese beiden Proben mit einer Lava[®]- Probe (Abb. 48), so zeigte sich die Lava[®]-Oberfläche deutlich glatter und auch die Bruchfläche sah insgesamt homogener aus.

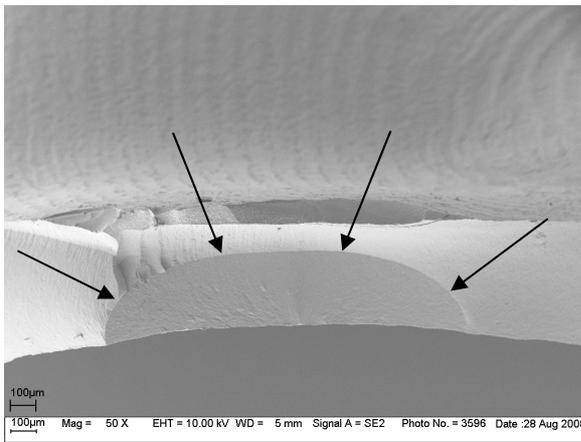


Abb. 46: Muschelförmige Ausbrüche an der Bruchfläche von Everest[®]- Zirkondioxid (50x)

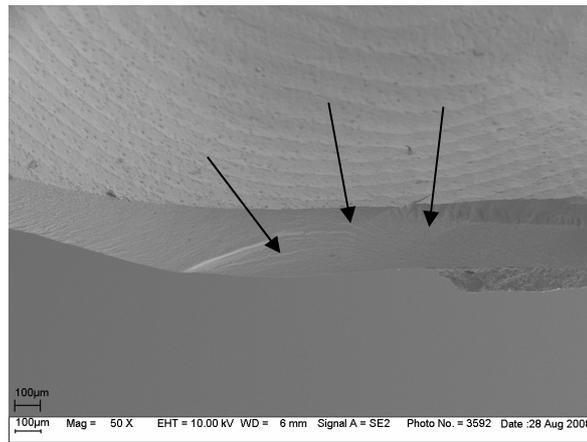


Abb. 47: Oberflächenmorphologie und Bruchfläche von Everest[®] Zirkondioxid (50x)

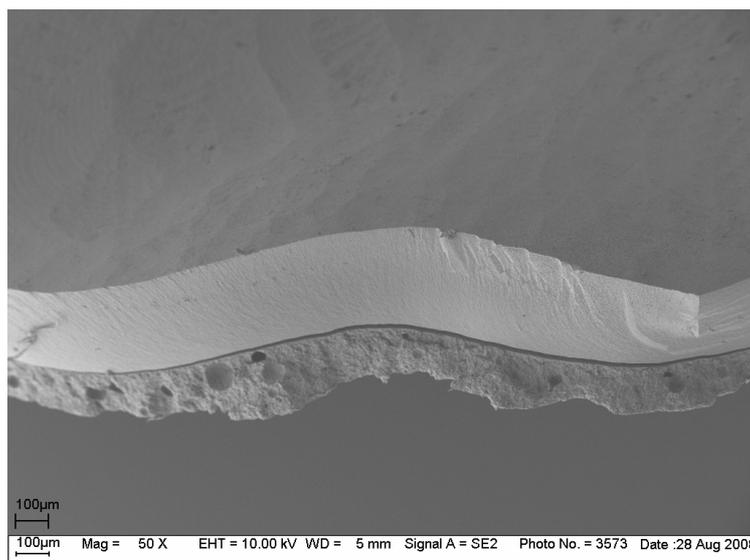


Abb. 48: Oberflächenmorphologie und Bruchfläche von Lava[®] Zirkondioxid (50x)

Wie bei der Probe in Abb. 48 auch zu sehen war, verlief der Bruch direkt über mehreren Blasen, welche im Befestigungszement angesiedelt waren. Sofern der Zement bei den anderen Proben erhalten geblieben war, zeigte sich ein ähnliches Bild bezüglich des Bruchverlaufes, wobei die Blasen in Größe und Anzahl variieren konnten.

Im Gegensatz zu den Zirkonoxidkeramiken zeigte sich bei den Glaskeramiken ein abgewandeltes Bild, welches sich sowohl in der Oberflächenstruktur als auch in der Bruchfläche äußerte. Wie in Abb. 49 dargestellt wurde, war die Oberfläche wesentlich glatter und zeigte bei 250facher Vergrößerung kaum mehr Riefen oder Grate, was sich durch die Sinterung und weitestgehende Verschmelzung der Unebenheiten nach dem Fräsvorgang erklären ließ.

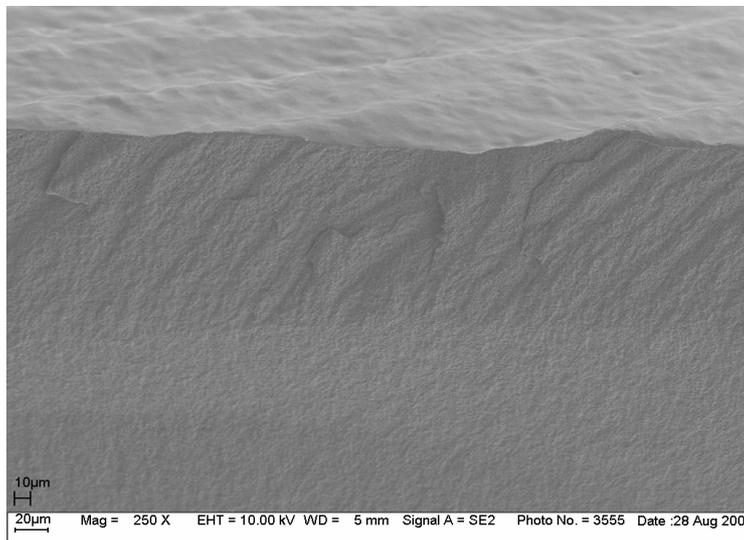


Abb. 49: Oberflächenmorphologie und Bruchfläche von von e.max®CAD (250x)

Bei den e.max®CAD Gerüsten traten die Bruchflächen in einen annähernd rechten Winkel zur Oberfläche auf und zweigen sich, sofern es zu einer Richtungsänderung im Bruchverlauf kommt, auch in einem rechten Winkel ab.

Untersuchte man die Oberfläche bei stärkerer Vergrößerung, so fielen vor allem in der Probe 098 große Defekte auf, welche sich auf Lufteinschlüsse zurückführen ließen (Abb. 50, 51, 52).

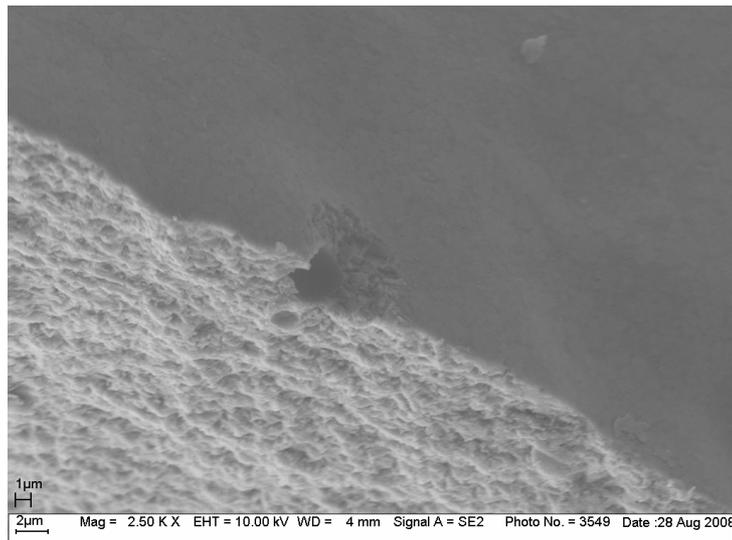


Abb. 50: Oberflächenmorphologie und Bruchfläche von von e.max[®]CAD (2500x)

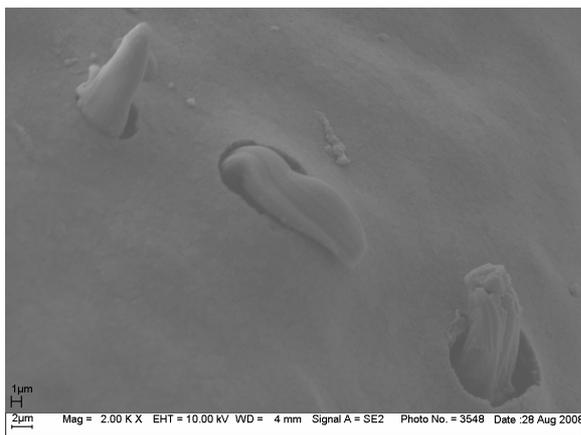


Abb. 51: Oberflächenaufnahme e.max[®]CAD (098/ 2000x)

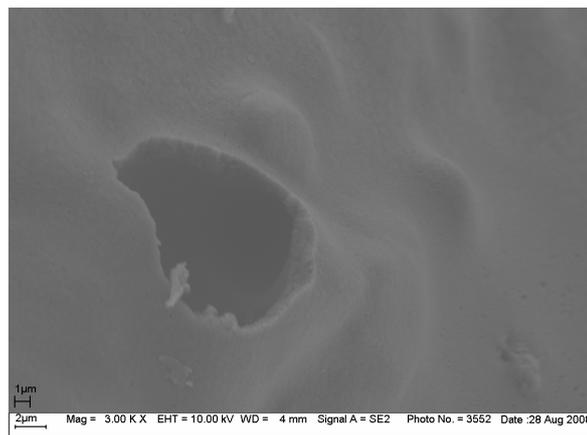


Abb. 52: Oberflächenaufnahme e.max[®]CAD (098/ 3000x)

In Abbildung 51 waren zusätzlich Gebilde zu sehen, welche die Kontinuität der e.max[®]CAD Oberfläche von Innen nach Außen durchbrachen. Eine genauere Abklärung könnte eine massenspektrographische Analyse bringen.

In Abbildung 52 sah man zusätzlich ein ca. 15μm im Durchmesser klaffendes „Loch“ und dahinter noch weitere Blasen, welche noch nicht aufgebrochen waren. Einen negativen Einfluss auf die Bruchfestigkeit schienen diese Inhomogenitäten in diesem Fall allerdings nicht gehabt zu haben, da das Kappchen Nr. 098 aus der Gruppe der e.max[®]CAD Gerüste die höchste Bruchfestigkeit aufwies.

5. Diskussion

5.1. Material und Methode

Bei der vorliegenden Arbeit handelte es sich um eine in- vitro- Untersuchung zur Korrelation der Bruchfestigkeit und Transluzenz von Zirkondioxidkappchen, in welcher gezeigt werden sollte, wie dünnwandig das Material Zirkondioxid derzeit gestaltet werden kann, um eine erhöhte Transluzenz im Vergleich zu den bisherigen Vorgaben zu erreichen. Hierbei sollte eine minimale Wandstärke, welche zusätzlich über eine ausreichende Festigkeit verfügte, getestet werden. Wie der Name „in- vitro“ schon implizierte, handelte es sich lediglich um eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation [30]- konnte diese jedoch nicht vollständig simulieren.

5.1.1. Versuchsaufbau

Die Herstellung des Ausgangsmodells erfolgte unter Berücksichtigung aller von den Herstellern der später verwendeten Systeme vorgegebenen Parameter [81]. Sowohl der Präparationswinkel von 4° , als auch die basale, innen abgerundete Stufenpräparation mit 5° abfallendem Winkel wurde zunächst in diesem Modell konsequent umgesetzt, bevor dieses später in die endgültigen Metallstümpfe überführt wurde. Die von *Quaas et al.* beschriebenen Messungenauigkeiten von 20-40 μm durch Puderapplikation [84] vor dem Scenvorgang konnten hierbei vernachlässigt werden, da die Zirkondioxidkappchen erst später von den angefertigten Titanstümpfen ohne Pudereinsatz gescannt wurden. Dem Werkstoff Titan als Stumpfmateriale wurde der Vorrang gegeben, da hier keine Beschädigungen auch im Laufe mehrerer Bruchtests zu erwarten waren. *Hahn* und *Scherrer* maßen dem Stumpfmateriale ebenfalls kaum einen Einfluss im Festigkeitsverhalten von nicht-silikatkeramischen Materialien bei [36,90].

Als Startpunkt dieser Arbeit wurden alle Teststümpfe in der CAD/CAM Technik hergestellt und waren somit im Bereich der Fehlertoleranz der Fräsmaschine identisch. Im Vergleich zu anderen Arbeiten, in denen die Teststümpfe im Abform- und Gussverfahren mit anschließender manueller Bearbeitung hergestellt wurden, hatten hier alle Hersteller die gleichen Voraussetzungen, was der Reproduzierbarkeit

und der Fehlerquellenminimierung zu Gute kam. Zur Herstellung der Käppchen hatten die Anbieter neben der Käppchenstärke die Vorgabe, den Zementspalt nach 1,2 mm beginnen und 30 µm stark sein zu lassen.

Bevor die Käppchen zementiert werden konnten, erfolgte die Opazitätsmessung nach standardisierter Vorgehensweise mittels Spektralphotometer Hunterlab (LabScan XE).

Nach dem Vermessen wurden die Käppchen nummeriert und nach einem fest vorgeschriebenen Verteilerschlüssel ihren jeweiligen Stümpfen zugeordnet. Nach dem Zementieren wurden die Stümpfe zunächst 48 Stunden in einer 0,1%igen Thymollösung aufbewahrt (Kap. 3.3.1.), worauf sie im Anschluss in der Zwick-Prüfmaschine bis zu ihrem Bruch belastet wurden.

5.2. Diskussion Ergebnisse

5.2.1. Transluzenzmessungen

Bisherige Arbeiten befassten sich überwiegend mit der Transluzenzmessung von scheibenförmigen, plan geschliffenen und polierten Prüfkörpern [9,37,115,125], die bei der Vermessung aufgrund ihrer identischen Form den Vorteil der Vergleichbarkeit untereinander aufwiesen. Symmetrische Prüfkörper mit einer völlig planen und polierten Oberfläche spiegelten allerdings nicht korrekt die klinische Situation wider, da hier unterschiedliche Streuungsfaktoren im Material unberücksichtigt blieben. Eine glatt polierte Oberfläche wies bei direktem Lichteinfall nur wenig diffuse Oberflächenstreuung (Reflexion) auf, weshalb eine größere Lichtmenge durch die Proben geleitet wurde und so höhere Transluzenzwerte erzielt werden konnten.

Im Gegensatz zu den optimierten Prüfkörpern der übrigen in- vitro- Studien wurden die zur weiteren zahntechnischen Verarbeitung bearbeiteten und gesinterten Käppchen, wie in dieser Studie auch, nicht poliert. Folgerichtig gab es Oberflächenrauigkeiten (innerhalb des Lava[®] Systems von 0,249-1,218µm – je nach Bearbeitungsmodus [118]) an denen sich das auftreffende Licht bereits vor dem Eintritt in den Prüfkörper brach und zum Teil reflektiert wurde, bevor es durch das Käppchen weitergeleitet wurde. Hierdurch wurde die transmittierte Lichtenergie vermindert und somit auch in der Folge die Transluzenz erniedrigt.

Das Gesamtergebnis dieses Teils überraschte indes keineswegs, da hinreichend bekannt war, dass eine Keramik mit Glasphase (e.max[®]CAD) deutlich transluzenter sein musste, als es eine polykristalline Keramik (Everest[®], Lava[®]) mit ihrer rein kristallinen Phase zu sein vermochte [59,102]. Vereinzelt Käppchen der sehr dünnen, 0,15mm starken Everest[®] Gerüste konnten nur annähernd an die e.max[®]CAD Käppchen heran reichen. Der Mittelwert lag dennoch, trotz wesentlich geringerer Materialstärke, signifikant vom Mittelwert der e.max[®]CAD Käppchen entfernt (Tab. 4). Eine mögliche Erklärung lag darin, dass die Genauigkeit der Fräsmaschine nicht mehr ausreichte, um sicher zu stellen, dass tatsächlich überall eine Wandstärke von 0,15mm vorlag. Bei Unterschreitung dieses Wertes wurde konsequenterweise auch der Opazitätswert gesenkt und der Transluzenzwert kam somit in die Region der Glaskeramik. *Velez* und *Zhang* beobachteten bei wiederum symmetrischen Zirkondioxidproben eine signifikante Transluzenzsteigerung im Bereich zwischen 100- 170µm [125], was somit auch auf die betreffenden Proben zutreffen könnte. Für den alltäglichen Gebrauch waren diese Werte an unsymmetrischen Kronenstümpfen bisher nicht realisierbar, da bereits die Herstellung der 0,15mm Gerüste für diese Studie die Grenzen der Machbarkeit aufzeigte. Betrachtete man neben dem Aufwand zur Herstellung die Verlustrate von diesen dünnen Käppchen während des Fräsvorgangs und nach dem Sintern von der wirtschaftlichen Seite, so war eine Einführung derzeit eher unwahrscheinlich.

In den Vergleichsgruppen der Lava[®] und Everest[®] (0,30mm und 0,50mm) Käppchen traten hingegen nur geringe Abweichungen auf, wobei die Everest[®] Käppchen im Transluzenzverhalten etwas besser abgeschnitten haben. Ursächlich hierfür könnte zum einen wiederum die Oberflächenrauigkeit sein, zum anderen könnten auch die Temperaturführung, Haltezeit oder die Sintertemperatur der beiden Produkte eine Rolle spielen, welche sich auf eine unterschiedliche Kornverteilung, bzw. auf ein unregelmäßiges Kornwachstum und somit auf die Transluzenz auswirkten [91]. *Hjerpe et al.* konnten in einer aktuellen Studie zur biaxialen Bruchfestigkeit von Zirkondioxid nachweisen, dass sowohl die Aufheizzeit als auch die Haltezeit eine untergeordnete Rolle spielten und somit keinen signifikanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften hatten [40].

Auch eine verschiedene Zusammensetzung der beiden Ausgangspulver, z.B. der Zusatz weiterer Metalloxide, sowie ein unterschiedliches Herstellungsverfahren der

Blanks kamen in Betracht [99]. Da der lichtoptische Unterschied allerdings nur marginal war, müssten diese Parameter in einer weiteren Studie geklärt werden.

5.2.2. Bruchfestigkeitsmessungen

Deutlichere Unterschiede zeigten sich in den Bruchfestigkeitsmessungen. Nimmt man zunächst die Materialeigenschaften als Basis der Diskussion, so stand außer Frage, dass hier die Zirkondioxidkappchen in den Stärken 0,3mm und 0,5mm die e.max[®]CAD Kappchen deutlich dominieren mussten (Lava[®] 0,5mm (1901N) > Everest[®] 0,5mm (1732N) > Lava[®] 0,3mm (1662N) > Everest[®] 0,3mm (1399N) > Everest[®] 0,15mm (785N) > e.max[®]CAD 0,5mm (529N)). Selbst die maximal reduzierten Zirkondioxidkappchen konnten im Vergleich bei etwa einem Drittel der Stärke der Glaskeramikgerüste immer noch in der Bruchfestigkeit überzeugen, obwohl ein Kappchen schon vor der Transluzenzmessung frakturierte und ein weiteres Kappchen dem inneren Druck beim Zementieren nicht standhielt (#001 und #007).

Eine ähnliche Studie von *Behrens et al.* [116] fand im Vergleich zu dieser Studie bei den Bruchfestigkeitstests wesentlich geringere Mittelwerte für Lava[®]-Zirkondioxidkappchen der Stärke 0,3mm (908N) und 0,5mm (1476) heraus. Der gesamte Versuchsaufbau wurde hier allerdings nicht näher beschrieben, was eine Vergleichbarkeit erschwerte, lediglich der verwendete Befestigungszement (Ketac Cem, Fa. 3M Espe) wurde erwähnt. Bei diesem Zement handelte es sich um einen Glasionomerezement zur konventionellen Befestigung von Kronen und Brücken. Dem Befestigungsmodus, ob adhäsiv oder konventionell zementiert, kam eine besondere Bedeutung zu, was in der Literatur deutlich wurde [7,31,80]. Hier zeigte die adhäsive Befestigung deutliche Vorteile gegenüber dem konventionellen Zementieren, was sich in höheren Bruchlasten äußerte. *Pospiech et al.* führten diese Festigkeitssteigerung im Wesentlichen auf einen Versiegelungseffekt der Befestigungskomposite an den Kroneninnenflächen, sowie deren viskoelastische Eigenschaften zurück [80].

Die Bearbeitungsweise des Werkstückes, welche letzten Endes auch einen Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit und somit auf die Bruchfestigkeit genommen hat, sollte ebenfalls nicht unberücksichtigt bleiben. In einer Studie von *Möhrman et al* wurden Brückengerüste auf den Versagensgrund nachuntersucht. Als

Frakturauslöser wurden unter anderem mangelnde Gerüstwandstärke und grobe Diamantbearbeitung des bereits gesinterten Gerüsts festgestellt [74]. In der Literatur wurde zusätzlich vielfach auf den negativen Einfluss der Bearbeitungsmodi und der Oberflächenstruktur auf das Rissverhalten und der daraus resultierenden Verschlechterung der Bruchfestigkeit, vor allem während der Hartbearbeitung, hingewiesen [13,26,27,46,56,64,65,66].

Zu den genannten Faktoren kam der Oberflächenbeschaffenheit (poliert, rau, sandgestrahlt, usw.) eine große Bedeutung zu [56], da Risse von hier aus im Wesentlichen ihren Ursprung hatten. Je rauer also das Oberflächenrelief, desto leichter entstanden dort Risse, welche durch kontinuierliches unterkritisches Wachstum die Bruchfestigkeit herabsetzten und so deutlich früher zum Versagen der Keramik führten.

Der Belastungsmodus (statisch, dynamisch, ohne thermische-, mit thermischen Wechselbelastungen, usw.) [11], sowie der korrosive Einfluss des Speichels spielten darüber hinaus noch eine Rolle im Langzeitverhalten von keramischen Restaurationen [29,61,76,114]. Es musste jedoch auch berücksichtigt werden, dass es bei allen Prüfmodi und Prüfungsvorschriften eher unwahrscheinlich war, dass das Kernmaterial (3Y-ZrO₂) hydrolytischen Einflüssen ausgesetzt wurde. Aufgrund seiner Opazität wurde Zirkondioxid in der Regel mit Feldspatkeramiken verblendet und somit von Wasserzutritt abgeschirmt [91]. Erst ein vollständiges Abplatzen der Verblendkeramik (Adhäsivbruch) ermöglichte einen Wasser-/ Speichelzutritt an das Kronengerüst. Unverblendetes Zirkonoxid, welches dem Mundmilieu ausgesetzt wurde, kam eher bei Implantatabutments und Doppelkronen zum Einsatz. Hier kamen allerdings auch besondere Richtlinien im Bezug auf die Wandstärke zum tragen, weshalb hierauf nicht näher eingegangen wurde.

Bei der nachfolgenden Interaktion zwischen Speichel und Zirkondioxidoberfläche wurde zunächst eine Destabilisierung der tetragonalen Phase angenommen, welche durch eine Hydrolysereaktion des Wassers mit dem Yttriumoxid ausgelöst wurde. Bei Absinken des oberflächlichen Yttriumgehaltes wandelte sich die tetragonale Phase spontan in die monokline Phase um und die rissstoppende Eigenschaft ging verloren [61,102,114].

Im anschließenden Prozess wurde dann eine direkte Hydrolysereaktionen des Wassers mit den Zirkon- Sauerstoffverbindungen diskutiert, welche eine Schwächung der Kristallstruktur zur Folge hatte [76]. *Li et al.* fanden heraus, dass

bereits geringe Mengen von Al_2O_3 das unterkritische Risswachstum stoppten und somit die Dauerfestigkeit des Werkstoffes verbesserten. Zum einen sollte das an den Korngrenzen abgeschiedene Al_2O_3 den Matrixdruck auf die metastabilen Zirkonkristalle erhöhen und so die Umwandlungsreaktion verhindern [62], zum anderen hemmte es durch Bildung von Aluminiumhydroxid den Wasserzutritt zum Yttriumoxid, wodurch keine Hydrolysereaktion mehr zustande kam [61]. *Weber et al.* fanden heraus, dass sich durch den Einbau von lediglich 0,5Gew.-% Al_2O_3 der Alterungsprozess von 3Y-TZP um ca. das Zehnfache verlangsamte [110], was sich wiederum positiv in der Bruchfestigkeit und Langlebigkeit niederschlug. Der entscheidende Vorteil bei aluminiumoxidverstärktem Zirkondioxid waren die hohen feuchtigkeits- und temperaturabhängigen Parameter der Risszähigkeit (K_{Ic}) und der Rissausbreitungsparameter (n), wobei sich letzterer exponentiell auf die Risswachstumsgeschwindigkeit auswirkte [75]. *Tinschert et al.* konnten in einer eigenen Studie belegen, dass alleine das Fehlen dieser Aluminiumoxidverstärkung einen gravierenden Festigkeitsverlust nach sich zog [102].

Was sagt die Bruchfestigkeit aus? *Tinschert et al.* wiesen darauf hin, dass die *Bruchfestigkeit* nicht mit der *Biegefestigkeit* verwechselt werden darf, da letztere gemäß bestehender Prüfungsvorschriften an genormten Prüfkörpern erfolgte, während erstere an individuellen Restaurationen durchgeführt wurde und die Bruchlast in Newton gemessen wurde [102]. Daher haben Bruchlastwerte im klinischen Bereich eine eher orientierende Funktion, woraus durch diese Arbeit eine praktisch orientierende Ableitung gefolgert werden konnte. Als erster Faktor spielte die Materialeigenschaft des Zirkondioxids eine tragende Rolle, als zweiter Faktor kam der Befestigungsmodus hinzu, welcher die Ergebnisse ebenfalls stark beeinflusste.

Orientierend ist in der vorliegenden Studie auch die Fragestellung nach der maximal dünnen Kappchenwandstärke. *Starling* [97] und *Meier* [73] stellten bereits 1986 und 1995 mittels Finite-Elemente-Berechnungen fest, dass die höchsten Spannungskonzentrationen okklusal im Bereich der Lasteinleitung zu erwarten waren und daher den Präparationsformen nur eine untergeordnete Rolle zu Teil wurde. Hier aber zeigten sich die experimentellen Kappchen sehr unterschiedlich, wie im nächsten Abschnitt 6.2.3. beschrieben wurde.

Ein weiterer Aspekt, welcher die maximale Reduzierung von Kronengerüsten forderte, wurde immer mehr vom so genannten Chipping in den Hintergrund

gedrängt. Das Chipping beschrieb die Abplatzung der Verblendkeramik vom Gerüst, wobei zwei Formen unterschieden werden konnten. Zum einen der Kohäsivbruch, bei dem der Bruchverlauf komplett in der Verblendkeramik verlief, das Zirkondioxidgerüst jedoch von einer Schicht Sinterkeramik bedeckt blieb. Zum anderen der eher seltenere Adhäsivbruch, bei dem die Verblendkeramik soweit abplatzte, dass Teile des darunter liegenden Gerüstmaterials vollständig exponiert wurden [6]. Die Forderung müsste diesbezüglich modifiziert werden. Nämlich: wie konnte das Chipping vermieden werden? Einige Lösungsansätze verdienten hier eine genauere Betrachtung, vor allem die Forderung, die Verblendkeramik in einer annähernd gleichmäßigen Schichtstärke von 1,5- 2mm aufzutragen [105] und im Seitenzahnbereich die Höcker und Approximalbereiche bereits anatomisch durch das Gerüst zu unterstützen [109]. Sinterkeramiken verfügten aufgrund ihrer glaskeramischen Struktur mit ca. 50- 80MPa [22] über keine ausreichende Eigenfestigkeit und scherten sich bei darüber hinaus auftretenden Kräften ab. Dies konnte jedoch vermieden werden, sofern gleichmäßige Schichtstärken bei entsprechender Unterstützung der Verblendkeramik vorlagen. *Tinschert et al.* beobachteten in eigenen Studien ebenfalls Verblendungsabplatzungen an Brückengerüsten nach einem Zeitraum von ca. 3 Jahren und forderten resultierend daraus ein mehr an die Zahnanatomie angelehntes Gerüstdesign, welches die Verblendkeramik insgesamt besser unterstützte [106].

In Anlehnung an die bisherigen Literatur, welche sich bis auf eine Veröffentlichung durch *Behrens et al.* [116] überwiegend mit der genormten Biegefestigkeit oder der Bruchfestigkeit von Brücken beschäftigten, bewegten sich die Ergebnisse dieser Arbeit auf bislang neuem Gebiet, indem die tatsächlichen Bedingungen an einem zementierten Kämpchen aufgezeichnet wurden. Im Gegensatz zu den klar resultierenden Aussagen des Spannungs- Dehnungs- Diagramms bei Biegefestigkeitsversuchen diente hier unter anderem der optische und akustische Eindruck des brechenden Kämpchens als Anhaltspunkt wodurch der Bruchwert nur näherungsweise aufgezeichnet werden konnte. *Aggstaller, Beuer, Funk, Erdelt und Gernet* untersuchten in ihrer Studie den Einfluss der Präparationsgrenzen auf die Bruchfestigkeit von Zirkondioxidkämpchen, wobei die dabei ermittelten Ergebnisse (siehe auch S. 28f) mit dieser Untersuchung nahezu bestätigt werden konnten.

5.2.3. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Die elektronenmikroskopischen Aufnahmen bestätigten die ersten Annahmen, warum die Kämpchen, vor allem der 0,15mm Gruppe, teilweise an die Transluzenzwerte der e.max[®]CAD Gerüste heranreichen konnten. Die reduzierten Gerüste entsprachen im Allgemeinen nicht der angegebenen Schichtstärke, sondern wiesen vielmehr eine mehr oder weniger ausgeprägte Abweichung in der okklusalen Schichtstärke auf. So konnte an den elektronenmikroskopisch untersuchten Kämpchen eine Varianz von etwa $\pm 100\mu\text{m}$ nachgemessen werden. Zusätzlich dazu zeigte sich auch, dass verschiedene Schichtstärken innerhalb des Kämpchens vorlagen, die mehr oder weniger Einfluss auf Bruchfestigkeit und Transluzenz genommen haben könnten. Das bruchfesteste Kämpchen aus der Gruppe der 0,15mm starken Gerüste wies eine okklusale Stärke von ca. $210\mu\text{m}$ auf, was natürlich den Bruchfestigkeitswert nach oben verändert. Das schwächste Kämpchen der Gruppe hingegen wies Gerüststärken von teilweise unter $100\mu\text{m}$ auf, was nicht der Bruchfestigkeit zu Gute kam aber dafür der Transluzenz.

Ein weiteres interessantes Detail zeigte sich im REM in Bezug auf die Oberflächenstruktur, wobei die Zirkondioxidkämpchen der Everest[®]- Gruppen deutlich stärkere Bearbeitungsspuren aufwiesen als die Gruppen der Lava[®] oder e.max[®]CAD Kämpchen. Auf den Einfluss des Bearbeitungsmodus und der Oberflächenstruktur wurde bereits im vorigen Abschnitt ausführlich eingegangen. Allerdings könnte dies ursächlich der Grund dafür sein, warum die Everest[®]- Kämpchen den Lava[®]-Gerüsten unterlegen waren. Die schließlich zum Versagen der Gerüste führenden Risse nahmen primär von der Oberfläche ihren Ursprung, weshalb eine glattere, nicht von Bearbeitungsfräsen zerfurchte Oberfläche (Abb. 49) klare Vorteile geboten hätte. Die e.max[®]CAD Kämpchen konnten alleine aufgrund der Materialbeschaffenheit (Glaskeramik) im Bereich Bruchfestigkeit nicht mit Zirkondioxidgerüsten verglichen werden [22].

Eine Auffälligkeit zeigte sich indes bei einem der nachuntersuchten e.max[®]CAD Gerüste. Da die Oberfläche nach dem Sintervorgang nicht mehr mechanisch bearbeitet wurde, hat es den Anschein, dass während des Sintervorgangs eine Phasentrennung einsetzt und ein noch flüssiger Bestandteil aus tieferen Regionen aus der erkalteten und schrumpfenden Oberfläche herausbricht, was die Umstülpung der Ränder nach Außen erklären würde (Abb. 51 und 52, S. 64).

Beide Ereignisse deuteten auf ein sehr inhomogenes Material hin, dessen mechanische Vorhersagbarkeit insgesamt schwierig werden dürfte.

5.2.4. Schlussfolgerung für die Praxis

Zum jetzigen Zeitpunkt steht mit Zirkondioxid ein keramisches Material zur Verfügung, welches im Rahmen der Herstellerangaben verarbeitet werden sollte. Eine Unterschreitung der Mindestschichtstärke hätte zwar den Vorteil, dass die Transluzenz erhöht wird, allerdings bewirkt eine Verdickung der Verblendkeramik wiederum das Risiko von vorzeitigen Abplatzungen mitsamt dem klinischen Misserfolg. Das Gerüst sollte daher die Verblendkeramik, auch im Approximalbereich, maximal anatomisch unterstützen, um hier frakturgefährdete Überhänge zu vermeiden.

Zusätzlich sollte die Oberflächenstruktur der Gerüste deutlich weniger Rautiefen durch die CAM Bearbeitung aufweisen, damit initiale Rissen bereits im Ansatz vermieden werden. Hier ist in Zukunft die Industrie gefordert, die Schlichtungsverfahren nach dem Fräsvorgang für die Zirkondioxidgerüste weiter zu optimieren, um ein noch zuverlässigeres Gerüstmaterial zum Patientenwohl zu schaffen.

6. Zusammenfassung

Die vorliegende In- vitro- Studie untersuchte die Korrelation von Transluzenz und Bruchfestigkeit von CAD/ CAM gefrästen Vollkeramikgerüsten, welche zum einen aus Zirkondioxid und zum anderen aus fräsbarer Lithium- Disilikat- Glaskeramik angefertigt wurden. Es wurden Gerüstproben (Molarenkronengerüste) analog zu vorher durchgeführten Studien hergestellt. Ziel der Studie war es, herauszufinden, ob eine Reduktion der Gerüstwandstärke eine Transluzenzsteigerung bei Zirkondioxidgerüsten nach sich zog und inwieweit sich dies auf die Bruchfestigkeit auswirkte.

Zum Vergleich wurden insgesamt 5 Serien zu je 15 Gerüsten und eine Serie zu 10 Gerüsten (e.max[®]CAD) hergestellt. Von den 5 Serien entfielen 3 Serien auf Everest[®] Zirkondioxid- Käppchen mit den Gerüststärken 0,15mm, 0,30mm und 0,50mm und 2 Serien auf Lava[®] Zirkondioxid- Käppchen mit den Gerüststärken 0,30mm und 0,50mm. Insgesamt wurden die 85 Käppchen mittels Verteilerschlüssel auf 20 CAD/ CAM gefräste Titanstümpfe des Zahnes 46 verteilt. Ein Käppchen der Stärke 0,15mm frakturierte bereits vor der Transluzenzmessung, ein weiteres ging während des Zementierungsvorgangs zu Bruch, woraufhin die Gruppe der 0,15mm Gerüste auf $N_{0,15} = 13$ sank.

Zur Bestimmung der Transluzenz wurden die Käppchen einzeln im Hunterlab LabScan XE Spektralphotometer untersucht. Die Vermessung wurde mit Tageslicht (Norm D65) und mit der 10° Standardbeobachterfunktion durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigten, dass es bei maximal dünnen Zirkondioxidkäppchen der Stärke 0,15mm nur annäherungsweise möglich war, den Mittelwert für die Transluzenz von Lithium- Disilikat- Glaskeramik zu erreichen. Dies wiederum war auf stellenweise Unterschreitung der geforderten Käppchenstärke zurückzuführen, was nach Abschluss aller Untersuchungen mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM) deutlich wurde. Der Mittelwert für die 0,15mm KaVo Everest[®]-Gerüste zeigte mit 71,1% Opazität einen signifikanten Unterschied zu den Ivoclar e.max[®]CAD- Gerüsten mit 68,8%. Die Käppchen mit größeren Schichtstärken, sowohl Everest[®]- als auch Lava[®]- Gerüste, wiesen noch deutlichere Opazitätswerte auf, unterschieden sich im jeweiligen Gruppenvergleich nicht voneinander.

Für die Bruchfestigkeitsmessung wurden alle Käppchen standardisiert und adhäsiv mit einer Zementierungshilfe und RelyX[®] Unicem auf ihren Titanstümpfen befestigt.

Vor dem Bruchtest wurden die Proben für 48 Stunden in einer 0,1%igen Thymollösung aufbewahrt. Im Anschluss wurde die Bruchfestigkeit der Käppchen mithilfe einer Universalprüfmaschine bestimmt, wobei die Krafteinleitung gleichmäßig im Bereich der zentralen Fossa erfolgte. Hier zeigten die Lava[®]- Gerüste gegenüber den Everest[®]- Gerüsten ihre Überlegenheit in den Schichtstärken 0,50mm (1902N vs. 1732N) und 0,30mm (1662N vs. 1399N). Die e.max[®]CAD- Gerüste (529N) wiesen in etwa ein Drittel bzw. ein Viertel der Bruchfestigkeit der Lava[®]- Gerüste auf.

Die Rasterelektronenmikroskopische Abschlussuntersuchung zeigte teilweise eine Unterschreitung der Schichtstärke, was sich in einer erhöhten Transluzenz und bzw. oder verminderten Bruchfestigkeit widerspiegelt. Im REM ließen sich auch deutlichere Bearbeitungsspuren auf der Oberfläche der mit der Everest[®]engine bearbeiteten Gerüste (KaVo Everest[®] und e.max[®]CAD) nachweisen, welche vielfach als rissauslösende Faktoren diskutiert wurden und durch optimierte Schlichtungsverfahren behoben werden könnten.

Beide Zirkondioxidssysteme verfügten ab 0,30mm Schichtstärke über eine ausreichende initiale Bruchfestigkeit, welche über den allgemeinen Forderungen (siehe auch S. 14) lagen und somit für Einzelkronen angewendet und eingesetzt werden könnten. Berücksichtigt werden müsste auch, dass die minimale Schichtstärke nicht das angestrebte Ziel sein sollte, um ein Chipping durch Unterstützung der Verblendkeramik zu vermeiden.

E.max[®]CAD Gerüste wiesen diese hohe Anfangsbruchfestigkeit nicht auf, weshalb sie vorerst nur für Teil- und Einzelkronen eingesetzt werden sollten, bei denen eine höhere Belastung nicht zu erwarten ist.

7. Literaturverzeichnis

- [1] **Aggstaller H, Beuer F, Funk M, Erdelt KJ, Gernet W:** Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid, Dtsch Zahnärztl Z 61: 347-352 (2006)
- [2] **Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H:** Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing, J Prosthet Dent 69: 599-604 (1993)
- [3] **Beuer F:** Materialunverträglichkeit als wachsendes Problem, BZB, Jul-Aug; 41. Jg.: 32-34 (2004)
- [4] **Beuer F, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W:** Biegefestigkeit von unterschiedlich bearbeitetem Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 61: 155-157 (2006)
- [5] **Beuer F, Kerler T, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W:** Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 59: 527-530 (2004)
- [6] **Brodbeck U:** Xawex- Zirkonoxid- ein neues Gerüstmaterial zur Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz mittels CAD/CAM- Bearbeitung, Quintessenz 56: 407- 420 (2005)
- [7] **Burke FJT:** The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin- bonded all- ceramic crowns. Quintessence Int 26: 293-300 (1995)
- [8] **Caron A, Rabe U, Arnold W:** Bruchmechanische Untersuchung an stabilisiertem submikrokristallinem Zirkonoxid mittels akustischer Mikroskopieverfahren, Fraunhofer Institut für zerstörungsfreie Prüfverfahren (IZFP) Saarbrücken, ZfP- Zeitung 91: 33-38 (2004)
- [9] **Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ:** Translucency and flexural strength of four ceramic core materials. Dent Mater 24: 1506-1511 (2008)
- [10] **Christensen RP, Christensen GJ:** Service potential of all- ceramic fixed prostheses in areas of varying risk. J Dent Res 71: 320 (Abstract 1716) (1992)
- [11] **Coca I, Schwickerath H:** Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 42: 338-341 (1987)
- [12] **Cramer v. Clausbruch S:** Zirkon und Zirkonium. Dent Lab 7: 1137-1142 (2003)
- [13] **Denry IL, Holloway JA:** Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia- based dental ceramics, Journal of Biomedical Materials Research, Part B: Applied Biomaterials Volume 76B, Issue 2: 440-448 (2006)

- [14] **Derand P, Derand T:** Bond strength of luting cements to zirconiumoxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13: 131-135 (2000)
- [15] **Dermann K:** Bioverträglichkeit dentaler Zirkoniumoxidkeramik. *Biomaterialien* 5: 18-19 (2004)
- [16] **Duret F, Blouin JL:** CAD/CAM in Dentistry. *J Am Dent Assoc* 117: 715-720 (1988)
- [17] **Edelhoff D, Kern M:** Vollkeramik von A- Z für Praktiker. *ZWR* 112: 276-281 (2003)
- [18] **Eichner K:** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2.5., Hüthig Verlag, Heidelberg (1985)
- [19] **Eichner K, Kappert HF:** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg, 328 ff., (1996)
- [20] **Erdelt K, Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W:** Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntechnik (Sonderdruck)* 30: 942-954 (2004)
- [21] **Evans AG, Heuer AH:** Toughening of brittle solids by martensitic transformations. *Acta Metall* 34: 761-800 (1986)
- [22] **Fa. 3M Espe:** All Ceramic System. Technical product profile Lava[®]. 3M ESPE AG, ESPE Platz, D- 82229 Seefeld
- [23] **Fa. Ivoclar Vivadent:** Scientific Documentation IPS e.max[®] ZirCAD, 5, Ivoclar Vivadent AG, Research and Development, Scientific Services, Bänderstrasse 2, FL - 9494 Schaan, Liechtenstein
- [24] **Fa. KaVo:** Das KaVo Everest[®] CAD/CAM System- Technische Informationen. Fa. KaVo, D-88299 Leutkirch
- [25] **Filser F, Kocher P, Weibe, F, Lüthi H, Schärer P, Gauckler LJ:** Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 4: 89-106 (2001)
- [26] **Fischer H, Edelhoff D, Marx R:** Mechanische Beanspruchung von Zirkonoxid- Wurzelstiften. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 12-18 (1998)
- [27] **Fischer H, Weinzierl P, Weber M, Marx R:** Bearbeitungsinduzierte Schädigungen von Dentalkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 484-488 (1999)
- [28] **Garvie RC, Urbani C, Kennedy DR, McNeuer JC:** Biocompatibility of magnesia- partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics. *J Mat Sci* 19, 3224 (1984)

- [29] **Gehre G:** Keramische Werkstoffe. In: Eichner, K., Kappert, HF (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1, Hüthig Verlag, 6. Auflage, Heidelberg 1996
- [30] **Geurtsen W:** Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 45: 380-386 (1990)
- [31] **Groten M, Pröbster L:** The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. Int J Prosthodont 10: 169-177 (1997)
- [32] **Gupta TK:** Sintering of tetragonal zirconia and its characteristics. Sci Sinter 10: 205-216 (1978)
- [33] **Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadorff LH, Rossing BR:** Stabilisation of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. J Mater Sci 12: 2421-2426 (1977)
- [34] **Hahn R:** Kennzeichnende Eigenschaften keramischer Restaurationswerkstoffe und deren Auswirkung auf die klinische Anwendung. Teil 1: konventionelle Dentalporzellane. Dent Lab 42: 51-57 (1994)
- [35] **Hahn R, Löst C:** Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 47: 659-664 (1992)
- [36] **Hahn R, Wolf M:** Elastizitätsgrenze keramischer und keramisch verblendeter Seitenzahnkronen – in vitro. Acta Med Dent Helv 1: 274-281 (1996)
- [37] **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA:** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 88: 4-9 (2002)
- [38] **Helbig J, Schönholzer U:** Grundzüge der Keramik. Skript zur Vorlesung Ingenieurkeramik I. ETH Zürich, Ausgabe 2001
- [39] **Helmer JD, Driskell TD:** Research on Bioceramics. Symposium on Use of Ceramics as surgical Implants. Clemson University, South Carolina 1969
- [40] **Hjerppe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV:** Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. Dent Mater 2009; 25:166-71
- [41] **Hölsch W, Kappert HF:** Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 47: 621-623 (1992)
- [42] **Geis- Gerstorfer J, Fässler P, Kirmeier R:** Fatigue behavior of three all-ceramic materials. J Dent Res 81 (Spec Iss A 469) abstract No 3835 (2002)
- [43] **Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H:** Tissue compatibility and stability of new zirconia ceramics in vivo. J Prosthet Dent 68: 322-326 (1992)

- [44] **Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D:** In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. J biomed mat res 47: 481-493 (1999)
- [45] **Kelly JR:** Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Ann Rev Mat Sci 27: 443-468 (1997)
- [46] **Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ:** Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations, Int J Prosthodont 3: 430-440 (1990)
- [47] **Kern M:** 4. Keramik- Symposium Kiel. ZM 14: 94 (2004)
- [48] **Kern M:** Neue Systeme, Software und Werkstoffe auf der IDS 2005. Aesthetische Zahnmedizin 2, 8.Jg.: 11-14 (2005)
- [49] **Kern M, Schubinski P:** Frakturquote unter der Scheidungsrate. ZWL 04: 48-53 (2004)
- [50] **Kern M, Schubinski P:** Passt keramischer Stahl zu CAD/CAM? Dent Z 6, 34-38 (2004)
- [51] **Kern M, Wegner SM:** Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 14: 64-71 (1998)
- [52] **Kimmel KH:** Optimale Präparationsgeometrie ist von erheblicher Bedeutung. DZW 36, Sep 2006
- [53] **Kohlstedt A:** Das in-vitro-Randschluss- und Bruchverhalten von CAD/CAM Keramikinlays und Kompositinlays in ausgedehnten Kavitäten, Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde an der Medizinischen Fakultät der Ludwig- Maximilians- Universität zu München (2005)
- [54] **Körber KH, Ludwig K:** Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Lab 31: 55-60 (1983)
- [55] **Körber KH, Ludwig K:** Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2. überarbeitete Auflage, Thieme Verlag 1993; 386 ff.
- [56] **Kosmac, T, Oblak, C, Jevnikar, P, Funduk, N, Marion, L:** The effect of surface grinding and sandblasting on the flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 15: 426-433 (1999)
- [57] **Krumbholz K:** Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken, ZWR 3: 193-199 (1996)
- [58] **Kuntz M, Grathwohl G:** Technische Keramik. Grundlagen- Werkstoffe-Verfahrenstechnik. Hrsg. Wolfgang Kollenberg. Vulkan Verlag Essen: 54-58 (2004)

- [59] **Kunzelmann KH, Pospiech P, Kern M:** Vollkeramik- eine Standortbestimmung. ZMK 21: 337- 343 (2005)
- [60] **Lechner J:** Biochemisch völlig inert: Zahnersatz mit metallfreiem Gerüst aus Zirkonoxid. Z f Umweltmed, 8.Jg.: 342-345 (2000)
- [61] **Li J, Watanabe R:** Influence of a small amount of Al₂O₃- addition on the transformation of Y₂O₃- partially stabilized ZrO₂ during annealing. J Mater Sci 32: 1149-1153 (1997)
- [62] **Li J, Zhang L, Shen Q, Hashida T:** Degradation of yttria stabilized zirconia at 370 K under a low applied stress. Mater Sci Eng, (Spec Iss A297): 26-30 (2001)
- [63] **Löffel O, Lüthy H, Filser F, Gauckler L, Schärer P, Hämmerle C:** Bond strength to zirconia ceramic with different luting cements. J Dent Res 80; Abstract 1084: 662 (2001)
- [64] **Luthardt R, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH:** CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 20: 655-662 (2004)
- [65] **Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M:** Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res 81: 487- 491 (2002)
- [66] **Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Walter M:** Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia- TZP- Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 55: 785-789 (2000)
- [67] **Luthardt R, Musil R:** CAD/CAM- gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52: 380-383 (1997)
- [68] **Manhart J:** Vollkeramische Restaurationen – vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke (Teil 1). BZB, Jul-Aug, 41. Jg.: 29-31 (2004)
- [69] **Marx R, Weber M, Jungwirth F:** Vollkeramische Kronen und Brückenmaterialien – Restaurationsmaterialien. CC&A, Eichenbach 2002, 56-57 und 138-139
- [70] **Marxkors R, Meiners H:** Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag, München, Wien, 4. Auflage, 160 ff. (1993)
- [71] **Marxkors R, Meiners H:** Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 5. überarbeitete und ergänzte Auflage, S.174 (2005)
- [72] **Mehl A:** CAD/CAM und Keramik – Eine Symbiose der neuen Entwicklungen. Ästh Zahnmed 5: 260-267 (2004)

- [73] **Meier M, Fischer H, Richter E- J, Maier HR, Spiekermann H:** Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 50: 295- 299 (1995)
- [74] **Möhrmann WH, Ender A, Durm E, Michel J, Wolf D, Bindl A:** Zirkongerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. Dtsch Zahnärztl Z 62: 141-148 (2007)
- [75] **Munz D, Fett T:** Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer, Berlin- Heidelberg (1989)
- [76] **Okabe T, Kido M, Miyahara T:** Fatigue fracture behavior of oxide ceramics in water. Eng Fract Mech 48: 137-146 (1994)
- [77] **Petri H, Analysenbericht (1997):** Bestimmung der Radioaktivität von 9 Keramikproben mittels gamma- Spektroskopie, Forschungszentrum Jülich
- [78] **Piconi C, Maccauro G:** Zirconia as a ceramic biomaterial, Biomater 20: 1-25 (1999)
- [79] **Pohling J, Völkl L:** Wissen schafft Sicherheit. ZWL 03: 38-42 (2005)
- [80] **Pospiech P, Rammelsberg P, Gernet W, Geymeier D:** Vergleichende Untersuchungen zur Druckscherfestigkeit von Mirage, Dicor- und VMK-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 47, 630- 633 (1992)
- [81] **Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A:** Keramik- Vollkeramik- Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin, 3M Espe, Seefeld 2004
- [82] **Potiket N, Chiche G, Finger IM:** In vitro strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 92: 491-495 (2004)
- [83] **Pröbster L:** Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration- ein historischer Abriss (I); Quintessenz 48: 939-947 (1997)
- [84] **Quaas S, Loos R, Sporbeck H, Luthardt RG:** Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. Dtsch Zahnärztl Z 60: 96-99 (2005)
- [85] **Reis M:** Farbe und Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde. Zahnärztl Mitt 85: 2666-2673 (1995)
- [86] **Rieger W:** Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. Industrie Diamanten- Rundschau 2: 116-120 (1993)
- [87] **Rieger W:** Studies of Biocompatibility of ZrO₂ and Al₂O₃ ceramics. Contribution 6th Biomaterial Symposium Göttingen (1994)

- [88] **Rösler J, Harders H, Bäker M:** Mechanisches Verhalten der Werkstoffe. Teubner Verlag, 2. Auflage (2006)
- [89] **Schaal W: Zirkondioxid und CAD/CAM Technologie.** ZWL 2003: 56-59
- [90] **Scherrer S, De Rijk WG:** The fracture resistance of all- ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 6: 462-467 (1993)
- [91] **Schweiger M:** Zirkoniumdioxid- Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. Ästhetische Zahnmedizin 5: 248-257 (2004)
- [92] **Schwickerath H:** Dauerfestigkeit von Keramik, Dtsch Zahnärztl Z 41: 264-266 (1986)
- [93] **Schwickerath H:** Neue Keramiksyste me unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20: 1495-1499 (1994)
- [94] **Setz J, Simonis A, Diehl J:** Klinische und zahntechnische Erfahrungen mit Vollkeramischen Brücken, Dent Lab 37: 1425-1427 (1989)
- [95] **Sieber C, Thiel N:** Eine lichte optische Möglichkeit – Spinell/ Luminaries. Quintessenz Zahntech 20: 1041-1051 (1994)
- [96] **de Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC:** Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. Dent Mater 2006; 22: 954-962
- [97] **Starling LB, Cook SD, Anderson RC, Thomas KA:** Materialbelastungen in keramischen Restaurationen. Phillip J 5: 207- 214 (1986)
- [98] **Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: Curriculum** Prothetik II, Artikulatoren- Ästhetik- Werkstoffkunde- Festsitzende Prothetik. 3. Auflage. Quintessenz, Berlin 2005
- [99] **Sundh A, Sjögren G:** Fracture resistance of all- ceramic zirconia bridges with different phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater 22: 778-784 (2006)
- [100] **Suttor D:** ZE automatisiert- automatisch gut?, Dental Magazin 3: 86-89 (2005)
- [101] **Suttor D, Kern M:** Hat sich keramischer Stahl bewährt? DZW ZahnTechnik 8-9: 15-18 (2005)
- [102] **Tinschert J, Natt G:** Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, 2007
- [103] **Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R:** Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik, Dtsch Zahnärztl Z 54: 545-550 (1999)

- [104] **Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H:** Stand der aktuellen CAD/CAM- Technik in der Zahnmedizin, Int J Comp Dent 7: 25-45 (2004)
- [105] **Tinschert J, Natt G, He- Son O, Spiekermann H:** Vollkeramische Brücken – Ein aktueller Überblick zur klinischen Anwendung und Bewährung. Ästhetische Zahnmedizin 3: 32- 41 (2006)
- [106] **Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H:** Vollkeramische Brücken aus DC- Zirkon – ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 60: 435-445 (2005)
- [107] **Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA:** Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 80B, 317-321, (2007)
- [108] **Vollmann M:** Das innovative DeguDent- Vollkeramiksystem als Benchmark für die Bearbeitung von Zirkonoxid, Int J Comp Dent 7: 1-11 (2004)
- [109] **Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K:** All- ceramic- fixed partial dentures designed to the DC- Zircon technique. A 2- year clinical study. J Oral Rehabil 32: 180-187 (2005)
- [110] **Weber W, Rieger W, Clausen J, Schmotzer H** in „Key Engineering Materials“. 192-195; 533-536 (2001)
- [111] **Wegner S, Kern M:** Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. J Adhes Dent 2: 139-147 (2000)
- [112] **White SN:** Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. Dent mater 9: 260-264 (1993)
- [113] **Wirz J:** Klinische Material- und Werkstoffkunde, Quintessenz, 111-161, Berlin 1993
- [114] **Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S:** Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. J Mater Sci Lett; 6: 465-467 (1987)

Internetquellen:

- [115] **Alkhunaizi R, Pober R, Giordano R:** Translucency Comparison of CAD/CAM Materials. IADR Toronto 2008; Abstract No 3154 (2008)
http://iadr.confex.com/iadr/2008Toronto/techprogram/abstract_108491.htm
- [116] **Behrens A, Burger B, Hauptmann H, 3M ESPE, Seefeld, Germany:** Fracture strength of Colored Zirconia Copings with Reduced Wall Thickness. IADR EUR 2004, Abstract No 0115 (2004)
http://iadr.confex.com/iadr/eur04/techprogram/abstract_51521.htm
- [117] **Farsi S, Giordano R, Pober R:** Flexure strength of yttria partially stabilized colored/un-colored zirconia. IADR Orlando 2006; Abstract No 1874 (2006)
http://iadr.confex.com/iadr/2006Orld/techprogram/abstract_76175.htm
- [118] **Früge J, Potiket N, Raigrodski A, Vastardis S, Sarkar NK:** Surface Roughness of Stabilized Zirconia Ceramics After Different Polishing Treatments 3032; IADR Baltimore 2005
http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_64775.htm
- [119] <http://de.wikipedia.org/wiki/Spinell>
- [120] <http://www.uniterra.de/rutherford/ele040.htm>
- [121] http://www.zahn-forum.de/zahnlexikon/frameset_lexi.htm, Stichwort "Keramik"
- [122] **Kaufmann U.:** KaVo Everest® Zirkonkeramik. Für exzellenten Zahnersatz, Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Materialforschung III, Sonderdruck 4, 1-4, 2005
http://www.kavo-everest.com/downloadcenter/De/prospekte/everest/340_Sonderdruck_Zirkonkeramik_De.pdf
- [123] **Takamori ER , Goncalves F, Zanetti AL, Zanetti RV, Granjeiro JM:** Adhesion and morphology of fibroblasts onto zirconia and titanium surfaces. IADR Brisbane 2006, Abstract No 1746 (2006)
http://iadr.confex.com/iadr/2006Brisb/techprogram/abstract_83077.htm
- [124] **TU Dresden, Prof. Dr.-Ing. habil. Orlamünder**
<http://web.inf.tu-dresden.de/~wm1/Mascolus/cg.pdf/Licht.pdf>
- [125] **Velez S, Zhang Y:** Dependence of Translucency on Thickness for Various Ceramic Frameworks. IADR Dallas 2008, Abstract No 0649 (2008)
http://iadr.confex.com/iadr/2008Dallas/techprogram/abstract_101227.htm
- [126] **Zirkondioxid.de.** <http://www.zirkondioxid.de/index.php?id=20>

8. Anhang

8.1. CAD Auszug für Everest® System

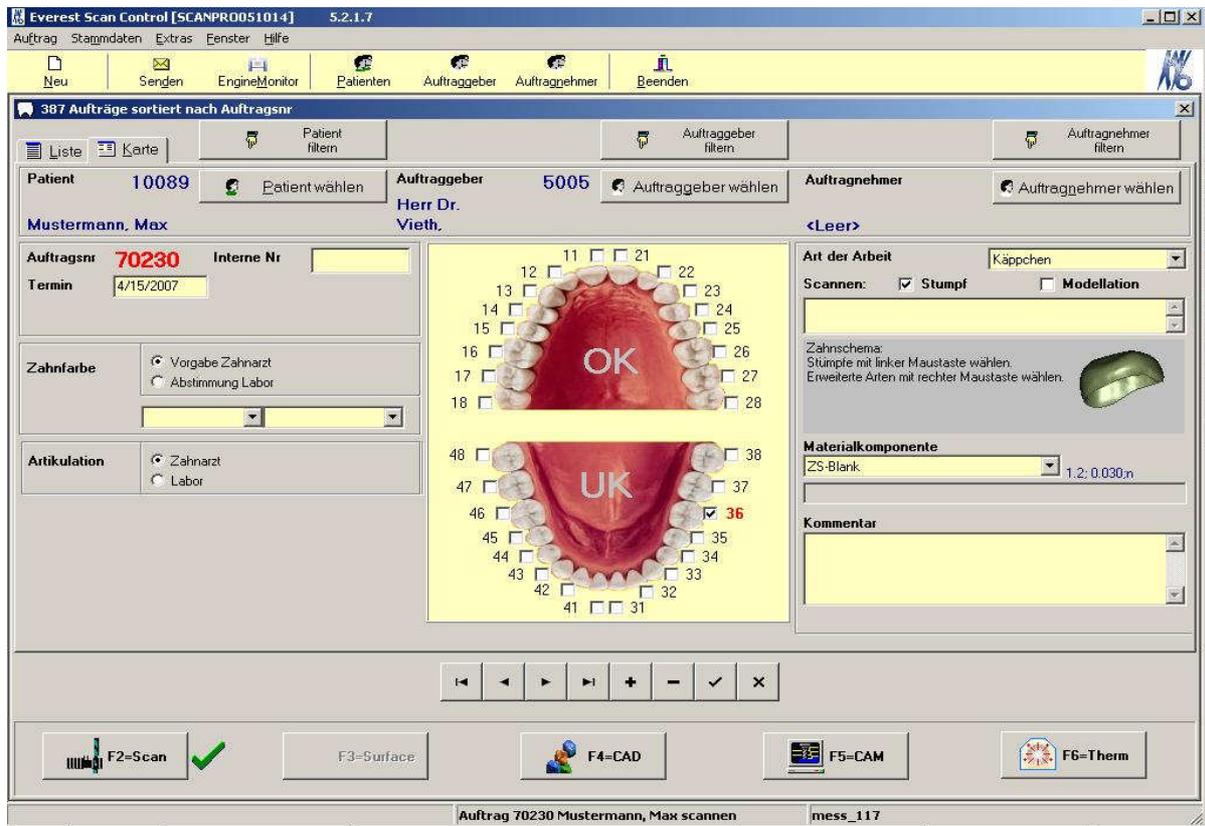


Abb. 53: Auftragsmaske

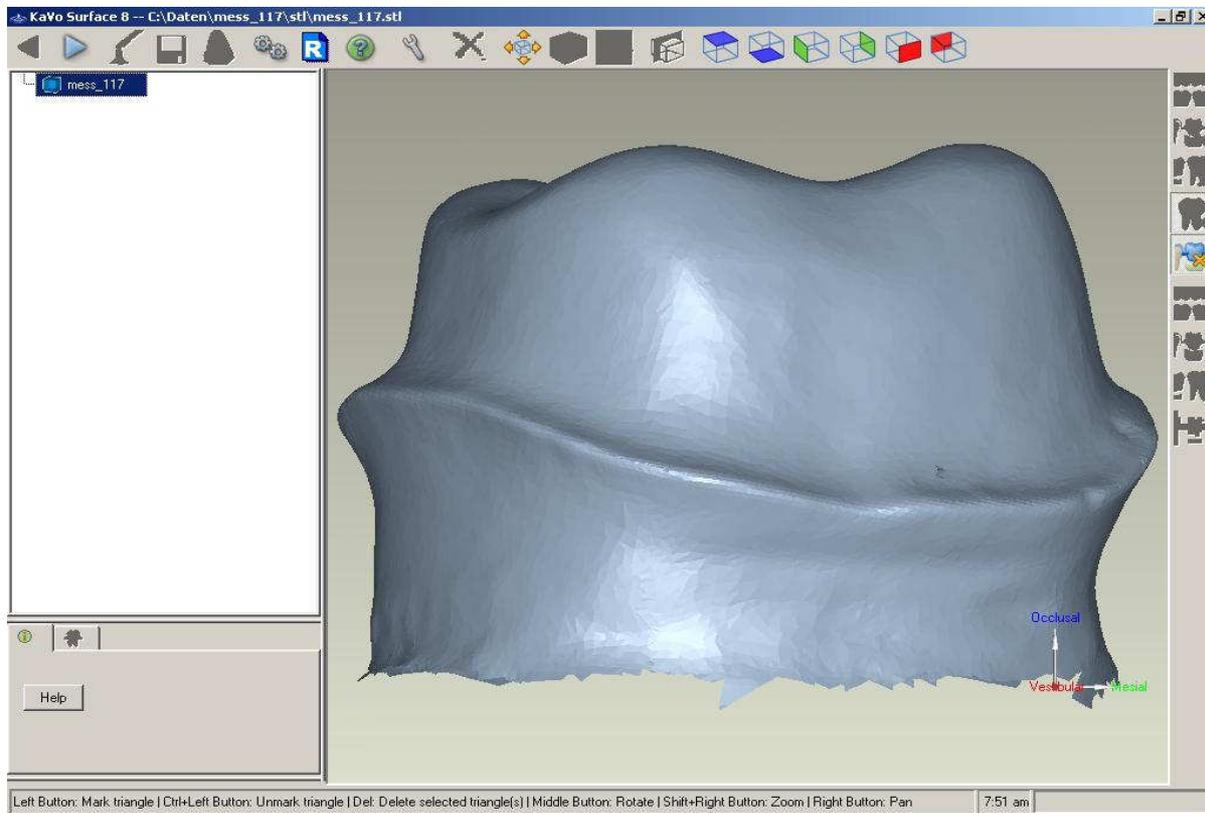


Abb. 54: Stumpf nach dem Scannen

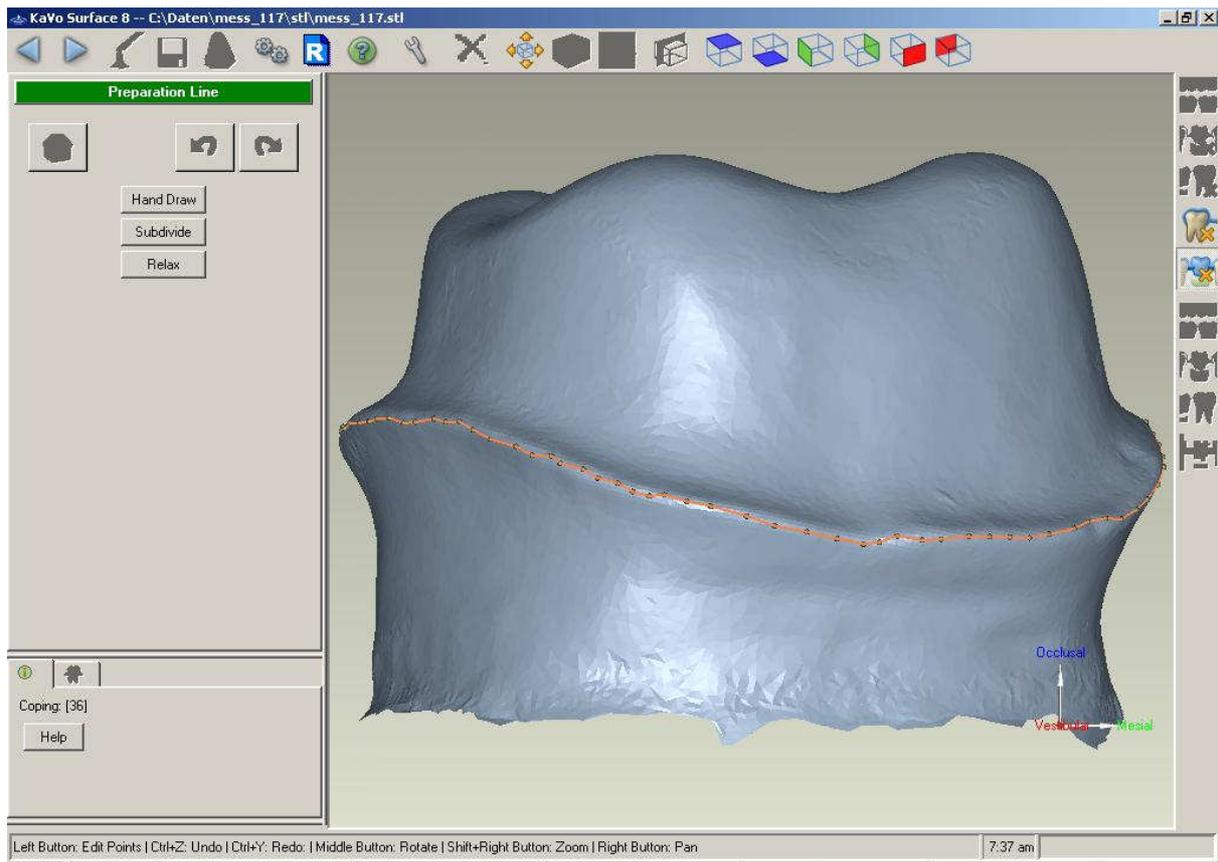


Abb. 55: Automatische Präparationsgrenzenerkennung durch die Software

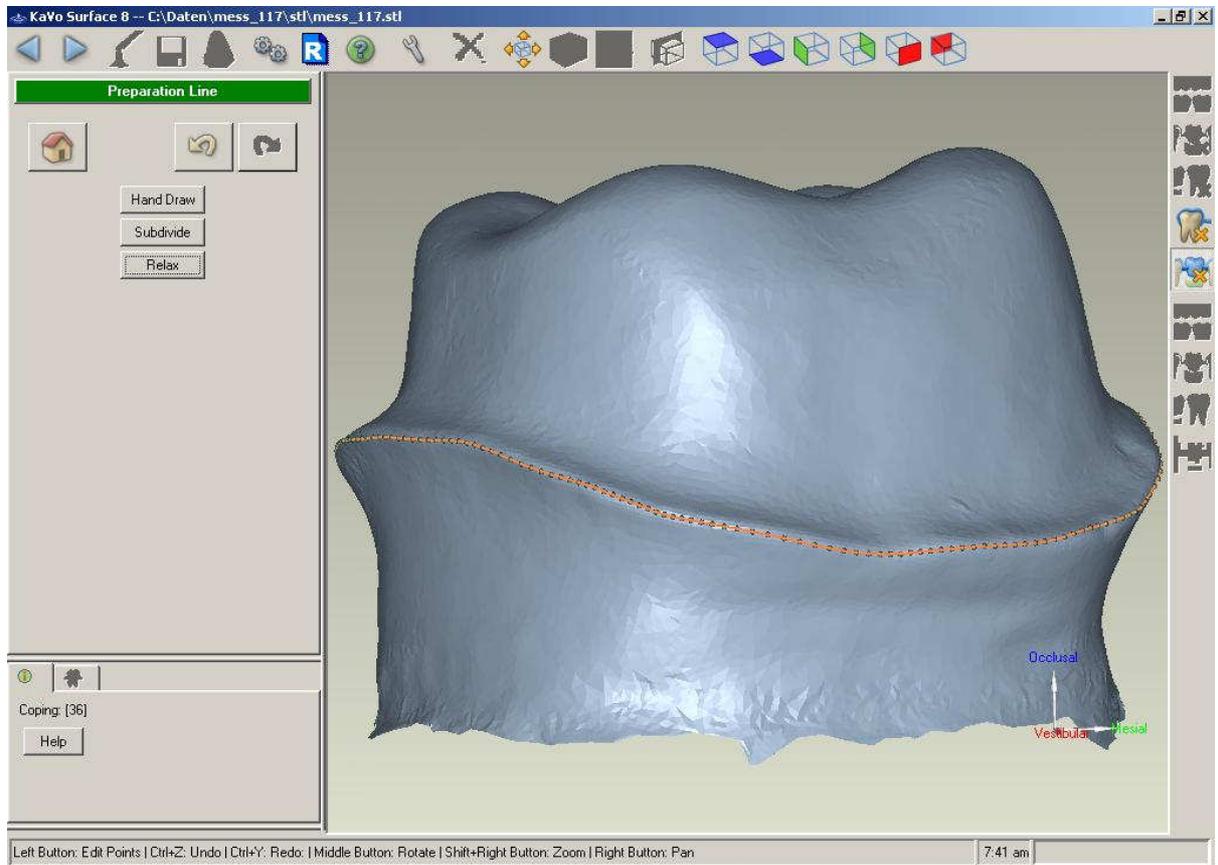


Abb. 56: Erhöhung der Messpunkte und Genauigkeit der Präparationsgrenze

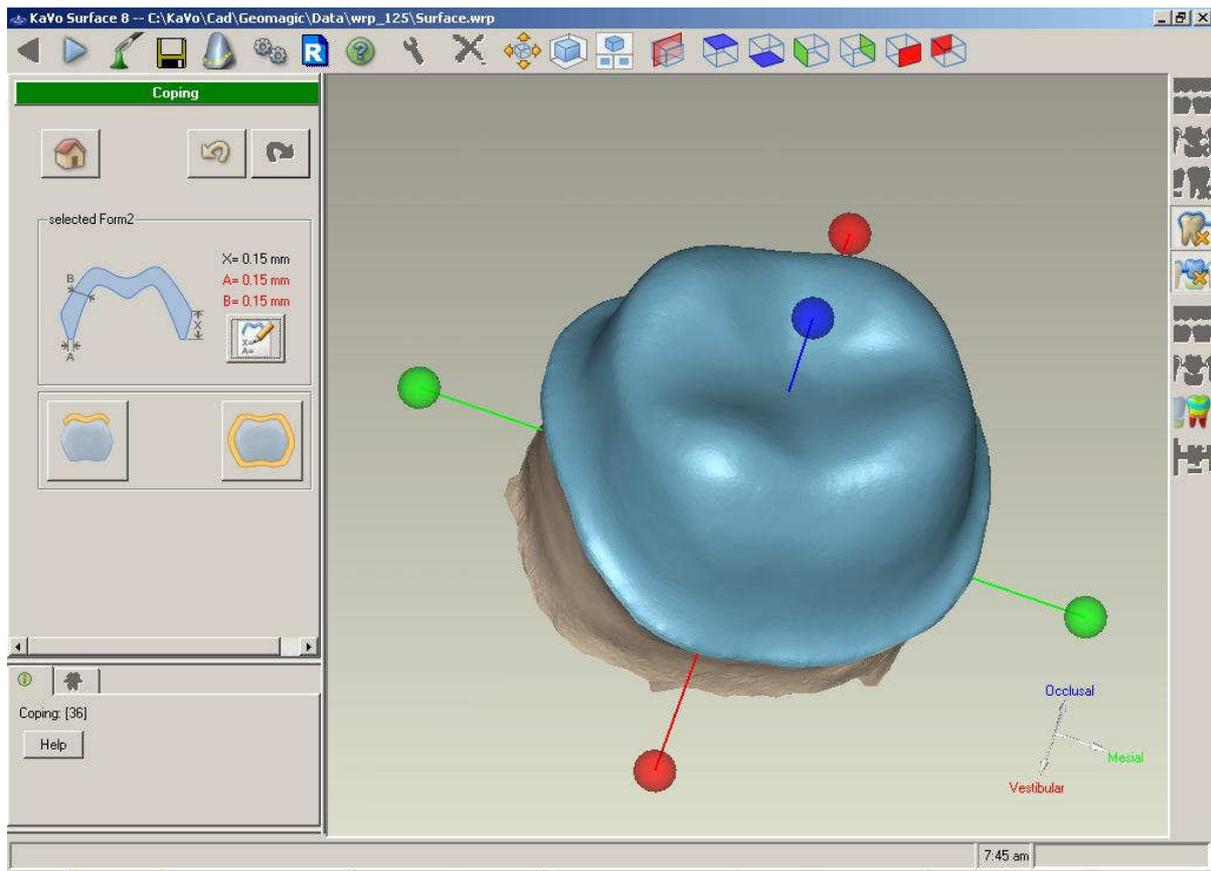


Abb. 57: Festlegung der Schichtstärke der Zirkondioxidkappe

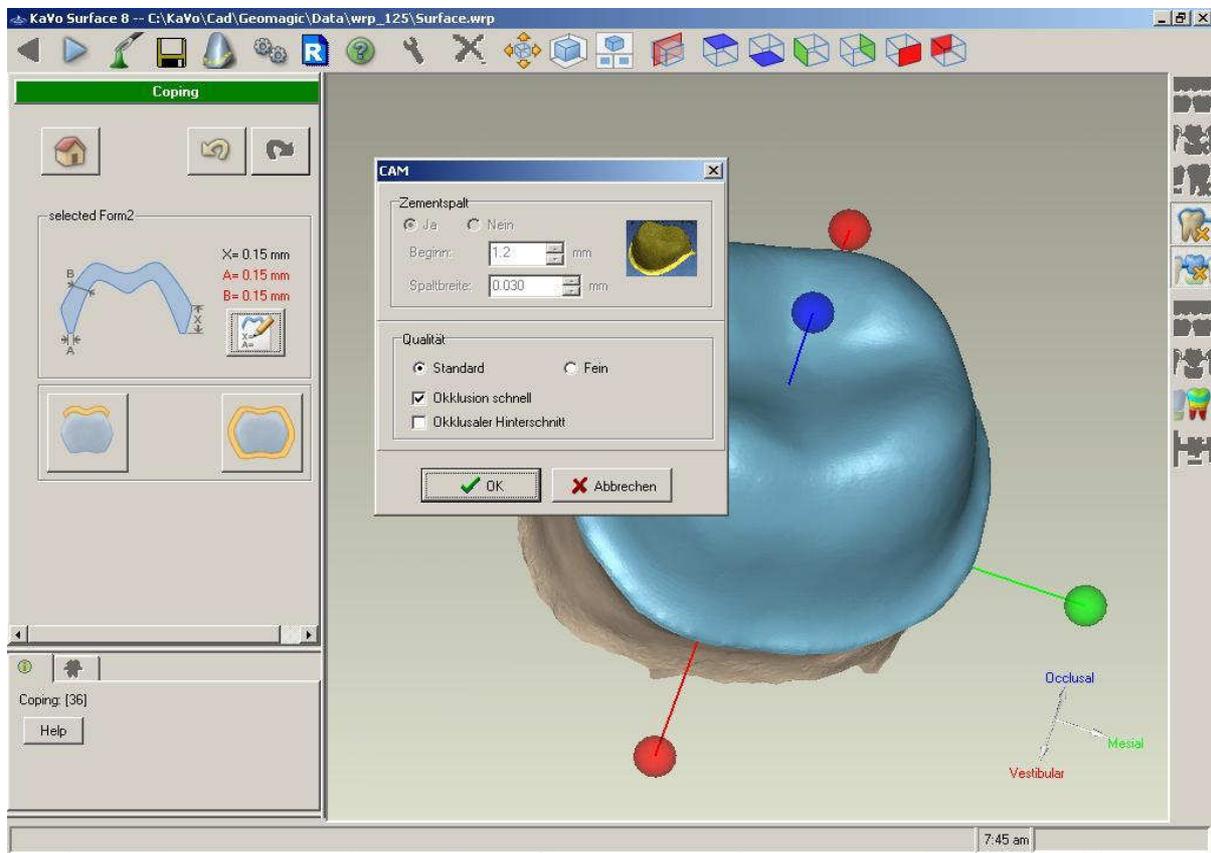


Abb. 58: Festlegung der Zementspaltbreite- und Ansatzhöhe

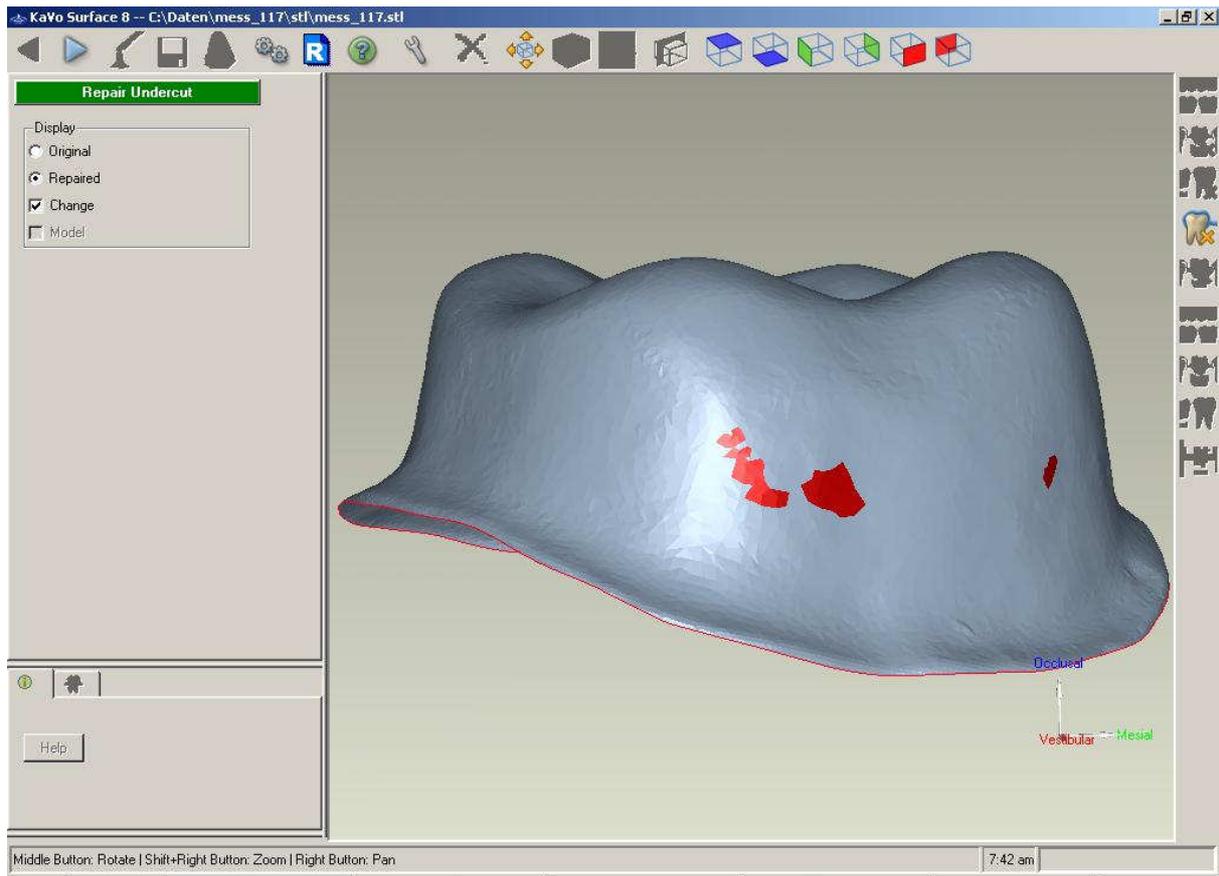


Abb. 59: Anzeige von Unterschnitten im konstruierten Kappchen

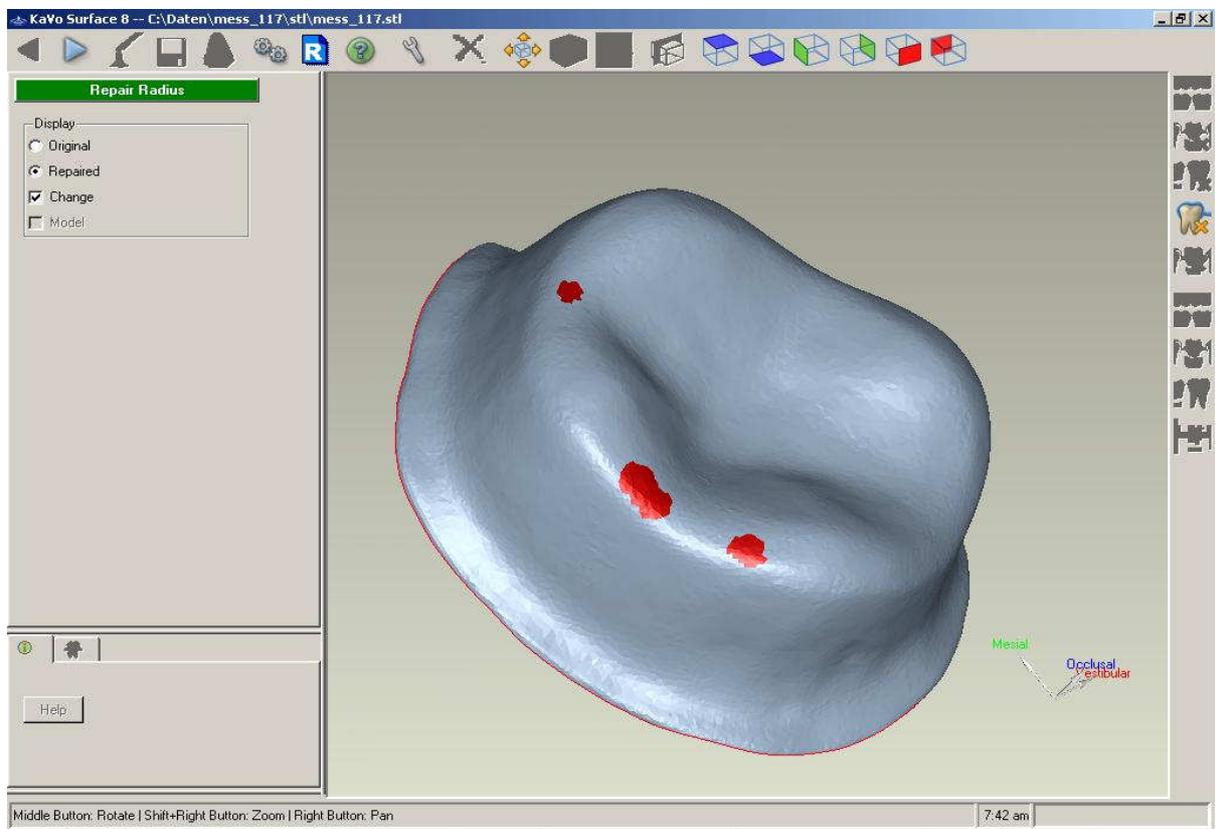


Abb. 60: Korrekturbedarf von zu spitzen Präparationskanten

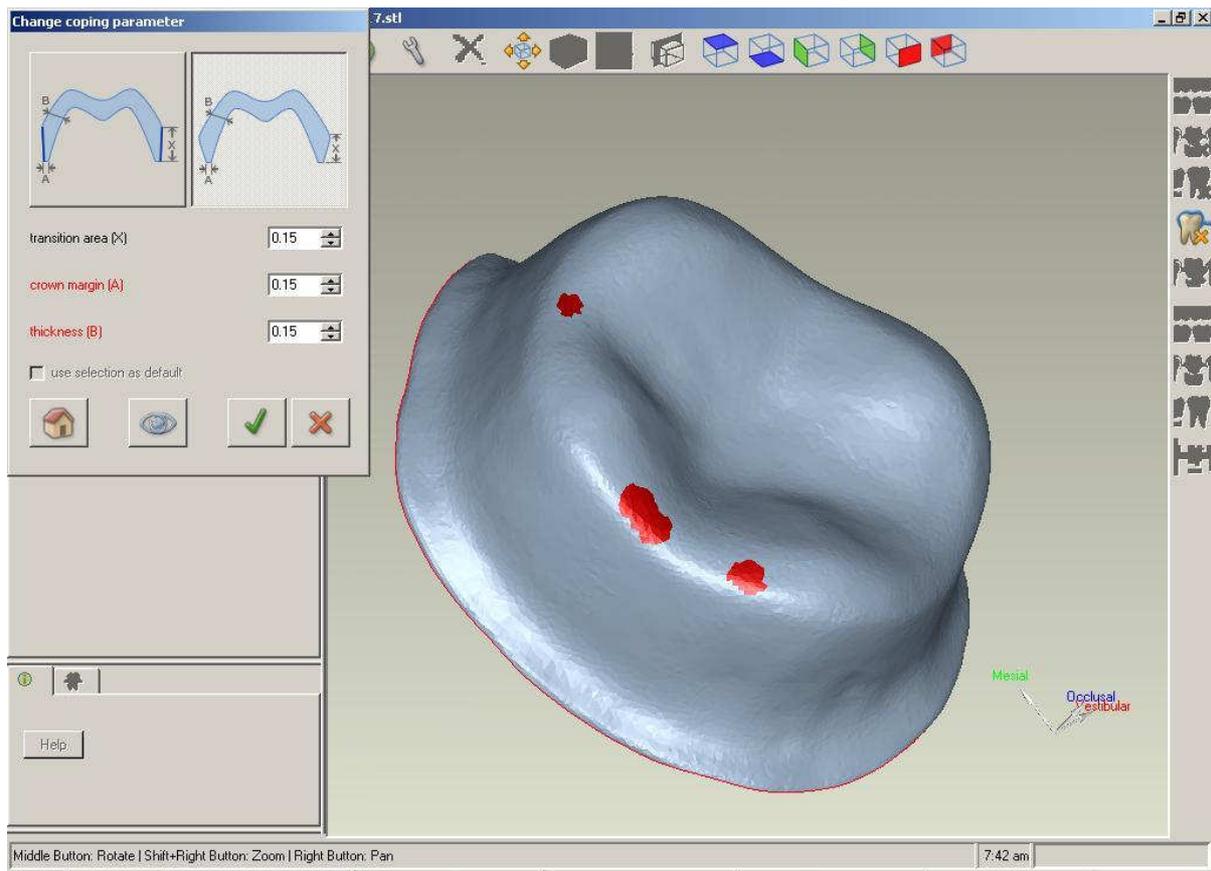


Abb. 61: Festlegung von Schichtstärke, Kronenrandstärke und Zementspalt

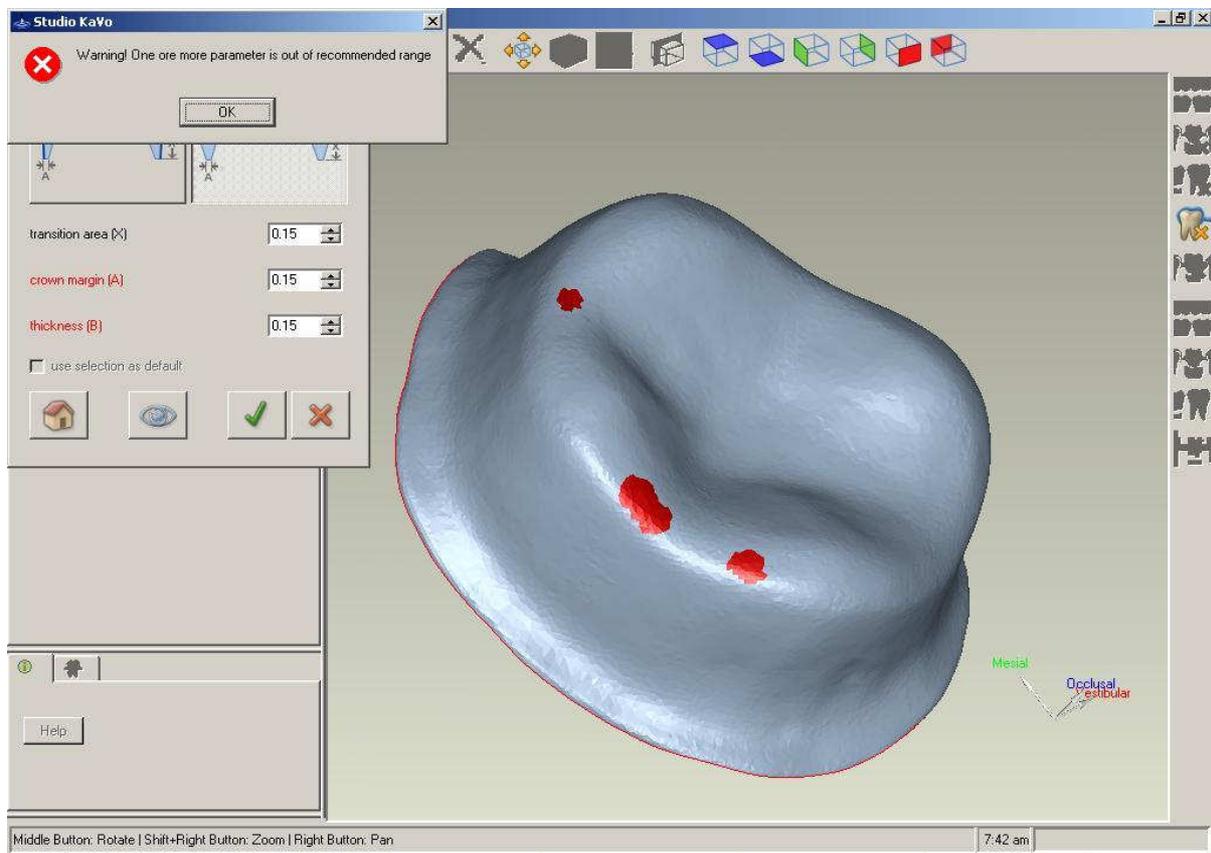


Abb. 62: Warnung des Programms bei Unterschreitung der Mindeststärke

8.2. Tabellarische Zusammenfassung der Opazitätsmessung

		D65-10°						YI
Standard	ID	L*	a*	b*	Opacity	Y White	Y Black	D1925(2C)
	WHITE LX-17167-50MM-ORIG	93,77	-0,9	0,1				-0,72
Tolerance +								
Tolerance -								
Sample 93	CAP-# -109	81,32	-0,31	9,55	77,58	59,05	45,81	18,44
Sample 92	CAP-# -108	81,41	-0,14	10,47	77,83	59,21	46,09	20,35
Sample 91	CAP-# -107	81,02	-0,19	10,61	77,29	58,5	45,21	20,63
Sample 90	CAP-# -106	80,61	-0,14	11,4	77,57	57,77	44,81	22,23
Sample 89	CAP-# -105	80,54	-0,1	10,98	78,6	57,64	45,3	21,51
Sample 88	CAP-# -104	78,23	-0,44	22,5	77,92	53,61	41,77	42,35
Sample 87	CAP-# -103	80,42	-1,95	15,8	77,14	57,43	44,3	28,75
Sample 86	CAP-# -102	78,17	-0,86	21,43	79,67	53,49	42,62	40,2
Sample 85	CAP-# -101	79,11	-1,33	18,6	79,74	55,13	43,96	34,65
Sample 84	CAP-# -100	77,53	-1,48	4,41	67,51	52,42	35,39	8,01
Sample 83	CAP-# -099	77,73	-1,92	4,6	68,56	52,75	36,17	7,92
Sample 82	CAP-# -098	77,27	-1,74	3,98	71,01	51,97	36,91	6,81
Sample 81	CAP-# -097	77,58	-1,59	4,7	69,38	52,5	36,42	8,5
Sample 80	CAP-# -096	77,3	-1,49	4,27	69,05	52,03	35,93	7,71
Sample 79	CAP-# -095	77,77	-1,48	4,94	69,1	52,82	36,5	9,09
Sample 78	CAP-# -094	77,36	-1,55	3,99	68,39	52,13	35,65	7,04
Sample 77	CAP-# -093	76,42	-1,32	3,62	71,41	50,57	36,11	6,56
Sample 76	CAP-# -092	77,24	-1,52	4,02	66,96	51,94	34,78	7,15
Sample 75	CAP-# -091	77,21	-1,51	4,04	66,9	51,88	34,71	7,2
Sample 74	CAP-# -090	83,17	-0,92	0,66	80,72	62,48	50,43	0,29
Sample 73	CAP-# -089	83,95	-0,76	0,62	75,46	63,96	48,27	0,37
Sample 72	CAP-# -088	82,32	-0,9	0,68	81,77	60,9	49,8	0,34
Sample 71	CAP-# -087	82,01	-0,92	0,64	83,18	60,32	50,18	0,24
Sample 70	CAP-# -086	82,33	-0,9	0,74	82,64	60,9	50,33	0,48
Sample 69	CAP-# -085	83,68	-0,94	0,4	81,36	63,44	51,62	-0,28
Sample 68	CAP-# -084	83,21	-0,92	0,58	81,64	62,57	51,08	0,09
Sample 67	CAP-# -083	82,41	-0,93	0,42	83,4	61,06	50,93	-0,25
Sample 66	CAP-# -082	83,06	-0,9	0,22	82,59	62,28	51,44	-0,62
Sample 65	CAP-# -081	83,76	-1,07	0,79	82,02	63,6	52,17	0,37
Sample 64	CAP-# -080	82,96	-0,94	0,54	82,54	62,09	51,25	0,01
Sample 63	CAP-# -079	83,38	-0,95	0,54	82,51	62,87	51,87	-0,01
Sample 62	CAP-# -078	83,72	-0,98	0,35	81,59	63,54	51,84	-0,44
Sample 61	CAP-# -077	82,77	-0,9	0,37	83,44	61,73	51,51	-0,31
Sample 60	CAP-# -076	82,69	-0,91	0,56	82,87	61,58	51,03	0,08
Sample 59	CAP-# -075	82,98	-0,77	0,98	75,96	62,12	47,19	1,13
Sample 58	CAP-# -074	84,3	-0,76	0,7	75,9	64,65	49,07	0,53
Sample 57	CAP-# -073	84,11	-0,68	0,25	76,94	64,27	49,45	-0,3
Sample 56	CAP-# -072	84,33	-0,76	0,46	75,8	64,71	49,05	0,03
Sample 55	CAP-# -071	83,71	-0,69	0,67	75,85	63,51	48,17	0,55
Sample 54	CAP-# -070	83,66	-0,74	0,83	76,88	63,42	48,76	0,83
Sample 53	CAP-# -069	83,69	-0,72	0,83	75,82	63,48	48,13	0,85
Sample 52	CAP-# -068	83,2	-0,7	0,64	77	62,54	48,15	0,48
Sample 51	CAP-# -067	83,32	-0,69	0,46	78,31	62,77	49,16	0,11
Sample 50	CAP-# -066	83,61	-0,8	0,97	76,21	63,31	48,25	1,06
Sample 49	CAP-# -065	84,01	-0,73	0,75	76,32	64,09	48,91	0,66

Anhang

Sample 48	CAP-# -064	83,17	-0,91	0,48	81,86	62,49	51,15	-0,09
Sample 47	CAP-# -063	84,49	-0,74	0,44	77,47	65	50,36	0,02
Sample 46	CAP-# -062	84,21	-0,73	0,45	77,03	64,47	49,66	0,05
Sample 45	CAP-# -061	83,46	-0,75	0,67	77,19	63,04	48,66	0,49
Sample 44	CAP-# -045	86,01	-0,87	-0,31	82,48	68	56,09	-1,65
Sample 43	CAP-# -044	85,76	-0,79	-0,87	83,38	67,51	56,29	-2,72
Sample 42	CAP-# -043	85,25	-0,85	-0,16	82,76	66,49	55,03	-1,31
Sample 41	CAP-# -042	85,86	-0,86	-0,82	81,22	67,7	54,99	-2,66
Sample 40	CAP-# -041	84,9	-1,02	-0,16	81,85	65,81	53,86	-1,48
Sample 39	CAP-# -040	85,26	-0,84	-0,51	81,41	66,52	54,16	-2,02
Sample 38	CAP-# -039	85,41	-0,99	-0,33	83,7	66,81	55,92	-1,8
Sample 37	CAP-# -038	85,39	-1	-0,41	81,33	66,78	54,31	-1,99
Sample 36	CAP-# -037	85,22	-0,98	0,15	83,92	66,45	55,76	-0,78
Sample 35	CAP-# -036	85,1	-1,08	-0,44	80,88	66,21	53,55	-2,14
Sample 34	CAP-# -035	85,18	-0,93	-0,38	83,3	66,35	55,27	-1,84
Sample 33	CAP-# -034	84,69	-0,85	-0,59	82,44	65,4	53,91	-2,19
Sample 32	CAP-# -033	84,6	-1,1	-0,36	82,03	65,23	53,5	-2,01
Sample 31	CAP-# -032	85,06	-0,83	-0,85	80,89	66,12	53,48	-2,71
Sample 30	CAP-# -031	84,86	-0,91	-0,55	83,28	65,73	54,74	-2,18
Sample 29	CAP-# -030	84,64	-0,98	0,09	78,17	65,3	51,05	-0,92
Sample 28	CAP-# -029	84,28	-0,98	0,79	76,21	64,61	49,24	0,53
Sample 27	CAP-# -028	83,32	-0,94	-0,27	78,91	62,78	49,54	-1,65
Sample 26	CAP-# -027	85,28	-0,7	-0,1	75,73	66,55	50,4	-0,99
Sample 25	CAP-# -026	84,7	-0,96	0,5	75,36	65,42	49,3	-0,05
Sample 24	CAP-# -025	84,21	1,18	-0,47	74,3	64,48	47,91	0,04
Sample 23	CAP-# -024	84,6	-0,95	-0,17	76,53	65,23	49,92	-1,45
Sample 22	CAP-# -023	84,33	-0,78	0,13	76,71	64,69	49,63	-0,62
Sample 21	CAP-# -022	84,36	-0,97	0,14	76	64,76	49,22	-0,82
Sample 20	CAP-# -021	85,09	-0,82	-0,17	75,13	66,19	49,73	-1,28
Sample 19	CAP-# -020	85,1	-1,02	0,27	78,5	66,2	51,97	-0,59
Sample 18	CAP-# -019	84,36	-0,77	0,23	76,54	64,75	49,56	-0,41
Sample 17	CAP-# -018	83,93	-0,93	-0,23	78,37	63,94	50,11	-1,54
Sample 16	CAP-# -017	84,96	-0,74	0,06	76,39	65,94	50,37	-0,72
Sample 15	CAP-# -016	83,6	-1	-0,31	78,92	63,3	49,95	-1,81
Sample 14	CAP-# -015	84,9	-0,75	-0,08	72,15	65,81	47,48	-1,01
Sample 13	CAP-# -014	84,69	-0,54	0,22	70,43	65,39	46,06	-0,16
Sample 12	CAP-# -013	84,31	-0,75	-0,26	72,37	64,67	46,8	-1,4
Sample 11	CAP-# -012	84,79	-0,74	-0,32	71,83	65,6	47,13	-1,51
Sample 10	CAP-# -011	84,46	-0,68	-0,28	72,17	64,96	46,88	-1,36
Sample 9	CAP-# -010	84,77	-0,71	-0,05	70,95	65,56	46,52	-0,91
Sample 8	CAP-# -009	85	-0,6	-0,34	71,5	66,01	47,2	-1,37
Sample 7	CAP-# -008	84,92	-0,7	-0,12	73	65,85	48,07	-1,04
Sample 6	CAP-# -007	85,24	-0,64	-0,42	69,36	66,48	46,11	-1,59
Sample 5	CAP-# -006	85,22	-0,72	-0,33	69,53	66,45	46,2	-1,49
Sample 4	CAP-# -005	85,71	-0,75	-0,66	69,33	67,42	46,74	-2,2
Sample 3	CAP-# -004	85,53	-0,68	-0,8	71,62	67,05	48,02	-2,42
Sample 2	CAP-# -003	84,76	-0,59	-0,29	71,31	65,54	46,74	-1,3
Sample 1	CAP-# -002	85,56	-0,77	-0,04	70,29	67,1	47,16	-0,95

Tab. 6: Ergebnisse der Opazitätsmessung mit dem LabScan XE (Hunterlab, Fa. Jansen, Murnau)

8.3. Graphische Darstellung der Opazitätsvermessung

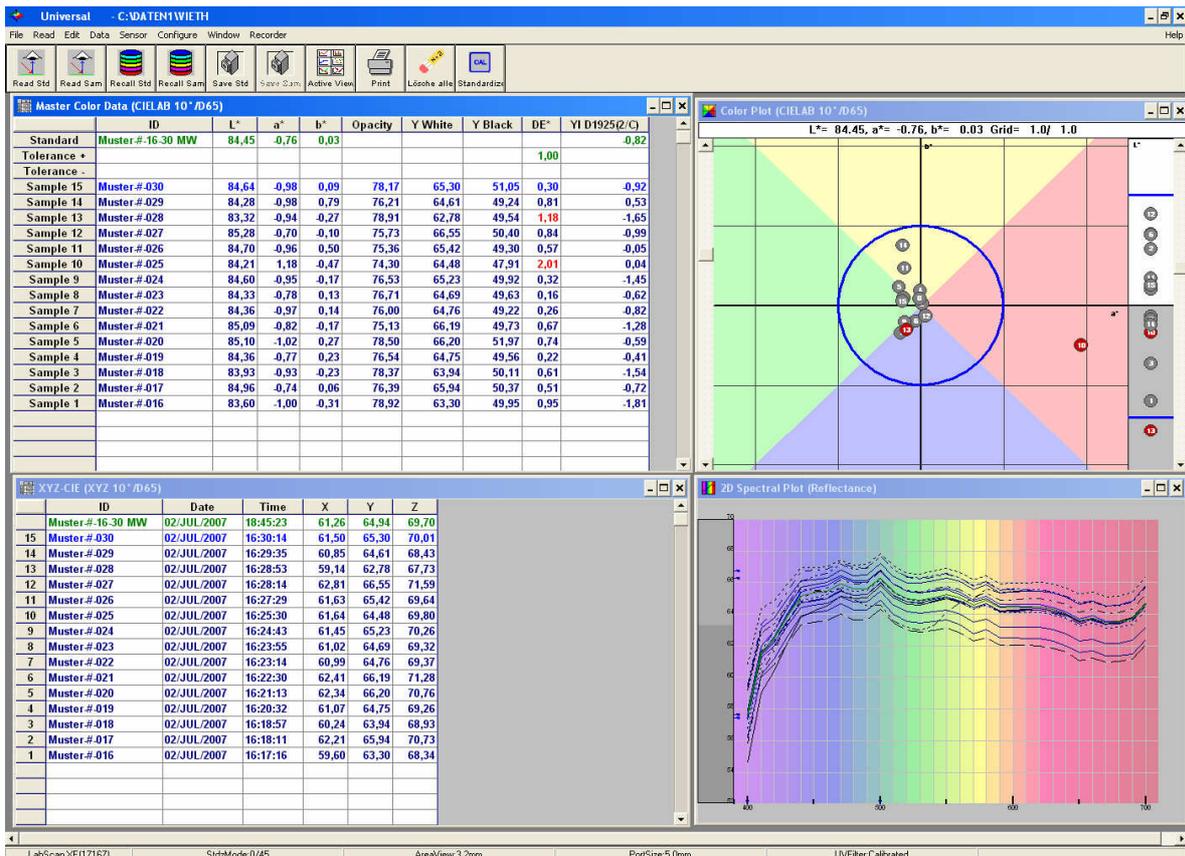


Abb. 63: Graphische Zusammenfassung der Kappchennummern 16 – 30

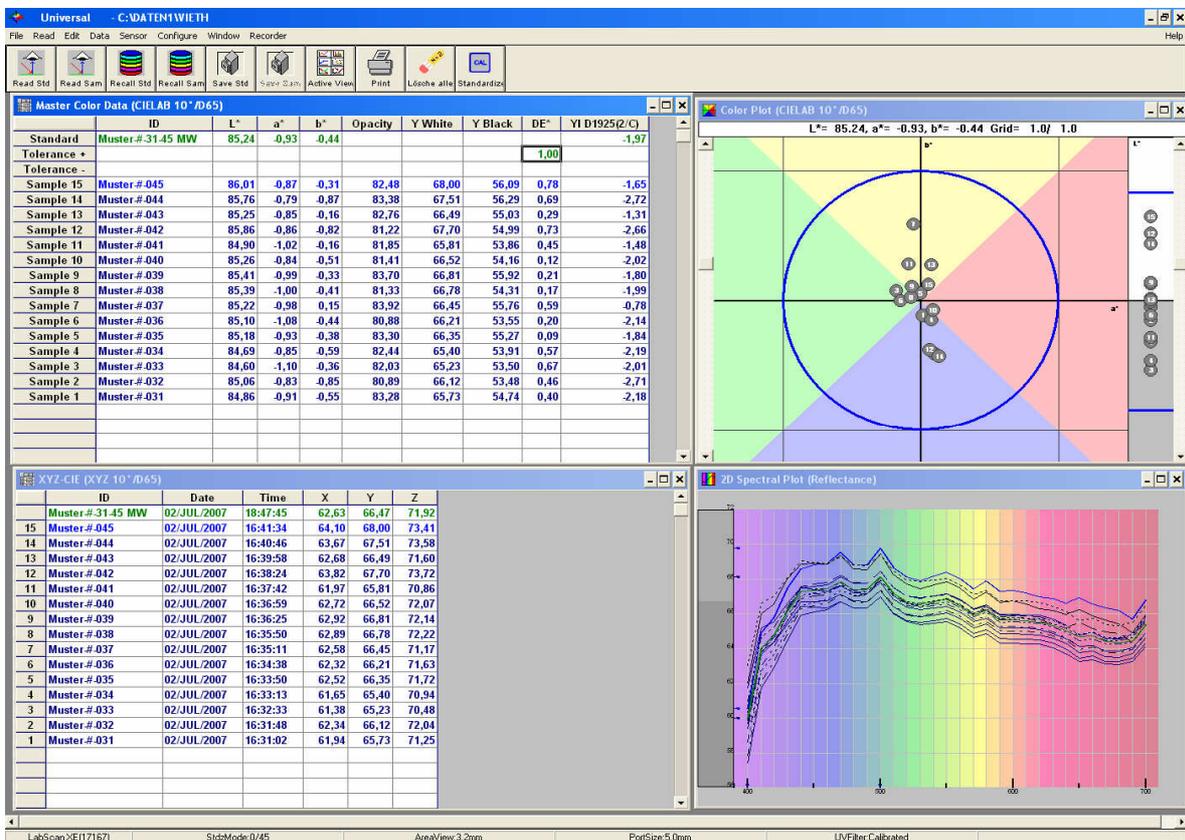


Abb. 64: Graphische Zusammenfassung der Kappchennummern 31 - 45

Anhang

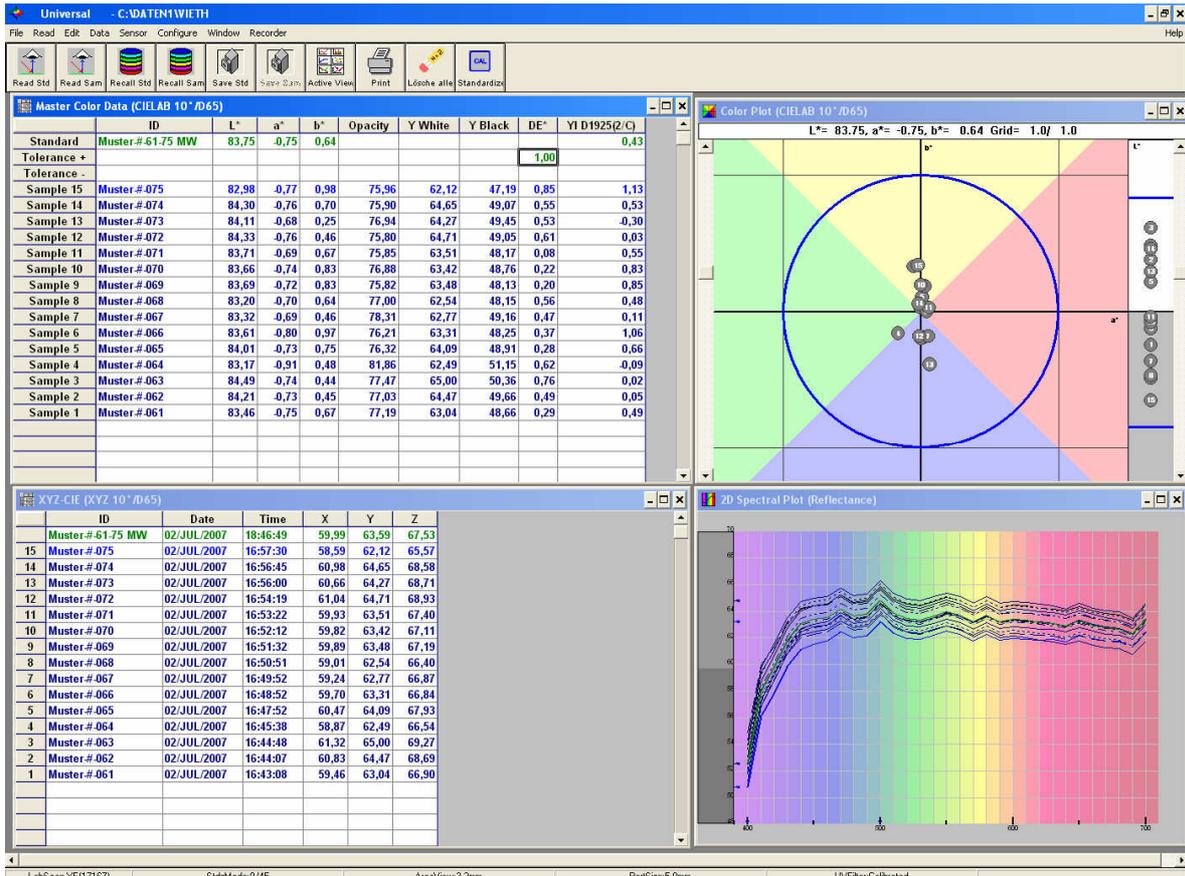


Abb. 65: Graphische Zusammenfassung der Käppchennummern 61 – 75

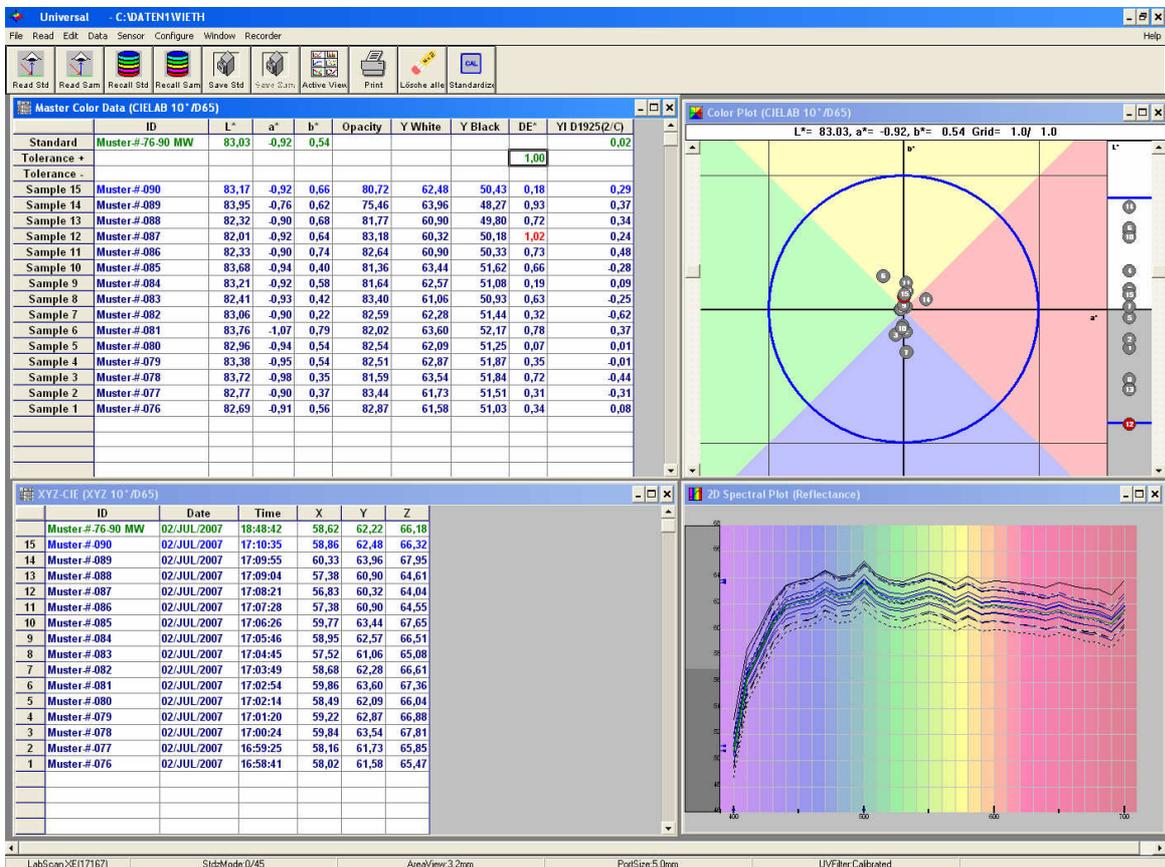


Abb. 66: Graphische Zusammenfassung der Käppchennummern 76 - 90

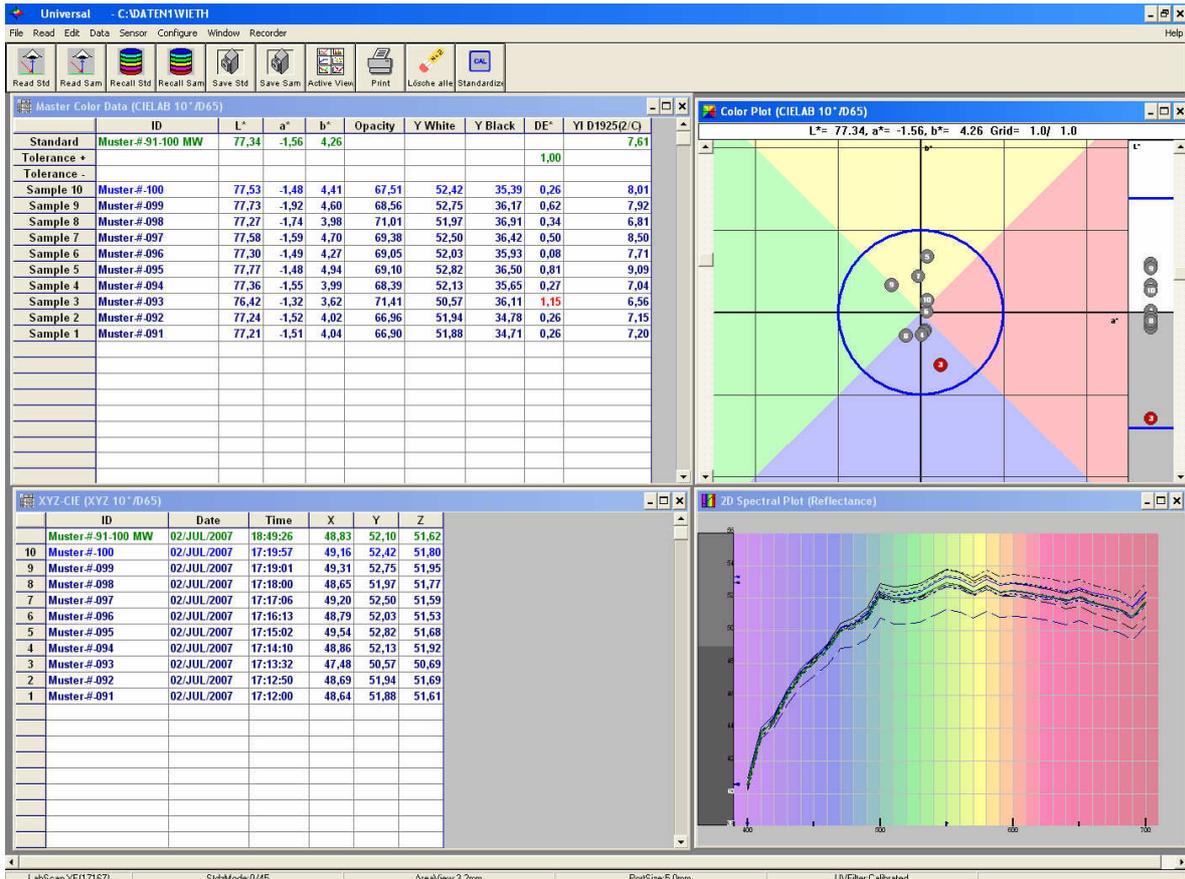


Abb. 67: Graphische Zusammenfassung der Käppchennummern 91 – 100

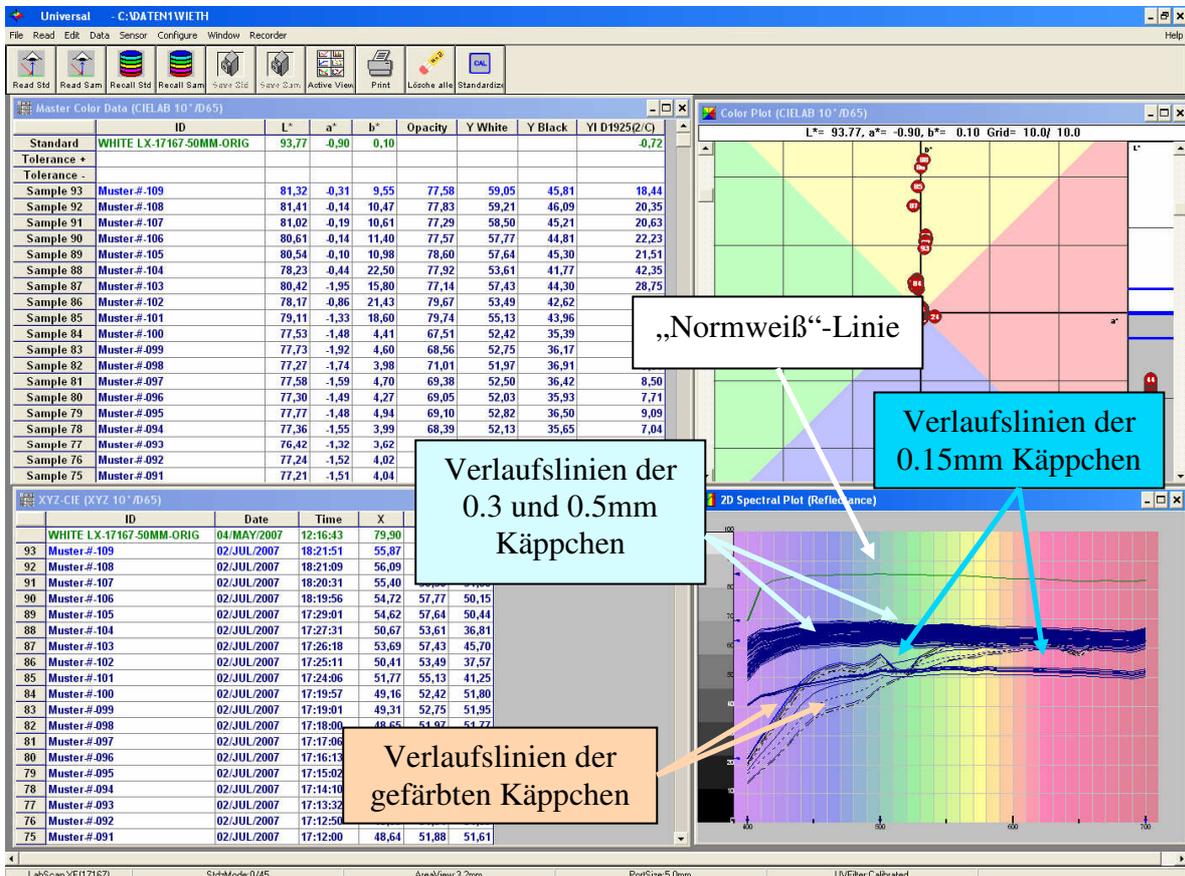


Abb. 68: Graphische Zusammenfassung aller gemessenen Käppchen

8.4. Tabellarische Zusammenfassung der Bruchtestergebnisse

Nummer	Hersteller	Stärke	Bruchwert (N)
001	KaVo	0,15	beim Transport zerstört
002	KaVo	0,15	554
003	KaVo	0,15	1206
004	KaVo	0,15	1158
005	KaVo	0,15	1004
006	KaVo	0,15	918
007	KaVo	0,15	beim Zementieren zerstört
008	KaVo	0,15	780
009	KaVo	0,15	709
010	KaVo	0,15	607
011	KaVo	0,15	579
012	KaVo	0,15	681
013	KaVo	0,15	705
014	KaVo	0,15	714
015	KaVo	0,15	596
016	KaVo	0,30	1661
017	KaVo	0,30	1456
018	KaVo	0,30	1122
019	KaVo	0,30	1362
020	KaVo	0,30	1397
021	KaVo	0,30	1615
022	KaVo	0,30	1526
023	KaVo	0,30	1310
024	KaVo	0,30	1584
025	KaVo	0,30	1453
026	KaVo	0,30	1390
027	KaVo	0,30	1310
028	KaVo	0,30	980
029	KaVo	0,30	1304
030	KaVo	0,30	1518
031	KaVo	0,50	2257
032	KaVo	0,50	1865
033	KaVo	0,50	1728
034	KaVo	0,50	1149
035	KaVo	0,50	1475
036	KaVo	0,50	1948
037	KaVo	0,50	1496
038	KaVo	0,50	1711
039	KaVo	0,50	1527
040	KaVo	0,50	1683
041	KaVo	0,50	1604
042	KaVo	0,50	2019
043	KaVo	0,50	1825
044	KaVo	0,50	1784
045	KaVo	0,50	1910
046			
047			
048			
049		Gerüste herstellerbedingt nicht möglich	
050			
051			
052			

053			
054			
055			
056			
057		Gerüste herstellerbedingt nicht möglich	
058			
059			
060			
061	ESPE	0,30	2091
062	ESPE	0,30	1804
063	ESPE	0,30	1826
064	ESPE	0,30	1909
065	ESPE	0,30	1878
066	ESPE	0,30	1842
067	ESPE	0,30	2019
068	ESPE	0,30	1400
069	ESPE	0,30	1307
070	ESPE	0,30	1578
071	ESPE	0,30	1304
072	ESPE	0,30	1685
073	ESPE	0,30	1390
074	ESPE	0,30	1567
075	ESPE	0,30	1336
076	ESPE	0,50	1936
077	ESPE	0,50	1502
078	ESPE	0,50	1503
079	ESPE	0,50	1781
080	ESPE	0,50	1813
081	ESPE	0,50	1999
082	ESPE	0,50	2012
083	ESPE	0,50	2155
084	ESPE	0,50	1829
085	ESPE	0,50	1944
086	ESPE	0,50	2148
087	ESPE	0,50	2201
088	ESPE	0,50	1862
089	ESPE	0,50	1697
090	ESPE	0,50	2143
091	Ivoclar	0,50	602
092	Ivoclar	0,50	638
093	Ivoclar	0,50	493
094	Ivoclar	0,50	543
095	Ivoclar	0,50	386
096	Ivoclar	0,50	582
097	Ivoclar	0,50	491
098	Ivoclar	0,50	711
099	Ivoclar	0,50	423
100	Ivoclar	0,50	421

Tab. 7: Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung mit der Universalprüfmaschine Zwick/Roell (Ulm)

8.5. Verwendete Materialien

8.5.1. Herstellung des Ur- Modells

Frasacozahn 47, frasaco GmbH, Oberhofer Straße 18, 88069 Tettnang
Exakto-Form, Modellkunststoff, Fa. Bredent, Weißenhorner Str. 2, 89250 Senden
Ästhetic Kaltpolymerisierender Kunststoff, Candulor AG, Pünten 4,
CH-8602 Wangen/ZH
Palamat Practic EL T, Drucktopf, W. C. Heraeus GmbH, Heraeusstraße 12-14,
63450 Hanau (Heraeus Kulzer)
Schick S3 Master, Fräsgerät, Georg Schick Dental GmbH, Lehenkreuz 12,
D-88433 Schemmerhofen
H356RS 123 023, Fräse, Gebr. Brasseler, GmbH & Co. KG, 32631 Lemgo
Schick C2⁺, Handstück, Georg Schick Dental GmbH, Lehenkreuz 12, D-88433
Schemmerhofen

8.5.2. Herstellung der Metallstümpfe

KaVo Everest[®]System (Everest[®]Scan, -Form, - Engine), Fa. KaVo, Leutkirch
KaVo Everest[®]Bio T- Blanks (Grad 2 Reintitan)
KaVo Everest[®] G- Inplast
Occluspray[®] (Fa. Hager und Werken GmbH & Co. KG, Duisburg)

8.5.3. Herstellung der Zirkondioxidgerüste

KaVo:

KaVo Everest[®]System (Everest[®]Scan, - Engine, -Therm), Fa. KaVo, Leutkirch
KaVo Everest[®] ZS- Blanks
KaVo Everest[®] G- Inplast
Occluspray[®] (Fa. Hager und Werken GmbH & Co. KG, Duisburg)

3M ESPE:

3M ESPE Lava[®] System (Lava[®] Scan, - Form, - Therm), Fa. 3M ESPE, Seefeld
3M ESPE Lava[®] Frame

8.5.4. Opazitätsmessung

HunterLab: LabScan XE, Murnau am Staffelsee

Silaplast, Fa. Detax, Ettlingen

8.5.5. Bruchtestversuch

Rotomix, Fa. 3M Espe, Seefeld

RelyX[®] Unicem, Fa. 3M Espe, Seefeld

Microbrush[®], USA

Polymerisationslampe „Bluephase“, Fa. Ivoclar, Liechtenstein

Sichelscaler, (#204 Gr.2) Hu Friedy, Leimen)

Zementierungshilfe (LMU München)

Thymollösung, 0,1%ig in 0,9% NaCl

Polyethylenfolie, 0,1mm, Fa. Scheu-Dental GmbH, Isarlohn

Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z010, Fa. Zwick, Ulm

9. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, für die Bereitstellung der Dissertationsarbeit und Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik.

Mein herzlichsten Dank an PD Herrn Dr. Florian Beuer für die kompetente wissenschaftliche Betreuung und für das freundliche „mit- Rat- und- Tat“ zur Seite stehen.

Herzlichen Dank an Herrn Bodenmiller und Herrn Weiss der Firma KaVo, die mich mit Engelsgeduld nicht nur bei der Schaffung des perfekten Modellstumpfes begleiteten, sondern, wie auch Frau Dr. Behrens (Espe), freundlichst beim Herstellen der Käppchen unterstützten.

Dem Dentallabor Grau (Ulm) vielen Dank für die hilfsbereite und unbürokratische Unterstützung bei der Herstellung des Ausgangsmodells.

Dankeschön an alle, die mir auf dem Weg von der Idee bis zur fertigen Dissertation geholfen haben (z.B. Fr. Köbele (REM- Aufnahmen), Hr. Dr. Wünsche (technischer support), Drs. Weiß (Fotos), Hr. Ries (Bruchtests bei Fa. KaVo), Hr. „Hannu“ Altmann, u.v.m.)

Ganz, ganz besonders lieber Dank gebührt meiner Lebensgefährtin Kathrin, die mich immer wieder motivieren konnte und mir mit hervorragender administrativer und logistischer Organisation entlastend zur Seite gestanden hat. Ich liebe Dich!

10. Lebenslauf

Name:	Björn Vieth
Geburtsdatum:	20.12.1972
Geburtsort:	Bad Karlshafen
Familienstand	ledig
Schulbildung:	
1979 – 1982	Grundschule Würgassen
1982 – 1983	Grundschule Grohnde
1983 – 1985	Orientierungsstufe Emmerthal
1985 – 1992	Viktoria- Luise- Gymnasium, Hameln, Abitur
Wehrdienst:	
07/1992 – 09/1992	Grundausbildung zum Sanitäter in Hildesheim
10/1992 – 06/1993	Sanitätsdienst im Panzerbataillon 33, Neustadt/ Rbg.
Berufsausbildung:	
08/1993 – 07/1996	Ausbildung zum Zahntechniker im Dentallabor Krage, Hameln
08/1996 – 10/1996	Anstellung als Zahntechniker im Dentallabor Krage, Hameln
Hochschulausbildung:	
10/1996 – 11/2001	Studium der Zahnmedizin an der Philipps- Universität, Marburg
Zahnärztliche Ausbildung:	
01.02.2002 – 31.10.2003	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis von ZA. H. Marquardt, Mering
01.11.2003 – 31.12.2003	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis von Dr. E. Alber, Ulm
01.01.2004 – 28.02.2004	Famulaturen in verschiedenen Praxen, v.o. oralchirurgisch orientierte Praxen (Dr. Weiß, Ulm,

Lebenslauf

	Dr. Bartels, München, Dr. Wünsche, Stuttgart, u.a.)
01.03.2004 – 31.12.2004	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis von ZA. K.-M. Linke, Langerringen
01.01.2005 – 31.08.2007	Angestellter ZA bei „Ihre Zahnärzte am Rathaus u. Opus DC“, Drs. Weiß, Aksoy, Ritterbusch, Ulm
01.09.2007 – 31.07.2009	Angestellter ZA in der Gemeinschaftspraxis für Zahnheilkunde, Drs. Einsele, Korgner und Keltsch
Ab 01.01.2010	Niederlassung in eigener Praxis, Stuttgarter Straße 1, 71032 Böblingen