

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

**Werkstoffkundliche Untersuchungen
zur Belastbarkeit implantatgetragener Brücken aus
IPS Empress 2**

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

vorgelegt von
Aribert Zellmer
aus
München
2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. P. Pospiech

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. H. Kunzelmann

Prof. Dr. M. Graw

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. M. Stimmelmayer

Dekan: Prof. Dr. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 29. Oktober 2002

Meinen lieben Eltern in großer Dankbarkeit gewidmet.

1	Einleitung	7
2	Literaturübersicht	8
2.1	Implantatgetragene Brücken im Seitenzahnbereich	8
2.1.1	Allgemeines	8
2.1.2	Indikation	9
2.1.3	Therapiekonzepte	10
2.1.4	Alternativtherapien	14
2.2	Prothetische Komplikationen bei festsitzendem implantatgetragenen Zahnersatz	16
2.3	Keramische Werkstoffe	18
2.3.1	Definition	18
2.3.2	Werkstoffeigenschaften	19
2.3.3	Vollkeramische Systeme	20
2.4	IPS Empress 2	28
2.4.1	Charakteristik	28
2.4.2	Anwendung	30
2.4.3	Klinische Studien	31
2.5	Werkstoffprüfung vollkeramischer Systeme	32
2.5.1	Mechanische Eigenschaften	32
2.5.2	Bruchfestigkeit vollkeramischer Brückenprüfkörper	35
3	Material und Methode	39
3.1	Übersicht	39
3.2	Modellherstellung	40
3.2.1	Modelle für eine kombiniert gelagerte Brücke	40
3.2.2	Modelle für eine rein implantatgelagerte Brücke	43
3.3	Brückenherstellung	44
3.3.1	Herstellung des Brückengerüsts	44
3.3.2	Verblendung	47
3.4	Zementierung	48
3.5	Alterungssimulation	49
3.6	Bruchversuch	50
3.7	Statistische Auswertung	51
3.8	REM – Untersuchung.....	51

4	Ergebnisse	52
4.1	Technische Komplikationen nach Alterungssimulation	52
4.2	Bruchfestigkeit	53
4.3	Bruchmodus	56
4.4	REM – Untersuchung	57
5	Diskussion	60
5.1	IPS Empress 2	60
5.2	In-vitro-Untersuchung	61
5.3	Simulation der Pfeilerresilienz	62
5.4	Alterungssimulation	63
5.5	Abplatzung der Verblendkeramik	64
5.6	Verlust der Zementretention	65
5.7	Technische Komplikationen an Implantatkomponenten	67
5.8	Bruchfestigkeitsprüfung	68
5.9	Schlussfolgerung	72
6	Zusammenfassung	73
7	Literaturverzeichnis	74
8	Anhang	81
8.1	Messwerte	81
8.2	Erklärung zum Boxplotdiagramm	82
8.3	Materialliste	83
8.4	Danksagung	84
8.5	Lebenslauf	85

1 Einleitung

Die positiven klinischen Eigenschaften vollkeramischer Systeme wie ausgezeichnete Biokompatibilität und hervorragende Ästhetik konnten bislang nur für Veneer-, Inlay-, und Einzelkronenrestaurationen sowie in Ausnahmefällen für kleinere Brücken genutzt werden. Für Brücken im Seitenzahnbereich erwies sich die begrenzte Festigkeit der herkömmlichen Dentalkeramiken als problematisch. Verschiedene Hartkernkeramiken, zu denen auch IPS Empress 2 gehört, wurden entwickelt, um den Indikationsbereich zu erweitern. Erste Untersuchungen weisen vielversprechende Ergebnisse auf, welche auch die Frage nach der Eignung vollkeramischer Systeme für implantatgetragene Brückenrestaurationen im Seitenzahnbereich aufwerfen.

Bei der Versorgung des teilbezahnten Gebisses, insbesondere in Situationen, die konventionellen festsitzenden Zahnersatz nicht mehr zulassen, werden die Möglichkeiten der prothetischen Versorgung durch eine Pfeilervermehrung mittels enossaler Implantate erweitert. Die Möglichkeit der Platzierung der Implantate wird aber häufig durch die anatomischen Gegebenheiten im posterioren Bereich eingeschränkt, welches die Einbringung nur eines Implantates zulässt. Dieses wird dann mit einem natürlichen Zahn über eine Brückenkonstruktion verbunden (Verbundbrücke). Natürliche Zähne und Implantate weisen aber grundlegende Unterschiede im Resilienzverhalten auf. Der desmodontal bedingten Zahnbeweglichkeit des natürlichen Pfeilers steht die starre Verankerung des ankylotisch eingewachsenen Implantats gegenüber. Aufgrund der Problematik einer unterschiedlichen Pfeilerresilienz, die bei einer kombinierten Lagerung auf Implantatpfeilern und natürlichen Zähnen auftritt, werden neben biomechanischen Komplikationen vermehrt technische Komplikationen (Abzementierung, Lockerung der Aufbauteile, Keramikbruch) unter physiologischer Belastung befürchtet.

Ziel der Arbeit war es im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung, den Einfluss unterschiedlicher Pfeilerresilienz sowie thermischer und mechanischer Belastung auf prothetische Komplikationen und die Bruchfestigkeit von kombiniert- und rein implantatgelagerten Brücken aus IPS Empress 2 zu überprüfen.

2 Literaturübersicht

2.1 Implantatgetragene Brücken im Seitenzahnbereich

2.1.1 Allgemeines

Unter enossalen Implantaten versteht man in der Zahnmedizin alloplastische Materialien, die direkt im Knochen verankert zur Befestigung von Zahnersatz dienen. Nach ersten Erfahrungen mit subperiostalen Gerüstimplantaten und Blattimplantaten, die hohe Komplikationsraten aufwiesen, führte die Entwicklung hin zu funktionslos einheilenden, zahnwurzelähnlichen Implantatformen aus Reintitan mit verbesserter Prognose [140]. Als Voraussetzung für den Erfolg implantologischer Maßnahmen wird ein struktureller und funktioneller Verbund zwischen Implantatoberfläche und Knochengewebe aufgeführt, für den von BRANEMARK [11] der Begriff der „Osseointegration“ geprägt wurde. Zahnärztliche Implantate bieten durch direkte intraossäre Krafteinleitung eine vergleichsweise physiologische Lösung zur Aufnahme von Zahnersatz, wobei ein strukturerhaltender Effekt auf den Kieferknochen beobachtet wird. Demgegenüber steht ein erhöhter und kostenintensiver Behandlungsaufwand mit einem für den Patienten als zusätzliche Belastung und auch gewissem Risiko verbundenen operativen Eingriff. Die Behandlungszeit ist aufgrund der Einheilphase relativ lang. Die wissenschaftliche Anerkennung der dentalen Implantologie und die Einführung therapeutischer Richtlinien erfolgte 1982 in Deutschland durch die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde [131].

Im Rahmen kontrollierter prospektiver Studien konnten implantatgestützten prothetischen Versorgungen des zahnlosen Kiefers mittels festsitzender, bedingt abnehmbarer Rekonstruktionen hervorragende Langzeitergebnisse bescheinigt werden [2]. Eine Vielzahl von folgenden Untersuchungen galt der Frage, ob und unter welchen Bedingungen vergleichbare Ergebnisse im teilbezahnten Kiefer erreicht werden können. Auch wenn die klinische Erfahrung gegenüber derjenigen des zahnlosen Kiefers kürzer ist, stimmen die meisten Autoren im wesentlichen überein, dass unter Berücksichtigung lokaler Gegebenheiten (Knochenangebot, Knochenqualität) und Beachtung

rekonstruktiver Aspekte (Anzahl und Positionierung der Implantate, Gestaltung der Suprastruktur), auch für den teilbezahnten Kiefer, eine ähnlich günstige Prognose zu erwarten ist [75]. Im Rahmen einer prospektiven, multizentrischen Studie ermittelten LEKHOLM ET AL. [74] für Branemark-Implantate im teilbezahnten Kiefer eine Überlebensrate von 92,6 % nach zehn Jahren. BUSER ET AL. [14] berichteten ebenfalls, dass transgingival einheilende ITI-Implantate in verschiedenen Zentren für eine Beobachtungszeit von bis zu acht Jahren Erfolgsraten über 90 % aufwiesen.

2.1.2 Indikation

Zahnersatz im Seitenzahnbereich ist angezeigt, wenn aufgrund von Zahnverlust oder Nichtanlage einzelner Zähne funktionelle Störungen des orofazialen Systems eingetreten oder zu erwarten sind. Als Folge von Zahnverlust werden Extrusionen der Antagonisten und Kippungen der benachbarten Zähne beobachtet. Sowohl die objektiv messbare Fähigkeit zu kauen (Kaueffektivität) als auch die subjektiv empfundene Fähigkeit zu kauen (Kauvermögen) sinken mit abnehmender Zahl an Seitenzähnen. Hinzu kommen ästhetische Beeinträchtigungen, die insbesondere bei Fehlen der Prämolaren vom Patienten als störend empfunden werden [67, 78].

Einschränkungen bei der Verwendung von konventionellem festsitzenden Zahnersatz sind gegeben durch die Anzahl, Wertigkeit und topographische Verteilung der natürlichen Pfeiler. In Situationen, die konventionellen Brückenersatz nicht mehr zulassen bzw. risikobehaftet erscheinen, lässt sich die Möglichkeit der prothetischen Versorgung mit festsitzenden Rekonstruktionen durch enossale Implantate erweitern. Herausnehmbarer Zahnersatz kann dadurch vermieden werden. Die vornehmliche Indikation für implantatgetragenen Zahnersatz im teilbezahnten Kiefer besteht neben der Versorgung von Freiendsituationen (Kennedyklasse I und II) auch bei langspannigen Schallücken oder bogenförmigem Verlauf des Brückenzwischenglied-Bereiches bis hin zum stark reduzierten Restgebiss. Zusätzlich stellen Implantate eine differential-therapeutische Alternative dar, wenn mit konventionellen Formen des Zahnersatzes eine festsitzende Versorgung zwar möglich wäre, eine implantatgetragene Restauration aber in Funktion überlegen erscheint und zum Strukturerhalt oraler Gewebe beiträgt (Schonung der Nachbarzähne, Erhalt des Alveolarfortsatzes) [68].

2.1.3 Therapiekonzepte

Prinzipiell sind rein implantatgetragene Versorgungen und zahn-implantatverbindende Brückenkonstruktionen im Sinne einer Pfeilervermehrung durch sogenannte Unterstützungsimplantate an statisch bedeutungsvoller Stelle möglich. Ferner wird unterschieden zwischen permanent befestigten (zementierten) oder bedingt abnehmbaren (verschraubten und provisorisch zementierten) Suprastrukturen.

2.1.3.1 Rein implantatgetragene Konstruktionen

Ausschließlich auf Implantaten abgestützte Konstruktionen können in Form von Endpfeiler- oder Extensionsbrücken sowie verblockten und unverblockten Einzelkronen gestaltet werden. Ausreichendes Knochenangebot vorausgesetzt, bietet sich dieses Konzept bei kariesfreien Nachbarzähnen, einer großen Spannweite, gesteigerter Mobilität sowie Führungsfunktion der prospektiven natürlichen Pfeilerzähne an [5].

Für eine günstige Belastungsverteilung ergibt sich im teilbezahnten Kiefer ein adäquater Unterstützungswert, wenn pro zu ersetzendem Zahn ein Implantat integriert wird. Diese Empfehlung wird vor allem im Zusammenhang mit einer ungünstigen Knochenstruktur für den Oberkiefer gemacht [7]. Für den Unterkiefer besteht der Vorteil von unverblockten Einzelzahnimplantaten in der Vermeidung einer Verspannung im Implantatlager bei elastischer Deformation der Mandibula. Häufig limitieren aber anatomische Gründe die Insertion von einem Implantat pro Zahn, wobei implantatgestützte Brückenkonstruktionen mit ausreichend hoher Erfolgssicherheit eingesetzt werden können [75].

RANGERT [103] wies auf potentielle Risiken von implantatgetragenen Brückenersatz im Seitenzahnbereich durch lineare Anordnung der Implantate, Extensionsglieder und exzentrisch angeordnete Suprastrukturen hin, welche zu Biegemomenten im Implantat führen. Als problematisch wird ferner das Fehlen parodontaler Rezeptoren und die dadurch eingeschränkte sensorische Wahrnehmung bei rein implantatgetragenen Konstruktionen betrachtet. Eingeschränkte reflektorische Steuermechanismen zum Schutz vor hohen okklusalen Kräften könnten zur Überbelastung der Implantate führen [86]. Zur Harmonisierung der Vertikalbewegung empfehlen RICHTER ET AL. [111] bei vorhandener natürlicher Stützzone auf der ipsilateralen Seite die Einstellung einer Infraokklusion bei rein implantatgetragenen Brücken.

2.1.3.2 Kombiniert zahn-implantatgetragene Brücke (Verbundkonstruktion)

Lassen beispielsweise anatomische Gründe nur Platz für ein Implantat, lässt sich dieses mit dem endständigen Zahn über eine kombiniert gelagerte Suprastruktur verbinden. Aus rein theoretischen Überlegungen scheint die Verblockung von Implantaten mit natürlichen Zähnen bezüglich der Biomechanik risikobehaftet, was zur Empfehlung veranlasste, solche Konstruktionen, wenn möglich, zu vermeiden [72]. Im Vergleich zum Desmodont des natürlichen Zahnes bewirkt die ankylotische Verbindung des Implantates eine viel geringere, vorwiegend auf elastische Deformation des Knochens beruhende, Beweglichkeit. NEY UND MÜHLBRADT [88] konnten in einer Untersuchung zum Intrusionsverhalten von zahn-implantatgetragenen Brücken zeigen, dass bei einer intrudierenden Kraft von 10 N eine axiale Nachgiebigkeit von 1 – 6 µm im Bereich der Implantate und 22 – 29 µm im Bereich der Zähne vorhanden war. Aufgrund dieser unterschiedlichen Beweglichkeit erwartete man, dass unter Funktion, vergleichbar einer Extensionsbrücke, in erster Linie die beteiligten Implantatpfeiler belastet würden. Als potentielle Folge einer solchen Überbelastung wurde ein periimplantärer Abbau des marginalen Knochens bis hin zum Verlust der Osseointegration befürchtet. Gleichzeitig könnte die Entlastung des natürlichen Zahnhalteapparates zu einer Inaktivitätsatrophie der umliegenden Strukturen führen [27].

Diese Befürchtungen wurden in bisherigen In-vivo-Studien mit kurzspannigen Verbundbrücken auf parodontal festen Pfeilerzähnen nicht bestätigt [39]. Die von GUNNE ET AL. [42] vorgestellten Ergebnisse einer Langzeitstudie, bei der Patienten mit Kennedyklasse I Restbezahnung im Unterkiefer sowohl mit einer rein implantat- als auch einer kombiniert gelagerten Brücke versorgt wurden, konnten nach zehn Jahren keinen Unterschied betreffend Implantaterfolg, marginaler Knochenveränderung und prothetischen Komplikationen zwischen den beiden Konzepten darlegen. Als Erklärung für den Erfolg kombiniert gelagerter Brücken würden In-vitro- und In-vivo-Messungen von auf Implantaten einwirkenden Kräften und Biegemomenten angegeben. Diese zeigten, dass physiologische Belastungen bei dreigliedrigen Verbundbrücken gleichmäßiger auf Zahn und Implantat verteilt werden als theoretisch angenommen wurde [104, 105]. Die Lastverteilung zwischen den abstützenden Pfeilern wird mehr durch die Geometrie des Zahnersatzes und die Lage des Implantats beeinflusst als durch den Unterschied der Stützcharakteristika eines Zahnes bzw. Implantats [41]. Nach

RANGERT [103] ist der Zustand eines Implantats, das starr mit einem natürlichen Zahn verbunden ist, bezüglich der Lastverteilung grundsätzlich mit einem freistehenden, durch zwei Implantate gestützten Brückenersatz vergleichbar. Erst bei Restaurationen ab zwei Implantaten könne sich eine Verbindung mit natürlichen Zähnen als Hebelarm auf diese Einheit auswirken. RICHTER [109] ging gestützt durch Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen davon aus, dass die kauphysiologische Belastung eine im Normalfall nur kurz einwirkende Beanspruchung darstellt, wodurch die Differenzen der Nachgiebigkeit zwischen Zahn- und Implantatverankerung eher gering ausfällt. Die von ihm gemessenen Biegebelastungen eines Implantats in mesio-distaler Richtung durch Verspannung der Brückenkonstruktion aufgrund unterschiedlicher Pfeilerresilienz ist wesentlich kleiner als die in Funktion auftretende Belastung durch oro-vestibulär (transversal) einwirkende Kräfte [110].

Empfehlungen wurden gemacht, die Verbindung zwischen Zahn und Implantat mittels Geschiebe zu trennen oder elastische Elemente (IMZ-System) zwischen Implantat und Suprastruktur zum Ausgleich der Beweglichkeit einzusetzen [88]. Eine Belastungsminderung durch diese technisch aufwändigen Maßnahmen konnte aber nicht nachgewiesen werden [109]. Die für Verschleiß und Bruch anfälligen Komponenten wiesen in klinischen Studien sogar vermehrt Komplikationen auf [6]. Halbpräzisions- und andere nicht-starre Verbindungselemente bergen zudem die erhöhte Gefahr des Herauswanderns des natürlichen Pfeilers aus der Brückenkonstruktion. Dieses Phänomen würde laut Umfrage bei bis zu 3,5 % der Patienten beobachtet, die mit Verbundkonstruktionen behandelt wurden. Als ursächliche Faktoren wurden Inaktivitätsatrophie, Debrisimpaktierung, verschlechtertes Rückstellgedächtnis sowie mechanische Bindung von Geschiebeflächen diskutiert [34, 113].

2.1.3.3 Fixierung der Suprastruktur

Die Notwendigkeit der Abnehmbarkeit von implantatgetragenen Suprastrukturen zur Kontrolle, Reparatur etc. hat aufgrund der hohen Erfolgsaussichten und mechanischen Zuverlässigkeit moderner Implantatsysteme an klinischer Bedeutung verloren. Einzelzahnersatz und kleinere Brücken können nach heutiger Ansicht konventionell zementiert werden, wobei auf technisch aufwändige und für mechanische

Komplikationen anfällige Konstruktionen zur Verschraubung verzichtet wird, zumal die bedingte Abnehmbarkeit auch durch provisorische Zemente gewährleistet werden kann [17]. Die sonst durch Schraubenzugänge beeinträchtigte Okklusalfäche kann ästhetisch und funktionell optimal gestaltet werden [46]. Spalten als Reservoir für geruchsbildende und entzündungsauslösende Mikroorganismen können vermieden werden. Als weiterer Vorteil wird die Passivität der Passung zementierter Suprastrukturen angeführt [40].

Allerdings wurde Retentionsverlust aufgrund von Dezementierung vorwiegend in klinischen Studien beobachtet, bei denen Restaurationen mittels provisorischer Zemente eingegliedert wurden [123]. BEHNEKE UND BEHNEKE [5] befürchteten zudem bei Verbundkonstruktionen eine erhöhte Gefahr der Dezementierung im Bereich des natürlichen Brückenankers und rieten, den implantatgetragenen Teil, der besseren Kontrollmöglichkeit wegen, durch ein Geschiebe bedingt abnehmbar zu gestalten. Mechanische Komplikationen wie Lockerung eines verschraubten Aufbaus oder Keramikfrakturen könnte ebenfalls ohne Zerstörung der Suprastruktur korrigiert werden. Befürchtungen, es könne zu einem Verlust der Retentionskraft des Zementverbundes aufgrund kombinierter Lagerung kommen, konnten von MATHEWS ET AL. [82] im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung zum Einfluss des Konnektorentyps (starres oder resilientes Geschiebe) auf die Zementretention von Verbundbrücken nach Kausimulation allerdings nicht bestätigt werden.

2.1.4 Alternativtherapien

Bei prothetischen Versorgungen gilt es, Nutzen und Schaden der durchzuführenden Therapie gegeneinander abzuwägen. Dies gilt im besonderen Maße bei der Versorgung der verkürzten Zahnreihe. Vor allem der Nutzen des Ersatzes fehlender Molaren mit konventionellen Therapiemöglichkeiten wird differentialtherapeutisch in der Literatur kontrovers diskutiert [78].

2.1.4.1 Belassen der verkürzten Zahnreihe

Das SDA-Konzept (Shortend-Dental-Arch-Konzept) zielt unter Belassung der verkürzten Zahnreihe auf den Erhalt und die Sicherung einer Prämolarenokklusion hin, ggf. mit einer auf den Frontzahn- und Prämolarenbereich begrenzten prothetischen Therapie. Die Vertreter dieses Konzeptes führen eine ausreichende Adaptionsfähigkeit des stomathognathen Systems an [61].

In einer Fall-Kontrollstudie von WITTER ET AL. [142] waren bei Patienten mit verkürzter Zahnreihe signifikant häufiger anteriore Auffächerungen nachweisbar. Klinisch zeigte sich eine Distalwanderung der Prämolaren, die mit einer Verringerung der Vertikalrelation sowie mit verstärkten Kontakten im Frontzahnbereich einhergeht, welche zur Auffächerung führen. Ferner wird Zahnverlust in den Stützzonen als prädisponierender Faktor funktioneller Erkrankungen gesehen [101].

2.1.4.2 Abnehmbarer Zahnersatz

Abnehmbarer Zahnersatz oder auch kombiniert festsitzend/abnehmbarer Zahnersatz stellte in seiner Variationsbreite bislang das Standardtherapiemittel zur Versorgung von Freundsituationen dar. Gerade bei der verkürzten Zahnreihe gestaltet sich die prothetische Versorgung aufgrund ungünstiger Abstützungsmöglichkeiten, welche zu Kippmomenten führt, problematisch [55]. Die Forderung einer Entlastung im distalen Drittel des Freundsattels steht im Widerspruch zur Forderung einer Stabilisierung der Okklusion und Kiefergelenkposition. Der Ersatz fehlender Seitenzähne mit gussklammerverankerten Teilprothesen weist zudem eine hohe Rate an Nebenwirkungen auf (verstärkte Plaqueanlagerung, Progredienz von Karies und Parodontalerkrankungen, fortschreitender Zahnverlust), ohne dass von der Mehrheit der Patienten eine Verbesserung des Kauvermögens empfunden wird. Da die Anzahl der zu

ersetzenden Zähne oft in einem Missverhältnis zur Größe der Prothese steht, ist die Akzeptanz beim Patienten nur gering [78]. Die durchschnittliche Funktionszeit von herausnehmbarem Zahnersatz liegt mit acht bis zehn Jahren deutlich unter der von festsitzenden Rekonstruktionen [26].

2.1.4.3 Konventionell festsitzender Zahnersatz / Extensionsbrücke

Festsitzender Zahnersatz wies verglichen mit abnehmbarem Zahnersatz günstigere Erfolgsraten, einen geringeren Erhaltungsaufwand sowie eine höhere Patientenakzeptanz auf und sollte deshalb bevorzugt angewandt werden. In einer Meta-Analyse von SCURRIA ET AL. [121] konnte für festsitzenden Zahnersatz eine Pfeilerüberlebensrate von 96 % über zehn Jahre ermittelt werden. Als Voraussetzung für den Erfolg von Brücken fordert die traditionelle Lehrmeinung ein ausgewogenes Verhältnis zwischen Pfeilerzähnen und ersetzten Zähnen. Unter günstigen Voraussetzungen können aber auch großspannige, festsitzende Rekonstruktionen auf wenigen Pfeilern klinisch erfolgsversprechend sein. Extensionsbrücken zeigten in retrospektiven Studien, verglichen mit Endpfeilerbrücken, analoge Erfolgswahrscheinlichkeiten. Erhöhte Misserfolgsraten wurden bei zunehmender Anzahl von Extensionsgliedern insbesondere im parodontal reduzierten Gebiss beobachtet. Als Hauptursache für das Versagen von Extensionsbrücken werden Retentionsverlust, Karies, parodontale und endodontische Probleme angegeben. Gute Ergebnisse mit Extensionsbrücken werden mitunter auf Präparationsmaßnahmen, welche die Retention berücksichtigen, zurückgeführt. Die traditionellen Indikationsgrenzen weit überschreitender, auf wenigen Zähnen mit reduziertem Attachement verankerten Extensionsbrücken sind weiterhin als experimentell und nicht praxisreif einzustufen [102].

2.1.4.4 Distalisierung von Prämolaren

Ein relativ aufwändiges Verfahren zur Schaffung eines biologisch vollwertigen Brückenpfeilers mit günstiger Langzeitprognose stellt die kieferorthopädische Distalisierung eines endständigen Prämolaren dar. Die dabei erreichbare Pfeilerdistanz ist auf durchschnittlich 7,5 mm begrenzt [20].

2.2 Prothetische Komplikationen bei festsitzendem implantatgetragenen Zahnersatz

Viele Studien dokumentieren den Erfolg verschiedener Implantatsysteme, wobei das Hauptaugenmerk auf die Überlebensrate der Implantate gerichtet ist. Trotz erfolgreicher Integration wird häufig von technischen Misserfolgen an Implantaten und prothetischen Komponenten berichtet. Prothetische Komplikationen bei implantatgetragenen Zahnersatz können eingeteilt werden in solche, die das Implantatsystem selbst betreffen (Lockerung und Frakturen von Schrauben und Aufbauteilen, Implantatfrakturen, Frakturen von Inserts) und jene, die nur die Suprakonstruktion betreffen (Versagen des Gerüsts, Frakturen des Verblendmaterials) [16, 38].

In der Literatur werden Lockerungen bzw. Verlust bis hin zu Frakturen von Schrauben als häufiges Problem mit prothetischen Komponenten bei der Implantatversorgung aufgeführt. Lockerungen und Frakturen können sowohl bei den Schrauben zur Befestigung des Aufbauteils als auch bei den Verschraubungen von Suprakonstruktionen auftreten. Als mögliche Ursachen werden falsche Anzugkräfte, schlecht sitzende Suprastrukturen, Umbau des periimplantären Knochens, Verlust der Vorspannung und hohe okklusale Kräfte genannt. Schon unter kaufunktioneller Belastung (Wechselbelastung) kann es zum Verlust der Vorspannung und Lösen der Verbindung kommen, da das Lösemoment technisch bedingt ca. ein Drittel kleiner ist als das Anzugmoment [13, 91]. Besonders häufig werden Probleme mit Verschraubungen bei implantatgetragenen Einzelzahnersatz im Seitenzahnbereich berichtet.

Bei In-vitro-Vergleichen von Bruchbelastungen verschiedener Implantataufbauten und deren Befestigungsschrauben zeigte sich eine für jedes Implantatsystem typische Lokalisation der Frakturen. Die durchschnittlichen Bruchbelastungen der über einen Hebelarm belasteten Aufbauten bzw. Aufbauschrauben bewegten sich zwischen 1,22 kg und 17,23 kg [83].

NORTON [89] konnte bei Implantaten mit konischer Fügung zwischen Implantat und Aufbau (ITI-Implantate) eine geringere Biegeempfindlichkeit als bei anderen Systemen feststellen. Die damit reduzierte Gefahr des Verlustes oder Fraktur eines Aufbaus führte er auf eine großflächige Kraftübertragung sowie eine Verminderung der

Mikrobewegungen zwischen den Komponenten zurück. Als kritische Zone für Fraktur ermittelte er für ITI-Aufbauten den Übergang zwischen Schraube und Basis des Konus. In einer retrospektiven Studie von RANGERT ET AL. [106] wurden Frakturen von Branemark-Fixturen im Hinblick auf mögliche Ursachen analysiert. Am häufigsten ereigneten sich die Frakturen im Seitenzahngebiet, wobei die Suprastruktur meist nur von einem oder zwei Implantaten getragen wurde, welche einer Kombination von vergrößerten Hebelarmkräften und starken okklusalen Kräften ausgesetzt waren.

ECKERT UND WOLLAN [22] sahen die Ursache für mechanische Komplikationen und Implantatfrakturen des Branemark-Systems in der Gestaltung der Bauteile die ursprünglich für den zahnlosen Kiefer entwickelt wurden. Nach Änderungen der Konstruktion Anfang der Neunziger Jahre wurden deutlich weniger prothetische Komplikationen im teilbezahnten Kiefer beobachtet.

BEHR ET AL. [6] verglichen in einer retrospektiven Studie die Komplikationsrate zweier Implantatsysteme mit unterschiedlicher Lagerung der Suprastrukturen. Bei dem über elastischen Elementen resilient gelagerten IMZ-System traten signifikant mehr mechanisch bedingte Komplikationen auf als beim starr gelagerten ITI-System. Besonders betroffen waren die Teile des Implantataufbaus mit Verlust der Schrauben und verschleißanfälligen intramobilen Elementen. Bezüglich der Schäden an den Suprastrukturen wurden am ITI-System mehr Fälle von Frakturen am Verblendmaterial und an den Gerüsten dokumentiert. Ein Unterschied zwischen rein implantatgetragenen und kombiniert zahn-implantatgetragenen Brücken konnte bei keinem der Systeme festgestellt werden.

Zur Gestaltung der Verblendungen und Kauflächen von festsitzendem implantatgetragenen Zahnersatz werden heute vorwiegend keramische Massen verwendet. Klinisch wurden keine unterschiedlichen Reaktionen des periimplantären Knochens gegenüber Versorgungen mit Kunststoffkauflächen, denen bessere Dämpfungseigenschaften nachgesagt werden, beobachtet. Prothetische Komplikationen in Form von abradierten und frakturierten Verblendungen traten bei Keramiken seltener als bei Kunststoffen auf [87].

2.3 Keramische Werkstoffe

2.3.1 Definition

Der breit definierte Begriff der Keramik umfasst verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, die in Wasser schwer löslich und wenigstens zu 30 Prozent kristalliner Struktur sind. Ihre typischen Werkstoffeigenschaften erhalten Keramiken nach dem Brennen der Rohmaterialien bei Temperaturen meist über 800 Grad Celsius. Die Formgebung kann sowohl bei Raumtemperatur als auch bei erhöhter Temperatur bis über dem Schmelzpunkt mit anschließender Kristallisation erfolgen (Glaskeramik) [48].

SCHÜLLER UND HENNICKE [117] unterschieden ferner nach der chemischen Zusammensetzung (Oxide, Nichtoxide) und der atomaren Anordnung (glasig-amorph, kristallin) zwischen silikatischen, oxidischen und nichtoxidischen Keramiken. Silikatische Werkstoffe enthalten als Hauptbestandteil eine amorphe Glasmatrixphase aus SiO_2 , in welcher kristalline Partikel, wie zum Beispiel Leuzit, dispers verteilt eingelagert sind. Im Unterschied dazu weisen oxidkeramische Werkstoffe im wesentlichen eine kristalline Struktur auf. Nicht-oxidische Keramiken (Karbide, Nitride) sind im allgemeinen schwarz und daher zum Ersatz zerstörter Zahnhartsubstanz nicht geeignet [43].

Traditionelle Dentalkeramiken (Feldspatkeramiken) unterscheiden sich vom konventionellen Porzellan mit seinen Ausgangsstoffen Quarz, Feldspat und Kaolin durch einen erhöhten Feldspatanteil (Kalifeldspat, Natronfeldspat) zur Verbesserung der Viskosität und weiteren Zusätzen zur Beeinflussung der Farbgebung (Metalloxide), der Schmelztemperatur (Karbonate, Phosphate) und des thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Leuzit) [81, 115]. Silikatkeramiken, in denen bei erhöhten Temperaturen Kristalle aus der Glasphase wachsen können, werden als Glaskeramik bezeichnet und stellen eine spezielle Werkstoffgruppe dar [43]. Im Gegensatz zu konventionellen Dentalkeramiken sind Oxidkeramiken einphasige Materialien ohne nennenswerte Silikatanteile. Vertreter dieser Werkstoffgruppe, die aufgrund ihrer mechanischen Eigenschaften zu den technischen Hochleistungskeramiken gezählt werden, sind Al_2O_3 , MgO -, ZrO_2 -, MgAl_2O_4 (Spinell)- und TiO_2 -Keramiken. Diese

Oxide werden auch zur Optimierung der Festigkeit in andere keramische Massen eingebracht (Oxid-verstärkte Keramik) [45, 57].

2.3.2 Werkstoffeigenschaften

Die Werkstoffeigenschaften keramischer Materialien werden durch die atomaren Bindungsverhältnisse (stabile Mischbindung aus kovalenter- und Ionenbindung), die sich grundsätzlich von denen der Metallen unterscheiden, bestimmt. Die von plastischen Materialien bekannten Fließeffekte und Wanderungen innerhalb der Gitterstruktur, die zur Selbstheilung von initialen Fehlstellen führen, werden bei Keramiken aufgrund der hohen Gitterenergien verhindert [65]. Das Werkstoffverhalten lässt sich im Spannungs-Dehnungsdiagramm anschaulich darstellen.

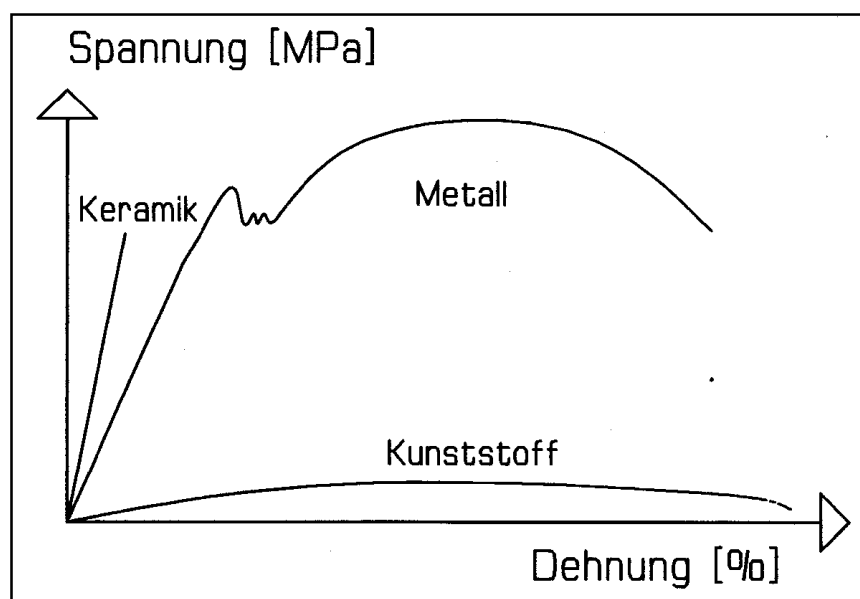


Abb. 1: Spannungs-Dehnungsverhalten unterschiedlicher Werkstoffe [31]

Charakteristisch sind die hohe Härte (Druckfestigkeit), das fehlende plastische Verformungsvermögen (geringe Zug- und Biegefestigkeit) und das „katastrophale“ Versagen keramischer Werkstücke bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze (Spröbruchverhalten) [3]. Die Dauerfestigkeit bei Zug- oder Biegebeanspruchung wird durch Risswachstumsphänomene (unterkritisches Risswachstum) limitiert. Diese Vorgänge werden durch herstellungsbedingte Gefügefehler und bearbeitungsinduzierte Mikrodefekte begünstigt [63, 80].

Demgegenüber bieten keramische Materialien Vorteile, die sie als restauratives Ersatzmaterial in der Zahnheilkunde ideal geeignet erscheinen lassen. Dazu zählen:

- Biokompatibilität [141]
- Ästhetik [79]
- Mundbeständigkeit [3]
- Geringe Plaqueanlagerung [141]
- Geringe thermische Leitfähigkeit [81]

2.3.3 Vollkeramische Systeme

2.3.3.1 Allgemeines

Das erste Verfahren zur Herstellung vollkeramischer Kronen wurde 1896 von LAND [62] vorgestellt. Dabei wurde Feldspatkeramik auf eine dem Zahnstumpf aufgepasste Platinfolie aufgebrannt. Aber erst das Hinzufügen von Aluminiumoxid durch MCLEAN 1965 [84] und die damit verbundene Erhöhung der Festigkeit führte zur Popularität der so genannten Porzellan-Mantelkrone („Jacketkrone“). In ihrer klassischen Form beschränkte sich die Anwendung auf die Herstellung von Frontzahnkronen. Aus Stabilitätsgründen wurde eine zirkuläre, 1 - 1,5 mm tiefe Stufenpräparation gefordert, welche zu einem hohen Zahnhartsubstanzverlust führte. Ihre technische Herstellung erforderte ein hohes Maß an Präzision, um Randspalten und ein Verziehen des Platinhütchens durch Schrumpfung der Keramik beim Brennen zu vermeiden. Bedingt durch diese Problematik sowie einer mangelhaften Ofen- und Keramiktechnologie wurde das Verfahren durch die Metallkeramik verdrängt [128].

Die heute dominierende Metallkeramik wurde in den Sechziger Jahren in die Zahnheilkunde eingeführt. Als Verbundwerkstoff kombiniert sie den Vorteil des Metalls, der insbesondere durch die Zugfestigkeit gegeben ist, mit den Vorteilen der Keramik. Die metallkeramische Verblendung ist heute als Standard für zahnfarbenen Zahnersatz anzusehen [18]. Metallkeramik deckt einen weiten Indikationsbereich ab, von Einzelkronen über Brücken bis hin zum kombiniert festsitzend-herausnehmbaren Zahnersatz, und dies mit positiver Langzeiterfahrung [29, 66].

Der Wunsch nach ästhetischem und biokompatiblen Zahnersatz sowie die Einführung zahlreicher vollkeramischer Systeme in den Achtziger Jahren weckte das Interesse an

metallfreien Restaurationen [1, 19, 127]. Die hohen Erwartungen an die neuen Materialien wurden jedoch von vielen Produkten nicht erfüllt. Einige wurden bereits in Folge hoher Misserfolgsraten nach wenigen Jahren wieder vom Markt genommen. Weder mit Silikatkeramiken (Dicor, Optec) noch mit Oxidkeramiken (Cerestore, Hicram) wurden Dauerfestigkeiten erreicht, die Brückenkonstruktionen mit hinreichender Erfolgswahrscheinlichkeit zuließen. Bei Brücken und Kronen im Seitenzahngebiet wurden Misserfolgsraten von bis zu 80 Prozent berichtet [28, 112, 122]. Erst seit der Einführung der In-Ceram-Keramik im Jahre 1989 erscheint die Konstruktion von Seitenzahnkronen und Frontzahnbrücken aufgrund ausreichender Festigkeitseigenschaften möglich [98]. Das Bestreben, alle Quadranten mit vollkeramischen Restaurationen einschließlich Brückenkonstruktionen im Seitenzahnbereich versorgen zu können, sowie der Einsatz moderner Verarbeitungstechnologien, hat zur Entwicklung von neuen, dental nutzbaren Hochleistungskeramiksystemen (In-Ceram Zirkonia, DCS Zirkonoxid, Procera Allceram, IPS Empress 2) geführt, die auch höheren Belastungsanforderungen genügen sollen. Notwendige klinische Langzeitstudien, die diese Annahme belegen könnten, sind aber derzeit noch nicht verfügbar. Erste In-vitro-Untersuchungen zeigten vielversprechende Ergebnisse, die einen erweiterten Indikationsbereich dieser Keramiken möglich erscheinen lassen [60, 77, 90]. Die Anwendung vollkeramischen Brückenersatzes im Rahmen der Implantatprothetik wurde in der Literatur bislang nur anhand einzelner Patientenfälle beschrieben [53, 54].

2.3.3.2 Systematik

Gängige Klassifikationen vollkeramischer Systeme unterscheiden nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung, der klinischen Anwendung und dem Herstellungsverfahren.

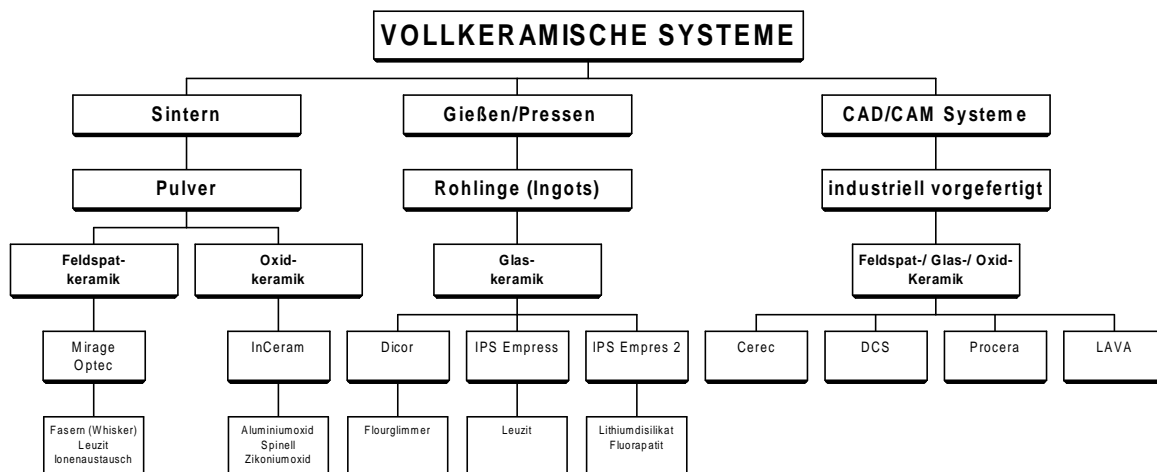


Abb. 2: Übersicht (nach POSPIECH [94])

BIENIEK UND MARX [9] übertrugen die Ergebnisse ihrer Untersuchungen betreffend Bruchzähigkeit und Bruchspannung dentalkeramischer Prüfkörper auf die klinische Anwendung mit folgender Zuordnung:

- Klasse I (Bruchzähigkeit bis $2,0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, Bruchspannung bis 100 MPa) für Inlays und Frontzahnkronen.
- Klasse II (Bruchzähigkeit bis $3,0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, Bruchspannung bis 150 MPa) für Inlays, Front- und Seitenzahnkronen.
- Klasse III (Bruchzähigkeit über $3,0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, Bruchspannung über 150 MPa) für Inlays, Kronen- und Frontzahnbrücken.
- Klasse IV (noch nicht definiert) für alle Anwendungen einschließlich Brücken im Seitenzahnbereich

Anwendung	Kronen und ggf. Brücken	Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers
Befestigungsmodus	Konventionelle Befestigung mit Zementen	Adhäsive Befestigung
Keramik	<ul style="list-style-type: none"> • In-Ceram • Procera Allceram • DCS Zirkonoxid 	<ul style="list-style-type: none"> • Gesinterte Glas- und Feldspatkeramiken • Leuzitverstärkte Presskeramiken • Cerec Mk II

Tab. 1: Einteilung nach klinischer Anwendung und Befestigungsmodus (nach PRÖBSTER [100]).

2.3.3.3 Gesinterte Feldspatkeramik

Sinterkeramiken werden als Keramikpulver mit Flüssigkeit angemischt und mit einem Pinsel auf einen feuerfesten Stumpf oder auf eine Platinfolie aufgetragen bzw. geschichtet. Als Sintern bezeichnet man den Vorgang des Versackens der Pulverpartikel an den Grenzflächen beim anschließenden Brennen unterhalb der Schmelztemperatur. Die Verkleinerung der Zwischenräume bedingt eine Volumenänderung (Brennschwund), die bei der Verarbeitung einkalkuliert werden muss [81].

Die Festigkeit der Keramik wird im Sinne einer Dispersionsverstärkung durch feinverteilte Leuzitkristalle z. B. Optec HSP oder Glasfasern (Whisker), z.B. Mirage II, erreicht, um so eine Rissausbreitung zu behindern bzw. umzuleiten [80]. Bei Duceram LFC handelt es sich um eine hydrothermale Keramik, wobei in einer amorphen Glasmatrix unter Hitze und Wasserdampfatmosphäre Hydroxylgruppen eingebaut werden. Eine nach Wasserlagerung durch Ionenaustausch an der Oberfläche gestiegene Festigkeit konnte unter In-vitro-Bedingungen aber nicht nachgewiesen werden [9].

Als Indikationsgebiet werden für Sinterkeramiken adhäsiv befestigte Keramikrestaurationen wie Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers angegeben. Durch einen kraftschlüssigen, mikromechanisch-chemischen Verbund zwischen Zahnschmelz, Befestigungskomposit und keramischer Matrix werden die Restzahnsubstanz und die primär instabile Restauration im Sinne einer Verbundkonstruktion gegeneinander hinreichend stabilisiert [100].

2.3.3.4 Gießbare Glaskeramik

Die Herstellung erfolgt durch das Gießen eines Glasrohlings im „Lost-Wax“-Verfahren mithilfe eines speziellen Gussapparates. Zur Kristallisation werden die Restaurationen in eine spezielle Einbettmasse eingebettet und sechs Stunden bei 1075°C getempert. Während dieses als Keramisierung bezeichneten Vorgangs, findet Kristallwachstum statt. Analog zu den leuzitverstärkten Dentalkeramiken sollen die so eingelagerten Glimmerkristalle im Sinne einer Rissablenkung den Werkstoff verstärken. Die Farbgebung der Keramik erfolgte ursprünglich durch das Aufbrennen von Malfarben, später durch Verblendung mit Feldspatkeramik [115, 128].

Der bekannteste Vertreter, Dicor, ist von modernen Presstechnologien, welche die Herstellung der Restaurationen vereinfachen, weitgehend vom Markt verdrängt worden. Ungünstige klinische Langzeiterfahrungen mit Dicor-Kronen beruhen mitunter auf anfängliche Unkenntnissen im Umgang (Präparation, Befestigung, Herstellung) mit vollkeramischen Zahnersatz [57]. Insbesondere die hohe Frakturnrate von Seitenzahnkronen wurde auf die konventionelle Befestigung mit Zinkphosphatzement zurückgeführt [10]. Adhäsive Befestigung von Vollkronen mit Kompositen soll zwar deren Festigkeit erhöhen, musste aber zum damaligen Zeitpunkt wegen der ungelösten Problematik der Dentinhaftung und des langfristigen Verhaltens der Resinzemente noch als experimentell und nicht praxisreif eingestuft werden [24]. Eine bis zu 100 µm dicke Schicht aus Enstatitkristallen, die sich in einer Ionen-Austauschreaktion zwischen Einbettmasse und Keramik während des Keramisierungsprozesses bildet, soll sich ebenfalls nachteilig auf die Bruchzähigkeit und somit Dauerfestigkeit der Restaurationen ausgewirkt haben [33].

2.3.3.5 Pressbare Glaskeramik

Bei dem von WOHLWEND [143] entwickelten Empress-System wird Keramik im heißen, plastisch verformbaren Zustand in eine Hohlform gepresst. Die Formgebung der Restauration verläuft analog zu Dicor im „Lost-Wax“-Verfahren, wobei die endgültige Farbgestaltung durch Maltechnik oder Schichttechnik erfolgen kann.

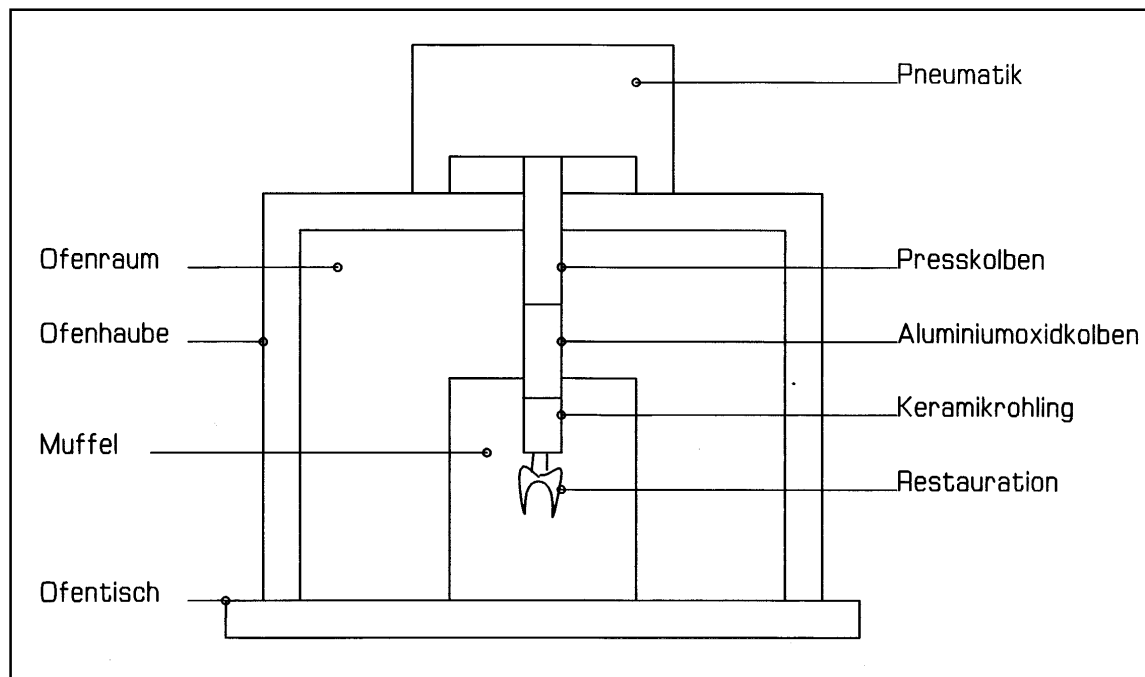


Abb. 3: Herstellungsprinzip presskeramischer Restaurationen [136]

Mit Ausnahme von IPS Empress 2 (Kapitel 2.5) handelt sich bei den erhältlichen Systemen um leuzitverstärkte Glaskeramiken (IPS Empress, Optec OPC, Cerapress, Authentic, Finesse, VitaPress). Leuzitkristalle mit einem mittleren Durchmesser von $3 - 5 \mu\text{m}$ liegen in einer hohen Konzentration (40 - 50 %) homogen verteilt in einer Feldspatglasmatrix vor. Durch den größeren Wärmeausdehnungskoeffizienten der Leuzitkristalle wird die Glasmatrix bei Abkühlung unter Druckspannung („Misfitspannung“) gesetzt, wodurch eine Festigkeitssteigerung zu erwarten ist [37]. Eine zusätzliche Steigerung der Beanspruchbarkeit (Bruchlast) von bis zu 43 % konnten FISCHER ET AL. [32] an im Ionen-Austauschverfahren modifizierten Prüfkörpern aus IPS Empress nachweisen.

Bisher publizierte Ergebnisse zur Eignung von IPS Empress für adhäsiv eingesetzte Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers lassen auf ein klinisch sicheres Verfahren schließen [129]. Anfänglich gute klinische Erfahrungen mit adhäsiv befestigten Kronen im Seitenzahnbereich wurden durch Misserfolgsraten von bis zu 12 % nach sechs Jahren relativiert [73].

2.3.3.6 Infiltrationskeramik

Bei diesem unter dem Namen In-Ceram bekannten System handelt es sich um ein Verfahren, bei dem zunächst ein noch poröses und nicht dichtgesintertes Al_2O_3 -Gerüst hergestellt wird, welches anschließend mit einem Spezialglas infiltriert wird. Es resultiert ein hochfestes, opakes Gerüst, das anschließend mit Feldspatkeramik verblendet wird [52]. Die durch den hohen Aluminiumoxidanteil verstärkte Keramik hat sich für die Herstellung von konventionell zementierten Front- und Seitenzahnkronen bewährt [99]. Aufgrund seiner Festigkeit wurde In-Ceram auch für dreigliedrige Brücken im Seitenzahnbereich diskutiert [58]. Seitenzahnbrücken aus In-Ceram wiesen klinisch gegenüber Frontzahnbrücken aber eine deutlich erhöhte Frakturnrate auf [126].

Durch Beimischung von Magnesiumoxid (In-Ceram-Spinell) erhöht sich die Lichtdurchlässigkeit der im Vergleich zu Glaskeramik opaken Oxidkeramik, wobei die geringere Festigkeit die Indikation auf das Frontzahngebiet beschränkt [52].

In-Ceram-Zirkonia stellt mit einem Zirkonoxidanteil von 33 % ebenfalls eine Modifikation des In-Ceram-Systems dar. Bei Auftreten von Rissen in der Keramik durch Belastung kommt es zu einer Umwandlung der Zirkoniumoxidkristalle von einer tetragonalen in eine monokline Phase. Der damit verbundene Volumenzuwachs führt zu einer Abschwächung des Spannungsfeldes an der Rissspitze, welches ein Fortschreiten des Risswachstums verlangsamt bzw. verhindert (Transformationsverstärkung). Die gegenüber In-Ceram-Alumina verbesserten mechanischen Eigenschaften lassen den Einsatz für Brücken sowie Implantatrestorationen im Seitenzahnbereich gerechtfertigt erscheinen [54, 134].

2.3.3.7 Maschinell bearbeitbare Keramiken (CAD/CAM-Systeme)

Diese Keramiken werden als industriell vorgefertigte Blöcke mit abtragenden Verfahren (Herausfräsen) zu Restaurationen verarbeitet. Zum Einsatz kommen CAD/CAM-Systeme (Cerec, DCS Precident, DigiDent, Cercon, Lava) oder analoge Kopierschleifverfahren (Celay). Qualitätsschwankungen des Gefüges werden durch eine Trennung der eigentlichen Materialherstellung von der individuellen Formgebung der Restauration sowie der Verwendung von Materialien mit definierten Eigenschaften verringert [43].

Die verwendeten Materialien entsprechen werkstoffkundlich zum Teil den bisher beschriebenen Keramiken, sodass auch hier das Prinzip der materialspezifischen Indikation gilt [77]. Rohlinge aus Feldspatkeramik werden für adhäsiv befestigte Restaurationen fabriziert (Vita Mark II, Vitablocs) [100]. Als CAD/CAM-bearbeitbare Modifikation von IPS Empress stellt ProCAD eine leuzitverstärkte Glaskeramik dar. Für die In-Ceram-Technik stehen industriell gesinterte Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxid-Rohlinge (Blanks) für die Bearbeitung mit diversen CAD/CAM-Systemen zur Verfügung, die anschließend glasinfiltriert und verblendet werden. Eine Erhöhung der Bruchfestigkeit von kopiergefrästen Brücken gegenüber konventionell gesinterten Brücken konnte in vitro nachgewiesen werden [114].

Im CAD/CAM-Verfahren ist ferner die Bearbeitung von Hochleistungskeramik wie Zirkonoxid-Keramik möglich. Dabei handelt es sich um eine Oxidkeramik mit einem vernachlässigbar kleinen Anteil amorpher Glasphase für die Herstellung verblendbarer Hartkerngerüste. Werkstoffkundliche Untersuchungen sprechen für eine Eignung der Keramik als Brückengerüst im Seitenzahnbereich mit einer Ausdehnung von bis zu vier Brückengliedern [133]. Problematisch gestaltet sich allerdings derzeit noch die Herstellung des Zahnersatzes aus dichtgesinterten Zirkonoxid aufgrund der langen Bearbeitungszeiten und des hohen technischen Aufwandes. Geringere Bearbeitungszeiten und reduzierter Werkzeugverschleiß werden durch die Bearbeitung von teilgesintertem Zirkonoxid (Lava Frame, Cercon base) im kreideharten Grünzustand erreicht. Die Schrumpfung im anschließenden Sinterprozess muss allerdings bei der Berechnung der Gerüstkonstruktion berücksichtigt werden [77]. Beim Procera-Allceram-Verfahren werden Gerüste aus reinem Aluminiumoxid auf CAD/CAM gefertigten Modellstümpfen aufgesintert. Mit einer speziellen Fügetechnik können Brückenzwischenglieder für Front- und Seitenzahnrestaurationen integriert werden [90], wobei die Dauerfestigkeit fraglich ist, da der Verbund im Konnektorbereich mit Glas erfolgt. POSPIECH [97] konnte zeigen, dass gerade dort die höchsten Zugspannungen für Brüche entstehen, so dass eine hohe Belastbarkeit der Brücken kritisch betrachtet werden muss.

2.4 IPS Empress 2

2.4.1 Charakteristik

Das 1998 von HÖLAND [49] vorgestellte System IPS Empress 2 zur Herstellung vollkeramischen Zahnersatzes gehört zur Werkstoffgruppe der Glaskeramiken, deren Entwicklung in den fünfziger Jahren einsetzte. Eine Glaskeramik ist ein glasig-kristalliner Werkstoff, wobei mindestens eine Kristallart in einer Glasmatrix eingebettet vorliegt. Das Ausgangsprodukt stellt ein Glas dar, in welchem durch gesteuerte Keimbildung und gesteuerte Kristallisation Kristalle wachsen [85].

IPS Empress 2 besteht aus zwei Glaskeramikvarianten in Form eines pressbaren Gerüstwerkstoffes und eines sinterbaren Verblendmaterials, welche sich materialtechnisch von den bisherigen Glaskeramiksystemen unterscheiden.

Als Besonderheit findet eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik mit einem $\text{SiO}_2\text{--Li}_2\text{O}$ -System als chemische Basis Verwendung für die Herstellung hochfester Gerüste. Der Anteil der Lithiumdisilikat-Kristalle ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) beträgt nach dem Pressvorgang über 60 Vol-% gegenüber einem Kristallanteil von 30 - 40 Vol-% bei leuzitverstärkten Glaskeramiken. Das im Rasterelektronenmikroskop darstellbare Mikrogefüge zeigt eine hohe Anzahl an 0,5 – 5 μm langen, stark miteinander vernetzten Einzelkristallen. Zusätzlich sind noch 0,1 – 0,3 μm große Lithiumorthophosphat-Kristalle (Li_3PO_4) nachweisbar. Die gegenüber IPS Empress gesteigerte Festigkeit wird begründet in der Anzahl und Eigenschaft dieser Kristalle, mechanisches Versagen durch Verhindern bzw. Abbremsen einer Rissausbildung zu vermeiden. Verantwortlich für die hohe Transluzenz des Materials ist die optische Kompatibilität zwischen Glasmatrix und den Lithiumdisilikat-Kristallen, was als Vorteil gegenüber opak erscheinenden Hartkerngerüsten von Oxidkeramiken gewertet werden kann [51, 108].

Zur Verarbeitung der Gerüstkeramik wird die in Abschnitt 2.3.3.5 beschriebene Presstechnologie angewandt. Das Grundprinzip des Pressverfahrens besteht darin, dass das viskose Fließen der Glaskeramik zur Formgebung ausgenutzt wird. Das ideale Viskositätsverhältnis für IPS Empress 2 liegt bei 920 °C [137]. Die Gestaltung der Gerüste vollzieht sich dabei im vom Metallguss bewährten Aufwachsverfahren, wobei für Presskeramikrestaurationen von ähnlich guter Passgenauigkeit mit gutem Randschluss berichtet wurde [8].

Zur Verblendung steht eine dem Wärmedehnungskoeffizienten des Gerüstwerkstoffes angepasste Sinter-Glaskeramik, deren kristalline Phase sich ausschließlich aus Fluorapatit-Kristallen ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$) zusammensetzt, zur Verfügung. Die Ähnlichkeit der Fluorapatit-Kristalle zum Hydroxylapatit des Schmelzes sollen zu einer guten Imitation von Farb- und Lichteffekten innerhalb der Restauration führen. Die physikalischen Eigenschaften der Verblendkeramik entsprechen denen herkömmlicher Glaskeramiken, so dass für die Endfestigkeit der Restaurationen nur die hochfeste Gerüstkeramik verantwortlich ist [50, 93].

Chemische Komponente	Pressglaskeramik (Gerüstkeramik)	Sinterglaskeramik (Verblendkeramik)
SiO_2	57-80	45-70
Al_2O_3	0-5	5-22
La_2O_3	0,1-6	
P_2O_5	0-11	0,5-6,5
K_2O	0-13	3-9
Na_2O		4-13
Li_2O	11-19	
ZnO	0-8	
CaO		1-11
F		0,1-2,5

Tab. 2: Chemische Zusammensetzung IPS Empress 2 in Masse-% (Technisches Datenblatt [130])

Physikalische Eigenschaften	Pressglaskeramik (Gerüstkeramik)	Sinterglaskeramik (Verblendkeramik)
Biegefestigkeit (3-Punkt)	$350 \pm 50 \text{ N/mm}^2$	$100 \pm 25 \text{ N/mm}^2$
Chemische Löslichkeit	$< 100 \mu\text{g/cm}^2$	$< 100 \mu\text{g/cm}^2$
Ausdehnungskoeffizient	$10,6 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$	$9,7 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$
Bruchzähigkeit K_{IC}	$3,2 \pm 0,3 \text{ N/mm}^2 \sqrt{\text{m}}$	

Tab. 3: Physikalische Eigenschaften IPS Empress 2 (Technisches Datenblatt [130])

2.4.2 Anwendung

Der vom Hersteller angegebene Indikationsbereich für die in Schichttechnik hergestellten Restaurationen aus IPS Empress 2 erstreckt sich von Einzelzahnkronen im gesamten Zahnbogenbereich bis hin zu dreigliedrigen Brücken mit einem Zwischenglied bis zum zweiten Prämolaren als endständigen Pfeiler. Das Brückenzwischenglied sollte eine Prämolarenbreite (ca. 7 – 8 mm) nicht überschreiten. Die Befestigung kann sowohl konventionell als auch aufgrund der Anätzbarkeit der Glaskeramik adhäsiv geschehen. Daneben können in Maltechnik Inlays, Onlays, Veneers und Kronen für die adhäsive Befestigung angefertigt werden [47].

Als Voraussetzung für den Erfolg von Kronen und Brücken aus Vollkeramik wird eine materialadäquate Dimensionierung der Restauration gefordert [97]. Bei IPS Empress 2 muss eine Mindestwandstärke des Gerüsts von 0,8 mm eingehalten werden [137]. Daraus leiten sich die bereits mit anderen Vollkeramik-Systemen gewonnenen Erfahrungen für die Festlegung von Präparationsrichtlinien ab. Der Präparationsrand sollte als Schulter mit abgerundeter Innenkante oder Hohlkehle mit jeweils einem Millimeter Tiefe gestaltet sein. Die axiale Reduktion sollte eine Materialstärke von 1,5 mm an den äußeren Höckerabhängen gewährleisten, während im funktionellen Kauflächenbereich und an der Inzisalkante eine Stärke von zwei Millimetern erforderlich ist. Ein Abrunden aller kantigen Übergänge soll das Auftreten kritischer Zugspannungen vermindern. Bei konventioneller Zementierung der Kronen oder Brücken muss die Präparation retentiv (Konvergenzwinkel $< 10^\circ$) erfolgen. Dementsprechend sind alle Situationen, die keine materialadäquate Zahnhartsubstanzreduktion zulassen (jugendliche Zähne mit ausgedehnter Pulpa, zu kurze oder zu lange klinische Kronen, gekippte Zähne), kontraindiziert [47;97].

Als Kontraindikationen für IPS Empress 2 werden ferner Bruxismus, unzureichend abgestützte Gebissverhältnisse distal der Keramikbrücke, Freidendkonstruktionen und Brücken zum Ersatz von Molaren aufgeführt. Auch eine erhöhte Mobilität der Pfeilerzähne stellte nach SORENSEN [124], der eine Überbelastung der Zwischenglied-konnektoren befürchtete, eine relative Kontraindikation dar.

Erste Erfahrungen mit Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik führten zu der Empfehlung, den Verbinderquerschnitt mindestens 16 mm² groß zu gestalten [122]. Diese Vorgabe zur Dimensionierung der Konnektoren wurde auch für IPS Empress 2-Brücken

ausgesprochen. Insbesondere die vertikale (okklusogingivale) Höhe des Zwischengliedverbinders trägt nach den Gesetzen der Mechanik im Verhältnis zu ihrer dritten Potenz dazu bei, der Durchbiegung der Brücke einen Widerstand entgegenzusetzen, während eine Erhöhung der horizontalen (bukkolingualen) Breite des Verbinders nur eine lineare Auswirkung besitzt. Daraus folgt, dass die Höhe eines Stumpfes nach Präparation mindestens 4 – 5 mm betragen muss [124].

2.4.3 Klinische Studien

Eine multizentrische Studie an verschiedenen Universitäten lieferte bislang nur vorläufige Ergebnisse über Brückenrestorationen aus IPS Empress 2.

In einer Studie von SORENSEN ET AL. [125] wurden 60 Brücken (23 Frontzahn- und 37 Prämolarenbrücken), darunter 19 experimentelle inlayverankerte Brücken, adhäsiv eingegliedert. Die Untersuchungszeit betrug zwischen zwei und fünfzehn Monaten mit einer durchschnittlichen Liegedauer von zehn Monaten. Bei drei Seitenzahn- und einer Frontzahnbrücke versagte das Gerüstmaterial, wobei in zwei Fällen die Dimensionierung der Verbinderstärke deutlich unter 4×4 mm betrug. Abplatzungen von Verblendmaterial wurde in zwei Fällen beobachtet. Die Inlaybrücken waren nicht betroffen.

POSPIECH ET AL. [95] berichteten von 51 Brücken (20 Frontzahn- und 31 Seitenzahnbrücken) von denen 23 adhäsiv mit Resinzement und 28 konventionell mit Glasionomerezement befestigt wurden. Die maximale Untersuchungsdauer betrug zwischen sechs Monaten und einem Jahr. Dabei kam es zur Fraktur einer Seitenzahnbrücke sowie zu Sprüngen bzw. Abplatzungen der Verblendkeramik in vier Fällen. In einer anderen Veröffentlichung wurde eine weitere Fraktur an einer Brücke zum Ersatz des ersten Molaren erwähnt [93].

EDELHOFF ET AL. [23] gliederten 43 Brücken (16 Frontzahn- und 27 Prämolarenbrücken) mehrheitlich adhäsiv ein, wobei in einem Zeitraum von neun Monaten lediglich eine Abplatzung des Verblendmaterials auftrat.

2.5 Werkstoffprüfung vollkeramischer Systeme

2.5.1 Mechanische Eigenschaften

Unter mechanischen Eigenschaften dentaler Werkstoffe versteht man das elastische und plastische Verhalten der Materialien unter Einwirkung von Kräften. Diese Kräfte können in der Mundhöhle als Zug-, Scher- und Druckkräfte auftreten. Keramiken sind spröde Materialien und daher relativ unfähig zur plastischen Deformation. Das klinische Versagen solcher spröden Materialien beruht in der Regel auf der niedrigen Belastbarkeit mit Zugkräften sowie der hohen Rissanfälligkeit in beanspruchten Regionen [3, 80].

Biegefestigkeit

Die Festigkeit eines Materials ergibt sich aus dem werkstoffspezifischen Widerstand gegenüber der irreversiblen Trennung benachbarter Atome und stellt die Beanspruchungsgrenze eines Werkstoffes dar. Unter Beanspruchung versteht man die Spannung („Stress“), gemessen in N/mm^2 bzw. MPa, die der Werkstoff erträgt. Eine Belastung hingegen ist die von außen auf ein Werkstück einwirkende Kraft in Newton, die abhängig von den Werkstoffkenndaten (Elastizitätsmodul u.a.) und der Geometrie des Prüfkörpers die Beanspruchung des Werkstoffs verursacht. Keramische Werkstoffe sind ca. 20 – 30 mal stärker auf Druck als auf Zug beanspruchbar [31]. Die kritische Zugspannung, die zum Versagen eines keramischen Werkstoffs führt, wird üblicherweise im so genannten Biegeversuch ermittelt. Der als Biegefestigkeit σ angegebene Wert wird dabei mithilfe einer Versuchsanordnung (3-Punkt- oder 4-Punktbiegeversuch, Biaxialer Biegetest) zum gewaltsamen Bruch von standardisierten Prüfkörpern bestimmt [44]. Die Biegefestigkeit wird durch Faktoren wie Beschaffenheit der Prüfkörper (Oberflächenrauigkeit, Planparallelität, Anzahl der Brände, Abmessung, Geometrie) und die Art der Testmethode (Geometrie der Lasteinleitung, Traversengeschwindigkeit, Prüfmaschine, Umgebungsmilieu) beeinflusst, was trotz Normvorschriften immer noch zu Diskrepanzen zwischen den von verschiedenen Untersuchern dokumentierten Biegefestigkeitswerten ein und desselben Werkstoffes führen kann [21, 36].

Bedingt durch das so genannte unterkritische Risswachstum, ein Vergrößern der in der Keramik vorhandenen Mikrorisse unter „normaler“ Belastung, kommt es zu einer Abnahme der Festigkeit mit der Zeit. Untersuchungen mit Prüfstäben aus Aufbrennkeramik haben gezeigt, dass ständig sich wiederholende Belastungen (10^6 Lastspiele) mit submaximalen Kräften zu einem Abfall der Biegefestigkeit auf etwa 50% des Ausgangswertes führen. Eine zusätzliche Festigkeitsminderung war nach Einlagerung und Prüfung im Wasserbad festzustellen [118].

Weibull-Statistik

Charakteristisch für keramische Werkstoffe ist die große Streuung und die asymmetrische Verteilung der Messwerte. Aus diesem Grund wird das Festigkeitsverhalten von Dentalkeramik nur sehr ungenau durch die Angabe des Mittelwerts und seiner Standardabweichung beschrieben, deren Messwerte dafür normalverteilt nach Gauß vorliegen sollten. Im keramischen Bereich wird deshalb häufig die so genannte Weibull-Festigkeit $\sigma_{63,21\%}$ bzw. σ_0 angegeben. Der Wert gibt dabei genau die Bruchspannung an, bei der statistisch 63,21 % aller getesteten Proben einer Charge frakturieren. Um die Streuung der Festigkeitswerte aufzuzeigen, wird der Weibull-Modul m als Korrelat zur Standardabweichung herangezogen [31]. Der Weibull-Modul ist gleichzeitig ein Maß für die Homogenität der Fehlerverteilung in einem Werkstoff, der als werkstoffspezifische Größe auch fertigungstechnische Aspekte einschließt [132]. Ein großer Wert um die 20 bei industriell hergestellten Keramiken steht für eine geringe Streuung der Festigkeitswerte und spricht für eine hohe mechanische Zuverlässigkeit. Herkömmliche im Dentallabor gefertigte Keramiken besitzen ein Weibull-Modul von 5 – 15 [135].

Riss- oder Bruchzähigkeit

Ausgangspunkt für das Versagen keramischer Versorgungen sind kleinste Gefügefehler, die vor allem während der Herstellung und Bearbeitung in die Keramik eingebracht werden. Unter der Einwirkung der zyklischen Kaubelastung und dem Einfluss des korrosiven Mundspeichels kann sich an den Gefügefehlern durch Spannungskonzentration ein Riss entwickeln. Die Riss- oder Bruchzähigkeit charakterisiert dabei den Widerstand, den der Werkstoff einem sich ausbreitenden Riss

in Abhängigkeit von der Spannung und der Risslänge entgegengesetzt. Der Grenzwert gegen Sprödbbruch wird als kritische Bruchzähigkeit K_{IC} (Einheit $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ bzw. $\text{Nmm}^{2/3} \cdot \sqrt{\text{m}}$) angegeben und kann mit bruchmechanischen Methoden ermittelt werden [63, 80]. Während Biegetests an einem mit Einkerbung präparierten Prüfkörper im Wesentlichen die Bruchzähigkeit des inneren Keramikgefüges erfassen, erlaubt die Eindruckmethode die Bestimmung der äußeren Keramikschichten [132].

Bei Untersuchungen an gekerbten Biegeproben zeigte In-Ceram unter zyklischer Beanspruchung eine Dauerbiegefestigkeit von ungefähr 30 % des Wertes der statischen Biegefestigkeit gegenüber 60 % bei ungekerbten Proben, während die Dauerfestigkeit von gekerbten Zirkonoxid-TZP-Proben nur auf 50 % abfiel [35].

Werkstoff	Biegefestigkeit σ_0 [MPa]	Weibull-Modul m [-]	Rißzähigkeit K_{IC} [$\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$]
Empress 2	289	9	2,5
Aluminiumoxid	420	10	4,5
Cerec Mark II	88	24	1,3
Empress 1	100	9	1,2
Optec OPC	91	12	1,0
In-Ceram Alumina	290	5	5,0
Zirkonoxid	937	18	9,4

Tab. 4: Mechanische Eigenschaften verschiedener Dentalkeramiken im Vergleich zu IPS Empress 2 (nach FISCHER UND MARX [31])

2.5.2 Bruchfestigkeit vollkeramischer Brückenprüfkörper

Neben den Werkstoffprüfungen zur Ermittlung werkstoffspezifischer Kennwerte an standardisierten Prüfkörpern werden In-vitro-Untersuchungen durchgeführt, um die Eignung eines Materials in Form ganzer Bauteile unter klinikähnlichen Bedingungen zu erproben. Während herkömmliche Metallkeramikbrücken zum Ersatz des ersten Unterkiefermolaren erst bei Belastungen über 2000 N Frakturen aufweisen, ergaben erste Laborversuche mit dreigliedrige Vollkeramikbrücken aus Dicor, Cerestore, Vitadur N, Hicram Bruchlastwerte von nur 200 bis 400 N [15, 76, 119, 120].

Mit der Einführung der Infiltrationskeramik konnten KAPPERT ET AL. [59] bei dreigliedrigen Seitenzahnbrücken zum Ersatz des oberen ersten Molaren aus In-Ceram eine Steigerung der Festigkeit um mehr als das Dreifache gegenüber bisherigen Vollkeramiksystemen (Dicor, Optec) feststellen. Die Bruchfestigkeitsprüfung erfolgte mit einer Universalprüfmaschine (Zwick 1445). Dabei zeigte sich eine große Abhängigkeit der Bruchfestigkeit von der Beweglichkeit der Pfeilerstümpfe. Bei starrer Lagerung auf in Gips fixierten Stümpfen wurden über doppelt so hohe Bruchfestigkeitswerte gemessen als bei resilienter Lagerung. Zusätzlich wurde das Festigkeitsverhalten Vitadur N verblendeter In-Ceram-Brücken bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel untersucht. Für die Simulation der physiologischen Beweglichkeit wurde eine Ummantelung der in PMMA-Kunststoff eingebetteten CoCr-Pfeilerstümpfe mit elastischen Gummiringen gewählt. Durch die thermische Wechselbelastung (Temperaturbäder: 5 ° C, 37 ° C, 55 ° C; Temperaturwechsellastzahl: 10000) reduzierten sich die Festigkeitswerte um 10 – 15 %. Für die mechanische Dauerlastprüfung wurden die Brücken mit submaximalen Kräften von 50 bis 100 N mit einer Frequenz von 0,3 Hz be- und entlastet. Nach 10⁵ Zyklen lag die Belastungsgrenze noch oberhalb 600 N. Der Unterschied zwischen thermisch unbelasteten und vorbelasteten Brücken blieb bestehen. Die Ergebnisse veranlassten die Autoren zur Annahme, dass eine klinische Erprobung von dreigliedrigen In-Ceram-Brücken im Seitenzahnbereich mit einem geringen Risiko behaftet sei.

Material	Lagerung	Thermozyklierung	Bruchfestigkeit (Mittelwert)
In-Ceram (unverblendet)	Starr (Gips)	Nein	2225 N
	Resilient (Gummiring)	Nein	910 N
	Resilient (Silikon)	Nein	703 N
In-Ceram (verblendet)	Resilient (Gummiring)	Nein	1163 N
		Ja (10000 TWL)	1032 N
Dicor		Nein	358 N
Optec		Nein	275 N

Tab. 5: Bruchfestigkeit vollkeramischer Brücken (nach KAPPERT ET AL. [59])

TINSCHERT ET AL. [133] verglichen die Bruchfestigkeit von Brückenkonstruktionen aus unterschiedlichen Hartkernkeramiken. Mit drei Vollkeramiksystemen (IPS Empress 2, In-Ceram-Zirkonia, DC-Zirkon) wurden jeweils zehn Gerüste identischer Abmessungen zum Ersatz eines ersten Oberkiefermolaren mit einer dreigliedrigen Brücke hergestellt. Die Hälfte der angefertigten Brückengerüste jeder Serie wurde mit der entsprechenden Verblendkeramik verblendet. Die Befestigung erfolgte mit Phosphatzement auf starr miteinander verbundenen Pfeilerzähnen aus NiCr-Legierung. Anschließend wurden die Proben zentral im Bereich des Brückengliedes bis zum Bruch belastet. Unter der Annahme, dass eine Anfangsfestigkeit von 1000 N ein hinreichend hohes Festigkeitskriterium für Brücken im Seitenzahnbereich darstellt, erscheint es den Autoren möglich, die untersuchten Vollkeramiksysteme für dreigliedrige Seitenzahnbrücken einzusetzen. Während mit DC-Zirkon bis zu viergliedrige Brücken im Rahmen der Möglichkeit liegen sollen, wird bei IPS Empress 2 auf den vom Hersteller angegebenen Indikationsbereich (Ersatz des ersten Prämolaren) verwiesen.

Hartkernkeramik	Bruchlast (Mittelwert / Standardabweichung)	
	unverblendet	verblendet
IPS Empress 2	1047 N / 153	1332 N / 131
In-Ceram-Zirkonia	1499 N / 155	1692 N / 262
DC-Zirkon	1937 N / 124	2289 N / 223

Tab. 6: Bruchfestigkeit vollkeramischer Brücken (nach TINSCHERT ET AL. [133])

POSPIECH ET AL. [96] untersuchten die Bruchlast von 40 Normbrücken zum Ersatz eines ersten Unterkiefermolaren nach Wasserlagerung und Thermocycling. Bei den Brücken aus IPS Empress 2 wurde die Bruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Befestigung und der Pfeilerresilienz bestimmt. Die Krafteinleitung erfolgte auf dem Zwischenglied unter einem Winkel von 90°. Als Vergleich dienten zehn konventionell zementierte In-Ceram-Brücken. Bei den starr gelagerten Brücken konnte kein signifikanter Unterschied zwischen IPS Empress 2 und In-Ceram festgestellt werden. Die Befestigung hatte keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit, während resiliente Brückenpfeiler zu einer deutlichen Abnahme der Belastbarkeit führten.

Gruppe	Lagerung	Material	Befestigung	Bruchfestigkeit (Mittel./Std.Abw.)
1	Starr	Empress 2	Ketac Cem	1613,4 N / 409,1
2	Starr	Empress 2	Variolink	1630,4 N / 434,4
3	Starr	In-Ceram	Ketac Cem	1301,1 N / 421,2
4	Resilient	Empress 2	Ketac Cem	900,8 N / 295,7

Tab. 7: *Bruchfestigkeitswerte vollkeramischer Brücken* (nach POSPIECH ET AL. [96])

ROUNTREE ET AL. [116] konnten bei dreigliedrigen IPS Empress 2 Brücken zum Ersatz des zweiten unteren Prämolaren nur eine geringe Reduktion der Bruchfestigkeit nach mechanischer Dauerbelastung feststellen. Dazu wurden 40 Brücken mit identischer Gerüst- und Verblendstärke wassergelagert und einem Thermocyclingprozess unterzogen. Die Hälfte der Proben wurde vor Ermittlung der Bruchlast im Kausimulator (1,2 Millionen Zyklen mit 50 N) einer zusätzlichen Belastung unterworfen. Der Verlauf der Frakturlinien konnte bei allen Brücken im Bereich der Konnektoren beobachtet werden. Zusätzlich untersuchte Einflüsse wie Gestaltung des Präparationsrandes oder Befestigung ergaben keine statistisch signifikante Änderung der Bruchfestigkeitswerte.

Gruppe	Präparation	Befestigung	Kausimulation	Bruchfestigkeit (Mittel./Std.Abw.)
1	Hohlkehle 0,8mm	Protec Cem	Nein	1034,3 N / 234,0
2	Stufe 1,0mm	Protec Cem	Nein	1062,1 N / 407,3
3	Stufe 1,0mm	Protec Cem	Ja	935,9 N / 275,4
4	Stufe 1,0mm	Variolink	Ja	1068,1 N / 276,5

Tab. 8: Bruchfestigkeitswerte vollkeramischer Brücken (nach ROUNTREE ET AL. [116])

PLEIN ET AL. [92] berichteten von 24 IPS Empress 2-Brücken, deren Bruchfestigkeit nach Alterungssimulation (Kausimulation mit Thermocycling: 1,2 Mio. Zyklen, 50 N) auf unterschiedlichen Brückenpfeilern ermittelt wurde. Als Pfeiler standen natürliche Molaren und künstliche Zähne aus Kunststoff bzw. Metall zur Verfügung. Im Gegensatz zu Untersuchungen der Autoren mit Vollkeramikkronen, schienen unterschiedliche Elastizitätsmodule der Brückenpfeiler keine signifikante Auswirkung auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Brücken zu haben.

Pfeiler	Bruchfestigkeit (Mittelwert)
LCP Vectra B950	453 N
Co/Cr	423 N
Natürlicher Molar	387 N

Tab. 9: Bruchfestigkeitswerte vollkeramischer Brücken (nach PLEIN ET AL. [92])

3 Material und Methode

3.1 Übersicht

Es wurden für drei unterschiedliche Arten von Modellen jeweils zehn vollkeramische Brücken in IPS-Empress-2-Schichttechnik hergestellt. Die Spanne der dreigliedrigen Brücken betrug eine Prämolarenbreite. Als Brückenpfeiler fanden natürliche Zähne mit simulierter Resilienz und ITI-Bonefit-Übungsimplantate kombiniert mit Massivsekundärteilen Verwendung. Nach Zementierung, Lagerung im feuchten Milieu und mechanischer Beanspruchung im Kausimulator in Kombination mit Thermocycling wurden die Brücken in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Die Ergebnisse wurden mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests statistisch ausgewertet.

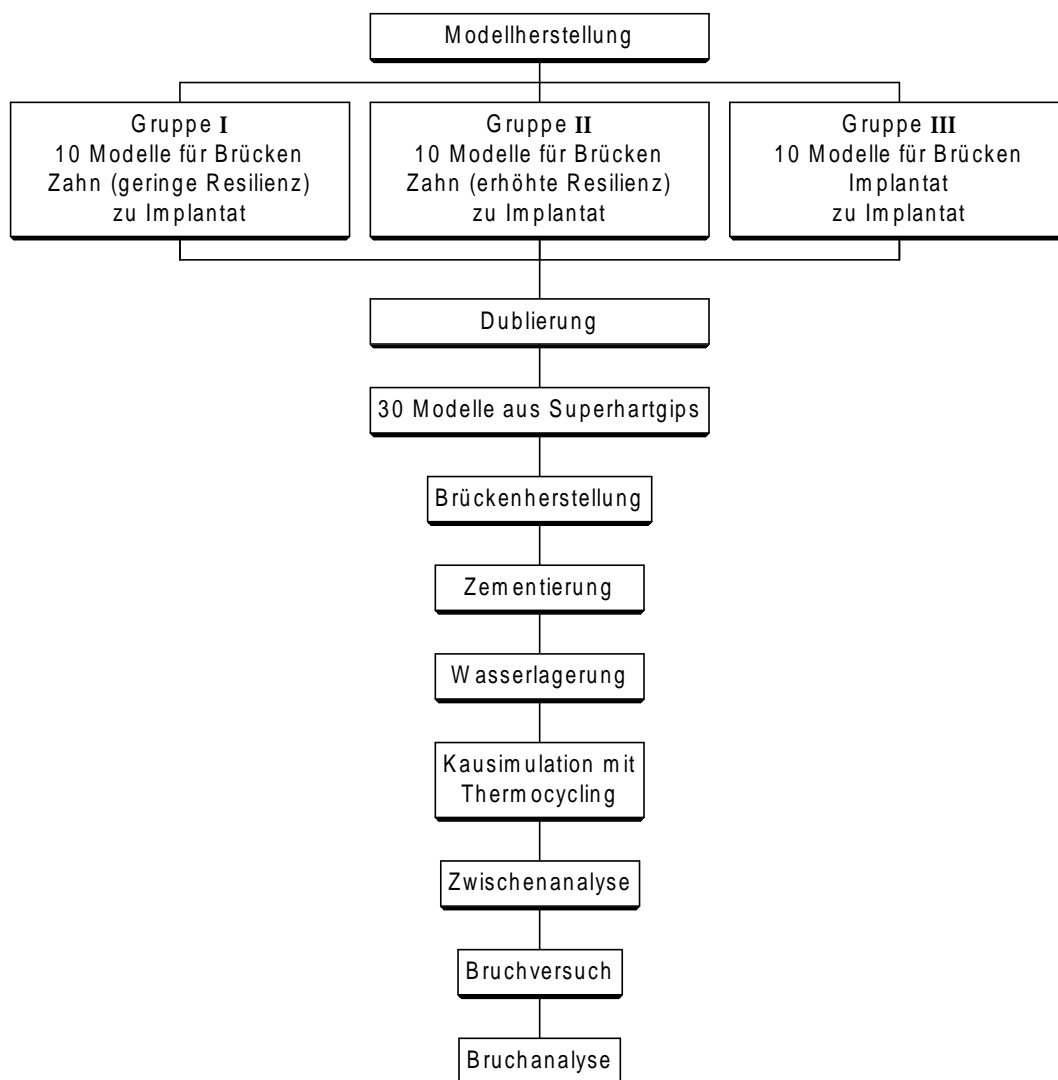


Abb. 4: Studienverlauf

3.2 Modellherstellung

3.2.1 Modelle für eine kombiniert gelagerte Brücke

Zwanzig natürliche Prämolaren wurden nach Durchmesser und Länge sortiert so aufgeteilt, dass in zwei Gruppen jeweils ähnlich dimensionierte Exemplare vorhanden waren. Um physiologische Zahnbeweglichkeit zu simulieren, wurden die Zähne der Gruppe I im Wurzelbereich mit einer Lage Gummiringe (Dentalastics, Dentaaurum) ummantelt (Abb. 5 a). Eine erhöhte Resilienz der Zähne für die Gruppe II wurde durch eine zusätzlich angebrachte Lage Gummiringe an den Wurzeln erzielt (Abb. 5 b). Ein Sockel aus Kompositmaterial (Tetric Ceram, Vivadent), der mithilfe von Kerben apikal mechanisch verankert war, verhinderte das Abgleiten der Ringe entlang der Wurzelkonizität. Eine 1 mm (Gruppe I) bzw. 2 mm (Gruppe II) unterhalb des Sockels aufgetragene Schicht eines Heißklebematerials (Pattex Patronen, Henkel) ermöglichte zusätzliche Beweglichkeit in axialer Richtung.

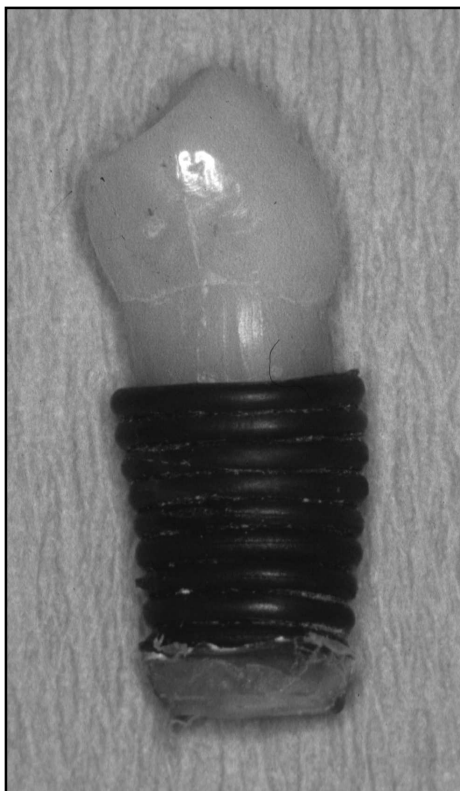


Abb. 5 a: Zahn Gruppe I

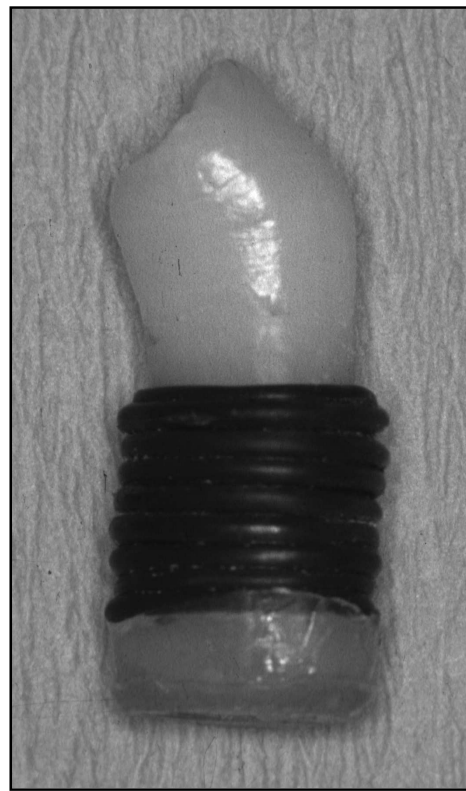


Abb. 5 b: Zahn Gruppe II

Als nicht-resilienter Brückenpfeiler diente ein aus Titan (Klasse IV) gefertigtes ITI-Bonefit-Übungsimplantat (Vollschraube: Ø 4,1 mm, Versenktiefe 10 mm, Oberfläche sandgestrahlt) mit einem einteilig verschraubten Aufbau (Massivsekundärteil: 6°, 5,5 mm) (Abb. 6). Unter Anwendung einer individuell angefertigten Abstandslehre und des Parallelometers wurden die Brückenpfeiler ausgerichtet und mithilfe einer Silikonform in einem Sockel aus PMMA-Kunststoff (PalaXpress, Kulzer) eingebettet. Eine Thymol-Kochsalzlösung diente zur Aufbewahrung der Zähne bzw. Modelle.

Die Präparation einer zirkulären Hohlkehle erfolgte unter Wasserkühlung mit einem im Parallelometer fixierten Turbinenhandstück (Branemark Shape Air, Nobel Biocare) (Abb. 7). Entsprechend der Form des verwendeten Diamantschleifers (ISO 806 314 018, Geb. Brasseler) betrug die Konizität des Stumpfes 4° und die Tiefe der Hohlkehle 1 mm. Die okklusale Reduktion von 1,5 bis 2 mm wurde freihändig durchgeführt. Zur Abrundung der okklusalen Kanten und abschließenden Glättung kamen Arkansassteine zum Einsatz.



Abb. 6: Implantat mit Aufbau

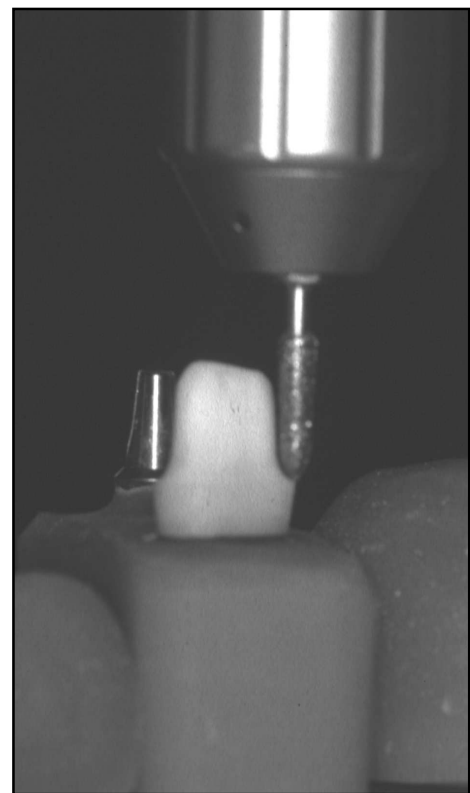


Abb. 7: Präparation

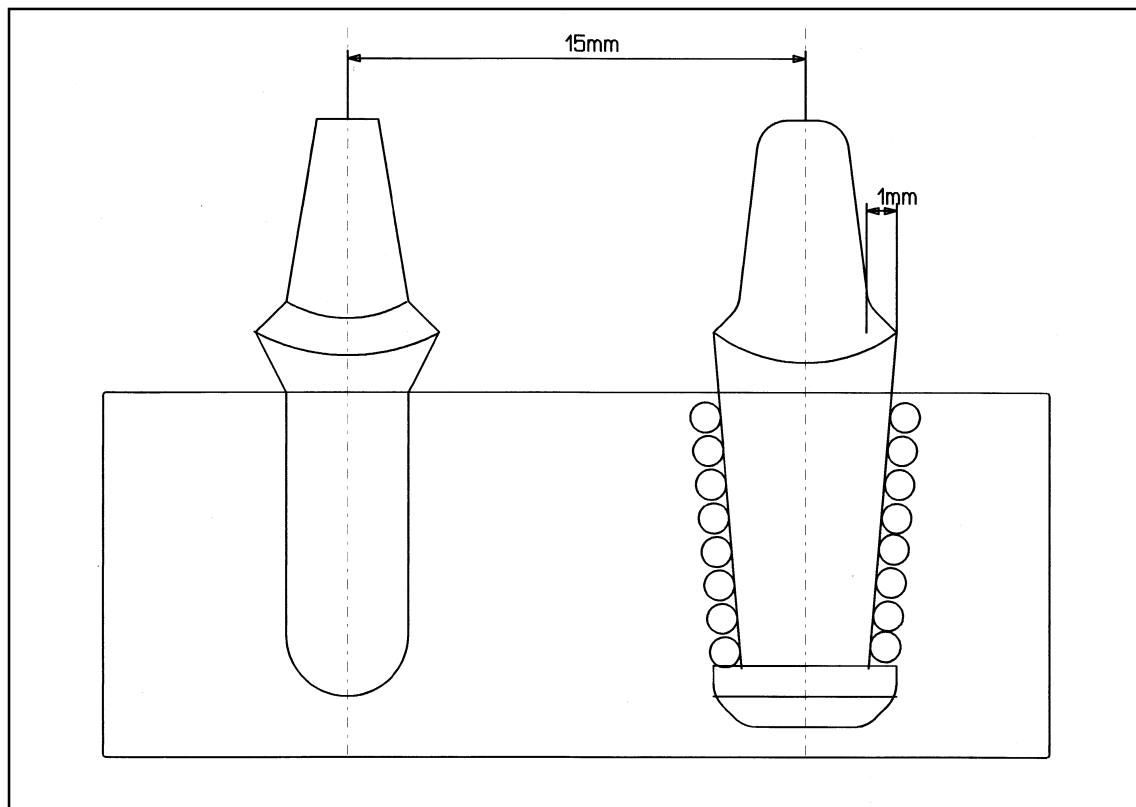


Abb. 8: Modellschema Gruppe I (eine Lage Gummiringe)

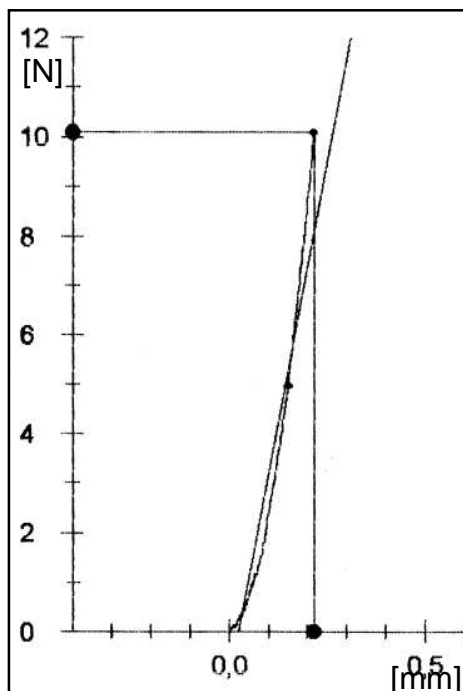


Abb. 9 a: Kraft-Weg-Diagramm eines Modellzahnes der Gruppe I

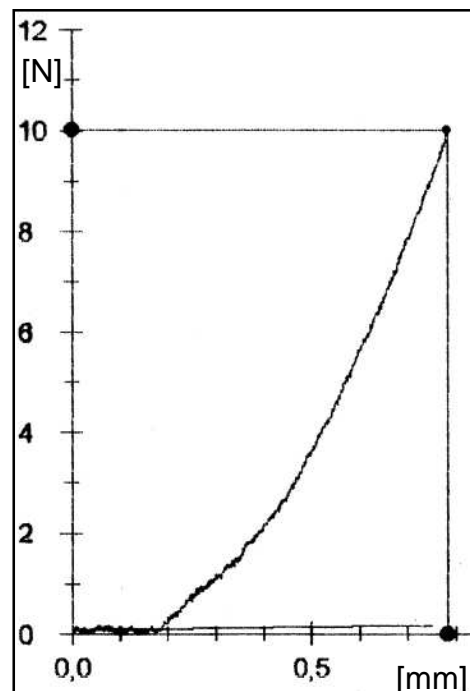


Abb. 9 b: Kraft-Weg-Diagramm eines Modellzahnes der Gruppe II

Auf diese Weise entstanden zweimal zehn Modelle mit jeweils einem natürlichen Zahn und einem Implantat als Brückenpfeiler (Abb. 8). Abb. 9 a und b zeigen von einer Universalprüfmaschine (Typ 1445, Zwick) aufgezeichnete Kraft-Weg-Diagramme bei horizontaler Belastung, die dem natürlichen Vorbild ähnlich sind.

3.2.2 Modelle für eine rein implantatgetragene Brücke

Bei zehn weiteren Modellen trugen im Sinne einer starren Lagerung jeweils zwei ITI-Vollschraubenimplantate mit Massivsekundärteilen die Brückenkonstruktion (Abb. 10). Der Abstand der Implantatachsen zueinander glich mit 15 mm dem der Pfeilerabstände der vorhergenannten Gruppen. Die Implantate wurden ebenfalls mithilfe einer Lehre und des Parallelometers ausgerichtet und in PMMA-Kunststoff eingebettet. Nach Aushärtung des Kunststoffes wurden die Massivsekundärteile aller drei Modellgruppen mit der systemzugehörigen Ratsche unter Zuhilfenahme des Drehmomentaufsatzes mit einem Drehmoment von 0,35 Nm festgezogen.

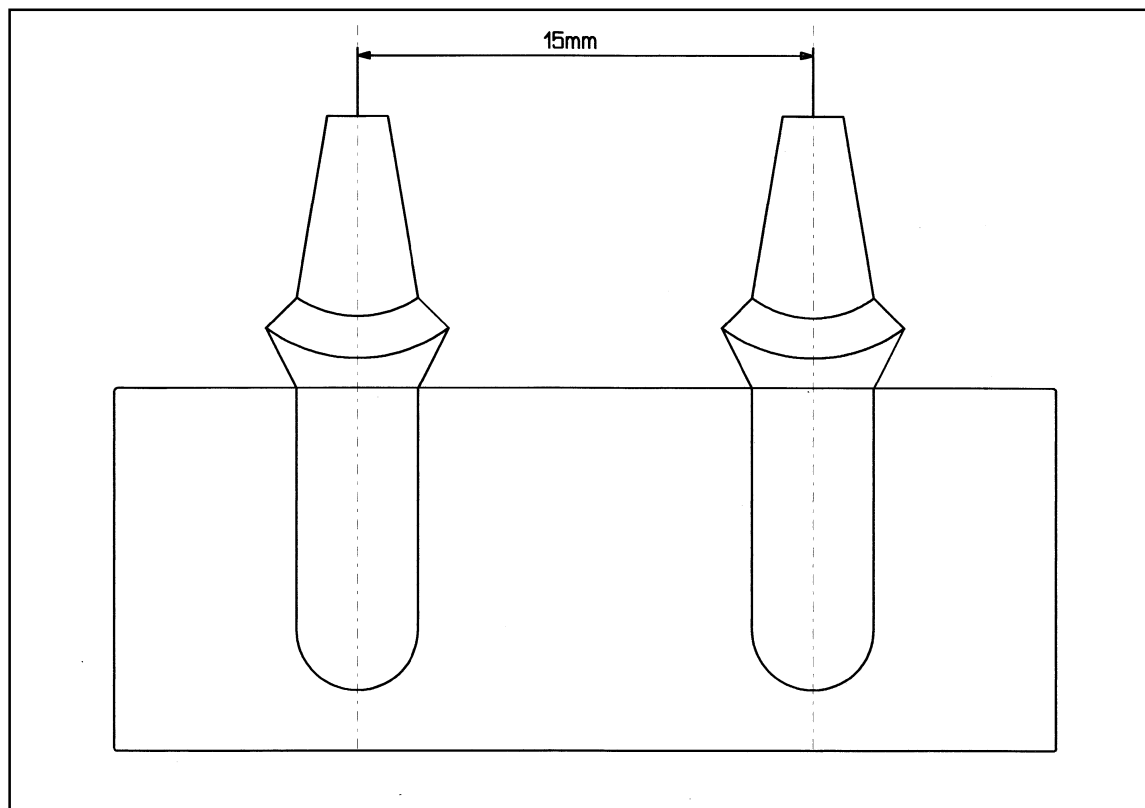


Abb. 10: Modellschema Gruppe III

3.3 Brückenherstellung

3.3.1 Herstellung des Brückengerüstes

Superhartgipsmodell (Meistermodell)

Zunächst wurde für jedes Modell ein Superhartgipsmodell hergestellt. Dafür wurde jeweils eine Dublierform vergleichbar der konventionellen Abformtechnik unter Verwendung eines additionsvernetzenden Silikons (Adisil, Siladent) angefertigt. Nach Ablauf der Abbinde- und Rückstellzeit konnte die Form mit einem Gips der Klasse IV (Moldastone, Bayer) zur Herstellung des Arbeitsmodells ausgegossen werden. Die abgebundenen Gipsmodelle wurden mit Gipshärter (Margidur, Benzer Dental) und zwei Schichten Distanzlack (Color Spacer, Yeti Dental) bis ca. 1 mm an die Präparationsgrenze konditioniert. Eine zusätzliche Schicht Lack auf der Zwischenglied zugewandten Fläche sollte ungewollte Friktion verhindern.

Modellation

Die Modellation wurde mit rückstandsfrei verbrennendem Dentalwachs (Ästhetikwachs, Schuler Dental) vorgenommen. Die Mindestwandstärke von 0,8 mm durfte entsprechend der Forderung des Herstellers nicht unterschritten werden. Eine anatoforme Modellation verstärkte das Gerüst im Bereich der Höcker, wobei die Mindeststärke okklusal einen Millimeter betrug. Die Kontrolle erfolgte mit dem Tasterzirkel. Für die Brückenzwischenglieder wurden im Gussverfahren hergestellte Wachsfertigteile (Sonderanfertigung, Zubler) verwendet (Abb. 11). Der als kreisrund festgelegte Verbinderquerschnitt betrug bei den konfektionierten Bauteilen die für IPS Empress 2 geforderten 16 mm² [137]. Dadurch wies jedes Gerüst an der für eine Fraktur kritischen Lokalisation und für die Spannweite identische Abmessungen auf.

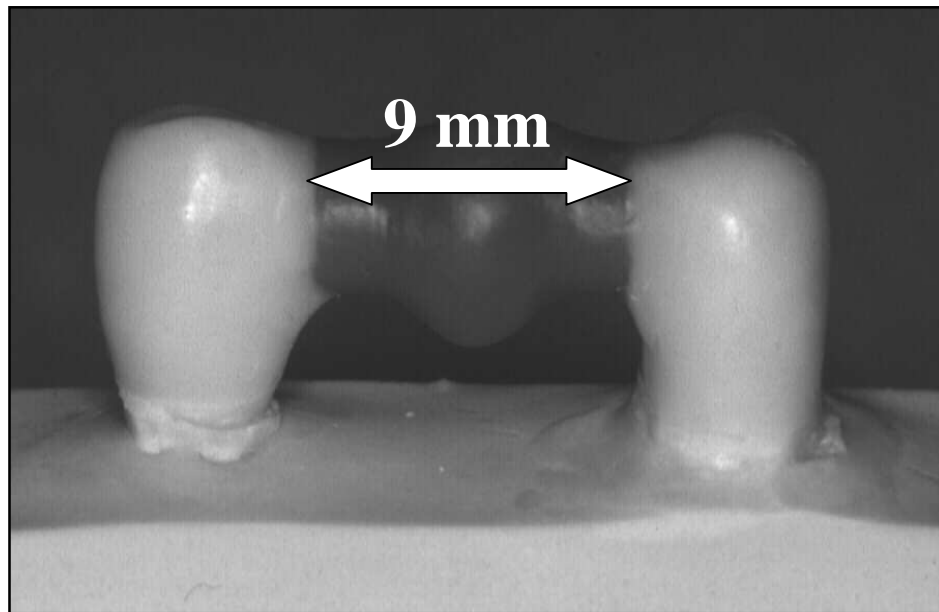


Abb. 11: Modellation mit konfektioniertem Zwischenglied

Einbettung, Vorwärmen, Pressen

Das Pressobjekt wurde mit zwei runden Wachsprofilen (\varnothing 3 mm, Länge 5 bis 8 mm) von okklusal parallel zur Fließrichtung der Keramik auf die Muffelbasis angestiftet (Abb. 12) und mit einem Papierzylinder sowie einem Stabilisierungsring umgeben. Entgegen der Herstellerempfehlung wurde auf Grund vorhandener Erfahrungen aus Vorversuchen bei der Einbettmasse auf ein Fremdfabrikat (Microstar HS Easy 2, Zubler) zurückgegriffen. Die Verarbeitung einschließlich Vorwärmung der Muffel fand gemäß Anleitung [139] statt. Der Pressvorgang fand in einem zuvor kalibrierten Pressofen (EP 500, Ivoclar) mit in Tab. 10 aufgeführten Parametern statt (Abb. 13).

T	H	Druck	V ₁	V ₂	N
920° C	20 min.	5 bar	500° C	920° C	0

Tab. 10: Pressparameter (T = Temperatur beim Pressvorgang, H = Haltezeit, $V_1 - V_2$ = Temperaturbereich unter Vakuum, N = Nachpresszeit)



Abb. 12: *Modellation angestiftet*

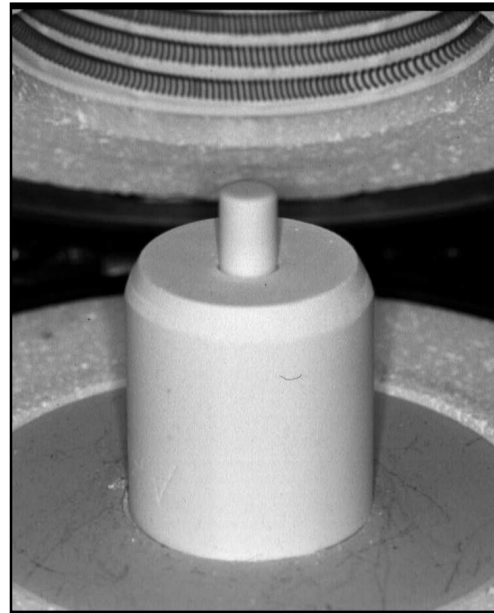


Abb. 13: *Muffel mit Al_2O_3 -Kolben*

Ausarbeiten, Ausbetten

Das weitere Vorgehen wurde gemäß der Verarbeitungsanleitung durchgeführt [137]. Die auf ein Minimum reduzierten Schleifvorgänge am Pressobjekt (Abb. 14) wurden unter Wasserkühlung („nasses Schleifen“) durchgeführt, um die für den Werkstoff schädigende Hitzeeinwirkung zu vermeiden. Mit wasserlöslichem Stift (Lumocolor, Staedtler) bemalte Arbeitsstümpfe erleichterten das Auffinden von Störstellen an den Kroneninnenflächen. Die Gerüste wurden abschließend mit Aluminiumoxid (1 bar) sandgestrahlt.

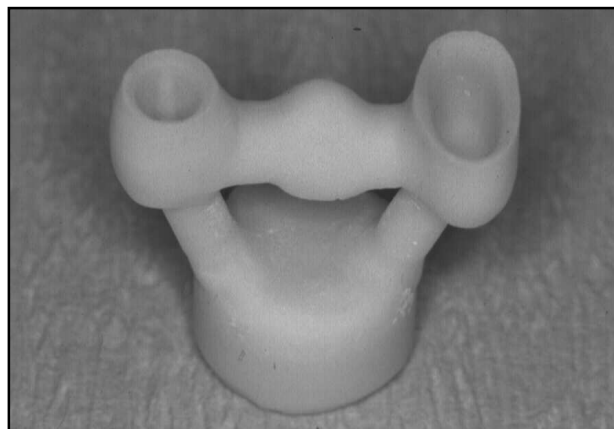


Abb. 14: *Ausgebettetes Gerüst*

3.3.2 Verblendung

Die Verblendung der presstechnisch hergestellten Gerüste erfolgte mit IPS-Empress-2-Sintermassen (Abb. 15). Es wurden jeweils ein Washbrand, zwei Hauptbrände und ein Glasurbrand in einem Brennofen (Programat X1, Ivoclar) durchgeführt. Die Brennparameter sind in Tabelle 11 dokumentiert. Um gerätetechnisch bedingte Temperaturschwankungen auszugleichen, sind regelmäßig Temperaturmessungen zur genauen Ofenjustierung durchgeführt worden. Die Brückenglieder erhielten die Gestalt unterer Prämolaren (Prinzip der Prämolareneinheiten nach BRÄGGER ET AL. [12]), wobei auf eine gleichmäßig dicke Schichtung der Brücken untereinander geachtet wurde. Als Vorlage diente dabei eine Brücke aus einem Vorversuch. Zur endgültigen Formgebung der fertig gebrannten Keramik fanden diamantierte Schleifinstrumente Verwendung.

Brand	B	t↑	T	S	H	V ₁	V ₂
Washbrand	403° C	60° C	800° C	6	1	450° C	799° C
Hauptbrand	403° C	60° C	800° C	6	2	450° C	799° C
Glasurbrand	403° C	60° C	770° C	6	2	450° C	769° C

Tab. 11: Brennparameter (*B* = Temperatur unter Bereitschaft, *t*↑ = Temperaturanstieg / min, *B* = Brenntemperatur, *S* = Schließzeit, *H* = Haltezeit, *V*₁ - *V*₂ = Temperaturbereich unter Vakuum)

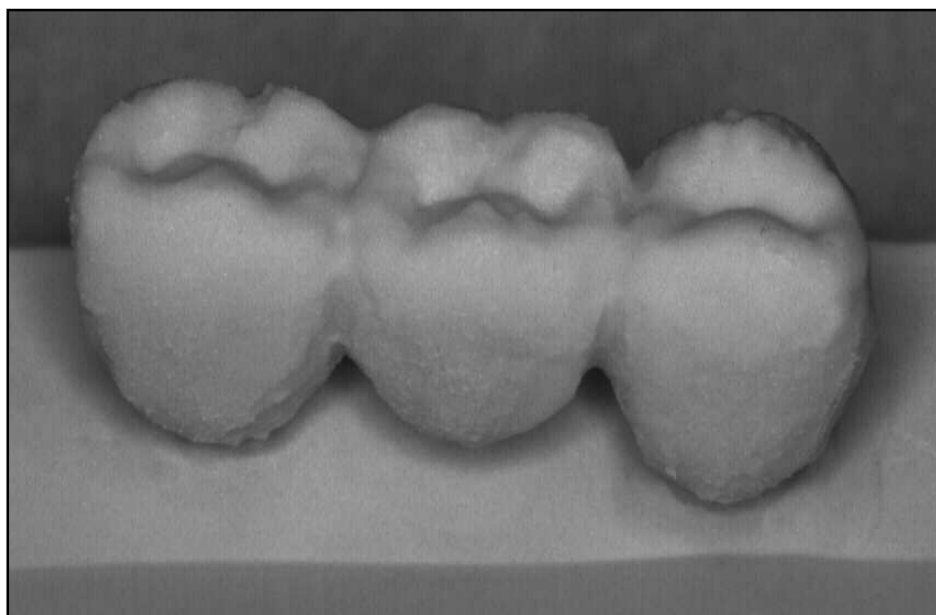


Abb. 15: Schichtung der Sintermassen

3.4 Zementierung

Die nochmals auf ihre Passung überprüften Brücken (Abb. 16) wurden an den Kroneninnenflächen sandgestrahlt (Aluminiumoxid, 1 bar) und mit Alkohol gereinigt. Die Brückenpfeiler wurden mit H₂O₂ gesäubert (natürliche Zähne) bzw. mit Ethanol entfettet (Implantatpfosten). Die Zementierung erfolgte auf trockenen Pfeilern konventionell mit einem Glasionomerezement-Kapselpräparat (Ketac-Cem-Aplicap, Espe) [138]. Die Überschussentfernung begann sieben Minuten nach Mischbeginn mithilfe einer Kunststoffkürette.

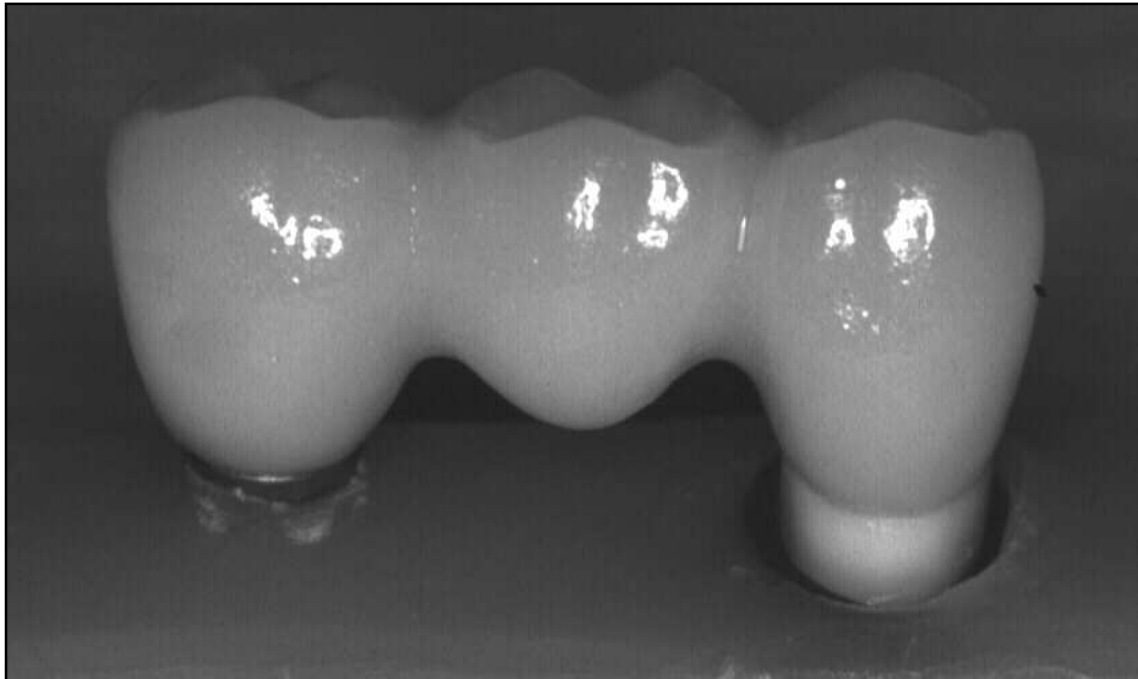


Abb. 16: IPS-Empress-2-Verbundbrücke

3.5 Alterungssimulation

Nach der Zementierung fand eine Simulation der relevanten in der Mundhöhle auftretenden Einflüsse statt. Alle Brücken wurden über einen Zeitraum von einem Jahr bis zum Bruchversuch in 37° warmer Thymol-Kochsalzlösung aufbewahrt. Zwischenzeitlich wurden die Brücken im Kausimulator (Willy-Tec) mechanischer Belastung ausgesetzt (Abb. 17). Dabei übte ein mit Kunststoff überzogener kugelförmiger (\varnothing 5 mm) Metallstempel eine Kraft von 50 N aus, die 1,2 Mio. Mal mit einer Frequenz von 1,2 Hz senkrecht (vertikaler Modus) zur Okklusalfäche zentral auf das Brückenzwischenglied einwirkte. Die Hubhöhe betrug 3 mm bei einer Absenkgeschwindigkeit von 10 mm/s und einer Hubgeschwindigkeit von 70 mm/s. Simultan zur mechanischen Belastung erfolgte die Durchführung eines Thermocycling-Prozesses mit 10.000 Zyklen. Durch abwechselnde Spülung mit kaltem und heißem Wasser sowie einer Verweildauer von 30 Sekunden wechselte die Temperatur in der Probenkammer zwischen 5 und 55 °C.



Abb. 17: Probenkammer (Kausimulator)

Nach Simulation der mundähnlichen Belastung wurden die Restaurationen bezüglich prothetischer Komplikationen untersucht. Risse und Abplatzung der Verblendkeramik waren durch bloße Inspektion zu erkennen. Der Zementverbund konnte durch Ziehen an den Brückenankern kontrolliert werden.

3.6 Bruchversuch

Die Prüfung der Bruchfestigkeit erfolgte bei Raumtemperatur in einer Universalprüfmaschine (Typ 1445, Zwick) mit einer Vorschubgeschwindigkeit der Traverse von 0,5 mm/min. Die Kraft wurde wie im Kausimulator durch eine Kugel mit einem Durchmesser von 5 mm zentral im Bereich des Brückenzwischengliedes senkrecht zur Kaufläche eingeleitet (Abb. 18). Eine 0,6 mm starke Kunststoffolie (Erkodur-C, Erkodent) zwischen Metallstempel und der Probe vermied dabei Spannungsspitzen. Die Frakturereignisse wurden anhand eines gleichzeitig aufgezeichneten Belastungsdiagramms ermittelt, das nach einem kontinuierlichen Lastanstieg beim Eintreten einer Fraktur einen Lastabfall zeigte, der zumeist mit einem hörbaren Frakturgeräusch verbunden war. Die automatische Bruchabschaltung setzte bei einem Abfall von 20 % der Maximalkraft ein.

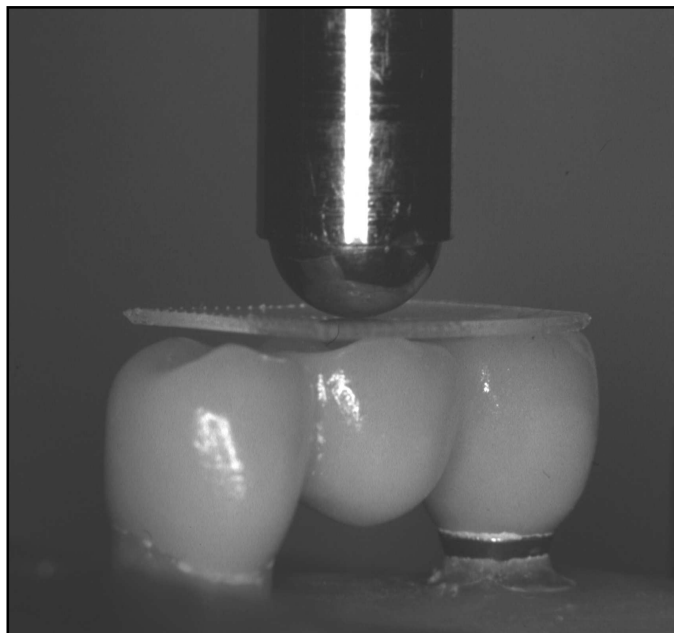


Abb. 18: Prüfvorrichtung zur Ermittlung der Bruchfestigkeit

3.7 Statistische Auswertung

Die Bruchfestigkeitswerte wurden unter Anwendung des Statistikprogramms SPSS für Windows (Version 10.0) ausgewertet. Die Daten wurden zunächst auf Normalverteilung geprüft und anschließend dem nicht parametrischen Mann-Whitney-U-Test unterzogen. Das Signifikanzniveau wurde bei $p = 0,05$ festgelegt.

3.8 Rasterelektronenmikroskop (REM) – Untersuchung

Die Bruchoberfläche einer im Bruchversuch frakturierten Brücke sowie Duplikate der von Abplatzungen der Verblendkeramik betroffenen Brücken wurden einer Beurteilung im REM (Stereoscan 250, Cambridge) unterzogen. Die Herstellung der Duplikate erfolgte durch Abformung der Brücken mit Silikon (Adisil, Siladent) und Ausgießen der Formen mit Kunststoff auf Polyurethanbasis (AlphaDie MF, Schütz-Dental). Die Bruchflächen wurden nach dem Aufbringen auf einen Träger ohne sonstige Konditionierung mit Gold besputtert (SCD 030, Balzers Union) und im REM analysiert.

4 Ergebnisse

4.1 Technische Komplikationen nach Alterungssimulation

Nach Kausimulation in Kombination mit thermischer Wechselbelastung und Lagerung im feuchten Milieu waren bei fünf der dreißig Brücken Abplatzungen innerhalb der Verblendkeramik mit ähnlichem Frakturbild zu erkennen (Abb. 19). In allen Fällen betraf die Abplatzung den bukkalen peripheren Höckerabhang samt Höckerspitze des Brückenzwischengliedes. Bei einer weiteren Brücke zeigte sich an gleicher Lokalisation ein Sprung, der im späteren Bruchversuch ebenfalls zu einer Abplatzung führte. Bei vier kombiniert gelagerten Brücken kam es zu einer Abzementierung im Bereich des resilient gelagerten Brückenpfeilers. Eine Lockerung der Implantataufbauten oder sonstige Schäden an Implantatkomponenten traten nicht auf.

Gruppe	Fraktur der Verblendkeramik	Dezementierung
I (kombiniert gelagert)	2 x (Nr.: 1, 8)	2 x (Nr.: 2, 7)
II (kombiniert gelagert)	2 x (Nr.: 2, 10)	2 x (Nr.: 2, 3)
III (rein implantatgelagert)	2 x (Nr.: 1, 7)	

Tab. 12: Darstellung der Schadensverteilung (Probennummer in Klammern)

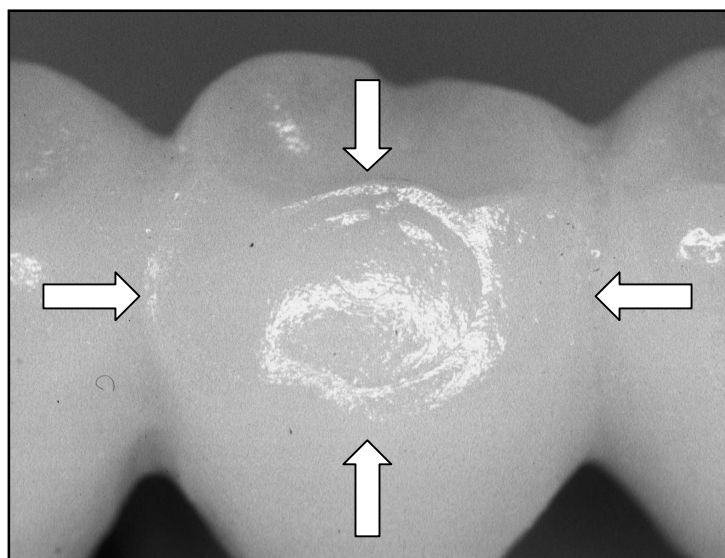


Abb. 19: Abplatzung der Verblendkeramik

4.2 Bruchfestigkeit

Die Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung sind in Tab. 13 und Abb. 20 dargestellt. Die rein implantatgetragenen Konstruktionen (Gruppe III) erzielten im Mittel mit 979,6 N gegenüber Verbundbrücken mit 871,5 N (Gruppe I) und 868,2 N (Gruppe II) die höheren Bruchfestigkeitswerte. Abb. 21 a bis c zeigen repräsentative Beispiele für Messkurven der jeweiligen Testgruppen in Form eines Belastungsdiagramms.

Bruchfestigkeitswerte					
Gruppe	Mittelwert	Median.	Min.	Max.	Stdabw.
I (kombiniert gelagert)	871,5	834,5	543	1238	215,5
II (kombiniert gelagert)	868,2	871	653	1069	135,9
III (rein implantatgelagert)	979,6	958	771	1284	225,8

Tab. 13: Darstellung der Bruchfestigkeitswerte [N]

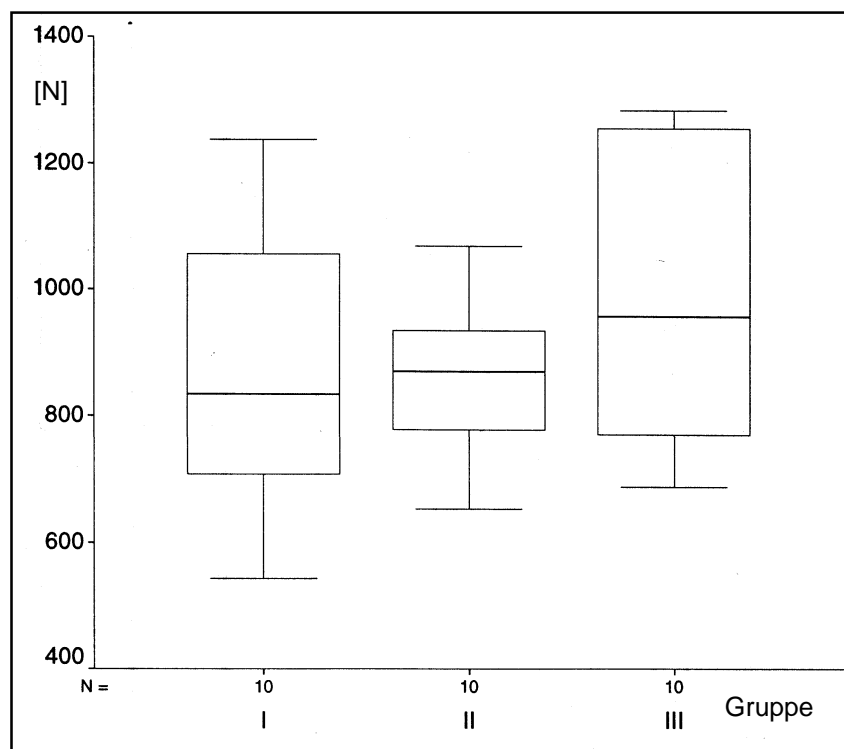
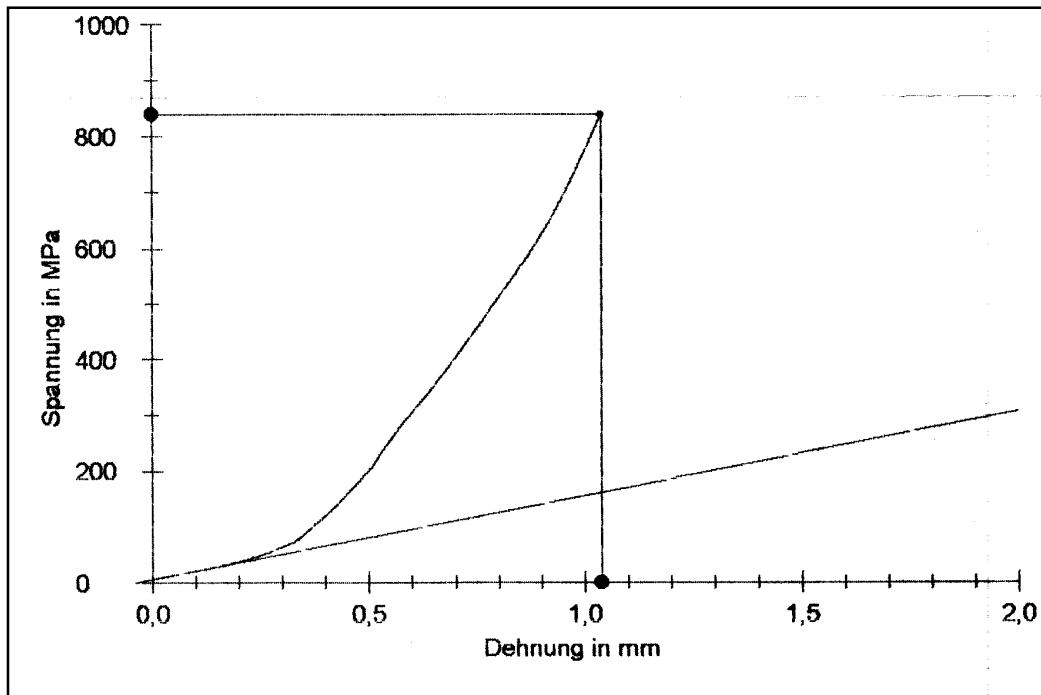
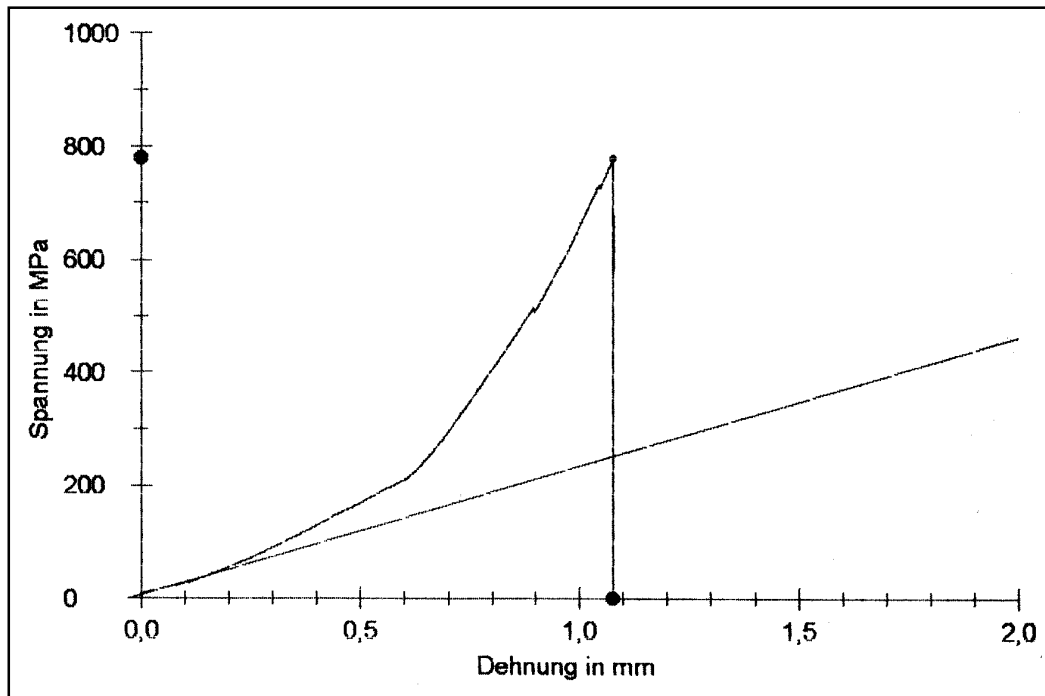


Abb. 20: Boxplotdarstellung der Bruchfestigkeitswerte [N]



*Abb. 21 a: Spannungs-Dehnungs-Diagramm beim Bruchversuch einer
kombiniert gelagerten Brücke der Gruppe I*



*Abb. 21 b: Spannungs-Dehnungs-Diagramm beim Bruchversuch einer
kombiniert gelagerten Brücke der Gruppe II*

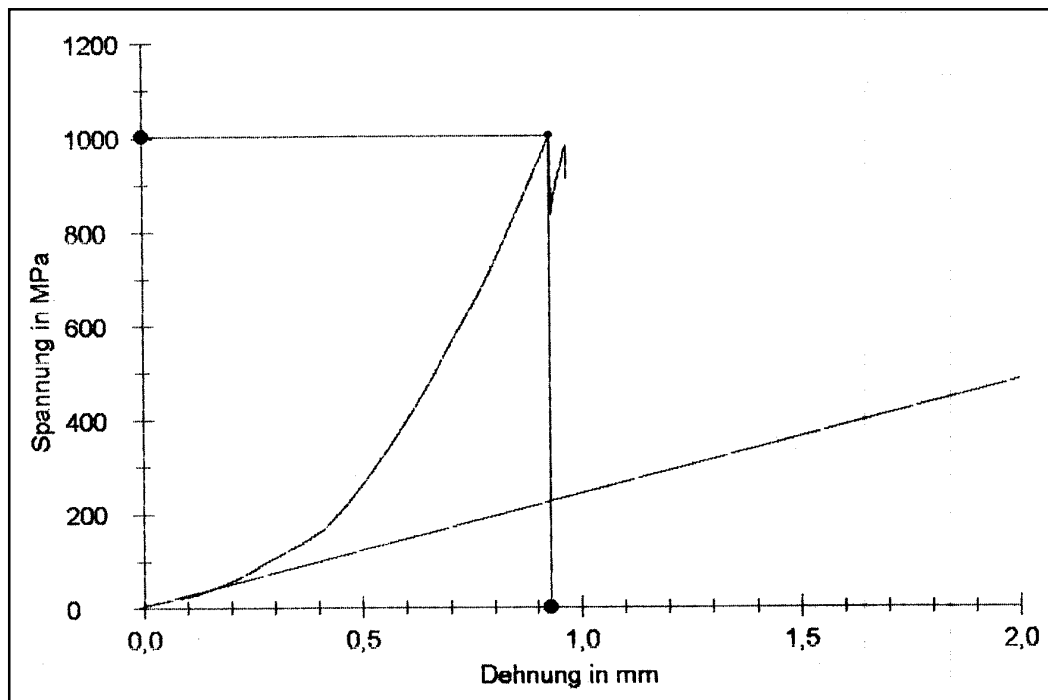


Abb. 21 c: Spannungs-Dehnungs-Diagramm beim Bruchversuch einer rein implantatgelagerten Brücke der Gruppe III

Die Ergebnisse der Bruchfestigkeit wurden mit dem nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Test analysiert. Das Ausmaß der Resilienz des natürlichen Pfeilerzahns war ohne signifikantem Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Verbundkonstruktionen. Die kombiniert zahn-implantatgelagerten Brücken wiesen statistisch keine signifikant niedrigeren Bruchfestigkeitswerte als rein implantatgelagerte Brücken auf (Tab. 14).

Statistische Auswertung			
Einflussfaktor	Paarweiser Vergleich der Gruppen	p-Wert	Wertung
Resilienz	Gruppe I (geringe Resilienz) vs. Gruppe II (starke Resilienz)	0,821	nicht signifikant
Lagerung	Gruppe I (kombiniert gelagert) vs. Gruppe III (rein implantatgelagert)	0,326	nicht signifikant
	Gruppe II (kombiniert gelagert) vs. Gruppe III (rein implantatgelagert)	0,406	nicht signifikant

Tab. 14: Statistische Auswertung

4.3 Bruchmodus

Alle Brücken zeigten ein ähnliches Bruchverhalten (Abb. 22). Die Frakturverläufe nahmen ihren Ausgang einseitig vom basalen Bereich der Brückengliedverbinder oder im Bereich der marginalen Kronenränder in unmittelbarer Nähe zum Brückenglied. Weiter verliefen die Frakturen in Richtung Kaufläche des Brückenzwischengliedes zum Angriffspunkt der Krafteinleitung.

Bei den Verbundkonstruktionen wiesen dreizehn Brücken eine Fraktur ausgehend vom Konnektor am beweglich gelagerten Pfeiler auf, gegenüber sieben Proben mit Frakturursprung am Verbinder zum Implantatpfeiler. Bei einer rein implantatgetragenen Brücke kam es zu einer Abplatzung des Gerüstmaterials einschließlich Verblendung am Pfeiler ohne durchgehende Fraktur am Brückenzwischenglied.

Im Verlauf des Frakturgeschehens wurden häufig weitere Sprünge und Abplatzungen der Verblendkeramik beobachtet. In sechs Fällen traten diese Ereignisse vor der eigentlichen Fraktur des Gerüstmaterials auf, was sich bei der Aufzeichnung des Belastungsdiagramms als kurzfristiger Abfall oder Abflachung der Kurve (Abb. 23) bemerkbar machte.

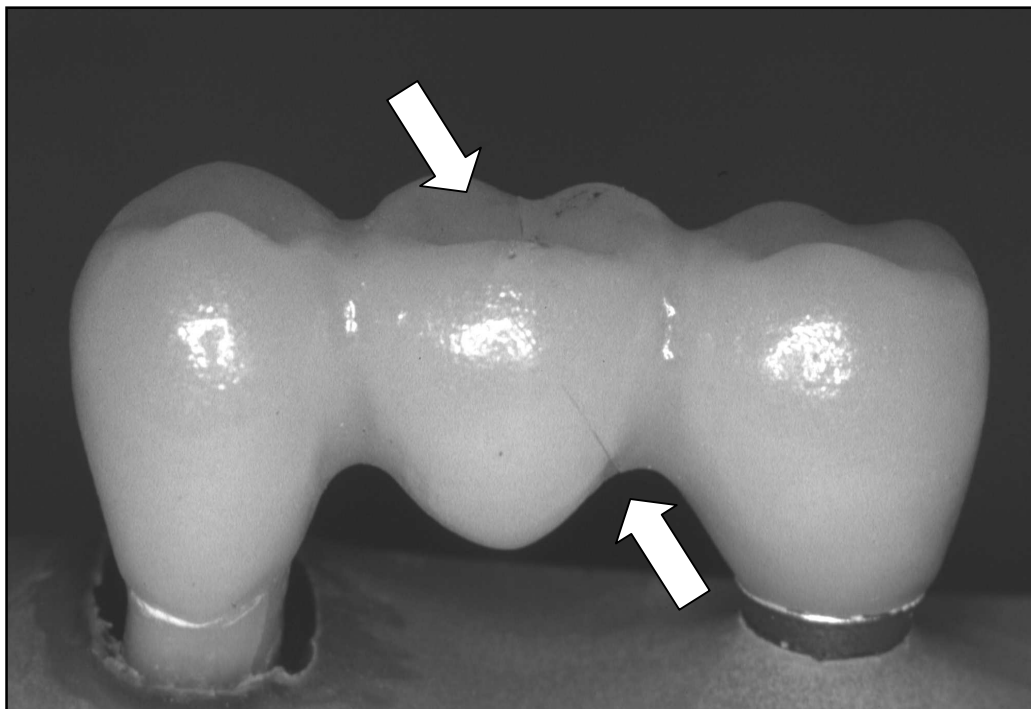


Abb. 22: Typischer Frakturverlauf einer dreigliedrigen Vollkeramikbrücke

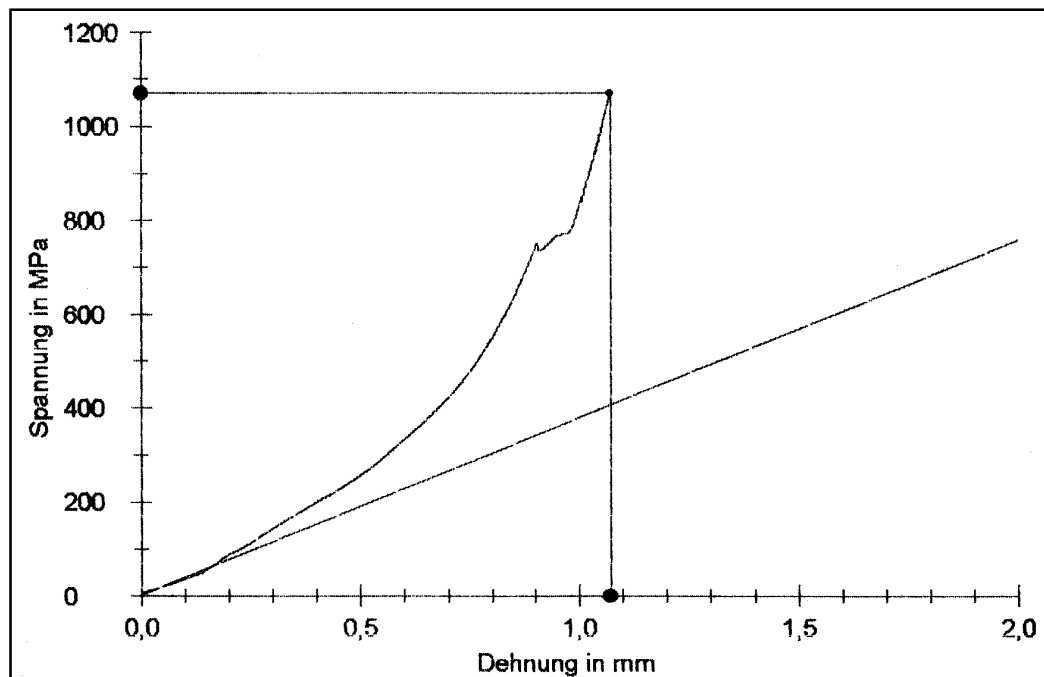


Abb. 23: Spannungs-Dehnungs-Diagramm beim Bruchversuch einer Brücke mit vorzeitigem Versagen der Verblendkeramik

4.4 REM - Untersuchung

Abb. 24 a und b geben die Bruchoberfläche einer in der Studie frakturierten Verbundbrücke wieder. Die Übersicht (Abb. 24 a) zeigt eine homogen strukturierte Kernkeramik. Die das Gerüst umgebende Verblendkeramik weist die für frakturiertes Glas typischen glatten Bruchflächen auf. Im basalen Bereich (Abb. 24 b) deuten sog. „Hackle“, eine im Frakturbild spröder Werkstoffe charakteristische Erscheinung, auf den Ursprung für das Versagen hin. Dieser ist bei der vorliegenden Probe an der Grenzzone zwischen Verblend- und Gerüstkeramik lokalisiert. Innerhalb der Verblendkeramik sind viele Lufteinschlüsse in Form angeschnittener Blasen sichtbar. In der Gesamtansicht (Abb. 25 a) des Duplikats einer von Abplatzung der Verblendkeramik betroffenen Brücke imponieren ebenfalls zahlreiche Lufteinschlüsse. Glatte, konzentrisch angeordnete Bruchoberflächen entsprechen dem Bild eines Materialversagens bei einem glasigen Werkstoff. Die Detailansicht (Abb. 25 b) lässt vermehrt größere Blasen entlang der Übergänge der einzelnen Bruchflächen erkennen.

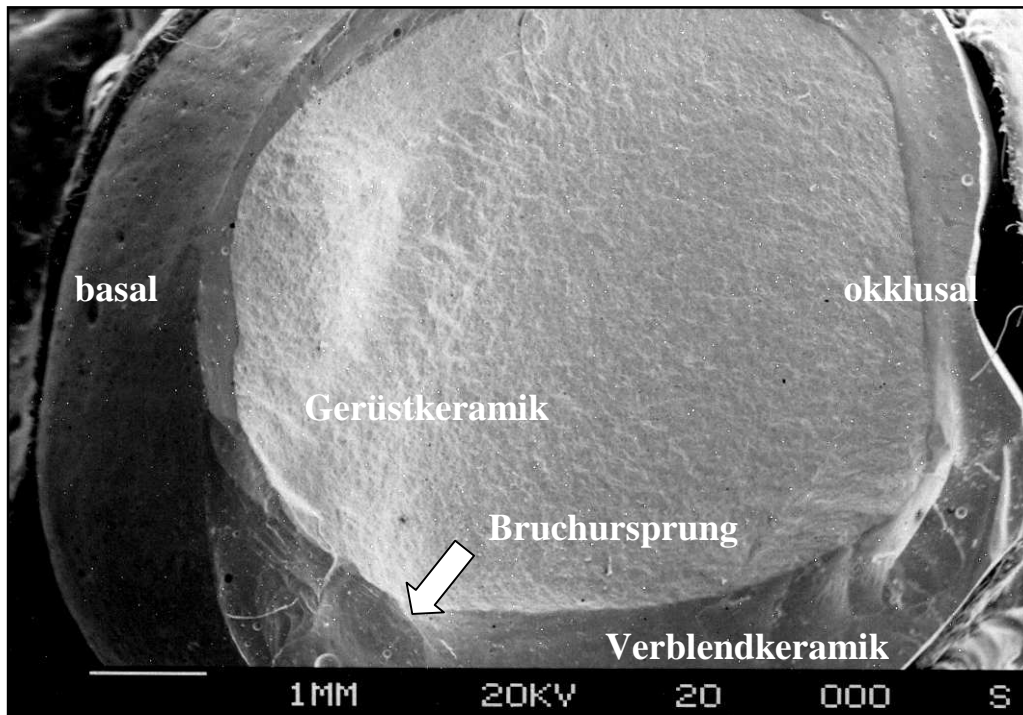


Abb. 24 a: Übersicht Frakturoberfläche: Frakturursprung entsprechend dem Auftreten der größten Zugkräfte im basalen Bereich des Konnektors

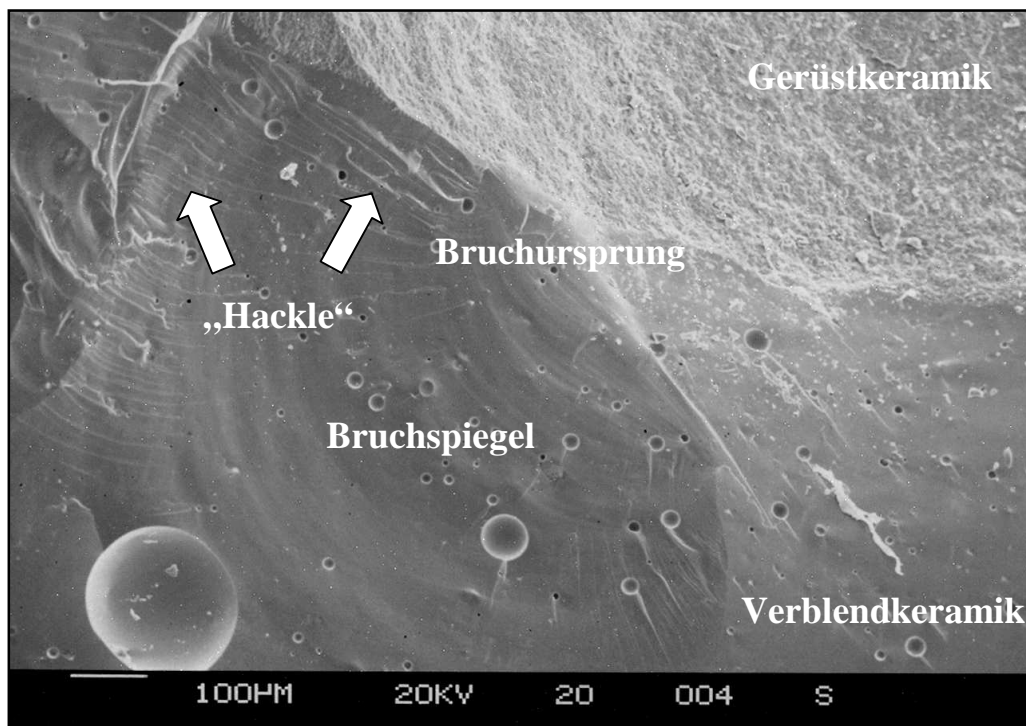


Abb. 24 b: Detailansicht des Bruchursprungs in charakteristischer Erscheinung und auffällig starker Porosität der Verblendkeramik

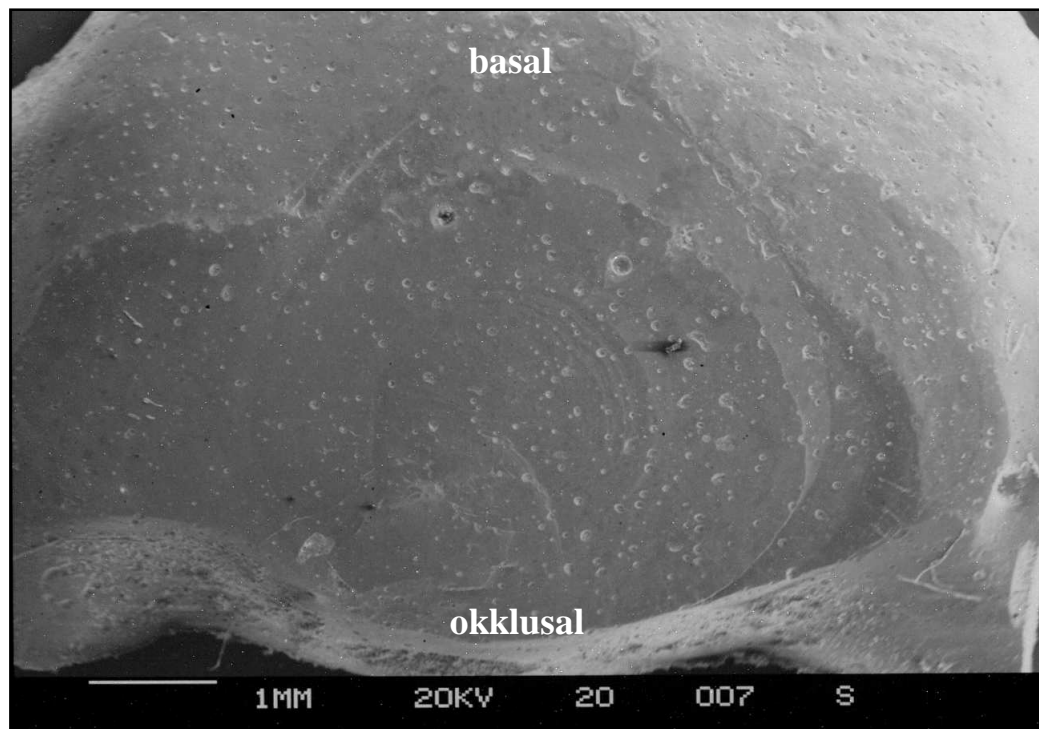


Abb. 25 a: Übersicht einer von Abplatzung der Verblendkeramik betroffenen Oberfläche mit konzentrisch angeordneten Bruchflächen

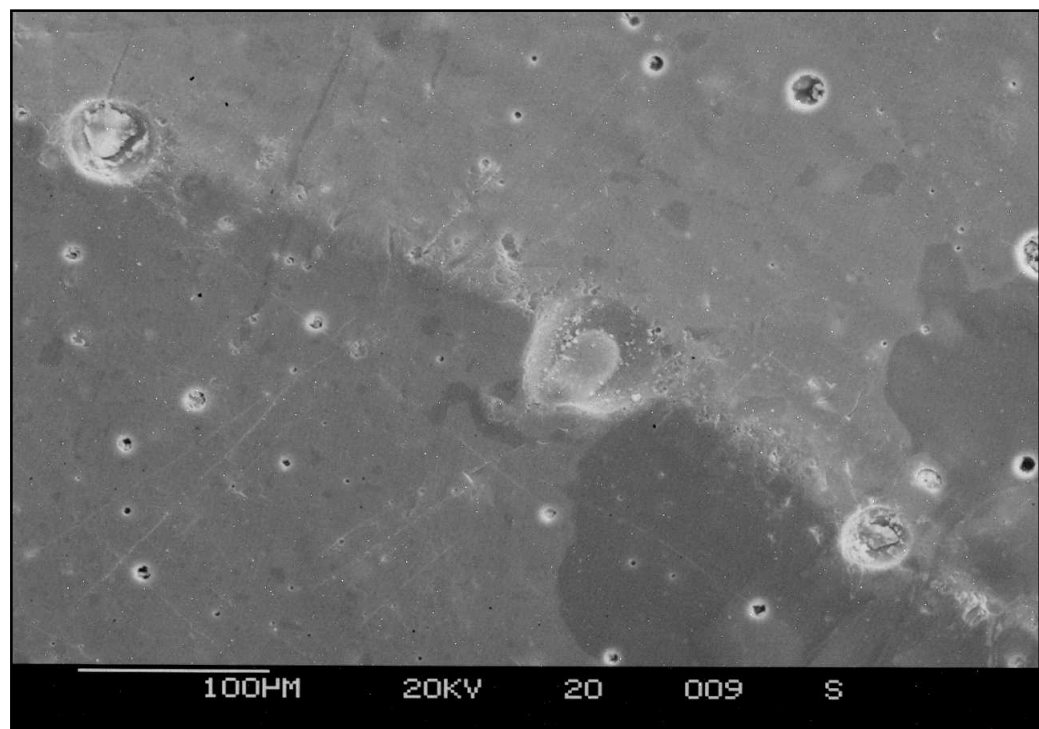


Abb. 25 b: Detailansicht der zahlreichen Lufteinschlüsse am Übergang zweier Frakturflächen

5 Diskussion

5.1 IPS Empress 2

Vollkeramische zahnärztliche Restaurationen zeichnen sich durch hohe Ästhetik und Biokompatibilität aus. Diese Vorteile verbunden mit einer wachsenden Nachfrage nach metallfreien Materialien führten in den letzten Jahren zu einem Anstieg in der Entwicklung neuer Werkstoffe.

Mit einer Lithiumdisilikat-Keramik als Gerüstwerkstoff repräsentiert das Vollkeramiksystem IPS Empress 2 derzeit den einzigen Vertreter unter den Glaskeramiken, dessen Festigkeit ausreichend für die Konstruktion von Brücken im Seitenzahnbereich erscheint. Die Indikation ist vom Hersteller allerdings bei strenger Einhaltung von Grenzwerten bei der Dimensionierung des Bauteils auf dreigliedrige Brücken zum Ersatz eines Prämolaren beschränkt. Dichtgesinterte Oxidkeramiken besitzen im Vergleich dazu bessere mechanische Eigenschaften, was die Gestaltung von grazileren Gerüsten und größeren Spannweiten bei der Herstellung von Brücken erlaubt [133]. Als Nachteil gegenüber den Glaskeramiken muss aber die der Ästhetik abträgliche schlechtere Lichtdurchlässigkeit der Oxidkeramik gewertet werden. Zudem sind die Materialien momentan meist nur mit erheblichem Aufwand und hohen Kosten herzustellen bzw. zu verarbeiten [77]. Die Herstellung des Gerüstes bei IPS Empress 2 erfolgt demgegenüber in bewährter, einfacher und vom Zahntechniker gewohnter Aufwachstechnik, kombiniert mit der schon für leuzitverstärkte Glaskeramik etablierten Presstechnologie.

Im Rahmen der vorliegenden Studie zeigte sich, dass mit diesem Verfahren auch implantatgetragene Brücken mit guter Passgenauigkeit angefertigt werden können. Lediglich bei der Einbettmasse musste entgegen der Herstellerempfehlung auf ein Fremdfabrikat ausgewichen werden. Alle im Vorstadium der Studie unternommenen Versuche zur Herstellung implantatgetragener Brücken mit dem systemzugehörigen Produkt misslangen aufgrund deren geringer Festigkeit gegenüber dem beim Pressvorgang erzeugten Druck. Der Durchmesser der Implantatpfosten stellte sich als zu grazil dar, was zu einem Wegbrechen der entsprechenden Form aus Einbettmasse beim Einpressen der Keramik führte. Dieses Problem konnte trotz Rücksprache mit dem

Hersteller weder durch Änderung der Vorwärmtemperatur sowie der Ofenparameter noch durch bestimmte Maßnahmen beim Anstiften der Wachsmodellation gelöst werden. Erst durch die Verwendung einer festeren, ebenfalls für Presskeramik entwickelten Einbettmasse eines anderen Fabrikats, konnten die erfahrungsgemäß guten Verarbeitungsergebnisse der Presstechnologie auf die Implantatprothetik übertragen werden. Mittlerweile wurde auch vom Hersteller eine neue Einbettmasse auf dem Markt eingeführt, die den erschwerten Anforderungen bei grazilen Modellstümpfen gerecht sein soll.

5.2 In-vitro-Untersuchung

Werkstoffprüfung in Form von In-vitro-Untersuchungen werden in der Zahnheilkunde durchgeführt, um das Verhalten eines Materials oder eines Bauteils unter den in der Mundhöhle auftretenden Einflüssen zu erproben. Aus den Ergebnissen können dann Rückschlüsse in Bezug auf die klinische Eignung und Zuverlässigkeit gezogen werden. Im Gegensatz zu Studien an einfachen Prüfkörpern zur Ermittlung werkstoffspezifischer Kennwerte besitzen Untersuchungen an Restaurationsformen eine größere Praxisrelevanz. Das Verständnis für das Auftreten prothetischer Komplikationen wird erleichtert, weil man Zahnersatz als ganzes Bauteil in bekannter Form z. B. als Brücke herstellt, diesen unter mundähnlichen Bedingungen beansprucht und die Belastbarkeit in Abhängigkeit von bestimmten Einflussparametern vergleicht. Die bei der klinischen Anwendung auftretenden Verarbeitungsketten sollten dabei reproduziert und die Einflussparameter möglichst konstant gehalten werden. Dennoch stellt jeder noch so ausgeklügelte In-vitro-Test nur eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation dar.

5.3 Simulation der Pfeilerresilienz

Insbesondere einer erhöhten sowie ungleichmäßigen Pfeilerzahnbeweglichkeit wird ein nachteiliger Effekt auf die Haltbarkeit von Zahnersatz zugeschrieben. Bisherige Untersuchungen an vollkeramischen Brücken zeigten eine deutliche Abnahme der Bruchfestigkeitswerte bei resilienter Lagerung beider Pfeilerzähne [59, 96]. Die kombinierte Lagerung einer Brücke auf Implantat und Zahn könne, so wurde vermutet, in dieser Hinsicht einen weiteren Extremfall darstellen, dessen klinische und anatomische Simulation Erkenntnisse über das Auftreten prothetischer Komplikationen liefern soll. Als Referenz diene eine Gruppe mit rein implantatgetragenen Brücken. Die durch direktes Einbetten in Kunststoff simulierte starre Lagerung beider Brückenpfeiler entsprechend einer ankylotischen Einheilung wurde als günstig für die Haltbarkeit der Restauration betrachtet.

Geläufige Verfahren zur Nachahmung der Beweglichkeit eines natürlichen Zahns für In-vitro-Untersuchungen stellen die Ummantelung des Wurzelbereichs mit resilienten Materialien wie Gummiringen, Silikon oder Kunststoffschläuchen dar. Für die vorliegende Studie, in der die „physiologische“ Zahnbeweglichkeit im übertriebenen Maßstab simuliert wurde, erschien nach Vorversuchen eine Lagerung mit orthodontischen Gummiringen und Einbettung in Kunststoff am geeignetsten. Messungen mit einer Auslenkungskraft von 5 N in horizontaler Richtung führten zu einer Auslenkung von 100 – 150 µm, einem Wert, der mit Literaturangaben für In-vivo-Messungen der initialen Zahnbeweglichkeit an Prämolaren korreliert [107]. Allerdings nahm die Beweglichkeit bei Erhöhung der Kraft nicht in dem Maße ab wie am natürlichen Vorbild im Rahmen der sekundären Zahnbeweglichkeit. In der Modellsituation bestand weiterhin ein eher lineares Verhältnis. Durch das Anbringen einer zweiten Lage Gummiringe konnte die Auslenkung bei entsprechender Kraftzunahme um annähernd den Faktor Vier vergrößert werden. Es resultierte eine sichtbare Beweglichkeit entsprechend einem klinischen Lockerungsgrad der Größe III. Eine solch hohe Mobilität stellt zwar aufgrund der geringen parodontalen Wertigkeit des Zahnes die Indikation für festsitzenden Zahnersatz in Frage, gibt aber im Sinne eines „worst-case“-Modells Aufschluss über mögliche prothetische Komplikationen.

5.4 Alterungssimulation

Um das Verhalten von Materialien oder einer Konstruktion unter den Beanspruchungen im Mund abzuschätzen, muss deren Reaktion unter den auftretenden Dauerbelastungen geprüft werden. Insbesondere bei dentalkeramischen Massen ist die von zufällig im Material vorhandenen Rissen und deren Ausbreitung abhängige Langzeitfestigkeit klinisch wesentlich relevanter als die üblicherweise gemessene kurzzeitige Festigkeit.

Der Kausimulator bildet hierfür einen Bestandteil eines In-vitro-Prüfzyklus, welcher die Untersuchung von Restaurationen unter kliniknahen Bedingungen erlaubt. Dafür müssen aus der Literatur entnommene Parameter bezüglich Kaubewegung und thermischer Belastung erfüllt werden. Die Einstellung des in dieser Untersuchung verwendeten Kausimulators haben sich für In-vitro-Testverfahren von Restaurationen allgemein durchgesetzt. Die durchschnittliche Anzahl der Kauzyklen pro Minute wird in der Literatur zwischen 58 und 120 angegeben [4]. Aus Zeitgründen liegt die Frequenz in einem In-vitro-Test möglichst hoch, wobei die elastische Rückstellung der Probe allerdings noch gewährleistet sein sollte. Als physiologisch wahrscheinliche Kräfte während der Nahrungszerkleinerung bzw. des Schluckens können Werte zwischen 20 und 160 N angenommen werden [69]. EICHNER [25] schränkte diesen Bereich aufgrund von Messungen mittels Dehnmessstreifen auf Kaukräfte, die auf einem einzelnen Zahn wirken, bis 50 N ein. Ähnliche Werte konnte RICHTER [109] für dentale Implantate ermitteln.

Die Kraft wurde wie auch in anderen Studien mit dreigliedrigem Brückenersatz aus Vollkeramik zentral auf das Brückenzwischenstück ausgeübt. Der simultan durchgeführte Temperaturwechselzyklus zwischen 5 und 55 °C repräsentiert einen beabsichtigten Extremfall von in der Mundhöhle entstehenden Temperaturschwankungen. Die Anzahl der in der Studie durchgeführten Zyklen hat sich in der Literatur weitgehend etabliert und entspricht in etwa einer klinischen Beanspruchung von fünf Jahren [71]. Darüber hinaus muss die im Mund ständig vorhandene Feuchtigkeit durch den Speichel berücksichtigt werden. Die Einwirkung von Wasser oder auch Wasserdampf führt in Kombination mit Oberflächendefekten zu korrosiven und somit bruchfestigkeitsmindernden Vorgängen bei keramischen Werkstoffen [80]. Deshalb ist eine Lagerung der Proben im feuchten Milieu von praxisnaher Bedeutung.

5.5 Abplatzung der Verblendkeramik

An sechs Brücken traten während der Kausimulation unter submaximaler Belastung Schäden an der Verblendkeramik auf, die sich unabhängig von der Lagerungsform auf alle Gruppen gleich verteilten. Bei den Schäden handelte es sich in allen Fällen um Abplatzungen bzw. eine Vorstufe einer Abplatzung der Schichtkeramik ohne Beteiligung der Gerüstkeramik nahe am Ort der Kraftapplikation. Identische Beobachtungen wurden in vorläufigen Ergebnissen klinischer Studien bezüglich IPS Empress 2 geschildert [95]. Einige der Schäden traten dabei schon kurz nach der Eingliederung des Zahnersatzes auf. Auch während des Bruchversuches konnten an einigen Brücken Sprünge an der Verblendkeramik noch vor der eigentlichen Fraktur der Gerüstkeramik festgestellt werden. Die Fraktur des Schichtmaterials kann, wenn ästhetisch und funktionell nicht störend, zumindest als ein relativer Misserfolg gewertet werden.

Bei einer Untersuchung aller Bruchoberflächen im REM bestätigte sich das identische Erscheinungsbild der Frakturen. Auffällig waren dabei die vielen Lufteinschlüsse innerhalb der Schichtkeramik in Form kleiner Bläschen, die zum Teil auch gereiht entlang der Grenzen der Bruchflächen zu erkennen waren. Sie können zumindest als verantwortlich für die Lokalisation der Bruchgrenze bzw. deren Rissausbreitung interpretiert werden. Ob sie letztendlich als Ursache für die hohe Versagensquote der Verblendkeramik infrage kommen, konnte in dieser Untersuchung nicht geklärt werden. Unter anderen werden technisch bedingte Schwankungen der Ofentemperatur beim Brennen der Keramik diskutiert, welche bei größeren Abweichungen von den vorgeschriebenen Brennparametern die Verblendkeramik schwächen und das beschriebene Schädigungsmuster hervorrufen [93]. Bei der vorliegenden Untersuchung trat die Empfindlichkeit der Verblendkeramik gegenüber Abplatzungen trotz mehrmaliger Feinjustierung der Ofenprogrammierung nach vorausgegangener Bestimmung der Brennkammertemperatur mittels Sonde ein. Die Temperaturschwankungen wurden im Vergleich zu in der Zahntechnik gewöhnlich anzutreffenden Laborverhältnissen auf ein Mindestmaß reduziert. Die Verwendung eines immer noch derart auf Verarbeitungstoleranzen sensiblen Werkstoffes muss im klinischen Alltag in Frage gestellt werden.

5.6 Verlust der Zementretention

Da die Beurteilung der Zementretention in dieser Studie von Bedeutung war, erschien die Verwendung natürlicher Zähne für die Herstellung der Modelle, wie auch in anderen Studien mit ähnlicher Fragestellung gehandhabt, realitätsgetreu und deshalb aussagekräftig. Der hohe Aufwand der Beschaffung natürlicher Prämolaren wäre für eine Untersuchung, die sich ausschließlich mit der Bruchfestigkeit des Brückenwerkstoffes befasst, nicht nötig. Hier wären Modellzähne aus Metall, die keine Variable in Form und Größe aufweisen, die bessere Alternative [92].

Bei den vorliegenden Versuchen konnte bei vier kombiniert gelagerten Brücken eine totale Auflösung des Zementverbundes am natürlichen Zahn nach Entnahme aus dem Kausimulator festgestellt werden. Die Folgerung von MATHEWS ET AL. [82] aus Ergebnissen eines ähnlichen Versuchsaufbaus, es bestehe keine erhöhte Gefahr der Abzementierung bei Verbundkonstruktionen, konnten in dieser Untersuchung deshalb nicht bestätigt werden. Dies könnte mitunter an der Einstellung des von den Untersuchern verwendeten Kausimulators mit geringerer Anzahl der Zyklen (100.000) und niedriger Belastung (40 N) beruhen. Ein mögliches Versagen des Zementverbundes blieb vermutlich im Verborgenen. Die hohe Komplikationsrate im vorliegenden Versuchsaufbau erscheint im Vergleich zu klinischen Erfahrungen mit Verbundkonstruktionen sehr hoch, was damit erklärt werden kann, dass für die Proben verschärfte Bedingungen vorlagen. Die Ergebnisse weisen dennoch auf ein erhöhtes Risiko für Abzementierung am natürlichen Pfeiler bei Verbundbrücken gegenüber rein implantatgetragenen Brücken hin. Sie bestätigen einzelne Erfahrungsberichte und die daraus resultierenden Befürchtungen bezüglich eines verstärkten Auftretens von Abzementierungen bei kombiniert gelagerten Brücken, die meist erst in Kombination mit einer Intrusion des natürlichen Zahns entdeckt und auf das unterschiedliche Resilienzverhalten der Brückenpfeiler zurückgeführt wurden [5, 113]. Der Forderung, nach Möglichkeit rein implantatgetragene Konstruktionen zu planen, sollte daher Folge geleistet werden.

Das Auftreten der Abzementierung war im Versuchsablauf unabhängig vom Ausmaß der simulierten Beweglichkeit. Vermutlich fiel die Beweglichkeit schon in der Gruppe I sehr hoch und folglich ungünstig für den Zementverbund aus, wodurch kein Unterschied mehr zur Gruppe II festgestellt werden konnte. Somit kann nicht

ausgeschlossen werden, dass ein natürlicher Pfeilerzahn mit relativ geringer physiologischer Beweglichkeit ein weitaus kleineres Risiko für den Zementverbund darstellt. Zu berücksichtigen sind ferner die klassischen Präparationsrichtlinien. Eine zu konische Präparation und eine kurze Stumpfhöhe führen eher zu Retentionsverlust. Gegebenenfalls kann die Retention durch Maßnahmen wie das Anlegen von Rillen zusätzlich erhöht werden.

Die Empfehlung der besseren Kontrolle wegen, bei Verbundkonstruktionen einen bedingt abnehmbaren Zahnersatz herzustellen, ließe sich bei Vollkeramikbrücken technisch nur mit provisorischen Zement bewerkstelligen. Allerdings erscheinen provisorische Zemente noch empfindlicher gegenüber Abzementierung und somit für Verbundbrücken eher risikobehaftet [123]. Zudem besteht die Gefahr einer Schädigung des empfindlichen keramischen Werkstoffes bei einer mit Kraftanwendung verbundenen Entfernung der Brücke von den Pfeilern.

Eine Besonderheit der ITI-Bonefit-Implantate als transgingivales System ist die Möglichkeit, den Übergang von Implantat und Aufbau oberhalb des Weichgewebes zu platzieren. Dadurch wird das Risiko einer periimplantären Infektion durch das Fehlen technisch unvermeidbarer Mikrospalten in dieser Region reduziert. Die Notwendigkeit einer bedingten Abnehmbarkeit der Supra- und Mesostrukturen zur turnusmäßigen Reinigung entfällt somit.

5.7 Technische Komplikationen an Implantatkomponenten

Als Implantatpfeiler wurden ITI-Übungsimplantate mit Massivsekundärteilen verwendet, die in Material und Fertigungsprinzip dem klinischen Vorbild entsprechen. ITI-Bonefit-Implantate repräsentieren mit der konischen Verbindung zwischen Implantat und Pfosten eine relativ starre Konstruktion, welche fest im Modellkunststoff verankert einen Gegensatz zu dem mit Resilienz ausgestatteten natürlichen Zahn darstellten.

An den Implantatkomponenten konnten in dieser Untersuchung weder nach der Alterungssimulation noch nach dem Bruchversuch Schäden oder Lockerungen der Schraubverbindungen ermittelt werden. Diese Beobachtung deckt sich mit bisherigen Untersuchungen, die Implantatsystemen mit kraftschlüssigen Verbindungen in Form eines Konus hinsichtlich prothetischer Komplikationen eine hohe Zuverlässigkeit bescheinigten [6, 89]. Der transgingivale Aufbau bedingt zudem ein günstigeres Hebelarmverhältnis als bei einer Trennung von enossalem Anker und Aufbau auf Knochenkammhöhe.

Es stellt sich die Frage, ob bei gleichem Versuchsaufbau eine erhöhte Anfälligkeit anderer Systeme, insbesondere mit Schrauben befestigter Prothetikpfosten vorliegt. Zumindest berichteten MATHEWS ET AL. [82] über Frakturen des Abutments von Branemark-Implantaten durch eine im Vorversuch vom Kausimulator applizierte Kraft von 70 N an vergleichbaren Brückenmodellen.

Prothetische Komplikationen an Implantaten und deren Pfosten, von denen in-vivo berichtet wurde, stehen unter Verdacht, durch sehr hohe Kräfte verursacht worden zu sein [106]. Vorwiegend horizontalen Belastungen wurde eine ungünstige Wirkung auf die Bauteile in Form von Biegemomenten zugesprochen [110]. Um genauere Aussagen über die Haltbarkeit der Implantate und ihrer Pfosten zu treffen, müssten selektivere Versuchsaufbauten mit höheren Kräften bzw. anderer Krafteinleitung gewählt werden. Gegebenenfalls ließe sich so ein Unterschied zwischen kombiniert zahn-implantatgetragenen und rein implantatgetragenen Brücken ermitteln, dessen praxisrelevante Bedeutung, wie bisherige klinische Erfahrungen mit Verbundkonstruktionen zeigen, aber eher gering sein dürfte [39].

5.8 Bruchfestigkeitsprüfung

Bei der in der vorliegenden Studie durchgeführten Bruchfestigkeitsprüfung handelte es sich um einen statischen Bruchtest. Die Proben wurden dabei unter gleichmäßigem Kraftanstieg bis zum Bruch belastet. Dieses Verfahren wird angewendet, um die maximale Festigkeit von Bauteilen zu prüfen. Die Kenntnis dieser Festigkeit ist von grundlegender Bedeutung für die Beurteilung des Verhaltens beim klinischen Einsatz. Gerade bei Vollkeramikrestaurationen ist das totale Versagen in Form einer Fraktur des Bauteils eine häufige Ursache für den klinischen Misserfolg. Für diese Form des klinischen Versagens ist in der Regel mechanische Beanspruchung, wie sie bei der Kaufunktion, der Leermastikation und bei Parafunktionen auftreten, verantwortlich.

Die Beanspruchung in Form einer Krafteinleitung erfolgte, wie im Bruchversuch für dreigliedrige Seitenzahnbrücken üblich, senkrecht zur Kaufläche des Brückenzwischengliedes über eine der Größe der Fossa entsprechenden Kugel. Alternativ werden Versuchsaufbauten beschrieben, bei denen die Krafteinleitung linear über eine Finne quer zur Hauptfissur erfolgte [59]. Während mit dieser Variante eine Beanspruchung genau von der Brückengliedmitte aus zu erzielen ist, entspricht die in der Studie verwendete Methode mit einer nachempfundenen Höcker-Fossa-Beziehung dem Belastungsfall am natürlichen Vorbild.

Die Bruchfestigkeit wurde in dieser Studie über das Auftreten einer Fraktur im Gerüstwerkstoff definiert. Hierfür wurde eine automatische Abschaltschwelle bei einem Abfall der Maximalspannung von 20 % gewählt. Andere Autoren definierten die Bruchfestigkeit über das Auftreten erster Frakturereignisse [133]. Dieses Vorgehen erscheint zwar praxisrelevanter in Bezug auf das Vorliegen eines klinischen Misserfolges, der schon bei Abplatzung der Verblendkeramik gegeben sein kann. Die Ermittlung dieser ersten Ereignisse erweist sich aber als schwierig und die Kriterien für das Versuchsende werden von den Autoren nur ungenau, z. B. als hörbares Frakturgeräusch, angegeben.

Aufgrund der verschiedenen zur Anwendung kommenden Versuchsaufbauten, scheint eine objektive Beurteilung von Festigkeitswerten verschiedener Autoren nicht möglich zu sein. Hierfür spricht auch, dass eine unterschiedliche Dimensionierung der Prüfkörper einen wesentlichen Einfluss auf die zu erzielenden Festigkeitswerte hat. Ein Vergleich der Festigkeitswerte verschiedener Vollkeramiksysteme lässt sich folglich

nur innerhalb eines Versuchsaufbaus ziehen, bei dem gleiche Bedingungen für alle Systeme zur Anwendung kommen.

In der vorliegenden Studie konnte ein einheitlicher Bruchmodus mit Fraktur durch den mit Zugspannung belasteten basalen Verbinderbereich beobachtet werden. Die Betrachtung einer Probe im REM belegte zusätzlich den Frakturursprung in Form eines aus fraktographischen Schadensanalysen [30] bekannten Bruchbildes an der Grenzfläche zwischen Verblend- und Gerüstkeramik im basalen Bereich des Verbinders.

KELLY AT AL. [64] konnten in einem Vergleich zwischen in vivo und in vitro frakturierten Vollkeramikbrücken einen identischen Bruchmodus erkennen. In allen Restaurationen wurde der Ursprung des Versagens am Verbinder in Form von Rissen, insbesondere an der Grenzfläche zwischen Verblend- und Gerüstkeramik ausgemacht. Ausgehend von ihren fraktographischen Untersuchungen betrachteten die Autoren die Ergebnisse von In-vitro-Bruchversuchen an vollkeramischen Brückenersatz als aussagekräftig in Bezug auf eine Übereinstimmung mit klinischem Versagen. Zusätzliche Berechnungen mithilfe der Finite-Elementen-Methode (FEM) ermittelten ebenfalls den Verbinderbereich von dreigliedrigen Vollkeramikbrücken als die für Fraktur kritische Lokalisation mit Konzentration der Hauptzugspannungen [56, 64].

Um reproduzierbare Ergebnisse der Bruchfestigkeit innerhalb der Testgruppen zu gewährleisten und Vergleiche unter den Gruppen zu ziehen, erscheint es notwendig, den Verbinderbereich als Schwachstelle bei allen Proben gleich zu dimensionieren. Diese Voraussetzung wurde mithilfe konfektionierter Wachszwischenglieder erfüllt. Der kreisrunde Durchmesser kann zudem als geometrisch neutral bezüglich geringfügiger Abweichung der Krafteinleitung von der Vertikalen betrachtet werden.

Von wesentlicher Bedeutung bei dieser Untersuchung war die Frage, ob die Festigkeit nach der Alterungssimulation unter Belastungswerte absinkt, die auch in der Mundhöhle unter funktionellen Belastungen auftreten können. In einer umfangreichen Literaturrecherche zur maximalen Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen kamen KÖRBER UND LUDWIG [69] zu dem Ergebnis, dass für die maximale Kaukraft bei parodontal und biostatistisch abgestütztem Kauorgan ein mittlerer Wert von 298,9 N anzunehmen ist. Kaukraftmessungen an Brückenersatz, die von KRAFT [70] durchgeführt wurden, ergaben eine vergleichbar hohe mittlere Kaukraft von

293,4 N. Unter Einhaltung eines Sicherheitsaufschlages von 200 N sollte daher im Seitenzahnbereich eine Bruchfestigkeit von 500 N ausreichend sein. Dieser Wert wurde trotz vorausgegangener künstlicher Alterung von keiner Brücke im Bruchversuch unterschritten. Dies lässt die Eignung der Lithiumdisilikat-Keramik als Gerüstwerkstoff für dreigliedrige Brücken zum Ersatz eines Prämolaren auch in der Implantatprothetik gerechtfertigt erscheinen. Bruchfestigkeitswerte von zum Teil über 2000 N bei dreigliedrigen metallkeramischen Brücken dienen als Standortbestimmung für vollkeramische Systeme [76]. Ob diese hohen Festigkeitswerte unbedingt erforderlich sind, erscheint zweifelhaft.

Als eine der wichtigsten Voraussetzungen für den klinischen Erfolg muss die ausreichende Dimensionierung der Kernkeramik aufgeführt werden. Die hier angeführten Bruchfestigkeitswerte wurden an Proben ermittelt, die gerade die Mindestanforderung des Herstellers erfüllen. Durch Optimierung von Form und Stärke der Gerüstkonstruktion kann mit einer Zunahme der Festigkeit bzw. klinischen Zuverlässigkeit gerechnet werden. Die Abmessung des Verbinders ist dabei von wesentlicher Bedeutung und sollte zumindest bei Glaskeramik keinesfalls 4 x 4 mm unterschreiten [56]. Insbesondere das Platzangebot für die Höhe des Konnektors, welche mit der dritten Potenz in die Festigkeit eingeht, stellt dabei eine wichtige indikationsbegrenzende Größe bei vollkeramischen Brückenersatz dar. Grazile Implantataufbauten erlauben bei richtiger Positionierung hingegen ausreichend große Wandstärken der Brückenanker und erweisen sich als vorteilhaft für eine der Festigkeit angemessenen Dimensionierung.

Da eine Normalverteilung der ermittelten Bruchfestigkeitswerte nicht gegeben war, wurde für die statistische Auswertung der Messdaten ein nicht parametrischer Test verwendet. Kennzeichnend bei der Auswertung von Bruchfestigkeitswerten keramischer Werkstoffe sind hohe Standardabweichungen, die auch in dieser Studie vorliegen, aber im Vergleich mit ähnlichen Untersuchungen an Brückenprüfkörpern tolerierbare Werte darstellen.

Betrachtet man die Ergebnisse unter dem Einfluss der Lagerungsart, unterscheiden sich die mittleren Bruchfestigkeitswerte der kombiniert gelagerten Brücken nur geringfügig und statistisch nicht signifikant von denen der rein implantatgetragenen Referenzbrücken. Selbst die stark erhöhte Beweglichkeit des natürlichen Pfeilerzahns

der Gruppe II war ohne zusätzliche Auswirkung auf die Bruchfestigkeit. In bisherigen Untersuchungen an vollkeramischen Brückenersatz zeigten sich deutliche Unterschiede in der Festigkeit zwischen rein starr gelagerten und rein resilient gelagerten Brücken [59, 96]. Die Ergebnisse in der vorliegenden Studie deuten daher auf einen stabilisierenden Effekt des starr gelagerten Implantatpfeilers auf die Gesamtkonstruktion der kombiniert zahn-implantatgetragenen Brücken hin. Dieser Effekt wird sicherlich auch durch die relativ geringe Brückenspanne von einer Prämolarenbreite mitbegünstigt. Für diesen Sachverhalt sprechen auch Ergebnisse zum Resilienzverhalten implantat- und zahngestützter Brückenkonstruktionen von NEY UND MÜHLBRADT [88]. Sie sahen ebenfalls anhand einer verminderten initialen Zahnbeweglichkeit bei starrer mechanischer Kopplung von Zahn und Implantat ein Überwiegen des stabilisierenden Effekts des Implantates bei kleiner Brückenspanne. Die Beobachtung, dass die Frakturen in der Gruppe I sowohl am Verbinder zum Implantat als auch am Verbinder nahe des natürlichen Zahns gleichverteilt auftraten, weist auf eine relativ ausgewogene Verteilung der Zugspannungen und einen eher geringen Einfluss der kombinierten Lagerung in der Konstruktion hin. In der Gruppe II trat der Frakturursprung dagegen schon bei acht Brücken am zahnnahe Verbinder auf, der offenbar die Schwachstelle bei Verbundbrücken mit extremer Lockerung des natürlichen Pfeilers darstellt. Hier könnten FEM-Berechnungen einen genaueren Aufschluss über das Auftreten ungünstiger Zugspannungen in der Konstruktion liefern. Der Vergleich mit einer Belastungsverteilung ähnlich einer Freundsituation, wie in theoretischen Überlegungen zu kombiniert zahn-implantatgelagerten Brücken oft angestellt wurde [39], scheint für dreigliedrige Konstruktionen zum Ersatz eines Prämolaren übertrieben. In dieser Überlegung hätten die Frakturen bei zentraler Belastung des Brückenzwischengliedes vermehrt am implantatnahen Verbinder auftreten müssen. Die für Keramikfraktur kritischen Zugspannungen wären dann im okklusalen Bereich der Verbinder lokalisiert und hätten ein von bisherigen Bruchversuchen an Brücken mit gleich resilienten bzw. starren Pfeilern abweichendes Bruchbild ergeben. Die vorliegenden Ergebnisse am „worst-case“-Modell im Hinblick auf Bruchfestigkeit und Bruchmodus lassen aber schließen, dass die Lastverteilung immer noch relativ gleichmäßig auf die Pfeiler erfolgt.

5.9 Schlussfolgerung

Die erzielten Bruchfestigkeitswerte liegen nach Alterungssimulation oberhalb der geforderten Mindestgrenze für Seitenzahnrestaurationen. Das Vollkeramiksystem IPS Empress 2 besitzt somit einen ausreichend festen Gerüstwerkstoff, der einen klinischen Einsatz im Rahmen von rein implantatgetragenen und kombiniert zahn-implantatgetragenen Konstruktionen zum Ersatz eines Prämolaren rechtfertigt.

Bei kombinierter Lagerung scheint ein stabilisierender Effekt des starr gelagerten Implantatpfeilers auf die Festigkeit des Brückenwerkstoffes zu bestehen. Selbst eine simulierte Zahnbeweglichkeit im übertriebenen Maßstab bewirkt nur eine geringe Abnahme der Festigkeitswerte gegenüber rein implantatgetragenen Konstruktionen. Bruchmodus und Bruchfestigkeit der untersuchten Verbundbrücken lassen auf eine relativ ausgeglichene Lastverteilung zwischen Implantat und natürlichem Zahn schließen.

Als problematisch erwies sich in der Untersuchung die Zuverlässigkeit der Verblendkeramik. Die ebenfalls neu entwickelte fluoroapatitkristallhaltige Sinterkeramik weist unter mechanischer Beanspruchung im submaximalen Bereich ein erhöhtes Risiko für Abplatzungen auf. Dieses Ergebnis korreliert mit Beobachtungen in klinischen Untersuchungen und sollte den Hersteller zu einer Überarbeitung des Verblendwerkstoffes animieren.

Ein nachteiliger Effekt auf die Haltbarkeit von Implantatkomponenten durch kombinierte Lagerung einer Brückenkonstruktion gegenüber rein implantatgetragenen Brücken konnte mit dem vorliegenden Versuchsaufbau nicht ermittelt werden. Kombiniert zahn-implantatgelagerte Brücken weisen allerdings unter den beschriebenen In-vitro-Verhältnissen ein erhöhtes Risiko für Abzementierung am mit simulierter Resilienz versehenen Pfeiler auf. Insofern empfiehlt es sich nach Möglichkeit dreigliedrige Brücken in der Implantatprothetik ausschließlich auf Implantate abzustützen.

6 Zusammenfassung

In einer In-vitro-Untersuchung wurde der Einfluss einer unterschiedlichen Pfeilerresilienz sowie thermischer und mechanischer Belastung auf prothetische Komplikationen und die Bruchfestigkeit von kombiniert zahn-implantatgelagerten und rein implantatgelagerten Brücken aus IPS-Empress-2-Keramik untersucht.

Hierzu wurden vollkeramische Brücken gleicher Dimension zum Ersatz eines unteren Prämolaren hergestellt. 20 Brücken wurden für Modelle gefertigt, deren Brückenpfeiler eine Kombination aus starr gelagertem Implantat und natürlichem Zahn darstellten. Aufgeteilt in zwei Gruppen wurde die Resilienz des natürlichen Brückenpfeilers unterschiedlich stark in Anlehnung an einer physiologischen und einer erhöhten Zahnbeweglichkeit simuliert. Als Referenz dienten zehn rein implantatgetragene Brücken. Die so in drei Gruppen unterteilten Prüfkörper wurden nach Zementierung mit Glasionomerkement für ein Jahr in Thymol-Kochsalzlösung gelagert. Zwischenzeitlich mussten sich die Proben im Kausimulator einer mechanischen und thermischen Beanspruchung unterziehen. Anschließend wurde die Bruchfestigkeit der Brücken mithilfe einer Universalprüfmaschine bestimmt, wobei die Krafteinleitung zentral auf das Brückenzwischenglied erfolgte.

Die unter den hohen Anforderungen erzielten Bruchfestigkeitswerte rechtfertigen den klinischen Einsatz der Lithiumdisilikat-Keramik bei ausreichender Dimensionierung als Gerüstmaterial für zahn-implantatgetragene und rein implantatgetragene Brückenkonstruktionen zum Ersatz eines Prämolaren.

Mittels Mann-Whitney-U-Rangsummentest konnten keine signifikanten Bruchfestigkeitsunterschiede der Brücken aufgrund der diversen Lagerungsarten und Pfeilerresilienzen festgestellt werden. Die Ergebnisse sprechen für einen stabilisierenden Einfluss des Implantats auf die Verbundkonstruktion.

Prothetische Komplikationen traten unabhängig von der Lagerungsart in Form von Frakturen der Verblendkeramik auf. Ein Verlust der Zementretention wurde unabhängig vom Ausmaß der Resilienz an beweglich gelagerten Pfeilern der kombiniert gelagerten Brücken beobachtet und unterstützt die Empfehlung, wenn möglich, rein implantatgetragene Konstruktionen zu planen.

7 Literaturverzeichnis

1. *Adair, P.J., Grossman, D.G.:* The cast ceramic crown. *Int J Periodontics Restorative Dent* 4, 32-46 (1984).
2. *Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Branemark, P.-I., Jemt, T.:* Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, 347-359 (1990).
3. *Anusavice, K.J., Phillips, R.W.:* Phillips' Science of Dental Materials, 10th ed. W.B Saunders Company, Philadelphia 1996.
4. *Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A.:* Masticatory function - A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Habil* 3, 349-361 (1975).
5. *Behneke, N., Behneke, A.:* Implantatverankerter festsitzender Zahnersatz. In: Koeck, B. (Hrsg.): *Praxis der Zahnheilkunde. Bd 5: Kronen- und Brückenprothetik.* Urban und Fischer, München 1999
6. *Behr, M., Lang, R., Rosentritt, M., Handel, G.:* Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl Res* 9, 51-58 (1998).
7. *Beumer, J., Hamada, M.O., Lewis, S.:* A Prosthodontic Overview. *Int J Prosthodont* 6, 126-130 (1993).
8. *Bieniek, K.M.:* Randspaltbreite bei aktuellen Vollkeramiksystemen. *Phillip J* 10, 223-228 (1993).
9. *Bieniek, K.M., Marx, R.:* Die Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104, 284-289 (1994).
10. *Borchard, R., Erpenstein, H., Kerschbaum, T.:* Langzeitergebnisse von galvanokeramischen und glaskeramischen (Dicor) Einzelkronen unter klinischen Bedingungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 616-619 (1998).
11. *Branemark, P.-I.:* Einführung in die Osseointegration. In: Branemark, P.-I. Zarb, G.A., Albrektson, T. (Hrsg.): *Gewebeintegrierter Zahnersatz.* Quintessenz, Berlin 1985.
12. *Brägger, U., Hämmerle, C., Weber, H.-W.:* Fixed reconstructions in partially edentulous patients using two-part ITI implants (Bonefit) as abutments. *Clin Oral Impl Res* 1, 41-49 (1990).
13. *Burguete, R.L., Johns, R.B., King, T., Patterson, E.A.:* Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 71, 592-599 (1994).
14. *Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J.P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H.P., Belser, U.C., Lang, N.P.:* Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Impl Res* 8, 161-172 (1997).
15. *Campbell, S.D., Sozio, R.B.:* Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 59, 301-306 (1988).
16. *Carlson, B., Carlsson, G.E.:* Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9, 90-94 (1994).
17. *Chee, W., Felton, D.A., Johnson, P.F., Sullivan, D.Y.:* Cemented versus screw-retained implant protheses: Which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants* 14, 137-141 (1999).
18. *Claus, H.:* Entwicklung der Metallkeramik. *Zahnärztl Welt* 89, 36-41 (1980).
19. *Claus, H.:* Das Hi-Ceram Verfahren. Metallfreie Kronen auf einem Keramikgerüst. *Dent Labor* 35, 479-485 (1987).

20. *Dietrich, P., Erpenstein, H.*: Der distalisierte Prämolare als Alternative zum Implantatpfiler - Eine retrospektive Querschnittstudie. Dtsch Zahnärztl Z 48, 199-208 (1993).
21. *Dorsch, P., Pfeiffer, T.*: Wirkung verschiedener Einflußgrößen auf die biaxiale Festigkeit von Dentalkeramiken. Quintess Zahntech 22, 905-914 (1996).
22. *Eckert, S.E., Wollan, P.C.*: Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. J Prosthet Dent 79, 415-421 (1998).
23. *Edelhoff, D., Spiekermann, H., Rübber, A.*: Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Preßkeramik. Quintessenz 50, 177-189 (1999).
24. *Eden, G.T., Kacic, J.M.*: Dicor crown strength improvement due to bonding. J Dent Res 66, 207 #801 (1987).
25. *Eichner, K.*: Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z, 915-924 (1963).
26. *Eisenburger, M., Tschernitschek, H.*: Klinisch-technischer Vergleich zu Langzeiterfolgen von klammerververankerten Zahnersatz und Teleskop-Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z 53, 257-265 (1998).
27. *Ericsson, I., Lekholm, U., Branemark, P.-I., Lindhe, J., Glantz, P.-O., Nyman, S.*: A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J Clin Periodontol 13, 307-312 (1986).
28. *Erpenstein, H., Kerschbaum, Th.*: Frakturnrate von Dicor-Kronen unter klinischen Bedingungen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 4-8 (1991).
29. *Erpenstein, H., Kerschbaum, Th., Fischbach, H.*: Verweildauer und klinische Befunde bei Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 47, 315-319 (1992).
30. *Fischer, H., Gröbel, J., Marx, R.*: Fraktographische Schadensanalyse an Dentalkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 55, 667-670 (2000).
31. *Fischer, H., Marx, R.*: Festigkeit von Dentalkeramik. ZWR 109, 240-244 (2000).
32. *Fischer, H., Tinschert, J., Marx, R.*: Steigerung der Beanspruchbarkeit vollkeramischer Brücken durch Ionenaustauschverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 54, 321-324 (1999).
33. *Fischer, J., Krämer, V., Kappert, H.F.*: Qualitative Untersuchungen zur Oberflächen-Kristallisation dentaler Glaskeramik (Dicor). Dtsch Zahnärztl Z 44, 891-896 (1989).
34. *Garcia, L.T., Oesterle, L.J.*: Natural tooth intrusion phenomenon with implants: A survey. Int J Oral Maxillofac Implants 13, 227-231 (1998).
35. *Geis-Gerstorfer, J., Fäßler, P.*: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694 (1999).
36. *Geis-Gerstorfer, J., Kajantra, P.*: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992).
37. *Giordano, R.*: A comparison of all-ceramic restorative systems, part 1. Gen Dent 47, 566-570 (1999).
38. *Goodacre, C.J., Kan, J.Y.K., Rungcharassaeng, K.*: Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 81, 537-552 (1999).
39. *Gross, M., Laufer, B.-Z.*: Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies. J Oral Rehabil 24, 863-870 (1997).
40. *Guichet, D.L., Caputo, A.A., Choi, H., Sorensen, J.A.*: Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 15, 239-246 (2000).

41. Gunne, J., Rangert, B., Glantz, P.-O., Svensson, A.: Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular protheses opposing complete dentures: An in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 335-341 (1997).
42. Gunne, J., Astrand, P., Lindh, T., Borg, K., Olsson, M.: Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: A 10-year report. *Int J Prosthodont* 12, 216-221 (1999).
43. Hahn, R., Löst, C.: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 659-664 (1992).
44. Hahn, R., Löst, C.: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 484-487 (1993).
45. Hahn, R., Wolf, M., Breunig, A.: Hochleistungskeramik - eine aktuelle Standortbestimmung. *Phillip J* 13, 311-320 (1996).
46. Hebel, K.S., Gajjar, R.C.: Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 77, 28-35, (1997).
47. Heintze, D.: Brücken aus vollkeramischen Material (IPS Empress 2): Indikationen, Klinische Aspekte und Prognose. *Ivoclar-Vivadent Report* 12, 11-31 (1998).
48. Hennicke, H.W.: Zum Begriff Keramik und zur Einteilung Keramischer Werkstoffe. *Ber Dtsch Keram Ges* 44, 209 (1997).
49. Höland, W.: Introducing a Lithium Disilicate Glass-Ceramic: IPS Empress 2. *Signature* 5, 1-3 (1998).
50. Höland, W.: Werkstoffwissenschaftliche Aspekte der IPS Empress 2 Glaskeramik. *Ivoclar-Vivadent Report* 12, 3-10 (1998).
51. Höland, W.: *Pressbare Glaskeramiken*: IPS Empress und IPS Empress 2. *Quintess Zahntech* 26, 723-731 (2000).
52. Hüls, A.: Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram. *Vita Zahnfabrik*, Bad Säckingen (1995).
53. Hürzeler, M.B., Knode, B., Weingart, D., Joos, U.: Klinische Fallpräsentation: Versorgung einer zahnlosen Patientin mit implantatgetragenen vollkeramischen Brücken nach vorgängig durchgeführter orthognather Chirurgie. *Parodont* 3, 263-276 (1990).
54. Jackson, M.C.: Restauration of posterior implants using a new ceramic material. *J Dent Technol* 16, 19-22 (1999).
55. Jüde, H.D.: Die einseitig verkürzte Zahnreihe. *Therapeutische Lösungen*. *Dtsch Zahnärztl Z* 40, 1053-1059 (1985).
56. Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S.C., Felton, D.A.: Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 27, 701-706 (1996).
57. Kappert, H.F.: Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B, Kern, M. (Hrsg.): *Curriculum Prothetik*. Bd. II. Quintessenz Verlag, Berlin 1999
58. Kappert, H.F., Knode, H., Manzotti, L.: Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. *Dent Labor* 38, 177-183 (1990).
59. Kappert, H.F., Knode, H., Schultheiss, R.: Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 129-131 (1991).
60. Kappert, H.F., Knipp, U., Wehrstein, A., Kmitta, M., Knipp, J.: Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 683-685 (1995).
61. Käyser, A.: Shortend dental arches and oral function. *J Oral Rehabil* 8, 457-468 (1981).

62. Kelly, J.R.: Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75, 18-32 (1996).
63. Kelly, J.R.: Perspectives on strength. *Dent Mater* 11, 103-110 (1995).
64. Kelly, J.R., Tesk, J.A., Sorensen, J.A.: Failure of All-ceramic Fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling. *J Dent Res* 74, 1253-1258 (1995).
65. Kerkhof, F.: Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen. Handbuch der Keramik. Schmid, Freiburg 1982.
66. Kerschbaum, Th.: Überlebenszeiten von Kronen- und Brückenzahnersatz heute. *Zahnärztl Mitt* 76, 2315-2320 (1986).
67. Koeck, B.: Die Versorgung der einseitig verkürzten Zahnreihe. Grundsätzliche Überlegungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 40, 1049-1052 (1985).
68. Koeck, B.: Indikation, Kontraindikation und Differentialindikation aus prothetischer Sicht. In: Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg): *Praxis der Zahnheilkunde*. Bd. 13: Implantologie. Urban und Schwarzenberg, München 1996.
69. Körber, K.H., Ludwig, K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 31, 55-60 (1983).
70. Kraft, E.: Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen. *Zahnärztl Prax* 13, 129-130 (1962).
71. Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953-960 (1990).
72. Laufer, B.-Z., Gross, M.: Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: Principles and applications. *J Oral Rehabil* 25, 69-80 (1998).
73. Lehner, C., Studer, S., Scharer, P.: Seven year results of leucite-reinforced glass-ceramic crowns. *J Dent Res* 77, 802 (1998).
74. Lekholm, U., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Linden, U., Bergström, C., van Steenberghe, D.: Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14, 639-645 (1999).
75. Lindh, T., Gunne, J., Tillberg, A., Molin, M.: A metaanalysis of implants in partial edentoulism. *Clin Oral Impl Res* 9, 80-97 (1998).
76. Ludwig, K., Perkuhn, Th.: Untersuchungen zur Dauerfestigkeit von keramisch verblendeten Brücken unterschiedlicher Gerüstkonstruktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 766-768 (1993).
77. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M.: Der richtige Werkstoff. *ZWP spezial* 1, 12-16 (2001).
78. Luthardt, R., Spiekermann, J., Böning, K., Walter, M.: Therapie der verkürzten Zahnreihe. Eine systematische Literaturübersicht. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 592-608 (2000).
79. Lüthy, H., Pietrobon, N., Sisera, M., Wohlwend, A.: White Esthetics. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 106, 897-904 (1996).
80. Marx, R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 229-236 (1993).
81. Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Auf., Carl Hanser Verlag, München Wien 1993.
82. Mathews, M.F., Breeding, L.C., Dixon, D.L., Aquilino, S.A.: The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 65, 822-827 (1991).

83. *McGlumphy, E.A., Robinson, D.M., Mendel, D.A.*: Implant superstructures: A comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7, 35-39 (1992).
84. *McLean, J.W.*: The reinforcement of dental materials with ceramic oxides. *Br Dent J* 119, 251-254 (1965).
85. *McLean, J.W.*: Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlag, Berlin 1978.
86. *Mühlbradt, L., Ulrich, R., Möhlmann, H., Schmid, H.*: Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4, 125-130 (1989).
87. *Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D., Darius, P.*: A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 67, 236-245 (1992).
88. *Ney, Th., Mühlbradt, L.*: Das Intrusionsverhalten implantat- und zahngestützter Brückenkonstruktionen. *Dtsch Zahnärztl Z* 42, 944-948 (1987).
89. *Norton, M.R.*: In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 83, 567-571 (2000).
90. *Ottl, P., Piwowarczyk, A., Lauer, H.C., Hegenbarth, E.A.*: The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 20, 151-161 (2000).
91. *Patterson, E.A., Johns, R.B.*: Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7, 26-34 (1992).
92. *Plein, T., Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., Handel, G.*: The fracture resistance of all-ceramic FDP's on dies with different E-moduli. *J Dent Res* 79, 343 #1597 (2000).
93. *Pospiech, P.*: Neue Möglichkeiten vollkeramischer Versorgungen mit Empress 2. *ZWR* 16, 62-67 (1999).
94. *Pospiech, P.*: Persönliche Mitteilung 2001.
95. *Pospiech, P., Kistler, St., Frasch, P., Rammelsberg, P.*: Clinical evaluation of posterior crowns and bridges of Empress 2: Preliminary results after one year. *J Dent Res* 78, 445 #2714 (1999).
96. *Pospiech, P., Rountree, P., Unsöld, F., Rammelsberg, P.*: In-vitro-investigations on the Fracture Strength of all-ceramic posterior bridges of Empress 2. *J Dent Res* 78, 307 #1609 (1999).
97. *Pospiech, P.*: Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke. Med Habil, München 1997.
98. *Pröbster, L.*: Metallfreie Keramikbrücken - eine Standortbestimmung. *Phillip J* 10, 271-278 (1993).
99. *Pröbster, L.*: Klinische Langzeiterfahrungen mit Vollkeramikronen aus In-Ceram. *Quintessenz* 48, 1639-1646 (1997).
100. *Pröbster, L.*: Zum heutigen Stand vollkeramischer Restaurationen. *Zahnärztl Mitt* 87, 2478-2484 (1997).
101. *Pullinger, A.G., Seligman, D.A., Gornbein, J.A.*: A multiple logistic regression analysis of the risk and relative odds of temporomandibular disorders as a function of common occlusal features. *J Dent Res* 72, 968-981 (1993).
102. *Randow, K., Glantz, P.-O., Zoger, B.*: Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol Scand* 44, 241-255 (1986).
103. *Rangert, B.*: Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich. *Phillip J* 12, 277-282 (1995).
104. *Rangert, B., Eng, M., Gunne, J., Sullivan, D.Y.*: Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6, 177-186 (1991).

105. Rangert, B., Gunne, J., Glantz, P.-O., Svensson, A.: Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. Clin Oral Impl Res 6, 40-46 (1995).
106. Rangert, B., Krogh, P.H.J., Langer, B., van Roekel, N.: Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 10, 326-334 (1995).
107. Rateischak, K.H.: Farbatlanten der Zahnmedizin. Bd. 1: Parodontologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1989.
108. Rheinberger, V.: Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdisilicat-Glaskeramik. ZWR 108, 214-217 (1999).
109. Richter, E.-J.: Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. Zahnmed. Habilschr., Aachen 1992.
110. Richter, E.-J.: In vivo horizontal bending moments on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 13, 232-244 (1998).
111. Richter, E.-J., Jovanovic, S.A., Spiekermann, H.: Rein implantatgetragene Brücken - eine Alternative zur Verbundbrücke? Z Zahnärztl Implantol 6, 137-144 (1990).
112. Richter, E.J., Augthun, M.: Dicor-Glaskeramikkronen. Ergebnisse nach 36monatiger klinischer Anwendung. Dtsch Zahnärztl Z 44, 785-787 (1989).
113. Rieder, C.E., Parel, S.M.: Eine Beurteilung über die Intrusion natürlicher Pfeilerzähne mit implantatverbundenen festsitzenden Teilprothesen. Int J Par Rest Zahnheilkd 13, 323-335 (1993).
114. Rinke, S., Hüls, A., Chafizadeh, A.: Vergleichende Qualitätsbeurteilung kopiergefräster vollkeramischer Kronen und Brücken (Celay/In-Ceram). Dtsch Zahnärztl Z 50, 671-673 (1995).
115. Rosenblum, M.A., Schulman, A.: A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 128, 297-307 (1997).
116. Rountree, P., Pospiech, P., Riesinger, J., and Nothdurft, F.: In-vitro-investigations on the Fracture Strength of All-Ceramic Posterior Bridges of Empress 2. J Dent Res 79, 270 #1014 (2000).
117. Schüller, K.H., Hennicke, H.W.: Zur Systematik keramischer Werkstoffe. Ceram Forum Int 6/7, 259 (1985).
118. Schwickerath, H.: Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 41, 266 (1986).
119. Schwickerath, H.: Vollkeramische Brücken - Gerüste aus Kern- oder Hartkernmasse. Dent Labor 36, 1081-1083 (1988).
120. Schwickerath, H.: Vollkeramische Brücken. Die Dicor Glaskeramik. Dent Labor 36, 433-436 (1988).
121. Scurria, M.S., Bader, J.D., Shugars, D.A.: Meta-analysis of fixed partial denture survival: protheses and abutments. J Prosthet Dent 79, 459-473 (1998).
122. Setz, J., Simonis, A., Diehl, J.: Klinische und zahntechnische Erfahrungen mit vollkeramischen Brücken. Dent Labor 37, 1425-1427 (1989).
123. Singer, A., Serfaty, V.: Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: A 6-month to 3-year follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 11, 645-649 (1996).
124. Sorensen, J.A.: Das System IPS Empress 2 - Möglichkeiten und Grenzen. Quintess Zahntech 26, 240-254 (2000).
125. Sorensen, J.A., Cruz, M., Mito, W.T., Raffener, O., Meredith, H.R., Foser, H.P.: A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. Pract Periodont Aesthet Dent 11, 95-106 (1998).

126. *Sorensen, J.A., Kang, S.K., Torres, T.J., Knode, H.:* In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials. *J Cal Dent Assoc* 26, 207-214 (1998).
127. *Sozio, R.B., Riley, E.J.:* The shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent* 49, 182-187 (1983).
128. *Strub, J.R.:* Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 566-571 (1992).
129. *Studer, S., Lehner, C., Scharer, P.:* Seven year results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. *J Dent Res* 77, 803 (1998).
130. Technisches Datenblatt IPS Empress 2. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein 1998.
131. *Tetsch, P.:* Konsensus-Konferenz zur Implantologie. *Zahnärztl Mitt* 80, 481-489 (1990).
132. *Tinschert, J., Dicks, Ch., Färber, H., Marx, R.:* Bruchwahrscheinlichkeit von verschiedenen Materialien für vollkeramische Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 406-409 (1996).
133. *Tinschert, J., Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R.:* Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 610-616 (2000).
134. *Tinschert, J., Schimmang, A., Fischer, H., Marx, R.:* Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 695-699 (1999).
135. *Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., Anusavice, K.J.:* Structural reliability of alumina- feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 28, 529-535 (2000).
136. Verarbeitungsanleitung IPS Empress. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein 1997.
137. Verarbeitungsanleitung IPS Empress 2. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein 1999.
138. Verarbeitungsanleitung Ketac-Cem Aplicap. Espe, Seefeld 1998.
139. Verarbeitungsanleitung Microstar HS Easy2 Preßeinbettmasse. Zubler Gerätebau, Ulm 1999.
140. *Watzek, G., Mailath-Pokorny, G.:* Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.): Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Lehrbuch zur Aus- und Weiterbildung. Bd. 3. Zahnärztliche Chirurgie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2000.
141. *Weber, H., Netuschil, L.:* Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 278-281 (1992).
142. *Witter, D.J., van Elteren, P., Käyser, A.F.:* Migration of teeth in shortened dental arches. *J Oral Rehabil* 14, 321-334 (1987).
143. *Wohlwend, A.:* Verfahren und Ofen zur Herstellung von Zahnersatzteilen. Anmelder: Etablissement Dentaire Ivoclar (Europäische Patentanmeldung 0 231 773) 1987.

8 Anhang

8.1 Messwerte

Proben-Nr.	GRUPPE I Verbundbrücke mit resilienten Pfeilerzahn	GRUPPE II Verbundbrücke mit stark resilienten Pfeilerzahn	GRUPPE III Rein implantatgetragene Brücke
1	1238 am implantatnahen Verbinder Sprung der Verblendkeramik bei 774 N	864 am zahnnahe Verbinder	1284 Höchster Wert
2	1056 am zahnnahe Verbinder	860 am zahnnahe Verbinder	1032 Abplatzung der Verblendkeramik bei 818 N
3	865 am zahnnahe Verbinder	878 am zahnnahe Verbinder	811
4	807 am implantatnahen Verbinder	1038 am zahnnahe Verbinder Abplatzung der Verblendkeramik bei 627 N	1004
5	839 am implantatnahen Verbinder	653 am implantatnahen Verbinder	772
6	1143 am zahnnahe Verbinder	925 am zahnnahe Verbinder	912
7	830 am implantatnahen Verbinder	779 am zahnnahe Verbinder	771
8	686 am zahnnahe Verbinder	935 am zahnnahe Verbinder	1266 Abplatzung der Verblendkeramik bei 402/506 N
9	543 am implantatnahen Verbinder	681 am implantatnahen Verbinder	688 Gerüstfraktur am Implantat
10	708 am zahnnahe Verbinder	1069 am zahnnahe Verbinder Sprung der Verblendkeramik bei 753 N	1256 Abplatzung der Verblendkeramik bei 941 N

Tab. 15: Messwerte der Bruchfestigkeit [N]; Lokalisation der Fraktur; Besonderheiten

8.2 Erklärung zum Boxplotdiagramm

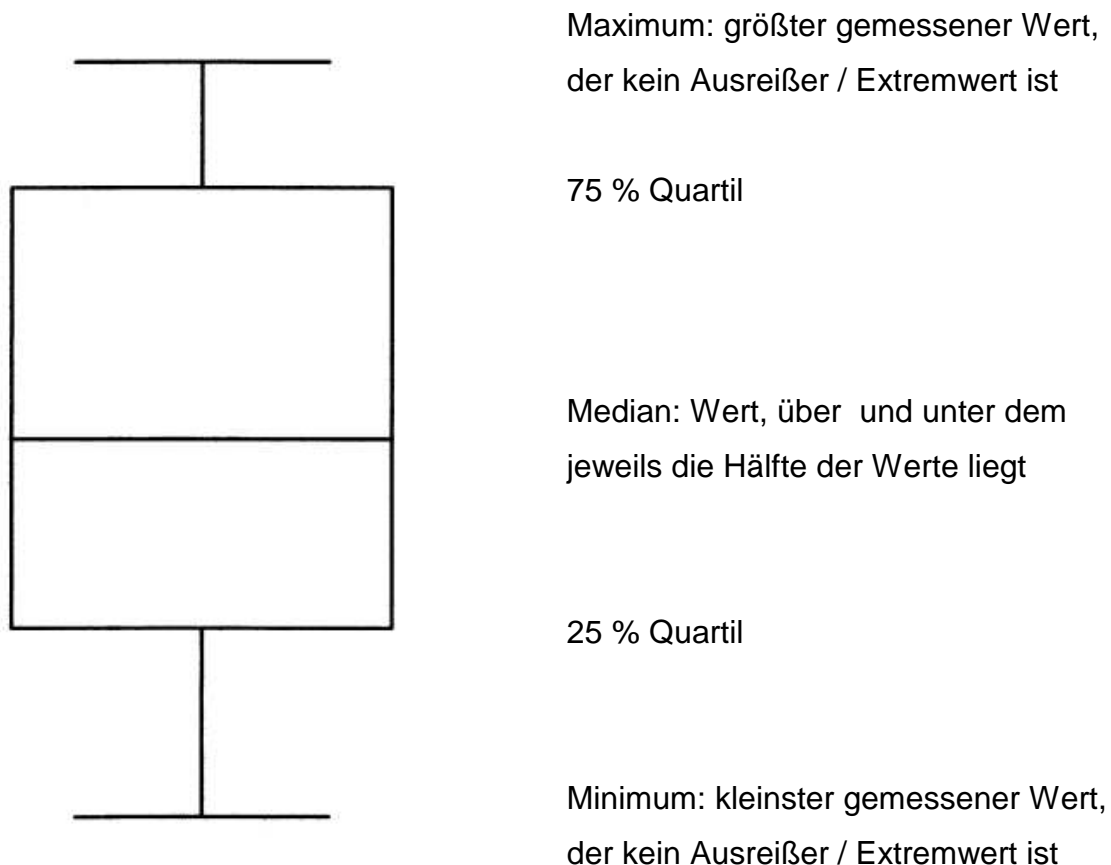


Abb. 26: Erklärung zum Boxplotdiagramm

Zwischen dem 25- und 75 % Quartil (entspricht dem Kasten) befinden sich 50 % aller Messwerte.

Als Ausreißer / Extremwerte bezeichnete Werte (liegen in dieser Studie nicht vor), sind zwischen 1,5 und 3 / mehr als 3 Kastenlängen vom 25- bzw. 75 % Quartil entfernt.

8.3 Materialliste

Adisil blau, Dubliersilikon, Siladent-Technik , Goslar
Ästhetikwachs, Modellierwachs, Schuler-Dental, Ulm
AlphaDie MF, Modellstumpfmaterial, Schütz-Dental , Rosbach
Branemark Shape Air, Turbinenhandstück, Nobel Biocare, Göteborg, Schweden
Color Spacer , Stumpflack, Yeti Dentalprodukte, Engen
Dentalastics, Gummiringe (Seperatoren), Dentaurum, Pforzheim
EP 500, Pressofen, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Erkodur-C, Tiefziehplatte , Erkodent, Pfalzgrafenweiler
IPS Empress 2, Dentalkeramik, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
ITI-Bonefit-Übungsimplantate/-Massivsekundärteile, Straumann, Waldenburg, Schweiz
Kausimulator, Willy-Tec, München
Ketac-Cem Aplicap, Glasionomerzement, Espe, Seefeld
Komet ISO 806 314 018, Präparierdiamanten, Gebr. Brassler, Lemgo
Lumocolor, Wasserlöslicher Stift, Staedtler, Nürnberg
Margidur, Gipshärter, Bezer Dental, Zürich, Schweiz
Microstar HS-Easy2, Einbettmasse, Zubler Gerätebau, Ulm
Moldastone, Superhartgips, Bayer, Leverkusen
Palavit G, Kunststoff, Kulzer, Wehrheim
PalaXpress, Prothesenkunststoff, Kulzer, Wehrheim
Parallelometer, Degussa, Frankfurt a. Main
Pattex Patronen, Heißklebematerial, Henkel, Düsseldorf
Programat X1, Keramikbrennofen, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
SCD030, Sputteranlage, Balzers Union, Balzers, Liechtenstein
SPSS Version 10.0, Statistik-Software, SPSS, München
Stereoscan 250, REM, Cambridge, Elektronen-Optik-Service, Dortmund
Tetric Ceram, Komposit, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Thymol (0,1%)- in physiologischer NaCl (0,9%)-Lösung zur Aufbewahrung der Zähne
UPM 1445, Universalprüfmaschine, Zwick, Ulm
Wachsfertigteile für Brückenzwischenglieder, Zubler Gerätebau, Ulm

8.4 Danksagung

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

Herrn Professor Dr. P. Pospiech danke ich ganz besonders für die Mitgestaltung an der Studie und für die kompetente Betreuung. Trotz seiner Belastung in Klinik und Forschung stand er immer mit freundlicher Unterstützung zur Seite.

Von Herrn Dr. M. Stimmelmayer stammt die Idee zum Versuchsaufbau. Seine Initiative war Anlass für die Studie, deren Thematik großes Interesse in mir weckte. Für seine Bemühungen sei auch ihm an dieser Stelle gedankt.

Dank auch allen Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, die mir bei der Herstellung der Proben und bei der Durchführung der praktischen Versuchen mit Rat und Tat beiseite standen.

Der Fa. Straumann danke ich für die freundliche und kostenlose Unterstützung in Form der ITI-Bonefit-Übungsimplantate nebst Aufbauteilen.

Bei der Fa. Ivoclar Vivadent GmbH bedanke ich mich für die freundliche und kostenlose Bereitstellung der IPS-Empress-2-Keramik.

Der Fa. Zubler Gerätebau danke ich für die kostenlos zur Verfügung gestellte Einbettmasse sowie für die freundliche Hilfestellung bei der Anfertigung der konfektionierten Wachsbrückenglieder.

8.5 Lebenslauf

Name	Aribert Gabriel Zellmer		
Geburtsdatum	24.03.1971		
Geburtsort	München		
Eltern	Josef Zellmer, Beamter im Ruhestand Berta Zellmer, geb. Gögerl		
Geschwister	Dipl.-Ing. Werner Zellmer, Bauingenieur		
Schulbildung	1977 - 1981	Grundschule an der Feldbergstrasse in München	
	1981 - 1990	Mathematisch-naturwissenschaftliches Werner-von-Siemens-Gymnasium in München	
	29. 06. 1990	Allgemeine Hochschulreife	
Wehrdienst	1990 -1991	Gebirgspionierbataillon in Brannenburg/Obb.	
Berufsausbildung	1991 – 1994	Ausbildung zum Zahntechniker	
	05. 10. 1994	Gesellenprüfung	
Beruf	1994 – 1995	Zahntechniker	
Hochschule	1995 – 2001	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München	
	09. 02. 2001	Zahnärztliche Prüfung	
	26. 02. 2001	Approbation als Zahnarzt	
Beruf	Seit 01. 04. 2001	zahnärztliche Tätigkeit als Vorbereitungsassistent bei Dres. Eckerlein/Böhner in Peißenberg/Obb.	