

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München, Innenstadt
Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

**Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten
Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen:
Eine In-vitro-Untersuchung**

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

vorgelegt von
Sebastian von Mohrenschildt
aus Belo Horizonte
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Franz-Xaver Reichl

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Florian Beuer

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

Tag der mündlichen Prüfung: 25.05.2009

1. EINLEITUNG	1
2. LITERATURÜBERSICHT	4
2.1. TEMPORÄRER ZAHNERSATZ	4
2.1.1. Bedeutung der temporären Versorgung	4
2.1.2. Langzeitprovisorien	6
2.1.3. Temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe	8
2.1.4. Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe.....	9
2.1.5. Chemische Unterschiede temporärer Materialien.....	14
2.1.6. Herstellung der temporären Versorgung	18
2.2. CAD/CAM-VERFAHREN	20
2.2.1. Definition	20
2.2.2. Entwicklung dentaler CAD/CAM-Systeme	20
2.2.3. Dentale Systeme	22
2.2.4. Technologische Grundlagen.....	25
2.2.5. Materialien für CAD/CAM-Verfahren	28
2.2.6. Vorteile CAD/CAM-gefertigter Langzeitprovisorien.....	28
2.3. EINFLUSSFAKTOREN AUF DIE FESTIGKEIT DENTALER RESTAURATIONEN	31
2.3.1. Definitionen.....	31
2.3.2. Mechanische Wechselbelastung	32
2.3.3. Thermische Wechselbelastung.....	33
2.3.4. Mechanische Vorschädigung.....	34
2.3.5. Lagerungsart	34
2.4. BRUCHLASTVERSUCHE.....	35
2.4.1. Allgemeines	35
2.4.2. Kausimulation	36
2.4.3. Bruchlastversuche mit künstlicher Alterung (Thermocycling)	37
2.4.4. Bruchlastversuche ohne künstliche Alterung.....	38
2.5. WERKSTOFFKUNDLICHE UNTERSUCHUNGEN ZUR BRUCHFESTIGKEIT VON TEMPORÄREM ZAHNERSATZ	39
2.5.1. Allgemeines	39
2.5.2. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von temporärem Zahnersatz	40

3. UNTERSUCHUNGSZIEL	45
4. MATERIAL UND METHODE	46
4.1. HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER	47
4.1.1. Präparation der Ausgangssituation.....	47
4.1.2. Herstellung dimensionsgleicher Modelle	49
4.1.3. Herstellung eines definierten künstlichen Parodontalspaltes.....	50
4.1.4. Sockeln der Proben	51
4.1.5. Ausarbeitung der Prüfkörper.....	52
4.2. HERSTELLUNG DER PROVISORIEN	54
4.2.1. Verwendete CAD/CAM-Systeme	54
4.2.2. Provisorische Restaurationsmaterialien	55
4.2.3. Vorbereitung der Modelle	57
4.2.4. Digitalisierung der Kronenstümpfe.....	58
4.2.5. Fräsen der Langzeitprovisorien	62
4.2.6. Fertigstellung der Langzeitprovisorien.....	64
4.3. EIGENE VERSUCHE	67
4.3.1. Bruchlastmessung ohne künstliche Alterung.....	67
4.3.2. Bruchlastmessung mit künstlicher Alterung	68
4.3.3. Statistik.....	70
4.3.4. Darstellung der Ergebnisse	71
5. ERGEBNISSE	73
5.1. ERGEBNISSE DER BRUCHLASTVERSUCHE OHNE ALTERUNGSSIMULATION	73
5.2. ERGEBNISSE DER BRUCHLASTVERSUCHE MIT ALTERUNGSSIMULATION	75
5.3. EINFLUSS DES MATERIALS.....	77
5.4. EINFLUSS DER KÜNSTLICHEN ALTERUNG	77
5.5. DESKRIPTIVE STATISTIK.....	78
5.6. OPTISCHE FRAKTURANALYSE.....	80
5.7. LICHTMIKROSKOPISCHE ANALYSE DER BRUCHFLÄCHE	82
5.8. ANALYSE DER BELASTUNGSDIAGRAMME.....	83
6. DISKUSSION	85
6.1. DISKUSSION DER METHODIK	85

6.2. DISKUSSION DER ERGEBNISSE	89
6.3. DARSTELLUNG DER VOR- UND NACHTEILE DER SYSTEME	94
7. ZUSAMMENFASSUNG	97
8. LITERATURVERZEICHNIS	99
9. TABELLENVERZEICHNIS	119
10. ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	120
11. DANKSAGUNG.....	123
12. TABELLARISCHER LEBENSLAUF	124
13. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT	126

1. EINLEITUNG

„Die provisorische Versorgung von präparierten Zähnen und Zahnlücken ist heute als wesentlicher Bestandteil einer erfolgreichen festsitzenden Restauration anerkannt“ [Rieder, 1989].

Im Rahmen einer oralen Rehabilitation lässt sich eine prothetische Rekonstruktion klinisch und labortechnisch nur über mehrere Behandlungsphasen realisieren. Eine Zwischenversorgung ist notwendig, die entscheidend Einfluss auf das Wohlbefinden des Patienten, die Qualität der definitiven Versorgung und den Langzeiterfolg der Behandlung einnimmt. Bei chirurgischen Primärbehandlungen und schwierigen ästhetischen, phonetischen oder kaufunktionellen Umstellungen kommt der provisorischen Versorgung zugleich in der Diagnostik und der prognostischen Bewertung des geplanten endgültigen Zahnersatzes eine Schlüsselrolle zu. Funktionelle, parodontale und ästhetische Aspekte bestimmen das Design, die Herstellung sowie die Verweildauer des Provisoriums im Mund. Für eine gezielte Provisorienherstellung existieren zwei prinzipiell verschiedene Lösungskonzepte: das direkt gefertigte Sofortprovisorium und das laborgefertigte Langzeitprovisorium [Käyser et al. 1997, Koeck 1999].

Für den klinischen Erfolg einer provisorischen Versorgung sind gute Verarbeitungseigenschaften, eine hohe Passgenauigkeit und Biokompatibilität sowie eine ausreichende mechanische Stabilität von ausschlaggebender Bedeutung [Kaiser & Cavazos 1985, Skurow & Nevins 1988, Farah & Powers 1992, Rosenstiel et al. 1995]. Funktionelle Belastung der Materialien und Temperaturwechsel in der Mundhöhle

sind Faktoren, die bei der Auswahl des Provisorienmaterials berücksichtigt werden müssen [Rosenstiel et al. 1995]. Denn eine vorzeitige Fraktur und eine damit verbundene Reparatur beziehungsweise Neuanfertigung der provisorischen Versorgung ist für den behandelnden Zahnarzt und den Patienten ein zusätzlicher Zeit- und Kostenfaktor.

Um die Stabilität der verschiedenen provisorischen Kunststoffe zu vergleichen, wurden in einer Vielzahl von In-vitro-Untersuchungen die mechanischen Eigenschaften dieser Materialien bestimmt [Gegauff & Pryor 1987, Wang et al. 1989, Koumjian & Nimmo 1990, Osman & Owen 1993, Gegauff & Wilkerson 1995, Ireland et al. 1998]. Hierdurch konnte festgestellt werden, dass die Bruchfestigkeit von provisorischen Kunststoffen von der Geometrie der Restauration, den auftretenden Kaukräften, der Zahnbeweglichkeit und vom Alterungsprozess in der Mundhöhle beeinflusst wird. Für intraorale Kaukräfte werden Werte von 35 N bis 70 N angegeben sowie eine mittlere Kaufrequenz von 1,66 Hz auf [Eichner 1963]. Messungen zur Mundtemperatur haben Werte zwischen 0°C und +67°C ergeben [Spierings et al. 1987, Palmer et al. 1992]. Für die daraus resultierenden Temperaturen an der Zahnoberfläche werden Werte zwischen 5°C und 55°C angegeben [Marx 1990]. Präklinische Untersuchungen von dentalen Werkstoffen im Kausimulator eignen sich dazu, Restaurationen unter simulierten klinischen Bedingungen zu altern und erlauben dadurch eine erste Abschätzung ihres klinischen Langzeitverhaltens [DeLong et al. 1982 und 1985, Douglas et al. 1985, Krejci et al. 1990, Rosentritt et al. 1997, Polanski et al. 1998]. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse sind wichtig um zu entscheiden, inwieweit eine Restauration den wiederholten funktionellen Belastungen in der Mundhöhle prinzipiell standhalten kann [Craig 1997, Ireland et al. 1998].

Da Frakturen bei provisorischen Kunststoffen unter klinischen Bedingungen ein häufiges Misserfolgsereignis darstellt [Hecht et al. 2001], sind die Hersteller bemüht die mechanischen Eigenschaften ihrer Materialien weiter zu verbessern. Zudem zielen neueste Entwicklungen darauf ab, den Fertigungsvorgang für Langzeitprovisorien zu vereinfachen. Zur Erreichung dieser Ziele wurden von den Herstellern industriell gefertigte Kompositblöcke entwickelt, die eine Fertigung des temporären Zahnersatzes mit einem entsprechenden CAD/CAM-System erlauben. Bislang liegen jedoch nur unzureichend In-vitro-Untersuchungen vor, die eine Eignung dieser Materialien für den klinischen Einsatz als Langzeitprovisorium belegen.

Ziel der hier vorgelegten Studie ist es, die aktuellen Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcke durch thermo-mechanische Wechselbelastung im Kausimulator auf ihre Dauer- und Frakturfestigkeit zu überprüfen.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1. TEMPORÄRER ZAHNERSATZ

2.1.1. Bedeutung der temporären Versorgung

Die provisorische Versorgung hat die Aufgabe den präparierten Zahn während der Zeitspanne schützen, die zwischen dem Ende der Präparation und der Eingliederung der definitiven Restauration liegt.

In der modernen Zahnmedizin nehmen Provisorien im Ablauf einer prothetischen Behandlung mit feststehendem Zahnersatz eine zentrale Stellung ein. Die zahnärztlichen Provisorien haben hierbei einer Vielzahl von Funktionen und Anforderungen zu genügen [Wirz et al. 1992]. Ihre Funktionen sind sehr vielseitig und ihre technische Ausführung bestimmt weitgehend über das Gelingen der nachfolgenden Therapie („Die einwandfrei gefertigte provisorische Restauration kann über Erfolg und Misserfolg der zahnärztlichen Therapie entscheiden“) [Trushkowsky 1992]. Provisorien haben in diagnostischer, therapeutischer und funktioneller Hinsicht einen hohen Anspruch zu erfüllen [Wirz et al. 1995a und 1995b]. So haben provisorische Versorgungen nicht nur die Aufgabe, Fehlendes zu ersetzen, sondern im Sinne von Strukturprophylaxe, alles an vorhandenem Hart- und Weichgewebe zu erhalten, zu schützen und wieder in gesunden Zustand zu überführen. Es entspricht der Sorgfaltspflicht des Zahnarztes, beschliffene Zahnhartsubstanz notwendigerweise sofort temporär zu versorgen, da diese Dentinwunde gegen thermische, chemische und bakterielle Reize geschützt werden muss [Reither 1981]. Jeder beschliffene, vitale Zahn weist eine Dentinwunde auf. Mit Abnahme der verbleibenden Hartsubstanzdicke nimmt die Anzahl und Ausdehnung der angeschnittenen

Odontoblastenfortsätze pulpenwärts stetig zu, so dass die Gefahr der Pulpenschädigung bei Einwirkung schädigender Noxen nicht unbeträchtlich ist. Im Zusammenwirken mit dem Befestigungszement gilt die temporäre Krone als Wundverband und Schmerzprophylaxe [Rzanny et al. 1996]. Die provisorische Krone dient hier als Medikamententräger. So verdient der exakte Randschluss bei dieser wie bei der definitiven Krone eine besondere Aufmerksamkeit und Sorgfalt [Koumjian & Holmes 1990, Wirz et al. 1992a]. Exakt konturierte und durch entsprechendes Oberflächenpolitur hygienefähige Kronenränder wirken einer Plaqueretention entgegen, denn der Erfolg von festsitzendem Zahnersatz ist in entscheidendem Maße von der Gesunderhaltung des Parodontiums abhängig [Monday & Blais 1985, Tjan et al. 1987, Bral 1989, Wirz et al. 1992a, Lieberberg 1995]. Die randgenaue Gestaltung verhindert ebenfalls die Gefahr von Gingivawucherungen, die einer exakten Abformung des präparierten Zahnstumpfes entgegenstehen.

Die temporäre Versorgung stellt zeitnah und kostengünstig die ursprüngliche Form des Zahnes wieder her, damit die Kau- und Sprachfunktion bereits zu einem frühen Behandlungszeitpunkt wieder gewährleistet werden können [Vahidi 1987]. Pfeilerzähne sollen in ihrer topographischen Lage innerhalb der Zahnreihe und zu den Antagonisten fixiert werden. Zahnstellungsänderungen wie Elongationen, Rotationen, Kippungen oder Inklinationen sind ebenso sorgfältig zu berücksichtigen wie Veränderungen der Kieferrelation.

Bei diagnostischen Vorbehandlungen verwendet der Zahnarzt vorzugsweise provisorische Werkstoffe. Hier lassen sich vor einer umfassenden, aufwendigen prothetischen Versorgung eines Patienten ästhetische, funktionelle und auch phonetische Veränderungen frühzeitig und kostengünstig überprüfen [Wirz et al. 1992b]. Mit Provisorien lassen sich die Zahnfarbe, -form, Okklusion sowie ein neu erstelltes

artikuläres und muskuläres Gleichgewicht vor der definitiven Versorgung im Sinne einer „Probefahrt“ abklären [Rossein 1995b, Käyser et al. 1997, Koeck 1999].

2.1.2. Langzeitprovisorien

Im Rahmen prothetischer Rehabilitationen wird der behandelnde Zahnarzt regelmäßig mit Zähnen konfrontiert, die zu Behandlungsbeginn eine fragliche Prognose aufweisen, wie zum Beispiel stark gelockerte oder stark zerstörte Zähne sowie Zähne mit unsicherer endodontischer Prognose. Vor einer endgültigen Versorgung benötigen diese prothetischen Pfeilerzähne alternativ oder in Kombination endodontische, parodontologische oder chirurgische Vorbehandlung. Die Reevaluation solcher präprothetischer Maßnahmen im Hinblick auf die dauerhafte Belastbarkeit der Zähne mit endgültigem Zahnersatz kann sich über einen Zeitraum von mehreren Monaten erstrecken. In der Zwischenzeit sind für die temporäre Versorgung des Lückengebisses laborgefertigte Langzeitprovisorien das Mittel der Wahl [Handel 2002].

Mit Hilfe von Langzeitprovisorien kann die Ausheilungszeit nach präprothetisch-chirurgischen oder parodontaltherapeutischen Eingriffen überbrückt werden und somit die Alveolarknochen- bzw. Schleimhautregeneration oder die Prognose parodontal geschädigter Zähne bezüglich ihrer Erhaltungswürdigkeit abgewartet werden. Langzeitprovisorien sind auch dann indiziert, wenn im Vorfeld einer definitiven Versorgung therapeutische Veränderungen der vertikalen und/oder horizontalen Kieferrelation durchgeführt und risikoarm erprobt werden sollen. Dies ist zum Beispiel der Fall bei einer geplanten Anhebung der vertikalen Kieferrelation oder bei einer Korrektur der Okklusion im Anschluss an eine erfolgreiche

Schientherapie. Hierbei weisen die Langzeitprovisorien den Vorteil auf, dass gegebenenfalls noch notwendige Okklusionskorrekturen in der definitiven Kieferrelation des Patienten durchgeführt werden können. Im Verlauf des mehrmonatigen Tragens kann dadurch eine Erprobung des für die endgültige Versorgung geplanten Okklusionskonzeptes erfolgen [Handel 2002].

Darüberhinaus ist auch den ästhetischen Ansprüchen des Patienten, vor allem bei Restaurationen im Frontzahnbereich, Rechnung zu tragen. Funktionelle und ästhetisch ansprechende Provisorien haben zum einen motivierenden Wert für den Patienten hinsichtlich seiner Mundhygienegewohnheiten, zum anderen dienen sie dem Zahntechniker als Vorlage bezüglich Zahnform, -stellung und -farbe. Insbesondere diese ästhetischen Gesichtspunkte spielen in der modernen Gesellschaft zunehmend eine gewichtige Rolle. Dies ist auch in der Anfertigung des Interimszahnersatzes zu berücksichtigen. Somit bleibt, vor allem in der ersten Behandlungssitzung, oft nur die Möglichkeit der temporären Versorgung [Dylina & Rutherford 1995, Rossein 1995b].

Aus der Fülle der Aufgaben und Anforderungen ergibt sich, dass das Provisorium temporär die Aufgabe des definitiven Zahnersatzes zu übernehmen hat. Es handelt sich somit um eine, wenn auch zeitlich begrenzte, vollwertige und anspruchsvolle zahnärztliche Maßnahme mit hochwertigen Werkstoffen, der die Bezeichnung „provisorisch“ nicht gerecht wird. Infolgedessen erscheint die Bezeichnung der „temporären oder Interimsversorgung“ besser gewählt [Lowe 1982, Vahidi 1987, Bral 1989, Driscoll et al. 1991, Trushkowsky 1992, Rossein 1995a, Rzanny et al. 1996, Käyser et al. 1997].

2.1.3. Temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe

Es gibt heutzutage verschiedene Werkstoffe und Methoden, um eine temporäre Krone oder Brücke herzustellen. Keiner der verfügbaren Werkstoffe erfüllt alle Anforderungen, die an ein Provisorium gestellt werden. Die Weiterentwicklung der provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien durch die Dentalindustrie bietet dem Zahnarzt heute eine Vielzahl von Produkten. Um dessen Wunsch nach unkomplizierter Handhabung, einfacher Verarbeitung und eindeutiger Dosierbarkeit gerecht zu werden, bringen die Hersteller verschiedene neue Dosier-, Applikations- und Polymerisationssysteme auf den Markt. Hierbei werden die Kunststoffe stetig verbessert, um auch den hohen physikalischen und mechanischen Anforderungen in der Mundhöhle gerecht zu werden [Welker 1998].

Als Materialien für temporären Zahnersatz finden hauptsächlich autopolymerisierende PMMA-Kunststoffe Verwendung. Alternativ dazu können auch auto- oder dualpolymerisierende Kompositkunststoffe auf BisGMA-Basis verwendet werden [Strub 1994]. Sie weisen im Vergleich zu den PMMA-Kunststoffen verbesserte mechanische Eigenschaften auf, lassen sich jedoch nur nach Vorbehandlung mit speziellen niedrigviskösen Monomergemischen unterfüttern beziehungsweise reparieren [Foussekis et al. 2001]. Die mechanischen Eigenschaften von Provisorien-Kunststoffen können zudem mit Hilfe von Glasfaserverstärkung signifikant verbessert werden [Curilovic et al. 1982, Belvedere 1990, Rosentritt et al. 2003, Kemp et al. 2004]. Gegenüber direkt hergestellten temporären Brücken oder im Labor hergestellten Brücken ohne Faserverstärkung zeigen sie eine erhöhte Materialfestigkeit [Zumbühl 1998, Behr et al. 1999, Schulz et al. 2005] bei geringem Eigengewicht, widerstehen hohen Kaukräften und mindern im klinischen Einsatz das Frakturrisiko. Sie stellen somit

eine kostengünstige und ästhetische Alternative im Vergleich zu Langzeitprovisorien mit unterstützendem Metallgerüst dar [Körber et al. 1996, Leibrock et al. 1998].

2.1.4. Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe

Der Anforderungskatalog an diese Materialien ist sehr umfangreich. Man muss zwischen patientenbezogenen und verarbeitungsbezogenen Anforderungen unterscheiden. Tabelle 1 zeigt eine kurze Übersicht.

2.1.4.1 Patientenbezogene Anforderungen

Eine wichtige Voraussetzung ist, dass die biologische Verträglichkeit der Kunststoffe gesichert ist. Von den Werkstoffen dürfen keine toxischen, sensibilisierenden, kanzerogenen und mutagenen Wirkungen auf die Gewebe ausgehen. Die Materialien werden in der Mundhöhle nicht nur als ausgehärtete Polymerisate eingegliedert. Bei direkter Verarbeitungsweise kommen die noch in chemischer Reaktion befindlichen Kunststoffkomponenten direkt mit den Geweben der Mundhöhle in Kontakt [Welker 1998]. Es darf zu keiner physikalischen Beeinträchtigung der Gewebe kommen [Trushkowsky 1992]. Auf eine möglichst geringe Reaktionswärme während einer exothermen Polymerisation ist besonders hinzuweisen, da bei Temperaturen über 42 °C am präparierten Zahnstumpf irreversible Pulpenschädigungen zu erwarten sind [Braden et al. 1971, Kollmannsperger 1977, Anders & Welker 1990, Driscoll et al. 1991, Wirz 1993, Rzanny et al. 1996, Welker 1998]. Zur Gesunderhaltung der Gingiva hingegen ist es wichtig, eine effiziente Plaqueentfernung durch den Patienten zu ermöglichen. Hierzu muss die provisorische Versorgung einen korrekten Randschluss und eine richtige Kontur

aufweisen. Da eine raue Oberfläche die Plaqueakkumulation fördert, sollte das Material eine möglichst glatte Oberflächenbeschaffenheit aufweisen [Tanner et al. 2005]. Marginale Plaqueakkumulation infolge von rauen und balkonartigen Kronenrändern führen zwangsläufig zu einer Gingivitis [Prestipino 1989]. Überextendierte Ränder führen zu Gingivairritationen, wobei unterextendierte Ränder zu thermischen (heiß-kalt), chemischen (Säure) und osmotischen (süß) Empfindlichkeiten beim Patienten führen können. Da die Gingiva das Bestreben hat sich straff an den Zähnen über die Präparationsgrenze zu legen, kann es zu zusätzlichen Schwierigkeiten bei der Stumpfabformung und Eingliederung der definitiven Krone beziehungsweise Brücke kommen. Die Materialien müssen resistent gegen Nahrungsmittel, Medikamente und Zahnpflegemittel sein. Sie dürfen durch das Mundmilieu nicht abbaubar sein und sollen keine Alterungserscheinungen zeigen. Darüber hinaus werden geschmack- und geruchslose Materialien mit geringer Temperaturleitfähigkeit gefordert, um eine Irritation der Mundphysiologie auszuschließen. Daran schließt sich der Wunsch nach guten hygienischen Eigenschaften an. Hierzu zählen eine dichte Struktur der Materialien, die keine Aufnahme von Fremdsubstanzen, Mikroorganismen und deren Stoffwechselprodukte erlaubt, und eine plaqueabweisende Oberfläche, die eine leichte physiologische und künstliche Reinigung ermöglicht. Neben Dimensionsgenauigkeit und Formstabilität ist auch ein natürliches Aussehen der temporären Versorgung wünschenswert. Die Farbe soll der Zahnhartsubstanz angepasst und von der Farbe des Befestigungswerkstoffes unabhängig sein. Den Kunststoff soll eine gute endogene/exogene Farbbeständigkeit auszeichnen. Abschließend wird auf eine hohe mechanische Festigkeit in Bezug auf Biegestabilität und Abrasionsfestigkeit verwiesen, um ausreichenden Widerstand gegen Kau- und Zugbelastung zu bieten.

Große Kräfte treten besonders beim Kauvorgang und bei Parafunktionen, wie Knirschen und Pressen, auf. Eine genügende Stärke der Okklusalfäche, gute Passform und ausreichende Umfassung des Zahnstumpfes sind daher wichtig Voraussetzungen für eine längerfristig erfolgreiche Behandlung mit Provisorien [Binkley & Irvin 1987, Wirz 1993, Darbar et al. 1994, Wirz et al. 1995a, Rzanny et al. 1996, Luthardt et al. 1996, Welker 1998].

2.1.4.2 Verarbeitungsbezogene Anforderungen

Für den Zahnarzt kommen weitere Anforderungen für die Verarbeitung der Materialien hinzu. Diese sollen arbeitshygienisch unbedenklich sein, um keine biologisch negative Wirkung (Sensibilisierung, Bearbeitungsstaub) auf den Behandler auszuüben. Von besonderer Bedeutung sind die unkomplizierte Zubereitung und Verarbeitung. Zur Herstellung von temporärem Sofortersatz ist eine leichte Dosierung der Komponenten, deren Dosierungsempfindlichkeit mit angepasster Abbindecharakteristik (Rheologie) und eine einfache Formbarkeit beziehungsweise Applizierbarkeit des unpolymerisierten Materials wünschenswert.

Als fertiges Polymerisat soll der Ersatz gut entfernbar und wiederzubefestigen sein. Dies setzt eine ausreichende mechanische Widerstandsfähigkeit voraus. Diese lässt sich mit Hilfe der Biegefestigkeit genauer beschreiben. In diesem Zusammenhang ist es wichtig, dass der Kunststoff unempfindlich gegenüber allen gängigen temporären Befestigungswerkstoffen ist. Um eine akzeptable Oberflächengüte zu erreichen, muss der Werkstoff mit vorhandenen Praxismitteln polierbar sein. Die Kunststoffe müssen ausreichend anpolymerisierbar sein, um die Möglichkeit der

Reparatur und der Ergänzung bei einem modifizierbaren Langzeitprovisoriums zu bieten.

Letztendlich wird auch eine angemessene Wirtschaftlichkeit des Materials gefordert. Diese Forderung bezieht sich primär auf möglichst geringe Materialkosten, aber auch auf eine ausgedehnte Lagerfähigkeit. Zudem ist eine ausreichende, gleichwohl begrenzte Auswahl an Farben erforderlich [Wirz et al. 1992a, Wirz 1993, Rzanny et al. 1996, Luthardt et al. 1996, Käyser et al. 1997, Welker 1998].

Die Güte einer temporären Versorgung resultiert schließlich aus der Qualität der von der Industrie zur Verfügung bereitgestellten Komponenten, deren Verarbeitung und der Mundhygiene des Patienten [Welker 1998].

Biokompatibilität	<ul style="list-style-type: none"> - keine toxische, sensibilisierende, kanzerogene und mutagene Wirkung - geringe/keine Reaktionswärme - keine physikalischen Beeinträchtigungen
Mundbeständigkeit	<ul style="list-style-type: none"> - unlöslich - resistent gegen Nahrung, Medikamente, Zahnpflegemittel etc.
keine Irritationen der Mundphysiologie	<ul style="list-style-type: none"> - geschmacklos - geruchlos - geringe Temperaturleitfähigkeit
Formbeständigkeit	<ul style="list-style-type: none"> - Schrumpfungen / Quellungen
Ästhetik	<ul style="list-style-type: none"> - Zahnfarbe angepasst - Farbbeständigkeit - vom Befestigungswerkstoff unabhängig
mechanische Festigkeit	<ul style="list-style-type: none"> - Biegefestigkeit - Abrasionsfestigkeit - E-Modul
Hygiene	<ul style="list-style-type: none"> - dichte Struktur - keine Aufnahme von Fremdsubstanzen - keine Aufnahme von Mikroorganismen - leichte physiologische / künstliche Reinigung - plaqueabweisend

Tabelle 1: patientenbezogene Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe

unkomplizierte Verarbeitung	<ul style="list-style-type: none"> - leicht dosierbar/dosierungsempfindlich - gute Applizierbarkeit - leicht formbar - angepasste Abbindecharakteristika - leicht entfernbar/reponierbar
Arbeitshygiene	- keine negative Wirkung
Polierbarkeit	- mit Praxismitteln
Reparaturfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> - Anpolymerisierbarkeit - Möglichkeit der Ergänzung
Wirtschaftlichkeit	<ul style="list-style-type: none"> - niedrige Materialkosten - Lagerfähigkeit - adäquate Farbwahl

Tabelle 2: verarbeitungsbezogene Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe

2.1.5. Chemische Unterschiede temporärer Materialien

2.1.5.1. Allgemeines

Unter Kunststoffen versteht man hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden. Diese werden allgemein als Makromoleküle oder Polymere bezeichnet. Die Kombination dieser Polymere mit anderen organischen oder anorganischen Materialien führt zu einer gewaltigen Vielfalt von Werkstoffen, den so genannten Verbundwerkstoffen oder -materialien, mit teils völlig unterschiedlichen, für den jeweiligen Verwendungszweck maßgeschneiderten Eigenschaften. Der Aufbau der Verbundkunststoffe ist sehr komplex, da sie aus einer Vielzahl unterschiedlicher Materialien zusammengesetzt sind und zudem alle beigefügten Inhaltsstoffe auch in einer Wechselwirkung zueinander stehen. Grundsätzlich sind jedoch alle Verbundwerkstoffe hinsichtlich

ihres schematischen Aufbaus ähnlich [Janda 1996], wobei nicht alle Komponenten immer Bestandteil eines Materials sein müssen. Ein vereinfachendes Schema ist in Abb. 1 dargestellt.

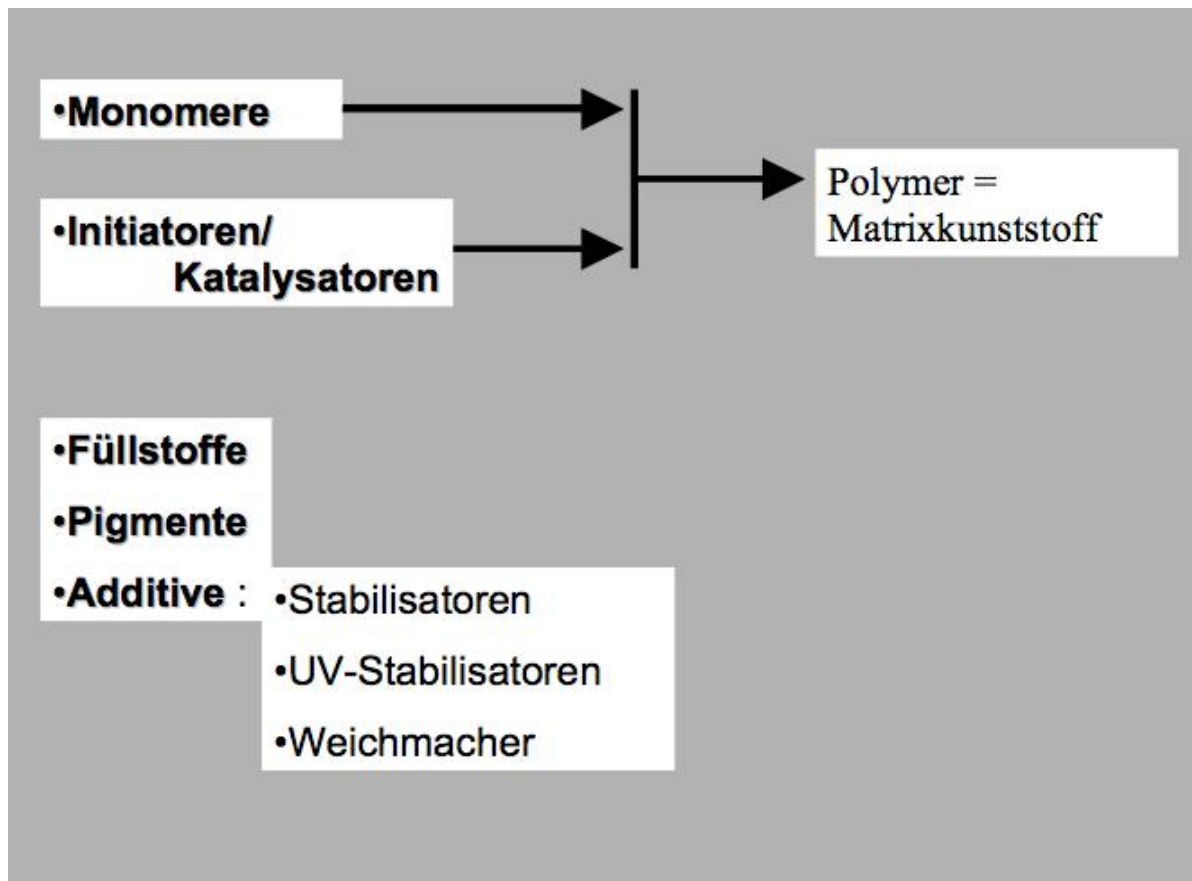


Abb. 1: Grundsätzlicher Aufbau eines Verbundpolymers [Janda 1996]

2.1.5.2. Chemische Basis

Provisorische Kronen- und Brückenkunststoffe sind in ihrer chemischen Struktur recht vielschichtig zusammengesetzt. Im Wesentlichen sind die gängigen Produkte, die auf dem Markt vertreten sind, drei unterschiedlichen Systemen bzw. Materialgruppen zuzuordnen [Rzanny et al. 1996, Welker 1998]:

- Pulver-/Flüssigkeits-Systeme auf der Basis Polymethylmethacrylat / Methylmethacrylat (PMMA/MMA): Das Pulver aus feinen, auspolymerisierten PMMA-Kügelchen (Durchmesser ca. 0,02 mm) wird mit monomerer Flüssigkeit (MMA) angeteigt und durch polymerisierendes MMA verkittet.
- Hochmolekulare Acrylate: Selbsthärtende Pulver-Flüssigkeits-Präparate, z.B. Mischungen aus Polyethylmethacrylat (PEMA) und i-Butylmethacrylat-Flüssigkeit.
- Präparate auf Diacryl-Basis: Benutzt werden Monomere wie Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), Urathandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und ähnliche Monomere. Hinzu kommen anorganische oder organische Füller, die sie als Komposite charakterisieren.

Allgemeine Zusätze wie zum Beispiel Katalysatoren, Inhibitoren, Copolymere, Comonomere, Weichmacher, Vernetzer, Acceleratoren und UV-Absorber geben den verschiedenen Produkten ein spezielles chemisches und physikalisches Verhalten, und lassen diese mit unterschiedlichem Erfolg im direkten oder indirekten Verfahren verarbeiten [Pfeiffer & Schickerath 1988, Wirz 1993, Rawls et al. 1996].

2.1.5.3. Arten der Polymerisation

Um die Polymerisation - eine so genannte Kettenreaktion - auszulösen, werden Startermoleküle (Initiatoren) oder Katalysatoren benötigt. Die Art der Polymerisation richtet sich nach dem Initiator-Typ. Der Initiator unterscheidet sich von einem Katalysator dadurch, dass er an einer Reaktion teilnimmt und verbraucht wird. Der

Katalysator dagegen setzt die Aktivierungsenergie herab, um den Ablauf der Reaktion zu gewährleisten. Er wird dabei nicht verbraucht, sondern geht unverändert aus der Reaktion hervor [Janda 1996].

Die Kronen- und Brückenkunststoffe, die in der Internationalen Norm unter EN ISO 10477 beschrieben werden, sind nach ihrem Aktivierungssystem (Initiator-Typ) eingeteilt [International Organisation of Standardization 1992].

- Typ 1** Heißpolymerisierender Kronen- und Brückenkunststoff
- Typ 2** Chemisch aktivierter (autopolymerisierender) Kronen- und Brückenkunststoff
- Typ 3** Photoaktivierter (licht- und/oder UV-polymerisierender) Kronen- und Brückenkunststoff

Nach dem Initiator-Typ lassen sich danach heiß-, auto- und lichtpolymerisierbare Kunststoffe unterscheiden. Heißpolymerisierende Kunststoffe (Typ 1) haben ihre Indikation im Wesentlichen zur Verwendung laborgefertigter Langzeitprovisorien. Sie entsprechen den Verblendkunststoffen für definitiven Zahnersatz. Die wichtigsten Initiatoren der Heißpolymerisate sind Dibenzoylperoxid (im Pulver der konventionellen PMMA/MMA-Heißpolymerisate) und Dimethylhexan-diperbenzoat (pastenförmige Einkomponenten-Heißpolymerisate).

Der dominierende Anteil der gängigen Provisorienpräparate besteht aus kalthärtenden Autopolymerisaten (Typ 2). Deren Initiator-System beruht auf Redox-Systemen auf Amin-/Peroxidbasis (ältere Produkte) oder Barbitursäurebasis (neuere Produkte).

Camperchinon ist der Initiator für lichthärtende Präparate (Typ 3).

Als weiteren wichtigen Bestandteil enthalten alle Kunststoffe Stabilisatoren, die eine längere Lagerzeit ermöglichen. Durch Reaktion mit freiwerdenden Molekülradikalen wird eine ungewollte Reaktion vermieden. Ein solcher „Radikal-Fänger“ ist Hydrochinon.

2.1.6. Herstellung der temporären Versorgung

In der Literatur finden sich zahlreiche Veröffentlichungen und Falldarstellungen zur Herstellung von temporärem Zahnersatz. Dieses Thema soll an dieser Stelle aber nicht detailliert behandelt werden, vielmehr soll nur ein kurzer Überblick über verschiedene Herstellungsverfahren gegeben werden. Für eine umfassende Erläuterung zur Herstellung von Provisorien wird auf die Lehrbücher oder Lehrbuchbeiträge von Wirz [1993], Strub [1994], Ferracane [1995], Käyser et al. [1997] und Koeck [1999] verwiesen. Das Verfahren, das für die Herstellung der in der vorliegenden Studie eingesetzten Langzeitprovisorien verwendet wurde, wird zu einem späteren Zeitpunkt noch ausführlich beschrieben.

Bei der Herstellung von Provisorien sind grundsätzlich zwei verschiedene Verfahren zu unterscheiden: die direkte und die indirekte Methode. Bei der direkten Methode wird das Provisorium am Behandlungsstuhl direkt im Mund des Patienten hergestellt. Bei der indirekten Methode erfolgt zuerst eine Abformung der präparierten Zähne und des Gegenkiefers, daran anschließend wird das Provisorium anhand der einartikulierten Gipsmodelle im zahntechnischen Labor erstellt und erst in einer zweiten Behandlungssitzung eingegliedert. In Tabelle 3 sind verschiedene Techniken zur Herstellung eines Provisoriums dargestellt.

	Herstellung
1. Anfertigung direkt im Mund a) Verwendung einer vor der Präparation am Patienten hergestellten Silikonabformung b) Verwendung vorgefertigter Einzelkronen c) Umarbeiten alter Kronen und Brücken d) Verwendung von auf den Gipsmodellen tiefgezogenen Polyethylenfolien e) Verwendung von im Labor über ein Wax-up hergestellten Silikonschlüssel	direkt
2. Schalenprovisorien a) Präparationstechnik b) Ausschleiftechnik c) Dünnschichttechnik	indirekt-direkt
3. Langzeitprovisorien laborgefertigt (ohne Gerüst) a) freies Schichten b) Schlüsseltechnik c) Küvettentchnik b) CAD/CAM-gefertigt	indirekt
4. Langzeitprovisorien laborgefertigt (mit Gerüst und Verblendung) a) NEM-Gerüst (gegossen) b) Glasfaser-Gerüst (CAD/CAM-gefertigt)	indirekt

Tabelle 3: Herstellungsmöglichkeiten von festsitzenden Provisorien

2.2. CAD/CAM-VERFAHREN

2.2.1. Definition

Der Begriff CAD/CAM entstammt ursprünglich dem Bereich des technischen Maschinenbaus und stellt eine Abkürzung für „Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing“ dar. Er bezeichnet die dreidimensionale, computergestützte Modellation eines Werkstückes und die anschließende automatische Herstellung durch eine computergesteuerte Werkzeugmaschine. In vielen Bereichen der industriellen Produktion ist diese Fertigungstechnologie seit Jahren etabliert und im Rahmen rationalisierter Herstellungsprozesse von entscheidender Bedeutung.

2.2.2. Entwicklung dentaler CAD/CAM-Systeme

Als Begründer der von CAD/CAM-Systemen produzierten Zahnrestorationen gilt *François Duret*. Er begann bereits 1971 mit der Planung eines CAD/CAM-Systems. 1985 wurde mittels des Duret-Systems unter großem Aufwand die erste Krone gefräst. Die Entwicklung des Systems wurde jedoch 1993 eingestellt. 1973 stellte *Altschuler* zum ersten Mal ein optisches Abdruckverfahren vor, das auf Holographie basierte. *Mörmann* und *Bradestini* begannen 1980 mit der Entwicklung eines Chairside-Systems, aus dem später das Cerec-System entstand [Mehl 2001b]. Im Jahr 1988 wurde das Cerec-System als erstes CAD/CAM-System zur praktischen Anwendung in der Zahnheilkunde eingeführt [Schmidt et al. 2001b, Bornemann et al. 2001]. Mitte der achtziger Jahre bemühte sich eine große Anzahl von Forschern CAD/CAM-Systeme zur Herstellung zahnmedizinischer Restaurationen zu entwickeln. Allerdings waren alle Systeme Anfang der neunziger Jahre nicht auf dem technologischen Stand, um rationellen und hochwertigen Zahnersatz herzustellen. Die erzielten

inneren Passgenauigkeiten waren nicht ausreichend, die Anschaffungskosten enorm hoch und der Bedienungs- und Schulungsaufwand sehr groß. Die Problematik lag vor allem in der individuellen Form der Präparation und in der notwendigen hohen Genauigkeit. Daraus ergab sich eine große Datenmenge, die eine hohe Rechenleistung und eine aufwendige Software benötigte. Damalige Computersysteme konnten eine solche Datenmenge nicht verarbeiten. Bis Mitte der neunziger Jahre ging deshalb das Interesse an CAD/CAM-Systemen wieder zurück [Mehl 2001b]. Erst in den letzten Jahren kam es durch die rasanten Fortschritte in der Computer- und Fertigungstechnologie zu einer zweiten Entwicklungsphase von mehreren CAD/CAM-Systemen [Becker 1996, Schmidt et al. 1998, Mehl 2001b und c, Gojowy 2002]. Obwohl in der Anfangszeit der CAD/CAM-Forschung die Bearbeitung von Titan im Vordergrund stand, werden heutzutage die CAD/CAM-Systeme vor allem für die Beschleifung von Keramiken verwendet [Luthardt & Rudolph 2001]. Abbildung 2 zeigt eine zeitliche Übersicht der Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie.

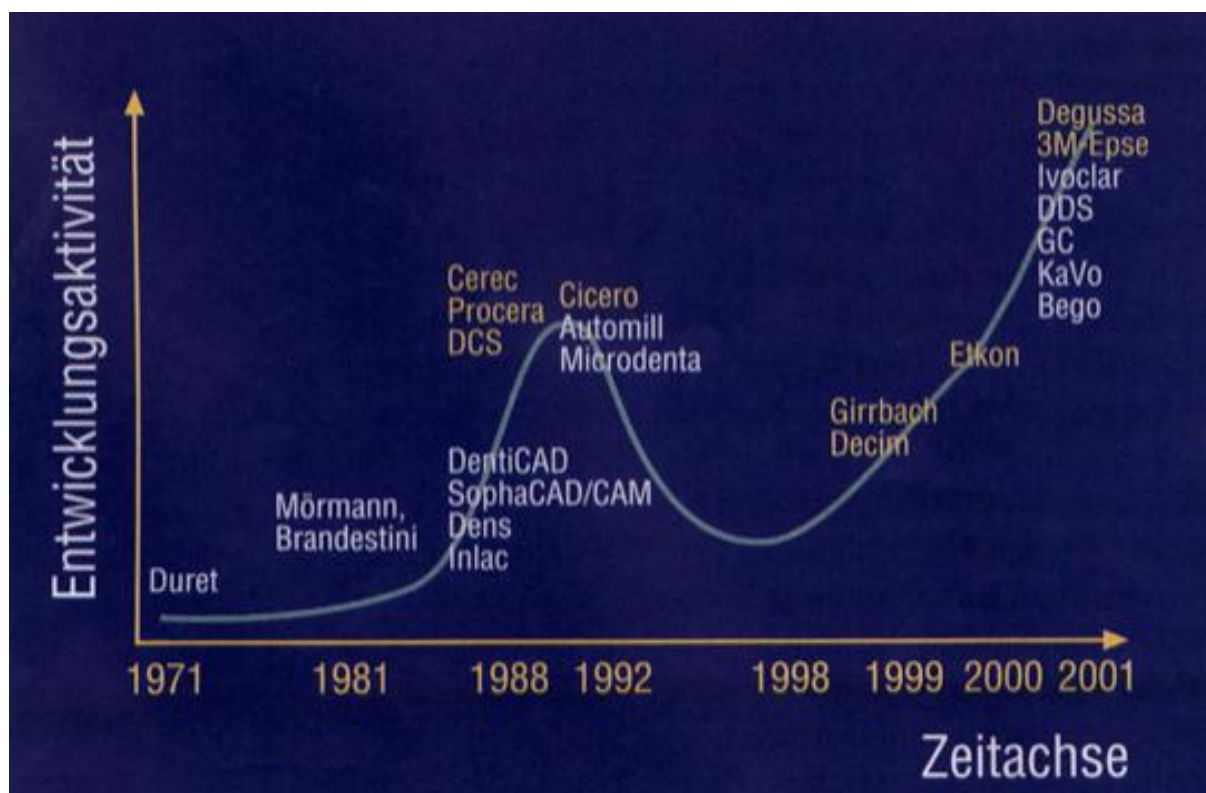


Abb. 2: Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie [Mehl 2001b]

2.2.3. Dentale Systeme

Hochleistungskeramiken, insbesondere das Zirkoniumdioxid, haben in den letzten Jahren mehr und mehr an Bedeutung als zahnärztliches Restaurationsmaterial gewonnen. Der zumeist obligate Einsatz von CAD/CAM- oder CAM-Verfahren zur Verarbeitung von Zirkoniumdioxidkeramiken im zahntechnischen Labor führte somit auch zu einer vermehrten Entwicklungstätigkeit der Dentalindustrie auf diesem Gebiet [Schmidt et al. 1998]. Gleichzeitig bieten diese Technologien durch eine stärkere Automatisierung der Herstellungsabläufe sowohl die Möglichkeit einer Zeit- als auch einer Kostenersparnis bei gleich bleibend hoher Produktionsqualität [Luthardt 2001, Mehl 2001b]. Im Bereich der Zahnmedizin beschreibt der Begriff „CAD“ die Konstruktion eines Zahnersatzes mit Hilfe computerbasierter Gestaltungsprogramme

und der Begriff „CAM“ die Herstellung der Restauration durch automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten. Gegenüber dem industriellen CAD/CAM-Einsatz mit der Möglichkeit, viele gleichartige Werkstücke automatisch herzustellen, wird in der Zahnmedizin vielmehr gefordert, dass die Form der Restauration individuell der jeweiligen Patientensituation angepasst wird. Damit ist jede Arbeit mit hohen Anforderungen an die Genauigkeit sowie an die funktionellen und ästhetischen Eigenschaften verbunden [Willer 1998, Witkowski 2002].

Bei den konventionellen Herstellungsverfahren in der Zahntechnik wie den „Lost-Wax“- oder Sintertechniken erfolgt die Erstellung der Restauration mit additiven Maßnahmen, bei den maschinellen Methoden hingegen kommen zurzeit vornehmlich substraktive Prozesse zum Einsatz, durch welche die Werkstücke aus einem vorgefertigten Materialblock herausgearbeitet werden. Die maschinellen Herstellungsverfahren können weiter in computergestützte, das heißt CAD/CAM-Verfahren und analoge Verfahren, wie zum Beispiel das Kopierfräsen oder das Erodierverfahren unterteilt werden. Die analogen Systeme benötigen in der Regel eine Vorform der angestrebten Restauration, die messtechnisch erfasst und daraufhin dupliziert werden kann. Dabei ist die rechnergestützte Gestaltung am Bildschirm nicht möglich [Mehl 2001a]. Die primäre Voraussetzung für die computergestützten CAD/CAM-Verfahren ist die exakte dreidimensionale Erfassung einer komplexen Stumpfgeometrie und erfolgt in der Regel durch Laserabtastung oder verschiedene Streulichtverfahren. Diese virtuelle Duplizierung dient als Datengrundlage zur Konstruktion der zahnärztlichen Restauration. Der darauf folgende Einsatz digitaler Datenaufbereitung und -weiterverarbeitung ermöglicht einen größtenteils automatisierten Herstellungsprozess [Schmidt et al. 1998].

CAM-Systeme nehmen eine Stellung zwischen Analogverfahren auf der einen und den CAD/CAM-Verfahren auf der anderen Seite ein. Ähnlich den Analogverfahren ist die Erstellung einer Vorform der angestrebten Restauration notwendig, die abgetastet und digitalisiert wird. Der erhobene Datensatz wird danach aufbereitet und an eine CNC-Fräseinheit übermittelt.

Eine weitere Unterteilung der CAD/CAM-Systeme kann nach dem Ort ihrer Anwendung vorgenommen werden. Man unterscheidet dabei so genannte Chairside- und Labside-Systeme, wie in Abbildung 3 dargestellt. Bei den Chairside-Systemen werden die Präparationen mit Hilfe einer speziellen Intraoralkamera direkt im Mund des Patienten virtuell abgeformt, die Daten bearbeitet und die Restauration in der Praxis gefräst. Das Einsetzen der Arbeit kann dadurch im Rahmen derselben Behandlungssitzung erfolgen [Liu 2005]. Im Gegensatz dazu ist bei den Labside-Verfahren, wie zum Beispiel bei KaVo Everest® und Sirona inLab®, eine zurzeit noch eine konventionelle Abformung und Modellherstellung notwendig. Die eingescannte Modellsituation dient als Grundlage für die weitere Herstellung, die entweder im zahntechnischen Labor oder in einem ausgelagerten Fräszentrum stattfindet [Gojowy 2002].

In den letzten Jahren hat sich die Entwicklungstätigkeit im Bereich der dentalen CAD/CAM-Verfahren erheblich verstärkt und eine große Anzahl von Unternehmen bietet unterschiedliche Systeme an. Die möglichen Indikationsbereiche für die Restauration der jeweiligen Systeme sind vor allem in Abhängigkeit von den verwendbaren Werkstoffen sehr verschieden. So können je nach Verfahren Inlays, Onlays, Kronengerüste, Kronen mit Kauflächengestaltung, bis zu 14-gliedrige Brückengerüste, Brücken mit Kauflächengestaltung, Implantat-Suprastrukturen,

Teleskopkronen und Geschiebe hergestellt werden [Rudolph et al. 2003, Tinschert et al. 2004, Kohorst & Stiesch-Scholz 2006].

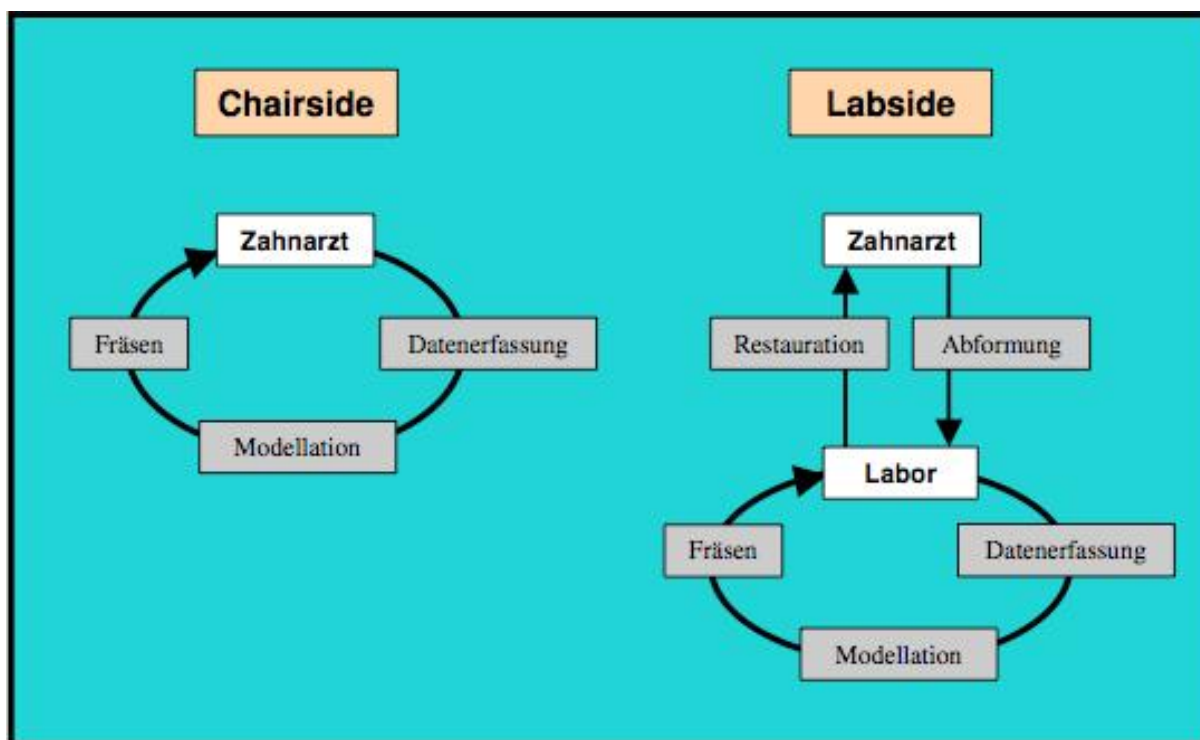


Abb. 3: Chairside- und Labside-Verfahren [Mehl 2001b]

2.2.4. Technologische Grundlagen

Die Herstellung dentaler Restaurationen durch ein CAD/CAM-Verfahren verläuft in drei aufeinander folgenden Arbeitsschritten [Mehl & Hickel 1999]:

1. Dreidimensionales Digitalisieren der Präparation
2. CAD-Modellation der Restauration und
3. Herstellung der Modellation

Bei der dreidimensionalen Datenerfassung des präparierten Stumpfes unterscheidet man prinzipiell taktile beziehungsweise mechanische und berührungsfreie optische Digitalisierungsverfahren [Schmidt et al. 1998, Luthardt & Rudolph 2001, Tinschert et al. 2001b].

Bei den mechanischen Abtastnadeln handelt es sich um Punktsensoren, die über die Oberfläche geführt werden. Dabei wird jede Auslenkung registriert. Mit dieser Methode können bei ebenen Verhältnissen sehr hohe Genauigkeiten erzielt werden [Mehl 2001a]. Allerdings ist die Messzeit auch dementsprechend lang und es kann an steilen Flanken oder Kanten durch Verbiegung der Abtastnadel zu größeren Ungenauigkeiten kommen [Becker 1996, Mehl 2001a]. Dies verlangt eine spezifische Präparationsgeometrie des Zahnstumpfes.

Die optischen Messverfahren arbeiten berührungslos nach dem Grundprinzip der Triangulation. Dazu wird das Objekt aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen Richtung optisch erfasst [Luthardt & Rudolph 2001, Mehl 2001a]. Die Oberfläche wird entweder mit Punktsensoren oder mit Linien- beziehungsweise Flächensensoren abgetastet. Die Daten werden digital auf einem CCD-Kamerachip gespeichert [Becker 1996, Willer 1998]. Die Genauigkeit der optischen Datenerfassung hängt stark von der Reflektivität und der Streuung der zu vermessenden Oberfläche ab. Daher ist es meistens erforderlich die transparente Zahnoberfläche gründlich zu trocknen und mit weißem Puder zu überdecken [Mehl 2001a]. Die Beeinträchtigungen durch Feuchtigkeit und Reflektionen sind dagegen am Gipsmodell weitestgehend ausgeschlossen.

Die dreidimensionale Datenerfassung kann prinzipiell entweder intraoral oder extraoral anhand von Stumpfmodellen stattfinden [Luthardt & Rudolph 2001]. Bei der intraoralen Vermessung kommen bislang vornehmlich optische Flächensensoren in Frage, weil sie die kürzeste Messzeit besitzen. Zurzeit wird vor allem der extraoralen Vermessungsmethode der Vorzug eingeräumt, da der Gips sehr gute Verhältnisse für die optische Vermessung aufweist und keine Störfaktoren wie Blut, Speichel oder Nachbarzähne die Messung stören [Mehl 2001a].

Um die Restauration später mit einer Fräseinheit herstellen zu können, werden die Daten durch die Software entsprechend aufbereitet. Fehlende Außenflächen und Kauflächen eines Zahnes werden mit Hilfe des Computers rekonstruiert. Das CAD dieser Flächen kann mit Hilfe von in einer Bibliothek gespeicherten Zahnformen, der Digitalisierung der Situation vor der Präparation oder dem Scannen der konventionellen in Wachs hergestellten Restauration stattfinden [Luthardt & Rudolph 2001]. Da bei Inlays, Onlays, Kronen und Brücken die Kauflächen und die Außenform des Zahnes den gnathologischen Richtlinien entsprechen soll, ist eine automatisierte Konstruktion der vollständigen Restauration am Computer sehr schwer zu realisieren. Die computergestützte Konstruktion von vollanatomischen Kronen befindet sich bei fast allen Systemen noch im Anfangsstadium. Dagegen ist die CAD-Konstruktion von Gerüsten relativ problemlos. Es muss hierfür neben dem Datensatz nur die Materialschichtstärke und der Steigungswinkel an der Präparationsgrenze angegeben werden [Mehl 2001a]. Die eigentliche Rekonstruktion der individuellen Formen der Gerüste entsteht zum Großteil noch nicht am Computer, sondern konventionell mittels Verblendung durch den Zahntechniker [Luthardt & Rudolph 2001].

Nach Anschluss des Restaurationsdesigns wird die CAD-Konstruktion an die Fräseinheit übermittelt, die aus dem industriell gefertigten Materialblock, dem so genannten Rohling, die Rekonstruktion herausfräst [Mehl 2001a]. Der Rohling besteht aus Materialien, die unter konstanten und optimalen Bedingungen industriell hergestellt wurden. Dies garantiert höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials [Luthardt & Rudolph 2001, Tinschert et al. 2001b].

Gleichzeitig können aufgrund der Computersteuerung die Bearbeitungsparameter vorab gewählt und somit eine optimale Oberflächenbeschaffenheit und beste Materialeigenschaften gewährleistet werden. Die Fräseinheit benützt zur Herstellung

der Restauration von der Grob- zur Feinbearbeitung unterschiedliche Fräs- und Schleifwerkzeuge, die automatisch gewechselt werden [Mehl 2001a]. Da es der Fräseinheit nicht möglich ist alle Unebenheiten und Kanten exakt darzustellen, wird dieses Problem durch mathematische Interpolationsverfahren bei der Umrechnung der digitalen Abtastdaten in die Fräsbahnen gelöst [Becker 1996].

2.2.5. Materialien für CAD/CAM-Verfahren

Für die Herstellung der Zahnrestorationen kommen im Rahmen der CAD/CAM-Verfahren unterschiedliche Materialien zum Einsatz, die in Form industriell vorgefertigter Rohlinge zur Verfügung stehen. Neben Titan [Rekow 1992] und Edelmetall-Legierungen [Rekow 1992] werden vor allem keramische Werkstoffe wie Zirkoniumdioxid [Raigrodski 2004, Liu 2005], Aluminiumoxid [Raigrodski 2004, Liu 2005] und Glaskeramiken [Raigrodski 2004, Liu 2005] in den Fräseinheiten verwendet. Einige Hersteller bieten zudem Rohlinge auf Kompositbasis an [Böhm 2002, Rudolph et al. 2003], wie sie auch in dieser Studie Verwendung fanden.

2.2.6. Vorteile CAD/CAM-gefertigter Langzeitprovisorien

Die Möglichkeit, in neuester Zeit mit einem CAD/CAM-System neben vollkeramischen Restaurationen auch Langzeitprovisorien aus Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcken zu fertigen, bringt mehrere Vorteile auf dem Gebiet der temporären Versorgung mit sich. Tabelle 4 zeigt hierzu eine kurze Übersicht.

Die Materialien zeigen durch die industriellen Polymerisationsprozesse eine sehr hohe Materialhomogenität. Die Materialeigenschaften werden durch den Fertigungsprozess nicht weiter verändert. Durch die Verwendung MMA-freier

Polymere ist eine Reizung der Gingiva und der Pulpa weitestgehend ausgeschlossen. Auspolymerisierte Komposite zeichnen sich zudem durch eine hohe Formstabilität aus, da eine weitere Polymerisationsschrumpfung durch den industriellen Fertigungsprozess ausgeschlossen ist. Durch die Verarbeitung mittels eines CAD/CAM-Systems ist jederzeit eine einfache und schnelle Reproduzierbarkeit des Provisoriums gegeben, da die digitalen Daten der Konstruktion gespeichert bleiben. Ein Verkleben in Unterschnitten, wie dies bei plastischen Materialien der Fall sein kann, ist durch die CAD/CAM-Herstellung nicht möglich. Durch ihr geringes Eigengewicht ist der Tragekomfort für den Patienten erhöht. Die Provisorien sind mit einem lighthärtenden Verblendkomposit individualisierbar und zeigen auch bei längerer Verweildauer eine dauerhafte Farbstabilität, natürliche Fluoreszenz und eine hohe Abrasionsfestigkeit [Yamashita 2001, Hopp 2002, Schweiger & Beuer 2007]. Sie zeigen eine gute Schleifbarkeit mit Diamantwerkzeugen und sind mit handelsüblichen Hilfsmitteln sehr gut polierbar. Die Provisorienmaterialien sind zudem röntgentransluzent und bieten damit gegenüber den meisten Metallen und Zirkoniumdioxid-Keramiken hervorragende diagnostische Möglichkeiten. Eine Befestigung auf dem Zahnstumpf ist mit sämtlichen provisorischen Zementen möglich.

<p>materialbezogene / herstellungsbedingte Vorteile</p>	<ul style="list-style-type: none"> - sehr hohe Materialhomogenität - hohe Formstabilität - keine Veränderung der Materialeigenschaften - keine Polymerisationsschrumpfung - keine Polymerisationswärmeentwicklung - keine Anmischfehler möglich - kein Verklemmen in Unterschnitten - gute Schleifbarkeit / Polierbarkeit - einfache und schnelle Reproduzierbarkeit - röntgentransluzent - Befestigung mit sämtlichen provisorischen Zementen möglich
<p>patientenbezogene Vorteile</p>	<ul style="list-style-type: none"> - MMA-freies Komposit, keine Reizung der Gingiva oder der Pulpa - geruchsneutral - hoher Tragekomfort durch geringes Eigengewicht - dauerhafte Farbstabilität und Ästhetik - natürliche Fluoreszenz - individualisierbar mit lichthärtendem Verblendkomposit

Tabelle 4: Vorteile CAD/CAM-gefertigter Langzeitprovisorien

2.3. EINFLUSSFAKTOREN AUF DIE FESTIGKEIT DENTALER RESTAURATIONEN

Es gibt verschiedene Faktoren, welche die Bruchfestigkeit dentaler Restaurationen beeinflussen. In vivo ist jedes zahnärztliche Werkstück diesen Bedingungen ausgesetzt. Bei In-vitro-Untersuchungen sollten diese Faktoren ebenfalls berücksichtigt werden, um möglichst realitätsnahe Aussagen über die Belastbarkeit treffen zu können, die unter In-vivo-Bedingungen zu erwarten ist [DeLong & Douglas 1983, Krejci et al. 1990].

2.3.1. Definitionen

Als *Bruchfestigkeit* oder *Bruchgrenze* wird die Grenze bezeichnet, bis zu der ein Werkstoff bei Zug-, Druck-, Biege- oder Torsionsbelastung beansprucht werden kann, ohne zu versagen. Die Kraft, die zum Zeitpunkt des Bruchs aufgebracht wird, ist die *Bruchlast* [Hoffmann-Axthelm 1992].

Enthalten starre dentale Materialien Gefügefehler, so entsteht durch Spannungs-Risskorrosion zunächst ein so genanntes *unterkritisches Risswachstum*, das langsam voranschreitet. Beim Erreichen einer Mindestlänge – der kritischen Länge – kann es bei entsprechend hohen Belastungen zu einem Versagen des Bauteils kommen [Boeck 1978].

Den Widerstand eines Werkstoffes gegenüber einem durch Spannungs-Risskorrosion hervorgerufenen Sprödbbruch bezeichnet man als *Risszähigkeit*.

2.3.2. Mechanische Wechselbelastung

Um auf Grundlage dieser werkstoffkundlichen Erkenntnisse die Anforderungen an dentale Werkstoffe zur Herstellung von Zahnersatz zu ermitteln, wurden in einer Vielzahl von Studien die maximal in der Mundhöhle auftretenden Kräfte untersucht.

Zahnärztliche Restaurationen in der Mundhöhle sind bei täglich bis zu 14.000 Kontakten zwischen Ober- und Unterkieferzähnen ständig mechanischen Wechselbelastungen ausgesetzt [Brewer 1963]. Die Kontakte der artikulierenden Zahnreihen treten beim Schlucken, Kauen, Sprechen, bei reflektorischen Leerbewegungen und bei Parafunktionen auf. Die höchsten physiologischen Kräfte werden dabei während des Kauvorgangs gemessen. Bei der Beeinflussung einer zahnärztlichen Restauration durch eine mechanische Wechselbelastung müssen in erster Linie diese Kaukräfte berücksichtigt werden.

Die durchschnittlichen Kaukräfte im Molarenbereich liegen nach *Schindler et al.* [1998] in Abhängigkeit von der Härte der Speise zwischen 20 N und 120 N. Nach der von *Körber und Ludwig* [1983] erstellten Übersicht ergaben sich Werte zwischen 98 N und 725 N. *Tischert et al.* [1999] empfahlen den von *Körber und Ludwig* ermittelten Durchschnittswert der maximalen Kaukraft von 300 N um 200 N zu erhöhen. Somit ergibt sich hier mit 500 N ein höherer Wert als Anforderung für das Seitenzahnggebiet. Für das Seitenzahnggebiet ermittelten *Schwickerath und Coca* [1987] Werte von 400 N für Einzelkronen. Da sich bei Dauerbelastung die Festigkeit einer dentalen Restauration, bedingt durch unterkritisches Risswachstum, um etwa die Hälfte reduziert [Schwickerath 1986 und 1987, Tischert et al. 1999 und 2000] sollte die Anfangsfestigkeit idealerweise 1000 N betragen [Tischert et al. 1999 und 2000]. Der ermittelte Wert wurde für definitive keramische Restaurationen erstellt. Dieser Wert

würde auch berücksichtigen, dass bei bestehendem Bruxismus Werte von 500 bis 880 N erreicht werden [Kelly 1995a, 1995b und 1997, Kelly et al. 1995, Kikuchi et al. 1997].

Während des Kauvorgangs führt der Mensch pro Minute durchschnittlich 58 - 120 Kauzyklen [Anderson 1956a und 1956b, Bates et al. 1975] aus. Hochrechnungen zur Anzahl der pro Jahr auftretenden Kauzyklen schwanken. *Sakaguchi et al.* [1986] geben 240.000 Kauzyklen pro Jahr an, wohingegen *Rosentritt et al.* [2006] nach ihren Untersuchungen bis zu 800.000 Zyklen pro Jahr zu Grunde legen. Über die gesamte Verweildauer einer Restauration in der Mundhöhle kann diese somit weit mehr als 10^7 Kauzyklen ausgesetzt sein [Jemt et al. 1979]. Die auftretenden Kräfte führen zwar nicht zum sofortigen Bruch der Restauration, jedoch kommt es zu einer verstärkten unterkritischen Rissausbreitung. Diese vermindert die mechanische Festigkeit [Rauchs et al. 2001] und führt letztendlich zum Versagen des Werkstücks [Chevalier et al. 1999, Jung et al. 2000].

2.3.3. Thermische Wechselbelastung

Die Festigkeit dentaler Restaurationen wird auch durch wechselnde thermische Belastungen herabgesetzt [Hohmann 1983, Coca & Schwickerath 1987, Magne et al. 1999], wie sie bei Temperaturschwankungen während der Aufnahme warmer und kalter Speisen und beim Aus- und Einatmen kalter Luft auftreten. In der Literatur werden für während der Nahrungsaufnahme auftretende Extremtemperaturen Werte zwischen 0°C und $+67^{\circ}\text{C}$ angegeben [Spierings et al. 1987, Palmer et al. 1992]. Nach verschiedenen Untersuchungen führt dies im Bereich der Restaurationen zu Temperaturwechsel von $+5^{\circ}\text{C}$ bis $+55^{\circ}\text{C}$ [Rupp et al. 1983, Pfeiffer & Marx 1989, Marx 1990]. Schätzwerte, wie oft diese Temperaturwechsel während der klinischen Lebensdauer eines

eingliedrigen Zahnersatzes von ca. 10-15 Jahren auftreten, schwanken zwischen 5.000 – 50.000 Zyklen [Brown et al. 1972, Hohmann 1983, Coca & Schwickerath 1987].

2.3.4. Mechanische Vorschädigung

Wie bereits oben beschrieben, ist eine Vorschädigung des Werkstoffes dentaler Restaurationen oftmals der Ausgangspunkt für ein schleichend fortschreitendes, unterkritisches Risswachstum. Im Rahmen des Herstellungsprozesses zahnärztlicher Restaurationen können insbesondere während der Bearbeitung durch den Zahntechniker Schädigungen auftreten. Häufig kommt es beispielsweise zu unbemerkten Schadstellen im Bereich der interdentalen Konnektoren. Gerade dieser Bereich ist aufgrund der dort während der Belastung auftretenden Zugspannungsspitzen besonders anfällig [Romeed et al. 2004a und 2004b].

2.3.5. Lagerungsart

Festsitzende, zahnetragene Brücken stellen einen rein parodontal gelagerten Zahnersatz dar. Wie die Pfeilerzähne unterliegen die Restaurationen somit der natürlichen parodontalen Resilienz. Um bei Bruchfestigkeitsuntersuchungen die physiologischen In-vivo-Bedingungen möglichst weitgehend auf das In-vitro-Modell übertragen zu können, ist auch diese resiliente Lagerung zu berücksichtigen [Krejci et al. 1990]. Zudem gibt es in der Literatur Hinweise dafür, dass eine resiliente Lagerung der Pfeilerstümpfe im Vergleich zu starr gelagerten Stümpfen eine signifikante Abnahme der Bruchfestigkeit von Brückenrestaurationen bewirkt [Kappert et al. 1990, Pauli 1996, Rosentritt et al. 2006].

2.4. BRUCHLASTVERSUCHE

2.4.1. Allgemeines

Zur Durchführung von Bruchlastversuchen an dentalen Kronen und Brücken werden in der Literatur zahlreiche, verschiedene Methoden zur In-vitro-Übertragung einer angenommenen klinischen Situation in ein Prüfkörpermodell verwendet. Als Ausgangspunkt werden sogenannte Masterstümpfe erstellt, welche anschließend in studienspezifischen Materialien vervielfältigt werden. Dabei finden, in Abhängigkeit der jeweils zu untersuchenden Parameter, neben stilisierten, rotationssymmetrischen Zahnstümpfen aus Werkzeugstahl EC 80 [Riedling et al. 1989], Stümpfe aus Messing [Sobrinho et al. 1998, Lee & Wilson 2000], diverse standardisierte Stümpfe von Prämolaren und Molaren aus Nickelchromlegierungen [Kappert et al. 1991, Hölsch & Kappert 1992, Kelly et al. 1995a, Tinschert et al. 1999, 2000, 2001a und 2001b], Goldlegierungen [Kamposiora et al. 1996, Lee & Wilson 2000], Titan [Lee & Wilson 2000], Kunststoff [Oh et al. 2002] sowie natürliche Zähne [Kern et al. 1994, Strub & Beschnidt 1998, Sindel et al. 1999, Koutayas et al. 2000] als Stumpfmaterial Verwendung.

Die Breite der zirkulären Stufe hat laut Untersuchungen an vollkeramischen IPS-Empress-Frontzahnkronen durch *Fense* et al. [1999] keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Bruchlast. In diversen Studien über vollkeramische Kronen und Brücken finden sich Breitenvariationen der zirkulären Stufe zwischen 0,8 mm [Tinschert et al. 1999 und 2000], 1 mm [Groten & Probster 1997, Leevailoj et al. 1998, Rammelsberg et al. 2000] und 1,5 mm [Kamposiora et al. 1996, Sindel et al. 1999]. Für die Aufnahme von Kompositbrücken werden die Pfeilerzähne analog zu den Angaben für vollkeramische Restaurationen präpariert [Foussekis et al. 2001, Behr et al. 2002, Schulz et al. 2005, Schroedter et al. 2006].

Für die anschließende Übertragung der angefertigten Stümpfe in ein Modell zur Durchführung der Bruchlastversuche kommen gegossene Metallsockel [Kelly et al. 1995, Sobrinho et al. 1998, Tinschert et al. 1999, 2000, 2001a und 2001b], in eine individuelle Metallhalterung eingespannte Stümpfe [Sindel et al. 1999] sowie zum überwiegenden Teil die Einbettung in verschiedene Kunststoffe [Riedling & Kappert 1989, Kappert et al. 1991, Kern et al. 1994, Krejci et al. 1994, Leevailoj et al. 1998, , Strub & Beschmidt 1998, Koutayas et al. 2000] zum Einsatz.

Wenn die Lagerung der Stümpfe in den Prüfkörpermodellen eine Beweglichkeit ähnlich der von natürlichen Zähnen nachempfinden soll, werden Gummiringe [Kappert et al. 1991], künstliche Parodontalmembranen [Koutayas et al. 1991, Kern et al. 1994], Kofferdam [Kappert et al. 1991], oder Polyetherabformmasse [Behr et al. 2000] und Weichsilikon [Kappert et al. 1990] verwendet.

2.4.2. Kausimulation

Die einfachsten In-vitro-Tests von Restaurationsmaterialien haben zum Zweck, die physikalischen Eigenschaften der Werkstoffe in definierten Geometrien zu untersuchen. Obwohl zum Beispiel zwischen der Oberflächenhärte und der In-vitro-Abrasionsfestigkeit eine gewisse Übereinstimmung ermittelt wurde [Jørgensen 1980, McCabe & Smith 1981], steht heute fest, dass keine direkte Korrelation zwischen den physikalischen Eigenschaften der Materialien und deren Verschleißverhalten in vivo besteht [Harrison & Draughn 1976, Roulet 1988]. Aus diesem Grund wurde versucht, Abrasionstests zu entwickeln, welche die Kaubewegung möglichst genau simulieren. Eine Untersuchungsmethode, welche die physiologische Situation am besten nachbildet besteht in einem Test, welcher einerseits die Kaubewegung imitiert, andererseits mit Hilfe einer dreidimensionalen Messmethode den Substanzverlust

quantifiziert [DeLong et al. 1985, Sakaguchi et al. 1986]. Allerdings ist dieses auf servohydraulischem Prinzip beruhende Gerät aufwendig und störungsanfällig. Die in dieser Weise durchgeführten Versuche beschränkten sich zudem auf die Simulation der mechanischen Kaufunktion. Thermische beziehungsweise chemische Effekte wurden nicht einbezogen.

Krejci et al. (1990) befassten sich mit einem In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme unter Zuhilfenahme eines computergesteuerten Kausimulators. Die definierten Vorgaben der zu entwickelnden Apparatur umfassten eine wirklichkeitsgetreue Nachahmung der mechanischen Kaubelastungskomponenten unter gleichzeitiger Einbeziehung eines Wechseltemperaturzyklus in flüssigem Milieu. Ein modulares Konzept sollte eine universelle Anwendung für alle Restaurationsarten, von Materialprüfkörpern über ein- oder mehrflächige Füllungen und Kronen bis zu mehrgliedrigen Brücken, gewährleisten. In ihren Untersuchungen stellten sie fest, dass alle klinischen Vorgaben für den zu entwickelnden Kausimulator konstruktiv realisiert werden konnten und der Kausimulator den durch den Gegenzahn auf eine Restauration auftreffenden mechanischen Stress in Verbindung mit einer thermischen Wechselbelastung realitätsgetreu erzeugte [Krejci et al. 1990].

2.4.3. Bruchlastversuche mit künstlicher Alterung (Thermocycling)

Für die Simulation einer klinischen Tragedauer über einen bestimmten Zeitraum können zu untersuchende Probekörper einer thermischen Wechsellast (Thermocycling) unterzogen werden. In der Literatur erscheint dies als ein geeignetes Verfahren, da durch die unterschiedlichen

Wärmeausdehnungskoeffizienten und den schnellen Temperaturwechsel Spannungen in den Probekörpern entstehen, wie sie auch unter In-vivo-Bedingungen vorkommen. Dabei werden in der Regel Wechselbäder mit einem Temperaturwechsel von +5°C bis +55°C durchgeführt, wobei die Anzahl der Zyklen zwischen 750 und 20.000 je nach Studie variieren [Kern et al. 1994, Strub & Beschindt 1998, Rammelsberg et al. 2000]

2.4.4. Bruchlastversuche ohne künstliche Alterung

Eine Wasserlagerung bei etwa 37°C simuliert das durchschnittliche Mundhöhlenmilieu, wenn keine unterschiedlich temperierten Speisen und Getränke aufgenommen werden. Dadurch wird der Einfluss der Wassereinlagerung auf die hygroskopischen Komponenten der Probekörper und die damit verbundenen Veränderungen ihrer Eigenschaften überprüft.

Die Lagerung einer Stichprobe in einem feuchten Milieu wird in der Regel bei In-vitro-Studien, die den Einfluss der thermischen Wechsellasten auf Bruchfestigkeitswerte herausarbeiten wollen, als Referenzgruppe zum Thermocycling herangezogen. Als Varianten finden neben 0,9% NaCl-Lösung [Sindel et al. 1999], Wasser [Aida et al. 1995, Krejci et al. 1994, Wegner et al. 2002], künstlicher Speichel [Kappert et al. 1991, Kern et al. 1993] sowie Thymol-Lösungen [Rammelsberg et al. 2000] ihren Einsatz. Je nach Fragestellung differieren in der Literatur zusätzlich zu den verschiedenen gewählten Medien noch die Lagerungszeiten der individuell untersuchten Proben. Die Dauer der Flüssigkeitslagerung beträgt im Mittel zwischen 14 und 30 Tagen vor dem sich anschließende Thermocycling [Nohrström et al. 2001, Schulz et al. 2005, Lang et al. 2005].

2.5. WERKSTOFFKUNDLICHE UNTERSUCHUNGEN ZUR BRUCHFESTIGKEIT VON TEMPORÄREM ZAHNERSATZ

2.5.1. Allgemeines

Die Eignung eines Materials wird in Form von bauteilnahen Prüfkörpern wie zum Beispiel Kronen und Brücken untersucht. Eine solche In-vitro-Beurteilung ist unumgänglich, um die Tauglichkeit eines Werkstoffes unter klinikähnlichen Bedingungen zu testen und einer vergleichenden Prüfung mit bereits erfolgreich eingeführten Materialien zu unterziehen. Dabei werden die untersuchten Restaurationen zumeist bis zum Bruch belastet und die Kraft ermittelt, die bis zum Versagen des Werkstückes aufgewendet werden muss. Für diese Prüfung liegen bislang nur unzureichend internationale und nationale Normen vor, die Bedingungen werden zurzeit vornehmlich von den jeweiligen Prüfern festgelegt. Eine Vergleichbarkeit zwischen den Ergebnissen von In-vitro-Untersuchungen ist aufgrund der unterschiedlichen Dimensionierung der Probekörper und den verschiedenen Studiendesigns häufig nicht gegeben. Für die gleichen Materialien können sich somit, aufgrund unterschiedlicher Versuchsbedingungen unterschiedliche Ergebnisse ergeben [Krejci 1990].

Da für die werkstoffkundliche Beurteilung eines Materials die Biegefestigkeit als Maß für die Belastbarkeit eine wichtige Rolle spielt, wird diese vor Markteinführung obligatorisch von den Firmenlaboratorien überprüft. Darüber hinaus sind zahlreiche vergleichende Studien in der deutschen und angloamerikanischen Literatur bekannt. Auf einige dieser Untersuchungen soll im Folgenden genauer eingegangen werden.

2.5.2. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von temporärem Zahnersatz

Bereits 1977 untersuchte *Kollmannsperger* die Biegefestigkeit von lichthärtenden Kompositen. Er gab schon damals die Biegefestigkeit als „Kenngröße des mechanischen Werkstoffverhaltens“ an.

Frühe, grundlegende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien wurden von *Borchers* und *Jung* [1986] sowie Pfeiffer und *Schwickerath* [1988] durchgeführt. Sie stellten deutliche Unterschiede in Abhängigkeit des Alters der Probekörper und der Stoffgruppenzugehörigkeit heraus.

Borchers und *Jung* [1986] bestimmten an vier Materialien unterschiedlichen chemischen Aufbaus die Schlagbiege Zähigkeit und Biegefestigkeit. Die Materialien auf der Basis von Bis-GMA und PMMA erwiesen sich in Bezug auf die getesteten Eigenschaften dem Epimin-Harz und dem Polyisobutylmethacrylat als überlegen.

Einen detaillierten Überblick über sechs verschiedene Provisorienmaterialien hinsichtlich chemischen Aufbaus, mechanisch-physikalischer Eigenschaften und Biokompatibilität geben *Anders* und *Welker* [1990]. Zusammenfassend geht daraus hervor, dass die Produkte auf Bis-Acryl- und PEMA-Basis gegenüber den Produkten auf PMMA- und Epimin-Basis vergleichsweise verbesserte Werkstoffeigenschaften aufweisen.

Mayer [1995] stellte sehr ausführlich die Unterschiede von sechs chemisch unterschiedlichen Provisorienmaterialien bezüglich der Biegefestigkeit und Mikrostruktur dar. Er stellte fest, dass die untersuchten Materialien auf Bis-GMA- und UDMA-Basis mit Werten zwischen 79,1 MPa und 89,6 MPa eine den Polymethylmethacrylaten vergleichbar hohe Festigkeit aufwiesen, ein chemisch härtendes Präparat auf BMA-Basis erreichte hingegen die Festigkeit der zuvor genannten Materialien nicht.

In einer von *Diedrichs* et al. [1996] durchgeführten In-vitro-Studie wurde die statische Grenzlast für aus drei unterschiedlichen Kunststoffen laborgefertigte dreigliedrige Seitenzahnbrückenprovisorien in Anlehnung an die Situation in der Mundhöhle geprüft. Die Untersuchung ermittelte Werte mit einer mittleren maximalen Bruchfestigkeit von 255 N bis 345 N. Temperaturwechselbelastungen zeigten dabei keinen mindernden Einfluss auf die Bruchfestigkeit.

In einer experimentellen In-vitro-Untersuchung belasteten *Polansky* et al. [1998] verschiedene Provisorienmaterialien auf unterschiedlicher chemischer Basis bis zum Bruch. Bezogen auf die chemische Zusammensetzung der Materialien übertrafen PMMA-Materialien die Kunststoffe der IBMA-Gruppe, jedoch wurden diese nochmals von den Bis-GMA-Kunststoffen übertroffen.

Eine vergleichende Untersuchung zur Bruchfestigkeit von direkten, viergliedrigen Seitenzahnbrücken aus drei chemisch unterschiedlichen Provisorienkunststoffen wurde von *Foussekis* et al. [2001] durchgeführt. Die provisorischen Brücken wurden mittels einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Die direkten Brückenprovisorien zeigten Festigkeitswerte zwischen 102,1 N und 176,3 N.

Nohrström et al. [2000] untersuchten den Einfluss von Anordnung und Menge der Glasfasern auf die Bruchfestigkeit von temporärem faserverstärktem Zahnersatz. Die ermittelten Werte lagen für unverstärkte Kompositbrücken zwischen 372 N und 1061 N, für faserverstärkte Brücken zwischen 508 N und 1297 N. Weiterhin stellten sie fest, dass die Brückenspanne und die Menge an Fasern einen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatten. Der verstärkende Effekt der Glasfasern kam besonders bei längeren Brückenspannen zur Geltung.

Die Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Seitenzahnprovisorien aus PMMA und Bis-Acrylaten wurde von *Lang* et al. [2003] auf Bruchfestigkeit untersucht. Für Brücken

auf Bis-GMA-Basis ergaben sich bei den Bruchlastversuchen Werte zwischen 484 und 1081 N. Bei sämtlichen Brücken aus PMMA kam es im Rahmen der künstlichen Alterung zu einer irreversiblen Schädigung durch Verbiegung des Materials.

Lang et al. [2005] untersuchten die Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien vor und nach Belastung im Kausimulator. Nach Kausimulation beziehungsweise Wasserlagerung wurde für alle Brücken mittels einer Universalprüfmaschine die Bruchfestigkeit ermittelt. Die untersuchten Materialien zeigten nach 24 Stunden Wasserlagerung Bruchfestigkeitswerte zwischen 553 N und 1001 N. Nach Kausimulation waren zwischen den Bis-Acrylatkompositen keine signifikanten Unterschiede in der Bruchfestigkeit erkennbar. Bei den Brücken des PEMA-Materials führte die Kausimulation zu irreversibler Durchbiegung und Lösen vom Pfeilerzahn. Die Ergebnisse der Kausimulation und der Bruchfestigkeit zeigten, dass die untersuchten Bis-Acryl-Komposite sich auch für den Einsatz als Langzeitprovisorium eignen.

Schulz et al. [2005] untersuchten den Einfluss von Glasfaserverstärkung auf die Belastbarkeit viergliedriger Komositbrücken im Seitenzahnbereich. Dafür wurden Brücken aus drei verschiedenen Kompositen und drei verschiedenen Fasermaterialien hergestellt, thermowechselbelastet und mittels einer Universalprüfmaschine bis zum Versagen belastet. Die glasfaserverstärkten Brücken zeigten mit Werten von 615 N bis 1191 N eine signifikant höhere Bruchlast als die unverstärkten Brücken mit 178 N bis 307 N.

Schroedter et al. [2006] untersuchten die Belastbarkeit glasfaserverstärkter Kompositbrücken in Abhängigkeit von Brückenspanne und Verblendkomposit. Die Bruchfestigkeiten waren am höchsten für dreigliedrige Brücken mit 1209 N bis 1300 N, gefolgt von viergliedrigen Brücken mit 1152 N bis 1136 N. Es ergaben sich

keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zwischen einem drei-beziehungsweise viergliedrigen Brückendesign.

Eine weitere Untersuchung zur Bruchfestigkeit glasfaserverstärkter Kompositbücken wurde von *Stiesch-Scholz et al.* [2006] durchgeführt. Für die Bruchfestigkeit ermittelten sie Werte zwischen 615 N und 1191 N für glasfaserverstärkte Brücken, und Werte zwischen 178 N und 307 N für Brücken ohne Faserverstärkung.

Pfeiffer und *Grube* [2006] untersuchten die Bruchfestigkeit unterschiedlicher faserverstärkter viergliedriger Seitenzahnkompositbrücken sowie den Einfluss der Höhe des Zwischengliedes auf die Bruchfestigkeit. Sie stellten fest, dass der Materialtyp einen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Restauration hatte, die Variation der Höhe des Zwischengliedes dagegen keine signifikanten Veränderungen ergab.

Eine weitere Untersuchung zur Bruchfestigkeit faserverstärkter dreigliedriger Seitenzahnkompositbrücken aus PMMA liegt von *Hamza et al.* [2006] vor. Die höchsten von ihnen ermittelten Bruchlastwerte von 1165 N konnten erzielt werden, wenn die Fasern im cervikalen Drittel der Restauration angebracht wurden.

In einer aktuellen Studie untersuchten *Yilmaz* und *Baydas* [2007] anhand eines In-vitro-Testverfahrens temporäre Kronenmaterialien aus PMMA, Bis-Acryl-Kompositen und industriell gefertigten Polykarbonaten auf ihre Bruchfestigkeit. Sie fanden signifikante Unterschiede in der Bruchfestigkeit der Polykarbonat-Kronen gegenüber den Materialien auf PMMA- und Bis-Acrylat-Basis.

Im Gegensatz zu den vorliegenden In-vitro-Untersuchungen überprüften *Luthardt et al.* [1996] in einer klinischen Studie verschiedene Eigenschaften von vier temporären Kronen- und Brücken-Kunststoffen, wie mechanische Stabilität, Passgenauigkeit, Reaktion der Gingiva, Plaqueanlagerung, Verfärbung und Verarbeitbarkeit. Die

Auswertung erfolgte durch einen Zahnarzt in Form einer randomisierten Blindstudie auf der Grundlage einer Skala mit Bewertungsnoten.

Es ist festzustellen, dass in der Literatur noch keine Angaben über die mechanischen Eigenschaften industriell gefertigter Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcke beschrieben sind, die zur Herstellung von Langzeitprovisorien durch ein CAD/CAM-Verfahren neu entwickelt wurden.

3. UNTERSUCHUNGSZIEL

Ziel dieser In-vitro-Untersuchung ist es, die Bruchfestigkeit von temporären dreigliedrigen Seitenzahnbrücken, die aus zwei verschiedenen Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen bestehen (KaVo Everest® C-Temp bzw. VITA CAD-Temp for inLab®) und über ein entsprechendes CAD/CAM-Verfahren (KaVo Everest® bzw. Sirona inLab®) gefertigt wurden, zu evaluieren. Des Weiteren werden der Einfluss unterschiedlicher thermischer und mechanischer Wechselbelastungsparameter sowie der Einfluss einer mechanischen Vorschädigung auf die Bruchfestigkeit analysiert.

4. MATERIAL UND METHODE

Zur vergleichenden Testung wurden folgende Gruppen auf **Bruchlast** untersucht:

32 dreigliedrige Brücken aus Hochleistungs-Polymer-Komposit

- 16 dreigliedrige Brücken aus KaVo Everest® C-Temp Blank
- 16 dreigliedrige Brücken aus VITA CAD-Temp for InLab®

auf standardisierten Kobalt-Chrom-Molybdän-Stümpfen, in Kunststoff eingebettet

Verwendetes Material	Anzahl (n)
VITA CAD-Temp	16
KaVo C-Temp Blank	16

Beide Untersuchungsgruppen wurden je zur Hälfte Proben (n=8) der Kausimulation und dem Thermocycling unterzogen.

Es ergibt sich folgendes Flussdiagramm:

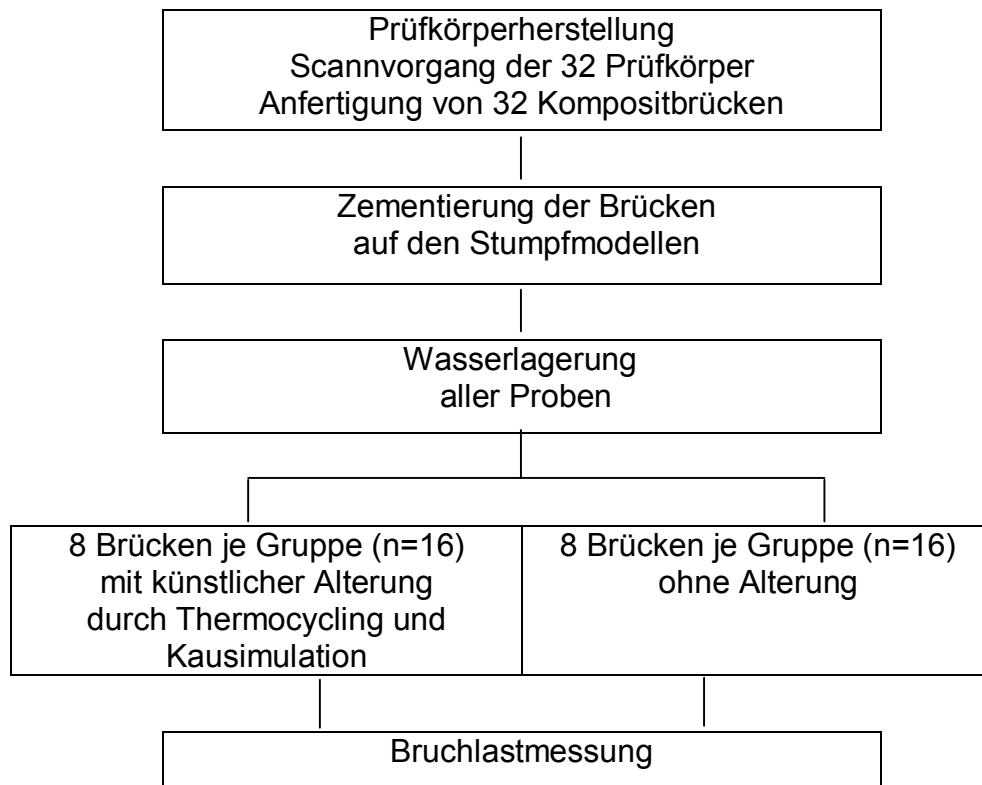


Abb. 4: Flussdiagramm zur Demonstration der Vorgehensweise bei der Versuchsdurchführung

4.1. HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER

4.1.1. Präparation der Ausgangssituation

Bei der Modellherstellung wurden zunächst ein unterer zweiter Frasaco®-Prämolar (Zahn 45 / Frasaco® / Tettngang) sowie ein unterer zweiter Frasaco®-molar (Zahn 47 / Frasaco / Tettngang) in kaltpolymerisierenden Kunststoff (Palavit G / Heraeus Kulzer GmbH / Hanau) gesockelt.

Dafür wurden die Zähne in das Frasaco®-Modell (Frasaco / Tettngang) in die entsprechende Position eingeschraubt, die Nachbarzähne sowie der erste Molar

entfernt und die Alveolen mit rose Modellierwachs ausgeblockt. Mittels einer Polyetherabformung (Impregum / 3M ESPE® / Seefeld), die anschließend mit kaltpolymerisierendem Kunststoff (Palavit G / Heraeus Kulzer GmbH / Hanau) ausgegossen wurde, konnte die Position der Pfeilerzähne im Frasacomodell auf das entstandene Kunststoffmodell übertragen werden. Eine von diesem Modell hergestellte Überabformung (Finopaste / Fino GmbH / Bad Bocklet) diente später zur direkten Provisorienherstellung.

Anschließend wurden die Kunststoffzähne unter Wasserkühlung mit dem roten Winkelstück (Intra matic – Lux 2-24 LS / KaVo Dental / Biberach) und rundkopfzylindrischen Diamantschleifern (Ergo-Präp-Set / Komet® / Lemgo) vorpräpariert. Die Vorpräparation wurde nach den für die Vollkeramik vorgeschriebenen Präparationsrichtlinien durchgeführt.

Die Feinpräparation erfolgte am Parallelometer (Fräsgerät F1 / DeguDent / Hanau) mit konischen Hartmetallfräsen (Komet® / Lemgo), die einen Konvergenzwinkel von 6° aufwiesen und als Präparationsgrenze eine ausgeprägte Hohlkehle erzeugten. Durch optische Kontrolle des entstehenden Schleifstaubes konnte gewährleistet werden, dass die gesamte zirkuläre Fläche der beiden Frasaco®-Zähne mit einem Winkel von 6° beschliffen wurden. Die Abrundung okklusaler Kanten erfolgte mit Hartmetallfräsen der gleichen Verzahnung.

Um einen einheitlichen und messbaren Substanzabtrag zu gewährleisten, wurden mit Hilfe der zuvor genommenen Überabformung Provisorien von den beschliffenen Frasaco®-Zähnen aus ProTemp™3Garant™ (3M ESPE® / Seefeld) hergestellt. Die Provisorien wurden anschließend mit einem Tasterzirkel (Dial Caliper 300MM / Kori Seiki-LP / Japan) vermessen. Durch Schleifkorrekturen und erneute Kontrolle mittels Provisorienherstellung konnte die gewünschte präparatorische Reduktion exakt

realisiert werden. Es entstand schließlich ein Frasaco®-Zahn-Präparationsmodell einer dreigliedrigen Brücke zum Ersatz von Zahn 46. Die Pfeiler wiesen eine retentive Höhe von 6 mm und einen okklusalen Abtrag von 2 mm auf. Die Tiefe der ausgeprägten Hohlkehle betrug 1,2 mm, der Konvergenzwinkel $\alpha/2$ wurde auf 6° eingestellt.

Dieses Frasaco®-Präparationsmodell wurde erneut in Silikondubliermasse (Adisil® blau / Siladent / Goslar) abgeformt, um die Position der Kronen zu fixieren und eine spätere Reproduzierbarkeit zu gewährleisten. Anschließend wurden die Frasaco®-Zähne aus dem Präparationsmodell entfernt.

4.1.2. Herstellung dimensionsgleicher Modelle

Für die spätere Übertragung der angefertigten Stümpfe in ein Modell zur Durchführung der Bruchlastversuche sollten gegossene Metallzähne aus einer Co-Cr-Legierung zur Anwendung kommen. Dazu wurden die aus dem Präparationsmodell entnommenen Frasaco®-Zähne in einer Küvette mit Dubliersilikon (Adisil® blau / Siladent / Goslar) abgeformt und nach Aushärten des Silikons wieder aus der Form entnommen. Der entstandene Hohlraum wurde mittels eines aus der Goldschmiedetechnik bekannten Wachsspritzverfahrens (Gerät: ALM / Fa. Fischer / Pforzheim) mit „Gusswachs grün“ (Fischer / Pforzheim) bei einer Temperatur von 67°C und einem Druck von 0,5 bar aufgefüllt. Die so entstandenen Replikat der Frasaco®-Zähne aus Gusswachs wurden anschließend gesockelt (Abb. 5) und eingebettet (Einbettmasse Jet 2000 / Siladent / Goslar). Das Austreiben des Wachses und das Vorwärmen der Muffel erfolgte nach den Verarbeitungsrichtlinien des verwendeten Metalls (Remanium 2000+ / Dentaurum /

Ispringen). Nach dem Guss in einer Hochfrequenzschleuder wurden die Modellzähne mit Glasperlen (105 μm , 2 bar) abgestrahlt und anschließend kurz poliert (Abb.6).



Abb. 5: Sockelformer



Abb. 6: Modellzähne aus CoCr-Legierung

4.1.3. Herstellung eines definierten künstlichen Parodontalspalt

Für die Proben mit beweglicher Lagerung sollten die Zähne über einen mit Impregum (3M ESPE / Seefeld) ausgefüllten „Parodontalspalt“ in einem Sockel elastisch befestigt sein. Um eine gleichmäßige Schichtstärke über der Zahnwurzel zu erhalten, wurde das aus der Zahntechnik bekannte Tauchwachsverfahren eingesetzt. Dazu wurde das Tauchgerät „hotty elektronik“ (Renfert GmbH / Hilzingen) verwendet, das mit „Tauchwachs gelb“ (bellewax™ / Belle de St. Claire® / USA) befüllt war. Die Metallzähne wurden mit den Wurzeln voran bis in den Bereich der Präparationsgrenze eingetaucht, wobei die Eintauchgeschwindigkeit bei ca. 0,5 - 1 Sekunden und die Entnahmegeschwindigkeit bei ca. 2 - 3 Sekunden lag. Die einzelnen Zeiten wurden mit einer Stoppuhr kontrolliert. Auf diese Weise konnten eine gleichmäßige Schichtdicke erzielt sowie Rillenbildung und Tropfnasen vermieden werden (Abb. 7). Der Tauchvorgang wurde insgesamt dreimal durchgeführt.



Abb. 7: Wachsüberzug

4.1.4. Sockeln der Proben

Die in Wachs getauchten Zähne wurden in dem vorab genommenen Silikonschlüssel reponiert, dann erfolgte die Befüllung des Silikonschlüssels mit einem kaltpolymerisierenden Kunststoff (Pala X press / Heraeus Kulzer GmbH / Hanau). Der Kunststoff wurde anschließend im wasserbefüllten Drucktopf für 15 Minuten ausgehärtet, das Resultat war eine identische Position aller Zähne in ihren Sockeln (Abb. 8). Es konnte durch diese Weise außerdem gewährleistet werden, dass alle Zähne gleich tief in ihren Kunststoffsockeln verankert waren.

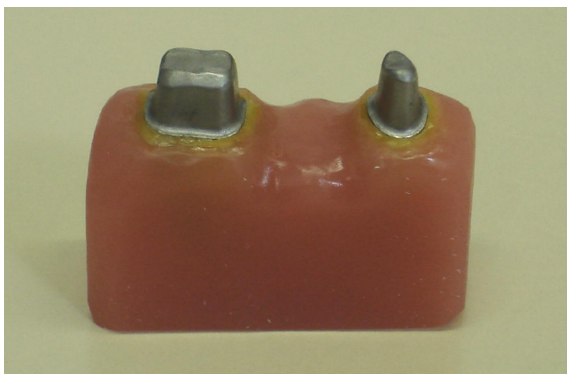


Abb. 8: Kunststoffsockel mit Wachslevele

Um die Wachsschicht nun durch das Impregum (3M ESPE® / Seefeld) ersetzen zu können, erfolgte die Herstellung eines weiteren Silikonschlüssels aus elastomerer

Silikonnetmasse (Finopaste / Fino GmbH / Bad Bocklet), der die Zahnkrone und den Prüfkörper umfasste. Zusätzlich wurden in den Silikonschlüssel Ablaufrinnen geschnitten, um ein späteres Überpressen mit Impregum zu vermeiden.

Nach dem Erweichen der Wachsschicht im Wasserbad wurden die Zähne entfernt und das verbleibende Wachs ausgebrüht, die Zähne und Kunststoffsockel mit Fettlöser (F100 Super / HWR Chemie / Emmering) gereinigt und die Alveolen sandgestrahlt (Edelkorund der Körnung 250µm, 2 bar). Anschließend wurden Zähne und Alveolen mit Impregum-Adhäsiv (3M ESPE® / Seefeld) bestrichen, die Zähne daraufhin in den Silikonschlüssel reponiert, die Alveolen mit ImpregumTM PentaTM (3M ESPE® / Seefeld) befüllt und der Kunststoffsockel in den Silikonschlüssel reponiert. Nach einer Aushärtezeit von 6 Minuten wurde die Sockelform aus dem Silikonschlüssel entnommen und überschüssiges Impregum mit einem Skalpell scharf entfernt.

4.1.5. Ausarbeitung der Prüfkörper

Zur Nachpräparation der Zähne wurden die Prüfkörper erneut im Parallelometer (Fräsgerät F4 / DeguDent / Hanau) ausgerichtet (Abb. 9). Die Feinpräparation erfolgte mit konischen Hartmetallfräsen (Komet® / Lemgo), die einen Konvergenzwinkel von 6° aufwiesen (Abb. 10). Durch optische Kontrolle des entstehenden Schliffbildes auf der zuvor matten Oberfläche konnte gewährleistet werden, dass die gesamte zirkuläre Fläche der beiden Modellzähne mit einem Winkel von 6° beschliffen wurden. Anschließend wurden okklusale Kanten mit Hartmetallfräsen der gleichen Verzahnung entfernt und alle Höcker abgerundet. Abbildung 11 zeigt ein fertig gestelltes Prüf-Modell.



Abb. 9: Feinpräparation der Modellzähne



Abb. 10: Zur Feinausarbeitung eingesetztes Fräsen-Set



Abb. 11: Fertig gestelltes Prüf-Modell

4.2. HERSTELLUNG DER PROVISORIEN

4.2.1. Verwendete CAD/CAM-Systeme

Die beiden in dieser Studie verwendeten CAD/CAM-Systeme sind in Tabelle 5 dargestellt.

	CEREC inLab®	KaVo Everest®
Firma	Sirona (D-Bensheim) 2001	KaVo (D-Biberach) 2002
Datenerfassung / Scanner	inEos: Lichtpunktsensortastet (Gips-) Modell ab	KaVo Everest® Scan: 3-D-Messeinheit, die das Gipsmodell mit Streifenlichtprojektion und CCD-Kamera vermisst
Fräseinheit	CEREC inLab: Tandemschleifgerät mit sechs Freiheitsgraden	KaVo Everest® engine: NC-gesteuerte Fünf-Achsen-Fräseinheit
Materialien	VITA - Hochleistungs-Polymer-Komposit (CAD-Temp) - Feldspatkeramik - Glaskeramik, Aluminium- und Zirkonoxid	KaVo Everest® - Hochleistungs-Polymer-Komposit (C-Temp-Blank) - Glaskeramik - Zirkonoxid - Reintitan
Indikationen	Inlays, Onlays, Voll- und Teilkronen, Veneers, bis zu 4-gliedrige Brücken(-gerüste), Kronenkäppchen, Provisorien, Abutments	Inlays, Onlays, Voll- und Teilkronen, Veneers, bis zu 14-gliedrige Brücken(-gerüste), Kronenkäppchen, Provisorien, Abutments

Tabelle 5: In der vorliegenden Studie verwendete CAD-CAM-Systeme

4.2.2. Provisorische Restaurationsmaterialien

Die beiden in dieser Studie verwendeten Materialien sind in Tabelle 6 dargestellt.

Die Kompositblöcke CAD-Temp for inLab® der Firma VITA (Abb. 12) bestehen aus einem faserfreien, homogenen, MMA-freien, hochmolekularen und vernetzten Acrylatpolymer mit einpolymerisierten Mikrofüllstoffen (MRP = Microfiller Reinforced Polyacrylic) mit einem Füllstoffgehalt von 14 Gew.-%. CAD-Temp for inLab Kompositblöcke dienen zur Herstellung von mehrgliedrigen, voll- oder teilanatomischen Langzeit-Brückenprovisorien mit bis zu zwei Zwischengliedern Spannweite mittels inLab®- oder CEREC-System der Firma Sirona. Teilanatomische Restaurationen können mit einem lichthärtendem Verblendkomposit (z.B. VITA VM LC) farblich individualisiert beziehungsweise aufgebaut werden. Die Acrylatpolymer-Blöcke stehen in vier Farben (OM1T, 1M2T, 2M2T, 3M2T) in der Größe CT-40 (15,5 x 19 x 39 mm) zur Verfügung.

Die KaVo Everest® C-Temp-Blank Kompositblöcke (Abb. 13) bestehen aus ausgehärtetem Epoxydharz mit Glasfilamentgewebe. Die C-Temp-Blank Kompositblöcke dienen zur Herstellung von Gerüstkapfen und verblendeten Langzeit-Brückengerüsten mit bis zu sechs Gliedern Spannweite mittels dem KaVo Everest® - System. Die Gerüstkapfen oder Brückengerüste können mit einem lichthärtenden Verblendkomposit (z.B. GC Gradia) farblich individualisiert beziehungsweise aufgebaut werden. Die KaVo Everest® C-Temp-Blank Kompositblöcke stehen in den Größen 42 x 20 x 20 mm und 60 x 25 x 20 mm (L x B x H) zur Verfügung.

	VITA CAD-Temp for inLab®	KaVo Everest® C-Temp-Blank
Polymer	faserfreies, homogenes, hochmolekulares und vernetztes Acetal (Acrylatpolymer) mit Mikrofüllstoff	ausgehärtetes Epoxydharz mit Glasfilamentgewebe
Verblendkunststoff	z.B. VITA VM LC	z.B. GC Gradia
Blockgröße (L x B x H)	- 39 x 15,5 x 19 mm	- 42 x 20 x 20 mm - 60 x 25 x 20 mm
Indikationen	- vollanatomische Brücken für Langzeitprovisorien mit bis zu vier Gliedern Spannweite	- Gerüstkappen - Brückengerüste für Langzeitprovisorien mit bis zu sechs Gliedern Spannweite
Kontraindikationen	keine Angaben	- Tragedauer > 12 Monate - unverblendete Kronen und Brücken - weniger als 7 mm ² Stegquerschnitt im Frontzahnbereich - weniger als 9 mm ² Stegquerschnitt im Seitenzahnbereich
Maximale Tragedauer	keine Angaben	12 Monate

Tabelle 6: In der vorliegenden Studie verwendete Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcke (Herstellerangaben)



Abb. 12: VITA CAD-Temp for inLab®



Abb. 13: KaVo Everest® C-Temp-Blank

4.2.3. Vorbereitung der Modelle

Bei der Herstellung von Provisorien aus VITA CAD-Temp Kompositblöcken findet der inEos-Scanner (Sirona / Bensheim) Verwendung. Dieser erlaubt das Digitalisieren der Kronenstümpfe anhand der Prüfkörper-Modelle. Die Kronenstümpfe wurden dazu vor dem Scannen mit einer dünnen Schicht Okklusionsspray (Arti-Spray BK 285 weiss / Dr. Bausch KG / Köln) besprüht (Abb. 14), um beim Scanvorgang eine Reflektion des Lichtstrahles, mit dem das Modell abgetastet wird, zu verhindern.

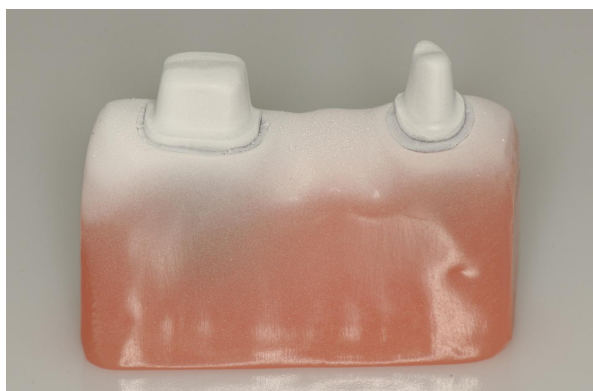


Abb. 14: Prüf-Modell, das für den Scan-Vorgang mit Okklusionsspray besprüht wurde

Bei der Herstellung von Provisorien aus KaVo Everest® C-Temp Kompositblöcken kommt der Scanner des KaVo Everest® - Systems zur Anwendung. Bei dem KaVo Everest® Scan sind zur Digitalisierung der Kronenstümpfe gesockelte Sägeschnitt-Gipsmodelle zu verwenden. Um diese herzustellen wurden die Prüfkörper in einer Dupliersilikonmasse (Adisil® blau / Siladent / Goslar) abgeformt und die Abformung anschließend mit Superhartgips (Resin Rock / Frankonia Dental GmbH / Erlangen) ausgegossen. Die so entstandenen Gipsmodelle wurden getrimmt und mit Pins versehen, isoliert und anschließend in einem dünnfließendem Sockelgips (suppensockler G / Picodent / Wipperfürth) gesockelt. Nach der vorgeschriebenen Aushärtungszeit wurden die Gipsmodelle vom Sockel abgezogen, die einzelnen

Kronenstümpfe getrennt und die Präparationsgrenze unter dem Mikroskop (Vergrößerung 1,6-fach / Carl Zeiss / Jena) unterminiert dargestellt (Abb. 15).

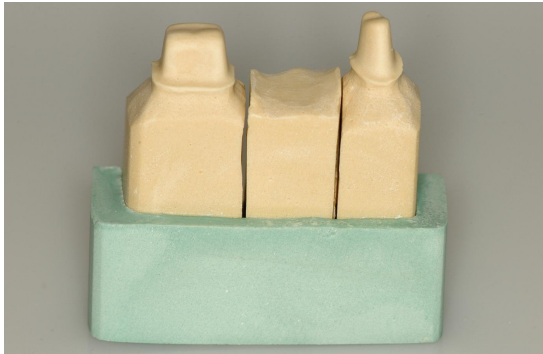


Abb. 15: Sägeschnitt-Meistermodell

4.2.4. Digitalisierung der Kronenstümpfe

Alle 16 *Prüf-Modelle* wurden mit dem inEos Scanner (Sirona / Bensheim) gescannt (Abb. 16). Die Daten für die Dimensionierung der vollanatomischen Brückenzähne stammen aus der digitalen Datenbibliothek der CEREC inLab® 3D - Software (V 3.03). Für die Kauflächengestaltung wurde „Lee Culp Anatomy – adult“ gewählt und die Mindestmaterialstärke im tiefsten Punkt der Fissur auf 1 mm festgelegt. Der Datensatz wurde anschließend an die Fräseinheit CEREC inLab® weitergeleitet. Die Abbildungen 17 bis 22 zeigen die Gestaltung der Brücken mit Hilfe der CEREC inLab® 3D - Software (V 3.03).



Abb. 16: Sirona inEos-Scanner

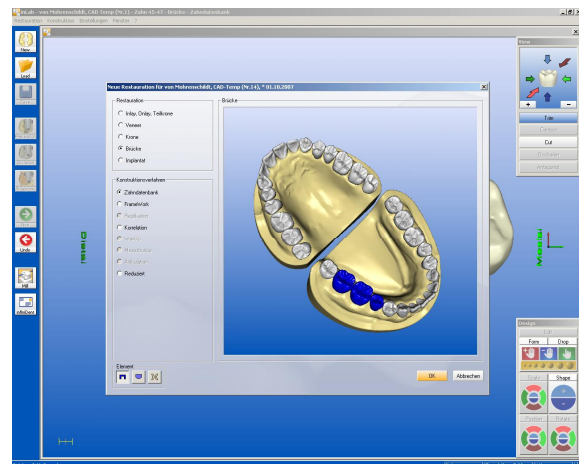


Abb. 17: CEREC inLab® 3D Software (V 3.03)

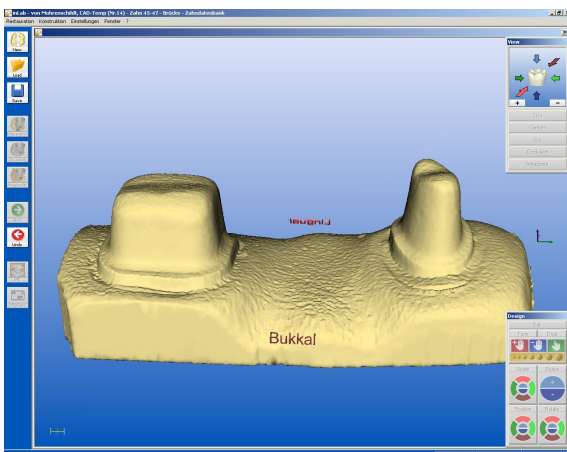


Abb. 18: Gescannte Modellsituation

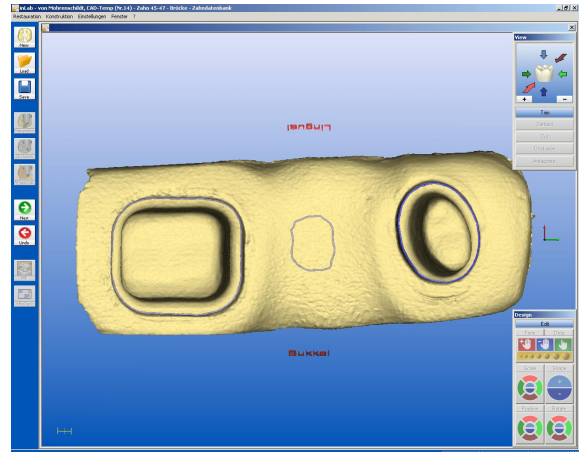


Abb. 19: Definition der Präparationsgrenze

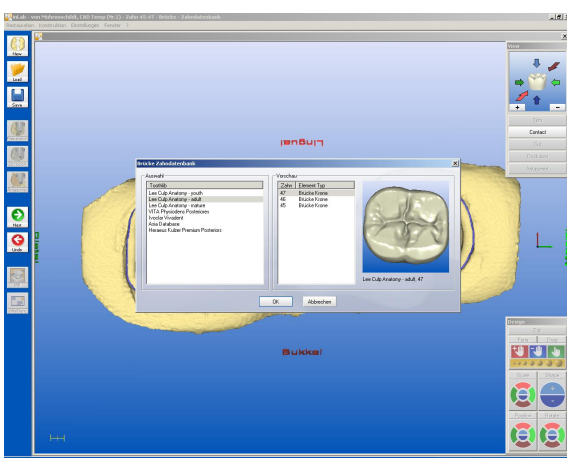


Abb. 20: Auswahl der Zahnform

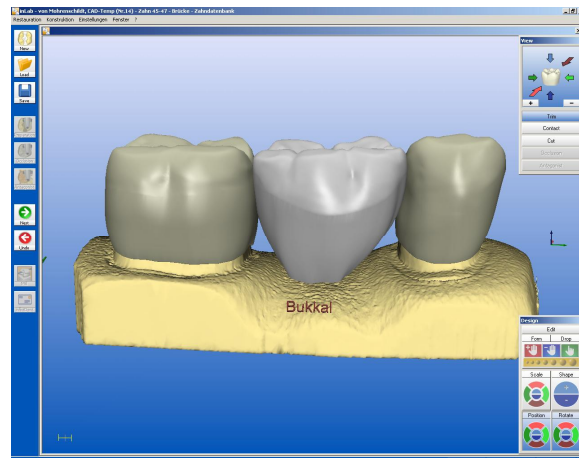


Abb. 21: Restaurationsvorschlag der Konstruktionssoftware

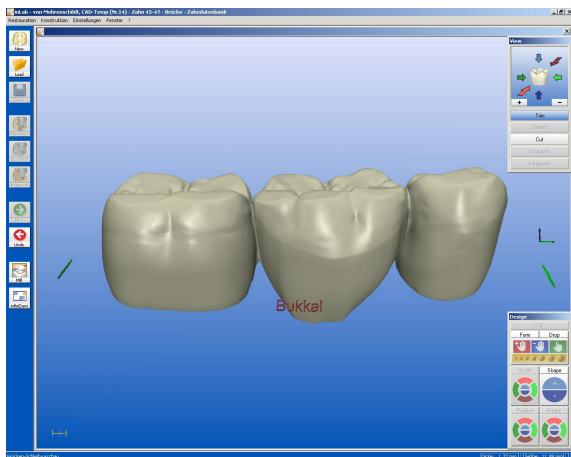


Abb. 22: CAD-konstruierte CAD-Temp-Brücke

Alle 16 *Sägeschnitt-Meistermodelle* wurden mit dem Scan-Modul der KaVo Everest® Software gescannt (Abb. 23). Dabei wurden zuerst die gesamte Brückensituation, anschließend die Einzelstümpfe separat gescannt. Die Daten für die Dimensionierung der Gerüste wurden der digitalen Datenbibliothek des Surface-Moduls (KaVo Everest® Software) entnommen. Das Brückenzwischenglied wurde mit parallel verlaufenden Konnektoren zentral zwischen den benachbarten Pfeilerzähnen positioniert. Den Herstellerangaben entsprechend betrug die Wandstärke der Restauration 0,55 mm, die Konnektorenstärke zwischen den Pfeilerzähnen und dem Zwischenglied jeweils 9 mm². Die Abbildungen 24 bis 30 zeigen die Gestaltung der Brücken mit Hilfe der KaVo Everest® Software.



Abb. 23: KaVo Everest® Scan

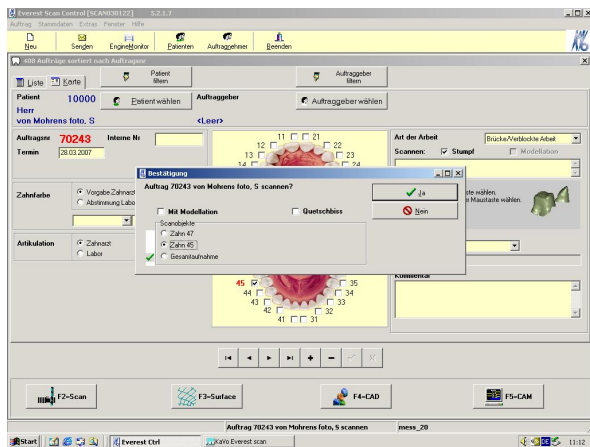


Abb. 24: KaVo Everest® Software

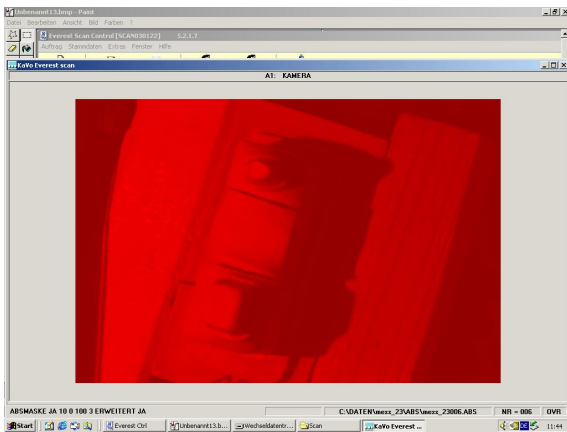


Abb. 25: Scanvorgang

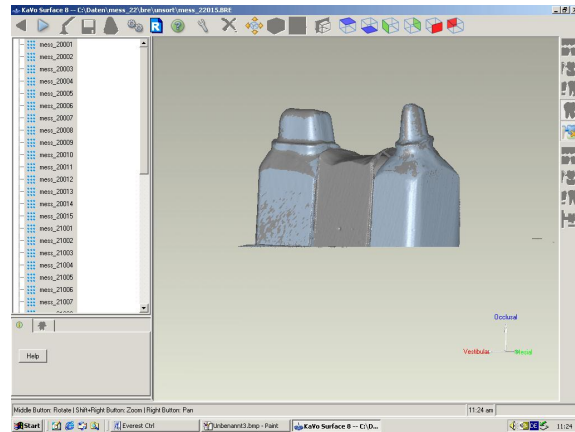


Abb. 26: Gescante Modellsituation

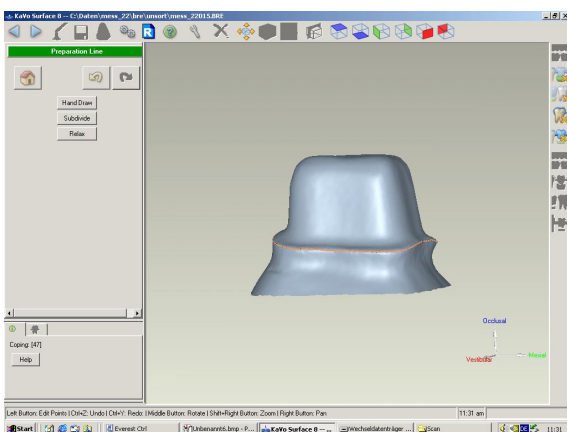


Abb. 27: Definition der Präparationsgrenze

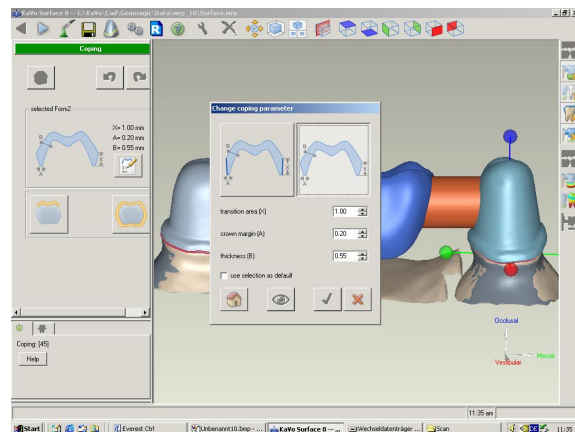


Abb. 28: Eingabe der Kröpfchenparameter

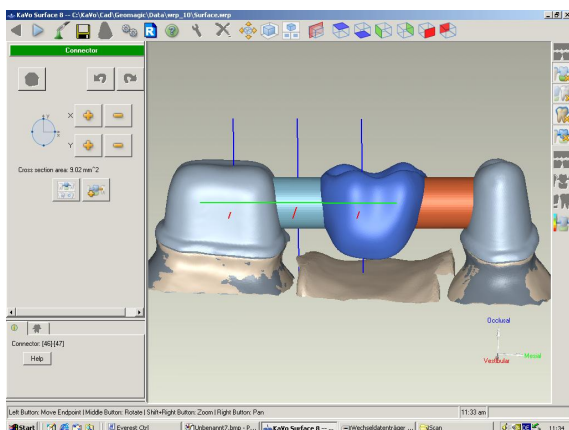


Abb. 29: Eingabe der Konnektorenstärke

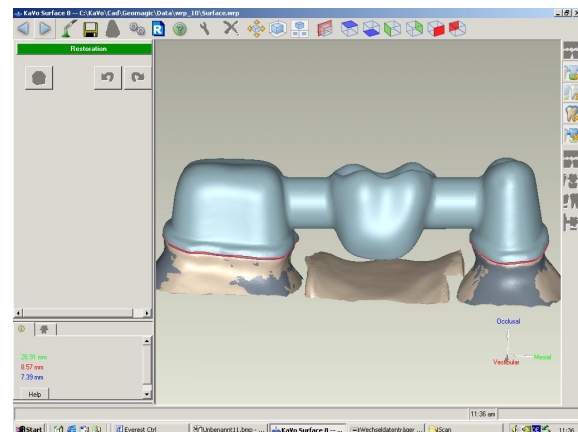


Abb. 30: CAD-konstruiertes C-Temp-Gerüst

4.2.5. Fräsen der Langzeitprovisorien

Die VITA CAD-Temp Kompositblöcke wurden in der Schleifeinheit CEREC inLab® (Sirona / Bensheim) in der dafür vorgesehenen Halterung fixiert (Abb. 31) und das Schleifprogramm über die CEREC in Lab® 3D – Software gestartet. Die Fräszeit für eine vollanatomische 3-gliedrige Brücke betrug 58 Minuten. Abbildung 32 zeigt die fertig gefräste VITA CAD-Temp Brücke in der Schleifeinheit nach Beendigung des Schleifvorganges.



Abb. 31: CEREC inLab®-Schleifeinheit



Abb. 32: Situation nach Beendigung des Schleifprogramms

Die KaVo Everest® C-Temp Kompositblöcke wurden gemäß der Verarbeitungsanleitung der Hersteller in KaVo Everest® Universal-Implast Kunststoff in den dafür vorgesehenen Inserts eingebettet (Abb. 33). Nach einer Aushärtezeit von 20 Minuten wurden die Inserts in der Fräsmaschine KaVo Everest® engine fixiert und der CAM-Vorgang gestartet (Abb. 34). Nach dem Fräsen der Kavität wurden die C-Temp-Arbeiten mit Wasserspray und Druckluft gereinigt und in Einbettwachs (KaVo Everest® ZS-Inwax) umgebettet. Das Fräsprogramm wurde nach vollständiger Aushärtung des Inwaxes neu gestartet und die Okklusalfäche konstruiert. Die reine Fräszeit für ein Brückengerüst betrug insgesamt 82 Minuten (Kavität: 32min; Okklusalfäche: 50min). Die Abbildungen 35 a und 35 b zeigen ein fertig gefrästes KaVo C-Temp Brückengerüst.



Abb. 33: Eingebetteter C-Temp Kompositblock



Abb. 34: KaVo Everest® engine

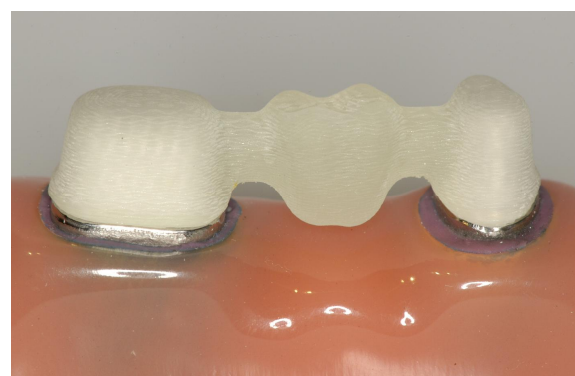
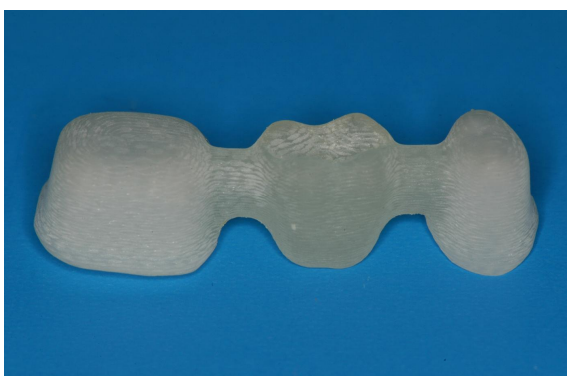


Abb. 35 a+b: CAD/CAM-gefertigtes Brückengerüst aus KaVo Everest® C-Temp-Blank

4.2.6. Fertigstellung der Langzeitprovisorien

Die VITA CAD-Temp Kompositblöcke wurden nach Beendigung des Schleifvorganges aus der Vorrichtung entfernt und die Brücken von überschüssigem Materialanteil mit einer Trennscheibe gelöst, scharfe Kanten wurden mit einer feinverzahnten Hartmetallfräse geglättet. Anschließend wurden die Brücken mit einem Ziegenhaarpolierer und Bimsstein vorpoliert, die Hochglanzpolitur erfolgte mit einem handelsüblichen Kunststoffpoliermittel. Die Abbildungen zeigen eine fertig ausgearbeitete VITA CAD-Temp Brücke.



Abb. 36 a+b: CAD/CAM-gefertigte Brücke aus VITA CAD-Temp nach der Ausarbeitung

Die fertig konstruierten Gerüste aus KaVo Everest® C-Temp wurden aus den Inserts entnommen und mit heißem Wasserdampf von Wachsresten gereinigt. Der Hersteller empfiehlt die Gerüste im Randbereich zu kürzen, um eine Verblendkunststoffschulter gestalten zu können (Abb. 37). Dieses Vorgehen ermöglicht einerseits ästhetische Vorteile, andererseits wird damit eine mögliche Irritation der Gingiva durch Kontakt mit den Glasfasern ausgeschlossen.



Abb. 37: C-Temp-Gerüst mit gekürzten Kronenrändern

Für das Verblenden der C-Temp-Brückengerüste wurde der Verblendkunststoff GC Gradia (GC Germany / München) verwendet. Die Gerüste wurden mit Al_2O_3 (Körnung $105\ \mu\text{m}$) bei 2 bar Druck abgestrahlt und anschließend GC Composite Primer (GC Germany / München) behandelt. Um einen guten Haftverbund zu erzielen, wurde GC Gradia Foundation Opaker (GC Germany / München) und der zur Zahnfarbe gehörende Verbundopaker aufgetragen.

Um bei allen Brücken eine identische Schichtstärke zu erzielen, wurden von den auf die Modelle reponierten CAD-Temp Brücken von der vestibulären und der lingualen Seite Vorabformungen aus Silikon (Sil-Tech / Ivoclar Vivadent AG / Liechtenstein) genommen, wobei jeweils auch auf eine okklusale Fassung geachtet wurde (Abb. 38).



Abb. 38: Silikonschlüssel der CAD-Temp Brücken

Auf diese Weise konnten die Dimensionen der Verblendung der C-Temp Brücken mit Hilfe der Silikonschlüssel schrittweise kontrolliert werden (Abb. 39 a-c).

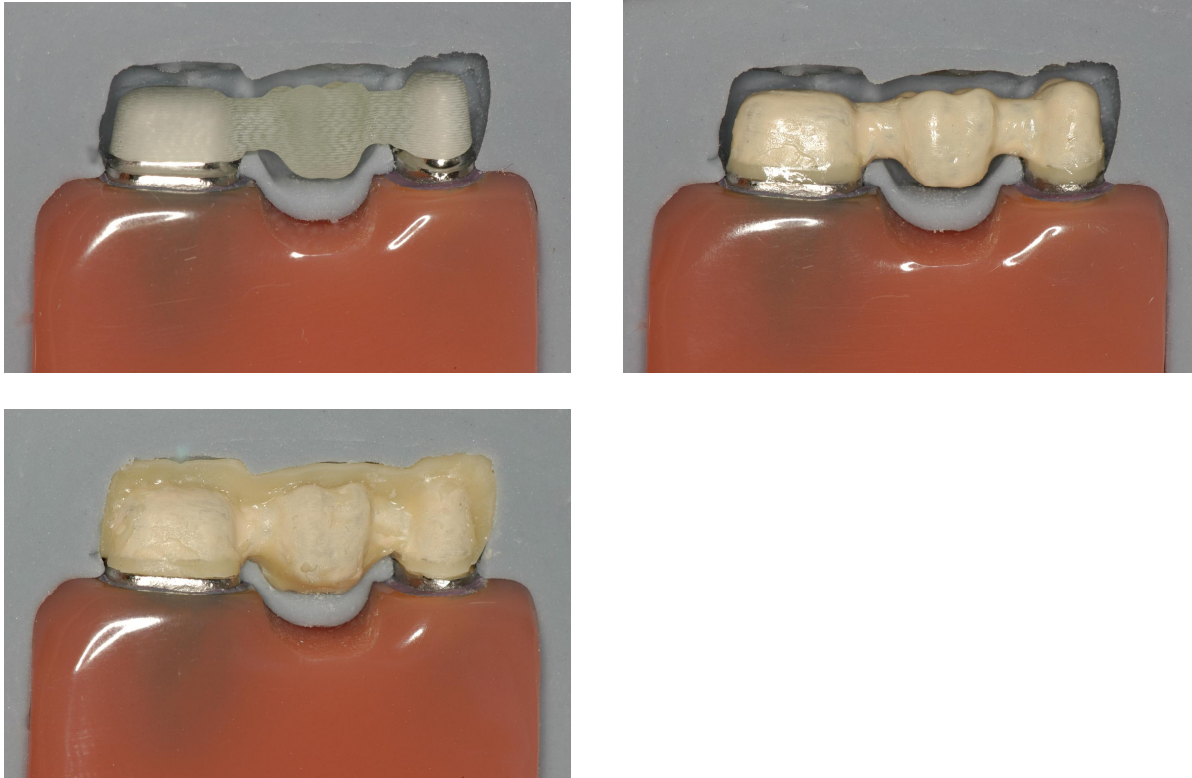


Abb. 39 a-c : schrittweise Verblendung der C-Temp Brückengerüste

Anschließend wurden die Brücken mit einem Ziegenhaarpolierer und Bimssteinpaste vorpoliert, die Hochglanzpolitur erfolgte mit einem handelsüblichen Kunststoffpoliermittel. Die Abbildungen 40 a und 40 b zeigen das definitive C-Temp / GC Gradia - Langzeitprovisorium.

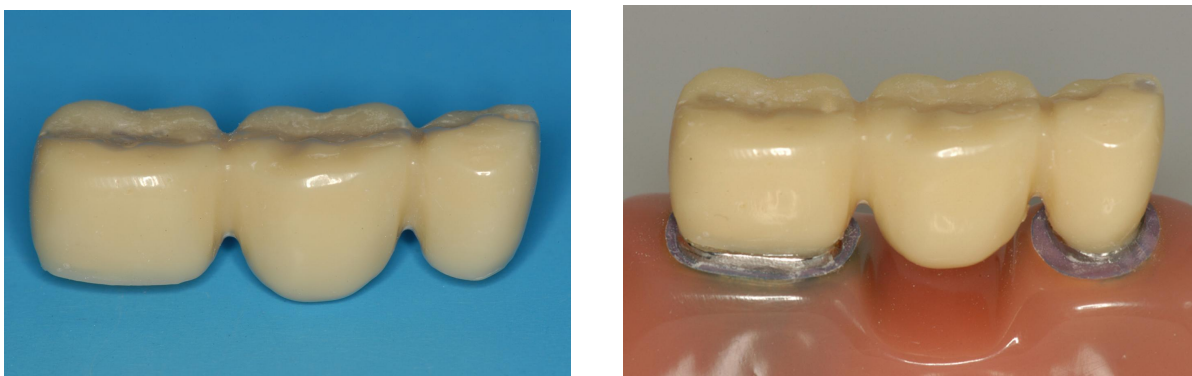


Abb. 40 a+b: fertig verblendetes Langzeitprovisorium mit C-Temp Gerüst

4.3. Eigene Versuche

4.3.1. Bruchlastmessung ohne künstliche Alterung

4.3.1.1 Zementierung

8 Brücken pro System wurden zuerst gereinigt und mit Isopropanol 99% entfettet und anschließend mit einem Glasionomerezement (Ketac-Cem®-Aplicap / 3M ESPE® / Seefeld) auf das jeweilige Prüfkörper-Modell zementiert. Dabei fand eine speziell entwickelte Vorrichtung Anwendung, die die Brücken zentral mit 50 N belastete (Abb. 41). Nach Ablauf der Abbindezeit wurden die Zementüberschüsse mit einer Sonde vorsichtig entfernt.

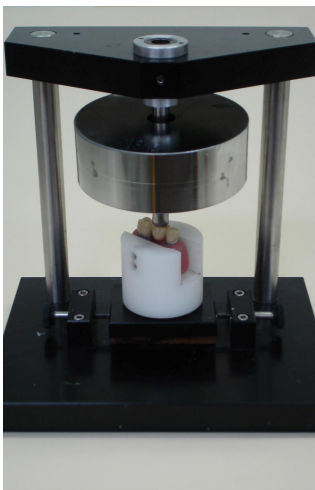


Abb. 41: Zementierhilfe

4.3.1.2. Wasserlagerung

Die Proben wurden nach der Zementierung für 14 Tage in 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung bei einer Temperatur von 37°C gelagert. Hierbei sollte der Situation im Mundmilieu entsprochen werden, die durch Speichelpräsenz eine hygroskopische Expansion des Komposits und des Befestigungszementes verursacht.

4.3.1.3. Bruchlastmessung

Die konventionell befestigten Brücken wurden mit einer Universal-Prüf-Maschine (Zwick®-Modell 1445 / Zwick GmbH & Co. / Ulm) bei einer Vorschubbewegung von 1mm/min bis zu einem auftretenden Lastabfall von mehr als 10 % belastet. Der Teststempel mit einem Durchmesser von 6 mm setzte dabei zentral auf dem Brückenzwischenglied auf. Um Spannungsspitzen zu vermeiden, wurde eine 0,5 mm starke Kunststoff-Platte (Copyplast / Scheu Dental / Iserlohn) zwischen Kugel und Restauration gelegt, wie in Abbildung 42 dargestellt.

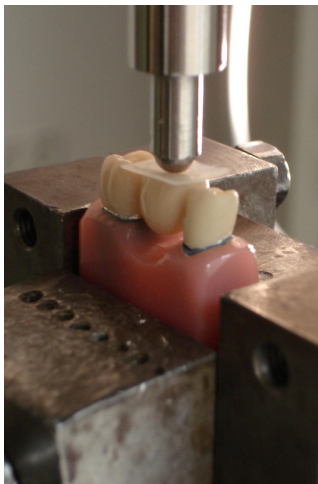


Abb. 42: Bruchlastmessung in Universal-Prüf-Maschine Typ Zwick 1445

4.3.2. Bruchlastmessung mit künstlicher Alterung

4.3.2.1. Zementierung

Die übrigen 8 Brücken pro System wurden ebenfalls zuerst gereinigt und mit Isopropanol [99%] entfettet sowie anschließend mit einem Glasionomerzement (Ketac-Cem®-Aplicap / 3M ESPE® / Seefeld) auf das jeweilige Prüfkörper-Modell zementiert. Dabei fand ebenfalls eine speziell entwickelte Vorrichtung Anwendung,

die die Brücken zentral mit 50 N belastete. Nach Ablauf der Abbindezeit wurden die Zementüberschüsse mit einer Sonde vorsichtig entfernt.

4.3.2.2. Wasserlagerung

Die Proben wurden auch hier nach der Zementierung für 14 Tage in 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung bei einer Temperatur von 37°C gelagert.

4.3.2.3. Thermocycling und Kausimulation

Die Proben wurden der dynamischen Festigkeitsprüfung sowie einem Thermocycling-Verfahren im Kausimulator Willytec Munich® (Willytec, D-Gräfeling), der in Abbildung 43 dargestellt ist, nach folgenden Parametern unterzogen:

1. Anzahl der Zyklen: 240.000 (ca. 1 Jahresbelastung)
2. Antagonist / Prüfstempel: Rostfreier Stahl
3. Design des Antagonisten: abgerundet
4. Dynamische Belastung: 50 N
5. Kraft-Impuls: 9,9-10,1 Ns
6. Geschwindigkeit der lateralen und vertikalen Bewegung: 39-41 mm/s
7. Frequenz der Belastung: 1,58-1,62 Hz
8. Kontaktzeit: 390-410 ms
9. Temperatur des Umgebungsmediums: 5,0/55,0°C



Abb. 43: Proben im Kausimulator Willytec Munich

4.3.2.4. Bruchlastmessung

Die konventionell befestigten Brücken wurden nach Abschluss der oben beschriebenen künstlichen Alterung mit einer Universal-Test-Maschine (Zwick®-Modell 1445 / Zwick GmbH & Co. / Ulm) bei einer Vorschubbewegung von 1mm/min bis zum Bruch belastet. Der Teststempel setzte dabei zentral auf dem Brückenzwischenglied auf. Um Spannungsspitzen zu vermeiden, wurde eine 0,5 mm starke Kunststoff-Platte (Copyplast / Scheu Dental / Iserlohn) zwischen Kugel und Restauration gelegt.

4.3.3. Statistik

Zur statistischen Auswertung wurde das Softwareprogramm „SPSS® Version 16.0 for Windows®“ (SPSS Inc. / Chicago / USA) verwendet.

Um die Ergebnisse der einzelnen Stichproben quantitativ beurteilen zu können, wurden verschiedene deskriptiv-statistische Parameter ermittelt. Die Parameter

(Minimum, Mittelwert, Median, Maximum, Standardabweichung) wurden tabellarisch für alle Probengruppen dargestellt. Alle Probengruppen wurden zur besseren Anschauung grafisch in einer Standard-Boxplot-Darstellung dokumentiert.

Der direkte Vergleich zweier Gruppen wurde mit dem nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Test vorgenommen. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt.

Folgende Serien von Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen wurden nach 14-tägiger Lagerung in 0,9% NaCl-Lösung untersucht:

1. Serie: VITA CAD-Temp for inLab® ohne Alterungssimulation = **CT o.A.**
2. Serie: KaVo Everest® C-Temp-Blank ohne Alterungssimulation = **CTB o.A.**
3. Serie: VITA CAD-Temp for inLab® mit Alterungssimulation = **CT m.A.**
4. Serie: KaVo Everest® C-Temp-Blank mit Alterungssimulation = **CTB m.A.**

Die hier aufgeführten Abkürzungen werden im weiteren Text zur Vereinfachung beibehalten.

4.3.4. Darstellung der Ergebnisse

Neben der tabellarischen Darstellung der untersuchten Parameter aller Probenserien sowie den Ergebnissen aus den Bruchlastuntersuchungen wurde zur graphischen Veranschaulichung ein Standard-Boxplot in folgender Weise erstellt:

Die Gruppierung erfolgte nach mit / ohne Alterungssimulation und Gruppierung nach dem verwendeten Provisorienmaterial.

Die verschiedenen Bruchmechanismen wurden anhand von exemplarischen Fotos dokumentiert. Auf die Erstellung des Weibull-Parameters wurde verzichtet, da die

Probenanzahl innerhalb der vier Gruppen mit $n=8$ der von *Marx* et al. geforderten $n=20$ nicht entspricht und somit keine verlässliche Aussage über die Streuung der Ergebnisse getroffen werden kann [Marx et al. 2001].

5. ERGEBNISSE

5.1. ERGEBNISSE DER BRUCHLASTVERSUCHE OHNE ALTERUNGSSIMULATION

In der Gruppe der 8 Provisorienbrücken aus VITA CAD-Temp (**CT 1-8**) kam es nach 14-tägiger Lagerung in 0,9% NaCl-Lösung bei 37°C zu keinem Retentionsverlust vom Zahnstumpf.

Bei der Bruchlastmessung konnte ein mittlerer Bruchlastwert von 721,09 N ermittelt werden.

Proben-Nr.	Bruchlast (N)	Dehnung (mm)
CT 1	742,63	1,22
CT 2	653,47	1,18
CT 3	740,85	1,27
CT 4	779,35	1,69
CT 5	652,36	1,28
CT 6	590,65	1,26
CT 7	631,74	1,26
CT 8	977,72	1,29

Tabelle 7: Bruchlastwerte für CT o.A.

Auch in der Gruppe der 8 Provisorienbrücken aus KaVo C-Temp-Blanks (**CTB 1-8**) trat nach 14-tägiger Lagerung in 0,9% NaCl-Lösung bei 37°C kein Retentionsverlust auf.

Bei der Bruchlastmessung konnte ein mittlerer Bruchlastwert von 1723,78 N ermittelt werden.

Proben-Nr.	Bruchlast (N)	Dehnung (mm)
CTB 1	1648,52	2,74
CTB 2	1867,40	1,43
CTB 3	1485,35	1,21
CTB 4	1834,93	2,04
CTB 5	1543,88	2,15
CTB 6	1874,78	2,30
CTB 7	1590,25	1,69
CTB 8	1945,10	2,21

Tabelle 8: Bruchlastwerte für CTB o.A.

5.2. ERGEBNISSE DER BRUCHLASTVERSUCHE MIT ALTERUNGSSIMULATION

In der Gruppe der 8 Provisorienbrücken aus VITA CAD-Temp (**CT 9-16**) kam es weder zu Retentionsverlusten noch zu Abplatzungen oder Rissbildungen nach 14-tägiger Lagerung in 0,9% NaCl-Lösung bei 37°C und anschließender Alterungssimulation im Kausimulator.

Bei der Bruchlastmessung konnte ein mittlerer Bruchlastwert von 610,54 N ermittelt werden.

Proben-Nr.	Bruchlast (N)	Dehnung (mm)
CT 9	482,21	1,09
CT 10	623,71	1,23
CT 11	690,23	1,51
CT 12	571,09	1,45
CT 13	602,84	1,33
CT 14	540,92	1,26
CT 15	701,11	1,52
CT 16	672,20	1,20

Tabelle 9: Bruchlastwerte für CT m.A.

Auch in der Gruppe der 8 Provisorienbrücken aus KaVo C-Temp-Blank (**CTB 9-16**) kam es weder zu Dezementierungen noch zu Abplatzungen und Rissbildungen nach 14-tägiger Lagerung in 0,9% NaCl-Lösung bei 37°C und anschließender Alterungssimulation im Kausimulator.

Bei der Bruchlastmessung konnte ein mittlerer Bruchlastwert von 1479,18 N ermittelt werden.

Proben-Nr.	Bruchlast (N)	Dehnung (mm)
CTB 9	1680,45	2,56
CTB 10	1639,65	2,55
CTB 11	1549,43	2,32
CTB 12	1378,33	1,94
CTB 13	1237,08	1,50
CTB 14	1326,21	1,95
CTB 15	1489,53	2,32
CTB 16	1532,77	2,88

Tabelle 10: Bruchlastwerte für CTB m.A.

5.3. EINFLUSS DES MATERIALS

Die beiden Gruppen **CT o.A.** und **CTB o.A.** wurden statistisch unter Verwendung des nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Tests direkt miteinander verglichen, um den Einfluss des Materials ohne Alterungssimulation auf die Bruchlastwerte zu evaluieren. Das Material zeigte einen signifikanten Unterschied auf die Bruchfestigkeit der Restauration ($p < 0,001$). Die glasfaserverstärkten Provisorienbrücken zeigten eine deutlich höhere Bruchfestigkeit.

Auch die beiden Gruppen **CT m.A.** und **CTB m.A.** wurden statistisch unter Verwendung des nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Tests direkt miteinander verglichen, um den Einfluss des Materials nach Alterungssimulation auf die Bruchlastwerte zu evaluieren. Das Material zeigte einen signifikanten Unterschied auf die Bruchfestigkeit der Restauration ($p < 0,001$). Auch hier zeigten die glasfaserverstärkten Provisorienbrücken eine deutlich höhere Bruchfestigkeit.

5.4. EINFLUSS DER KÜNSTLICHEN ALTERUNG

Der Einfluss der künstlichen Alterung wurde statistisch unter Verwendung des nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Tests direkt für beide Materialgruppen bestimmt. Bei der Gruppe der Provisorienbrücken aus VITA C-Temp (**CT o.A.** und **CT m.A.**) zeigte sich nach Alterungssimulation kein Signifikanzunterschied auf die Bruchfestigkeit der Restauration ($p > 0,05$). Bei der Gruppe der Provisorienbrücken aus KaVo C-Temp (**CTB o.A.** und **CTB m.A.**) zeigte sich ein signifikanter Unterschied nach Alterungssimulation ($p < 0,05$).

5.5. DESKRIPTIVE STATISTIK

Die in der vorliegenden Studie ermittelte mittlere initiale Bruchfestigkeit für die KaVo C-Temp Provisorienbrücken lag bei 1723,78 N und zeigte nach simulierter einjähriger Alterung eine mittlere Bruchfestigkeit von 1479,18 N. Dies entspricht einer Abnahme der Bruchlast um 16,4 % durch Materialermüdung.

Für die VITA CAD-Temp Provisorienbrücken konnte ein Rückgang der mittleren Bruchfestigkeit von 721,09 N auf 610,54 N nach einjähriger Tragedauer gezeigt werden. Dies entspricht einer Abnahme der Bruchlast um 18,1 %.

	Anzahl (n)	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]	Standard- abweichung
CT o.A.	8	590,65	977,72	721,09	± 122,12
CTB o.A.	8	1485,35	1945,10	1723,78	± 176,26
CT m.A.	8	482,21	701,11	610,54	± 76,96
CTB m.A.	8	1237,08	1680,45	1479,18	± 154,16

Tabelle 11: Statistische Auswertung der Bruchlastwerte

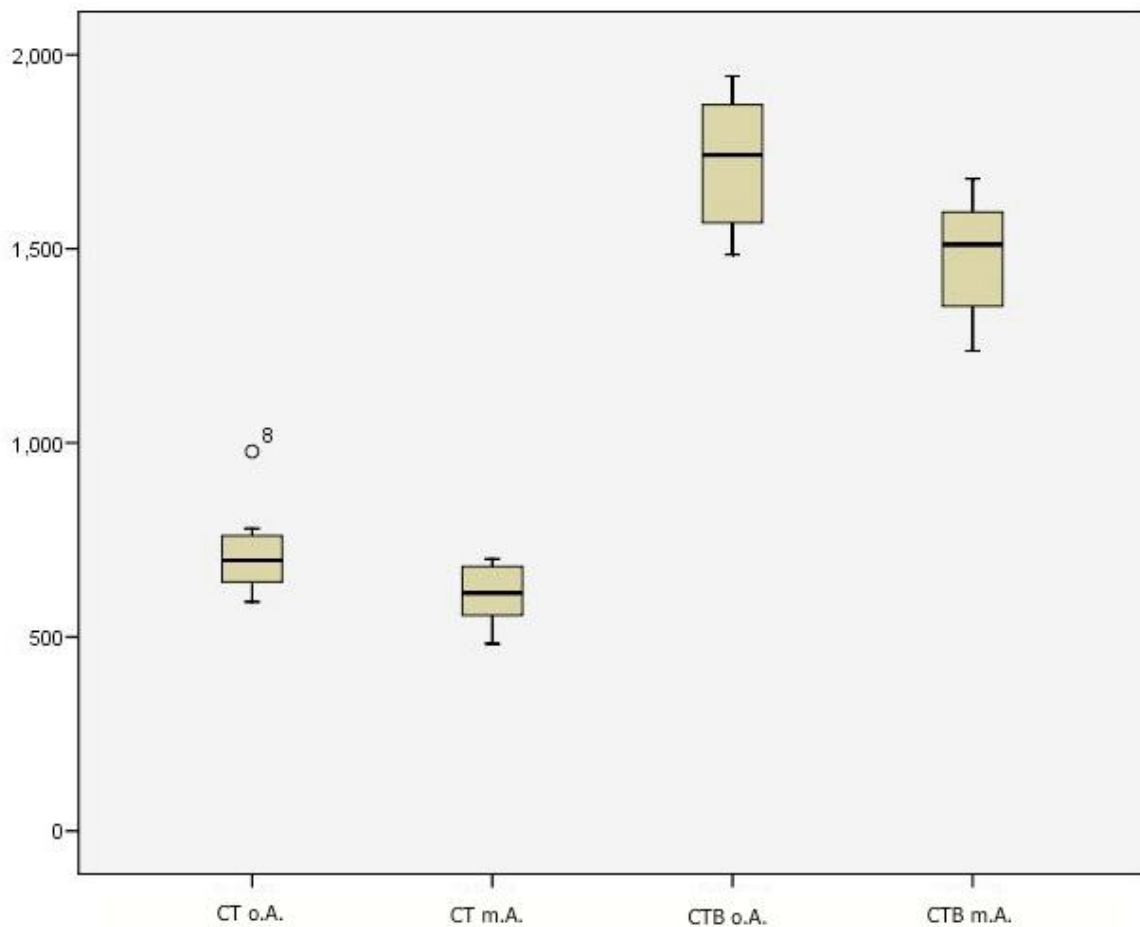


Abb. 44: Darstellung der ermittelten Bruchlastwerte durch Boxplots
Im Bereich der schwarzen Balken bewegen sich 100% aller Messwerte (mit Ausnahme der Gruppe CT o.A. mit einem „milden“ Ausreißer). Im Bereich des Rechtecks befinden sich 50% aller Messwerte, die dicke Linie stellt den Median dar.

5.6. OPTISCHE FRAKTURANALYSE

Die erste Begutachtung der einzelnen Bruchfragmente erfolgte optisch. Alle Bruchfragmente wiesen innerhalb ihrer Probengruppe ähnliche Merkmale auf.

Bei allen aus VITA CAD-Temp hergestellten Langzeitprovisorien kam es zu einer breitflächigen Fraktur, die von einem zentralen Bereich der Okklusalfäche des Brückenzwischengliedes zum basalen Randbereich des Konnektors verlief. Die Frakturfläche zeigte sich hierbei gleichmäßig, es kam zu keinen weiteren Ablplatzungen oder Abscherungen des Materials.

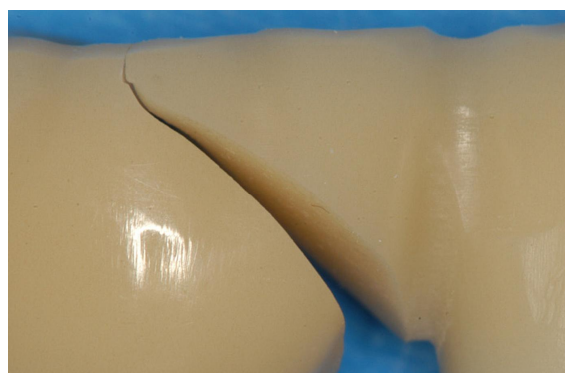


Abb. 45 a+b: Frakturverlauf der VITA CAD-Temp Kompositblöcke



Abb. 46: Bruchfläche der VITA CAD-Temp Kompositblöcke

Bei den verblendeten Brücken aus KaVo C-Temp-Blank folgten alle Rissbildungen und Frakturen im Bereich der Verblendung in Ausdehnung und Richtung keinem strengen Muster. Teilweise wurden ganze Höckeranteile abgeschert. Die meisten Frakturen traten im Bereich des Verblendkomposits auf. Hierbei ließ sich ein ähnlicher Frakturverlauf wie bei Provisorienbrücken aus VITA C-Temp erkennen, der ausgehend von einem zentralen Bereich der Okklusalfäche des Brückenzwischengliedes zum basalen Randbereich des Konnektors verlief (Abb. 47 b). In einigen Fällen kam es auch zum Bruch der Gerüststruktur aus Glasfaser. Die Fraktur des Brückengerüsts, die erst nach einem vollständigen Abplatzen der Verblendung erkennbar wurde, erstreckt sich entlang des Überganges vom Konnektor zum Pfeilerzahn.



Abb. 47 a+b+c: Fraktur des KaVo C-Temp Brückengerüsts

5.7. LICHTMIKROSKOPISCHE ANALYSE DER BRUCHFLÄCHE

Die Bruchfläche der VITA CAD-Temp Kompositblöcke wurde zusätzlich mit einem Lichtmikroskop (Fa. Zeiss / Axioskop 2 MAT / Jena) unter 5- und 10-facher Vergrößerung untersucht, um eventuelle Inhomogenitäten des Materials erkennen zu können. Zur Darstellung der Ergebnisse wurden zwei Proben zufällig ausgewählt (CT 6 und CT 8) und fotografisch dokumentiert.

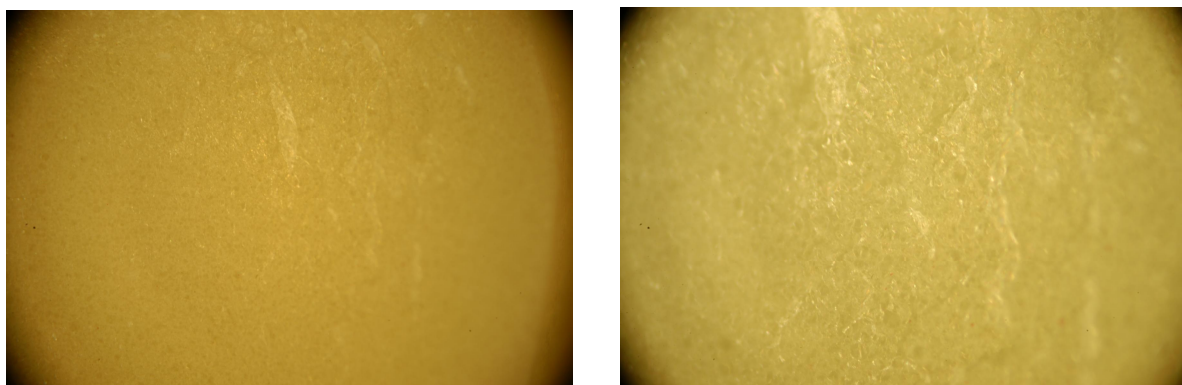


Abb. 48 + 49: Probe CT 6 mit $F(N)= 590,65$ in 5- und 10-facher Vergrößerung

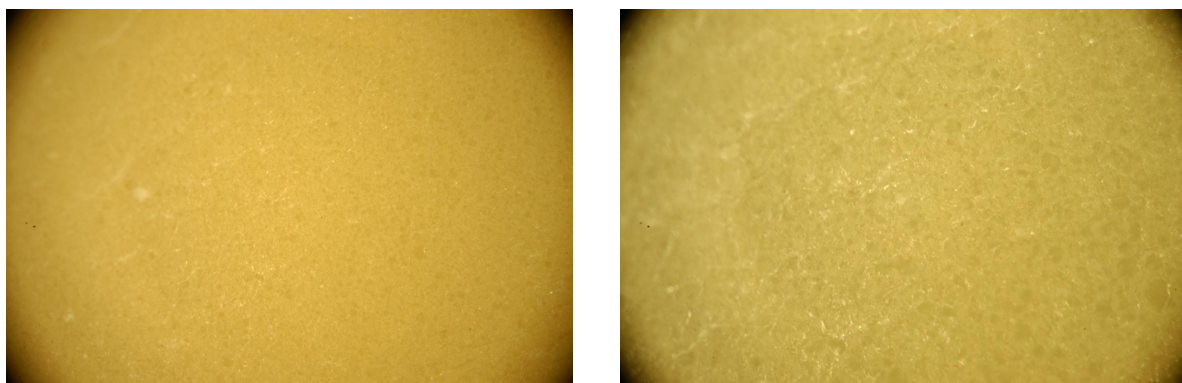


Abb. 50 + 51: Probe CT 8 mit $F(N)=977,72$ in 5- und 10-facher Vergrößerung

Bei der lichtmikroskopischen Untersuchung der Bruchflächen ließen sich keine Unterschiede innerhalb der Gruppen erkennen. Es konnten keine Porositäten oder

Lufteinschlüsse festgestellt werden. Alle Bruchflächen wiesen innerhalb ihrer Probengruppe ähnliche Merkmale auf.

5.8. ANALYSE DER BELASTUNGSDIAGRAMME

Anschließend sind die bei den Bruchlastversuchen erstellten Belastungsdiagramme dargestellt. Alle Bruchstücke wiesen innerhalb ihrer Probengruppe ähnliche Merkmale auf.

Bei den VITA CAD-Temp Kompositblöcken kam es zu einem linearen Kraftanstieg bis hin zur Fraktur des Prüfkörpers (roter Pfeil).

Probengrafik: VITA CAD-Temp

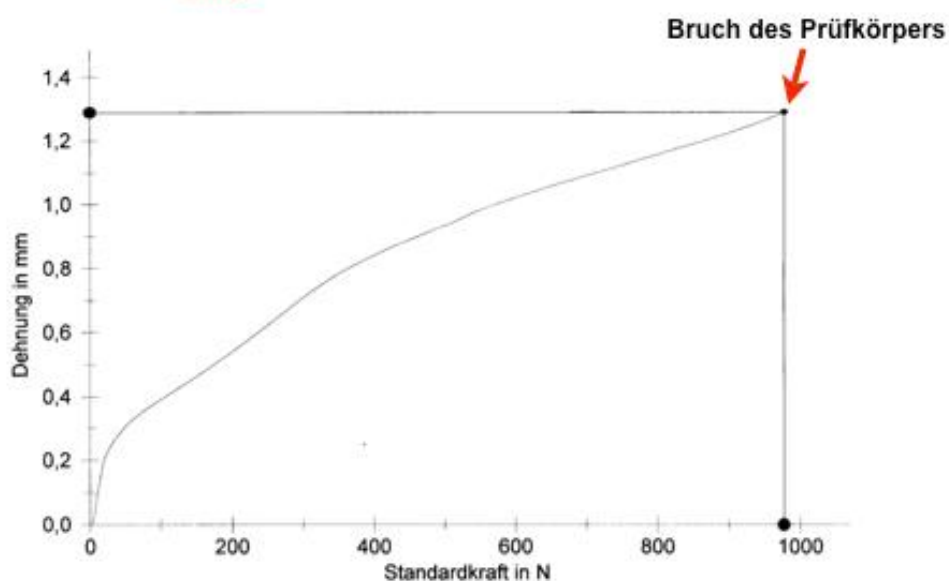


Abb. 52: Belastungsdiagramm VITA CAD-Temp (am Beispiel CT 8)

Bei den verblendeten KaVo C-Temp Kompositblöcken kam es nach einem linearen Kraftanstieg zunächst zu einer Rissbildung und Abplatzung der Verblendung (blauer

Pfeil) bis anschließend ein Versagen der Konstruktion durch Fraktur des Prüfkörpers eintrat (roter Pfeil).

Probengrafik: KaVo C-Temp

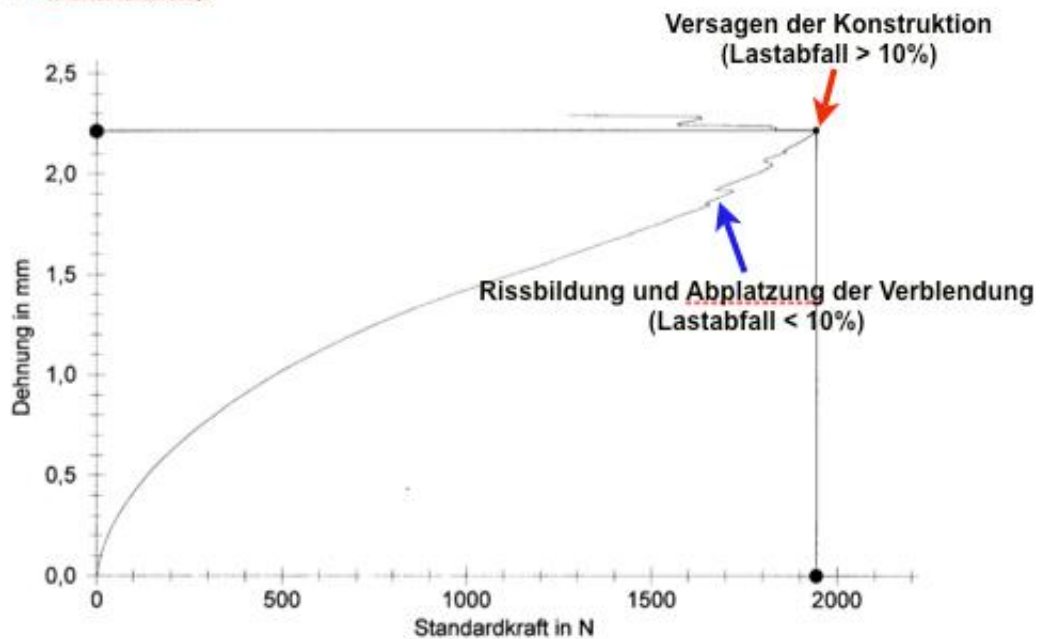


Abb. 53: Belastungsdiagramm KaVo C-Temp (am Beispiel CTB 16)

6. DISKUSSION

6.1. DISKUSSION DER METHODIK

Die Prüfung von Werkstoffeigenschaften in Form von In-vitro-Untersuchungen wird in der Zahnmedizin durchgeführt, um Materialien oder ganze Bauteile bezüglich eines Einsatzes in der Mundhöhle zu beurteilen. In-vitro-Ergebnisse ermöglichen es, erste Rückschlüsse in Bezug auf die klinische Eignung dieser Materialien zu ziehen und Prognosen für bestimmte Indikationsbereiche abzugeben. Gegenüber Untersuchungen an einfachen Prüfkörpern, die in erster Linie der Bestimmung von materialspezifischen Kennwerten dienen, lassen Studien mit praxisrelevanten Restorationsgeometrien sehr viel exaktere Aussagen über das zu erwartende In-vivo-Verhalten zu. Diese Aussagen können noch weiter spezifiziert werden, wenn bei der Beurteilung der Werkstoffeigenschaften die verschiedenen Einflüsse, denen eine zahnärztliche Restauration im Milieu der Mundhöhle ausgesetzt ist, berücksichtigt werden. Hierzu zählen, neben der ständigen Anwesenheit des wässrigen Mediums Speichel, Temperaturunterschiede bei der Nahrungsaufnahme und zyklische Kaubelastungen [Krejci & Lutz 1990]. Im Vergleich zu In-vivo-Untersuchungen bieten In-vitro-Experimente den Vorteil, dass sie weniger Kosten verursachen, leichter reproduzierbar sind, unter standardisierten Bedingungen erfolgen können und die beeinflussenden Faktoren besser kontrolliert werden können. So besteht die Möglichkeit, die Bedingungen der Mundhöhle unter exakt festgelegten Parametern reproduzierbar zu simulieren und Vorgänge, die in vivo erst innerhalb langer Zeiträume wirksam werden, zu beschleunigen und damit zeitsparend darzustellen. Zudem kann durch In-vitro-Experimente die Schädigung von Geweben oder ganzer Organismen sicher vermieden werden [DeLong & Douglas 1983, Krejci et al. 1990, Krejci &

Lutz 1990]. Jeder noch so realitätsnah gestaltete In-vitro-Test stellt jedoch nur eine Annäherung an die klinische Situation dar.

Das Umgebungsmilieu der Mundhöhle sollte in dieser Studie möglichst realitätsnah abgebildet werden, um Rückschlüsse auf das zu erwartende In-vivo-Verhalten ziehen zu können. Wie aus der Literatur bekannt, kommt es im Mundhöhlenmilieu zu einer Degradation des provisorischen Restaurationsmaterials und damit letztendlich zu einer Verringerung der Belastbarkeit der Restauration [Koumjian & Nimmo 1990, Ireland et al. 1998, Ehrenberg et al. 2006]. Diese Herabsetzung der mechanischen Eigenschaften sollte bei einer In-vitro-Untersuchung berücksichtigt werden. Als Faktoren bei der Simulation einer einjährigen Tragedauer wurden in dieser Studie die 14-tägige Auslagerung in einer wässrigen Umgebung sowie eine thermische und mechanische Wechselbelastung betrachtet. In anderen Untersuchungen zur Belastbarkeit provisorischer Restaurationen wurden die Proben zumeist für wenige Tage bis hin zu mehreren Monaten dem wässrigen Milieu ausgesetzt. Dabei konnten *Koumjian und Nimmo* bereits nach 7 Tagen Wasserlagerung einen festigkeitsmindernden Effekt auf die provisorischen Materialien feststellen [Koumjian & Nimmo 1990]. *Ireland* et al. stellten weiter fest, dass der festigkeitsmindernde Effekt bei andauernder Wasserlagerung weiter zunimmt [Ireland et al. 1998]. Entgegen den genannten Studien, konnten *Kim und Watts* auch nach einer zwei-monatigen Wasserlagerung keine signifikante Festigkeitsabnahme der untersuchten provisorischen Restaurationsmaterialien feststellen [Kim & Watts 2004].

Die Hälfte der Probekörper jeder Gruppe wurde einer thermischen Wechselbelastung unterzogen und war einer zyklischen Temperaturschwankung ausgesetzt. Diese Behandlung sollte die zyklischen Temperaturschwankungen simulieren, denen Zahnersatz bei der Aufnahme unterschiedlichster Nahrungsmittel und Getränke

sowie durch die Atemluft ausgesetzt ist. Die Angaben in der Literatur zu den während der Nahrungsaufnahme in der Mundhöhle auftretenden Temperaturdifferenzen schwanken. *Marx* gibt ein Intervall zwischen -8 °C und $+81\text{ °C}$ an [Marx 1990], andere Autoren nennen weniger extreme Werte zwischen 0 °C und $+67\text{ °C}$ [Spierings et al. 1987, Palmer et al. 1992]. Nach verschiedenen Untersuchungen führt dies im Bereich der Restaurationen zu Temperaturschwankungen von $+5\text{ °C}$ bis $+55\text{ °C}$ [Pfeiffer & Marx 1989]. Die genannten Temperaturen werden heute im Rahmen der Untersuchung von dentalen Materialien und Restaurationen von nahezu allen Arbeitsgruppen bei der Simulation der oralen Verhältnisse angewandt [Gale & Darvell 1999, Rosentritt et al. 2006]. Die wechselnden thermischen Belastungen können innerhalb eines Werkstoffs zu Spannungen führen, durch die wiederum Rissbildung begünstigt wird. Noch stärker werden Materialverbunde von den wechselnden Temperaturen beeinflusst, die unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten aufweisen. Bei diesen Verbundwerkstoffen können im Grenzflächenbereich durch zyklische Temperaturwechsel erhebliche Spannungen generiert werden, die sich insbesondere auf adhäsive Verbundsysteme auswirken [Hohmann 1983, Pfeiffer & Marx 1989, Lasserre & Chakalov 2004, Dyer et al. 2005, Bergler & Wichmann 2006].

In der Literatur gibt es zahlreiche, zum Teil sehr stark voneinander abweichende Angaben zu den Haltezeiten, in denen die Proben den jeweiligen Temperaturen ausgesetzt werden. Entscheidend ist jedoch, dass die Proben die in den Bädern vorherrschende Temperatur vollständig erreichen. Dies macht es erforderlich, dass die Haltezeiten ausreichend lang und die Proben an allen Flächen von Flüssigkeit bedeckt sind. Nach einer Untersuchung von *Barclay* dauert es durchschnittlich 30 Sekunden, bis Zähne, die restaurativ versorgt sind, vollständig die Umgebungstemperatur angenommen haben [Barclay 1998, Youngson & Barclay 2000]. In

der vorliegenden Studie wurden die Brücken in den Temperbädern jeweils 10.000 Mal für mindestens 30 Sekunden komplett von Wasser bedeckt. Es ist somit davon auszugehen, dass die Restaurationen vollständig auf die Wassertemperatur abgekühlt beziehungsweise aufgewärmt wurden. Eine Verweildauer von 30 Sekunden wurde auch bereits von zahlreichen Autoren bei der Durchführung einer thermischen Wechselbelastung angewandt [Schulz et al. 2005, Schneemann et al. 2005, Schroedter et al. 2006].

Zum Abschluss der Alterungssimulation wurden die Brücken einer mechanischen Wechselbelastung unterzogen, die während des Kauaktes auftretende Kräfte simulieren sollte. Von vielen Arbeitsgruppen, die die Belastbarkeit von Zahnersatz untersuchten, werden bei der Durchführung einer Alterungssimulation ca. 240.000 Kaubelastungen mit einer einjährigen Tragedauer korreliert. In der Regel werden in diesen Untersuchungen für definitiven Zahnersatz $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen durchgeführt, woraus sich die Annahme einer simulierten Tragedauer von fünf Jahren ergibt [Rosentritt et al. 2001].

Die Belastbarkeit beziehungsweise Bruchfestigkeit der Restaurationen wurden in der vorliegenden Untersuchung mit Hilfe eines statischen Bruchtests evaluiert. Die Proben wurden dabei unter kontinuierlichem Kraftanstieg bis zum Bruch belastet. Die Kenntnis dieser Belastbarkeit ist von grundlegender Bedeutung für die Beurteilung des Verhaltens im klinischen Einsatz, da das totale Versagen in Form einer Fraktur des Bauteils eine häufige Ursache für den Misserfolg dentaler Restaurationen darstellt. Als Versagen wurde ein während der Bruchlastprüfung auftretender Lastabfall von mehr als 10 % gewertet [Melle et al. 1999], der dem aufgezeichneten Belastungsdiagramm entnommen werden konnte. In vielen anderen Studien zur Bruchlastmessung dentaler Restaurationen wurde ein solcher vorheriger Lastabfall

nicht berücksichtigt, sondern alleinig die Totalfraktur bewertet [Tinschert et al. 2000, Behr et al. 2002, Lang et al. 2003, Schulz et al. 2005, Lüthy et al. 2005]. Ansonsten sind in der Literatur die angesetzten Grenzen für den Lastabfall sehr inhomogen, neben niedrigen Werten [Schneemann et al. 2005] findet sich auch eine prozentuale Abhängigkeit von der zuvor aufgetretenen Kraftspitze [Sundh et al. 2005, Sundh & Sjogren 2006].

Für die Prüfung der Bruchfestigkeit zahnärztlicher Restaurationen liegen bislang weder internationale noch nationale Normen vor [Wirz et al. 1995a, Polansky et al. 1998]. Stattdessen werden die Versuchsbedingungen vornehmlich von den jeweiligen Untersuchern festgelegt. Aufgrund der fehlenden Standardisierung der Versuchsbedingungen ist es schwierig, die von verschiedenen Autoren erhobenen Bruchlastwerte objektiv miteinander zu vergleichen, auch wenn sie für gleiche Restaurationen ermittelt wurden. Aufgrund von Unterschieden in der Dimensionierung der Probekörper und den verwendeten Versuchsbedingungen können die Ergebnisse für ansonsten identische Materialien erheblich schwanken. Streng genommen ist somit ein Vergleich der Belastbarkeit verschiedener dentaler Restaurationen nur innerhalb identischer Versuchsbedingungen möglich. Trotz dieser Problematik scheint es dennoch erlaubt, einen Vergleich zwischen unterschiedlichen Untersuchungen anzustellen, um zumindest eine Abschätzung der Größenordnung gewonnener Ergebnisse vornehmen zu können.

6.2. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Die im Seitenzahnbereich auftretenden maximalen Kaukräfte liegen nach verschiedenen Untersuchungen zwischen 150 – 665 N, bei Bruxismus bei bis zu

1.221 N [Jemt et al. 1979, Ferrario et al. 2004], wobei große interindividuelle Variationen zu beobachten sind. *Körber* und *Ludwig* gehen auf Grundlage einer umfangreichen Literaturrecherche davon aus, dass für die maximale Kaukraft als Grundlage für die Konstruktion von parodontal gelagertem Zahnersatz im Seitenzahnbereich ein mittlerer Wert von 298,9 N anzunehmen ist [Körber & Ludwig 1983]. Von *Kraft* und *Klötzer*, die Kaukraftmessungen an Brückenzahnersatz durchgeführt haben, werden mit 293,4 N vergleichbar hohe mittlere Kräfte angegeben [Klötzer 1960, Kraft 1962]. Legt man diese Betrachtungen zur maximalen Kaukraft unter physiologischen Bedingungen zu Grunde und berücksichtigt eine Materialermüdung, die bei dentalen Werkstoffen in Form unterschiedlicher Mechanismen auftritt [Drummond 2003], so ergibt sich eine Forderung von 1.000 N für die initiale Bruchfestigkeit einer vollkeramischen Restauration für den Seitenzahnbereich [Tinschert et al. 1999]. Zugrunde gelegt wurde in dieser Veröffentlichung eine Festigkeitsminderung von ca. 40 % infolge der Materialermüdung über eine langjährige Tragezeit. Daraus errechnet sich eine geforderte Langzeitfestigkeit von 600 N [Körber & Ludwig 1983, Schwickerath 1986], die einen vielfach empfohlenen Sicherheitsaufschlag gegenüber den zu erwartenden physiologischen Kaukräften enthält.

Da es sich in der vorliegenden Studie um die Belastungsprüfung von temporärem Zahnersatz mit einer maximalen Tragedauer von nur einem Jahr handelt, ist dieser Wert, der für vollkeramische Restaurationen mit langjähriger Tragedauer aufgestellt wurde, kein zwingender Referenzwert. In der Literatur finden sich jedoch bislang weder Angaben über eine geforderte Langzeitfestigkeit für temporären Zahnersatz noch ein konkreter Wert zur Festigkeitsminderungen infolge von Ermüdung im Hinblick auf die verwendeten Materialien.

Die in der vorliegenden Studie ermittelte Bruchlast lag für alle untersuchten Brücken über dem für keramische Restaurationen geforderten Mindestwert von 600 N für die statische Bruchlast, wenn ausgehend von einer mittleren maximalen Kaukraft von 300 N ein 2-facher Sicherheitsfaktor berücksichtigt wird. Der auch in dieser Studie beobachtete Verstärkungseffekt durch die Fasereinlagerung gegenüber unverstärkten Kompositbrücken wurde auch von anderen Autoren beschrieben [Melle et al. 1999, Nohrström et al. 2000, Pfeiffer & Grube 2003, Nakamura et al. 2003, Schulz et al. 2005]. Die einwirkenden Kaukräfte werden bei faserverstärkten Materialien über die Matrix von einem Faserstück auf das nächste übertragen [Menges & Bintrup 1984]. Voraussetzung hierfür ist eine möglichst hohe Festigkeit der Matrix und ein fester Verbund zwischen Faser und Matrix, welcher nur bei guter Benetzung der gesamten Faseroberfläche entsteht [Waki et al. 2004]. Die Belastbarkeit faserverstärkter Kompositbrücken ist somit abhängig von der Verbundfestigkeit zwischen Faser und dem Verblendkunststoff [Nakamura et al. 2003, Waki et al. 2004].

Tinschert et al. (2000) fanden in einer experimentellen Arbeit zum Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Seitenzahnbrücken heraus, dass unverblendete viergliedrige Brücken eine nicht signifikant niedrigere Bruchlast aufwiesen als die verblendeten Restaurationen. In einer weiteren Studie zum Einfluss der Verblendung konnten *Beuer* et al. (2004) ebenfalls keinen signifikanten Einfluss einer Verblendschicht auf die Festigkeit der Proben feststellen, *Sundh* et al. (2005) fanden an dreigliedrigen Brücken sogar eine Festigkeitsminderung infolge der Verblendung.

In der vorliegenden Untersuchung kam es bei beiden Materialgruppen nach Alterungssimulation zu einer Abnahme der Bruchlast, wobei bei den KaVo C-Temp Provisorienbrücken mit 16,4% eine geringwertig niedrigere Abnahme der Bruchlast

im Vergleich zu den VITA CAD-Temp Provisorienbrücken mit 18,1% zu erkennen war. Bei einer Untersuchung zur Abnahme der Bruchlast nach Wasserlagerung und Thermocycling fanden *Lasilla* et al. mit ca. 18% vergleichbare Werte [*Lasilla* et al. 2004] für glasfaserverstärkte Komposite. Auch *Garoushi* et al. ermittelten bei einer Untersuchung zur Bruchlastmessung nach Wasserlagerung von glasfaserverstärkten Kompositonlays mit einem Lastabfall von 12-18% annähernd gleiche Werte [*Garoushi* et al. 2006].

Erklären lässt sich die oben erwähnte Materialermüdung nach Alterungssimulation durch das Phänomen der hygroskopischen Degradation. Wie bereits vorab erwähnt stellen Komposite eine chemische Zusammensetzung hochmolekularer Verbindungen aus verschiedenen organischen oder anorganischen Materialien dar. Hauptbestandteil der Komposite sind anorganische Füller (z.B. SiO_2 , ZnO , Al_2O_3) und organische Matrix (z.B. Epoxidharz, bis-GMA, TEGDMA). Um die anorganischen Füllkörper mit der organischen Matrix zu verbinden, ist eine spezielle Oberflächenbehandlung des anorganischen Füllkörpers notwendig. Sie werden mit Silan vorbehandelt, welches die Bedingung für eine effektive chemische Anbindung mit den organischen Polymeren schafft. Die Wasseraufnahme der Verbundkomponenten ist insbesondere für die organische Matrix eines Komposits nachgewiesen. Auf ihrem Weg entlang der Füllpartikeloberfläche findet eine senkrecht gerichtete Diffusion der Wassermoleküle in das Polymernetz statt. Die folgenden Wechselwirkungen sind primär von den interaktiven Kräften zwischen Polymer- und Wassermolekülen abhängig. Entweder verursachen die Wassermoleküle an wasserempfindlichen Stellen der Polymerketten deren Aufspaltung oder dringen zwischen den Polymerketten hindurch [*Kishimoto & Fujita* 1957]. Dabei erzeugt das Wasser einen Druck, durch den die Kunststoffschicht von

den Silan-Inseln abgerissen werden kann. Diese Zerstörung von Silanverbindung wurde bereits 1969 von *Ashbee & Wyatt* nachgewiesen [Ashbee & Wyatt 1969]. Somit kann es unter dem Einfluss von Wasser zu einer Verminderung der Grenzflächenhaftung mit der Folge des Debondings kommen. Eine Reaktion, die zu einem Lösen der Matrix-Kopplung führt, kann erhebliche Auswirkungen für das gesamte Komposit-Material mit sich bringen [Söderholm 1985]. Es ist jedoch nicht zu erwarten, dass solche Reaktionen sofort nach Berührung mit Wasser eintreten, da das Wasser Zeit braucht, bis es die Matrix durchwandert und den Übergangsbereich zwischen Füllmaterial und Matrix erreicht [Söderholm 1988, Söderholm 1989].

Bei der optischen Analyse des Frakturverlaufs wiesen alle Bruchfragmente innerhalb ihrer Probengruppe ähnliche Merkmale auf. Der Vergleich der Frakturcharakteristik der beiden Provisorienmaterialien zueinander ließ jedoch bedeutende Unterschiede erkennen. Während sich bei allen aus VITA CAD-Temp hergestellten Provisorienbrücken eine gleichmäßige und breitflächigen Frakturfläche zeigte, die von einem zentralen Bereich der Okklusalfäche des Brückenzwischengliedes zum basalen Randbereich des Konnektors verlief und keine Abplatzungen oder Abscherungen des Materials erkennen ließ, wies die Bruchfläche der aus KaVo C-Temp hergestellten Provisorienbrücken einen sehr viel höheren Zerstörungsgrad mit erheblichen Abplatzungen und Frakturen im Bereich der Verblendung auf. Der Bruchverlauf folgte dabei in Ausdehnung und Richtung keinem strengen Muster, teilweise wurden auch ganze Höckeranteile abgeschert. Die meisten Frakturen traten im Bereich des Verblendkomposits auf, in einigen Fällen kam es auch zur Fraktur der Gerüststruktur aus Glasfaser. Der höhere Zerstörungsgrad der KaVo-Brücken lässt sich durch die höhere Stabilität des Materials erklären. Im Vergleich zu den VITA-

Provisorienbrücken, die bis zur endgültigen Fraktur in der Prüfmaschine mit einer Kraft von 721 N bzw. 610 N nach künstlicher Alterung belastet wurden, speichern die aus KaVo C-Temp hergestellten Provisorienbrücken bis zum Bruch mit 1723 N bzw. 1479 N eine erheblich höhere Energie und frakturieren entsprechend dramatischer.

6.3. DARSTELLUNG DER VOR- UND NACHTEILE DER SYSTEME

Beide in dieser Studie verwendeten Materialien sind für die Herstellung von Langzeitprovisorien auch für den Ersatz von Zähnen im Seitenzahnbereich mittels CAD/CAM-Technik sehr gut geeignet. Hinsichtlich der Herstellung der Brücken, ihrer Bruchlast und somit der Indikation unterscheiden sich die getesteten Materialien jedoch voneinander.

Als Vorteile sind bei den VITA CAD-Temp Kompositblöcken in erster Linie der zeitlich und labortechnisch geringe Herstellungsaufwand zu nennen, wodurch sich auch die Herstellungskosten reduzieren. Die Langzeitprovisorien lassen sich zudem als chairside-Verfahren fertigen. Da die gesamte Brücke CAD/CAM-gefertigt wird, lässt sie sich jederzeit exakt reproduzieren. Für eine ästhetisch und funktionell individuelle Gestaltung können die Brücken verblendet werden, jedoch erhöht sich dadurch wieder der Herstellungsaufwand und eine chairside-Fertigung ist nicht mehr möglich. Allerdings sind die initialen Bruchlastwerte gegenüber der Vergleichsgruppe deutlich niedriger. Diese Werte sind für den klinischen Gebrauch zwar ausreichend hoch, stellen aber eine Indikationseinschränkung bei Bruxismus dar. Des Weiteren ist bei einer Fraktur der Restauration eine Reparatur ausgeschlossen. In diesem Falle muss die Restauration komplett neu hergestellt werden.

Die Vorteile der KaVo C-Temp Provisorienbrücken stellen in erster Linie die hohen Bruchwerte dar. Die Lanzeitprovisorien können somit auch bei Patienten mit Bruxismus eingesetzt werden. Da nur die Brückengerüste CAD/CAM-gestützt hergestellt werden können, müssen die Brücken zusätzlich mit Verblendkomposit verblendet werden. Die Brückengerüste können dabei farblich und funktionell der klinischen Situation entsprechend sehr individuell gestaltet werden. Dies stellt jedoch einen wesentlich höheren Herstellungsaufwand dar, auch kann die Bioverträglichkeit durch den Verblendkomposit herabgesetzt sein. Ebenso schließt die individuelle Gestaltung eine exakte Reproduzierbarkeit aus. Sollte es bei höheren Belastungen der Restauration zu einem Abplatzen des Verblendkomposits kommen, lässt sich die Restauration wieder reparieren, nur bei einer Fraktur des Gerüsts ist eine Neuanfertigung der gesamten Brücke nötig.

Ein Vorteil beider CAD/CAM-Systeme ist die einfache Anwendersoftware bei der computergestützten Gestaltung der Brücken. Für den klinischen Gebrauch ist bei beiden Systemen auch die konventionelle Zementierbarkeit mit provisorischen Befestigungsmaterialien als Vorteil zu nennen.

Material	Vorteile	Nachteile
VITA CAD-Temp for inLab®	<ul style="list-style-type: none"> - zeitlich und labortechnisch geringerer Herstellungsaufwand durch chairside-Verfahren <ul style="list-style-type: none"> - kostengünstig - keine Verblendung erforderlich - exakte Reproduzierbarkeit / Vervielfältigung der Brücke durch CAD/CAM-Fertigung möglich - einfache Anwendersoftware - konventionell zementierbar 	<ul style="list-style-type: none"> - niedrigere Bruchlastwerte als Vergleichsgruppe - nicht bei Bruxismus anwendbar - keine Reparaturfähigkeit bei Fraktur / Bruch der Restauration
KaVo Everest® C-Temp	<ul style="list-style-type: none"> - sehr hohe Bruchlastwerte - auch bei Bruxismus anwendbar - durch zusätzliche Verblendung ästhetisch und funktionell sehr gut individualisierbar - Reparaturfähigkeit bei alleinigem Abplatzen der Verblendung - einfache Anwendersoftware - konventionell zementierbar 	<ul style="list-style-type: none"> - zeitlich und labortechnisch höherer Herstellungsaufwand - kostenintensiver - nur Gerüst durch CAD/CAM-Fertigung exakt reproduzierbar - Minderung der Biokompatibilität durch Verblendkomposit möglich

Tabelle 12: Vor- und Nachteile der in dieser Studie verwendeten Systeme

7. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Untersuchung war es, die Bruchfestigkeit von Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcken, die als Langzeitprovisorien Verwendung finden, *in vitro* zu untersuchen und den Einfluss künstlicher Alterung durch thermische und mechanische Wechselbelastung zu analysieren.

Die in dieser Studie verwendeten Provisorienmaterialien waren die Hochleistungs-Polymer-Komposite VITA CAD-Temp for inLab® und KaVo Everest® C-Temp Blanks, welche zur CAD/CAM-Herstellung von Langzeitprovisorien auch für den Seitenzahnbereich dienen. Pro Gruppe wurden 16 dreigliedrige Seitenzahnbrücken hergestellt und konventionell mit Glasionomerezement auf den Prüfmodellen zementiert. Nach 14tägiger Einlagerung in 0,9%iger Kochsalzlösung wurde die Hälfte der Prüfkörper jeder Gruppe (n=8) einer künstlichen Alterung zugeführt. Bei axialer Belastung mittels der Universalprüfmaschine Zwick® wurde für die CAD-Temp-Kompositbrücken ohne Alterung eine mittlere Bruchlast von 721,09 N und für KaVo Everest® C-Temp-Kompositbrücken eine mittlere Bruchlast von 1723,78 N gemessen. Bei thermozyklisch gealterten Brücken betragen die entsprechenden Werte 610,54 N für CAD-Temp- bzw. 1479,18 N für C-Temp-Kompositbrücken. Die Ergebnisse der Bruchlastversuche wurden tabellarisch dokumentiert, deskriptiv-statisch ausgewertet und zur besseren Anschauung grafisch in einer Standard-Boxplot-Darstellung dokumentiert. Die statistische Auswertung der künstlichen Alterung führte bei der Gruppe der Provisorienbrücken aus VITA C-Temp zu keinem Signifikanzunterschied in der Bruchfestigkeit der Restauration ($p > 0,05$). Bei der Gruppe der Provisorienbrücken aus KaVo C-Temp zeigte sich ein signifikanter Unterschied nach Alterungssimulation ($p < 0,05$). Die Ergebnisse zeigen auch, dass

die Bruchlast der faserverstärkten Kompositbrücken aus KaVo Everest® C-Temp sich signifikant von den unverstärkten Kompositbrücken aus VITA CAD-Temp for inLab® unterscheiden.

Zusammenfassend kann man unter Berücksichtigung der begrenzten Aussagekraft einer In-vitro-Studie feststellen, dass die untersuchten Hochleistungs-Polymer-Komposite als kostengünstiges und ästhetisches Restaurationsmaterial für den klinischen Einsatz von Langzeitprovisorien in allen Kieferbereichen geeignet zu sein scheinen. Um das In-vivo-Verhalten über einen begrenzten Zeitraum hinaus zu evaluieren, sind jedoch weiterführende kontrollierte klinische Studien erforderlich.

8. LITERATURVERZEICHNIS

Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. J Prosthet Dent. 1995 May;73(5):464-70.

Anders A, Welker D. Untersuchungen an Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung. Dtsch Zahnärztl Z 1990 (45): 149-153.

Anderson DJ. Measurement of stress in mastication (I). J Dent Res. 1956a Oct;35(5):664-70.

Anderson DJ. Measurement of stress in mastication (II). J Dent Res. 1956b Oct;35(5):671-3.

Ashbee K, Wyatt RC. Water damage in glass fibre/resin composites. Proc Roy Soc 1969; A 312A:553-564.

Barclay CW. Thermocycling: an unrealistic procedure technique for simulating clinical conditions? J Dent res 1998; 77 (Spec Iss B): 901 (Abstract 2155).

Bates JF, Stafford GD, 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 Rehabil. 1975 Jul;2(3): 349-361.

Becker J. CAC – Ein Weg zur computergestützten Herstellung keramischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 1996 (51); 511-517.

Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. J Dent. 1999 Feb;27(2):163-8.

Behr M, Hindelang U, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies. Clin Oral Investig. 2000 Mar;4(1):25-30.

Behr M, Rosentritt M, Ledwinsky E, Handel G. Fracture resistance and marginal adaptation of conventionally cemented fiber-reinforced composite three-unit FPDs. Int J Prosthodont. 2002 Sep-Oct;15(5): 467-72.

Belvedere PC. A metal-free single sitting fibre-reinforced composite bridge for tooth replacement using the EOS-System. Swiss Dent. 1990 Jun;11(6):7-18.

Bergler M, Wichmann M. New approaches to framework fabrication for implant-supported dentures. QJDT 2006; 4(3): 170-182.

Beuer F, Kerler T, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 2004; 59: 527-53.

Binkley CJ, Irvin PT. Reinforced heat-processed acrylic resin provisional restorations. J Prosthet Dent. 1987 Jun;57(6):689-93.

Böhm U. CAD/CAM contra Gießen. Quintessenz Zahntech 2002 (28); 114-120.

Borchers L, Jung T. Werkstoffkundliche Untersuchungen an Materialien für Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 39: 1073-1076.

Bornemann G, Lemelson S, Claas H, Luthardt R. Analyse der internen 3D-Paßgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec 3). Dtsch Zahnärztl. Z 2001; 56: 619-622.

Braden M, Causton B, Clarke RL. An ethylene imine derivative as a temporary crown and bridge material. J Dent Res. 1971 May-Jun;50(3):536-41.

Bral M. Periodontal considerations for provisional restorations. Dent Clin North Am. 1989 Jul;33(3):457-77. Review.

Brewer AA. Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine. J Prosthet Dent 1963; 13: 49-69.

Broek D. Elementary engineering fracture mechanics. Sijthoff&Noordhoff, Alphen aan den Rijn, 1978.

Chevalier J, Clagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in ceramics: static and cyclic fatigue. J Am Ceram Soc .1999; 82: 3129-3138

Crai RG. Restorative dental materials. 10th ed. St. Louis: Mosby-Year Book 1997: 92

Curilovic Z, Lutz F, McDermott T, Lufi A. 2 Years' clinical experience with reinforced plastic bridges. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd. 1982 Jul;92(7):639-49.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. J Dent. 1994 Oct;22(5):259-64. Review.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res. 1983 Jan;62(1):32-6.

DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater. 1985 Dec;1(6):238-42.

Diedrichs G, Kiel V, Svodoba R. Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien aus Kunststoff. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 661-663.

Driscoll CF, Woolsey G, Ferguson WM. Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations. J Prosthet Dent. 1991 Apr;65(4):504-6.

Drummond JL. Ceramic behaviour under different environmental and loading conditions. In: Eliades T, Brantley WA, Watts DC (Hrsg.): Dental materials in vivo: aging and related phenomena. Quintessenz Pub Co., Chicago, 2003.

Douglas WH, Sakaguchi RL, DeLong R. Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. Dent Mater. 1985 Jun;1(3):115-9.

Dyer SR, Sorensen JA, Lassila LV, Vallittu PK. Damage mechanics and load failure of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. Dent Mater. 2005 Dec;21(12):1104-10.

Dylina TJ, Rutherford D. A fast and efficient method for cast core provisional restoration of anterior teeth. J Prosthet Dent. 1995 Sep;74(3):319-20.

Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. J Prosthet Dent. 2006 Mar;95(3):230-6.

Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 1963; 18: 915-924.

Farah JW, Powers JM. Provisional restorations. Dent Advisor 1992; 9: 1-8

Ferracane JL. Temporary Restoratives. In: Materials in Dentistry: Principles and Applications. J.B. Lippincott Company Philadelphia 1995; 220-229.

Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent 2004; 32: 451-457.

Foussekis K, Kern M, Ludwig K. Vergleichende Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfestigkeit von direkten Brückenprovisorien. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 55: 612-615.

Garoushi SK, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration and flexural properties of the material. *J Contemp Dent Pract.* 2006 Sep 1;7(4):1-8.

Gausmann M, Keller P, Wöstmann B, Ferger P. Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit chemisch unterschiedlicher temporärer Kronen- und Brückenmaterialien. *Zahnärztl Welt* 1999; 108: 720-724.

Gegauff AG, Pryor HG. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1987 Jul;58(1):23-9.

Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *Int J Prosthodont.* 1995 Jan-Feb;8(1):62-8.

Gojowy T. Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum? *Quintessenz Zahntech* 2002 (28); 648-653.

Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997 Mar-Apr;10(2):169-77.

Hamza TA, Rosenstiel SF, El-Hosary MM, Ibraheem RM. Fracture resistance of fiber-reinforced PMMA interim fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 2006 Jul-Aug;15(4):223-8.

Handel G. Langzeitprovisorien. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002; 57(8): 450.

Harrison A, Draughn RA. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins--is there a relationship? *J Prosthet Dent.* 1976 Oct;36(4):395-8.

Hecht R, Hoheisel U, Windmüller B. Selected mechanical properties of temporary crown and bridge materials. *J Dent Res* 2001; Abstract 631: 80

Hölsch W, Kappert HF. Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnerstanz für den front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 621-23.

Hoffmann-Axthelm W. Lexikon der Zahnmedizin. Quintessenz Verlag Berlin, 1992, 5. Auflage.

Hohmann W. Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 1035-1055.

Hopp M. Moderne Verblendtechnik mit Kunststoffmaterialien – geliebt und gehasst: Ein Systemüberblick. Quintessenz Zahntechnik 2002; 28(5): 460-506

International Organisation for Standardization. ISO 10477. Dentistry- Polymer-based crown and bridge material. Genf, 1992

Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. J Prosthet Dent. 1998 Aug;80(2):158-62.

Janda R. Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Heidelberg 1996; 173-210.

Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. J Prosthet Dent. 1979 Dec;42(6):669-73.

Jorgensen KD. Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties. Scand J Dent Res. 1980 Dec;88(6):557-68.

Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. J Dent Res. 2000 Feb;79(2):722-31.

Käyser AF, Creugers NH, Plasmans PJ, Postema N, Snoek PA. Die Provisorische Versorgung. In: Käyser AF, Creugers NH, Plasmans PJ, Postema N, Snoek PA: Kronen- und Brückenprothetik. Behandlungsplanung, Indikation, Ausführung, Langzeitbewährung. Deutscher Ärzte-Verlag Köln, 1997, 159-172.

Kaiser DA, Cavazos E Jr. Temporization techniques in fixed Prosthodontics. Dent Clin North Am. 1985 Apr;29(2):403-12.

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int. 1996 Oct;27(10):701-6.

Kappert HF, Knode H, Schultheiss R. Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. Dtsch zahnärztl Z 1991; 46: 129.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res. 1995 Jun;74(6):1253-8

Kelly JR. Clinical feature of dental ceramic structures: Insight from combined fractography, in vitro testing and Finite Element Analysis. Ceramic Transactions 1995a; 48: 125-37

Kelly JR, Tesk JA. Clinically Relevant All-Ceramic FPD Mechanical Test Analogs. J Dent res 1995b; 74: 158 (abstract 1184).

Kelly JR. Ceramics in restorative and prothetic dentistry. Ann Rev Mat Science 1997; 27: 443-468

Kemp PL, de Wet FA, Botha SJ, Levin J. Flexural properties of denture-base polymer reinforced with glass-fibre polysulphone composite. SADJ. 2004 Jun;59(5):190-2, 194, 196.

Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent. 1993 Apr;21(2):117-21.

Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1994 Mar;71(3):251-6.

Kim SH, Watts DC. Effect of glass-fiber reinforcement and water storage on fracture toughness (KIC) of polymer-based provisional crown and FPD materials. Int J Prosthodont. 2004 May-Jun;17(3):318-22.

Kikuchi M, Koriotoh TW, Hannam AG. The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. J Dent Res. 1997 Jun;76(6):1316-25.

Kishimoto A, Fujita H. Diffusion-controlled stress relaxation in polymers. Kolloid-Zeitschrift 1957; 150: 24-34

Klötzer W. Über die elastische Deformation der Brückenzwischenglieder. Zahnärztl Welt 1960; 13-16: 45-50.

Koeck B. Temporäre Versorgung. In: Koeck B. (Hrsg.): Kronen- und Brückenprothetik. Urban & Fischer München, Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm 1999; 121-129.

Körper KH. Elektrisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1962; 19: 605-610.

Körper KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dental-Labor 1983; 16(1): 55-57.

Körper KH, Körper S, Ludwig K. Experimentelle Untersuchung über den Versteifungseffekt von faserverstärkten Brückengerüsten Vectris nach

Vollverblendung mit dem Ceromer Targis. Quintessenz Zahntech 1996 (11); 1343-1354.

Kollmannsperger P. Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites. Dtsch Zahnärztl Z 1977; 32: 952-954.

Kohorst P, Stiesch-Scholz M. Hochleistungskeramiken in der Zahnmedizin. Dentalzeitung 2006 (7): 12-15.

Koumjian JH, Holmes JB. Marginal accuracy of provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 1990 Jun; 63 (6): 639-42.

Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. J Prosthet Dent. 1990 Dec;64(6):654-7.

Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. J Prosthet Dent. 2000 May;83(5):540-547.

Kraft E. Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen. Zahnärztl Praxis 1962; 13: 129-130.

Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. A computer-controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1990(a); 100(8): 953-60.

Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1990(b); 100(12): 1445-9.

Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. J Dent Res. 1994 Jun;73(6):1228-32.

Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials. *Int J Prosthodont*. 2003 Jul-Aug;16(4):381-4.

Lang R, Rosentritt M, Handel G. Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien – eine In-vitro-Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005; 60: 665-668.

Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004 Jan;20(1):29-36.

Lasserre JF, Chakalov I. Evaluation in-vitro de la résistance à l'usure de biomatériaux restaurateur avec le simulator UVSB2. *Stratégie prothétique* 2004; vol 4; n° 4.

Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J*. 2000 Jun;45(2):103-7.

Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent*. 1998 Dec;80(6):699-707.

Leibrock A, Reinthaler M, Rosentritt M, Behr M, Handel G. In-vitro-Studie zur Verbundfestigkeit der Verblendsysteme Targis/Targis Link und Visio-Gem/Rocatec. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998 (5); 286-291.

Liebenberg WH. Reducing marginal flash in the fabrication of direct provisional restorations: a new technique using light-cured resin and transparent silicone. *J Can Dent Assoc*. 1995 Aug;61(8):708-13.

Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Klinische Parodontologie und Implantologie*. Quintessenz Verlag, Berlin 1999.

Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005 Jul;26(7):507-527. Review

Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1998 Jun;6(2):55-62.

Lowe RA. The fracture toughness of dental composites. *J Oral Rehabil.* 1982 (9); 55-66.

Luthardt R, Hinz M, Stößel M. Vergleichende klinische Studie temporärer Kronen- und Brücken-Kunststoffe. *Phillip J* 1996; 11-12: 367-373.

Luthardt R, Rudolph H. Der richtige Werkstoff. *ZWP* 2001; 4 : 12-16.

Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):930-7.

Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent* 1999 Mar;81(3):327-34.

Marx R. Der Behandlungsablauf Adhäsivbrücke. Auswahl der Werkstoffe. In: Kerschbaum T (ed). *Adhäsivprothetik, Brücken, Attachments, Schienen, Veneers.* München, Wien Baltimore: Urban & Schwarzenberg 1990.

Marx R, Weber M, Jungwirth F, Fischer H. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 56: 90.

Mayer T. The microstructure and materials properties of provisional crown and bridge materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1995;105(9): 1134-41.

McCabe JF, Smith BH. A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. *Br Dent J*. 1981 Aug 18;151(4):123-6.

Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. 1999 Jan;2(1):9-35. Review.

Mehl A. Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. *ZWP* 2001a; 4: 6-9.

Mehl A. Von den Anfängen bis heute. *ZWP* 2001b; 4: 10-11.

Mehl A. Innovationen für Zahnärzte und Zahntechniker. *ZBay Online Quintessenz* 2001c; 5: 1-6.

Melle B, Lenz E, Raser G, Sorge HC. Experimentelle Untersuchung zur Bewertung metallfreier, faserverstärkter Brücken. *Quintessenz Zahntechn* 1999; 25:71-82.

Menges G, Bintrup H. Verbundwerkstoffe. In: Batzer H (Hrsg.): *Polymere Werkstoffe*. 2. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York 1984

Monday JJ, Blais D. Marginal adaptation of provisional acrylic resin crowns. *J Prosthet Dent*. 1985 Aug; 54(2):194-7.

Nakamura T, Waki T, Kinuta S, Tanaka H. Strength and elastic modulus of fibre-reinforced composites used for fabrication FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 549-553.

Nohrström TJ, Vallittu PK, Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2000 Jan-Feb;13(1):72-8.

Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res.* 2002 Sep;81(9):623-7.

Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1993 Jul;70(1):94-6.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992 Mar;67(3):325-7.

Pfeiffer P, Schickerath H. Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien. *Dtsch Zahnärztl. Z* 1988 (43); 552-557.

Pfeiffer P, Marx R. Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1989;99(7):782-6.

Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prothet Dent.* 2003; 89: 170-174.

Pfeiffer P, Grube L. Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2006 Dec;22(12): 1093-7.

Polansky R, Penkner S, Wenger M, Haas M, Bratschko RO. Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe. *Dtsch zahnärztl Z* 1998; 53: 795-798.

Prestipino V. Visible light cured resins: a technique for provisional fixed restorations. *Quintessence Int.* 1989 Apr;20(4):241-8.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):557-62.
Review.

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent.* 2000 Sep;84(3):303-8.

Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc.* 2001; 21: 2229-2241

Rawls HR, Granier RJ, Smid J, Cabasso I. Thermomechanical investigation of poly(methylmethacrylate) containing an organobismuth radiopacifying additive. *J Biomed Mater Res.* 1996 Jul;31(3):339-43.

Reither W. Der temporäre Ersatz. Vortrag Bayerischer Zahnärztetag 1981; 79-92.

Rekow ED. A review of the developments in dental CAD/CAM systems. *Curr Opin Dent.* 1992 Jun;2:25-33. Review.

Rieder CE. Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1989;9(2): 122-39.

Riedling W, Kappert HF, Wörner W. Einfluss der Präparationsform auf die Druckbelastbarkeit kronenartiger Glaskeramik-Körper. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989; 44: 62-63.

Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Biomechanics of cantilever fixed partial dentures in shortened dental arch therapy. *J Prosthodont.* 2004a Jun;13(2):90-100.

Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. *J Oral Rehabil.* 2004b Dec;31(12):1208-17.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 2nd ed. Mosby St Louis 1995: 325-329

Rosentritt M, Behr M, Land R, Kleinmayer S, Handel G. Fracture strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. J Dent Res 2001; 80 (Spec Iss A): 57 (Abstract 174).

Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. J Oral Rehabil. 2003 Sep;30(9):873-7.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater. 2006 Feb;22(2):176-82.

Rossein K. The search for an ideal provisional material. Dent Econ. 1995a May;85(5):107-8.

Rossein K. Provisionalization: the key to cosmetic & restorative success. Compend Contin Educ Dent. 1995b Jul;16(7):684, 686, 688.

Roulet JF. Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkung auf die Klinik. Dtsch zahnärztl Z 1988; 43: 887-892.

Rudolph H, Quaas S, Luthardt R. CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 2003 (58); 559-569.

Rupp NW, Venz S, Cobb N. Sealing the gingival margin of composite restorations. J Dent Res 1983; 62 (Spec Issue), 254 (Abstract 765).

Rzanny A, Welker D, Göbel R. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. Phillip J 1996; 13: Sonderdruck, Heft 11-12.

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater. 1986 Dec;2(6):235-40.

Schmidt A, Michael W, Böning K. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 1998(49); 1111-1122.

Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. J Prosthet Dent. 1998 Sep;80(3):330-6.

Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. ZWR 2005; 114: 28-36.

Schroedter R, Beuer F, Erdelt KJ, Schweifer J, Gernet W. Belastbarkeit glasfaserverstärkter Kompositbrücken in Abhängigkeit von Brückenspanne und Verblendkomposit. Dtsch Zahnärztl Z 2006; 61: 151-154.

Schulz K, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Belastbarkeit viergliedriger glasfaserverstärkter Kompositbrücken. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 32-36.

Schweiger J, Beuer F. CAD/CAM gefertigte Langzeitprovisorien. Quintessenz Zahntechnik 2007; 33(5): 558-568

Schwickerath H. Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 41: 264-266.

Schwickerath H. Materials science evaluation of ceramic crowns. Zahnärztl Mitt 1987; 77 (21): 2422-27.

Schwickerath H, Coca I. Einzelkronen aus Glaskeramik. Philip J Restaur Zahnmed 1987; 4: 336-338.

Sindel J, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent. 1999 Mar 27(3):175-81.

Skurow HM, Nevins M. The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. Int J Periodontics Restorative Dent. 1988;8(1): 8-29.

Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998 May-Jun;11(3):255-62.

Söderholm KJ. Filler system and resin interface. In: *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials* (Eds: Vanherle G / Smith DC). Peter Szuluc Publication Co, Utrecht, 1985

Söderholm KJ. Hydrolytic degradation of composites. I. Physical-chemical basics. *Phillip J Restaur Zahnmed*. 1988 Dec;5(6):323-8.

Söderholm KJ. Hydrolytic degradation of composites. 2. Sequence of use in practice. *Phillip J*. 1989 Feb;6(1):75-8.

Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*. 1987 Aug;66(8):1336-9.

Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005 May;21(5):476-82.

Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):778-84.

Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoeschler H. Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. *J Dent res* 2001; 80 (Spec Iss A): 149 (Abstract 910).

Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006 Apr;22(4):374-81.

Strub JR. Provisorische Versorgung. In: Strub JR, Türp J, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M.: *Curriculum Prothetik*. Bd 2. Quintessenz Berlin; 1994: 547-567.

Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998 Nov-Dec;11(6):602-9.

Tanner J, Robinson C, Soderling E, Vallittu P. Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin Oral Investig.* 2005 Sep;9(3):154-60.

Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R. Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 54: 545-50.

Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000; 55: 610-16.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001a; 14(3): 231-8.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001b; 26(4): 367-74.

Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004 (7): 24-45.

Tjan AH, Tjan AH, Grant BE. Marginal accuracy of temporary composite crowns. *J Prosthet Dent.* 1987 Oct;58(4):417-21.

Trushkowsky RD. Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin. *Quintessence Int.* 1992 Jun;23(6):415-9.

Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am.* 1987 Jul;31(3):363-81.

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fibre composite – part 1: The effect of fibre concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 607-612.

Waki T, Nakamura T, Wakabayashi K, Mutobe Y, Yatani H. Adhesive strength between fibre-reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 364-368.

Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *Int J Prosthodont*. 1989 Mar-Apr;2(2):173-84.

Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont*. 2002 May-Jun;15(3):267-72.

Welker D. Kunststoffe für die temporäre Versorgung. In: Meiners H, Lehmann KM.: *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Hanser München Wien; 1998: 325-335.

Willer J. Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz. *ZWP* 1998 (107); 180-185.

Wirz J, Bangert R, Jäger K. Kronen- und Brückenprovisorien Teil 1: Anforderungen. *Quintessenz* 43; 1992a: 1297-1305.

Wirz J, Bangert R, Jäger K. Kronen- und Brückenprovisorien Teil 2: Übersicht und Herstellung. *Quintessenz* 43; 1992b: 1457-1463.

Wirz J. Kronen- und Brückenprovisorien. In: Wirz J.: *Klinische Material- und Werkstoffkunde*. Quintessenz Berlin 1993: 286-312.

Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe Teil 1: Materialübersicht und Untersuchungsmethoden. *Quintessenz* 46; 1995a: 83-91.

Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe Teil 2: Resultate und Diskussion. Quintessenz 46; 1995b: 245-255.

Witkowski S. Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor. Quintessenz Zahntech 2002 (28); 374-386.

Yamashita A. Temporärversorgung mit Gradia: Individuell gefertigtes Langzeitprovisorium. Dental Labor 2001; XLIX, Heft 3

Yilmaz A, Baydas S. Fracture resistance of various temporary crown materials. J Contemp Dent Pract. 2007 Jan 1;8(1):44-51.

Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. Clin Oral Investig. 2000 Sep;4(3):183-9.

Zajc D, Weisze Y, Müller N, Wichmann R, Reich S. Lokale Gewebeverträglichkeit der Kunststoffverblendmaterialien Artglass und Targis – eine Pilotstudie. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 37-43.

Zumbühl R. Das Verhalten von adhäsiven unverstärkten Kompositbrücken unter langfristiger Belastung. Dissertation, Universität Zürich, 1998.

9. TABELLENVERZEICHNIS

- Tabelle 1: patientenbezogene Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe
- Tabelle 2: verarbeitungsbezogene Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe
- Tabelle 3: Herstellungsmöglichkeiten von festsitzenden Provisorien
- Tabelle 4: Vorteile CAD/CAM-gefertigter Langzeitprovisorien
- Tabelle 5: in der vorliegenden Studie verwendete CAD/CAM-Systeme
- Tabelle 6: in der vorliegenden Studie verwendete Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcke
- Tabelle 7: Bruchlastwerte und E-Modul für VITA CAD-Temp ohne Alterungssimulation
- Tabelle 8: Bruchlastwerte und E-Modul für KaVo C-Temp ohne Alterungssimulation
- Tabelle 9: Bruchlastwerte und E-Modul für VITA CAD-Temp mit Alterungssimulation
- Tabelle 10: Bruchlastwerte und E-Modul für KaVo C-Temp mit Alterungssimulation
- Tabelle 11: Statistische Auswertung der Bruchlastwerte
- Tabelle 12: Vor- und Nachteile der Systeme

10. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- Abb. 1: Grundsätzlicher Aufbau eines Verbundpolymers
- Abb. 2: Entwicklungsaktivität der CAD/CAM-Technologie
- Abb. 3: Chairside- und Labside-Verfahren
- Abb. 4: Flussdiagramm zur Demonstration der Vorgehensweise bei der Versuchsdurchführung
- Abb. 5: Sockelformer
- Abb. 6: Modellzähne aus CoCr-Legierung
- Abb. 7: Wachsüberzug
- Abb. 8: Kunststoffsockel mit Wachsalveole
- Abb. 9: Feinpräparation der Modellzähne
- Abb. 10: Fräsen-Set
- Abb. 11: fertiges Prüfkörper-Modell
- Abb. 12: VITA CAD-Temp for inLab®
- Abb. 13: KaVo Everest® C-Temp-Blank
- Abb. 14: mit Okklusionsspray besprühtes Prüfkörper-Modell
- Abb. 15: Sägeschnitt-Meistermodell
- Abb. 16: Sirona inEos-Scanner
- Abb. 17: CEREC inLab® 3D Software (V 3.03)
- Abb. 18: gescannte Modellsituation
- Abb. 19: Definition der Präparationsgrenze
- Abb. 20: Auswahl der Zahnform
- Abb. 21: Restaurationsvorschlag

-
- Abb. 22: CAD-konstruierte CAD-Temp-Brücke
- Abb. 23: KaVo Everest® scan
- Abb. 24: KaVo Everest® Software
- Abb. 25: Scanvorgang
- Abb. 26: gescannte Modellsituation
- Abb. 27: Definition der Präparationsgrenze
- Abb. 28: Eingabe der Kappchenparameter
- Abb. 29: Eingabe der Konnektorenstärke
- Abb. 30: CAD-konstruiertes C-Temp-Brückengerüst
- Abb. 31: CEREC inLab®-Schleifeinheit
- Abb. 32: Beendigung des Schleifprogramms
- Abb. 33: Eingebetteter C-Temp Kompositblock
- Abb. 34: KaVo Everest® engine
- Abb. 35a: CAD/CAM-gefertigtes Brückengerüst aus KaVo Everest® C-Temp-Blank
- Abb. 35b: CAD/CAM-gefertigtes Brückengerüst aus KaVo Everest® C-Temp-Blank
- Abb. 36a: CAD/CAM-gefertigte Brücke aus VITA CAD-Temp
- Abb. 36b: CAD/CAM-gefertigte Brücke aus VITA CAD-Temp
- Abb. 37: C-Temp-Gerüst mit gekürzten Kronenrändern
- Abb. 38: Silikonschlüssel der CAD-Temp-Brücken
- Abb. 39a: schrittweise Verblendung der C-Temp-Brückengerüste
- Abb. 39b: schrittweise Verblendung der C-Temp-Brückengerüste
- Abb. 39c: schrittweise Verblendung der C-Temp-Brückengerüste
- Abb. 40a: fertig verblendetes Langzeitprovisorium mit C-Temp-Gerüst
- Abb. 40b: fertig verblendetes Langzeitprovisorium mit C-Temp-Gerüst
- Abb. 41: Zementierhilfe

Abb. 42: Bruchlastmessung

Abb. 43: Proben im Kausimulator

Abb. 44: Boxplots (Bruchlastversuche)

Abb. 45a: Frakturverlauf der VITA CAD-Temp Kompositblöcke

Abb. 45b: Frakturverlauf der VITA CAD-Temp Kompositblöcke

Abb. 46: Bruchfläche der VITA CAD-Temp Kompositblöcke

Abb. 47a: Fraktur des KaVo C-Temp Gerüsts

Abb. 47b: Fraktur des KaVo C-Temp Gerüsts

Abb. 47c: Fraktur des KaVo C-Temp Gerüsts

Abb. 48: Probe CT 6 mit $F(N)=590,65$ in 5-facher Vergrößerung

Abb. 49: Probe CT 6 mit $F(N)=590,65$ in 10-facher Vergrößerung

Abb. 50: Probe CT 8 mit $F(N)=997,72$ in 5-facher Vergrößerung

Abb. 51: Probe CT 8 mit $F(N)=997,72$ in 10-facher Vergrößerung

Abb. 52: Belastungsdiagramm VITA CAD-Temp

Abb. 53: Belastungsdiagramm KaVo C-Temp

11. DANKSAGUNG

Bei allen, die mich bei der Anfertigung der Arbeit unterstützt haben, möchte ich mich ganz besonders bedanken. Insbesondere zu erwähnen sind dabei vor allem

- Herr Prof. Dr. Dr. Wolfgang Gernet, der mir die Arbeit in den Einrichtungen der Poliklinik für Prothetik und die Benutzung der benötigten Geräte ermöglicht hat
- Herr Prof. Dr. Daniel Edelhoff, dem ich an dieser Stelle für die Vergabe dieses Themas und die stets freundliche Unterstützung während der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit einen ganz besonderen Dank aussprechen möchte
- Herr Dr. Sönke Harder für die Einführung in die Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München
- das Team der Zahntechniker der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München für die guten Ratschläge bei der Anfertigung der Prüfkörper
- David und Iman für die Hilfe bei der statistischen Auswertung
- meine liebe Paulina, für ihre unermüdliche Geduld mit mir
- meine ganze Familie, die immer an mich geglaubt hat

Die Firmen KaVo und VITA stellten kostenlos die Kompositblöcke für die Brücken zur Verfügung. Die Firma GC stellte kostenlos den Verblendkomposit zur Verfügung.

12. TABELLARISCHER LEBENS LAUF

Persönliche Daten:

Adresse	Sebastian von Mohrenschildt geboren am 23.06.1976 in Belo Horizonte, Brasilien
Eltern	Orleansstr. 63, 81667 München, Deutschland Dr. Michaela von Mohrenschildt, Zahnärztin

Schulbildung:

1982-1986	1.-4. Klasse Grundschule Bondorf i. G.
1987-1988	Auslandsaufenthalt in Dodoma / Tansania
1988-1990	5.-7. Klasse Deutsch-Französisches Gymnasium Freiburg
1990-1997	8.-13. Klasse Friedrich-Wöhler-Gymnasium Singen
1997	Allgemeine Hochschulreife

Berufsausbildung:

1997-1998	Zivildienst bei der Johanniter-Unfall-Hilfe e.V. Singen
1999-2005	Studium der Zahnmedizin an der Charité Berlin
2003-2004	Famulatur mit dem „Zahnärztliches Hilfsprojekt Brasilien e.V.“
07/2005	Staatsexamen der Zahnmedizin und Approbation

Tätigkeiten:

07/2005-10/2005	Assistenz - Zahnarzt Dr. Michaela von Mohrenschildt Hinterhofenstr.9 D - 78247 Hilzingen
11/2005-06/2007	Assistenz - Zahnarzt Zentrum für Zahnheilkunde IPI Dr. Bolz, Prof. Wachtel, Prof. Hürzeler, Dr. Zuhr Rosenkavalierplatz 18 D - 81925 München
11/2005-06/2007	freier Mitarbeiter „Dental Online College GmbH“ Rosenheimer Str. 145c D – 81671 München

06/2007-11/2007	Assistenz - Zahnarzt Dr. Michaela von Mohrenschildt Hinterhofenstr.9 D - 78247 Hilzingen
06/2007-11/2007	Assistenz - Zahnarzt „Praxis für Ästhetische Zahnheilkunde“ Dr. Nothelfer Arnulfstr. 295 D - 80639 München
11/2007- 11/2008	Assistenz - Zahnarzt Praxis für Zahnheilkunde Dr. Geßner & Kollegen Geibelstr.6 D- 81679 München
11/2008 – 03/2009	Assistenz - Zahnarzt Zahnärztliche Praxis Dres. Heubisch / Heidenreich / Heubisch Rosenkavalierplatz 9 D- 81925 München
04/2009 - heute	selbstständiger Zahnarzt Zahnärztliche Praxis Dr. Heidenreich Dr. Heubisch & von Mohrenschildt Rosenkavalierplatz 9 D- 81925 München

13. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT

Hiermit erkläre ich, Sebastian von Mohrenschildt (geb. 23.06.1976 in Belo Horizonte), dass ich die hier vorgelegte Dissertation mit dem Thema „**Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen: Eine In-vitro-Untersuchung**“ selbst verfasst und keine anderen, als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dargestellt habe.

München, den 25.05.2009

Sebastian von Mohrenschildt