Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-
und Kieferkrankheiten, Hamburg
Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie.
Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

In vitro - Untersuchungen zum Elastizitäts-verhalten von Molaren mit keramisch versorgten Klasse II Kavitäten

Dissertation
zur Erlangung des Grades
eines Doktors der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg

vorgelegt von
Ashraf Elayouti
aus Alexandria/Ägypten

Hamburg 1998

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 9. Febr. 1999

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Sprecher: Prof. Dr. dr.-P. Leichtweiß

Referent: Prof. Dr. K. Roth

Korreferent: Prof. Dr. Dr. R. Sommerlate

1 Einleitung 1

2 Literaturübersicht 2

2.1 Geschichtlicher Überblick 2

2.2 Eigenschaften keramischer Werkstoffe 6
2.2.1 Physikalisch - chemische Eigenschaften 8
2.2.2 Biologische Eigenschaften 8
2.2.3 Sprödigkeit 9
2.2.4 Frakturanfälligkeit 11
2.2.5 Optimierung durch Preforms 11
2.2.6 Optimierung durch Verbundwerkstoffe 12
2.2.7 Materialermüdung 13

2.3 Inlay - Keramiken 13
2.3.1 Sinterkeramiken auf Feldspatbasis 15
2.3.2 Infiltrationskeramiken 16
2.3.3 Glaskeramiken 17
2.3.4 Porzellan-Preforms 19
2.3.5 Oxidkeramiken 20

2.4 Befestigungsysteme 21

2.5 Spaltbildung 22

2.6 Ergebnisse klinischer Studien 23

3 Material und Methoden 25

3. 1 Material 25

3.2 Methoden 26
3.2.1 Kavitätenpräparation 26
3.2.2 Anfertigung von Probekörpern 28
3.2.3 Abformung und Meistermodell 29
3.2.4 Herstellung von In-Ceram® SpinellInlays 29
3.2.5 Herstellung von Empress® Inlays 29
3.2.6 Eingliederung 30
3.2.7 Frakturversuche 32
3.2.8 Statistische Auswertung 34

4 Ergebnisse 36

4.1 Frakturverhalten bei überkritischer Belastung 36
4.2 Deskriptive Ergebnisse 37
4.3 Varianzanalytische Ergebnisse 40
4.4 Einzelergebnisse 41

Intakte Molaren 42

Molaren mit mod-Kavitäten 45
Adhäsiv befestigte Spinell-Inlays 48
Konventionell befestigte Spinell-Inlays 51
Adhäsiv befestigte Empress-Inlays 54
Konventionell befestigte Empress-Inlays 57

5 Diskussion 60

5.1 Methodik 60

5.2 Eigene Ergebnisse 65
5.3 Schlußfolgerungen 67

6 Zusammenfassung 68

7 Literaturverzeichnis 70

1. Einleitung

Als definitive Füllungsmaterialien im okklusionstragenden Seitenzahnbereich stehen heute Amalgamlegierungen, Edelmetalle, direkt oder indirekt gefertigte Kompositinlays sowie vollkeramische Systeme zur Verfügung. Jeder dieser Werkstoffe besitzt spezifische Vor- und Nachteile, die therapeutisch sorgfältig gegeneinander abgewogen werden müssen.

So erscheint der Einsatz von Amalgam zunehmend problematischer, obwohl bisher weder ein erhöhtes Toxizitäts- noch ein gesteigertes Allergisierungsrisiko nachgewiesen werden konnte. Goldlegierungen hingegen haben sich trotz des präparativ bedingten Verlusts an gesunder Zahnsubstanz klinisch bewährt. Die Verwendung von Komposit im Seitenzahngebiet ist u.a. wegen beobachteter marginaler Imperfektionen insbesondere bei Schmelzdiskontinuitäten im Kavitätenrandbereich als Folge materialbedingter Polymerisationsschrumpfung nach wie vor keine Routineversorgung. Ebenfalls kontrovers diskutiert werden laborgefertigte Kompositinlays wegen des unbefriedigenden Verbunds zwischen Inlay und Befestigungskomposit. Vollkeramische Systeme erfüllen zwar die gestiegenen ästhetischen Ansprüche, sie sind jedoch frakturanfällig. Bereits kleinste Überschreitungen der Belastungsgrenzen können ein katastrophales Versagen des Werkstoffes (Sprödbrüche) auslösen.

Das Ziel der vorliegenden Studie war zunächst, die Elastizitätsgrenzen von intakten Molaren bei überkritischer Belastung zu bestimmen und diese mit Molaren zu vergleichen, die durch Präparation von dreiflächigen Klasse II Kavitäten in ihrer Stabilität geschwächt worden waren. Weiterhin sollte untersucht werden, ob die Eingliederung von mod - Inlays aus leuzitverstärkter IPS Empress®- bzw. In-Ceram® Spinell - Keramik die Zahnstatik beeinflußt und ob die Methode der Befestigungstechnik dabei von Bedeutung ist. Schließlich sollte kritisch beurteilt werden, ob die gewählte Versuchsanordnung geeignet ist, klinische Funktionsprognosen für Zähne zu erstellen, die mit unterschiedlichen keramischen Füllungsmaterialien restauriert wurden.

2. Literaturübersicht

2.1 Geschichtlicher Überblick

Die industrielle Entwicklung Chinas und später Europas gilt als wesentlich für die Weiterentwicklung von Keramiken als zahnärztlichem Füllungsmaterial.
Keramiken zählen zu den ersten künstlichen Materialien überhaupt, die vom Menschen erfunden und wissenschaftlich untersucht wurden. Der Begriff "Keramik" ist aus dem griechischen "Keramos" abgeleitet und bedeutet "Topf" oder "feuerfester Ton". Das Feuer war dem Menschen bereits seit langem bekannt, mit seiner Hilfe konnte er die ihm bekannte plastische Tonqualität durch Brennvorgänge in einen stabilen Zustand überführen. Dank der Entwicklung von Tontöpfen hatte sich die Landwirtschaft und die Lebensweise der Menschen verändert. Den ältesten Fund eines keramischen Gegenstandes datiert man auf 23 000 vor Christi. Seit der Zeit der ersten Tonwaren vor ca. 30 000 Jahren und der Herstellung von Haustöpfen vor ca. 6 000 - 7 000 Jahren stieg die Verwendung keramischer Materialien bemerkenswert an. Die Basis dieser Entwicklung wird dabei von drei verschiedenen keramischen Hauptmaterialien gebildet:

- irdene Materialien, die mit niedrigen Temperaturen gebrannt wurden
- steinerne Materialien, die in China ab 100 vor Christi mit höheren Temperaturen gebrannt wurden, deutlich stabiler und wasserabweisend waren
- Porzellane, Ergebnis der Mischung zwischen weissem chinesischem Ton und "Chinesischem Stein". Es ist ein steinähnliches, weissdurchsichtiges Material, welches während der Regierungszeit von König Tetching in China (ca. 1 000 n.C.) verwendet wurde. Dieses Material hatte eine noch bessere Haltbarkeit als die irdenen und steinernen Gefäße.

Im 17. Jahrhundert wurden in Europa zahlreiche Versuche unternommen, das Porzellan Chinas nachzubilden. Ein großer Teil des ersten China - Porzellans wurde "Harte Paste" genannt, von dem man behauptete, daß es das echte, durchsichtige Porzellan sei. Die Zusammensetzung des originalen harten Porzellans bestand aus ca. 50% Kaolin, 25% Feldspat und 25% Quartz.

Ende des 18. Jahrhunderts verwendete man das erste Porzellan als zahnärztliches Material. Anfang des 19. Jahrhunderts begann in Frankreich die Produktion künstlicher Porzellanzähne, wobei ihre industrielle Herstellung 1815 in den USA vervollkommnet wurde.
STOCKTON stellte 1830 in Philadelphia seine Porzellanzähne nach einer Art von "Parian-China" her. Die Formel wurde danach von **WHITE (1926)** für die Industrialisierung der Zahn-Produktion benutzt. Nach 1870 begann die Produktion solcher Zähne in England. Die hergestellten Porzellanzähne wurden ihrer Durchsichtigkeit wegen Parian-China genannt. Der Name Parian kommt von Paros, einer Insel des ägäischen Meeres, von der die griechischen und römischen Bildhauer ihren Marmor bezogen. Beide Bezeichnungen - China und Porzellan- wurden in der Literatur oft synonym verwendet. Die zwei existierenden Arten des Parian-China unterscheiden sich durch jeweils eine matte und eine glänzende Oberfläche.
In **KERL** 's Handbuch **(1985)** wird die folgende mineralische Zusammensetzung des ersten zahnärztlichen Porzellans von **STOCKTON (1907)** mit 78% Feldspat, 15,3% Kaolin, 4,7% Potasium Silikat und 2% dehydriertem Borax angegeben. Die heutigen Zusammensetzungen für hohe, mittlere und niedrige Schmelztemperaturen beinhalten diese Substanzen in anderen Mischungsverhältnissen.
Zum Ende des 19. Jahrhunderts setzte dann die gelegentliche Anwendung von keramischen Inlays in der Zahnheilkunde ein. Die zahnärztliche Literatur der Jahrhundertwende und die neuere Literatur zeigen, daß die Herstellung von keramischen Einlagefüllungen eine zwar schon lange praktizierte Methode ist, ihre Anwendung wegen der ho-

hen Frakturraten und des Kronenverlusts aufgrund von Dislokationen sehr begrenzt war.

MURPHY (1949) soll der erste Zahnarzt gewesen sein, der Glas auf ein genau in die Kavität passendes Platinblech schmelzen ließ und es mit Amalgam einsetzte. Später setzte er ein locker eingeschliffenes Stück Porzellan in die Kavität, das er zum Ausfüllen der Fuge mit Gold befestigte.

WOOD (1926) kam auf die Idee, einen Vorrat an Porzellaneinlagen in verschiedener Größe, Form und Farbe herzustellen. Dadurch sollte der Zahnarzt eine Zeitersparnis haben und müßte nur außergewöhnliche Formen selbst modellieren und ausbrennen. Wood setzte die Porzellan-Einlage-Füllung mit Amalgam ein, während andere Zahnärzte schon Zement benutzten und die Fuge mit Gold ausfüllten.

HERBST (1889) stellte die ersten Inlays aus Glaspulver her. über Wachsabdrücke der Kavität wurden zwei Modelle aus einer Gips-Asbest-Mischung hergestellt. Ein Teil des behandelten Glaspulvers wurde im ersten Modell ausgebrannt, zur Kompensation der Schrumpfung verbrachte man das Inlay auf ein Zweitmodell und brannte es erneut mit Restpulver.

LAND beschreibt **1985**, wie bereits 1887 eine Methode zur Herstellung von Keramikinlays patentiert wurde, bei der das Porzellan auf einer Platin- oder Goldfolie über offener Flamme geschmolzen wurde.

HOW (1926) entwickelte das System der runden Porzellaneinlage, wobei in eine Kavität mit kreisrundem Zugang passende zylindrische oder leicht konische Füllungen eingelassen werden konnten.

HERBST (1889) erfand die bis heute gültigen Brennmethoden der Porzellaninlays: er nahm bei Kavitäten einen oberflächlichen Abdruck mit Platinfolie, brannte hochschmelzendes Porzellan und benutzte eingebrannte Platinstifte zur Befestigung der Füllung in der Kavität.

1898 brachte dann **JENKINS** das "Jenkins Porcelain Email" als Füllungsmaterial auf den Markt.

JUNG (1905) beschreibt eine Technik zur Porzellan-Inlay-Herstellung, die einigen heutigen Techniken ähnlich ist. Er nahm eine dünne Gold- oder Platinfolie als unterste Schicht, welche die Form der Kavität detail-

liert nachbildete. In diese Form wurde eine Glaspulvermischung, bestehend aus geringen Mengen niedrigschmelzenden Porzellans bzw. Emailles, Glaspulver sowie Wasser und Alkohol als Lösungsmittel zugegeben und über offener Flamme geschmolzen. Nach dem Brand erhielt man ein der Kavität entsprechendes Inlay, welches anschließend mit Diamantscheiben beschliffen und mit Phosphatzement in der Kavität befestigt wurde.
Als 1912 die Silikate entwickelt wurden, glaubten viele Zahnärzte, ein leicht zu handhabendes Material gefunden zu haben, welches das Porzellan ersetzen könne.
1926 schrieb **JENKINS**, daß die Verwendung von Porzellaninlays in Amerika sich im Verhältnis zu Europa verringert hätte. Jenkins stellte fertige Emaillefüllungen in Stäbchenform, die sogenannten "Jenkins-Füllungen", her, aus welcher man Porzellanstücke mit der Diamantscheibe herausschneiden konnte. Er sagte damals über die Porzellanfüllung: "Sie wird von Säuren nicht angegriffen, durch Schwefelverbindungen nicht verfärbt, zerstört sich nicht im Munde, hat nicht den Nachteil des Goldes bei Temperaturwechsel Schmerzen zu verursachen, gibt Form und Farbe des Zahnes aufs genaueste wieder und kann in vielen Fällen erfolgreich benutzt werden, in denen man sonst künstliche Kronen eingliedern würde. Sie kann zu einer feinen Kante passend geschmolzen werden und fließt so langsam, daß jede gewünschte Kontur erhältlich ist".

SMREKER (1926) sprach seinerzeit über drei verschiedene Porzellan-Füllungen:

- Porzellan-Intarsia: aus einem künstlichen Zahn wird ein Stück Porzellan geschliffen und in eine Kavität eingepaßt
- Storer-How-Einlagen und Dall-Einlagen: ein zylindrisches oder kegelförmiges Porzellanstück wird in eine ebenso präparierte Kavität eingesetzt

- Schmelzfüllungen: die am meisten verbreitete Methode, wobei man mit der Zugabe von Wasser oder Alkohol eine Masse erhält, die sich in einer Metall-, Gipsbrennform oder Matrize modellieren läßt und anschließend im Ofen oder über offener Flamme gebrannt wird.

Er beschrieb die Befestigung der Keramikinlays in der Kavität mit Phosphatzement als eine ungünstige Technik, da es die Farbgebung und die Haltbarkeit derartiger Füllungen negativ beeinflußt. Der heutigen Inlayaufbrenntechnik kommt ein Verfahren aus dem Jahre 1930 nahe, bei der in mehreren Schritten auf einem Modell die keramische Einbettmasse "Neobrillat" direkt aufgebrannt wurde. Zwischen 1940 - 1960 verlangsamte sich die Entwicklung des Porzellans, weil der Kunststoff als Füllungsmaterial interessant wurde.

2.2 Eigenschaften keramischer Werkstoffe

Unter dem Begriff "Keramik" werden verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe zusammengefaßt, die in Wasser schwer löslich und wenigstens zu 30% kristalliner Struktur sind **(HENNICKE 1967)**. In der Regel werden sie bei Raumtemperatur aus einer Rohmasse geformt und erhalten ihre typischen Werkstoffeigenschaften durch eine Temperaturbehandlung meist über 800 °C. Die Formgebung kann jedoch auch bei höheren Temperaturen erfolgen, teilweise sogar durch Überschreiten des Schmelzpunktes durch anschließende Kristallisation erreicht werden **(HENNICKE 1967)**. Die umfangreiche Definition spricht für das breite Spektrum keramischer Werkstoffe, das Tone, Gläser und anorganische Bindemittel einschließt. **SCHÜLLER und HENNICKE (1985)** unterscheiden ferner nach der chemischen Zusammensetzung (Oxide, Nichtoxide) und der Atomanordnung (glasig-amorph, kristallin) zwischen silikatischen, oxidischen und nichtoxidischen Keramiken. Silikatische Werkstoffe enthalten als Hauptbestandteil eine glasig-amorphe Matrixphase aus SiO_2 mit ausgeprägter Porenstruktur und oxidischen Zusätzen (z.B. Al_2O_3, MgO,

ZrO_2 u.a.). Im Unterschied dazu weisen oxidkeramische Werkstoffe im wesentlichen eine kristalline Struktur auf; der Anteil amorpher Glasphasen ist vernachlässigbar gering. Die einfachen Oxidkeramiken können darüber hinaus durch verschiedene Zusätze modifiziert (z. B. Mischoxide, Dispersionskeramiken, Ceramic Matrix Composites) und dadurch ihre Eigenschaften beispielsweise belastungsspezifisch optimiert werden. Nicht-oxidische Keramiken, wie z.B. Carbide und Nitride, sind im allgemeinen schwarz und deshalb in der Zahnmedizin nicht verwendungsfähig. Bei der Glaskeramik handelt es sich um eine spezielle Werkstoffgruppe, die durch kontrollierte Kristallisation definierter Gläser hergestellt wird; der Anteil kristalliner Phasen liegt zwischen 50 und nahezu 100%. Für zahnmedizinische Zwecke eignen sich vor allem keramische Werkstoffe, die aufgrund ihrer Transparenz, Lichtdispersion und in ihren physikalischen Eigenschaften dem Zahnschmelz sehr ähnlich sind **(Tab. 1)**. Die physikalischen Eigenschaften von Dentalkeramiken unterscheiden sich hingegen grundsätzlich von den übrigen verwendeten Werkstoffen für Restaurationen.

Tabelle 1: Physikalische Eigenschaften von Komposit, Keramikmassen und Zahnschmelz.

Physikalische Daten	Komposit	Keramik	Schmelz
Dichte [g/m3]	2,0	2,4	3,0
Transparenz	0,55-0,70	0,27	0,48
Druckfestigkeit [Mpa]	187-284	150	384
Zugfestigkeit [Mpa]	17-41	25	10
E-Modul [GPa]	2-20	50-70	20-100
Schrumpfung [% linear]	0,2-1, 9	(11-15)	--
Therm. Ausdehnungs-koeffizient [ppm/OC]	25- 70	8	11,4
Härte [KNH]	30-50	360-460	340

2.2.1 Physikalisch- chemische Eigenschaften

Die atomaren Bindungen von Keramik sind kovalent und gerichtet. Die starke Bindungsart läßt keine relative Verschiebung der Atome zu. Deshalb tritt eine plastische Verformung, wie sie von Metallen her bekannt ist, nicht auf. Ein Vorteil dieser kovalenten Bindungen besteht in ihrer chemischen Stabilität. Somit ist selbst ein agressives orales Milieu nicht in der Lage, Dentalkeramiken anzugreifen. Dies wird durch die geringe Löslichkeit von Keramikmaterialien bewiesen.
Die geringe Wärmeleitfähigkeit und von klinischen Gesichtspunkten aus betrachtet geringe Neigung zur Plaqueanlagerung **(HAHN et al. 1992)** bei polierten Oberflächen sind zusätzliche Eigenschaften, die eine ausgezeichnete biologische Verträglichkeit oder Biokompatibilität bewirken. Das Maß der thermischen Expansion von Keramik Ist dem des Zahnschmelzes ähnlich. Die hohe Mikrohärte von dentalen Keramiken verhindert gerade im funktionell-okklusalen Bereich eine Formveränderung durch Abrasion. Es besteht daher die Gefahr eines erhöhten Abriebs der natürlichen antagonistischen Zahnhartsubstanz. Verschiedene Autoren **(JACOBI 1995)** warnen vor dem Einsatz von keramischen Okklusalflächen, da hinsichtlich der Abriebeigenschaft und der Verschleißfestigkeit nach wie vor Metalle als beste, fast ideale Materialien zur Restauration okkludierender Oberflächen anzusehen sind.

2.2.2 Biologische Eigenschaften

Wegen ihrer sehr geringen Löslichkeit im biologischen Milieu sind Dentalkeramiken im allgemeinen sehr gut verträglich **(ANUSAVICE 1992)**. Von besonderem Vorteil ist zudem, daß die Akkumulation pathogener Plaque an polierten Keramikoberflächen geringer zu sein scheint, als dies von anderen Werkstoffen und von natürlichem Schmelz bekannt ist **(HAHN et al. 1992)**. In der Vergangenheit wurden den Keramiken zur Verbesserung des ästhetischen Eindrucks teilweise radioaktive Substanzen in Spuren beigefügt, inzwischen verzichten die

Hersteller jedoch gemäß ISO Konvention auf derartige Verfahren (MACK 1988). Ingesamt sind die biologischen Risiken eher gering und nicht größer als bei den seit vielen Jahren üblichen Aufbrennkeramiken. Allerdings kann es durch teils umfangreiche Präparationen zu Pulpaschädigungen im Prämolarenbereich kommen **(SCHMALZ et al. 1994)**.

2.2.3 Sprödigkeit

Die ausgezeichneten ästhetischen Eigenschaften, die gute Mundbeständigkeit und die gute Biokompatibilität wurde schon sehr früh in Form von Porzellan-Inlays genutzt **(HERRMANN 1988)**. Keramische Materialien unterscheiden sich von Metallen jedoch durch grundsätzlich andere atomare Bindungsverhältnisse. Es liegen stabile Mischbindungen aus kovalenten- und Ionenbindungen vor, die daraus resultierenden Werkstoffeigenschaften sind Ursache dieser Verschiedenheit zu den Metallen. Keramische Materialien weisen sehr große Gitterenergien auf. Dadurch sind die von plastischen Materialien bekannten Fließeffekte und Wanderungen von Versetzungen innerhalb der Gitterstruktur nicht möglich. In der Folge können initiale Fehlstellen bei Belastung nicht mehr ausgeglichen werden **(KERKHOF 1982)**. Charakteristisch sind die hohe Härte (Druckfestigkeit), das fehlende plastische Verformungsvermögen (geringe Zug- und Biegefestigkeit) und das "katastrophale" Brechen keramischer Komponenten bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze (Sprödbruchverhalten). Lange Zeit wurde letztere Eigenschaft, die Frakturanfälligkeit von keramischen Werkstoffen oder das spröde Bruchverhalten unter Belastung, klinisch weitgehend unterschätzt.
Für dieses Sprödbruchverhalten können hauptsächlich zwei mögliche Ursachen verantwortlich gemacht werden. Zum einen weist jeder keramische Werkstoff strukturelle Defekte in Form von Poren, Lufteinschlüssen, Phasengrenzen u.ä.m. auf. Solche strukturellen Defekte werden als Mikro- und Makrorisse beschrieben. Sie können sowohl herstellungsbedingter oder bearbeitungstechnischer Natur sein. Aus-

gehend von derartigen Defekten setzt bei Belastung ein überkritisches Rißwachstum ein. Ein kleinster Fehler im keramischen Gefüge kann nun zum Versagen der gesamten Restauration führen. Bei Überschreiten ihrer Elastizitätsgrenze brechen keramische Werkstoffe spontan **(SALMAG u. SCHOLZE 1982)**.
Zum anderen ist bei spröden Materialien festzustellen, daß sie über keinerlei Mechanismen verfügen, entstehende Risse in ihrer Ausbreitung zu behindern. Im Gegensatz zu Metallen, die sich bei ungünstigen Spannungsrichtugen verformen, gelingt dies bei keramischen Massen mit ihren starken kovalenten Bindungen nicht. So kann das unterschiedliche Verhalten von Keramiken in Abhängigkeit der jeweils applizierten Spannungsrichtung erklärt werden.

- Druckspannungen werden hevorragend abgefangen, da sie vorhandene Risse schließen und somit die Ausbreitung von Rissen unterbunden wird **(MARX 1993)**.
- Zug- und Scherspannungen verlängern vorhandene Risse, weil sich die Spannungen am Boden des Risses so stark konzentrieren, daß die chemischen Bindungen aufgebrochen werden.

Diese Phänomene werden als "unterkritisches Rißwachstum" bezeichnet und begrenzen die Dauerfestigkeit von keramischen Materialien erheblich. Mit der Zunahme eines zunächst kleinen Risses sinkt erwartungsgemäß die Resistenz gegenüber externen Spannungen, die Risse werden damit ständig größer, bis es zu einem Totalversagen des Materials kommt.
Die Anzahl und Größe von strukturellen Defekten innerhalb einer Keramik sind deshalb auch die entscheidenden Einflußgrößen und erklären eine charakteristische Eigenschaft von keramischen Materialien: die extreme Streubreite ihrer mechanischen Festigkeitswerte **(MARX 1993)**.
Bei keramischen Materialien sind die materialspezifischen Eigenschaften, trotz chemisch identischer Werkstoffe, direkt abhängig von der Fertigungstechnik und den jeweiligen Bearbeitungsverfahren. Wie bei

keiner anderen Stoffklasse bestimmen diese Faktoren die Qualität des Endprodukts **(MUNZ u. FETT 1989)**.

2.2.4 Frakturanfälligkeit

Aus den beschriebenen Gründen ist es deshalb verständlich, daß erhebliche Versuche unternommen wurden, die Frakturanfälligkeit keramischer Systeme zu optimieren. Hierzu werden prinzipiell zwei Wege eingeschlagen. Einerseits wird versucht, die materialspezifischen Eigenschaften an sich zu verbessern, zum anderen konzentrieren sich die Bemühungen darauf, Keramiken im Verbund mit stabileren Materialien zu verbessern.
Die zahntechnische Fertigung von keramischen Inlays unterliegt erheblichen qualitativen Schwankungen. Eine Reihe von Gründen sind hierfür ursächlich verantwortlich: arbeitstechnisch bedingte Fehler bei der Primärverdichtung von Schlickermassen, Porenbildungen, Einschlüsse und Verunreinigungen, schichtweise Brandführung und Rißbildungen. Dadurch entstehen strukturelle Defekte, die sich stochastisch auf das gesamte Gefüge verteilen und das Festigkeitsverhalten des Werkstücks erheblich beeinträchtigen **(DANNHEIM et al. 1991)**. Hinzu kommen Volumenänderungen und thermische Belastungen beim Fertigungsprozess, die ihrerseits interne Spannungen vergrößern und das Festigkeitsverhalten zusätzlich beeinträchtigen.

2.2.5 Optimierung durch Preforms

Das Ziel der Werkstoffentwicklung ist die Verringerung der Streuung der Belastbarkeitskennwerte bei gleichzeitiger Steigerung der Gesamtfestigkeit **(RÜHE u. EVANS 1989, SALMAG u. SCHOLZE 1982)** und der Erhöhung der Fehlertoleranz **(ZIEGLER 1991)**. Im Vordergrund steht hierbei vor allem die Erhöhung der Bruchzähigkeit. Bei hohen Bruchzähigkeiten werden die schon bei sehr kleinen Belastungen auf-

tretenden Sprödbrüche vermieden. Dadurch kann die Versagenswahrscheinlichkeit von eingegliederten Inlay - Restaurationen erheblich verkleinert werden. Dies wird im wesentlichen durch kontrollierte Einstellung des Matrixgefüges und der Sekundärphasen, durch verbesserte synthetische Rohstoffe, durch feinkörnigere Pulver, Reinraumtechnik sowie durch hohe Primärverdichtungen der Formkörper vor dem Sintern erreicht **(HAHN u. LÖST 1992)**.
Andererseits wurde versucht, dem Mechanismus der Rißfortschreitung durch Einbau sogenannter "Verstärkermechanismen" entgegen zu wirken. Hierbei wird versucht, die Resistenz der Keramik gegenüber natürlich vorkommenden Rissen zu erhöhen, indem die Spannungskonzentrationen am Boden eines Risses gestoppt oder zumindest umgeleitet oder nur weitere Mikrorisse verursacht werden **(MARX 1993)**.
Die mechanischen Eigenschaften im allgemeinen sowie die initialen Festigkeitswerte im speziellen konnten durch industrielle Fertigungsverfahren von standardisierten keramischen Rohlingen (Preforms) erheblich verbessert werden. Diese Vorgehensweise erfordert jedoch eine Trennung von Herstellung und Formgebung.

2.2.6 Optimierung durch Verbundwerkstoffe

Isolierter Zahnschmelz weist eine ähnliche Sprödigkeit wie Dentalkeramiken auf (Tab. 1). Erst der feste Verbund mit dem vergleichsweise elastischen Dentin definiert einen "Verbundwerkstoff", der völlig anderen mechanischen Gesetzmäßigkeiten unterliegt als seine einzelnen Komponenten. Das Dentin wirkt als sogenannter Puffer oder Kissen, da auftretende kritische Spannungen kraftschlüssig über das Dentin umverteilt werden können. Daher wird versucht, vollkeramische Systeme kraftschlüssig mit der Restzahnsubstanz in der Regel über adhäsive Befestigungsverfahren zu verbinden.
Klinische Beobachtungen **(EPPENBERGER et al. 1987)** sowie Laboruntersuchungen **(BIENIEK u. MARX 1994, POSPIECH et al. 1992)**

bestätigen z.B. eine gesteigerte Bruchfestigkeit von adhäsiv befestigten vollkeramischen Kronen.

2.2.7 Materialermüdung

Die Elastizitätsgrenze eines zuvor unbelasteten keramischen Werkstücks kann z. B. in Biegeanordnungen ermittelt werden. Die einwirkenden Kräfte (überkritische Kräfte) werden solange erhöht, bis diese einen Riß induzieren, der sich etwa mit Schallgeschwindigkeit fortpflanzt und zu einem Spontanversagen führt.
Diese Situation entspricht jedoch nicht der klinischen Realität. Restaurationen werden durch auftretende Kaukräfte und durch die Zerkleinerung der Nahrung zyklisch und dynamisch belastet und sind häufigen Temperaturschwankungen und korrosiven Einflüssen ausgesetzt. Dies bewirkt ein sehr langsames Wachsen der Risse mit Geschwindigkeiten von ca. einem milliardstel Millimeter pro Stunde **(LAUER et al. 1996)**. Diese Art des Rißwachstums wird als sub- oder unterkritisch bezeichnet und führt langfristig zu enormen Verminderungen der Anfangsfestigkeiten. Wegen methodisch aufwendiger und unzulänglicher Testverfahren sind exakte Beschreibungen diesbezüglich kaum verfügbar **(SCHMALZ et al. 1994)**. Es ist bekannt, daß der Zutritt von Wasser die subkritische Rißgeschwindigkeit millionenfach beschleunigen kann **(WIEDERHORN et al. 1983)**.

2.3 Inlay - Keramiken

Vollkeramische Systeme sollten über sehr gute mechanische Eigenschaften verfügen, da häufig kein perfekter Verbund zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz erzielt wird und sich somit subkritische Belastungen nachteilig auf das Rißwachstum auswirken können. Die Anforderungen an ein Keramiksystem sind im einzelnen:

- gute materialspezifische und mechanische Kennwerte
- präzises Formgebungsverfahren
- exzellente ästhetische Eigenschaften

Nicht alle Forderungen werden derzeit von einem einzigen keramischen Material gleichzeitig erfüllt. Vor allem hohe Festigkeitswerte und exzellente ästhetische Eigenschaften lassen sich nicht immer optimal miteinander verbinden. Zwei unterschiedliche Wege werden derzeit beschritten: Die Verwendung unterschiedlicher Grundmassen für das Kerngerüst und die Verblendung sowie die Nachbearbeitung durch Bemalen der Werkstücke.
Inlays können mit unterschiedlichen Keramiken und Verfahren hergestellt werden. Prinzipiell unterscheidet man im wesentlichen folgende zwei Gruppen:

Industriekeramiken
auf silikatischer, oxidischer oder nicht oxidischer Basis

und

Konventionelle Dentalkeramiken
Die Materialherstellung und Formgebung des Inlays erfolgt im zahntechnischen Labor, ihre Verarbeitung kann durch Brennen (Sinterkeramiken), durch Vergießen oder Verpressen (Glaskeramiken) erfolgen. Bekannt sind im wesentlichen:

- Sinterkeramiken auf Feldspatbasis
- Aluminiumoxid-verstärkte Sinterkeramiken (Al_2O_3 - Basis)
- Glaskeramiken

2.3.1 Sinterkeramiken auf Feldspatbasis

Sinterkeramiken auf Feldspatbasis sind u.a. folgende auf dem Markt befindliche Produkte

- Mirage (Chameleon Dental Products, Kansas City , USA)
- Optec (Jeneric/Pentron, Wallingford, USA)
- Vitadur N (Vita, Bad Säckingen, Deutschland)
- Hi-Ceram (Vita, Bad Säckingen, Deutschland)

Zur Reduktion von unterkritischen Rißwachstumsphänomenen wurden diese Keramiken teils mit Leuzitkristallen (Mirage, Optec) oder mit Aluminium-Oxid (Vitadur N, Hi-Ceram Kernmasse) verstärkt. Mirage II enthält zusätzlich Glasfasern. Die labortechnische Herstellung entspricht im wesentlichen den Arbeitsabläufen bei der Aufbrennkeramik und kann als zahntechnisch bekanntes Standardverfahren bezeichnet werden. Die bei einer Einprobe zum Teil erforderlichen Änderungen des Okklusalreliefs erzeugen zunächst nachteilige Veränderungen am Werkstück, können aber durch einfaches Nachbrennen oder Aufpolieren wieder ausgeglichen werden **(JÄGER et al. 1990)**. Als Nachteil dieser Materialien sind sicherlich die gegenüber Industriekeramiken deutlich zahlreicheren Porenbildungen zu bezeichnen **(BANKS 1990)**. Ein Nachteil dieser Werkstoffe liegt im Schrumpfen der Keramik-Massen um 25-30% beim Brennen. Dies kann durch schichtweises Auftragen zum Teil kompensiert werden **(KREJCI et al. 1992)**. Allerdings lassen sich durch die Verwendung von feuerfesten Stümpfen und einer ausgefeilten Technik schrumpfungsbedingte Ungenauigkeiten nicht vollständig vermeiden. Durch gezieltes Einschleifen durch den Zahntechniker muß das Werkstück schrittweise auf das Meistermodell einpasst werden. Aus diesen Gründen werden Fugenbreiten von 65 - 200 *µm* in der Literatur beschrieben **(BANKS 1990, JÄGER et al. 1990, SORENSEN et al. 1991)**. Ein weiterer Nachteil ist die Entstehung und Vergrößerung von Mikrorissen bei Belastung der Sinterkeramiken. Dies wird teilweise durch die Leuzitverstärkung bzw. durch das Ein-

bringen von Glasfasermaterialien reduziert, aber nicht gänzlich vermieden. Somit bleibt das Keramikinlay bruchgefährdet, solange es nicht kraftschlüssig am Zahn befestigt ist **(BANKS 1990, NATHANSON 1991)**.

2.3.2 Infiltrationskeramiken

Zur Erhöhung der mechanischen Festigkeit wurden Techniken mit hochfesten Gerüstkappen oder sogenannten Hartkernen entwickelt. Der Hartkern wird aus einer optimierten Keramik gefertigt und anschließend konventionell verblendet. Das einzige auf dem Markt befindliche System, In-Ceram® - eine Sinterkeramik auf Al_2O_3 - Basis - wird von der Firma Vita (Vita, Bad Säckingen) hergestellt. Bei diesem Material besteht die Matrix aus ca. 3 *µm* großen Aluminium-Oxid-Teilchen, die sehr dicht gepackt und mit einem Lanthanglas infiltriert werden **(MARX 1993)**. Durch den speziellen Herstellungsprozess erhält man zunächst das Gerüst aus glasinfiltrierter Aluminium-Oxid-Keramik mit höherer Passgenauigkeit, auf das transparentere Keramiken nach dem üblichen Verfahren aufgebrannt werden **(CLAUS 1990, PRÖBSTER u. DIEHL 1990, PRÖBSTER et al. 1990)**. Die Passgenauigkeit liegt nach Angaben der Hersteller bei einer Fugenbreite von 3 - 171 *µm*.
Die Biegefestigkeit ist im Vergleich zu anderen Keramiken sehr hoch **(PRÖBSTER u. DIEHL 1993)**. In-Ceram® wird zur Herstellung von Kronen und einfachen Frontzahnbrücken empfohlen. Inlay- und Onlayrestaurationen können in der Regel aus diesem Material noch nicht hergestellt werden. Eine in vitro Studie **(PFEIFFER et al. 1993)** zeigt jedoch, daß bei entsprechender Modifikation des Herstellungsverfahrens die Anwendung der In-Ceram®-Technik prinzipiell für Inlays möglich ist.
Allerdings bietet die Firma Vita seit kurzem eine Modifikation der Werkstoffe für die Inlay-Technik an. Hierbei handelt es sich um In-Ceram® Spinell, das aus einer $MgAl_2O_4$ Basis besteht. Durch die materialtechnische Modifikation soll beim Herstellungsprozess im Gegensatz zur

konventionellen In-Ceram® Technik eine Expansion der Materialien erreicht werden. Dies soll laut Hersteller eine Verbesserung der Passgenauigkeit bei der Inlay-Technik bewirken. Allerdings liegen bis heute keinerlei wissenschaftliche Publikationen zu diesem Thema vor Klinische Erfahrungen für In-Ceram® liegen nur in begrenztem Maße vor, nach zwei Jahren wurde bei Kronen bislang kein Fehlschlag beobachtet **(PRÖBSTER u. DIEHL 1993)**.

2.3.3 Glaskeramiken

Als vergießbare oder verpreßbare Glaskeramiken sind u.a. folgende Produkte auf dem Markt

- Dicor (De Trey/Dentsply GmbH, Dreieich)
- IPS-Empress® (Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Die Bezeichnung "Glaskeramik" ist nicht völlig korrekt, da auch andere Keramikmaterialien Glasphasen enthalten. In diesem Zusammenhang wird unter einer Glaskeramik verstanden, daß der Werkstoff im Gegensatz zu anderen Keramiken primär vollständig amorph hergestellt wird und erst anschließend durch eine spezielle Wärmebehandlung keramisiert wird. Durch diesen Bearbeitungsprozess wird die primär amorphe Masse in kristalline Strukturen überführt **(FISCHER et al. 1989)**.

Bei den vergießbaren Glaskeramiken (Dicor®) wird die Glasmasse verflüssigt und mittels eines Schleudergußverfahrens in eine Gußform eingebracht. Anschließend wird das in einer Glasphase vorliegende Gußobjekt (amorpher Aufbau) während einer speziellen Wärmebehandlung keramisiert (halb-kristalline Struktur). Das Glas verliert dadurch seine Transparenz, die Festigkeit wird dadurch jedoch erhöht. Die definitive ästhetische Gestaltung erfolgt durch mehrmaliges Auftragen und anschließendes Brennen von Malfarben. Durch Abrasion geht diese Oberflächenschicht häufig verloren und verschlechtert dann die ästhetischen und mechanischen Eigenschaften durch Bildung von Mikro-

porositäten. Deshalb wurde Dicor-Plus-E® entwickelt, bei der Dicor® -Gerüste in Schichttechnik verblendet werden.
An der Grenzfläche der Glaskeramik zur Einbettmasse entsteht während des Keramisierungsprozesses eine dünne opake Schicht von ca. 25-100 *µm* Dicke, die sogenannte Ceram-Schicht **(FISCHER et al 1989)**. Diese scheint einen negativen Einfluß auf die Glaskeramik-Werkstücke auszuüben **(DENRY u. ROSENSTIEL 1993)**. Diese Schicht weist eine andere Mikrostruktur auf als die Hauptmasse der Glaskeramik. In der Ceram-Schicht sind die Kristalle etwa pallisadenartig senkrecht zur Oberfläche ausgerichtet und mit einer Zone erhöhter Porosität assoziiert. Der Hersteller empfiehlt eine Entfernung der Schicht, da diese zu Paßungenauigkeiten an der Restaurationsunterseite führt und es hier zur Auslösung von Frakturen kommen kann.
Klinische Untersuchungen deuten jedoch darauf hin, daß Dicor® -Restaurationen geringe Überlebensraten aufweisen **(JÄGER u. BESIMO 1987)**. So werden Verlustraten im Front-Eckzahnbereich von 20% und im Seitenzahnbereich von bis zu 40% beschrieben **(HAHN u. WOLF 1992, KERSCHBAUM u. ERPENSTEIN 1995)**. Im Frontzahnbereich konnten durch adhäsive Befestigung jedoch deutlich geringere Verlustraten erzielt werden **(MALAMENT u. GROSSMANN 1992)**. Ein weiterers Problem könnte die Passgenauigkeit von Dicor® -Inlays sein; **HAHN (1990)** konnte nachweisen, daß scharfkantige Ränder von gegossenen Restaurationen nicht exakt reproduziert werden und somit eine potentielle Schwachstelle darstellen.
Das IPS-Empress® System (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) basiert auf einer Dentalkeramik, bei der in einer Glasmatrix Leuzitkristalle in etwa gleicher Größe statisch verteilt sind **(WOHLWEND u. SCHÄRER 1990)**. Das System zeichnet sich durch seine einfache labortechnische Verarbeitung aus und kann zur Kronen-und Inlayherstellung verwendet werden **(WOHLWEND u. BRODBECK 1992)**. Die Restaurationen werden aufgewachst und in einer speziellen Masse eingebettet **(BISCHOFF 1993)**. Die auf 800 °C aufgeheizte Muffel wird in einen Pressofen gesetzt, in welchem ein vorgefertigter Keramikrohling bis

zum Erreichen einer zähplastischen Konsistenz erhitzt wird. Mit einem Druck von 5 bar wird die leuzitverstärkte Glaskeramik in die Hohlform der Muffel eingepreßt. Das Inlay wird anschließend bemalt. Das Empress-System weist ähnliche mechanische Parameter wie das Dicor-System auf. Die initialen Biegefestigkeitswerte für Dicor® liegen zwischen 79 und 165 MPa, für IPS-Empress® zwischen 80 und 170 MPa **(BIENIEK u. MARX 1994)**. Unter Dauerbeanspruchung ermittelte **SCHWICKERATH (1994)** jedoch einen Abfall der Biegefestigkeit von 50% bei Dicor® und 60% bei IPS-Empress® im Vergleich zu den Ausgangswerten.
Als Vorteil bei der IPS-Empress® Keramik könnte sich deren vergleichsweise gute Passgenauigkeit mit einer Fugenbreite von durchschnittlich 95 *µm* erweisen **(JÄGER et al. 1990, SORENSEN et al. 1991)**. Beide Werkstoffe erfordern einen großen technischen sowie investiven Herstellungsaufwand.

2.3.4 Porzellan-Preforms

Industriell hergestellte Dentalkeramikpreforms und spanbildende Bearbeitungsverfahren

Alternativ zur Herstellung dentalkeramischer Paßkörper über die Schmelzphase oder durch "Sinterprozesse" können solche auch aus vorgefertigten Preforms spanbildend subtraktiv herausgearbeitet werden. Dazu sind auf dem Markt verschiedene CAD-CAM Verfahren, z.B. Cerec® (Sirona) oder Celay® (Mikrona) erhältlich. Die Preforms bestehen aus im Vergleich zu herkömmlichen Dentalkeramiken analogen Werkstoffgemischen, welche zumeist im Extrusionsverfahren gefertigt sind. Grundlegende Abweichungen in den mechanischen oder chemischen Eigenschaften oder vor deren Hintergrund angedachte Indikationen bestehen nicht. Allerdings kommt es durch die Diamantbearbeitung zu einer signifikanten Schädigung der Oberfläche in Form von Initialrißbildungen, welche Ausgangspunkte für spätere Rißwachstumsvorgänge bilden können **(EIDENBENZ 1991, MÄRMANN 1987, SPUR u. TIO 1987)**.

2.3.5 Oxidkeramiken

Eine wesentliche Innovation ist die Entwicklung von industriellen Keramiken, durch die sich die physikalischen Eigenschaften der Materialien entscheidend verbessern lassen (siehe unter 2.2.6 Optimierung durch Preforms). Bei Werkstoffen mit hohen Bruchzähigkeiten werden auftretende Sprödbrüche weitgehend vermieden, dadurch könnte die Lebensdauer von Inlay - Restaurationen erheblich gesteigert werden. Die mechanischen Eigenschaften im allgemeinen sowie die initialen Festigkeitswerte im speziellen konnten durch industrielle Fertigungsverfahren von standardisierten keramischen Rohlingen (Preforms) erheblich verbessert werden. Die Verwendung von Preforms erfordert jedoch eine Trennung von Herstellung und Formgebung. Als Oxidkeramik ist folgendes Produkt auf dem Markt:

- Procera® (Nobel Biocare)

Die technischen Eigenschaften dieser Keramiken sind im Vergleich zu den übrigen für Inlays angebotenen Keramiken am besten, da sie industriell unter weitgehend standardisierten Bedingungen hergestellt werden können **(HAHN u. LÖST 1992)**. Industriell hergestellte Oxidkeramiken erfüllen die Anforderungen einer möglichst homogenen Struktur durch nahezu perfekte Verdichtung und porenarme Sinterung. Hierdurch erhöht sich die Bruchzähigkeit und damit die Festigkeit, da Fehlstellen im Gefüge soweit wie möglich reduziert werden und so die Gefahr der Rißbildung geringer ist **(HAHN u. LÖST 1992, MARX 1993)**.
Um jedoch eine vorgefertigte Keramik zur Herstellung von Inlays verwenden zu können, müssen Verfahren verfügbar sein, die erlauben, die definitive Restauration aus einem vorliegenden Block herauszuarbeiten, z.B. mit sonoerosiven Fertigungstechniken **HAHN (1989)**. Hierzu stehen im Moment keine wirtschaftlichen Fertigungsverfahren zur Verfügung.

2.4 Befestigungssysteme

Die Befestigung von Keramikinlays an der Zahnhartsubstanz kann je nach verwendetem Material mit unterschiedlichen Techniken und Materialien erfolgen:

- adhäsive Befestigung mit Kompositmaterialien
- konventionelle Befestigung mit Phosphat- oder Glasionomer zementen

Adhäsive Befestigung mit Kompositmaterialien

Der adhäsiven Befestigung mit Kompositmaterialien kommt eine zentrale Stellung bei der ästhetischen Seitenzahnversorgung mit Keramikrestaurationen zu. Eine adhäsive Befestigung ermöglicht einen weitgehend spaltfreien Verbund zwischen Keramikinlay und Zahnhartsubstanz. Weiterhin kann durch einen kraftschlüssigen Verbund über die adhäsive Befestigung die Frakturanfälligkeit vermindert werden. Als besonderer Vorteil könnte sich die Wiederherstellung der Festigkeit eines Zahnes erweisen, die der eines intakten Zahns annähernd gleicht **(KRECJI et al. 1992, NATHANSON 1991, ROZNOWSKI et al. 1991)**. Diese Stabilisierung, die auch von Kompositinlays bekannt ist **(HALLER et al. 1990)**, erklärt man sich einerseits mit der guten Haftung zwischen Keramik, Kompositen und Zahnhartsubstanz, wobei entstehende Spannungen von der Restauration auf die Zahnhartsubstanz weitergeleitet werden **(BANKS 1990)**. Der adhäsive Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Keramik-Inlay umfasst den Schmelzverbund, den Keramikverbund und gegebenenfalls einen Dentinverbund. Der Schmelzverbund (Ätztechnik etc.) wird seit langem bei der Füllungstherapie mit Erfolg praktiziert; an dieser Stelle sei auf weiterführende Literatur verwiesen **(BRAEM et al. 1986, JÄGER et al. 1990, LÖSCHE u. BLUNCK 1988, SCHROEDER 1988, SHETH u. JENSEN 1988)**. Der Keramikverbund (Ätzen, Silanisieren) ist für die Haftung des Befestigungskomposits an der Keramik ebenfalls von entscheidender

Bedeutung. Erfahrungen mit sogenannten "Dentinadhäsiven" sind demgegenüber geringer **(LUTZ u. KRECJI 1992, LUTZ et al. 1992)**.

Befestigung mit Phosphat- oder Glasionomerzementen

Bei In-Ceram® Inlays kann durch die Applikation von Flußsäuregel am Aluminium-Oxid-Gerüst kein mikroretentives Ätzmuster geschaffen werden. Adhäsive Befestigungstechniken werden jedoch experimentell erprobt, daher sind endgültige Aussagen zur Zeit noch nicht verfügbar **(KERN u. THOMPSON 1995)**. Für die Eingliederung von vollkeramischen Materialien empfiehlt sich deshalb die Verwendung von Glasionomerzementen, da diese aufgrund ihrer höheren Lichtdurchlässigkeit ästhetisch besser geeignet sind. Phosphatzemente finden hauptsächlich Anwendung in der Kronen-und Brückenprothetik.

2.5 Spaltbildung

Aufgrund der unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz, Befestigungskomposit und Keramik, der Polymerisationsschrumpfung des Komposits, der Kavitätenpräparationen oder des operativen Vorgehens kann es zum Adhäsionsverlust und der Ausbildung von Randspalten an den Grenzflächen Zahn/Komposit oder Komposit/Inlay kommen. Diese Randspalten müssen von der initialen Zementierungsfuge, die durch das Befestigungskomposit verschlossen wird, unterschieden werden. Randspalten ermöglichen den Zutritt von Mundflüssigkeit, Debris und Bakterien und können somit zu Randverfärbungen, postoperativen Sensibilitäten, Sekundärkaries und letztendlich zum Verlust der Restauration führen. Ziel muß daher eine perfekte und stressresistente marginale Adaptation sein.

In der Literatur wird über unterschiedliche Spaltbildungen berichtet. **ROULET und HERDER (1989)** fanden mit Hilfe der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop am Übergang Schmelz-Befestigungskomposit nach dem Einsetzen 84,1% "perfekte Ränder". Randspalten wurden nur in 0,3% der Fälle gefunden. Nach sechs Monaten Tragedauer erhöhte sich der Anteil "Randspalt" auf 1,5%. So

mußten nach sechs Monaten approximal 19% und okklusal 50% Unterschüsse festgestellt werden, die auf einen Verschleiß des Befestigungskomposits hinwiesen.

SIEBERT (1989) führte eine in-vitro und in-vivo Studie mit verschiedenen Keramik- und Kompositsystemen durch, die mit einem niederviskösen Dual-Zement am Zahn befestigt wurden. Er wies Randspalten zwischen 0 *µm* und 220 *µm* nach. Die in vivo Ergebnisse zeigten nach zwei Jahren keramische Partikelverluste am Restaurationsrand und von Schmelzprismen. Der Befestigungskomposit unterliegt im Munde einer Art "Korrosion"; die Ränder brechen, es beginnt die bakterielle Invasion und Sekundärkaries stellt sich ein; am okklusalen Übergang Restauration - Befestigungskomposit - Schmelz treten Spalten auf.

JÄGER et al. (1990) untersuchten verschiedene Keramiksysteme in einer Vergleichsstudie. Sie stellten fest, daß sinterkeramische Inlays signifikant bessere Randschlüsse erzielten als solche aus Glaskeramik. Bei allen getesteten Keramiksystemen konnten die größten Randspalt- und Defektflächenwerte in der Übergangszone von Okklusal- zu Approximalflächen beobachtet werden, während die meisten "perfekten Ränder" okklusal lagen.

REICH et al. (1990) wiesen bei Keramik- und Kompositinlays Randspaltbreiten zwischen 200 *µm* - 400 *µm* nach. Die Auswertungen erfolgten im REM sowie mittels Farbpenetration. Nach thermischer und mechanischer Belastung vergrößerten sich die Randspalten der Kompositinlays mit breiter Zementfuge; Keramikinlays hingegen zeigten durch die Belastung keine signifikante Verschlechterung der Randqualität. Die geringste Farbpenetration wurde approximal bei den Keramikinlays mit breiter Fuge festgestellt. Kompositfüllungen zeigten approximal nach Belastung größere Farbpenetration als Keramikinlays.

2.6 Ergebnisse klinischer Studien

Es liegen zahlreiche klinische Untersuchungen mit verschiedenen Keramik- und Adhäsivsystemen vor. Diese Untersuchungen umfassen

insgesamt Zeiträume von einem halben bis zu 5 Jahren. Eine ausführliche Literaturübersicht wurde von **SCHMALZ et al. (1994)** publiziert. Lediglich in einer Untersuchung wird die Überlebensrate nach Kaplan-Meier bestimmt **(REISS u. WALTHER 1991)**, in den meisten Studien erfolgt die Beurteilung der Restaurationsgrenze nach den Ryge-Kriterien **(JENSEN 1988, MÄRMANN 1991, PALLESEN 1991)** oder mittels quantitativer Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop **(HERDER 1988, JENSEN 1988, VAN MEERBEEK et al. 1992)**.

Die Überlebensrate von Cerec-Inlays betrug nach 3,5 Jahren gemäß Kaplan-Meier 96% **(REISS u. WALTHER 1991)**. In anderen Studien wurden keine Überlebensraten berechnet, es fällt jedoch auf, daß in allen Untersuchungen mit einer Liegedauer von bis zu sechs Monaten kein Füllungsverlust beobachtet wurde. Bei längeren Liegezeiten wurden Werte von 3 - 4% Verlust angegeben **(SCHMALZ et al. 1994)**. Ein Vergleich mit herkömmlichen Restaurationsmethoden zeigt, daß die keramischen Restaurationen bezüglich ihrer Überlebensrate Amalgamfüllungen überlegen sind und im Bereich von Kronen aus Edelmetalllegierungen angesiedelt werden können. Die marginale Adaptation von Keramikinlays wird zwischen sehr gut und gut bewertet. Bei klinischen Untersuchungen werden in der Regel ca. 90% der Restaurationen als gut und sehr gut bewertet. Im Rasterelektronenmikroskop liegt dieser Wert bei dem Rand Inlay/Komposit zwischen 25 - 99% und bei Schmelz/Komposit zwischen 37 - 97%. Bei Keramikinlays weist die Grenzfläche Schmelz/Komposit nach Belastung sowohl in-vivo als auch in-vitro ein höheres Maß an Desintegration auf, als dies bei Kompositinlays der Fall ist.
Zusammenfassend kann festgehalten werden, daß unter Berücksichtigung der erheblichen methodischen Limitationen für bestimmte Systeme klinische Studien von 3 bis 5 Jahren vorliegen, die mit gewissen Einschränkungen belegen, daß vollkeramische Systeme als Restaurationsmaterial für klinische Anwendungen geeignet sind **(SCHMALZ et al. 1994)**.

3. Material und Methoden

3.1 Material

Das Untersuchungsmaterial bestand aus 154 frisch extrahierten kariesfreien menschlichen Molaren des Ober- und Unterkiefers, die unmittelbar nach Extraktion in 0,1 %-iger Thymollösung gelagert wurden.
Alle Zähne wurden zunächst mit einer harten Handzahnbürste unter fließendem Wasser von Debris befreit. Anschließend wurden mit Scalern und/oder Küretten sorgfältig alle harten Beläge wie Zahnstein und Konkremente entfernt und die Wurzeloberflächen geglättet. Tiefe Fissuren und Grübchen wurden mit einem Pulverstrahlgerät (Air-Flow, FA. SIEMENS) vorgereinigt und im Anschluß alle Zahnkronen mit wasser, Bims und rotierenden Bürsten poliert.
Des weiteren wurden die Zähne mit bloßem Auge auf morphologische Abnormitäten hin untersucht. Zähne mit folgenden Befunden wurden vom Versuch ausgeschlossen: atypische morphologische Zahnkrone, sehr tiefes okklusales Fissurenrelief, sehr flache Höckerkonfiguration, abnorme Höckerneigung, atypische Schmelz-Zementgrenze, atypisches Kronen-Wurzel-Verhältnis, dünne Schmelzkappe, exzessive Attrition, kariöse Läsionen und Schmelzsprünge oder Schmelzfrakturen. Abschließend erfolgte eine stereomikroskopische Endkontrolle bei 12-facher Vergrößerung, wobei nach analogen Kriterien nochmals ausgewählt wurde.

In die Untersuchung wurden nur Versuchszähne aufgenommen, die geringe Variationen in der Zahngröße aufwiesen, Weisheitszähne wurden aus den Versuchen ausgeschlossen. Des weiteren wurde darauf geachtet, daß zwischen Extraktion und Versuchsbeginn nicht mehr als 3 Monate verstrichen. Um das Austrocknen der Zähne zu verhindern, wurden diese während der Versuche nicht länger als jeweils 20 Minuten außerhalb der Lagerungsflüssigkeit bearbeitet.

3.2 Methoden

3.2.1 Kavitätenpräparation

Zur leichteren Handhabung der Zähne während der Präparation wurden die Zahnwurzeln unter Verwendung eines additionsvernetzten Silikons (Coltene President, Fa. COLTENE) in vorgefertigte Kunststoffringe fixiert. Hierzu wurde das Abformmaterial in die Ringe eingebracht und die Zahnwurzel so positioniert, daß die Schmelz-Zementgrenze ca. 2 mm oberhalb des Abdruckmaterials zu liegen kam. Gleichzeitig wurden die Unterkiefermolaren in einem Winkel von 10 bis 20° zur Zahnachse nach vestibulär und die Oberkiefermolaren nach palatinal gekippt. Anschließend wurde die Positionierung und Stabilität der Fixierung kontrolliert.
An allen Zähnen wurden unter weitgehend standardisierten Bedingungen Klasse II mod Kavitäten präpariert. Folgende Präparationsregeln wurden zugrunde gelegt:

- die okklusale Breite der Kavität betrug max. ein Drittel der interkuspidalen Distanz
- die Kavitätentiefe im okklusalen Bereich betrug minimal 2,5 mm und maximal 4,0 mm
- die approximale Stufe endete mindestens 1,0 mm koronal der Schmelz-Zementgrenze
- der Präparationswinkel am Kavitätenrand betrug stets 90°, bei Höckerabhängen maximal 120°
- die Übergänge zwischen Kavitätenwand und -boden wurden abgerundet
- die Kavitätenwände wurden mit einem Konvergenzwinkel von 12° Grad symmetrisch zur Zahnlängsachse präpariert
- Kavitätenwand und -boden wurden plan präpariert

Die Präparationen im Schmelz erfolgten mit einem Winkelstück roter Kennung (FA. SIEMENS, BENSHEIM) unter Wasserspray-Kühlung und

wurden intermittierend durchgeführt, im Dentin wurden Winkelstücke blauer und grüner Kennung (FA. SIEMENS, BENSHEIM) verwendet. Die rotierenden Instrumente sind Tabelle 2 zu entnehmen.

Tabelle 2: Zusammenstellung der verwendeten Präparationsinstrumente (FA. KOMET, BRASSELER GmbH, LEMGO):

Präparationsinstrument	Körnung	ISO - Nummer
Diamant, rund	mittel	806 314 001524 010 806 314 001524 014 806 314 001524 016 806 314 001524 018
Diamant, konisch rund	mittel	806 314 194524 012 806 314 194524 016 806 314 197524 014 806 314 194524 025
Diamant, zylindrisch mit abgerundeten Kanten	mittel	806 314 137524 010 806 314 137534 012 806 314 141524 012 806 314 141524 014 806 314 141524 016
Diamant, konisch rund	fein	806 314 197514 012 806 314 178514 016 806 314 544514 016 806 314 545514 016 806 314 219514 012

Fissuren und Grübchen wurden in die Präparationen einbezogen. Die approximalen Kavitätenbereiche wiesen ca. 1 mm Schnittiefe im Dentin auf. Zur Kontrolle der Präparationsform wurden die Zähne intermittierend trocken geblasen und mit einer fabrikneuen zahnärztlichen Sonde (EXS9 FA. HU-FRIEDY, USA) auf Unregelmäßigkeiten untersucht. Unterminierende Bereiche wurden mit einem Parallelometer (VG4, FA. DEGUSSA) eruiert und die Präparationswinkel überprüft. Abschließend erfolgte eine stereomikroskopische Endkontrolle.

3.2.2 Anfertigung von Probekörpern

Alle Versuchszähne wurden nach der Präparation in Messinghohlzylinder (Innenradius 15 mm, Innenhöhe 10 mm) fixiert. In einigen Fällen mußte die Wurzelspitze im unteren Drittel entfernt werden. Zur Standardisierung der Bruchbelastungsversuche wurden die Zähne identisch in den Probekörpern befestigt. Folgende Regeln wurden dabei eingehalten:

- der Kavitätenboden wurde zunächst parallel zur Ringoberfläche ausgerichtet und der Zahn in dieser Position mit Modellierwachs provisorisch befestigt
- die approximalen Stufen wurden 2 - 3 mm oberhalb der Ringoberfläche orientiert, die Kontrolle erfolgte mit einer Parodontalsonde (PCP 12, FA. HUFRIEDY, USA)
- die UK - Molaren wurden in einem Winkel von 30° zur Zahnachse nach vestibulär und die OK - Molaren nach palatinal gekippt
- die Zähne wurden so ausgerichtet, daß sie keinen Kontakt zum Messingring aufwiesen
- die Ausrichtung erfolgte mit dem Parallelometer
- abschließend wurden die Zähne mit Palavit®G (FA. HERAEUS KULZER, WERHEIM) definitiv fixiert

3.2.3 Abformung und Meistermodell

Die Zähne wurden mit einem additionsvernetzten Silikon (Coltene President Putty Soft & Light Body, FA. COLTENE, SCHWEIZ) nach der Doppelmisch-Technik gemäß Herstellerangaben abgeformt. Als Abformlöffel wurden 3 mm dicke Polyäthylen-Ringe (h = 2 cm, d = 3 cm) verwendet, in die zirkulär im Abstand von ca. 1 cm zahlreiche nach außen sich konisch öffnende Retentionslöcher (r = 5 mm) gebohrt und mit Kontaktkleber (FA. COLTENE) beschichtet wurden. Anschließend wurden die Abformungen unter fließendem Wasser gereinigt, getrocknet und dann für 24 h gelagert.
Die Anfertigung der Meistermodelle erfolgte mit Fuji Hartgips gemäß Herstellerangaben. Die Meistermodelle wurden dann stereomikroskopisch auf Unregelmäßigkeiten untersucht.

3.2.4 Herstellung von In-Ceram® SpinellInlays

Die Herstellung von In-Ceram® Spinell Inlays erfolgte nach Herstellerangaben (CLAUS 1990) in enger Zusammenarbeit und mit Unterstützung der FA. VITA, Bad Säckingen. Die Kontrolle der Passgenauigkeit der fertiggestellten Inlays erfolgte unter dem Stereomikroskop.

3.2.5 Herstellung von IPS Empress® Inlays

Die Herstellung von IPS Empress® Inlays erfolgte durch die FA. IVOCLAR, Ellwangen, gemäß Herstellerangaben **(WOHLWEND u. SCHÄRER 1990, WOHLWEND u. BRODBECK 1992)**. Hierzu wurden der FA. IVOCLAR Stumpfmodelle übersandt und diese lieferte fertigestellte IPS Empress® - Inlays, die auf die beschliffenen Zähne einpasst wurden. Die Kontrolle der Passgenauigkeit erfolgte unter dem stereomikroskop.

3.2.6 Eingliederung

Vorbehandlung der Inlays zur adhäsiven Eingliederung

Die In-Ceram® Spinell Inlays wurden mit dem Rocatec-Verfahren (FA. ESPE) silikatisiert und silanisiert. Dies beinhaltete zunächst eine Sandstrahlung der Inlay - Kontaktflächen mit 2.5 bar und das Auftragen einer spezifischen Rocatec-Schicht. Anschließend wurde Haftsilan (Monobond S, FA. ESPE) mit einem feinen Pinsel auf die Kontaktflächen aufgetragen und die Inlays 10 Minuten bei 100° C im Wärmeschrank getrocknet. Die IPS Empress® Inlays wurden zunächst in 80%-igem Alkohol gereinigt und anschließend mit 4,5-5%igem Flußsäure-Gel (IPS Ceramic-Ätzgel, FA. IVOCLAR) zwei Minuten angeätzt. Die Flußsäure wurde mit Einmalpinseln aufgetragen. Dann wurden das Ätzgel und gelöste Präzipitate gründlich mit einem Luft-Wasserspray (mindestens eine Minute) entfernt. Anschließend wurden die Kontaktflächen mit Monobond S (FA. ESPE) bepinselt, das Haftsilan mit öl- und wasserfreier Druckluft dünn verblasen und die Inlays 10 Minuten lang bei 100° C im Wärmeschrank getrocknet.

Adhäsive Eingliederung

Alle Kavitäten wurden mit rotierenden Bürstchen und Bims gereinigt, mit einen Luft-Wasser-Spray gesäubert, 1 Minute mit 0,1% Chlorhexidin gespült und anschließend trocken geblasen. Der Zahnschmelz wurde mit 37%-igem Phosphorsäuregel (Email Präparator, FA. VIVADENT) für 1 Minute angeätzt und eine weitere Minute abgesprüht und trocken geblasen. Das Ätzergebnis wurde jeweils anhand des zu erzielenden milchig-weißen Farbeindrucks der geätzten Schmelzareale kontrolliert. Nicht ausreichend angeätzte Bereiche wurden nachbearbeitet. Dann wurde unter Verzicht auf Dentinadhäsive und Bondingsysteme Pertac-Hybrid (FA. ESPE) mit einem Plastikspatel in die Kavität eingebracht und homogen auf Boden und Wände verteilt. Die Inlays wurden mit einem Plastikinstrument und unter leichtem Druck zentral in die Kavität eingepresst. Überschüssiges Befestigungsmaterial wurde vorsichtig entfernt. Die Inlays wurden dann mit einem Ultraschallaufsatz

(FA. SIEMENS) zentral belastet und in ihre endgültige Position gebracht, erneut Überschüsse entfernt und der Randbereich mit einem sauerstoffinhibierenden Gel (Air Block, FA. DENTSPLY) beschichtet. Das Befestigungskomposit wurde an jeder Kavitätenoberfläche mit einer UV-Lampe Heliolux GTE (FA. VIVADENT) jeweils 60 Sekunden lichtgehärtet. Dann wurde das sauerstoffinhibierende Gel abgesprüht und die Proben zunächst für 2 Tage in Wasser gelagert. Alle Inlays wurden mit Soflex-Scheiben absteigend bis zu einer Körnung von 15 µm unter ständiger Wasserkühlung poliert. Die Inlays wurden mit einer spitzen Sonde und Lupenbrille auf Unregelmäßigkeiten untersucht und gegebenenfalls nachbearbeitet. Abschließend wurden alle Proben für weitere 6 Monate in Wasser aufbewahrt.

Eingliederung mit Ketac Cem

Alle Kavitäten wurden zuerst mit rotierenden Bürstchen und Bims gereinigt und anschließend mit einen Luft-Wasser-Spray gesäubert, dann 45 s mit 0,1%-igem Chlorhexidin gespült und kurz trocken geblasen. Zur Vermeidung von Austrocknungen wurden die Zähne auf eine feuchte Gaze gelegt und mit einem Plastikbecher abgedeckt, um so ähnliche Feuchtigkeitswerte wie in der Mundhöhle zu simulieren. Danach wurden die Inlays in 80%-igem Alkohol gereinigt und getrocknet. Ketac-Cem Applicap (FA. ESPE) wurde gemäß Herstellerangaben gemischt, zentral in die Kavität eingebracht und dann nach lateral in die approximalen Stufenbereiche ausgestrichen. Unter leichtem Druck wurden die Inlays in ihre Endposition verbracht. Überschüsse wurden mit geeigneten Instrumenten entfernt, auf den Randzonen verstrichen und lichtgehärtet. Die Proben wurden eine Woche in Wasser gelagert und dann ausgearbeitet. Alle Inlays wurden mit Soflex-Scheiben absteigend bis zu einer Körnung von 15 µm unter ständiger Wasserkühlung poliert. Die Inlays wurden mit einer spitzen Sonde und Lupenbrille auf Unregelmäßigkeiten untersucht und gegebenenfalls nachbearbeitet. Abschließend wurden alle Proben für weitere 6 Monate in Wasser aufbewahrt.

3.2.7 Frakturversuche

Um standardisierte Bedingungen für die Krafteinleitung im Verlauf der späteren überkritischen Bruchlastversuche zu gewährleisten, wurden zunächst mit einem gleichförmigen H 25 Feinkornkugeldiamant im Bereich der bukkalen und palatinalen Dreieckswülste kleinflächige, kalottenförmige Auflagen in die Restaurationen bzw. angrenzenden Schmelzoberflächen einpräpariert. Diese dienten als Auflage zur standardisierten Kraftübertragung, die über eine Siliziumnitridkugel von 3,0 mm Durchmesser erfolgen sollte (Abb. 1).

Abbildung 1: Repräsentativer, mittels eines Empressinlays adhäsiv restaurierter Zahn mit standardisierter Kugelauflage zur definierten Krafteinleitung

Die überkritischen Bruchlastversuche erfolgten in einer Zwick Universalprüfmaschine (Typ 1441, ZWICK, ULM) unmittelbar nach Entnahme der Proben aus dem Lagermedium mittels einer zur zentrischen Kraftaufnahme vollkardanischen Probenaufhängung, wobei die Lasteinleitung auf die Siliziumnitridkugel über einen als Kugelkäfig ausgebildeten Lastzylinder vorgenommen wurde (Abb. 2). Die Proben wurden unter einer Vorlast von 20 N sorgfältig justiert und im Anschluß unter kontinuierlicher Aufzeichnung des Kraft-Zeit-Verlaufs mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min bis zur Fraktur überkritisch belastet.

Abbildung 2: Vollkardanische Prüfanordnung zu den überkritischen Bruchlastversuchen unterschiedlich restaurierter mod-Inlays

3.2.8 Statistische Auswertung

Deskriptive Ergebnisse, Varianzanalysen

Die in den Frakturversuchen ermittelten F_{max} - Werte **(Grenztastwerte),** die ein sprödes Versagen der Probenkörper auslösten, wurden zunächst deskriptivausgewertet und in Box-Plot-Diagrammen unter Darstellung der Percentile (10, 25, 50, 75 und 90 Percentile) und Mediane für jede Test- und Kontrollgruppe graphisch dargestellt.

Die statistische Auswertung erfolgte durch einfache Varianzanalyse (ANOVA) und anschließendem paarweisen Vergleich der für die unterschiedlichen Test- und Kontrollgruppen ermittelten Daten nach Tukey-Kramer bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0{,}001$ (JMP, SAS Institut, Heidelberg).

Zur Auswertung und graphischen Darstellung der experimentell bestimmten, frakturauslösenden Spannungen wurden die ermittelten Maximallasten F_{max} der Größe nach geordnet, von 1 bis n fortlaufend durchnummeriert und gemäß der Beziehung

$$\mathbf{F_i = (i - 0{,}5) / n \quad (Gl.\ 1)}$$

Versagenswahrscheinlichkeiten **(F_i)** zugeordnet.

Schadensstatistische Auswertungen

Zur schadensstatistischen Untersuchung wurde die Verteilung der Daten nach ihrer einfachen **(δ)** bzw. doppelten **(F)** logarithmischen Transformation analysiert und anschließend einem zweiparametrischen Weibull Modell angepaßt:

$$\mathbf{F = 1 - \exp\left[- (\delta/\delta_o)^m \right] \quad (Gl.\ 2)}$$

F	=	Versagenswahrscheinlichkeit
δ	=	lastinduzierte Spannung
δ_o	=	Normierungsspannung (Spannung, bei der die Versagenswahrscheinlichkeit 0,632 beträgt)
m	=	Weibull-Modul
Gl.	=	Gleichung

Die Weibullparameter (m, δ_o) wurden nach der Maximum - Likelihood Methode geschätzt (JMP, SAS Institut, Heidelberg).

In der Ergebnisdarstellung wurden die in aufsteigender Reihenfolge und fortlaufend durchnummerierten Grenzlastwerte $\mathbf{F_{max}}$, die berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten **F** sowie die Überlebenswahrscheinlichkeiten $\mathbf{S_i}$ tabellarisch dargestellt.
Danach wurden - für jede Versuchsgruppe getrennt - die Versagenswahrscheinlichkeiten $\mathbf{F_i}$ über $\mathbf{F_{max}}$ in einem Survival Plot graphisch gegeneinander aufgetragen. In einem abschließenden Weibull-Plot erfolgte die graphische Darstellung von **Surv** (doppelt Log) und $\mathbf{F_{max}}$ (einfach Log).

4. Ergebnisse

4.1 Frakturverlauf bei überkritischer Belastung

Bei überkritischer Belastung intakter Molaren waren ohne Ausnahme spröde Frakturen der bukkalen Höcker festzustellen, die nahezu exakt in der Nähe der Schmelz-Zementgrenze verliefen. Dies konnte in gleicher Weise für alle Zähne mit nicht restaurierten mod-Kavitäten beobachtet werden. Restaurierte Kavitäten zeigten ein vergleichbares Frakturverhalten unabhängig vom verwendeten Inlay - System (In-Ceram® Spinell, IPS Empress®) sowie von der Art der Befestigung (adhäsiv/ konventionell). Erst zersplitterten die Keramikinlays im Bereich der Kraftübertragung in zahlreiche Mikro- und Makrosplitter, dann erfolgte eine spontane Rißinitiierung und Fortsetzung des Rißwachstums in hoher, mit dem Auge nicht mehr zu beobachtender Geschwindigkeit. In Folge frakturierte der belastete Höcker jeweils auf Höhe der Schmelz-Zementgrenze **(Abb. 3)**.

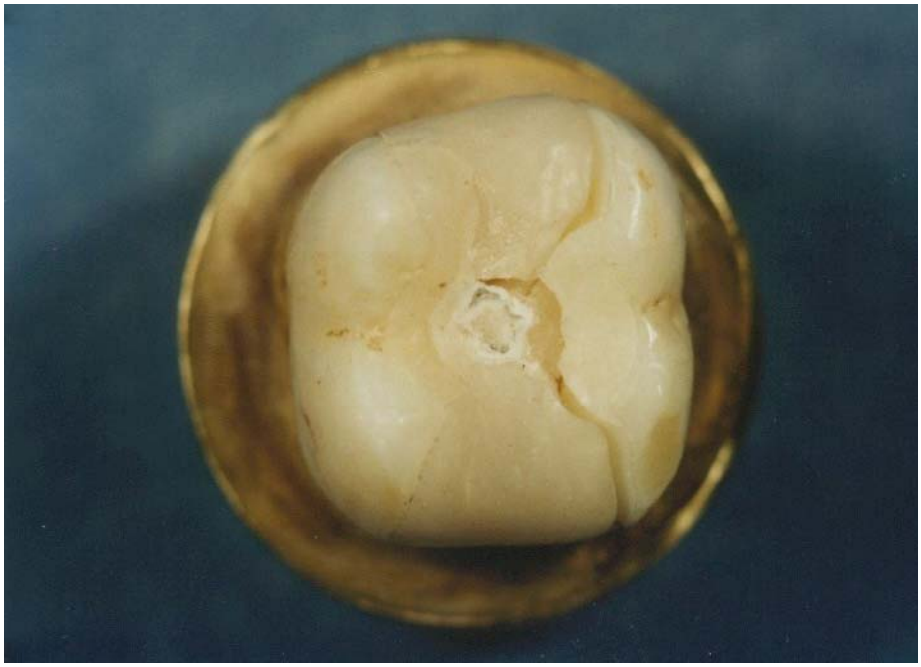

Abbildung 3: Frakturierter Zahn mit Frakturscherbe; Ergebnis nach überkritischer Belastung eines IPS Empress® mod-Inlays. Der Frakturverlauf ist für alle Testgruppen repräsentativ.

4.2 Deskriptive Ergebnisse

Die deskriptiven Ergebnisse der überkritischen Belastungen der Probenkörper sind in **Tab. 3** und **Abb. 4** dargestellt.
Vergleicht man die Medianwerte der verschiedenen Versuchsgruppen, so kann festgestellt werden, daß zur Frakturierung von intakten Molaren die höchsten Grenzlastwerte aufgebracht werden mußten. Erwartungsgemäß wird die Zahnstruktur durch Präparation von mod-Kavitäten erheblich geschwächt, so daß mit 998 N im Median die geringsten Grenzlastwerte bis zur Fraktur aufgewandt werden mußten.

Die Eingliederung von keramischen Inlays hingegen erhöht die Stabilität der Zahnstruktur wieder, ohne jedoch ein den intakten Molaren vergleichbares Stabilitätsniveau zu erreichen.
Während sich der stabilisierende Effekt von IPS Empress®-Inlays unabhängig von der Eingliederungsmethode (adhäsiv/konventionell) auf einen Medianwert von ca. 2000 N einpendelt und damit vergleichbare Werte erreicht wie konventionell eingegliederte In-Ceram® Spinell Inlays, so bewirkt deren adhäsive Befestigung eine Erhöhung der Zahnstabilität, die mit 3080 N im Median sich nicht signifikant von denjenigen intakter Molaren unterscheidet.

Tabelle 3: Deskriptive Ergebnisse der Bruchlastversuche, dargestellt sind die 10, 25, 75 und 90% Quantile, Minimum, Maximum und Median der Grenzlastwerte in [N]. Molar/1 = intakte Molaren, Molar/P = Molaren mit mod-Kavität, Spinell/A = Molaren mit adhäsiv befestigten In-Ceram® Spinell mod-Inlays, Spinell/C = Molaren mit konventionell befestigten In-Ceram® Spinell mod-Inlays, Empress/A = Molaren mit adhäsiv befestigten Empress® mod-Inlays, Empress/C = Molaren mit konventionell befestigten Empress® mod-Inlays.

Versuchs-gruppen	Min.	10% Quan.	25% Quan.	Median	75% Quan.	90% Quan.	Max.
Molar/I	990	1306	2680	3170	3680	4014	4480
Molar/P	189	359	516	998	1699	2000	3310
Spinell/A	1930	2300	2595	3080	3312	3821	4110
Spinell/C	714	435	1940	2000	2050	2922	3680
Empress/A	1040	1188	1884	1954	2000	2385	2920
Empress/C	1035	1110	1349	2000	2000	3028	4040

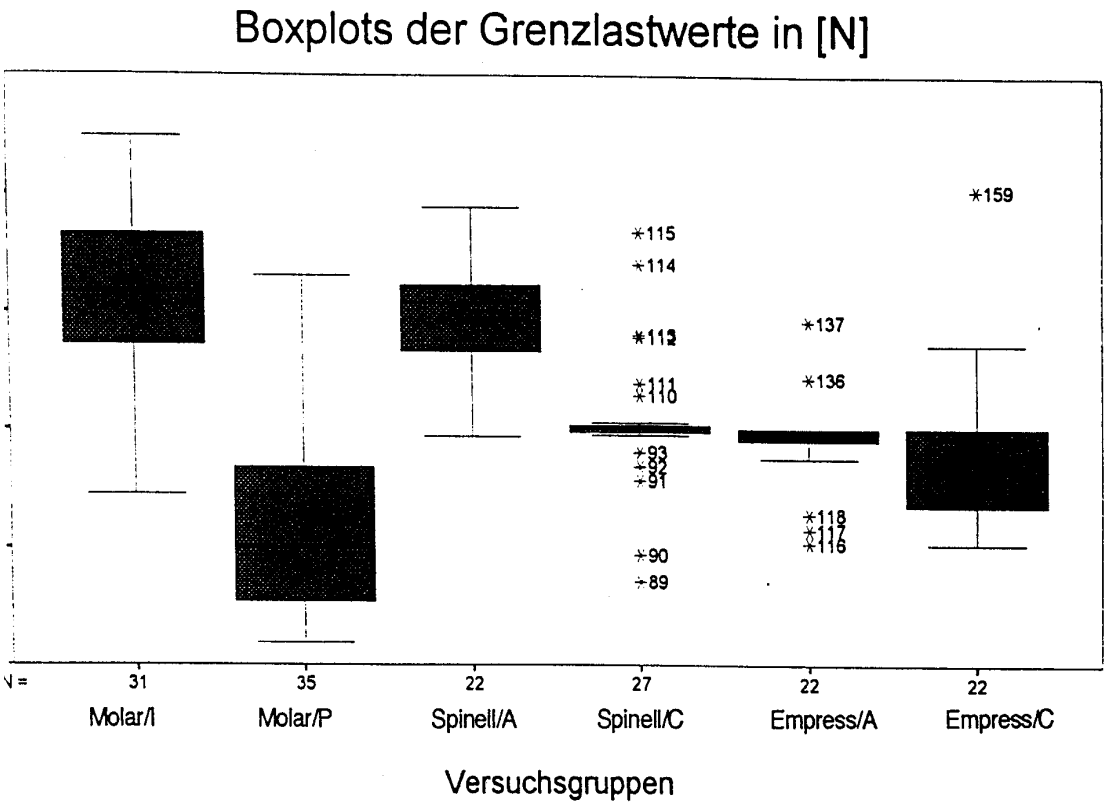

Abbildung 4: Boxplot - Darstellung der Grenzlastwerte in [N] ; die abszissennahen Federbalken bezeichnen die jeweiligen 10% - Quantile, die abszissenfernen die 90% - Quantile, die unteren Begrenzungslinien des Boxplots die 25% - Quantile, die oberen die 75% - Quantile, der Median ist als Querbalken innerhalb des Rechtecks dargestellt, die mit * gekennzeichneten Nummern repräsentieren einzelne Messwerte. Molar/1 = intakte Molaren, Molar/P = Molaren mit mod-Kavität, Spinell/A = Molaren mit adhäsiv befestigten In-Ceram® Spinell mod-Inlays, Spinell/C = Molaren mit konventionell befestigten In-Ceram® Spinell mod-Inlays, Empress/A = Molaren mit adhäsiv befestigten Empress® mod-Inlays, Empress/C = Molaren mit konventionell befestigten Empress® mod-Inlays.

4.3 Varianzanalytische Ergebnisse

Die statistische Auswertung erfolgte durch Varianzanalyse nach dem Tukey - Kramer Verfahren auf einem Signifikanzniveau von a = 0,01 (JMP, SAS, Heidelberg). Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen.

Die als positive Kontrollgruppe untersuchten intakten Molaren wiesen die höchsten Frakturresistenzen auf. Hingegen verursachte das Präparieren von mod-Kavitäten (negative Kontrollgruppe) eine signifikante Destabilisierung der Zahnstruktur.

Durch Eingliederung von IPS Empress® Inlays kann die Zahnstabilität im Vergleich zu präparierten Zähnen zwar signifikant verbessert werden, sie pendelt sich jedoch auf einem Niveau ein, das gleichwohl signifikant unter den Vergleichswerten intakter Molaren liegt. Diese Aussage gilt in gleicher Weise für konventionell befestigte In-Ceram® Spinell Inlays.

Hingegen ist der stabilisierende Effekt einer adhäsiven Befestigung des In-Ceram® Spinell Materials auf die Zahnstruktur so ausgeprägt, daß der destabilisierende Effekt der Präparation wieder ausgeglichen wird. Zwischen intakten Molaren und Zähnen mit adhäsiv eingegliederten In-Ceram® SpinellInlays konnten keine signifikanten Unterschiede mehr festgestellt werden.

4.4 Einzelergebnisse

Die Ergebnisse der einzelnen Versuchsgruppen hinsichtlich der gemessenen Grenzlastwerte $\mathbf{F_i}$ [N] , die jeweils ein Versagen der Probekörper ausgelöst haben, sind tabellarisch aufgelistet **(Tab. 4 - 9)**. Dabei wurden die experimentell gemessenen frakturauslösenden Maximallasten $\mathbf{F_i}$ jeweils für jeden Probekörper $\mathbf{N_i}$ der Größe nach geordnet, von 1 bis n fortlaufend durchnummeriert und gemäß Gleichung 1 **(Kapitel 3.2.8)** die entsprechenden Überlebens**($\mathbf{S_i}$)**- und Versagenswahrscheinlichkeiten **($\mathbf{V_i}$)** zugeordnet.
Des weiteren wurden die Messreihen zur besseren Übersicht in Form von Überlebenskurven graphisch dargestellt **(Abb. 5, 7, 9, 11 ,13 ,15)**. Die jeweiligen x-Achsen repräsentieren die Maximallastwerte $\mathbf{F_i}$ in linearem Maßstab, auf den y-Achsen wurden die jeweiligen Versagenswahrscheinlichkeiten $\mathbf{V_i}$ in logarithmischem Maßstab aufgetragen. Die Überlebenskurven zeigen jedes eingetretene Versagensereignis in Form einer Treppenstufe.
In den schadensstatistischen Graphiken **(Abb. 6, 8, 10, 12, 14, 16)** wurde die Verteilung der Daten nach ihrer einfachen **(δ)** bzw. doppelten **(F)** logarithmischen Transformation analysiert und einem zweiparametrischen Weibull Modell angepaßt **(Gleichung 2, Kapitel 3.2.8),** wobei die Weibullparameter **(m, δ_0)** nach der Maximum - Likelihood Methode geschätzt wurden. Die durchgezogenen Linien repräsentieren jeweils den idealisierten Verlauf nach zweiparametrischem Weibull-Modell, als Grundlage dienten die berechneten Weibull Parameter Schätzwerte $\mathbf{1_a}$ (Normierungsspannung: δ_0) und $\mathbf{U_a}$ (Weibull-Modul: m). Die gepunkteten Linien repräsentieren die gemessenen Versagensereignisse.
Die Analyse der Daten zeigt, daß alle Meßwerte der verschiedenen Versuchsgruppen nahezu ideal mit der Weibull-Verteilung Übereinstimmen. Lediglich bei intakten Molaren ist festzustellen, daß die fünf dem Betrag nach geringsten Meßwerte von der Weibull-Verteilung abweichen.

Tabelle 4: Grenzlastwerte F_i [N], die ein Versagen der Probekörper in der Versuchsgruppe **Molar/I** ausgelöst haben; für jeden Probekörper N_i sind der spezifische Grenzlastwert F_i sowie die nach Weibull-Transformation berechneten Überlebens(S_i)- und Versagenswahrscheinlichkeiten (V_i) aufgelistet (siehe Kapitel 3.2.8).

Probennummer N_i	Grenzlast [N] F_i	Überlebenswahrscheinlichkeit S_i	Versagenswahrscheinlichkeit V_i
0	0.0	1.0	0.0
1	990.0	0.9677	0.0323
2	1020.0	0.9355	0.0645
3	1270.0	0.9032	0.0968
4	1450.0	0.8710	0.1290
5	1880.0	0.8387	0.1613
6	1930.0	0.8065	0.1935
7	2180.0	0.7742	0.2258
8	2680.0	0.7419	0.2581
9	2760.0	0.7097	0.2903
10	2790.0	0.6774	0.3226
11	2810.0	0.6452	0.3548
12	2940.0	0.6129	0.3871
13	3030.0	0.5806	0.4194
14	3090.0	0.5484	0.4516
15	3160.0	0.5161	0.4839
16	3170.0	0.4516	0.5484
17	3170.0	0.4516	0.5484
18	3180.0	0.4194	0.5806
19	3270.0	0.3871	0.6129
20	3310.0	0.3548	0.6452
21	3460.0	0.3226	0.6774
22	3500.0	0.2903	0.7097
23	3650.0	0.2581	0.7419
24	3680.0	0.2258	0.7742
25	3710.0	0.1935	0.8065
26	3760.0	0.1613	0.8387
27	3870.0	0.1290	0.8710
28	3990.0	0.0968	0.9032
29	4020.0	0.0645	0.9355
30	4170.0	0.0323	0.9677
31	4480.0	0.0	1.0

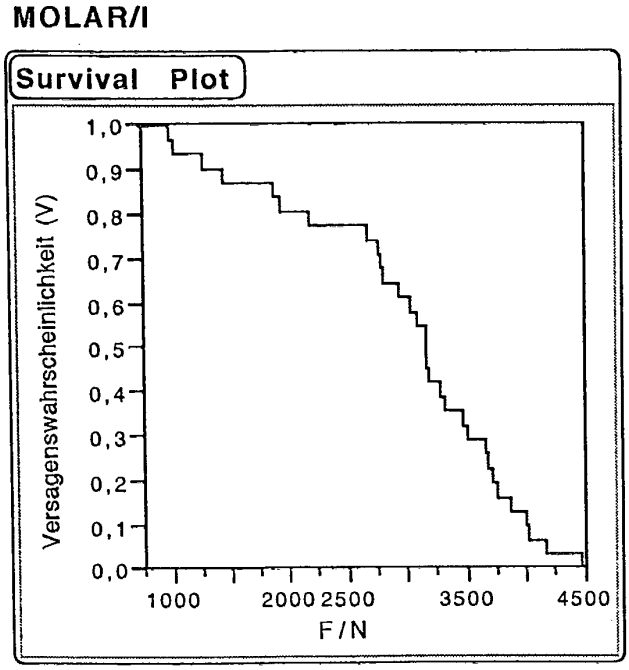

Abbildung 5: Versuchsgruppe Molar/I; Überlebenskurve von intakten Molaren bei überkritischer Belastung der Zähne; aufgetragen sind die aus den geordneten Grenzlasten berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten sowie die korrespondierenden Grenzlastwerte F_i, die eine spontane Fraktur des Zahnes ausgelöst haben (siehe Kapitel 3.2.8).

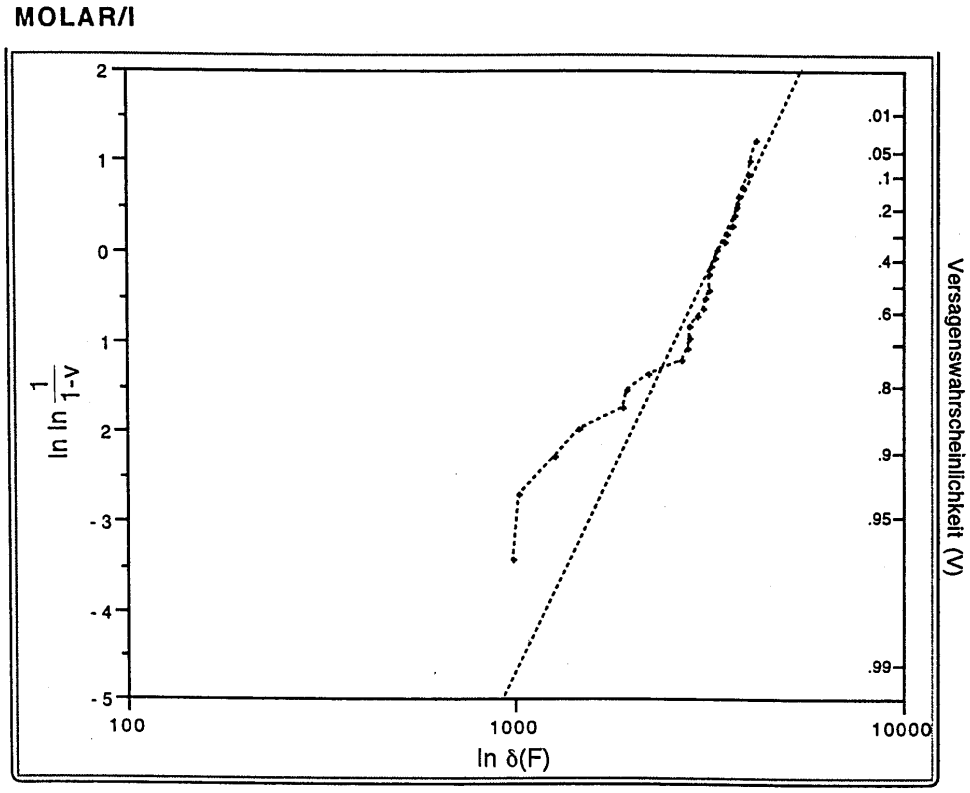

Abbildung 6: Doppelt logarithmisch transformierte Überlebenswahrscheinlichkeit **(y1-Achse)** sowie Überlebenswahrscheinlichkeit **(y2-Achse)** versus logarithmisch transformierte überkritische Grenzlastwerte F_{max} für die spezifischen in-vitro Daten der Versuchsgruppe **Molar/I** (gepunktete Linie = ●●●●●●●) im Vergleich zum idealisierten Verlauf (gerade Linie = - - - - -) nach zweiparametrischem Weibull-Modell (Weibull Parameter Estimates: δ_0 = 3294,9, m = 3,96).

Tabelle 5: Grenzlastwerte F_i [N], die ein Versagen der Probekörper in der Versuchsgruppe **Molar/P** ausgelöst haben; für jeden Probekörper N_i sind der spezifische Grenzlastwert F_i sowie die nach Weibull-Transformation berechneten Überlebens **(S_i)** - und Versagenswahrscheinlichkeiten **(V_i)** aufgelistet (siehe Kapitel 3.2.8).

Probennummer N_i	Grenzlast [N] F_i	Überlebenswahrscheinlichkeit S_i	Versagenswahrscheinlichkeit V_i
0	0.0	1.0	0.0
1	189.2	0.9714	0.0282
2	328.7	0.9429	0.0571
3	335.8	0.9143	0.0857
4	375.2	0.8857	0.1143
5	446.3	0.8571	0.1429
6	448.7	0.8286	0.1714
7	469.4	0.8000	0.2000
8	482.8	0.7714	0.2286
9	516.7	0.7429	0.2571
10	563.7	0.7143	0.2857
11	700.2	0.6857	0.3143
12	727.2	0.6571	0.3429
13	730.9	0.6286	0.3714
14	850.0	0.6000	0.4000
15	864.4	0.5714	0.4286
16	876.9	0.5429	0.4571
17	896.4	0.5143	0.4857
18	998.0	0.4857	0.5143
19	1104.1	0.4571	0.5429
20	1113.6	0.4286	0.5714
21	1116.6	0.4000	0.6000
22	1126.5	0.3714	0.6286
23	1240.9	0.3429	0.6571
24	1414.4	0.3143	0.6857
25	1595.5	0.2857	0.7143
26	1641.3	0.2571	0.7429
27	1699.4	0.2286	0.7714
28	1785.9	0.2000	0.8000
29	1810.0	0.1714	0.8286
30	2000.1	0.1429	0.8571
31	2000.2	0.1143	0.8857
32	2000.4	0.0857	0.9143
33	2000.9	0.0571	0.9429
34	2360.0	0.0286	0.9714
35	3310.0	0.0	1.0

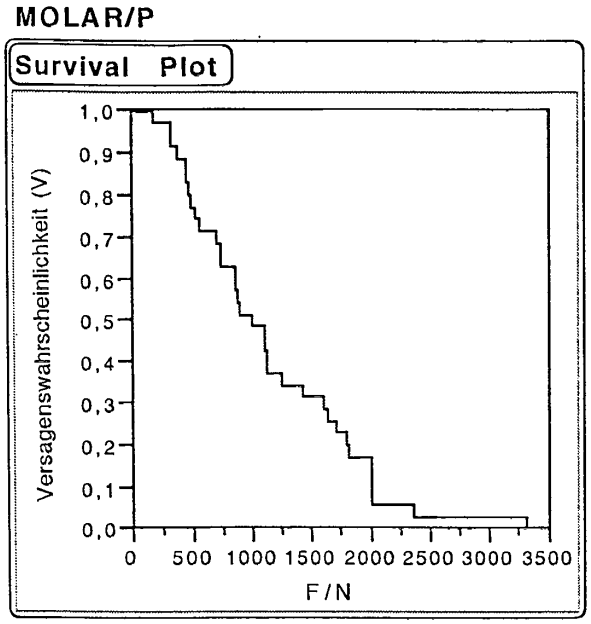

Abbildung 7: Versuchsgruppe Molar/P; Überlebenskurve **von Molaren mit präparierten und nicht-restaurierten mod-Kavitäten** bei überkritischer Belastung der Zähne; aufgetragen sind die aus den geordneten Grenzlasten berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten sowie die korrespondierenden Grenzlastwerte F_i, die eine spontane Fraktur des Zahnes ausgelöst haben (siehe Kapitel 3.2.8).

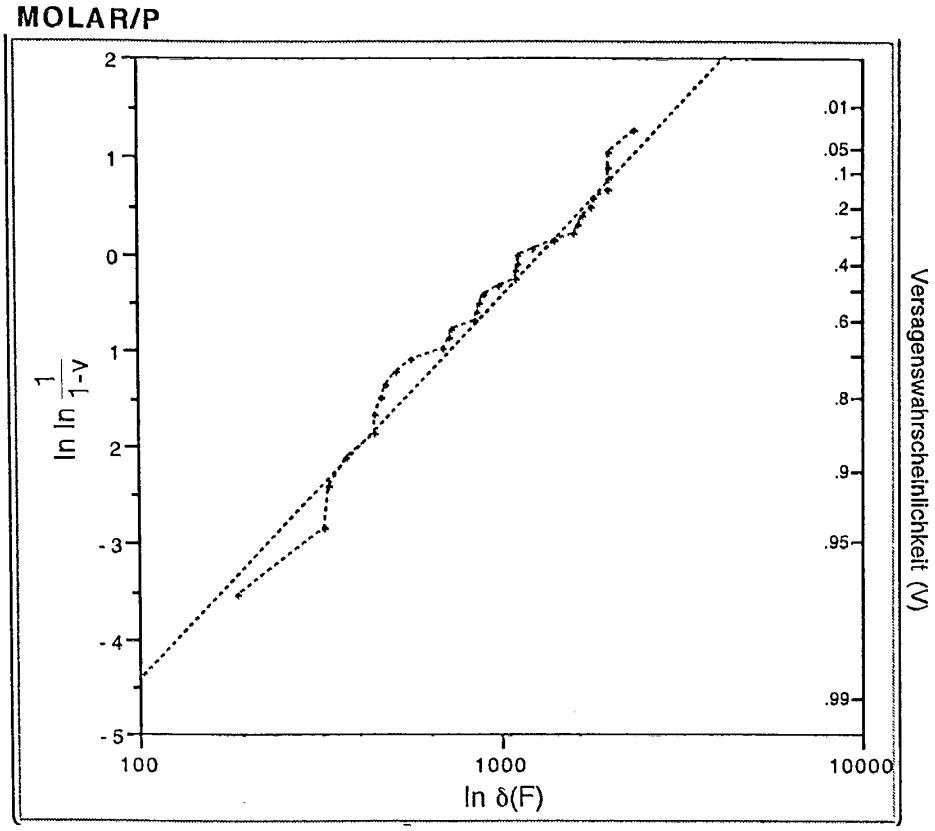

Abbildung 8: Doppelt logarithmisch transformierte Überlebenswahrscheinlichkeit **(y1-Achse)** sowie Überlebenswahrscheinlichkeit **(y2-Achse)** versus logarithmisch transformierte überkritische Grenzlastwerte F_{max} für die spezifischen in-vitro Daten der Versuchsgruppe **Molar/P mit präparierten und nicht-restaurierten mod-Kavitäten** (gepunktete Linie = ●●●●●●●) im Vergleich zum idealisierten Verlauf (gerade Linie = - -) nach zweiparametrischem Weibull-Modell (Weibull Parameter Estimates: δ_0 = 1292,2, m = 1,73).

Tabelle 6: Grenzlastwerte F_i [N], die ein Versagen der Probekörper in der Versuchsgruppe **Spinell/A** ausgelöst haben; für jeden Probekörper N_i sind der spezifische Grenzlastwert F_i sowie die nach Weibull-Transformation berechneten Überlebens **(S_i)** - und Versagenswahrscheinlichkeiten **(V_i)** aufgelistet (siehe Kapitel 3.2.8).

Probennummer N_i	Grenzlast [N] F_i	Überlebenswahrscheinlichkeit S_i	Versagenswahrscheinlichkeit V_i
0	0.0	1.0	0.0
1	1930	0.9545	0.0455
2	2270	0.9091	0.0909
3	2370	0.8636	0.1364
4	2380	0.8182	0.1818
5	2400	0.7727	0.2273
6	2660	0.7273	0.2727
7	2740	0.6818	0.3182
8	2790	0.6364	0.3636
9	2870	0.5909	0.4091
10	2960	0.5455	0.4545
11	3080	0.4545	0.4545
12	3080	0.4545	0.5455
13	3090	0.4091	0.5909
14	3120	0.3636	0.6364
15	3160	0.3182	0.6818
16	3170	0.2727	0.7273
17	3230	0.2273	0.7727
18	3560	0.1818	0.8182
19	3590	0.1364	0.8636
20	3660	0.0909	0.9091
21	3890	0.0455	0.9545
22	4110	0.0	1.0

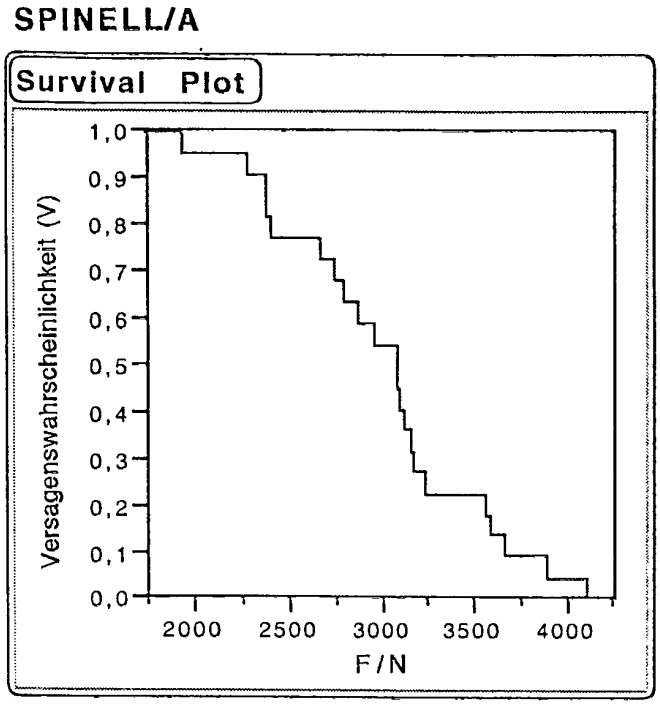

Abbildung 9: Versuchsgruppe Spinell/A; Überlebenskurve von adhäsiv befestigten Spinell-Inlays bei überkritischer Belastung der Zähne; aufgetragen sind die aus den geordneten Grenzlasten berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten sowie die korrespondierenden Grenzlastwerte F_i, die eine spontane Fraktur des Zahnes ausgelöst haben (siehe Kapitel 3.2.8).

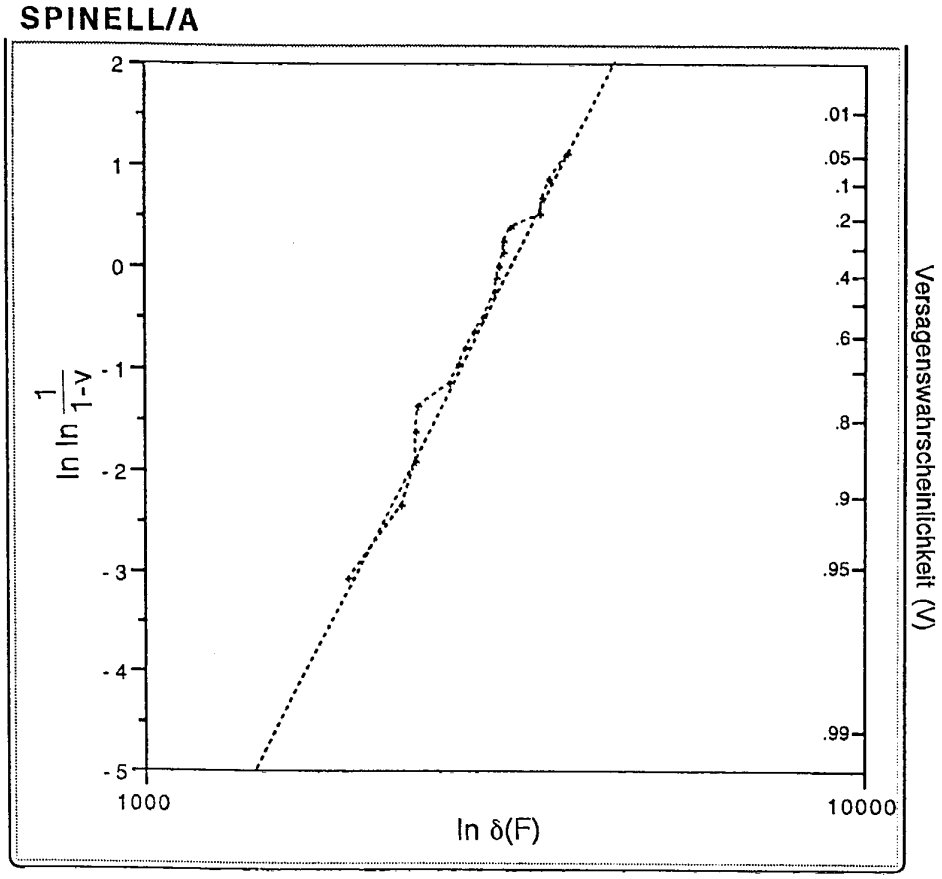

Abbildung 10: Doppelt logarithmisch transformierte Überlebenswahrscheinlichkeit **(y1-Achse)** sowie Überlebenswahrscheinlichkeit **(y2-Achse)** versus logarithmisch transformierte überkritische Grenzlastwerte F_{max} für die spezifischen in-vitro Daten der Versuchsgruppe **Spinell/A** (gepunktete Linie = ●●●●●●●) im Vergleich zum idealisierten Verlauf (gerade Linie = - - - - -) nach zweiparametrischem Weibull-Modell (Weibull Parameter Estimates: δ_0 = 3230,1, m = 6,14).

Tabelle 7: Grenzlastwerte F_i [N], die ein Versagen der Probekörper in der Versuchsgruppe **Spinell/C** ausgelöst haben; für jeden Probekörper N_i sind der spezifische Grenzlastwert F_i sowie die nach Weibull-Transformation berechneten Überlebens **(S_i)** - und Versagenswahrscheinlichkeiten **(V_i)** aufgelistet (siehe Kapitel 3.2.8).

Probennummer N_i	Grenzlast [N] F_i	Überlebenswahrscheinlichkeit S_i	Versagenswahrscheinlichkeit V_i
0	0.0	1.0	0.0
1	713.9	0.9630	0.0370
2	938.3	0.9259	0.0741
3	1560.0	0.8889	0.1111
4	1680.0	0.8519	0.1481
5	1798.5	0.8148	0.1852
6	1940.0	0.7407	0.2593
7	1940.0	0.7407	0.2593
8	2000.0	0.7037	0.2963
9	2000.2	0.6667	0.3333
10	2000.3	0.5556	0.4444
11	2000.3	0.5556	0.4444
12	2000.3	0.5556	0.4444
13	2000.5	0.5185	0.4815
14	2000.6	0.4815	0.5185
15	2000.7	0.4444	0.5556
16	2000.8	0.4074	0.5926
17	2001.1	0.3333	0.6667
18	2001.1	0.3333	0.6667
19	2002.9	0.2963	0.7037
20	2004.0	0.2593	0.7407
21	2050.0	0.2222	0.7778
22	2280.0	0.1852	0.8148
23	2380.0	0.1481	0.8519
24	2780.0	0.1111	0.8889
25	2800.0	0.0741	0.9259
26	3410.0	0.0370	0.9630
27	3680.0	0.0	1.0

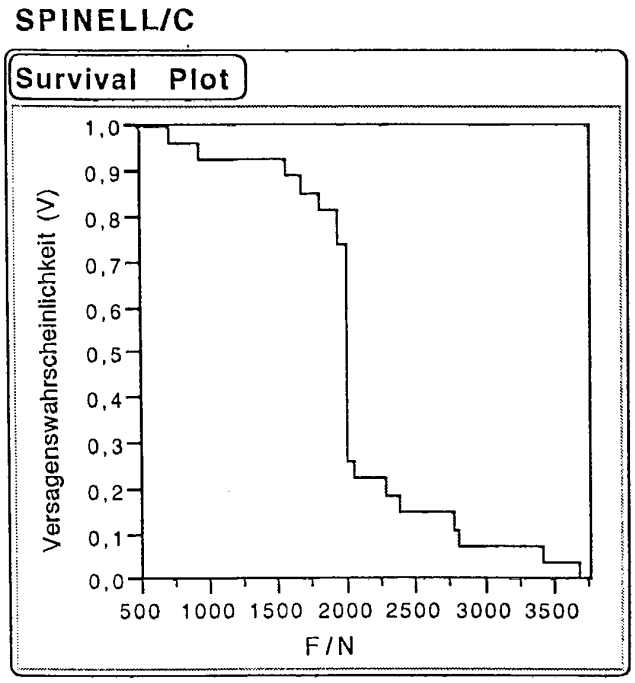

Abbildung 11: Versuchsgruppe Spinell/C; Überlebenskurve von **konventionell befestigten Spinell - Inlays** bei überkritischer Belastung der Zähne; aufgetragen sind die aus den geordneten Grenzlasten berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten sowie die korrespondierenden Grenzlastwerte F_i, die eine spontane Fraktur des Zahnes ausgelöst haben (siehe Kapitel 3.2.8).

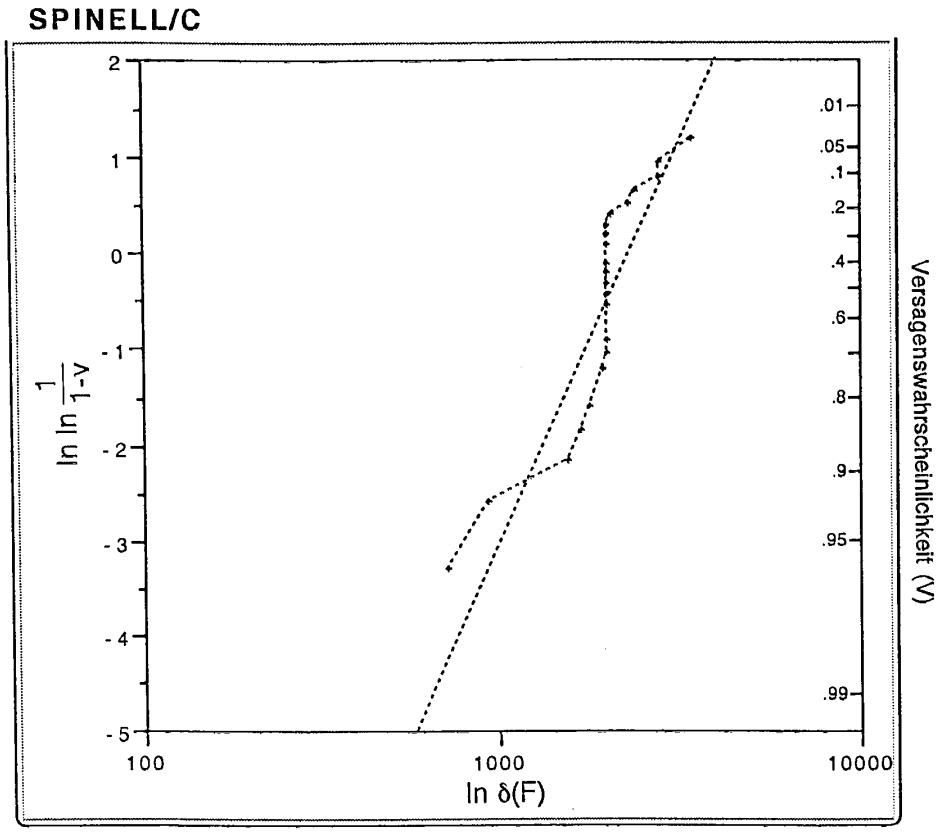

Abbildung 12: Doppelt logarithmisch transformierte Überlebenswahrscheinlichkeit **(y1-Achse)** sowie Überlebenswahrscheinlichkeit **(y2-Achse)** versus logarithmisch transformierte überkritische Grenzlastwerte F_{max} für die spezifischen in-vitro Daten der Versuchsgruppe **Spinell/C** (gepunktete Linie = ●●●●●●●) im Vergleich zum idealisierten Verlauf (gerade Linie = - - - - -) nach zweiparametrischem Weibull-Modell (Weibull Parameter Estimates: δ_0 = 2286,7, m = 3,63).

Tabelle 8: Grenzlastwerte F_i [N], die ein Versagen der Probekörper in der Versuchsgruppe **Empress/A** ausgelöst haben; für jeden Probekörper N_i sind der spezifische Grenzlastwert F_i sowie die nach Weibull-Transformation berechneten Überlebens (S_i) - und Versagenswahrscheinlichkeiten (V_i) aufgelistet (siehe Kapitel 3.2.8).

Probennummer N_i	Grenzlast [N] F_i	Überlebenswahrscheinlichkeit S_i	Versagenswahrscheinlichkeit V_i
0	0.0	1.0	0.0
1	1040.0	0.9545	0.0455
2	1149.5	0.9091	0.0909
3	1280.0	0.8636	0.1364
4	1750.5	0.8182	0.1818
5	1839.3	0.7727	0.2273
6	1900.0	0.7273	0.2727
7	1908.8	0.6818	0.3182
8	1913.4	0.6364	0.3636
9	1920.0	0.5909	0.4091
10	1927.4	0.5455	0.4545
11	1949.6	0.5000	0.5000
12	1960.1	0.4545	0.5455
13	2000.4	0.3182	0.6818
14	2000.4	0.3182	0.6818
15	2000.4	0.3182	0.6818
16	2000.6	0.1818	0.8182
17	2000.6	0.1818	0.8182
18	2000.6	0.1818	0.8182
19	2000.7	0.1364	0.8636
20	2280.0	0.0909	0.9091
21	2430.0	0.0455	0.9545
22	2920.0	0.0	1.0

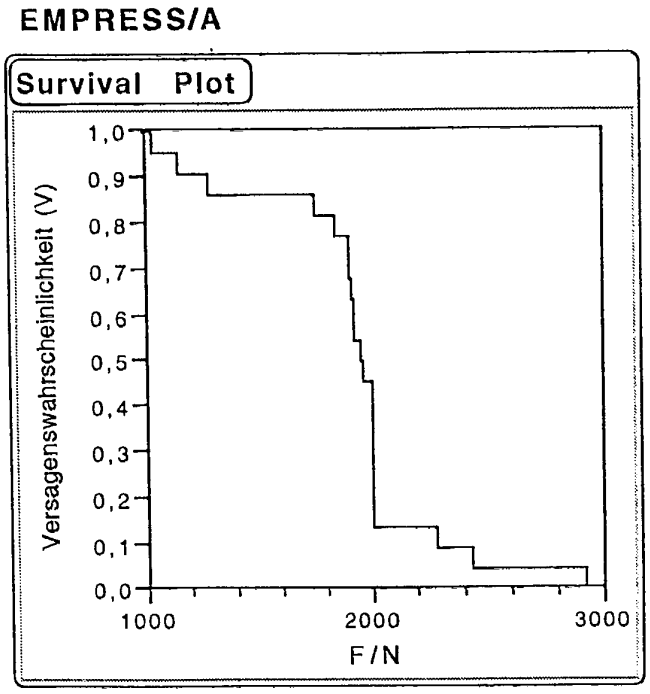

Abbildung 13: Versuchsgruppe Empress/A; Überlebenskurve von **adhäsiv befestigten Empress - Inlays** bei überkritischer Belastung der Zähne; aufgetragen sind die aus den geordneten Grenzlasten berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten sowie die korrespondierenden Grenzlastwerte F_i, die eine spontane Fraktur des Zahnes ausgelöst haben (siehe Kapitel 3.2.8).

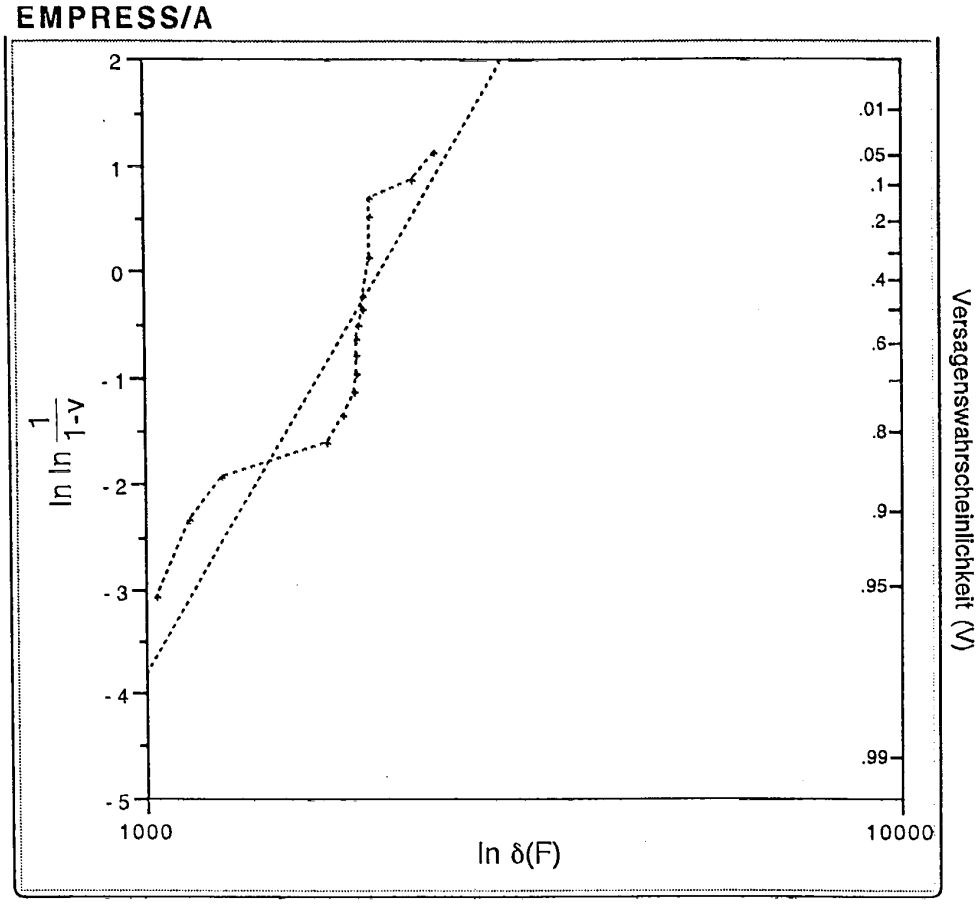

Abbildung 14: Doppelt logarithmisch transformierte Überlebenswahrscheinlichkeit **(y1-Achse)** sowie Überlebenswahrscheinlichkeit **(y2-Achse)** versus logarithmisch transformierte überkritische Grenzlastwerte F_{max} für die spezifischen in-vitro Daten der Versuchsgruppe **Empress/A** (gepunktete Linie = ●●●●●●●) im Vergleich zum idealisierten Verlauf (gerade Linie = - - - - -) nach zweiparametrischem Weibull-Modell (Weibull Parameter Estimates: δ_0 = 2069,5, m = 5,33).

Tabelle 9: Grenzlastwerte F_i [N], die ein Versagen der Probekörper in der Versuchsgruppe **Empress/C** ausgelöst haben; für jeden Probekörper N_i sind der spezifische Grenzlastwert F_i sowie die nach Weibull-Transformation berechneten Überlebens **(S_i)** - und Versagenswahrscheinlichkeiten **(V_i)** aufgelistet (siehe Kapitel 3.2.8).

Probennummer N_i	Grenzlast [N] F_i	Überlebenswahrscheinlichkeit S_i	Versagenswahrscheinlichkeit V_i
0	0.0	1.0	0.0
1	1035.2	0.9545	0.0455
2	1078.2	0.9091	0.0909
3	1185.4	0.8636	0.1364
4	1312.8	0.8182	0.1818
5	1349.7	0.7727	0.2273
6	1350.0	0.7273	0.2727
7	1622.0	0.6818	0.3182
8	1638.2	0.6364	0.3636
9	1680.0	0.5909	0.4091
10	1830.0	0.5455	0.4545
11	2000.0	0.5000	0.5000
12	2000.1	0.4091	0.5909
13	2000.1	0.4091	0.5909
14	2000.2	0.3636	0.6364
15	2000.4	0.2727	0.7273
16	2000.4	0.2727	0.7273
17	2000.8	0.2273	0.7727
18	2001.1	0.1818	0.8182
19	2670.0	0.1364	0.8636
20	2720.0	0.0909	0.9091
21	3160.0	0.0455	0.9545
22	4040.0	0.0	1.0

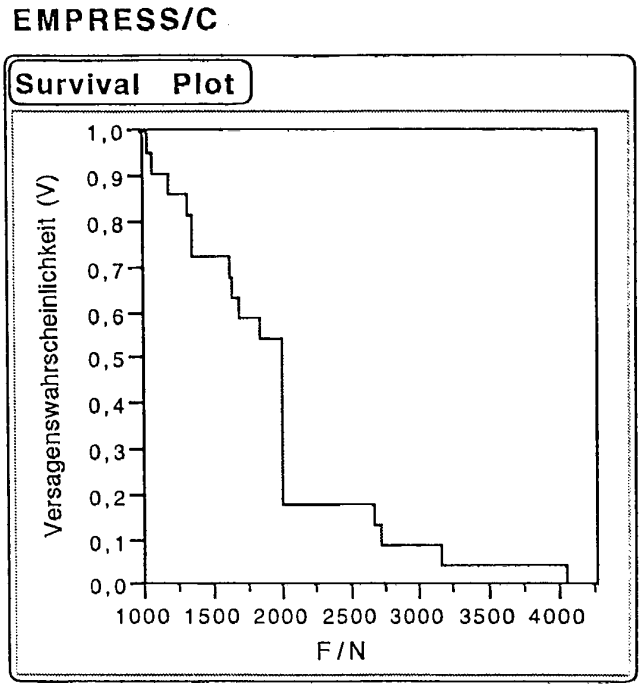

Abbildung 15: Versuchsgruppe Empress/C; Überlebenskurve von **konventionell befestigten Empress - Inlays** bei überkritischer Belastung der Zähne; aufgetragen sind die aus den geordneten Grenzlasten berechneten Versagenswahrscheinlichkeiten sowie die korrespondierenden Grenzlastwerte F_i, die eine spontane Fraktur des Zahnes ausgelöst haben (siehe Kapitel 3.2.8).

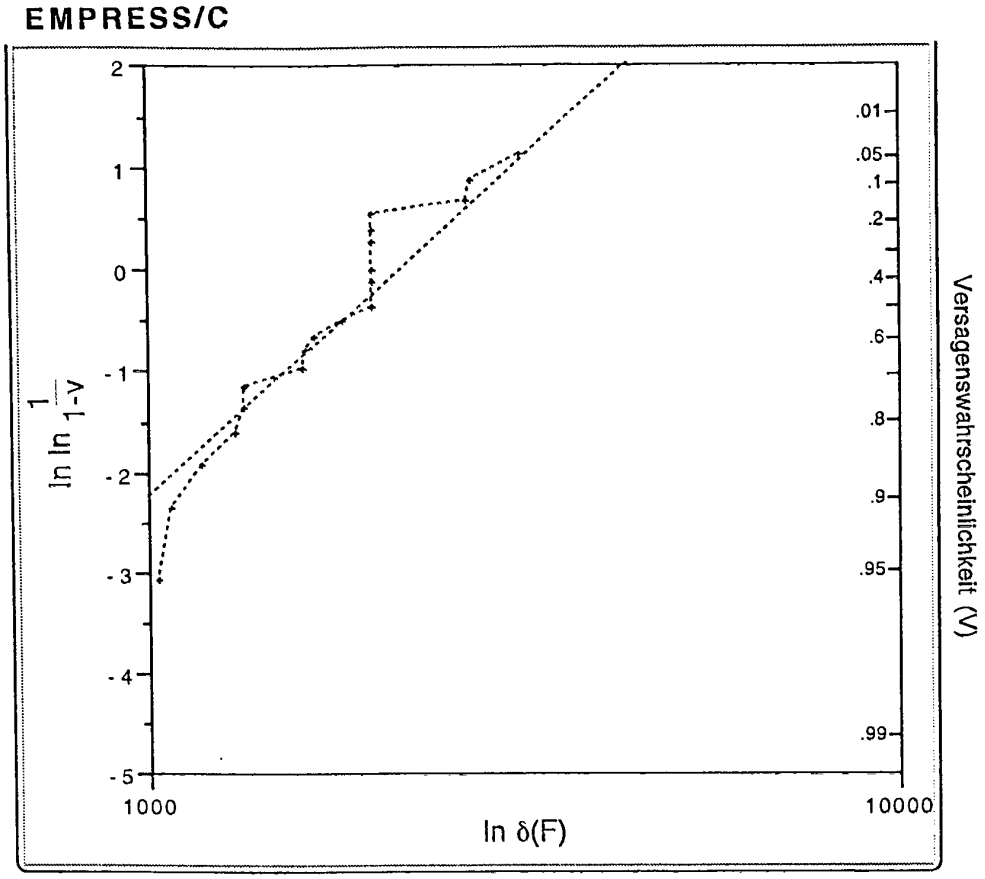

Abbildung 16: Doppelt logarithmisch transformierte Überlebenswahrscheinlichkeit **(y1-Achse)** sowie Überlebenswahrscheinlichkeit **(y2-Achse)** versus logarithmisch transformierte überkritische Grenzlastwerte F_{max} für die spezifischen in-vitro Daten der Versuchsgruppe **Empress/C** (gepunktete Linie = ●●●●●●●) im Vergleich zum idealisierten Verlauf (gerade Linie = - - - - -) nach zweiparametrischem Weibull-Modell (Weibull Parameter Estimates: δ_0 = 2173,6 m = 2,87).

5. Diskussion

5.1 Methodik

Zahnauswahl

Natürliche menschliche Zähne mit ihrem schichtweisen Schmelz-Dentin-Aufbau, ihrem hochspezifischen Verhältnis von anorganischen zu organischen Zahnhartgewebsstrukturen, ihren mechano-chemischen Eigenschaften sowie deren Verhalten gegenüber präparativen Maßnahmen können bis heute durch keinen Ersatzwerkstoff substituiert werden. Für in-vitro Studien mit überkritischen Bruchlasten zur Untersuchung des Elastizitätsverhaltens vor und nach präparativen bzw. restaurativen Maßnahmen ist der Einsatz natürlicher Zähne unverzichtbar.

In der vorliegenden Untersuchung wurden kariesfreie, menschliche Zähne einer Zahngruppe (Molaren) ausgewählt, da diese unter Vermeidung langer Lagerzeiten in ausreichender Zahl verfügbar waren und anderen Zahngruppen gegenüber eine vergleichsweise homogenere Auswahl mit geringeren morphologischen Unterschieden darstellen. Wie Untersuchungen an Prämolaren gezeigt haben, sind die interindividuellen morphologischen Unterschiede innerhalb einer Zahngruppe sehr gering **(GEURTSEN u. JUPITZ 1991)**. Dennoch lassen sich, bedingt durch den Verlust der endodontischen Gefäßversorgung und des parodontalen Faserapparates, strukturelle Veränderungen an Zähnen insbesondere bzgl. der organischen Gewebeanteile post extracionem nicht ausschließen. Da derartige Veränderungen experimentell sehr schwer kontrollierbar sind, wurde der Versuch unternommen, sich potentiell negativauswirkende morphologische Diskrepanzen zumindest rein zufällig auf alle Versuchszähne zu verteilen, indem eine einheitliche Lagerzeit von sechs Monaten sowie eine 0,1 %-ige Thymollösung als schonendes Lagermedium zur Anwendung kamen **(BRANNSTRÖM et al. 1992, CRIM u. GARCIA-GODOY 1987, HALLER et al.1992)**. Dennoch ist eine Veränderung der Elastizitätsei-

genschaften im Vergleich zu vitalen Zähnen sehr wahrscheinlich. Daraus muß folgerichtig ein spröderes Bruchverhalten der Testzähne resultieren **(SEDGLEY u. MESSER 1992)**. In der Konsequenz kann deshalb nicht ausgeschlossen werden, daß die experimentell restaurierten und im Überlastversuch frakturierten Zähne unter vitalen Bedingungen höhere Belastungen tolerieren. In vivo könnten somit die steifen, sprödbruchanfälligen Keramikrestaurationen durch die vermutlich höhere Verformung der Zahnhartsubstanz unter Belastung frühzeitiger zu initialen Rißbildungen neigen.

Kavitätenpräparation

Die Präparation der mod-Kavitäten erfolgte in Anlehnung an klinische Verfahrensabläufe, wobei die Kavitätengeometrie unter Verwendung eines genormten Präparationsinstrumentariums und unter Berücksichtigung der auf die individuelle Zahnform bezogenen Dimensionen möglichst weitgehend standardisiert wurde. Verbleibende, geringe interindividuelle Unterschiede in der Kavitätengeometrie und damit verbundene Streuungen der ermittelten Bruchlasten können nicht ausgeschlossen werden **(WEISS 1993)**. Diese sind überlagert durch natürlich auftretende und durch unterschiedliche mechanische Eigenschaften bzw. Gewebstrukturen verursachte Streuungen der ermittelten Meßwerte. Die vorliegenden Ergebnisse der versagensauslösenden Grenzlasten zeigen jedoch bei intakten bzw. präparierten Zähnen sowie bei den restaurativ versorgten Kavitäten eine eher gleiche, geringfügige Streuung, so daß der Einfluß der Kavitätengeometrie retrospektiv als gering bezeichnet werden kann.

Herstellung der keramischen Restaurationen

Die Anfertigung der keramischen Restaurationen erfolgte unter exakter Berücksichtigung der vom Hersteller ausgesprochenen Empfehlungen. Um eine möglichst hohe Standardisierung zu erreichen, wurden die IPS-Empress® Inlays durch den Hersteller selbst und die In-

Ceram® Spinell Inlays in direkter Zusammenarbeit mit dem Hersteller angefertigt. Die adhäsive bzw. konventionelle Befestigung der keramischen Restaurationen erfolgte ebenfalls unter genauester Beachtung der entsprechenden Herstellerempfehlungen.

Frakturversuche, Krafteinleitung, Traversengeschwindigkeit

Bei der Durchführung der Bruchlastversuche war beabsichtigt, möglichst hohe parafunktionelle Belastungen zu simulieren. Hierzu sind exzentrische Knirschbewegungen aus der maximalen Interkuspidation heraus besonders geeignet. Um diese klinisch häufig auftretenden parafunktionellen exzentrischen Preßbelastungen möglichst exakt nachzustellen, die die Entstehung von Scherspannungen im belasteten Höckerbereich auslösen **(FREESMEYER 1987, HELKIMA u. INGERVALL 1978, SCHULTE 1983)**, wurde die Zahnachse exakt 30° Grad nach bukkai geneigt. Zur Krafteinleitung wurde anstelle eines natürlichen funktionellen Höckers ein standardisierter kugelförmiger "Antagonist" von 3 mm Durchmesser gewählt. Die Belastung erfolgte über eine Siliziumnitridkugel, welche aufgrund ihrer höheren Oberflächenhärte im Vergleich zu natürlichem Zahnschmelz und zu den verwendeten Restaurationsmaterialien während der gesamten Versuchsdauer keinen Verschleißerscheinungen unterlag **(HABIG 1989, SANDERS u. GROSECLOSE 1993)**. Eine lastinduzierte Eigenverformung der Siliziumnitridkugel ist unter den gewählten Versuchsbedingungen zu vernachlässigen und nach Entlastung im übrigen vollständig reversibel.

Zur Standardisierung der Krafteinleitung wurden kleinflächige Auflagekalotten im Randbereich der Restauration eingeschliffen, so daß keramische Restauration und Zahnschmelz im Bereich des Restaurationsrandgebietes gleichermaßen belastet wurden. Durch diese Art der Krafteinleitung schien eine Überprüfung möglicher verbundstabilisierender Einflüsse von Restaurationsmaterialien auf die durch präparative Maßnahmen geschwächte Zahnsubstanz möglich. Bei Krafteinleitungen ausschließlich im Bereich der Zahnhartsubstanz

könnte lediglich das Elastizitätsverhalten der Restzahnsubstanz bzw. deren Frakturresistenz überprüft werden. Bei einer alleinigen Belastung der keramischen Restauration im Bereich der zentrischen Okklusionsstops hingegen könnte lediglich der Elastizitätsmodul des keramischen Restaurationsmaterials überprüft werden. Diese Fragen zu klären war jedoch nicht Ziel der vorliegenden Untersuchung. Durch die freie Beweglichkeit der Kugel sowie die vollkardanische Probenaufhängung wurden mögliche nichtaxiale Kraftvektoren und somit nicht reproduzierbare Scherspannungen auf ein Minimum reduziert.

Unter Anwendung der üblicherweise verwendeten Traversengeschwindigkeit von 0,5 mm Vorschub für überkritische Belastungsversuche **(HALLER et al. 1990, SIMONSEN et al. 1983, WEISS 1993)** können parallel zum Kraftanstieg induzierte, unterkritische Rißwachstumsphänomene in keramischen Restaurationswerkstoffen, welche zu scheinbar geringeren versagensauslösenden Maximalkräften führen, nicht ausgeschlossen werden **(RICHTER 1977)**. Um diesem Effekt unter Berücksichtigung der gewünschten elastischen Verformung der Zahnhartsubstanzen entgegenzuwirken, wurde mit einer Traversengeschwindigkeit von 1,0 mm/min gearbeitet.

Statische Belastungsprüfung

Eine statische Belastungsprüfung mit linearem Kraftanstieg in Form einer überkritischen Versuchsanordnung bis hin zur versagensauslösenden Spontanfraktur wurde gewählt, um ein langsames Rißwachstum der Probenkörper auszuschließen. Dies steht zunächst in gewissem Widerspruch zu bekannten klinischen Belastungsmustern, denn der natürliche Kauakt wirkt aufgrund propriorezeptiver Regulationsmechanismen selbstbegrenzend und wird vor dem Auftreten überkritischer Belastungen rechtzeitigt abgebremst, so daß die in den Versuchen gemessenen Kraftmaxima mit seltenen Ausnahmen wie z. B. bei einem unbeabsichtigten kräftigen Biß auf einen Kirschkern o.ä. klinisch weitgehend bedeutungslos sind. Dennoch ist eine statische Belastung von

Zähnen mit überkritischen Kräften von großer Bedeutung, weil daraus wesentliche Konsequenzen für weitere zyklische Belastungsstudien mit hoher klinischer Relevanz im Hinblick auf das Ermüdungsbruchverhalten von restaurativen Maßnahmen abgeleitet werden können. Versuchsanordnungen zur Überprüfung mechanischer Materialermüdungserscheinungen hingegen werden vorzugsweise mit zyklischen Belastungstestverfahren unter Anwendung unterkritischer Kraftwerte zur Simulation vergleichsweise geringer Kaubelastungen durchgeführt. Wie hoch diese unterkritischen Kräfte jedoch eingestellt werden sollen, ist für zyklische Belastungstests zunächst unklar. Die mit der vorliegenden Studie gewonnenen Ergebnisse statisch überkritischer Grenzbelastungen könnten diesbezüglich hilfreich sein. Sie liefern - experimentell gesichert für jedes Restaurationsmaterial - individuell ermittelte maximale Grenzlastwerte und erlauben somit eine exakte Einstellung von Kraftparametern für zyklische Ermüdungsbruchverfahren.

Größe der Stichproben

Die Größe der in dieser Studie gewählten Stichproben wurde durch den hohen herstellungstechnischen Aufwand und das arbeitsintensive Prüfverfahren begrenzt. Um daraus resultierenden, sich statisch möglicherweise negativauswirkenden Effekten bereits bei der Konzeption der vorliegenden Studie entgegenzuwirken, wurde bei der Zahnauswahl, der Präparationstechnik, der Herstellung der restaurativen Arbeiten sowie bei der Eingliederungstechnik und den Belastungstests versucht, eine ausgesprochen hohe Standardisierung der Probenkörper zu realisieren.

5.2 Eigene Ergebnisse

Sämtliche intrakoronalen Restaurationstechniken resultieren in einer Schwächung der Zähne, mit Ausnahme adhäsiv befestigter In-Ceram® Spinell Inlays, die sich mit ihren ermittelten Grenzlastwerten von 3080 N (Medianwert) nicht signifikant von intakten Molaren unterscheiden. Auch bei Goldinlays wird eine mögliche Stabilisierung nach deren adhäsiver Eingliederung in konditionierten Kavitäten mittels Befestigungskomposit beschrieben, obgleich die ermittelten Absolutwerte **(EAKLE u. STANINEC 1992)** der versagensauslösenden Maximallasten für konventionell einzementierte Goldinlays vergleichsweise gering ausfallen.

Im direkten Vergleich zwischen konventionell zementierten IPS® - Empress und In-Ceram® Spinell sowie adhäsiv eingegliederten IPS® - Empress Inlays ergaben sich bzgl. der Bruchlasten keine signifikanten Unterschiede. Dies überrascht, da adhäsiv eingegliederte IPS® - Empress Inlays klinisch unter den gewählten Indikationsbeschränkungen eine gute Prognose aufweisen, während konventionell zementierte Inlyas bereits nach kurzen klinischen Tragezeiten hohen Frakturquoten unterliegen **(HOGLUND et al. 1992, ISENBERG et al. 1992, KREJCI et al. 1992, MÄRMANN u. KREJCI 1992, NOACK u. ROULET 1994, STERNBERG u. MATSSON 1993, RYKKE 1992, REISS u. WALTHER 1991)**. Den scheinbaren Widerspruch könnte man als Folge von mechano - hydrolytischen Rißwachstums- und Korrosionseffekten **(HAHN 1994)** innerhalb der beanspruchten silikatkeramischen Restaurationsvolumina deuten. Konventionell zementierte Keramikinlays unterliegen aufgrund der fehlenden Verbundstabilisierung **(BARKMEIER u. LATTA 1991, CHAN et al. 1987)** unter Kaubeanspruchung sehr wahrscheinlich höheren Belastungen als adhäsiv eingegliederte Inlays, woraus sich Ermüdungsfrakturen bei weitaus geringeren Kräften entwickeln können **(HAHN u. LÖST 1996, KELLY et al. 1990)**. Die vorliegende Versuchsanordnung mit überkritischen Grenzlasten erlaubt

zwangsläufig keine Aussage im Hinblick auf derartige Ermüdungsfrakturen.

Insgesamt wurde ein um ca. ein Drittel geringerer Widerstand dieser drei Versuchsgruppen gegenüber lastinduziertem Bruchversagen als bei intakten Molaren festgestellt, obwohl die Kavitäten als allseits schmelzbegrenzte, vergleichsweise kleine Defekte gestaltet waren. Aufgrund der unter Belastung vorliegenden Zugspannungskonzentration auf die Kavitätenbodenebene der restaurierten Zähne **(KHERA et al. 1991, MORIN et al. 1988, ZHOU et al. 1989),** ist eine in jüngster Zeit diskutierte Indikationserweiterung auf Defekte, die den Schmelzbereich verlassen, kritisch zu bewerten.

Zähne mit adhäsiv eingegliederten In-Ceram® SpinellInlays wiesen im Gegensatz zu den beschriebenen Versuchsgruppen signifikant höhere verbundstabilisierende Effekte auf. Dies bedeutet, daß die für konventionelle silikatkeramische Dentalporzellaninlays charakteristischen Indikationseinschränkungen bei In-Ceram® Spinell Inlays wahrscheinlich erweitert werden könnten. Leider liegen bis dato keine klinischen Erfahrungsberichte mit diesem Restaurationsmaterial vor, so daß momentan keine Rückschlüsse im Hinblick auf Funktionsprognosen erstellt werden können. Es bleibt abzuwarten, ob sich die adhäsive Eingliederungstechnik von In-Ceram® Spinell Inlays auch klinisch in dieser Weise bewähren wird.

Betrachtet man die Ergebnisse des zweiparametrischen Weibull-Modells intakter Molaren, so fällt auf, daß in der untersuchten Stichprobe die experimentell ermittelten in-vitro Daten zunächst sehr gut mit den erwarteten Berechnungen (Weibull - Estimates) übereinstimmen, im unteren Grenzlastbereich jedoch bei fünf der Versuchszähne mit den geringsten versagensauslösenden Grenzlastwerten deutliche Abwei-

chungen festzustellen sind. Dies könnte auf differierende morphologische Diskrepanzen innerhalb der Kontrollzahngruppe hinweisen, deren Ursache möglicherweise in intraindividuellen Schädigungen der Zahnstruktur selbst bzw. in extern durch Extraktionsmaßnahmen zugefügten Veränderungen begründet liegt. Obwohl diese Beobachtung bei den untersuchten Testzahngruppen nicht festgestellt werden konnte, ist nicht auszuschließen, daß auch einige dieser Zähne prinzipiell gleichartige Schädigungen aufweisen, diese jedoch aufgrund der geringeren Bruchlastwerte der jeweils restaurierten Zähne messtechnisch nicht differenziert werden konnten.

5.3 Schlußfolgerung

Eine Übertragung der vorliegenden Ergebnisse auf mögliche klinische Prognosen oder eine Interpretation im Sinne von Indikationsempfehlungen insbesondere zur Eingliederungstechnik ist deshalb nur mit Einschränkungen möglich. Allerdings liefern die Ergebnisse wertvolle Informationen über die unter idealen Umständen, insbesondere unter Vernachlässigung von Ermüdungseffekten möglicherweise zu erreichenden Ergebnisse, welche zusammen mit den Daten von klinisch bewährten Systemen als Basis für Verbesserungsvorschläge dienen können.

6. Zusammenfassung

Mit dieser Studie sollte die Verbundstabilisierung extrahierter Molaren mit schmelzbegrenzten mod-Kavitäten nach adhäsiver (Variolink, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und nicht-adhäsiver Eingliederung (Ketac-Cem, Espe, Seefeld) von je 22 keramischen Inlays aus IPS Empress® und In-Ceram® Spinell überprüft werden (N = 88). Als Kontrolle wurden 33 intakte bzw. 33 mit standardisierten Kavitäten präparierte, nicht restaurierte Molaren verwendet.

Die adhäsiv einzugliedernden In-Ceram® SpinellInlays wurden mittels tribochemischer Oberflächensilikatanreicherung (Rocatec, Espe, Seefeld) vorbehandelt. Zur Simulation der hydrolytischen Beanspruchung im Mundmilieu wurden die in Messingzylindern fixierten Proben vor der Bruchprüfung für sechs Monate in 0,1% Thymollösung gelagert. Die Elastizitätsgrenze wurde in einer vollkardanischen Prüfanordnung ermittelt, wobei die jeweils bukkalen Höcker unter einem Winkel von 30° gegenüber der Zahnlängsachse und kontinuierlichem Vorschub (1 mm/min) bis zum Versagen belastet wurden.

Sämtliche Versagensereignisse waren durch eine spröde Fraktur des bukkalen Höckers an der Schmelz-Zementgrenze gekennzeichnet, welche bei den intakten bzw. präparierten Molaren infolge einer spontanen Rißinitiierung entlang der mod-Längsfissur eintrat. Die im Rahmen der Ausfallstatistik mögliche Anpassung einer zweiparametrischen Weibull-Verteilung der Grenzlasten unterstreicht die Sprödigkeit der präparierten und mit keramischen Einlagefüllungen restaurierten Zähne in der gewählten Versuchsanordnung. Die Varianzanalyse der Medianwerte (Tukey-Kramer) ergab für alle Restaurationsverfahren einen stabilisierenden Effekt ($p < 0,05$) der durch die Kavitätenpräparation signifikant geschwächten Molaren. Die Stabilität intakter

Molaren wurde jedoch nur bei Zähnen mit adhäsiv eingegliederten In-Ceram® SpinellInlays erreicht.
Überraschenderweise konnten keine signifikant unterschiedlichen Elastizitätsgrenzen zwischen herkömmlich zementierten und adhäsiv eingegliederten IPS Empress® Inlays nachgewiesen werden. Dies steht im Widerspruch zu aus klinischen Verlaufsstudien abgeleiteten Prognosen. Dieses Ergebnis und die von der Weibull-Verteilung abweichende, überlastinduzierte Ausfallwahrscheinlichkeit der intakten Molaren führt zu Zweifeln an der Eignung zufällig ausgewählter, extrahierter Zähne. Dies gilt auch für überkritische Versuchsanordnungen zur Abschätzung von Funktionsprognosen unterschiedlich restaurierter Zähne.

7. Literaturverzeichnis

Anusavice KL (1992) Degradability of dental ceramics. Adv Dent res 6, 82.

Banks RG (1990) Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. J Prosthet Dent 63, 619.

Barkmeier WW, Latta MA (1991) Shear bond strength of Dicor using resin adhesive system and light activating cement. J Esthet Dent 3, 95.

Bieniek WK, Marx R (1994) Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schw Monatsschr Zahnmed 104, 284.

Bischoff H (1993) Metallfreie Restaurationen aus IPS Empress. In: Haller B, Bischoff H In: Metallfreie Restaurationen aus Preßkeramik. Quintessenz Verlag, Berlin.

Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1986) Clinical evaluation of dental adhesive systems, part II: a scanning electron microscopy study. J Pros Dent 55,551.

Brannström M, Colli P, Blixt M (1992) Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in class II glass-ionomer composite restorations. Dent Mater 8, 327.

Chan DCN, Jensen ME, Shet J, Sigler T (1987) Shear bond strength of etched porcelain bonded with resin to enamel [Abstract]. J Dent Res 66, 245.

Claus H (1990) Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. Quintessenz Zahntech 16, 35.

Crim GA, Garcia-Godoy F (1987) Microleakage: The effect of storage and cycling duration. J Prosthet Dent 57,574.

Dannheim H, Oel HJ, Rivera P (1991) Effect of production parameters on the variation of industrial porcelain strength values. Ceram Forum Int 68, 66.

Denry LL, Rosenstiel SF (1993) Flexural strength and fracture toughness of Dicor glass-ceramic after embedment modification. J Dent Res 72, 572.

Eakle WS, Staninec M (1992) Effect of bonded gold inlays on fracture resistance of teeth. Quintessence Int 23, 421.

Eidenbenz ST (1991) Das kopiergefräste Keramikinlay. Med Diss Zürich.

Eppenberger J, Marinello CP, Scherle W, Schärer P (1987) Komposit als Befestigungszement? Erste klinische Erfahrungen in der Kronen- und Brückenprothetik. Schw Monatsschr Zahnmed 97,1237.

Fischer J, Krämer V Kappert HF (1989) Qualitative Untersuchungen zur Oberflächenkristallisation dentaler Glaskeramik (Dicor®). Dtsch Zahnärztl Z 44,891.

Freesmeyer WB (1987) Funktionelle Befunde im orofazialen System und deren Wechselwirkung. Hanser, München-Wien.

Geurtsen W, Jupitz G (1991) Die Frakturfestigkeit menschlicher Prämolaren unter Berücksichtigung morphologischer Faktoren. Zahnärztl Welt 100, 98.

Habig KH (1989) Tribologisches Verhalten von Ingenieurkeramik. Ingenieur-Werkstoffe 1 , 78.

Hahn R (1989) Verfahren zur Herstellung von Zahnersatzteilen mit Hilfe zweier Sonotroden, Vorrichtung zum formgebenden Bearbeiten von Werkstücken unter Verwendung einer Sonotrode und Verfahren zur Herstellung einer in der Zahntechnik verwendbaren Sonotrode. Patentschrift DE 3928684.

Hahn R (1990) Experimentelle Untersuchungen zur reproduzierbaren Paßgenauigkeit keramischer Einlagefüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 45, 653.

Hahn R (1994) Kennzeichnende Eigenschaften keramischer Restaurationswerkstoffe und deren Auswirkung auf die klinische Anwendung: Teil I Konventionelle Dentalporzellane. Dentallabor XLII, 51.

Hahn R, Löst C (1992) Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 47, 659.

Hahn R, Löst C (1996) Adhäsiv befestigte Keramikeinlagefüllungen. In: Klaiber B, Körber E (Hrsg.): Dent Praxis Thiehme, Stuttgart (1996).

Hahn R, Wolf M (1992) Fraktographische Bruchflächenanalyse laminierter vollkeramischer Frontzahnkronen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 316.

Hahn R, Weiger R, Netuschil L, Büch M (1992) Microbial accumulattion and vitality on different restoration materials. J Dent Res 71, 599 (Abstr 669).

Haller B, Klaiber B, Bloching U, Hofmann N (1992) Effect of storage media an microleakage of five dentin bonding systems [Abstract]. J Dent Res 71, 661.

Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A (1990) Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in mod-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 45, 660.

Helkima Et Ingervall B (1978) Bite force and functional state of the masticatory system in young men. Swed Dent J 2, 167.

Hennicke HW (1967) Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Dtsch Keram Ges 44, 209.

Herbst W (1889) Methoden und Neuerungen auf dem Gebiete der Zahnheilkunde; Odontologische Verlagsanstalt, Berlin.

Herder S (1988) In-vivo Untersuchung der marginalen Adaptation adhäsiv befestigter Keramikinlays. Med Diss, Freie Universität Berlin.

Hermannn R (1988) Das keramische Inlay; Quintessenz Zahntech 14, 897.

Hoglund C, van Dijken JW, Olofsson AL (1992) A clinical evaluation of adhesivly luted ceramic inlays. A two year follow-up study. Swed Dent J 16, 169.

How S (1926) Hows runde Porzellanfüllungen. In: Smreker E (Hrsg): Handbuch der Porzellanfüllungen und Goldeinlagen; Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin, S. 7.

Isenberg BP, Essig ME, Leinfelder KF (1992) Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. J Esthet Dent 4, 173.

Jacobi R (1995) Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. Philip J 12,33.

Jäger K, Besimo CH (1987) Vergleichende in-vivo Untersuchungen marginaler Passgenauigkeit von Dicor- und Gerestore - Kronen; Schweiz Mschr Zahnmed 97, 1223.

Jäger K, Wirz J, Schmidli F (1990) Porzellaninlays als Amalgamersatz? Erfahrungsbericht nach fünfjähriger klinischer Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1345.

Jäger K, Henz B, Wirz J, Graber G (1990) Marginale Passgenauigkeit befestigter Keramik Inlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1304.

Jenkins N (1926) Jenkins Porcelain Enamel. In: Smreker E (Hrsg): Handbuch der Porzellanfüllungen und Goldeinlagen; Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin, S. 10.

Jensen ME (1988) A two year clinical Study of posterior etched porcelain resin-bonded restorations. Am J Dent 1 , 27.

Jung C (1905) Das Füllen der Zähne; Franz Deuticke Verlag, Berlin.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ (1990) Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont 3, 430.

Kerkhof F (1982) Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen. In: Handbuch der Keramik. Schmid, Freiburg.

Kerl B (1985) Handbook of Clay Products Industries. In: Jones D (ed): Development of Dental Ceramics; Dental Glinics of North America 29,621.

Kern M, Thompson VP (1995) Bonding to glas-infiltrated aluminia ceramic: adhesive methods and their durability. J Prosthet Dent 73, 240.

Kerschbaum TH, Erpenstein H (1995) Frakturrate von Dicor® - und galvano-keramischen Einzelkronen- eine Langzeitstudie. Vortrag auf der 44. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e. V. in Rostock 20.-22. April.

Khera SC, Goel VK, Chen RCS, Gurusami SA (1991) Parameters of mod-cavity Preparations: a 3-D FEM study, part II. Oper Dent 16, 42.

Krejci I, Krejci D, Lutz F (1992) Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. Quintessence Int 23, 181.

Krejci I, Lutz F, Füllemann J (1992) Zahnfarbene Inlays/Overlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 73.

Land CH (1985) Porcelain Dental Art.In: Jones D (ed): Development of Dental Ceramics; Dental Clinics of North America 29, 6211.

Lauer HC, Ottl P, Weigl P (1996) Kronen und Brücken aus Vollkeramik. In: Heidemann D (Hrsg), Deutscher Zahnärzte Kalender, S. 117. Carl Hanser Verlag, München, Wien.

Lösche G, Blunck U (1988) Die Schmelz-Ätz- Technik. ZWR 97, 838.

Lundeen TF, Sturdevant JR, Sluder TB (1995) Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR (Hrsg): The art and science of operative dentistry. 3rd ed. Mosby, St. Louis.

Lutz F, Krecji I (1992) Neue Adhäsiv-Systeme: Schritte zum "Total bonding". Phillip J 9, 445.

Lutz F, Krecji I, Schüppach P (1992) Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 537.

Mack PJ (1988) Uneasy lies the heat that wears the crown? The recent history of radioactive fluorescence in dental porcelain. Aust Dent J 33, 404.

Malament KA, Grossmann DG (1992) Bonded vs. non bonded Dicor® crowns: Four years report. J Dent res 71, 321 (Abstr 1720).

Marx R (1993) Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 50, 229.

Mörmann WH (1991) Clinical and SEM evaluation of Cerec inlays after 5 years in situ. In: Mörmann WH (Hrsg): International Symposium on Computer Restorations. The state of the art of the Cerec Method. Proceedings. Quintessenz, Berlin, S. 25.

Mörmann WH (1987) Computerunterstützte Zahnrestaurationen mit Keramik-und Kunststoffmaterialien. In: Neue High- Tech Methoden in der ästhetischen Zahnmedizin. Univ Zürich, Medizinische fakultät Georg-friedrich Götz-Stiftung, Zürich, S. 73.

Mörmann WH, Krejci I (1992) Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. Quintessence Int 23, 109.

Morin DL, Cross M, Voller VR, Douglas WH, DeLong R (1988) Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis. Dent Mater 4,77.

Munz D, Fett T (1989) Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer, Berlin.

Murphy H (1949) Porzellanfüllungen. In: Walkhoff 0, Hess W, (Hrsg): Lehrbuch der konservierenden Zahnheilkunde; Johann Ambrosius Barth Verlag, Berlin, S. 156.

Nathanson D (1991) factors in optimizing the strength of ceramic restorations. In: Mörmann WH (Hrsg): International Symposium on Computer Restorations. The state of the art of the Cerec Method. Proceedings. Quintessenz, Berlin, S. 51.

Noack M, Roulet Jf (1994) Survival rates and mods of failure of Dicor inlays after 4 years [Abstract]. J Dent Res 73, 196.

Pallesen U (1991) Clinical performance of Cerec-restorations: Restorative procedure and preliminary results. In: Mörmann WH (Hrsg): International Symposium on Computer Restorations. The state of the art of the Cerec Method. Proceedings. Quintessenz, Berlin, S. 285.

Pfeiffer B, Sommer MC, Knof R (1993) Zur Eignung des In-Ceram Systems für Inlays. Dtsch Zahnärztl Z 48, 422.

Pospiech P, Rammelsberg P, Gernet W, Geymeier D (1992) Vergleichende Untersuchungen zur Druckfestigkeit von Mirage-, Dicor- und VMK-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 47, 630.

Pröbster L, Diehl J (1990) Klinik und Technik des keramischen Kronen- und Brückensystems In-Ceram. Quintessenz 41, 613.

Pröbster L, Diehl J (1993) Slip-casting aluminuim ceramics for crown and bridge restorations. Quintess Int 23,25.

Pröbster L, Weber H, Diehl J, Weigl E (1990) Erste klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit dem vollkeramischen Kronen- und Brückensystem In-Ceram. Zahnärztl Welt 99,816.

Reich E, Schmalz G, federlin M (1990) Randspaltverhalten von Keramik- und Kompositinlays in vitro; Dtsch Zahnärztl Z 45, 656.

Reiss B, Walther W (1991) Survival analysis and clinical evaluation of Cerec-restorations in a private practice. In: Mörmann WH (Hrsg): International Symposium on Computer Restorations. The state of the art of the Cerec Method. Proceedings. Quintessenz, Berlin, S. 215.

Richter HG (1977) Unterkritische Rißausbreitung in keramischen Werkstoffen. Cfi / Ber DKG 54, 405.

Roulet Jf, Herder S (1989) Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays. Quintessenz, Berlin.

Roznowski M, Bremer B, Geurtsen W (1991) fracture resistance of human molars restored with various filling materials. In: Mörmann, WH (Hrsg): Proceedings of the International Symposium on Computer Restorations. Quintessenz, Berlin (1991), S. 559.

Rühe M, Evans AG (1989) High toughness ceramics and ceramic composites. Progress in Materials Science 33,85.

Rykke M (1992) Dental materials for posterior restorations. Endod Dent Traumatol 8, 139.

Salmag H, Scholze H (1982) Keramik Teil 1: Allgemeine Grundlagen und wichtige Eigenschaften. Springer, Berlin.

Sanders WA, Groseclose LE (1993) flexural stress rupture and creep of selected commercial silicon nitrides. J Am Ceram Soc 76, 553.

Schmalz G, federlin M, Geurtsen W (1994) Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 49,197.

Schroeder A (1988) Die gezielte Schmelzätzung. ZWR 97, 844.

Schüller KH, Hennicke HW (1985) Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. Ceram forum Int *617,259.*

Schulte W (1983) Die exzentrische Okklusion. Quintessenz, Berlin.

Schwickerath H (1994) Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20, 1495.

Sedgley CM, Messer HH (1992) Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod 18, 332.

Sheth J, Jensen M (1988) Luting interfaces and materials for etched porcellain restorations. J Am Dent Assc 114, 225.

Siebert G (1989) Zahnfarbene InlayslTeilkronen aus zahnärztlicher Sicht; Zahnarzt Mag 4, 11.

Simonsen RJ, Barouch E, Gelb M (1983) Cusp fracture resistance from composite in class II restorations. J Dent Res 62,254.

Smreker E (1926) Handbuch der Porzellanfüllungen und Goldeinlagen; Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin.

Sorensen JA, Avera SP, Torres T J (1991) A comparison of marginal fidelity and microleakage of posterior restorative systems. In: Mörmann WH (Hrsg): International Symposium on Computer Restorations. The state of the art of the Cerec Method. Proceedings. Quintessenz, Berlin, S. 275.

Spur G, Tio TM (1987) Schleifschäden in der Oberflächenrandzone keramischer Werkstoffe. IDR 21, 234-242.

Sternberg R, Matsson L (1993) Clinical evaluation of glass ceramic inlays (Dicor). Acta Odontol Scand 51, 91.

Stockton M (1985) Mineral dental porcelain composition. In: Jones D (ed): Development of Dental Ceramics; Dental Clinics of North America 29, 621.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems G, Noack MJ, Braem M, Lambrechts P, Roulet Jf (1992) marginal adaptation of four tooth colored inlay systems in vivo. J Dent 20, 18.

Von Grabowiecki H (1987) Die richtige Anwendung der Säureätztechnik. Quintessenz 11, 1809.

Weiss E (1993) Der Einfluß adhäsiv befestigter mod-Inlays auf das Bruchverhalten menschlicher Zähne in vitro. Zahnmed Diss, Berlin.

White S (1926) Hochschmelzendes Porzellan. In: Smreker E (Hrsg): Handbuch der Porzellanfüllungen und Goldeinlagen; Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin, S. 125.

Wiederhorn SM, freimann SW, fuller ER, Simmons CJ (1983) Effects of water and other dielectrics on crack growth. J Mat Sci 17, 265.

Wohlwend A, Schärer P (1990) Die Empress-Technik. Ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und facetten. Quintessenz Zahntech 16, 966.

Wohlwend A, Brodbeck U (1992) Das IPS Empress Keramik-Inlay. Innovationen für die Zahnheilkunde. Spitta Verlag, Teil 23.

Wood B (1926) Enameling plugs and restoring the contour of defective teeth by the application of enameled caps. In: Smreker E (Hrsg): Handbuch der Porzellanfüllungen und Goldeinlagen; Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin, S. 5.

Zhou SM, Hu HP, Wang Yf (1989) Analysis of stresses and breaking loads for class I cavity preparations in mandibular first molars. Quintess Int 20, 205.

Ziegler G (1991) Trends of development in advanced ceramics. Ceram forum Int 68, 72.

Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt meiner Mutter Else Rupp, die mir stets zur Seite stand. Sie hat mir mit ihrer menschlichen Wärme und ihrer seelischen und geistigen Unterstützung den Rücken gestärkt.

Herrn Professor Dr. Klaus Roth danke ich für die zahlreichen fruchtbaren Diskussionen, zu denen er stets bereit war. Seine qualifizierte fachliche Betreuung und seine aufmerksame herzliche Art waren für mich sehr wertvoll. Seinem Engagement verdanke ich die Zusammenarbeit mit den Firmen VITA-Zahnfabrik und IVOCLAR.

Herr Privat-Dozent Dr. Rainer Hahn hat mich mit seiner intensiven menschlichen und fachlichen Hilfe maßgeblich beim Erstellen der Arbeit unterstützt.

Herr Martin Wolf hat mich gewissenhaft und umsichtig in allen technischen Fragen beraten. Dank seiner Hilfe verliefen die Arbeiten im Labor zügig und reibungslos.

Die Firmen VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, und IVOCLAR, Schaan, haben mir das Arbeitsmaterial bereitgestellt. Ihnen danke ich für die erfolgreiche und sehr angenehme Zusammenarbeit.

Lebenslauf

Name	Ashraf Mohy Eldin Metwalli Elayouti
Geburtstag	24.04.1966
Geburtsort	Alexandria, Ägypten
Familienstand	Ledig
1971-1977	Englische Grundschule, Victory College Alexandria
1977-1982	Englisches Gymnasium, Victory College Alexandria
1982-1988	Studium der Zahnmedizin, Universität Alexandria
Juni 1988	Staatsexamen, Universität Alexandria
Sep. 88 -Dez. 88	Praktikum, Abt. für Endodontie, Universität Alexandria
Jan. 89 - März 89	Praktikum, Abt. für Prothetik, Dentales Forschungszentrum Alexandria
April 89 - Juni 89	Praktikum, Abt. für Kieferchirurgie, Gesundheitszentrum, Alexandria Flughafen
Juni 89 - Sep. 89	Praktikum, Abt. für Parodontologie, Medizinisches Zentrum Alexandria
Okt. 89	G.C.E. London Universitätsexamen, Englische Literatur
1989-1990	Studium der Medizinischen Informatik, Universität Alexandria
1990-1992	Kieferchirurgische Tätigkeit am Marinekrankenhaus, Alexandria
1992	Assistent in einer Privatpraxis in Hamburg
1993-1995	Hospitant, Doktorand in der Abt. für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie der ZMK-Klinik des UKE Hamburg
Jan 94	Erstes amerikanisches Staatsexamen (NDB I)
Sep. 95 -März 96	Wissenschaftlicher Mitarbeiter im Universitätskrankenhaus Eppendorf, Abt. Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
Apr. 96- Juli 98	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Abt. Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
März 98	Zweites amerikanisches Staatsexamen (NDB II)

Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, daß ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfaßt, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe und daß ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.