

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Klinik für Zahn-, Mund-, und Kieferkrankheiten
der Universität München
Vorstand: Prof. Dr. Reinhard HICKEL**

**Untersuchung der Bruchfestigkeit von
Vollkeramikronen für den Seitenzahnbereich – Vergleich von
computergestütztgefertigten und laborgefertigten Kronen**

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

Vorgelegt von
Hongyan Chen
Beijing
1998

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Priv. -Doz. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Priv. -Doz. Dr. P. Rammelsberg
Prof. Dr. T. Heinzeller

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: Entfällt

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

Tag der mündlichen
Prüfung: 30. 06. 98

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Seite

1	Einleitung	1
1.1	Hinführung zum Thema	1
1.2	Literaturübersicht	3
1.2.1	Dentalkeramik	3
1.2.1.1	Vollkeramische Kronen-Restaurationen	4
1.2.1.2	Jacketkrone	6
1.2.1.3	Systeme mit Hartkern	7
1.2.1.4	Glaskeramik	9
1.2.1.5	CAD/CAM-Systeme	11
1.2.2	Festigkeitssteigerung durch Oberflächenbearbeitung	15
1.2.2.1	Politur	15
1.2.2.2	Glasuren	16
1.2.3	Auswertungen der Zementierung	16
1.2.3.1	Zementarten	16
1.2.3.2	Einfluß der Zementarten auf Bruchfestigkeit	18
1.2.4	Werkstoffprüfung der Vollkeramiksysteme	19
1.2.4.1	Festigkeitseigenschaften	19
1.2.4.2	Bruchfestigkeit der Vollkeramiksysteme	22
1.2.5	Weibull-Statistik	24
1.2.6	Klinische Erfahrungen der vollkeramischen Kronen	25
1.3	Ziel der Arbeit	27
2	Eigene Untersuchung	28
2.1	Material und Methode	28
2.1.1	Prüfungen vorbereiten	29

2.1.1.1	Präparation des Meisterkronenstumpfs	29	4	Diskussion	58
2.1.1.2	Konstruktion der Cerec-Meisterkronen	30	4.1	Bruchfestigkeiten	60
2.1.1.3	Herstellung der Cerec-Versuchskronen	31	4.1.1	Vergleich der Bruchfestigkeit von Cerec-Vita-Mark-II-Kronen und Empress-Kronen	60
2.1.1.4	Herstellung der Empress-Vollkeramikronen im Labor	32	4.1.2	Einfluß der zyklischen Last auf der Festigkeit	62
2.1.1.5	Oberflächenverfahren der Versuchskronen	34	4.1.3	Einfluß der Oberflächenbearbeitung	63
2.1.1.6	Adhäsives Einsetzen der Versuchskronen	34	4.1.4	Einfluß der Herstellung durch den Zahntechniker	65
2.1.2	Mechanische Prüfung	36	4.2	Fraktographische Analyse	65
2.1.2.1	Universalprüfmaschine	36	5	Zusammenfassung und Schlußfolgerung	69
2.1.2.2	Prüfung der Bruchfestigkeit	37	6	Summary	71
2.1.2.3	Kausimulation	38	7	Literaturverzeichnis	73
2.1.2.4	Prüfung des Ermüdungsverhaltens	39	8	Anhang	84
2.2	Auswertungen	40	8.1	A Buchlasten aller Versuchskrone	84
2.2.1	Auswertung der Bruchstelle	40	8.2	B Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit aller Versuchskronen	89
2.2.1.1	Visuelle Auswertung der Bruchlokalisierung	40	8.3	C Bilde der Bruchfläche der Kronen im Lichtmikroskop	92
2.2.1.2	Auswertung der Bruchfläche im Lichtmikroskop	41	8.4	D Verwendete Materialien, Instrumente und Software	97
2.2.2	Statistische Auswertungen	41		Danksagung	99
2.2.2.1	Auswertung der Bruchfestigkeit	41		Lebenslauf	100
2.2.2.2	Auswertung der Versagenswahrscheinlichkeit	42			
3	Ergebnisse	44			
3.1	Die Bruchfestigkeit der Versuchskronen	44			
3.2	Die Versagenswahrscheinlichkeit der Versuchskronen	49			
3.3	Die Bruchstelle der Versuchskronen	55			
3.2.1	Bruchlokalisierung in Direktansicht	55			
3.2.2	Bruchfläche im Lichtmikroskop	56			

1 Einleitung

1.1 Hinführung zum Thema

Vollkeramische Restaurationen werden in der Zahnmedizin vor allem wegen ihrer guten ästhetischen Eigenschaften, ihrer chemischen Stabilität und der hohen Biokompatibilität in den letzten Jahren verstärkt verwendet. Diese Eigenschaften beruhen auf den starken kovalenten Bindungen im Gitter der Keramik, welche die Atomgruppen auf ihren Gitterplätzen fixieren. Ihre Zusammensetzung aus Metalloxiden macht die Dentalkeramik zu einem chemisch abgesättigten und inerten Werkstoff (Marx 1993). Die Keramiktechnologien unterscheiden sich vor allem in der Herstellungsmethode und in der Verwendung verschiedener Materialien. Bei den Herstellungsmethoden kann man Sintern, Gießen, Heißpressen oder spanabhebende, subtraktive Herstellungsmethoden unterscheiden. Die verwendeten Materialien differieren vor allem in der Bruchfestigkeit. Neben Systemen mit einem Aluminiumoxid-Hartkern wurden hochfeste Glaskeramiken entwickelt, in denen einer Rißausbreitung durch Glimmerkristalle oder Leucitkristalle entgegengewirkt werden soll. Auch durch das Einbringen von hochverdichteten keramischen Fasern wie Zirkonoxidpartikeln und durch Ionenaustausch konnte die Rißausbreitung ebenfalls erschwert und damit die Bruchfestigkeit gesteigert werden (Hondrum 1992; Krumbholz 1992; McLean 1992; Pospiech 1992). Dies führt zu einer vermehrten Verwendung vollkeramischer Kronensysteme auch im Seitenzahnbereich.

In-Ceram und IPS-Empress Techniken scheinen eine gute klinische Sicherheit zu bieten (Pröbster 1993; Sorensen 1995). Aber die Eigenschaften dieser Materialien hängen hochgradig von der Geschicklichkeit der Zahntechniker ab. Zusätzlich reduzieren die herstellungsbedingten Mikrodefekte die Bruchfestigkeit und die Lebenserwartung dieser Restaurationen. Das Cerec[®]-System ist eine computergesteuerte Herstellungsmethode, mit deren Hilfe aus industriell hergestellten Keramikblöckchen vollkeramische Cerec[®]-Restaurationen innerhalb einer Behandlungseinheit "chairside" angefertigt werden können. Wegen der Homogenität und Porenfreiheit dieser Materialien sind sie den individuell gebrannten Keramiken materialtechnisch überlegen (Kelly et al. 1991).

Diese Arbeit untersucht die Bruchfestigkeit und Ermüdungseigenschaften der computergestützt gefertigten Vollkeramikronen (Cerec-Kronen) im Seitenzahnbereich im Vergleich mit den laborgefertigten Kronen, um die in vitro mechanische Eigenschaft der computergefertigten Materialien, die als Kronen im Seitenzahnbereich verwendet wurden, zu bestimmen.

1.2 Literaturübersicht

1.2.1 Dentalkeramik

Keramik bzw. Porzellan umfaßt eine große Familie anorganischer Werkstoffe innerhalb der Werkstoffgruppe der Nichtmetalle. Sie werden oft in drei Untergruppen eingeteilt, und zwar in Silikatkeramik, Oxidkeramik und Nichtoxidkeramik (Hickel und Kunzelmann 1997, Pröbster 1997). Der Silikatkeramik liegen als gemeinsames Merkmal die gleichen Ausgangsstoffe zugrunde, nämlich die drei natürlich vorkommenden Mineralien Quarz (SiO_2), Feldspat und Kaolin (McLean 1979 und Craig 1993), wobei SiO_2 die vorherrschende Komponente darstellt (Hennicke et al. 1996). In Abhängigkeit von dem Mischungsverhältnis und der Korngrößenverteilung der Rohsubstanzen sowie dem Ausmaß der Verdichtung und der Temperaturführung beim Brennen (Sintern) entsteht ein breites Spektrum keramischer Werkstoffe, welches Irdengut, Steinzeug, Porzellane und Gläser einschließt (McLean 1979). Unter Oxidkeramik versteht man einfache Oxide wie Aluminiumoxid, Zirkondioxid und Titandioxid sowie komplexe Oxide wie Spinelle, Ferrite und Titanate. Die dentalkeramischen Massen bilden selbst nur einen sehr kleinen Bereich innerhalb des Gesamtspektrums der Keramiken (Hennicke 1967 und Hennicke und Klein 1996). Nur die reinsten Substanzen werden bei der Herstellung der dentalkeramischen Massen verwendet, um den hohen Anforderungen an Farbe, Zähigkeit, geringer Sprödigkeit, chemischer Beständigkeit, Transluzenz, den erwünschten Eigenschaften der Festigkeit und thermischen Expansion zu entsprechen (Craig 1993). Die erste dokumentierte Anwendung von Porzellan in der Zahnheilkunde wird Nicolas Dubois de Chemant zugeschrieben, der im Jahr 1788 seine Dissertation über künstliche Zähne aus Porzellan veröffentlichte (Strub 1992).

1.2.1.1 Vollkeramische Kronen-Restorationen

Die Vollkeramiksysteme für Kronen sind in der Tabelle 1.1 übersichtlich dargestellt.

Systeme	Keramik	Hersteller	Herstellungsverfahren	Material	Besonderheiten	Jahr der Verfügbarkeit	Quellen
Jackelkrone							
	Vitadur N	Vita	Sintern	Al ₂ O ₃ -Keramik	erhöhte Biege- und Zugfestigkeit; hohe Mißerfolgsrate im Seitenzahnbereich	1965 McLean	McLean et al. 1965 Strub 1992
	Vita-Twin Foil Jacket	Vita	Sintern	Al ₂ O ₃ -Keramik Zinn beschichtet Platinfolie	hohe Festigkeit	1976 McLean	McLean 1976
	Renaissance	Williams Gold, Buffalo, NY	Sintern	Feldspatkeramik	geringere Festigkeit	1978 Schoher & Whitean	Brukl 1987 Schossow 1983
Hartkern							
	Cerestore	Johnson & Johnson	Sintern	Al ₂ O ₃ -Keramik Al ₂ O ₃ (65-70%) MgO (8-10%) BaO-SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -Glas	hohe Kosten und hohe Mißerfolgsrate	1983 Sozio & Riley	Sozio 1983 Anusavice 1993
	Hi-Ceram	Vita	Sintern	Al ₂ O ₃ -Keramik	hohe Biegefestigkeit	1986 Claus	Strub 1992 Riedling 1987
	Optec-HSP	Jeneric (Keppeler & Wöhr)	Sintern	hochleucithalt Feldspatkeramik		1989 Katz	Bank 1990 Krumbholz 1992
	In-Ceram	Vita	Infiltration	Infiltrationskeramik Al ₂ O ₃ -Gerüst	hohe Festigkeit	1985 Sadoun	Degrange 1987 Strub 1992
	Mirage-II	Chameleon	Sintern	Feldspatkeramik	hoch verdichtete Keramikfasern	1989 Jäger	Pospiech 1992

Glaskeramik							
	Dicor	DeTrey/Dentsply	Gießen	Glaskeramik; Tetrasilicic Fluor-Glimmer-Kristalle	erstes Glaskeramiksystem; besseres Ergebnis im Frontzahnbereich	1983 Grossman	Adair 1984
	Cera Pearl	Kyocera Corp. Kyoto Japan	Gießen	Apalit-Glaskeramik; Hydroxylapatite-Kristalle	weiß	1985 Hobo & Iwata	Hobo 1985
	Olympus Castable Ceramics (OCC)	Olympus Optical Co. Tokyo, Japan	Gießen	Glaskeramik; Glimmer- und Lithium mit beta-Spodumene-Kristalle		1989 Uryu	Uryu 1989
Heißpreß-Systeme							
	IPS-Empress	Ivaclar/ Vivadent	Preßguß	Glaskeramik; Leucite-Kristalle	hohe Festigkeit; gutes klinische Ergebnis	1986 Wohlwed	Dong 1992 Lehner 1992
CAD/CAM und Kopierschleifsysteme							
	Celay	Mikrona Schweiz	CAM	In-Ceram-Alumina-Blanks; Spinell-Blanks	mechanisch Kopierschleifverfahren	1992 Eidenbenz	Eidenbenz 1994
	Cerec II	Siemens	CAM	In-Ceram-Coping; Vita-Mark-II-Krone	chair-side; Photooptischer Abdruck CAD	1994 Mörmann	Lampe 1997 Pröbster 1997
	Procera AllCeram	Nobel Biocare, Schweden	CAM	dicht gesinterte und reine Aluminiumoxidkeramik	mechanischer Sensor	1993 Andersson	Anderson 1993
	Precident DCS-System	DCS Produktion Schweiz	CNC-Maschine	Titan-Coping Zirkonoxidkeramikkrone	mechanischer Sensor	1996 Luthardt und Musil	Luthardt und Musil 1996

Tab. 1.1: Systeme, Hersteller und Besonderheit der Vollkeramikkrone

1.2.1.2 Jacketkrone

Die Jacketkrone bzw. Porzellan-Mantelkrone wurde von Land, um 1888 eingeführt und von Wain, um 1923 mit Glas als Füllungsmaterial entwickelt (Pröbster 1997 und Banks 1990). Mit dem Vorteil einer befriedigenden Ästhetik und einer geringen Wärmeleitfähigkeit konnten eine ästhetisch zufriedenstellende Kronenrestauration erreicht werden. Aus Gründen des Materials und der Technik wurde die Indikation wegen des hohen Zahnhartsubstanzverlustes, der hohen Frakturanfälligkeit und der klassischen Form nur im Frontzahnggebiet eingesetzt (Strub 1992). Mit der Einführung der VMK-Technik wurde das Problem der Frakturanfälligkeit einigermaßen gelöst, aber dabei tauchten neue ästhetische Unzulänglichkeiten auf.

Vitadur:

McLean und Hughes (McLean et al. 1965) führten das Prinzip der Dispersionsverfestigung in die Zahnmedizin ein. Durch Zusetzen von feinverteiltem kristallinem Aluminiumoxid zur keramischen Schmelze konnten die mechanischen Eigenschaften erheblich verbessert werden. Diese Entdeckung führte zur Entwicklung verschiedener Hartkernmassen, die aufgrund ihrer durch das Aluminiumoxid hervorgerufenen Opazität mit Verblendkeramik überbrannt werden mußten, um die gewünschte Ästhetik zu erreichen (Pröbster 1997). Die entwickelten Grundmassen (Vitadur) besaßen mit einem hohen Anteil an Al_2O_3 -Partikeln zwar eine fast doppelt so hohe Festigkeit wie übliche keramische Massen, waren aber wegen der hohen Mißerfolgsrate im Seitenzahnbereich nur als Frontzahnkronen geeignet (Strub 1992).

Vita-Twin Foil Jacket:

Es wurde später das Herstellungsverfahren durch die Verwendung einer Platinfolie von McLean, um 1976, weiter entwickelt. Mit Hilfe der "Zinn-Beschichtung-Technik", bei der die Innenfläche der Keramikkrone mit dem Metall verklebt wird, wurde die Festigkeit der Kronen erhöht (McLean 1976 und Lehner 1997). Zinn stellt die metallenen Oxidbestandteile für Aufbrennkeramik zur Verfügung.

„Renaissance“:

Nach der "Kera-Platinum-Technik" wurde das System der „Renaissance“-Jacketkrone von Schoher und Whiteman um 1978 entwickelt. Die Bruchfestigkeit der Kronen wurden geprüft und mit einer Bruchlast von 1000N registriert (Brukl 1987).

1.2.1.3 Systeme mit Hartkern

Bei diesem Verfahren wird mit einer Kernmasse ein keramisches Gerüst erstellt, das mit Keramikmassen verblendet wird.

Cerestore:

Das von Sozio und Riley um 1983 entwickelte Cerestore-Verfahren ist das erste Schwindungsfrei-Verfahren der Vollkeramiksysteme (Sozio 1983 und Anusavice 1993). Dabei wurde der Weg über die Spritzpreßtechnik gegangen.

Es wurde ein zusätzlicher Magnesiumoxid-Spinell-Werkstoff (8-10%) zur Aluminiumoxid-Kernmasse (65-70%) kompensiert, um das Volumen der Gerüste zu kontrollieren und paßgenauere Kronen herzustellen. Die hohen Kosten und eine erhöhte Bruchanfälligkeit bei Dauerbeanspruchung im Mund führten dazu, daß Cerestore-Kronen vom Markt genommen wurden (Strub 1992 und Krumbholz 1992).

Hi-Ceram:

Der andere Weg, der zur Herstellung des Hartkernes führt, beruht darauf, daß die Kernmasse auf einen feuerfesten Stumpf aufgetragen wird. Die Stumpfmasse wird nach dem Brand durch Ausstrahlen entfernt und das entstandene Hartkernkappchen nach Ausarbeitung auf dem Meistermodell mit der herkömmlichen Jacketkronenmasse verblendet. Hierbei ist im Gegensatz zur klassischen Jacketkrone keine Verwendung von Platinfolie nötig. Durch den erhöhten Aluminiumoxidanteil in der Hartkernmasse wurde eine verbesserte Standzeit bei hohen Temperaturen, eine Herabsetzung der Schwindung und eine höhere Biegefestigkeit erreicht (Schwickerath 1987).

Optec-HSP:

Das Optec-HSP System wurde von Katz um 1989 präsentiert. Bei diesem System wird die Keramik ähnlich wie bei Hi-Ceram auf einen brennstabilen Stumpf aufgebracht. Es handelt sich um eine hochleucithaltige Feldspatkeramik, bei der im Gegensatz zu Hi-Ceram keine spezielle Kernmasse benötigt wird (Bank 1990 und Krumbholz 1992). Das Sintern der Partikel führt zur Mikroporosität und inhomogener Verteilung zwischen den Keramik-Partikeln. Die Mikroporosität kann ein frühes Versagen der Restaurationen verursachen (Southern 1983). Die Festigkeit dieser Keramik ist nur geringfügig höher als die der klassischen Jacketkrone (Krumbholz 1992).

In-Ceram:

Die sogenannte "slip-cast"-Technik wurde von Sadoun um 1985 für das In-Ceram-System entwickelt. Es wird zuerst ein Aluminiumoxidkappchen mit Hilfe eines Zahnstumpfes aus Spezialgips gesintert. Anschließend werden die Poren des Aluminiumoxidkappchens in einem zweiten Brand bei 1100° C durch Infiltration mit einem Lanthan-Glas geschlossen. Es ergibt sich dadurch eine dichte, aus Aluminiumoxid und Glas zusammengesetzte Struktur (Krumbholz 1992).

Durch In-Ceram wird bewiesen, daß es möglich ist, Kronen- und Brückengerüste herzustellen, die die Festigkeit von Al_2O_3 -Sinterkeramik haben. Die hohe Festigkeit erhält das Material durch den zweiten Brand, bei dem das Aluminium-Gerüst mit niedrigviskosen Farbglass-Partikeln infiltriert wird (Krumbholz 1992). Das Keramikgerüst bleibt auf Grund seiner Korngröße schwindungsfrei und kann daher mühelos vom Duplikatmodell abgehoben und die Krone in üblicher Weise mit Vitadur-N oder mit einem anderen Materialsortiment fertiggestellt werden (Claus 1990). Wegen des hohen Anteils an feinen Kristallpartikeln im Material wird die Festigkeit auf das Dreifache gegenüber dem konventionellen Aluminiumhartkern erhöht (Lehner 1997).

Mirage-II:

Bei der Keramikmasse Mirage-II handelt es sich um eine Feldspatkeramik, die mit industriell vorgefertigten, hochverdichteten Keramikfasern aus Zirkonoxid verstärkt ist (Pospiech 1992). Damit soll eine deutliche Erhöhung der Bruchfestigkeit erreicht werden, da die Fasern einen Riß überspannen und so seine Ausbreitung und Verlängerung verhindern. Gerüstherstellung und Fertigstellung erfolgen durch Schich-

tung der Keramikmassen auf einem feuerfesten Einbettmassenmodell (Marx 1993). Wegen der inhomogenen Verteilung der Fasern und des Fehlens einer kompakten Verbindung zwischen Faser und Matrix wurde die Biegefestigkeit gegenüber Mirage-I (ohne Fasern) nicht entscheidend übertroffen (Pospiech 1992).

1.2.1.4 Glaskeramik

Glaskeramik ist mit Hilfe der kontrollierten Kristallisierung des Glases angefertigt. Die Kristallite der Glaskeramik entstehen durch die Wärmebehandlung und die Schmelze der Glaskeramik ist homogen. Dies unterscheidet sich von der Sinterkeramik, bei der Matrix aus Silikatglas und Partikeln aus Kristalliten der Schmelze fertig zugegeben werden.

Unter dem Begriff der Glaskeramik versteht man die gegossene Glaskeramik. Ihre Herstellung erfolgt durch das Gießen eines Glasrohlings im "Lost-Wax" Verfahren. Nach dem Gießen wird die Feinbearbeitung der Krone durchgeführt. Dieses Verfahren wurde erstmals von Grossman um 1973 beschrieben. Danach wurden einige Systeme entwickelt.

Dicor:

Im Jahre 1985 wurde von der Firma DeTrey/Dentsply ein in Zusammenarbeit mit Corning Glass, USA, entwickeltes System zur Herstellung von Vollkeramikronen unter dem Handelsnamen "Dicor" auf dem europäischen Markt eingeführt (Riedling 1987). Dabei handelt es sich um ein vergießbares Glas, welches im wesentlichen aus Siliziumdioxid, Magnesiumoxid und anderen Oxiden sowie aus Magnesiumfluorid besteht (Grossman 1985 und Malament 1987). Die Besonderheit dieser neuen Technik liegt in einer mit Gußwachs modellierten Krone, vergleichbar mit der Herstellung einer Vollgußkrone, die in Glas gegossen wird. Dieser Glasrohling wird durch Temperaturbehandlung keramisiert und in mehreren Malvorgängen der Farbe des Restzahnbestandes angepaßt. Die Vorteile dieses Verfahrens, das in Konkurrenz zur herkömmlichen Keramikmantelkrone und der Metallkeramik-Krone sowie anderer Vollkeramiksysteme und Folienkronen steht, liegen nach Herstellerangabe in der verbesserten Paßgenauigkeit und einfacheren Herstellung sowie höherer Stabilität gegenüber der Jacketkrone, in verbesserter Ästhetik gegenüber der Metallkeramik-

krone sowie im Fehlen von metallischen Gerüstanteilen, was thermische Pulpairritationen bei Temperaturwechselbelastung vermindert. Es stellt sich nicht das Problem einer Sensibilisierung bzw. Auslösung von Überempfindlichkeitsreaktionen aufgrund von in Lösung gehenden Korrosionsprodukte dentaler Legierungen. Aber es stellt sich noch das Problem der Schrumpfung der Keramik sowie das Problem der Mikroporosität und der Inhomogenität des Materials (Schäerer 1988).

Cera Pearl:

Eine weitere gießfähige Glaskeramik wurde als Apatit-Keramik von Hobo und Iwata um 1985 unter dem Namen "Cera pearl" vorgestellt und ausführlich werkstoffkundlich und biophysikalisch untersucht (Hobo und Iwata 1985). Dieses System findet in der Facettentechnik Anwendung, wobei in der Herstellung der Hydroxylapatit-Facette ähnlich wie beim Dicor-Verfahren vorgegangen wird.

OCC (Olympus Castable Ceramics)

Es wurde von Uryu um 1989 eine weitere gießbare Glaskeramik entwickelt. Bei dieser lithiumhaltenden Keramik wird durch Glimmerkristall und Betaspodumene-kristall-Zugabe nach dem Kristallisieren die Festigkeit des Materials erhöht.

IPS-Empress:

IPS-Empress (Fa. Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), eine Entwicklung des Züricher Zahntechnikers Arnold Wohlwend, stellt technologisch ein zur Dicor-Gießtechnik analoges Verfahren dar, da ebenfalls ein Wachsmo- dell eingebettet, ausgebrannt und die so gewonnene Hohlform mit plastifizierter Keramik gefüllt wird. Es liegt bereits als Keramik vor, ein Keramisieren der Restauration entfällt. Die in Korngröße und Verteilung optimierten Leuzitkristalle gewährleisten Opazität und mechanische Festigkeit (Höland et al. 1992).

Im Unterschied zu Dicor wird kein Schleuderguß eines schmelzflüssigen Materials vorgenommen, sondern erweichte Keramik mittels eines pneumatischen Systems in die Hohlform gepreßt. Durch das Preßverfahren wird die Porosität reduziert und eine reproduzierbar gute Paßgenauigkeit erreicht (Hickel 1992 und Dong 1992). Die während der Abkühlungsphase nach dem Pressen zu beobachtende optimale Verteilung der Leuzitkristalle innerhalb der Glasmatrix trägt zur Festigkeitssteigerung des Materials bei. Für Restaurationen im Seitenzahnbereich wurden die Oberflächen bemalt

und gebrannt (Maltechnik). Für Frontzahnkronen kann die Oberfläche auch zur Verfeinerung der Farbstruktur auf eine reduzierte Kronenkappe mit Sintermassen aufgebrannt werden (Schichttechnik).

1.2.1.5 CAD/CAM und Kopierschleifsysteme

Um eine Optimierung der Festigkeit und Zuverlässigkeit vollkeramischer Restaurationen zu erreichen, wurden Methoden entwickelt, die die gewünschte Form aus einem Keramikblock herausarbeiten. Durch die Trennung von Formgebung und Keramikherstellung können standardisierte, hochwertige Keramikrohlinge mit einer fehlerfreien Gefügestruktur verwendet werden, deren aufwendige Produktion nur in Fabriken erfolgen kann (Krumbholz 1992). Zur Bearbeitung stehen mechanische Verfahren zur Verfügung (Hahn 1992, Hickel und Kunzelmann 1997).

Cerec[®]-System:

Das von Professor Mörmann entwickelte Cerec[®]-System ist ein computergestütztes System, das mit der Anwendung von einem Cerec[®]-Gerät die Cerec-Restauration konstruieren und herstellen kann. Das Cerec[®]-Gerät bietet eine Software der Konstruktion und hardwaremäßig einen Computer mit dem Monitor, eine Cerec-Oral-Kamera sowie eine Schleifmaschine mit elektrisch angetriebene diamantierte Scheibe (Cerec I und Cerec II) und einer Zylinderfräser (Cerec II) (Cerec[®]-Handbuch, Siemens) (Abb. 1.1).

Der zur Aufnahme eines Inlays oder Krone präparierte Zahn kann direkt im Mund des Patienten mit Hilfe eines optischen Sensors vermessen und auf dem Monitor dargestellt werden. Die Oberfläche der Restzahnsubstanz wird im Rahmen der 3D-Datenerfassung vermessen und digital gespeichert. Die optischen Sensoren arbeiten nach dem gleichen Prinzip, wonach auch die menschliche Tiefenwahrnehmung im Nahbereich funktioniert. Sie arbeiten nach dem Prinzip der aktiven Triangulation. Bei der aktiven Triangulation wird das Objekt aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen Richtung beobachtet. Als Beleuchtung dienen Lichtpunkte oder Lichtlinien. Anhand der tiefenabhängigen Verzerrung einer auf die Oberfläche projizierten Lichtlinie bzw. eines Gitters kann die Oberfläche von Zähnen rasch mit hoher Genauigkeit

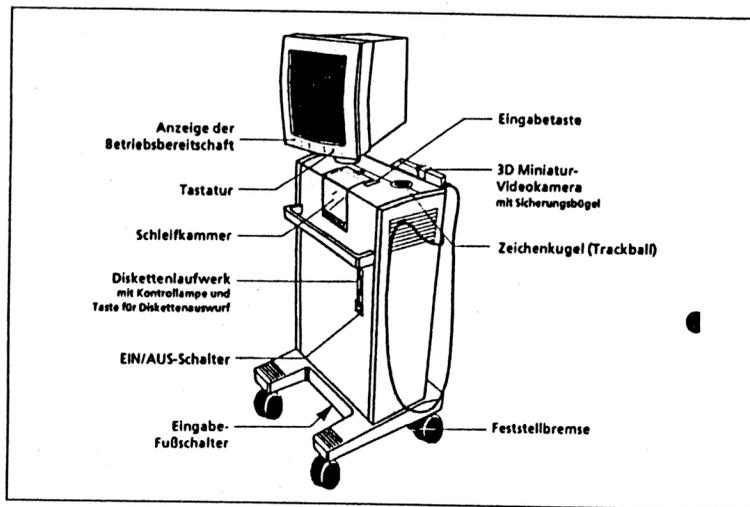


Abb. 1.1: Aufbau des Cerec®-2-Geräts

vermessen werden. Die dreidimensionalen Daten der Vermessung dienen dazu, im Computer ein Modell der Oberfläche des präparierten Zahnes oder Modellzahnes zu erzeugen (CAD - computer aided design). Anschließend wird die Konstruktion der Restauration mit dem Computer durchgeführt. Die im Computer geplante Restauration kann schließlich automatisch aus einem Rohling hergestellt werden (CAM - computer aided manufacturing) (Hickel und Kunzelmann 1997).

Das von Siemens weiter entwickelte Cerec®-2-System bietet einen genaueren optischen Abdruck und hinsichtlich der Kauflächengestaltung verschiedene Optionen. Es werden verschiedene Programme der Konstruktion (Inlay; Veneer und Krone) und verschiedene Algorithmen der Kauflächengestaltung (Extrapolation; Correlation I; Correlation II; Funktion I und Funktion II) in der Software angeboten (Abb. 1.2). Extrapolation ist das Standard-Konstruktionsprogramm für Restaurationen im Seitenzahnbereich. Es ist insbesondere für die Einzelzahnversorgung und für die Behandlung mit direktem optischen Abdruck im Mund des Patienten gedacht. Extrapolation baut die Kaufläche aus natürlich gekrümmten Dreiecksflächen auf und bietet sich hauptsächlich bei Restaurationen an, bei denen der Rechner viele Informationen aus den vorhandenen Höckerstrukturen oder der approximalen Nachbarschaft gewinnen kann. Extrapolation ist insbesondere auf zügiges Arbeiten optimiert. Correlation I

bietet sich an, wenn keine intakte Okklusalmorphologie vorhanden ist. Man kann dann die Okklusalfäche der Restauration mit einem plastischen Material im Mund oder auf dem Modell vorkonturieren und einokkludieren. Bei Correlation I wird zunächst die Aufnahme der Präparation und als zweites die manuell konturierte Okklusalfäche aufgenommen. Wenn man eine vorhandene Okklusalfäche übernehmen möchte, bietet sich Correlation II an. Bei Correlation II ist die erste Aufnahme der optische Abdruck der vorhandenen Okklusalfäche, die zweite Aufnahme ist die Präparationsaufnahme. Wenn keine völlig intakte Okklusalmorphologie vorhanden ist, kann man mit Funktion I in extremen Fällen die Okklusalfäche mit einem plastischen Material vorkonturieren. Wenn keine völlig intakte Okklusalfäche vorhanden ist, wird bei Funktion II zuerst die vorhandene Okklusalfäche (Funktionsaufnahme) aufgenommen, mit der zweiten Aufnahme die Präparation.

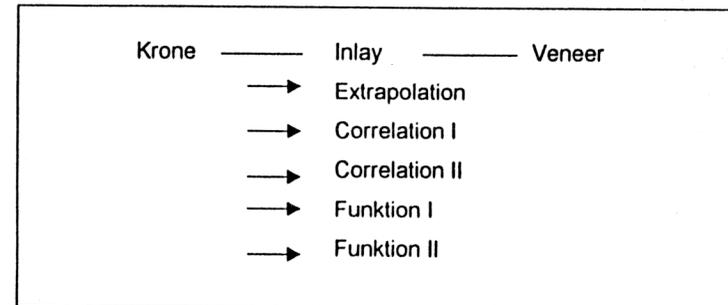


Abb. 1.2: Konstruktionsmöglichkeiten der Kaufläche

Das Cerec®-2-System bietet hardwaremäßig, neben der bereits vorhandenen Schleifscheibe, verschiedene Schleifwerkzeuge einschließlich des zylinderförmigen Diamantfräasers mit verschiedener Dimension in dem Durchmesser von 2.0 mm; 1.6 mm und 1.2 mm, und einer Diamantscheibe. Damit kann die Konstruktion und die Herstellung der Kronen durchgeführt werden (Abb. 1.3).

Celay-System:

Das Celay-Verfahren (Fa. Mikrona, Spreitenbach, Schweiz) stellt ein, rein mechanisch arbeitendes, manuell bedientes Kopierschleifverfahren dar, bei dem ein Kunststoffmodell der Restauration abgetastet und synchron aus einem Keramikrohling ge-

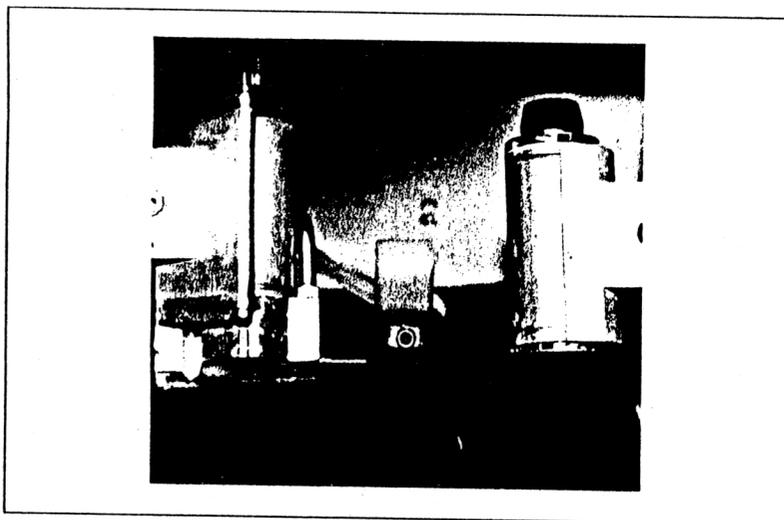


Abb. 1.3: Schleifinstrumente: Diamantscheibe und Diamantfräser

schliffen wird. Seit die In-Ceram-Keramik in Form von industriell gefertigten Rohlingen, sogenannten Blanks (In-Ceram-Alumina Blanks, Spinell Blanks), erhältlich sind, besteht auch die Möglichkeit zur maschinellen Herstellung von Kronen (Pröbster 1997).

Procera AllCeram-System:

Mit dem Procera AllCeram-Verfahren (Fa. Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) werden Kronengerüste aus dicht gesintertem, reinem Aluminiumoxid hergestellt. Zur Herstellung wird der Modellstumpf mit mechanischem Sensor abgetastet und die Oberfläche des Stumpfes als Datensatz von 20000 Meßpunkten digitalisiert. Dieser Datensatz wird an ein Herstellungszentrum übertragen, in dem dann ein berechnetes, vergrößertes Coping (Kronenkäppchen) computergesteuert aus der vorverdichteten Al_2O_3 -Keramik (Grünkörper) gefräst wird. Die Vergrößerung berücksichtigt die Sinterschrumpfung des Aluminiumoxids beim Sintern der Kronenkappe, die auf dem vergrößerten Stumpf modelliert wird. Diese Prozeßtechnik ist weitgehend computergesteuert und führt dazu, daß die Herstellung des Kronengerüsts aus dem Zahn-techniklabor ausgelagert wird. Der Zahn-techniker erhält die fertige Kronenkappe dann zur Verblendung zugeschickt (Pröbster 1997).

Precedent DCS-System:

Beim DCS-System (Fa. DCS Production, Alschwil, Schweiz; Fa. Girsch Dental, Pforzheim) wird die Stumpfgeometrie mit einem mechanischen Abtaster digitalisiert. Die Konstruktion der Copings erfolgt dann computerunterstützt auf dem Bildschirm des Rechners. Die Daten dienen anschließend zur Ansteuerung einer CNC-Maschine, die aus Zirkonoxidkeramikblöcken das Gerüst herausschleift. Das Gerüst ist dann noch zu verblenden (Luthardt 1996).

1.2.2 Festigkeitssteigerung durch Oberflächenbearbeitung

Die weitere Bearbeitung der Keramikoberfläche ist aus ästhetischer Sicht und zum Schutz der Schmelzantagonisten vor Abrasivwirkung (Monasky 1971 und Rattledge et al. 1994), und zur geringen Retentionsmöglichkeit der Plaque (Chan und Weber 1986 und Adamczyk und Spiechowicz 1990) notwendig. Die Oberflächenbearbeitung eines Politur- oder Glasur-Verfahrens erfolgt mit dem Ziel einer geringen Oberflächenrauigkeit und hoher Festigkeit der Restaurationen (Campbell 1989; Lüthy et al. 1993; Hulterström und Bergman 1993; Giordano et al. 1995 und Ward et al. 1995).

1.2.2.1 Politur

Die Entfernung von oberflächlichen Defekten durch Politur bewirkt ebenfalls eine Festigkeitssteigerung. Mit Hilfe von Diamantpolierpasten kann die nach der Herstellung oder nach der Korrektur der Okklusalfäche im Bereich der Randzone geschädigte Keramikoberfläche schonend abgetragen werden, ohne neue Risse zu induzieren. Giordano et al. 1995 kamen bei einer Untersuchung von Prüfkörperbarren aus Feldspatkeramik und Aluminiumoxidkeramik zu dem Ergebnis, daß eine Politur der Keramik mit einer zunehmenden Festigkeit verbunden war. Das Politur-Verfahren ist auch für die Cerec CAD/CAM Restaurationen aus Vitabloc wichtig. Damit kann eine geringe Oberflächenrauigkeit erreicht werden (Feher und Mörmann 1995) und die Festigkeit des Materials zu 20% gesteigert werden (Hulterström und Bergman 1993 und Giordano et al. 1995).

1.2.2.2 Glasur

Die Erzeugung von Druckspannen in der Keramikoberfläche durch Glasur bewirkt eine Festigkeitsteigerung der Keramikrestorationen, da der Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasur einen kleineren Wert als die darunterliegende Keramik aufweist. Bei der Abkühlung entstehen somit Druckspannungen an der Oberfläche, die den im Inneren möglicherweise entstehenden Rissen entgegenwirken (Hondrum 1992). Die Festigkeit der IPS-Empress Keramik konnte so durch Glasieren gesteigert werden (Lüthy et al. 1993 und Üctaslis et al. 1993).

1.2.3 Auswertungen der Zementierung

Die Qualität, die Verweildauer und die Ästhetik von zahnfarbenen Restaurationen wird entscheidend durch die Stärke und die Dauer ihrer Verbindung mit den Zahnhartsubstanzen bestimmt. Ein maximaler Verbund durch einen dazwischenliegenden Haftvermittler führt nicht nur zu einer Minimierung des Randspaltes, sondern auch zu einer Erhöhung der Festigkeit und der Retention. Um eine mechanische Verankerung zu ermöglichen, sind mikroretentive Strukturen in den beiden zu verbindenden Oberflächen nötig, in die das Befestigungsmaterial vollständig eindringen kann. Ein zusätzlicher chemischer Haftmechanismus würde das Verbundsystem noch weiter verbessern.

1.2.3.1 Zementarten

Zum definitiven Zementieren von festsitzendem Zahnersatz stehen grundsätzlich Zinkoxidphosphat-, Polycarboxylat-, Glasionomer- und Kompositzemente zur Verfügung.

Zinkoxidphosphatzemente

Zinkoxidphosphatzemente entstehen aus einer Reaktion eines Pulvers von 90 % Zinkoxid und Zusätzen von MgO, SiO₂ und CaF₂ mit einer wässrigen Lösung (36 Gew.% H₂O) der Phosphorsäure. Dabei entsteht eine Matrix aus Zinkphosphat, in die noch Partikel des Metalloxides eingebettet sind. Durch eine Verteilung der Oberflä-

chen von Zahnstumpf und Restauration wird deren Parallelverschiebung verhindert, wobei die Retentionskraft mit der Druckfestigkeit des Zementes ansteigt. Aber es hat im abgebundenen Zustand eine geringe Klebekraft, hohes Mikroauslaufen in vivo (White et al. 1994) und eine pulpenirritierende Wirkung (Christensen 1991).

Polycarboxylatzemente

Die Polycarboxylatzemente sind im wesentlichen eine Mischung aus Zinkoxid und einer 40 - 50% -igen wässrigen Polycarbonsäurelösung. Wegen der geringeren Druckfestigkeit im Vergleich zum Zinkoxidphosphatzement kommt es häufiger zum Retentionsverlust (Christensen 1991).

Glasionomerzemente

Bei den Glasionomerzementen (Glas-Polyalkenoat-Zemente) besteht das Pulver aus einem Aluminiumsilikatglas und die Flüssigkeit aus Copolymeren mit Acrylsäurederivaten. Durch Salzbildung der in den Glaspartikeln enthaltenen mehrwertigen Metallionen mit den Säuregruppen der Makromoleküle resultiert eine Vernetzung, wobei die Flüssigkeit in ein hartes Gel überführt wird. Es hat aber Nachteile von der starken Feuchtigkeitsempfindlichkeit vor dem Aushärten und einer gelegentlich auftretenden Hypersensibilität der Pulpa sowie einer hohen Löslichkeit dieses Zementes (Christensen 1991).

Kompositzemente - adhäsive Befestigung

Die adhäsive Befestigung von Komposit- und Keramikfüllungswerkstoffen nach Säureätzung des Schmelzes ist heute Standard und Voraussetzung für eine gute und randdichte Restauration. Wegen der guten Pulpenverträglichkeit, der guten werkstoffkundlichen Eigenschaften und ihrer Transluzenz bieten sich die Kompositzemente besonders für die Zementierung von Vollkeramikrestorationen an (Crocker 1992 und Christensen 1993).

Komposite und auch Kompositzemente sind Verbundwerkstoffe, die eine organische Matrix mit eingelagerten anorganischen Füllkörpern besitzen. Die organische Phase besteht aus Dimethacrylaten (das hauptsächlich verwendete Diacrylat ist das Bisphenol-A-Glyzidyl-Methacrylat (Bis-GMA)), die im monomeren Zustand zahlreiche Doppelbindungen aufweisen und dadurch bei ihrer Polymerisation zu einem dreidi-

mensionalen Netzwerk um die Füllstoffpartikel führen. Initiiert werden kann diese Aushärtungsreaktion chemisch durch Mischung zweier Komponenten (selbshärtend) oder UV-Bestrahlung (lichthärtend) oder einer Kombination aus beiden (dualhärtend). Zur mechanischen Haftung des Befestigungskunststoffes an der Keramikrestauration wird eine mikroretentive Struktur durch Ätzung der Keramikoberfläche mit Säuren erzeugt. Mit dem zusätzlichen Auftragen eines Haftvermittlers auf der Innernfläche der vollkeramischen Kronen, meist γ -Methacryloxypropyltrimethylsilan, wird ein stärker chemischer Verbund zum Komposit erreicht (Crocker 1992, Roulet et al. 1994 und Aida et al. 1995). Bei Verwendung von entsprechenden Dentinadhäsiven soll eine bessere Haftung am Dentin durch chemische und mikromechanische Mechanismen erzielt werden (Kern und Thompson 1995; Kielbassa et al. 1996 und Molin et al. 1996).

1.2.3.2 Einfluß der Zementarten auf Bruchfestigkeit

Bei Bruchlastuntersuchungen an Vollkeramikronen wurde die Abhängigkeit der Bruchlast von der Art der Befestigung und vom verwendeten Verbundsystem festgestellt. (Burke 1994; Burke 1996 und Groten et al. 1996).

Die adhäsive Zementierung mit Komposit führt zu einer um 50 % erhöhten Bruchfestigkeit der IPS-Empress-Kronen und der Dicor-Kronen als dies bei Anwendung der Zinkphosphatzement oder der Glasionomierzement. (Kümin et al. 1993; Burke 1996; Pospiech et al. 1996). Die Cerec-Mark-II-Kronen erzielten adhäsivem Verbund für den Seitenzahnbereich genügend erscheinende Bruchfestigkeit, aber bei der Zementierung mit Phosphatzement nicht (Lampe et al. 1997).

Die adhäsive Kompositschicht zwischen Zahn und Restauration wirkt Zugspannungen entgegen, die bei Kaubelastungen auf der okklusalen Unterseite der Keramikrestauration auftreten können, und verhindert die kritische Deformation der Keramik, welche zur Entwicklung einer Fraktur führen könnte (Wilson et al. 1990; Kelly et al. 1991 und Nathanson 1991). So wird die adhäsive Zementierung zur Befestigung vollkeramischer Kronen die Verwendung von Resinzementen empfohlen.

1.2.4 Werkstoffprüfung der Vollkeramiksysteme

Eines der registrierten Probleme in der Anwendung der Keramikmaterialien in der Zahnmedizin besteht in der Sprödigkeit des Materials. Die Bruchgefahr vollkeramischer Restaurationen geht von Oberflächen- oder Volumfehlern aus, die während der Werkstoffherstellung in Form von Poren, Rissen, Phasengrenzen oder Einschlüssen eingebracht oder während der Oberflächenbearbeitung induziert wurden. Unter Belastung kann es zur Ausbreitung von Rissen und möglicherweise zur Fraktur der Restauration kommen. Aufgrund dieses Verhaltens ist die Keramik als sprödes Material besonders anfällig für winzige Defekte, wie Poren und Spalten in der Gefügestruktur, da sich Spannungsbelastungen an diesen Fehlstellen konzentrieren.

1.2.4.1 Festigkeitseigenschaften

Die Festigkeit keramischer Werkstoffe wird üblicherweise durch den Widerstand des Materials gegenüber Zugspannungen charakterisiert. Bei den dentalkeramischen Werkstoffen kommt dem Festigkeitsverhalten eine große Bedeutung zu, wobei Zahnersatz hauptsächlich durch Druck-, Biege- und Zugspannungen beansprucht wird. (Schwickerath 1985).

Druckfestigkeit

Zur Messung der Druckfestigkeit werden zylindrische Prüfkörper mit zunehmender Druckbelastung bis zur Reißbildung ausgesetzt. Die Druckfestigkeit wird durch das Verhältnis der erreichten Bruchlast zur Druckfläche des Prüfkörpers beschrieben (Craig 1993). Dieser Wert hängt unter anderem von der Geschwindigkeit der Druckzunahme ab.

Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit ist der Widerstand von Werkstoffen gegen Kräfte, die senkrecht zu deren Längsachse angreifen. Besonders für spröde Werkstoffe gilt, daß die Zerstörung einer Probe meist von den unter Zugspannung stehenden Oberflächen ausgeht (Craig 1993).

Bei der 3-Punkt-Biegeprüfung nach DIN 13925 werden rechteckige Prüfkörper auf Stützrollen gelagert und mittig mit gleichmäßigem Kraftanstieg bis zum Bruch belastet. Die in diesem Versuch ermittelten Werte lagen signifikant höher als die aus der Anwendung der folgenden Prüfmethode (Hahn und Löst 1993).

Bei der 4-Punkt-Biegeprüfung nach DIN 51110 werden die Testkörper mit zwei Lastrollen belastet, die sich in einem gewissen Abstand zueinander, aber innerhalb der Stützrollen befinden. Damit soll ein homogeneres Spannungsfeld zwischen den beiden Lastpunkten erreicht werden (Hahn und Löst 1993).

Bei der Doppelring-Biegeprüfung nach DIN 52292 werden kreisrunde Scheiben des Probenmaterials verwendet und auf einen ebenfalls runden Stützring gelagert. Die Belastung erfolgt zirkulär über einen darüber befindlichen Lastring. Somit entsteht ein homogenes zweidimensionales Spannungsfeld (Hahn und Löst 1993).

Beim biaxialen Biegetest werden scheibenförmige Prüfkörper auf drei Kugeln gelagert, die im Winkel von 120° zueinander auf einer Kreisbahn unverschieblich angeordnet sind. Die Einleitung der Kraft geschieht über einen flachen Stempel auf die Probenmitte (Craig 1993).

Zugspannungen

Die Zugfestigkeit drückt die auf die Querschnittsfläche einer Probe bezogene höchste Belastung aus. Da zahnärztliche Restaurationsmaterialien häufig spröde sind, und damit die Einspannung von Prüfstäben schwierig ist, wird die Zugfestigkeit meist auf indirekte Weise bestimmt.

Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul ist als Steigerung der Geraden im Spannungs-Dehnungs-Diagramm definiert. Er ist ein Maß für den materialspezifischen Widerstand gegen elastische Deformationen (Craig 1993).

Ermüdungsverhalten

Es ist bewiesen, daß die meisten mechanischen Fehlverhalten der Restaurationen einige Jahre nach dem Einsetzen geschahen. Der Vorgang, der nach einer großen

Zahl zyklischer Belastungen zur Fraktur führt, wird als Ermüdungsbruch bezeichnet (Wiskott et al. 1995).

Es wurden normalerweise folgende Verfahren angewendet, um die Ermüdungseigenschaft eines Materials zu charakterisieren:

Wöhler-Kurve: Es wird eine vorgegebene Anzahl von Prüfkörpern mit einer ebenfalls vorgegebenen zyklischen Belastung solange geprüft, bis die Proben gebrochen sind. Mit unterschiedlichen Prüflasten kann man die jeweilige Zyklenzahl bestimmen, die zur Fraktur der Proben führt. Dieses Verfahren ist sehr zeitintensiv und damit auch kostenintensiv.

Staircase-Methode: Bei dieser Methode definiert man eine bestimmte Zyklenzahl als Zielkriterium. Die Prüfkörper werden bei einem Bruchteil der überkritischen Bruchlast belastet, bis die Zyklenzahl erreicht ist oder die Probe bricht. Wird die Zyklenzahl erreicht, dann erhöht man die zyklische Wechsellast um einen vorgegebenen Betrag und wiederholt die Prüfung. Diese Vorgehensweise wiederholt man solange bis die Probe versagt. Sobald eine Probe vor der vorgegebenen Zyklenzahl frakturiert, wird die Prüflast reduziert und die Prozedur beginnt erneut, bis die vorgegebene Zahl der Versuchsdurchgänge abgeschlossen ist (Draughn 1979 und Bream 1994). Es scheint ein geeignetes Verfahren zur Prüfung spröder Materialien zu sein (McCabe et al. 1990).

Ermüdungs-Vorlast-Methode: Bei dieser Methode werden die Proben in der Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Vor dieser Prüfung werden die Prüfkörper jedoch zyklisch belastet. Diese Methode basiert auf der Hypothese, daß durch die zyklische Belastung vorhandene Volume- bzw. Oberflächendefekte größer werden und der Bruch der Probe bei geringeren überkritischen Belastungswerten erfolgt, als bei unbelasteten Vergleichsgruppen. Der Einfluß der zyklischen Ermüdungsvorlast wird für das Ermüdungsverhalten der Materialien ausgewertet (Yoschinari und Derand 1994).

1.2.4.2 Bruchfestigkeit der Vollkeramiksysteme

Um die Bruchfestigkeit des Materials zu bestimmen, können mehrere in-vitro-Methoden herangezogen werden. Man unterscheidet zwischen überkritischen und unterkritischen Belastungen, sowie zwischen statischen und dynamischen Belastungstests. Darüber hinaus kann man geometrisch definierte Prüfkörper oder alternative komplexe Kronengeometrien als Vergleichsgrundlage wählen.

Eine der meist verwendeten Methoden der überkritischen Belastung ist der Belastung-bis-zum-Bruch-Test, der die Bruchfestigkeit der Keramik bestimmen kann. Dazu werden die geometrisch definierten Prüfkörper oder die Kronen mit kontinuierlich zunehmender Kraft durch überkritische Belastung in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet und ihre Bruchfestigkeit wird abgeschätzt.

In Tabelle 1.2 ist die Bruchfestigkeit der Vollkeramiksysteme dargestellt. Sie zeigt die Festigkeitsdaten der Vollkeramikmaterialien und die Bruchlasten der vollkeramischen Kronen. Da die Bedingungen in den Untersuchungen (z.B. Prüfmethode, Vorschub der Geschwindigkeit, Temperatur, Feuchtigkeit sowie Prüfkörper) unterschiedlich sind, ist es schwierig, die Ergebnisse aus verschiedenen Quellen miteinander zu vergleichen. Die In-Ceram- und IPS-Empress-Kronen sowie CAD/CAM Vita-Mark-II-Kronen stellen sich mit höheren Bruchlasten besser als die anderen Systeme dar.

Die intraoralen Bedingungen können nicht vollständig im Laborversuch simuliert werden. Aber sie bieten die Vorteile einer standardisierten Vorgehensweise und einer Herstellung von Prüfkörperserien unter gleichen Bedingungen. Dadurch können identische Arbeitsunterlagen geschaffen werden, die für eine statistische Auswertung und den Vergleich von Testserien unumgänglich sind.

Keramiksystem	Festigkeit	
	Standardprüfkörper	Krone
Al ₂ O ₃ -Keramik		
Vitadur N	86 MPa (Tinschert 1996) 125 MPa (Anusavice 1993)	Prämolar: 1022 N (Yoshimari 1994)
Vita-TwinFoil Jacket	140-170 MPa (Hondrum 1992)	1371 N (Brukl 1987)
Renaissance		Frontzahn: 274,4 N (Liu 1993) Molar: 1060 N (Brukl 1987) 1828,3 N (Josephson 1991)
Cerestore	90-130 MPa (Hondrum 1992)	Frontzahn: 719,3 N (Dickinson 1989) Molar: 1250,5 N (Josephson 1991) 1913 N (Brukl 1987)
In-Ceram	450 MPa (Anusavice 1991) 352 MPa (Wagner 1996) 411 MPa (Tinschert 1996) 446 MPa (Anusavice 1993) 236,15 MPa (Giordano 1995) 420-520 MPa (Hondrum 1992)	Frontzahn: 964 N (Pröbster 1992) 1786 N (CAD/CAM) (Luthardt 1997) 1479,9±350,5 N (Kang 1992) Molar: 2060 N (Scherrer 1996) 4699±480 N (CAD/CAM) (Lampe 1997)
Hi-Ceram	142 MPa (Anusavice 1993) 140-180 MPa (Hondrum 1992)	
Feldspatkeramik		
Optec-HSP	146 MPa (Rosenblum 1997) 105 MPa (Anusavice 1993) 105-170 MPa (Hondrum 1992)	
Mirage-II	147 MPa (Tinschert 1996)	Frontzahn: 1240 N (Burke 1996)
Glaskeramik		
Dicor	177 MPa (Rosenstiel 1991) 152 MPa (Anusavice 1992) 115-150 MPa (Hondrum 1992) 125 MPa (Anusavice 1993) 107,78 MPa (Giordano 1995) 137 MPa (Tinschert 1996)	Frontzahn: 252,8 N (Dickinson 1989) 486 N (Pospicich 1992) Molar: 1828,3 N (Josephson 1991) 1560 N (Scherrer 1996) 1265 N (Pospicich 1996)
Ccre Pearl	150 MPa (Hondrum 1992)	
IPS-Empress	160-180 MPa (Leinfelder 1989) 145 MPa (Lüthy 1993) 134 MPa (Wagner 1996) 167±18 MPa (Uctasli 1996) 141 MPa (Tinschert 1996)	Frontzahn: 761,1±163,2 N (Kang 1992) 814 N (Pröbster 1992) 687,6 N (Groten 1996) Molar: 3285±326 N (Lampe 1997)
CAD/CAM und Kopierschleifsysteme		
Vita-Mark-II	152 MPa (Kreji 1991) 126 MPa (Thompson 1996)	Molar: 3219±475 N (Lampe 1997)
All-Ceram	687 MPa (Wagner 1996)	
Cclay	152 MPa (Isenberg 1992)	

Tab. 1.2: Bruchfestigkeit der Dentalkeramik und der Vollkeramiksysteme

1.2.5 Weibull-Statistik

Die Weibull-Verteilung ist eine Verallgemeinerung der exponentiellen Verteilung, die zur Beschreibung des Überlebens und der Versagenszeiten dient. Die Weibull-Verteilung wird oft als Modell für Auswertung der Materialien und Struktur angenommen, wobei eine Versagenswahrscheinlichkeit (P_{weibull}) gegeben ist (Weibull 1939; 1951). Ausführliche Diskussion über die Weibull-Verteilung und deren Anwendung im Bereich der Dentalmaterialien befindet sich in einigen Publikationen (Johnson und Kotz 1970; McCabe und Carrick 1986; De Rijk und Tesk 1986; Nkenke et al. 1993).

Die Festigkeit gilt oft als Indikator für das Strukturverhalten der spröden Dentalmaterialien. Sie ermöglicht aber die Einsicht in die Belastbarkeit bestimmter Materialien, und kann zur Festlegung der Verteilung und der Versagensmodi eines gegebenen Fehlers in bestimmter Größe beitragen. Für Vorhersagen der Materialeigenschaften ist die Information über die Belastungsverteilung erforderlich, die das Versagen bestimmt und festlegt, ob das Versagen an mehr als einem Ort stattfindet oder durch mehr als einem Fehlertyp verursacht wird.

Um die Ergebnisse der keramischen Prüfkörper auszuwerten, wird die Weibull-Statistik angewendet. Diese geht von einer unterschiedlichen Verteilung der Grundgesamtheit aus. Anstatt einer Normalverteilung, die mit dem Mittelwert und der Standardabweichung mit zwei Parametern bestimmt ist, besitzt die Weibull-Verteilung praktische Vorteile wegen der hohen Flexibilität. Sie verwendet drei Parameter und kann daher den experimentellen Daten besser angepaßt werden. Die Festlegung der Laststufe bei einer bestimmten Versagensstufe mit dieser Methode könnte als eine akzeptable statistische Methode angesehen werden, um eine Entsprechung des in-vitro-Tests mit einer klinischen Studie zu erreichen (Drummond und Miescke 1991). Die Weibull-Analyse hat aber den Nachteil, daß erst ab Prüfkörperkollektiven von $N = 100$ zuverlässige Vorhersagen gemacht werden können. Gute Näherungen lassen sich mit $N = 25 - 30$ realisieren. Aus Zeit- und Kostengründen wird in der vorliegenden Untersuchung die Prüfung nur mit einer Anzahl von 20 realisiert.

Die Weibull-Analyse stellt somit ein weiteres Kriterium zur Bewertung von Keramiken da. Die Kronen gehören zu einer einzelnen gemeinsamen Versagensverteilung. Der Modul „m“ bietet die Möglichkeit, eine zusätzliche Aussage über das Festigkeitsverhalten keramischer Materialien zu machen. Je höher der Modul m ist, desto kleiner

ist die für eine Keramik gegebene Bandbreite möglicher rißauslösender Fehler und um so zuverlässiger wird sich die Keramik unter klinischen Bedingungen erweisen. Der Modul wird mit folgender Gleichung berechnet:

$$P_{\text{weibull}} = 1 - \text{Exp} \left[- \left(\frac{\sigma_x - \sigma_u}{\sigma_0} \right)^m \right]$$

wobei σ_x : Bruchlast der Probe; σ_0 : Referenz-Bruchlast; Hypothese: $\sigma_u = 0$; m = Weibull-Modul.

Weiter könnte die Festlegung der Laststufe bei einer bestimmten Versagensstufe mit dieser Methode als eine akzeptable statistische Methode angesehen werden, um Zeitfestigkeit der Kronen des in-vitro-Tests mit der klinischen Studie zu erreichen (Drummond und Miescke 1991).

1.2.6 Klinische Erfahrungen der vollkeramischen Kronen

Die klinischen Daten zu bisher verfügbaren Vollkeramiksystemen sind in Tabelle 1.3 zusammengestellt.

Im Seitenzahnbereich weisen die In-Ceram-Kronen und die IPS-Empress-Kronen geringe Verlustquote auf. Das klinische Verhalten des Materials basiert auf den Materialeigenschaften. Die klinischen Restaurationsverluste gliedern sich in einer oder mehrere der folgenden Kategorien: 1. Defekt der Materialien, 2. Faktor der Patienten, 3. Klinische Faktoren. Neben dem Faktor „Materialdefekt“, können sich somit der Patientenfaktoren und die Fähigkeit der Zahnärzten auf die Ergebnisse auswirken.

Keramiksystem	Patienten	Kronen	Beobachtungszeitraum	Verlustquote	Erstautor
Al ₂ O ₃ -Keramik					
Platinum Twin Foil Jacket			bis zu 7 Jahre	Frontzahn: 2.1% Prämolar: 6.4% Molar: 15.2%	McLean 1983
Jacket Krone		54	bis zu 11 Jahre	25%	Lecmpoel 1985
Cerestore	50	Frontzahn: 103 Seitenzahn: 121	2.25 Jahre	Frontzahn: 3% Seitenzahn: 20.6%	Linkowski 1988
In-Ceram /Zinkphosphat zement		61	2.9 Jahre	0%	Pröbster 1993
In-Ceram /Glasionomerzement	45	63	37.6 Monate	1.6%	Scotti 1995
In-Ceram /zement /konventionell	18	Frontzahn: 28 Seitenzahn: 68	56 Monate	1%	Pröbster 1995
Hi-Ceram /phosphatzement	60	Frontzahn: 136 Seitenzahn: 28	5 Jahre	Frontzahn: 10.3% Seitenzahn: 21.4%	Bienick 1992
Feldspatkeramik					
Optec-HSP /adhäsiv		Frontzahn: 46 Prämolar: 88 Molar: 25	bis zu 5 Jahre	Frontzahn: 0% bis zu 3 Jahre Prämolar: 2.3% inner- halb von 3 Jahre Molar: 28% inner- halb von 3 Jahre	Hankinson 1994
Glaskeramik					
Dicor /Zinkphosphat zement	71	106	3 Jahre	10%	Moffa 1988
Dicor /Zinkphosphat zement	82	Frontzahn: 85 Prämolar: 60 Molar: 14	2.75 Jahre	Frontzahn: 3.5% Prämolar: 5% Molar: 64%	Erpenstein 1991
Dicor /Adhäsiv /konventionell	301	985	adhäsiv: bis zu 4 Jahre konventionell: bis zu 7 Jahre	adhäsiv: 2.9% kon- ventionell: 13.6%	Malament 1992
Dicor /Zinkphosphat zement		Frontzahn: 60 Prämolar: 21 Molar: 45	bis zu 4 Jahre	Frontzahn: 10% Prämolar: 9.5% Molar: 28.9%	Meier 1992
Dicor /adhäsiv	82	169	bis zu 6 Jahre	Frontzahn: 13.2% Prämolar: 16.2% Seitenzahn: 34.8%	Erpenstein 1995
Dicor /adhäsiv		Prämolar: 35 Molar: 57	4 Jahre	Prämolar: 5.7% Molar: 22.8%	Kelsey 1995
Dicor /adhäsiv		Prämolar + Molar: 101	2 Jahre	3%	Kelsey 1995
Cera Pearl /adhäsiv	26	33	2 Jahre	0%	Nahara 1991
Cera Pearl /nicht genannt	51	69	2 Jahre 11 Monate	Frontzahn: 3.5% Prämolar: 11.7%	Ijima 1991
IPS-Empress /adhäsiv	33	Frontzahn: 48 Prämolar: 15 Molar: 12	bis zu 33 Monate	0%	Sorensen 1995
IPS-Empress /adhäsiv	34	78	24 Monate	5%	Lehner 1997

Tab. 1.3: Die Verlustquote der Vollkeramikronen

1.3 Ziel der Arbeit

Im April 1997 wurde erstmals die Kronensoftware für die Cerec[®]-2-Maschine öffentlich präsentiert (IDS, Köln, 1997). Dazu sollte anhand eines in-vitro-Modells abgeschätzt werden, ob Cerec-Kronen aus Vita-Mark-II ein mit Empress-Kronen vergleichbares Bruchverhalten aufweisen. Gleichzeitig sollte geprüft werden, ob ein für die maschinelle Bearbeitung optimiertes Empress-Material ebenfalls als Cerec[®]-Werkstoff geeignet wäre.

Da Empress-Keramik im Labor üblicherweise bemalt und glasiert wird, war eine weitere Fragestellung, welchen Einfluß diese Oberflächenbearbeitung auf die Empress-Keramik hat. Dieser Fragestellung liegt die Beobachtung zugrunde, daß durch maschinelle Bearbeitung Oberflächendefekte in die Keramik eingebracht werden, die als Initialdefekt betrachtet werden müssen und eine vorzeitige Fraktur zur Folge haben können.

2 Eigene Untersuchung

2.1 Material und Methode

Der Ablauf der hier beschriebenen Versuchsdurchführung ist in Abb.2.1 als Arbeitsschema dargestellt.

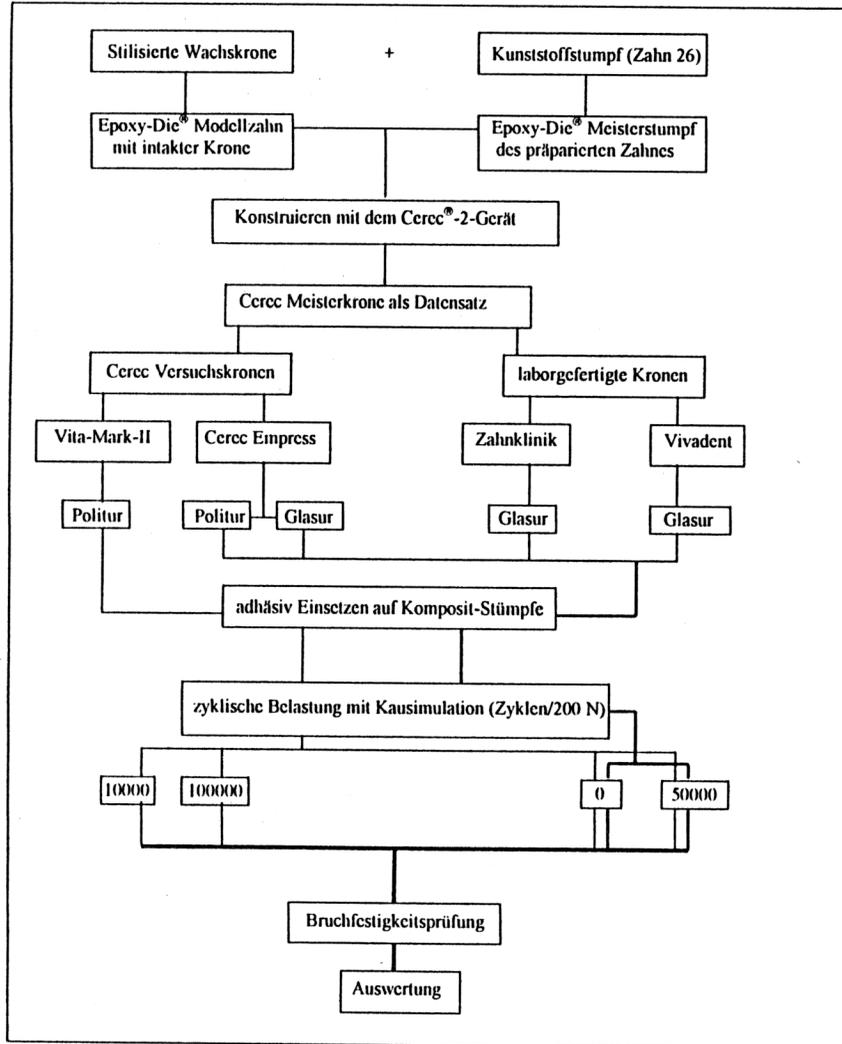


Abb.2.1: Ablauf der Untersuchungsreihe

2.1.1 Prüfungen vorbereiten

2.1.1.1 Präparation des Meisterkronenstumpfs

Von Herrn PD Dr. R. Hahn (Hahn und Wolf 1996) erhielten wir zu Beginn der Arbeit eine stilisierte Wachskrone auf einem Stumpf aus Kunststoff für den ersten oberen rechten Molar (Zahn 26). Die Oberfläche der stilisierte Krone war so gestaltet, daß eine SKF® Stahlkugel im Dreipunktkontakt auf der Krone eingreifen kann. Die Stahlkugel hat einen Durchmesser von 8 mm (Abb. 2.2).

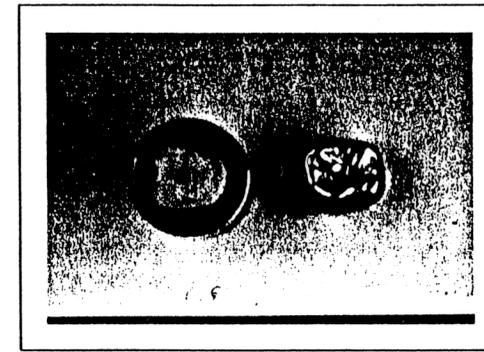


Abb.2.2: Die stilisierte Metallkrone und der Kunststoffstumpf von Herrn Hahn

Der Konvergenzwinkel des Kunststoffstumpfes war 10° . Dieser Stumpf wurde mit ALPINA®-Silikon ohne und mit der Krone doubliert. Die beiden Negativformen wurden dann mit Epoxy-Die® ausgegossen. Dieser Epoxy-Die®-Stumpf wurde für Cerec-Kronen, entsprechend den Richtlinien für eine Keramik-Präparation nachpräpariert. Der okklusale Substanzabtrag betrug 1.5 mm in der tiefsten Fissur. Die zirkuläre Fläche wurde parallel geschnitten und behielt den selben Neigungswinkel von 10° . Die zirkuläre Stufe war 1.0 mm breit, die Stumpfhöhe zwischen dem okklusalen Plateau und der zirkulären Stufe betrug 4 mm. Somit erhielten wir den Epoxy-Die® Meisterstumpf. Der Epoxy-Die Zahn von dem Kunststoffstumpf mit der Metallkrone wurde später als Modellzahn benutzt (Abb. 2.3).

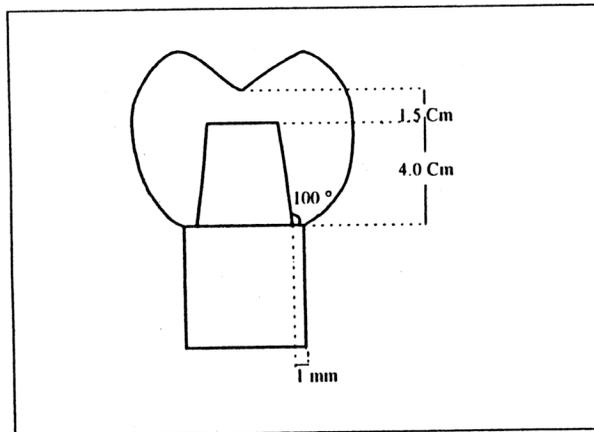


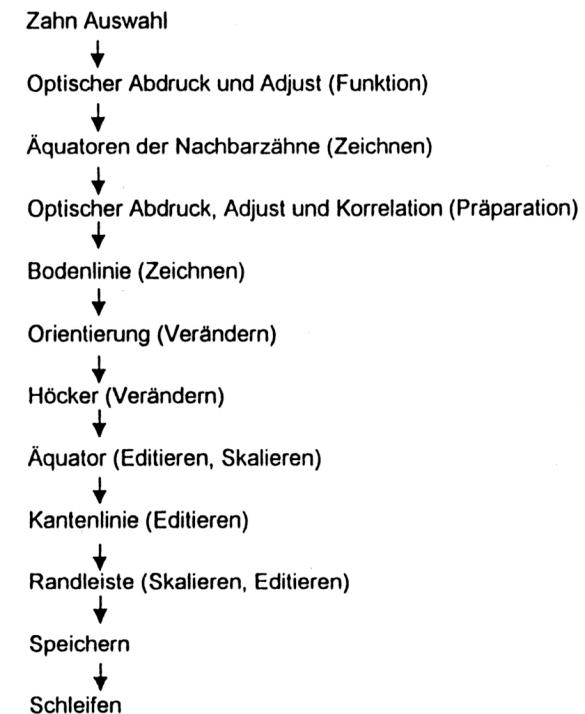
Abb. 2.2: Zeichnung des Stumpfes

2.1.1.2 Konstruktion der Cerec-Meisterkronen

Eine Meisterkrone wurde mit einem Cerec[®]-2-Gerät (Serien-Nr. 03755) mit der Software C.O.S.4.30B5 konstruiert. Die CAD-Konstruktion der Kronen wurde nach den Programmschritten des Korrelationsprogrammes (Correlation II, Krone) durchgeführt. Ein Oberkiefer-Frasaco[®]-Modell ohne ersten rechten Molar wurde mit Impregum[®] F doubliert. Die Negativform des Modells wurde mit GC FujiRock[®] ausgegossen. Der Epoxy-Die[®] Modellzahn für den ersten oberen rechten Molar (Zahn 26) wurde in die Zahnreihe des Gipsmodells von dem Oberkiefer-Frasaco[®]-Modell in situ eingefügt. Der Modellzahn wurde sehr dünn mit dem Cerec-Liquid[®] befeuchtet und mit Luft verblasen. Anschließend wurde dieser Modellzahn und die Nachbarzähne mit Cerec-Powder[®] dünn und gleichmäßig gepudert. Ein optischer Abdruck für den Modellzahn mit den Nachbarzähnen wurde zuerst mit der Cerec-2-Kamera gemacht. Die mesialen und distalen Äquatoren der Nachbarzähnen wurden nachgezeichnet und für den nächsten Abdruck als die Referenz benutzt. Danach wurde der präparierte Meisterstumpf aus Epoxy-Die[®] in derselben Position wie der Modellzahn bei dem Gipsmodell eingefügt und der zweite optische Abdruck gemacht. Die neuen mesialen und distalen Äquatoren der Nachbarzähnen müssen genau mit der ersten Aufnahme zur Deckung gebracht werden. Die Fein-Justierung der zwei Aufnahmen wurde automatisch mit dem Computer durchgeführt. Nachdem die

Bodenlinie und die Orientierung des Stumpfes bestimmt worden war, wurde der Äquator, die Kantenlinie und die Randleiste durch „Editieren“ nach der Form des Modellzahnes korrigiert. Das Ergebnis war die CAD-Kronenkonstruktion der Meisterkrone. Diese wurde auf der Diskette für den Zahn 26 gespeichert. Die Cerec-Krone unterschied sich von der von Herrn PD Dr. R. Hahn zur Verfügung gestellten Krone. Der Unterschied äußerte sich vor allem in weniger tiefen Fissuren, da der Cerec Fingerschleifer die Okklusalgestaltung limitierte.

Abb.2.4: Schritte der Konstruktion mit Correlation II



2.1.1.3 Herstellung der Cerec-Versuchskronen

Die Versuchskronen wurden mit derselben Form wie die computerkonstruierte Meisterkrone in Serie hergestellt. Der Formschliff der Versuchskronen erfolgte mit den Cerec-Geräten Nr. 00101 und Nr. 03755. Es wurden 60 formgleiche Cerec-

Kronen aus Vita-Mark-II® und 80 Cerec-Kronen aus maschinelle Bearbeitung optimiertes Empress-Keramik¹ angefertigt. Die Vita-Mark-II-Kronen wurden aus Cerec-Blöcken der Größe 12 herausgeschliffen. Die Cerec-Empress-Kronen wurden aus Blöcken, der Kantenlänge 12x14x18 mm, die auf Cerec Keramik-Halter geklebt sind, hergestellt. Wasserwechseln erfolgte nach jedem 5. Schleifvorgang. 25ml Dentatec® wurde dabei mit dem Wasser vermischt und als Schleifadditiv benutzt.

2.1.1.4 Herstellung der Empress-Vollkeramikronen im Labor

Um möglichst identische Kronen auf den identischen Stümpfen herzustellen, wurde die Cerec-Meister-Krone 40 mal aus IPS-Empress® Keramik im technischen Labor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Ludwig-Maximilians-Universität, München (Zahnklinik-Empress-Kronen²) kopiert. Es wurden weitere 40 Kopien aus IPS-Empress vom Zahntechnischen Labor des Herstellers (Vivadent-Empress-Kronen³) hergestellt.

Hierzu wurde nach der Methode von Herrn Hahn (Hahn und Wolf 1996) eine teilbare Negativform einer Cerec-Krone zusammen mit dem Epoxy-Die® Meisterstumpf aus Optosil® Knetsilikon angefertigt. Dann wurde diese Form mit dünnem Xantopren® Silikon unterfüllt (Abb. 2.4).

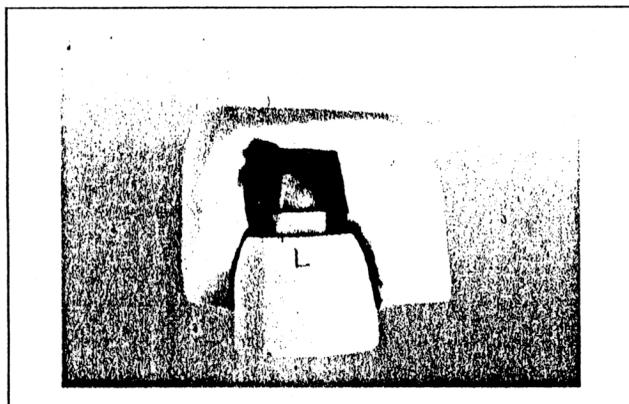


Abb.2.4: Doublierung der Cerec-Krone

Die Cerec-Krone wurde abgenommen und der Raum für die Krone mit heißem Wachs ausgegossen. Die Wachskrone auf dem Epoxy-Die® Stumpf wurde aus der Silikonform genommen, nachdem das Wachs abgekühlt war. Die Wachskrone wurde genau nach der Form der Cerec-Krone modelliert und dann von dem Stumpf abgezogen. Die Wachskrone wurde am Äquator des mesio-palatinalen und disto-palatinalen Höckers im 45°-Winkel angestiftet. Dazu wurde ein Orbis® Wachsdraht mit einem Durchmesser von 3 mm in einer Länge von 5-6 mm verwendet.

Das Einbetten der Kronen erfolgte gemäß den Herstelleranweisungen mit dem Empress Muffelsystem⁴ und Einbettmasse⁵. Der Empress Keramikrohling (Opazität®) und ein Preßstempel⁶ aus Aluminiumoxid wurden mit der Muffel in den Vorwärmofen⁷ eingebracht. Für die Aufheizphase wurde bei Raumtemperatur mit einem Temperaturanstieg von 4°C/min gestartet und die Endtemperatur von 850°C für mindestens 90 Minuten gehalten. Die Muffel war dann für das Heißpressen vorbereitet. Nach einer entsprechenden Vorwärmzeit und Vorwärmtemperatur wurde die Muffel mit den Keramikrohlingen und den Aluminiumoxidpreßkolben in den Empress® Preßofen gestellt. Dann wurde der automatische Preßvorgang gestartet.

Die Bereiche der abgekühlten Muffel, die sich um den Preßstempel befanden, wurden mittels einer Trennscheibe⁸ entfernt. Das weitere Ausbetten erfolgte mit 50 µm- Perlablast® Glanzstrahlperlen im FK 30 Ivoclar Sandstrahler bei 4 bar, wobei in der Nähe der Keramikronen der Druck auf 2 bar reduziert wurde. Das vollständige Entfernen der Einbettmasse von den Restaurationsoberflächen geschah mit einem Druck von 1 bar. Nach dem Abtrennen und Einebnen der Preßkanäle mit einer Diamantscheibe, konnte mit dem Aufpassen der Kronen auf die Stümpfe begonnen werden. Für diesen Zweck wurden Innenabdrücke hergestellt. Die markierten Störstellen wurden mit einem feinen Diamantschleifkörper⁹ unter dem Stereomikroskop¹⁰ entfernt.

Weitere 40 Empress-Kronen wurden zum Vergleich mit unseren Kronen nach der Vorlage einer computergeschliffenen Versuchskrone dimensionsgetreu mit dem Empress-Verfahren im Vivadent-Labor angefertigt.

2.1.1.5 Oberflächenbearbeitung der Versuchskronen

Die Versuchskronen wurden daraufhin entweder poliert oder mit einer Glasur versehen:

- 60 Vita-Mark-II Cerec Versuchskronen und 40 Cerec-Empress-Kronen wurden auf konventionelle Weise poliert. Die Politur erfolgte zuerst mit dem Komet® Universal-Polierer und dann mit dem Dia-Finish® No. 40 Polierer, um die Oberfläche noch einmal mit diamant-imprägnierter Filz verfeinert zu bearbeiten.

- 40 Cerec-Empress-Kronen und 40 laborgefertigten Zahnklinik-Empress-Kronen wurden einmal mit Glasurmasse 740 glasiert. Zu diesem Zweck wurde zuerst Vitachrom delta® Glasurpulver mit der Vitachrom delta Fluid® Flüssigkeit bis zu einer cremigen Konsistenz gemischt. Anschließend wurde die Mischung mit dem Pinsel gleichmäßig auf die Oberfläche der Cerec-Empress-Kronen aufgetragen. Die 40 frischbestrichenen Kronen wurden dann in einen Vacumat® 50 Keramikbrennofen gelegt. Sie wurden mit Programm 9 für Glasurmasse 740 gebrannt. Bei diesem Programm heizt sich der Ofen in 4 Minuten von 600°C bis zu 900°C auf und verbleibt bei dieser Temperatur für 1 Minuten. Danach wird im Ofen Vakuum aufgebaut.

- 40 laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen wurden bei dem Hersteller zweifach glasiert.

2.1.1.6 Adhäsives Einsetzen der Versuchskronen

Alle 220 Versuchskronen, die Cerec-Kronen und die laborgefertigte Kronen, wurden danach mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit auf den Kompositstümpfen befestigt:

Nach dem Reinigen und der Trocknung der Versuchskronen wurden die Kroneninnenflächen mit 5% -iger Vita Ceramics Etch® Flußsäure gleichmäßig angeätzt. Die Ätzzeit betrug 60 Sekunden, um ein Relief zur Mikroretention auf der Keramik zu erzeugen. Durch gründliches Absprühen mit Wasser (Ca. eine Minute) wurde die Flußsäure zusammen mit den gelösten Keramikbestandteilen ausgespült.

Nach dem Trocknen der Kronen mit Druckluft wurde die Kroneninnenfläche mit Espe-sil® silanisiert. Dazu wurde die Silanisierungsflüssigkeit mit einem Einmalpinsel aufgetragen und mit Druckluft verblasen. Dann wurden die silanisierten Kronen 5 Minuten bei Raumtemperatur getrocknet und anschließend zementiert.

Die Kompositstümpfe, auf denen die Versuchskronen adhäsiv befestigt wurden, wurden in 24 Stunden vor Versuchsbeginn frisch hergestellt und nicht mit Wasser kontaminiert bzw. gelagert. Die Kompositstümpfe wurden in einer ALPINA® Silikon Doublierung des Epoxy-Die® Meisterstumpfes aus Tetric® 210/A3-Komposit schichtweise angefertigt. Das Material wurde in 2 mm Inkrementen in die Form appliziert und pro Schicht 40 Sec. mit einer Degulux®-Lampe lichtpolymerisiert.

Auf die frisch hergestellten Tetric® Stümpfen kann Heliobond® direkt aufgetragen werden, da noch der Aushärtung genügend Radikale vorhanden sind, um eine gute Polymerisation zum Heliobond® zu gewährleisten. Auf die Kompositstümpfe wurde der Haftvermittler Heliobond® mit einem Einmalpinsel dünn aufgebracht und zu einer dünnen Schicht mit Druckluft verblasen. Um ein vorzeitiges Aushärten des Bondings zu vermeiden, wurden die Stümpfe während des Anmischens der Befestigungskomposite lichtgeschützt aufbewahrt.

Das Befestigen der Versuchskronen auf die Kompositstümpfe erfolgte mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit (Variolink® II). Das Befestigungskomposit wurde aus der Basispaste (gelb 210/A3) und der Katalysatorpaste (dickflüssig) im Verhältnis 1:1 gemischt. Beim Mischvorgang wurden die beiden Massen vorsichtig durchgespaltet, um eine homogene Vermengung ohne Lufteinschlüsse zu erreichen.

Das angemischte Variolink® II wurde mit einem Einmalpinsel auf die Innenseite der Keramikronen gleichmäßig aufgetragen. Die Restaurationen wurden mit leichtem Fingerdruck auf den Stümpfen in Position gebracht und die Überschüsse mit einem Spatel entfernt. Das endgültige Aufsetzen der Kronen geschah durch weitere Druckerhöhung, wobei geringfügige Kompositüberstände belassen wurden, um eine Sauerstoffinhibition der Zementfluge auszuschließen.

Zur Lichtpolymerisation kam eine Degulux®-Lampe zum Einsatz, wobei die okklusalen Flächen für 60 Sekunden, bukkalen und palatinalen Flächen für je 30 Sekunden mit voller Leistung beleuchtet wurden.

Nach dem Einsetzen wurden alle Versuchskronen mit Komposit auf die entsprechenden Probenhalter¹¹ geklebt (Abb 2.5). Die Proben wurden dann in bidestilliertem Wasser bei Raumtemperatur mindestens einen Tag und maximal sieben Tagen bis zur Durchführung der Prüfung gelagert.

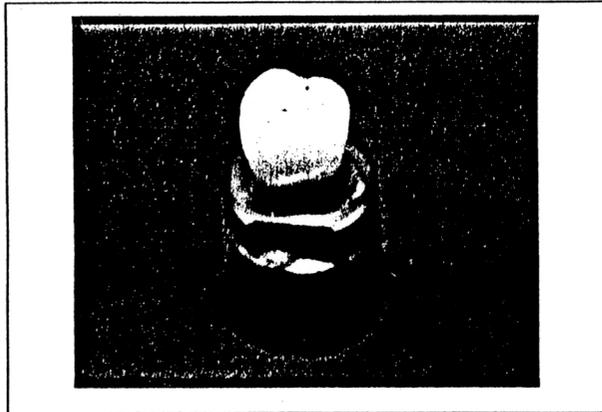


Abb. 2.5: Versuchskronen

2.1.2 Mechanische Prüfung

2.1.2.1 Universalprüfmaschine

Der Aufbau der quickTest[®] Prüfmaschine ist in Abbildung 2.6 dargestellt.

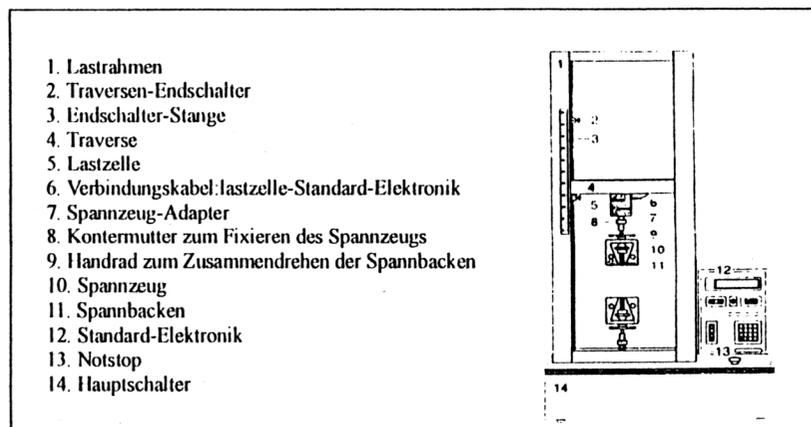


Abb. 2.6: quickTest[®] Universalprüfmaschine

Die Bruchlasten der Versuchskronen wurden mit der quickTest[®] Universalprüfmaschine, Model MCE 2000ST durchgeführt.

2.1.2.2 Prüfung der Bruchfestigkeit

Wir unterscheiden dabei folgende Gruppen:

- polierte Cerec-Vita-Mark-II-Kronen;
- polierte Cerec-Empress-Kronen;
- glasierte Cerec-Empress-Kronen;
- zweifach glasierte laborgefertigte Vivadent-Empress-Kronen;
- glasierte laborgefertigte Zahnklinik-Empress-Kronen;

Nach dem Einsetzen der Kronen wurden jeweils 20 Kronen jeder Gruppe nach eintägiger Wasserlagerung dem Bruchtest unterzogen: polierte Cerec-Vita-Mark-II-Kronen; polierte Cerec-Empress-Kronen; glasierte Cerec-Empress-Kronen; zweifach glasierte laborgefertigte Vivadent-Empress-Kronen und glasierte laborgefertigte Zahnklinik-Empress-Kronen. Die Kraftübertragung erfolgte in der quickTest[®] Universalprüfmaschine mit einer Lastzelle¹². Damit wurden die Kronen bis zum Bruch belastet.

Die Prüfmaschine wurde mit einem PC verbunden und die Bruchtests wurden mit dem Programm "quickTest" durchgeführt. Zunächst wurde das Programm/B für den Biegeversuch gewählt und der Vorschub der Kraft auf 0.1 mm/min festgesetzt. Es wurde die Lastzelle mit 500 kgf gewählt und eine Vorlast von 1 N. Anschließend wurden die Bruchfestigkeit der Versuchskronen unter diesen Gegebenheiten geprüft. Die Versuche wurden automatisch gestoppt, wenn die Kronen frakturierten. Die Bruchlasten wurden dann im Computer als Gruppe ohne zyklische Last (MC'; EP'; EG'; EV'; EZ') aufgezeichnet und gespeichert. Die Abkürzungen bedeuten MC' für die Cerec-Vita-Mark-II-Kronen, EP' für die polierten Cerec-Empress-Kronen, EG' für die Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand, EV' für die laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen und EZ' für die laborgefertigten Zahnklinik-Empress-Kronen.

Um die Proben stabil unter das Spannzeug der Maschine zu positionieren, wurde jede Versuchskrone mit Optosil® Knetsilikon in einer zylindrischen Messinghülse von 15 mm Durchmesser und 12 mm Höhe reproduzierbar fixiert. Eine SKF® Stahlkugel mit einem Durchmesser von 8 mm wurde über den Versuchskronen in Position gebracht und befand sich unter dem Spannzeug. Vor jedem Versuch wurden die Kontaktpunkte, zwischen Kugeln und Kronen, mit dem Okklusionspapier¹³ auf den Kronen markiert (Abb. 2.7), um später die Lokalisation der Fraktur zu bestimmen. Zum Schutz vor Bruchstücken der Kronen, wurde eine Kammer aus Plexiglas (Durchmesser: 5 cm, Höhe: 8 cm) um den Versuchsaufbau herum aufgestellt.

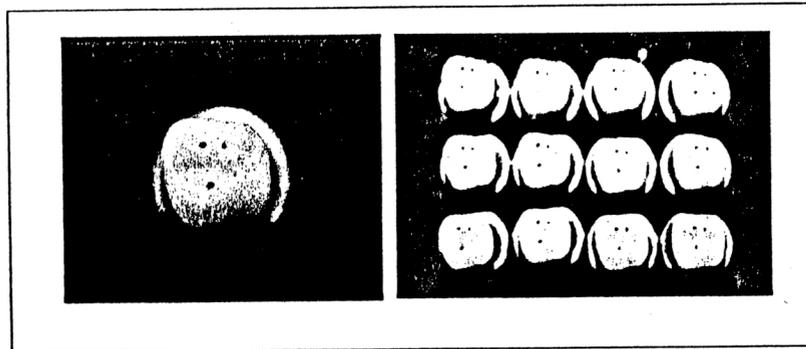


Abb. 2.7: Kontaktpunkte

2.1.2.3 Kausimulation

Die Prüfung des Ermüdungsverhaltens der Cerec und laborgefertigten Kronen erfolgte mit dem Willytec® Kausimulator V2.0, (C) 1996. Damit wurden die Kronen in einer simulierten klinischen Umgebung belastet.

Aufbau der Kausimulationmaschine (Abb. 2.8).

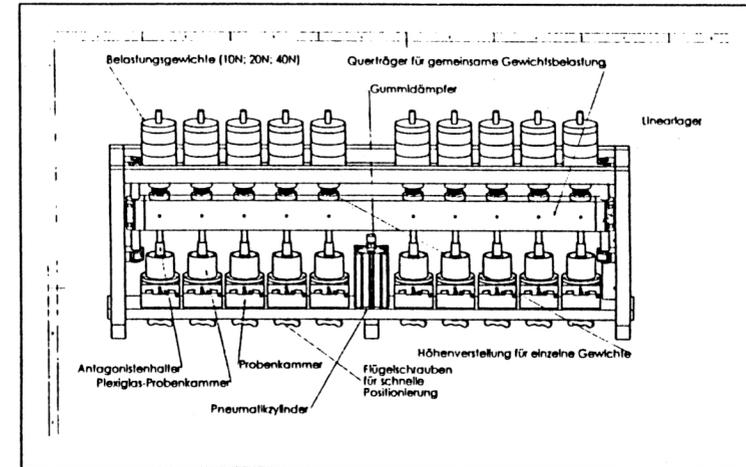


Abb. 2.8: Kausimulation

2.1.2.4 Prüfung des Ermüdungsverhaltens

Die Versuchskronen wurden unter einer gleichförmigen zyklischen Last des Zylinders von 200 N im bidestillierten Wasser und bei Raumtemperatur belastet. Es wurden jeweils 20 Kronen aus jeder der 5 Gruppen und zusätzlich 20 Cerec-Vita-Mark-II-Kronen mit der Kausimulation bearbeitet. Jede Krone der Gruppe wurde mit 200 N Last des Gewichtszylinders 50000 Zyklen dynamisch belastet. Je 10 zusätzliche Cerec-Vita-Mark-II-Kronen wurden mit 10000 und 100000 Zyklen belastet. 4 Versuchskronen wurden in den Probeträgern der Maschine, die jeweils in einer Plexiglas-Probenkammer von 5 cm Durchmesser und 8 cm Höhe lagen, fixiert. 4 Stahlkugeln mit 8 mm Durchmesser wurden vorher auf die Probekörper¹² mit Praktikus® 2-Komponenten Schnellkleber geklebt. Die Kugeln mit ihren Haltern wurden in den Antagonistenhaltern der Maschine fixiert und befanden sich über den Kronen aber am unteren Ende des Gewichtszylinders. Der Querträger befand sich zwischen den Kugeln und den Gewichtszylindern, um alle Zylinder zu verbinden und eine gemeinsame Gewichtbelastung zu erreichen. Danach wurden die 4 Versuchskronen in der Position exakt unterhalb der Kugeln in 3-Punkt-Kontakt justiert. Mit dem Modus für die Höhenjustierung wurde der Abstand zwischen jedem

Gewichtszylinder und dem Querträger in gleicher Distanz justiert. Dazu wurde die Höhenverstellung für einzelne Gewichte verwendet. Die Probenkammern wurden dann mit bidestilliertem Wasser über den Kronen aufgefüllt. Zum Schluß wurde die Anzahl der Lastzyklen auf 50000 festgesetzt. Auf Themozyklen wurde verzichtet. Die Frequenz der Lastzyklen betrug 1 Hz und die Druckluft betrug 6.5 bar.

Nachdem Ablauf der 50000 Kauzyklen, wurden die Versuchskronen auf gleiche Weise wie vorher mit der Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Die Ergebnisse wurden im Computer als Gruppe mit zyklischer Last (MC; EP; EG; EV; EZ) gespeichert. Die Abkürzungen waren MC für die Cerec-Vita-Mark-II-Kronen, EP für die polierten Cerec-Empress-Kronen, EG für die Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand, EV für die laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen und EZ für die laborgefertigten Zahnklinik-Empress-Kronen.

In der Prüfung wurden noch vier polierte Cerec-Vita-Mark-II-Kronen zusätzlich hergestellt und mit der Kausimulation mit 1 Mio Lastzyklen belastet.

2.2 Auswertung

2.2.1 Auswertung der Bruchstelle

2.2.1.1 Visuelle Auswertung der Bruchlokalisierung

Die Lokalisation der Fraktur wurde nach der Fraktur der Versuchskronen visuell untersucht und dokumentiert.

Die Lokalisation wurde folgendermaßen klassifiziert:

1. Bruch durch die okklusale Fissur
2. Bruch durch den Kontaktpunkt
3. Bruch durch die Fissur und den Kontaktpunkt

2.2.1.2 Auswertung der Bruchfläche im Lichtmikroskop

Die Bruchfläche der Kronen wurde im Zeiss® Lichtmikroskop, das an einen Computer angeschlossen ist betrachtet und photographiert. Die Oberflächen der Frakturflächen wurden später untersucht.

Es wurde folgende Klassifikationen verwendet:

1. Krone mit geringer Rißoberfläche
2. Krone mit mittlerer Rißoberfläche
3. Krone mit großer Rißoberfläche

2.2.2 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS® für Windows, Version 7.5.

2.2.2.1 Auswertung der Bruchfestigkeit

Bei den Ergebnisse aus der Bruchfestigkeitsprüfung wurden für jede Versuchsgruppe der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet. Um ein parametrisches Testverfahren anwenden zu können, müssen die Stichproben eine Normalverteilung und homogene Varianzen aufweisen. Da in einigen Vergleichen dieser Untersuchung keine homogene Varianzen der Daten vorlagen, wurde als Testverfahren statt des T-Tests der nicht parametrische Wilcoxon-Signed-Ranks-Test angewendet. Damit wurde die Bruchfestigkeit der Kronen vor und nach zyklischen Belastungen innerhalb gleicher, sowie auch zweier verschiedener Materialgruppen verglichen.

2.2.2.2 Auswertung der Versagenswahrscheinlichkeit

Zur Berechnung der Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit aller Versuchsgruppen wurden die statistisch lineare Regression herangezogen und die entsprechende Grafik dargestellt. Die Berechnungen wurden nach folgenden Schritten durchgeführt.

1. Der Weibull-Modul (m) jeder Materialgruppe wurde jeweils vor und nach der Kausimulation aus folgenden Gleichungen (Huysmans et al. 1992) mit Hilfe der linearen Regression berechnet:

$$m = \frac{\ln \ln \left(\frac{1}{1 - P_{\text{versagen}}} \right)}{\ln \sigma - \ln \sigma_0}$$

$$P_{\text{versagen}} = \frac{i}{n + 1}$$

i : Rang der Bruchlast in der Gruppe

n : Fallzahl jeder Gruppe

σ : Bruchlast jeder Versuchskrone

σ_0 : Referenz-Bruchlast

2. Die Referenz-Bruchlast (σ_0) wurde berechnet mit der Gleichung:

$$\sigma_0 = \text{Exp} \left\{ \ln \sigma_m - \left[\frac{\ln \ln \frac{1}{1 - \frac{i}{n+1}}}{m} \right] \right\}$$

σ_m : Bruchlast der Krone, deren Rang in der Mitte der Gruppe liegt.

3. Die Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit (P_{weibull}) wurde mit der Gleichung

$$P_{\text{weibull}} = 1 - \text{Exp} \left[- \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_0} \right)^m \right]$$

berechnet, wobei σ_x für die Bruchlast von 1000 N bis 3000 N, mit jeweils 200 N Differenz gewählt wurde.

4. Es wurden die Bruchlasten jeder Gruppe vor und nach der Kausimulation berechnet, wobei 50% der Kronen bei beiden Simulationskategorien versagten. Hierfür gilt folgende Gleichung:

$$N_{p0,5} = \text{Exp} \left\{ \frac{\left[\ln \ln \left(\frac{1}{1 - 0,5} \right) \right] + [m * (\ln \sigma_0)]}{m} \right\}$$

5. Die Grafik der Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit wurde in SPSS erstellt. Dazu wurde die Versagenswahrscheinlichkeit (P_{weibull}) gegen die Bruchlasten (σ_x) dargestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Die Bruchfestigkeit der Versuchskronen

Die Ergebnisse der Bruchlasten sind in Tab. 8.1 bis 8.5 im Anhang A aufgeführt. Zur besseren Darstellung werden entsprechend dieser Werte Diagramme in Abb. 3.1 und 3.2 gezeigt.

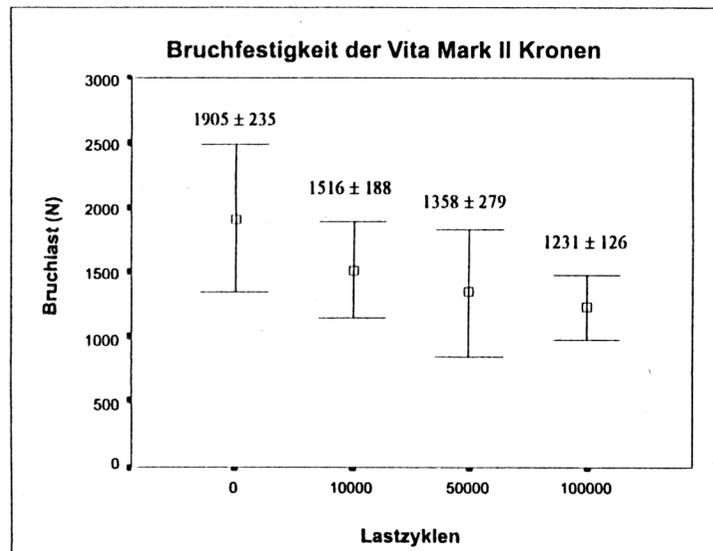


Abb. 3.1: Die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Bruchlasten von den Cerec-Vita-Mark-II-Kronen. Die Bruchlasten bereits innerhalb der ersten 10000 Zyklen rasch abnimmt.

Abb. 3.1 zeigt die mittleren Bruchlasten und die Standardabweichungen der vier Cerec-Mark-II-Versuchsgruppen, die ohne zyklische Last, mit Kausimulation jeweils unter einer Belastung von 200 N mit 10000, 50000, 100000 Kauzyklen geprüft wurden. Die höchste Bruchlast wird für die Kronen ohne Kausimulation mit 1905 ± 235 N ermittelt, die niedrigste Bruchlast findet sich bei Kronen, die mit 200 N/100000 Lastzyklen getestet wurden, mit einem Wert von 1231 ± 126 N. Die Bruchfestigkeit für die Gruppen, die mit 10000 und 50000 Zyklen belastet wurden, liegen dazwischen. Die Bruchlasten der Kronen nehmen mit zunehmender Zyklenzahl ab.

Alle vier polierten Cerec-Vita-Mark-II-Kronen sind nach 1,2 Mio. Lastzyklen Frakturiert.

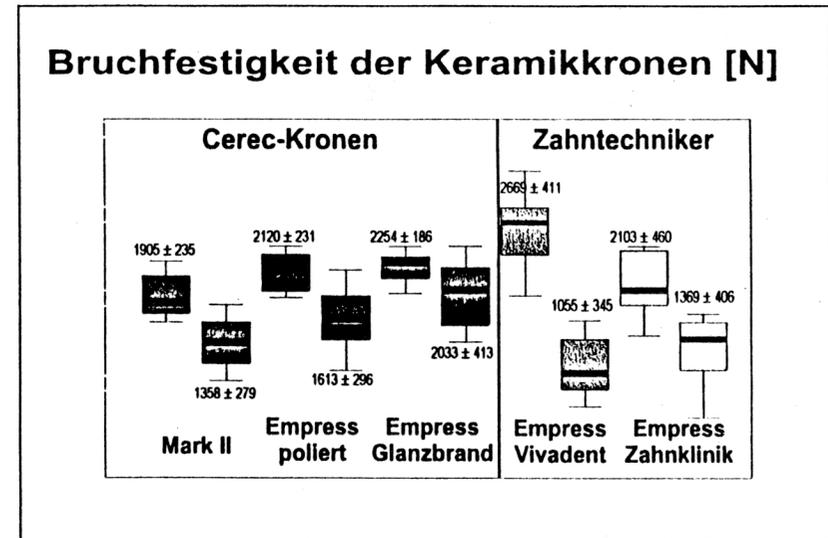


Abb. 3.2: Die mittleren Bruchlasten und die Standardabweichungen aller Versuchskronen ohne und mit 50000/200 N Lastzyklen.

Abb. 3.2 stellt das Boxplotdiagramm zur Demonstration der Bruchlasten aller Versuchsgruppen dar. Die Daten sind nach Herstellungsverfahren gegliedert: Kronen im Cerec-Verfahren hergestellt, Kronen vom Zahntechniker hergestellt.

In der Cerec-Gruppe erzielte die glasierten Empress-Kronen die höchsten Bruchlast-Werte mit 2254 ± 186 N ohne Kausimulation und 2033 ± 413 N mit Kausimulation. Die Bruchlast der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen liegt unterhalb des Wertes der beiden Cerec-Empress-Kronen-Gruppen. Die Bruchlast der polierten Empress-Kronen liegt zwischen der der Glanzbrand-Empress-Gruppe und der Vita-Mark-II-Gruppe.

In der Gruppe der laborgefertigten Kronen halten die polierten laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen in der Prüfung ohne Kausimulation höhere Bruchlastwerte (2669 ± 411 N) als die Zahnklinik-Kronen, aber nach den dynamischen Lastzyklen niedrigere Werte (1055 ± 345 N). Die Bruchlasten der Vivadent-Empress-Kronen nehmen nach der dynamische Last stark ab.

Die Standardabweichungen der Bruchlasten der laborgefertigten Kronen sind größer als die der Cerec-Kronen.

In Anhang 8.1 sind die Rohdaten sowie der Mittelwert und die Standardabweichung der 60 Cerec-Vita-Mark-II-Kronen aufgeführt. Diese sind in vier Gruppen nach unterschiedlicher Zyklenzahl gegliedert.

In Anhang 8.2 sind die Rohdaten zu den Mittelwerte und die Standardabweichung der Bruchlasten der polierten Cerec-Empress-Kronen aufgeführt. Diese sind jeweils in eine Gruppe ohne Kausimulation und in eine Gruppe mit 50000/200 N Lastzyklen aufgeteilt.

In Anhang 8.3 sind die Ergebnisse der Cerec-Empress-Kronen, die mit dem Oberflächenverfahren für Glanzbrand bearbeitet wurden, dokumentiert, ebenso der Mittelwert und die Standardabweichung der Bruchlasten.

Als Anhang 8.4 sind die Daten der Bruchlasten, die Mittelwerte und die Standardabweichung der laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen dargestellt. Alle Kronen wurden im Vivadent-Labor zweimal glasiert. 4 Kronen sind bereits bei 30000 bis 50000 Kauzyklen frakturiert.

In Anhang 8.4 sind die Rohdaten und die durchschnittlichen Bruchlasten der Zahnklinik-Empress-Kronen, die nach gleicher Oberflächenbearbeitung wie die Cerec-Empress-Kronen im unserem Labor glasiert wurden, aufgeführt.

Die statistische Auswertung der Bruchfestigkeit erfolgt mit dem Wilcoxon-Signed-Ranks-Test für unabhängige Stichproben. Die Differenzen der Festigkeit wurden innerhalb einer Gruppe und zwischen den Gruppen untersucht. In Tab. 3.1 bis 3.4 sind die Ergebnisse der Signifikanztests zusammengefaßt.

Vita-Mark-II				
Lastzyklen	ohne	10000	50000	100000
ohne		*	***	***
10000	*		-	*
50000	***	-		-
100000	***	*	-	

Tab. 3.1: Ergebnisse des Signifikanztests des Wilcoxon-Tests für die Bruchfestigkeit der Vita-Mark-II-Gruppen, die ohne oder mit unterschiedlichen Kauzyklen belastet wurden

	poliert Cerec-Empress	glasiert Cerec-Empress	Vivadent-Empress	Zahnklinik-Empress
Signifikanz	***	*	***	***

Tab. 3.2: Ergebnisse des Signifikanztests des Wilcoxon-Tests für die Bruchfestigkeit aller Empress-Kronen, die ohne oder mit 200N/50000 Kauzyklen belastet wurden

	Cerec-Kronen			Zahntechniker-Kronen	
	Vita-Mark-II (MC')	Empress-Poliert (EP')	Empress-Glasur (EG')	Vivadent-Empress (EV')	Zahnklinik-Empress (EZ')
MC'		**	***	***	-
EP'	**		*	***	-
EG'	***	*		***	-
EV'	***	***	***		**
EZ'	-	-	-	**	

Tab. 3.3: Ergebnisse des Signifikanztests des Wilcoxon-Tests für die Bruchfestigkeit aller Versuchsgruppen ohne zyklische Last

	Cerec-Kronen			Zahntechniker-Kronen	
	Vita-Mark-II (MC)	Empress-Poliert (EP)	Empress-Glasur (EG)	Vivadent-Empress (EV)	Zahnklinik-Empress (EZ)
MC		*	***	***	-
EP	*		**	**	*
EG	***	**		***	***
EV	***	***	***		-
EZ	-	*	***	-	

Tab. 3.4: Ergebnisse des Signifikanztests für die Bruchfestigkeit aller Versuchsgruppen nach 50000/200 N Lastzyklen

Signifikanzniveau: ***: hoch signifikant	($p \leq 0,001$)
** : signifikant	($0,001 < p \leq 0,01$)
* : schwach signifikant	($0,01 < p \leq 0,05$)
- : nicht signifikant	($p > 0,05$)

Tab. 3.1 zeigt, daß der Unterschied zwischen der Gruppe ohne und der Gruppe mit Kausimulation innerhalb der Vita-Mark-II-Gruppe statistisch signifikant ist. Im Vergleich zu den Gruppen mit 50000 und 100000 Zyklen ergibt sich sogar ein hoch signifikanter Unterschied. Beim Vergleich der Gruppen mit 50000 und 100000 Lastzyklen untereinander ist kein signifikanter Unterschied festzustellen.

Tab. 3.2 zeigt die Ergebnisse des Signifikanztests aller Empress-Kronen. Der Vergleich ist innerhalb jeder Gruppe zwischen Kronen ohne und mit 50000/200 N Kausimulation durchgeführt worden. Es wird ein hoch signifikanter Unterschied innerhalb der Gruppe mit den polierten Cerec-Empress-Gruppe und innerhalb der Gruppe mit den zwei laborgefertigten Empress-Gruppen registriert, bei der Gruppe mit den glasierten Cerec-Empress-Gruppe wird ein signifikanter Unterschied festgestellt. ($p \leq 0,05$).

In Tab. 3.3 sind die Ergebnisse des Signifikanztests aller Versuchsgruppen ohne zyklische Last aufgeführt. Bei den Kronen, die im Cerec-Verfahren hergestellt wurden hat sich ein signifikanter Unterschied zwischen Empress-Kronen und Vita-Mark-II-Kronen ergeben, aber ein schwächere Unterschied ($p \leq 0,05$) zwischen den polierten Empress-Kronen und den glasierten Empress-Kronen. In der Kronengruppe, die vom Zahntechniker hergestellt wurde, zeigt sich ein signifikanter Unterschied. Beim Vergleich der Kronen unterschiedlicher Herstellungsverfahren ist ein hoch signifikanter Unterschied zwischen der Vivadent-Empress-Gruppe und allen Cerec-Gruppen gegeben. Die Zahnklinik-Empress-Gruppe zeigt keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zu allen anderen Cerec-Gruppen.

Tab. 3.4 stellt die statistischen Ergebnisse beim Vergleich der Bruchlasten der Kronen nach 50000/200 N zyklischer Lasten zwischen den Versuchsgruppen dar. Bei der Cerec-Verfahren-Gruppe kann ein signifikanter Unterschied zwischen jeder Versuchsgruppe verzeichnet werden, wobei die glasierten Empress-Kronen einer

hoch signifikanten Unterschied gegenüber den anderen aufweist. Innerhalb der Zahntechniker-Verfahren-Gruppe konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden. Verglichen mit allen Cerec-Empress-Kronen zeigen die laborgefertigten Empress-Kronen signifikanten Unterschiede. Die Zahnklinik-Empress-Kronen zeigen aber keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zu den Cerec-Vita-Mark-II-Kronen.

3.2 Die Versagenswahrscheinlichkeit der Versuchskronen

Tab. 8.6 bis 8.10 im Anhang B sind die Ergebnisse der Weibull-Versagensanalyse zusammengestellt. Graphisch dargestellt sind die Ergebnisse in Abb. 3.3 bis 3.7 sowie in Tab. 3.5 bis 3.7.

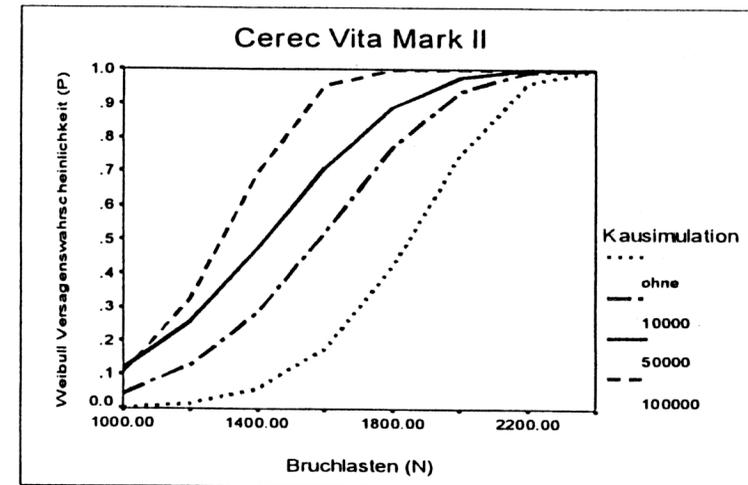


Abb. 3.3: Weibull-Grafik der Versagenswahrscheinlichkeit für Cerec-Vita-Mark-II-Kronen

Cerec-Vita-Mark-II				
Kausimulation	vor	10000	50000	100000
m	8,8	5,9	4,9	7,1
R ²	0,98	0,91	0,95	0,91
N _{p0,5}	1849	1584	1423	1298

Tab. 3.5: Weibull-Kennwerte der Vita-Mark-II-Kronen

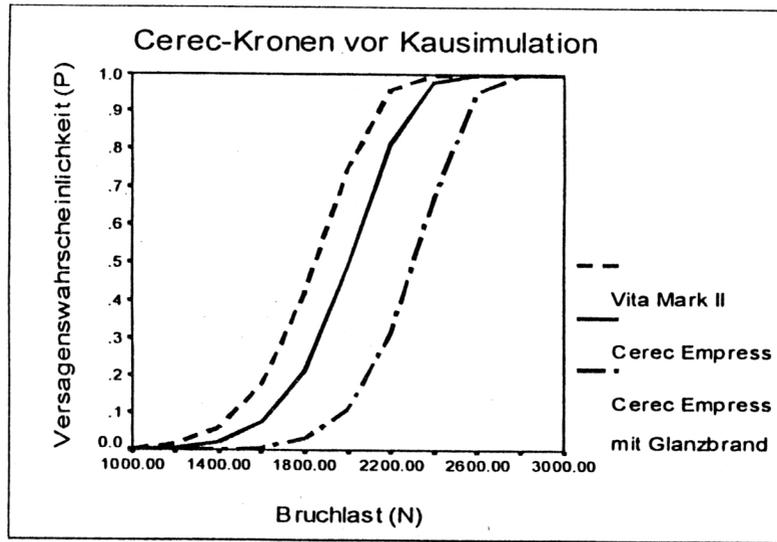


Abb. 3.4: Weibull-Graphik der Versagenswahrscheinlichkeiten für die Cerec-Kronen, die nicht mit 50000/200 N Lastzyklen belastet wurden

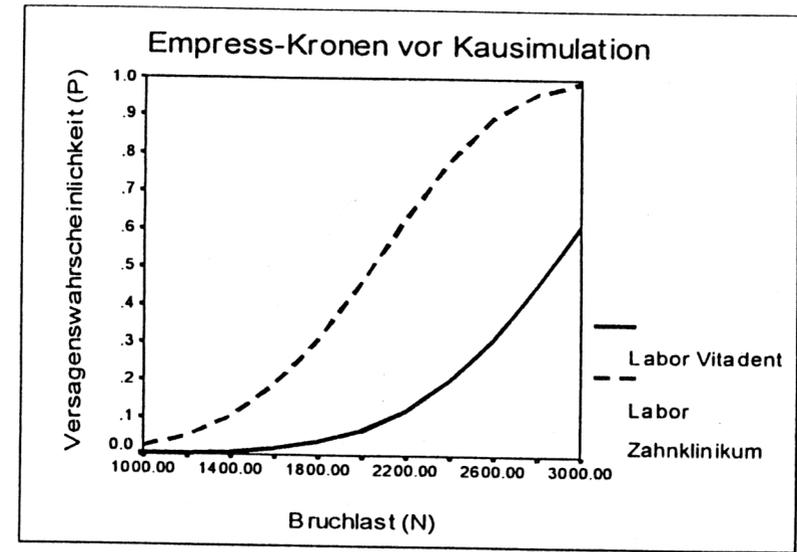


Abb.3.6: Weibull-Graphik der Versagenswahrscheinlichkeiten für die laborgefertigten-Kronen ohne 50000/200 N Lastzyklen

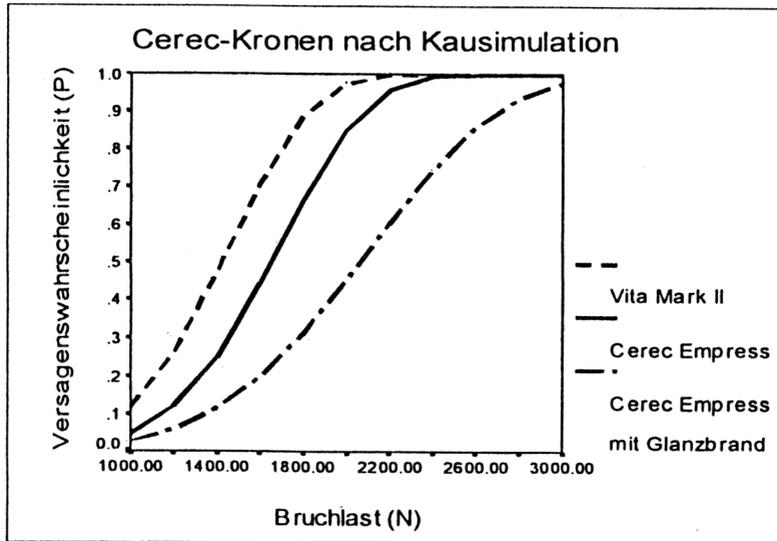


Abb. 3.5: Weibull-Graphik der Versagenswahrscheinlichkeiten für die Cerec-Kronen, die mit 200N/50000 Lastzyklen belastet wurden

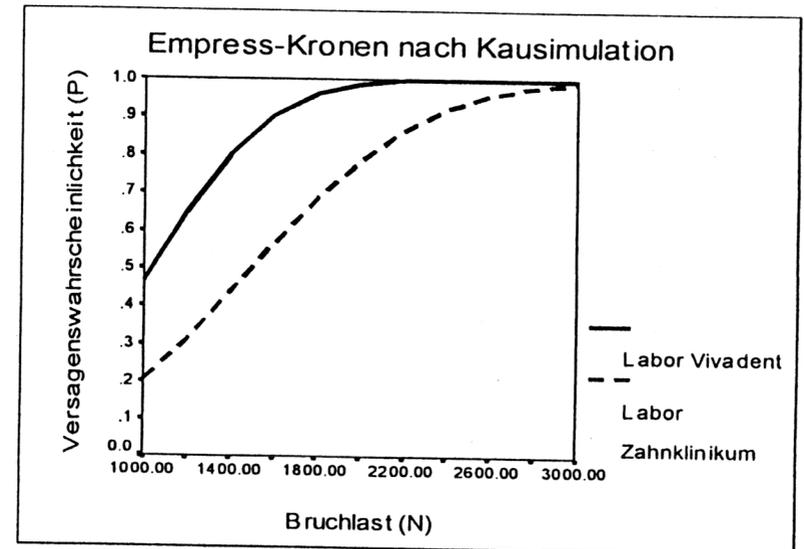


Abb.3.7: Weibull-Graphik der Versagenswahrscheinlichkeiten für die laborgefertigten-Kronen mit 50000/200 N Lastzyklen

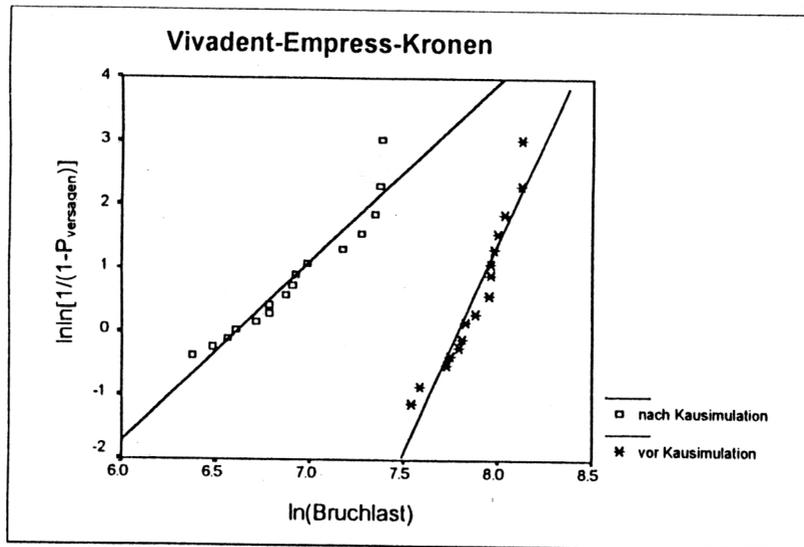


Abb. 3.8: Weibull-Gerade für die laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen

Material	CEREC-Kronen					
	Vita-Mark-II		Empress mit Politur		Empress mit Glanzbrand	
Kausimulation	vor	nach	vor	nach	Vor	nach
m	8,8	4,9	9,7	5,3	12,5	4,5
R ²	0,98	0,95	0,95	0,94	0,96	0,9
N _{NP0,5}	1849	1423	2007	1653	2309	2063

Tab. 3.6: Weibull-Kennwerte der Cerec-Kronen jeweils vor und nach Kausimulation

Material	Empress-Kronen			
	Labor Vivadent		Labor Zahnklinik	
Kausimulation	vor	nach	vor	nach
m	6,5	2,8	4,95	2,76
R ²	0,9	0,92	0,97	0,88
NP0,5	2857	1037	2043	1498

Tab.3.7: Weibull-Kennwerte der laborgefertigten Empress-Kronen jeweils vor und nach Kausimulation

In Abb. 3.3 sind die Weibull-Versagenswahrscheinlichkeits-Grafiken der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen dargestellt. Die Kurve der Kronen ohne Kausimulation befindet sich in der Abb. unten rechts. Oben links ist die Kurve der Versagenswahrscheinlichkeit der Kronen, die mit 100000 Lastzyklen belastet wurden. Die Kurve der Kronen nach 10000 und 50000 Lastzyklen liegt in der Mitte der Seite.

In Tab. 3.5 sind die entsprechenden Weibull-Moduli der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen aufgeführt. Ebenso wird die Bruchlast angegeben, bei der 50% jeder Versuchsgruppe Versager sind ($N_{p,0,5}$). Die Gruppe ohne Kausimulation erreicht das höchste Weibull-Modul mit einem Wert von 8,8. Mit zunehmender Kauzyklen-Anzahl nimmt das Weibull-Modul ab. Mit 7,1 ist der Wert nach 100000 Lastzyklen jedoch höher als bei den Kronen, die mit 10000 und 50000 Zyklen belastet wurden.

In Abb. 3.4 und 3.5 sind die Grafiken der Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit aller Cerec-Kronen jeweils ohne und nach 50000/200 N Lastzyklen dargestellt. In beiden Diagrammen liegen die Kurven der glasierten Cerec-Empress-Kronen unten rechts, die Kurven der Vita-Mark-II-Kronen oben links und die Kurven der polierten Cerec-Empress-Kronen dazwischen. Beim Vergleich der Grafiken nach Kausimulation mit denen vor Kausimulation ist die Position der Weibull-Kurven aller drei Gruppen nach oben links verschoben, und die Steigung der Kurven nach Kausimulation ist größer.

In Abb. 3.6 und 3.7 sind die Weibull-Grafiken der zwei laborgefertigten Empress-Kronen jeweils ohne und mit 50000/200 N Lastzyklen dargestellt. Ohne Kausimulation ist die Steigung der Kurve der Vivadent-Empress-Kronen kleiner als die der Zahnklinik-Empress-Kronen, und tiefer gelegen. Nach Kausimulation ist die Position der Kurve der Vivadent-Empress-Kronen weiter nach oben links verschoben als die Kurve der Zahnklinik-Empress-Kronen und bleibt oberhalb der Kurve der Zahnklinik-Empress-Kronen.

Abb. 3.8 stellt die Weibull-Gerade der laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen dar. Die Gerade entsteht nach doppelt logarithmischer Umformung der Weibull-Gleichung, und wird mit der Methode der Linear-Regression berechnet. Die Steigerung der Geraden entspricht dem Weibull-Modul (m). Je steiler die Gerade ist, um so weniger streuen die Meßwerte und um so zuverlässiger sind die Kronen. Die Gerade der Kronen vor Kausimulation ist wesentlich steiler als die der nach Kausimulation.

Tab. 3.6 zeigt das Weibull-Modul- und $N_{p0,5}$ -Werte aller Cerec-Kronen. Diese sind jeweils ohne Kausimulation und nach 50000/200 N Lastzyklen aufgeführt. Ohne Kausimulation konnte der höchste Modul-Wert von 12,5 bei Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand ermittelt werden, wobei der Modul-Wert der Vita-Mark II-Gruppe 8,8 ist und von der polierten Cerec-Empress-Kronen 9,7. Alle Modul-Werte nach Kausimulation sind entsprechend geringer als die vor Kausimulation. Der Weibull-Modull-Wert der Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand ist ausnahmsweise niedriger als der der polierten Cerec-Empress-Kronen. Trotz $N_{p0,5}$ ist der Wert der Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand vor und nach Kausimulation am höchsten.

In Tab. 3.7 sind die Weibull-Modul-Werte und $N_{p0,5}$ -Daten der zwei laborgefertigten Empress-Kronen-Gruppen jeweils vor und nach Kausimulation dargestellt. Innerhalb jeder Gruppe sind die Werte nach Kausimulation 2,8 für Vivadent-Empress-Kronen und 2,76 für Zahnklinik-Empress-Kronen, geringer als die vor Kausimulation. Alle Weibull-Modul-Werte der laborgefertigten Empress-Kronen-Gruppen sind niedriger als die der Cerec-Empress-Kronen.

3.3 Bruchstelle der Versuchskronen

3.3.1 Bruchlokalisierung in Direktansicht

Die Lokalisation der Fraktur der Versuchskronen sind in Tab. 3.8 zusammengestellt.

	Gruppe	Belastung	Fraktur			Zahl			
			durch Fissur	durch Kontaktpunkte	durch Fissur und Kontaktpunkte	Proben	% Fissur	% Kontakt	% Mischung
		50000/200N							
Cerec	Vita	vor	14	0	6	20	70	0	30
	Mark II	nach	2	15	3	20	10	75	15
	poliert	vor	17	1	2	20	85	5	10
	Empress	nach	9	8	3	20	45	40	15
	glasiert	vor	19	0	1	20	95	0	5
	Empress	nach	7	12	1	20	35	60	5
Labor	Vivadent	vor	15	1	4	20	75	5	20
	Empress	nach	0	17	3	20	0	85	15
	Zahnklinik	vor	18	1	1	20	90	5	5
	Empress	nach	3	12	5	20	15	60	25

Tab. 3.8: Die Bruchstelle aller Versuchskronen in Direktansicht

Es zeigt sich, daß zwischen Cerec-Kronen und laborgefertigten-Kronen bei der Lokalisation der Fraktur kein beträchtlicher Unterschied festgestellt werden kann, aber ein großer Unterschied zwischen den Kronen vor Kausimulation und nach Kausimulation. Die meisten Kronen ohne Kausimulation brachen im Bereich der Zentralfissur: 75% der Vivadent-Empress-Kronen und 95% der Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand. Aber nach 50000/200 N Kausimulation brachen 85% der Vivadent-Empress-Kronen und 40% der polierten Cerec-Empress-Kronen im Bereich der Kontaktpunkte. Darüber hinaus brachen 5% bis 30% der Kronen einer Gruppe im Bereich der Fissur und auch im Bereich der Kontaktpunkte. Es zeigt, daß durch zyklische Last Schäden gesetzt werden und die Versagensmuster beeinflussen kann.

3.3.2 Bruchfläche Im Lichtmikroskop

Die Bruchfläche der Kronen sind auf dem Bild des Lichtmikroskops dargestellt. Diese sind in Abb. 8.11 bis 8.26 im Anhang C und Abb. 3.9 bis 3.11 aufgeführt. In Abb. 3.9 bis 3.11 sind drei Bilder von Frakturen als typische Beispiele dargestellt.

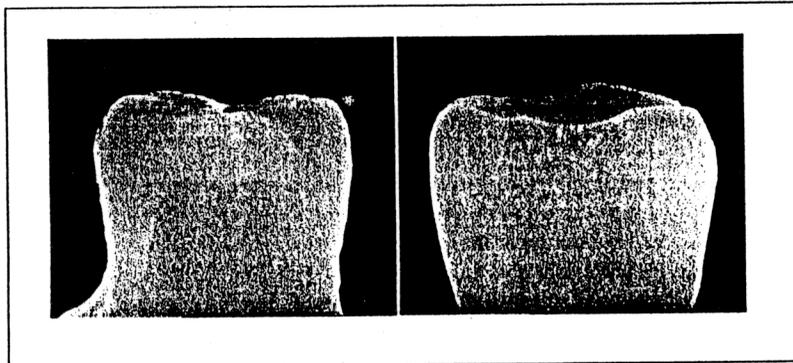


Abb. 3.9: Kronen mit geringer oder mittlerer Rißoberfläche

In Abb. 3.9 sind die Kronen mit geringer oder mittlerer Rißoberfläche in der Bruchstelle dargestellt. Die Fraktur begann von der Zentralfissur der Oberfläche aus und vergrößerte sich weiter zum Boden der Krone hin. Die meisten Empress-Kronen ohne und nach Kausimulation und die meisten Cerec-Mark-II-Kronen ohne Kausimulation sind in dieser Weise gebrochen.

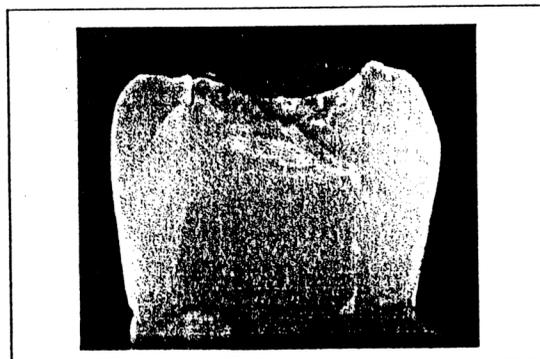


Abb. 3.10: Krone mit großer Rißoberfläche

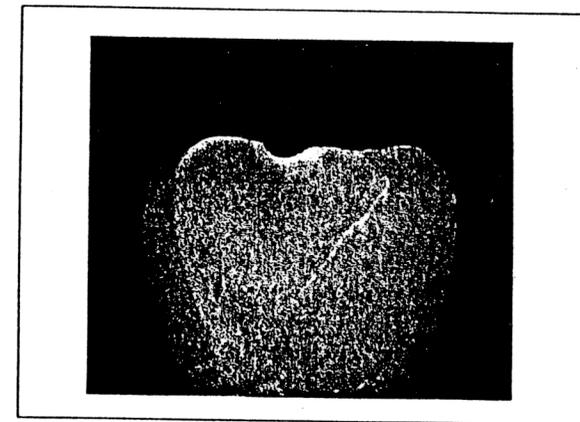


Abb. 3.11: Fraktur durch den Kontaktpunkt

In Abb. 3.10 ist eine große Frakturoberflche dargestellt. Die überwiegende Anzahl der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen nach Kausimulation brachen in dieser Weise.

In Abb. 3.11 zeigt sich eine Fraktur durch einen Kontaktpunkt. Eine Kontaktbeschdigung wurde an der Oberfläche festgestellt.

In Abb. 8.1 bis 8.30 im Anhang C sind die Bilder der Bruchflächen der Kronen gezeigt, deren Bruchlast am geringsten ist, mittelgroß ist und am höchsten in dieser Gruppe ist. Je höher die Bruchlast der Krone ist, desto größer ist die Rißoberfläche.

Im Vergleich zu den Kronen nach Kausimulation sind die Rioberflchen aller Kronen ohne Kausimulation relativ gering. Bei den Vita-Mark-II-Kronen nach Kausimulation sind die Rioberflchen meistens groß. Es wird kein wesentlicher Unterschied zwischen den Rißflächen der Cerec-Empress-Kronen und der laborgefertigten Empress-Kronen festgestellt.

4 Diskussion

Die Festigkeit einer klinischen Keramikkrone wird von einigen Faktoren, wie etwa der Form der Präparation (Anusavice 1992), den Materialien (Lehner 1997), die Methode der Herstellung, die Methode der Befestigung (Erpenstein 1995), die Oberflächenbearbeitung, und durch die Bedingungen der Last beeinflusst. Es ist möglich, daß die dynamische Last auf der Krone das Risiko zur Fraktur erhöht. Um die klinischen Bedingungen in der experimentellen Untersuchung zu simulieren, soll man nicht nur die Präparation des Zahns, die Morphologie und das Material des Stumpfes, die Form und Dimension sowie die Befestigung des Zahnersatzes betrachten, sondern auch die Bedingungen der mechanischen Prüfung wie die Wasserlagerung der Probe und die Art der Prüfungsmethode. Diese sollen vorher definiert oder vergleichsweise einfach standardisiert werden (Hahn und Wolf 1996).

Die geometrisch definierten Körper ermöglichen eine kostengünstigere und besser reproduzierbare Herstellung der Probenkörper. Nachteil dieser einfachen Formen ist die unzureichende Berücksichtigung komplexer Spannungszustände in Kronen. Außerdem ist die Herstellung von Zahnkronen ein sehr verfahrensensitiver Prozeß, bei dem zu jedem Zeitpunkt Verarbeitungsfehler die Qualität des Endproduktes beeinflussen können. Um die gesamte Verfahrenskette beurteilen zu können, haben wir uns für Kronen als Probenkörper entschieden.

In der vorliegenden Untersuchung wird das Komposite Tetric® als ein Stumpfmaterial verwendet, das mit einem Elastizitätsmodul von 11,5 Gpa im Bereich des Elastizitätsmoduls von Dentin (5,2 bis 23 Gpa) liegt (Scherrer und De Rijk 1993).

Die Art der Stumpfpräparation stellte in Bezug auf die okklusale Reduktion von 1,5 mm, den Kronenkonvergenzwinkel von 10°, das okklusale Plateau und die zirkuläre horizontale sowie die gleichmäßige 1.0 mm breite Stufe eine starke Idealisierung dar. Auf einen girlandenförmigen Verlauf der Stufe wurde verzichtet, da bei Abstützung des Kronenrandes auf einer schiefen Ebene eine Keilwirkung auftritt, welche die Bruchlast der Kronen zusätzlich beeinflusst (Doyle et al. 1990). Die Okklusionsfläche der Kronen sollte stilisiert werden, um vor allem die gleichmäßige Kraftverteilung auf die Höcker zu gewährleisten. Hierbei ist zu berücksichtigen, daß die Belastung durch den Antagonisten nicht vertikal auf die Krone übertragen wurde, sondern durch Zwischenschaltung einer Stahlkugel Kraftvektoren wirksam wurde, deren Richtung

von der Höckerneigung im Bereich der Auflagepunkte der Kugel und dem Durchmesser der Kugel bestimmt wurde.

Im Versuch wurde ein Kompositbefestigungsmaterial (Variolink® II) zum Einsetzen der Versuchskronen verwendet. An der Phasengrenze zwischen Kompositstumpf und dem Kompositbefestigungsmaterial (Variolink® II) wurde durch Silanisieren und durch Etablierung einer lichtgehärteten Versiegler-schicht (Heliobond®) ein adhäsiver Verbund durch Ko-Polymerisation erreicht. Bei den Vita-Mark-II-Kronen und den Empress-Kronen wurde über das Silan zwischen Keramik und Bondingvorstrich bzw. dem Befestigungskomposit eine chemische Bindung erreicht (Kern und Thompson 1995).

In der Prüfung wurden die verwendeten Versuchskronen in bidestilliertem Wasser bei Raumtemperatur mindestens einen Tag und maximal sieben Tage bis zur Durchführung der Prüfung gelagert. Aufgrund der Lagerung im Wasser oder im imitierten Speichel kann es zu einer Verringerung der Bruchfestigkeit der Keramik kommen (Kern et al. 1994).

Die Festigkeitseigenschaften von Kronen kann man durch überkritische Belastung in einer Universalprüfmaschine erhalten. Aber in-vivo wird die überkritische Belastung nur selten, z. B. bei Traumata oder extremen Parafunktionen, erreicht. Klinisch sind daher die unterkritischen Belastungen von größerer Bedeutung. Keramikwerkstoffe weisen immer statistisch verteilte Volumen- und Oberflächendefekte auf, die bei unterkritischer Belastung zum Rißwachstum führen. Durch unterschiedliche Verstärkungsmechanismen (z. B. Kristallite in einer Glasmatrix) versucht man das Rißwachstum zu behindern (z. B. Umlenken des Risses, Verzweigen des Risses etc.). Zur Abschätzung der Zeitfestigkeit werden idealerweise sogenannte Wöhler-Kurven bestimmt. Dieses Verfahren ist sehr zeitintensiv und damit auch kostenintensiv. Als Alternativen haben sich die sogenannte „stair-case-Methode“ und die Ermüdungs-Vorlast-Methode bewährt. Für Kronen liegen jedoch keine entsprechenden Berechnungen bei der „stair-case-Methode“ vor, so daß in unseren Versuchen die Ermüdungs-Vorlast-Methode gewählt wurde.

In der Prüfung des Ermüdungsverhaltens wurde jede Krone mit einer zyklischen Last von 200 N belastet, um die klinische Kaukraft zu simulieren. Der Mittelwert der maximalen okklusalen Kaukraft im Seitenzahnbereich kann sich von 200 N bis 540 N

verändern (Pröbster 1992). Die Lebenserwartung des Materials wurde mit der Wöhler-Kurve untersucht. Die Bruchlast, die mit entsprechender Zyklenzahl von 10^6 bis 10^8 bestimmt wurde, wurde als 10 Jahre Lebenserwartung in-vivo definiert (DeLong et al. 1984). In dieser Prüfung wurden die Zahlen der zyklischen Last von 10^4 , 5×10^4 und 10^5 gewählt. Desweiteren wurden vier Cerec-Vivadent-Vita-Mark-II-Kronen mit $1,2 \times 10^6$ Lastzyklen belastet. Eine Frequenz der Zyklen von 1 Hz, die gleichwertig zu den durchschnittlichen Kauzyklen von 0,8 bis 1,0 Sekunden in-vivo ist, wurde in der Prüfung benutzt.

4.1 Bruchfestigkeit der Kronen

Die getesteten Kronen aus Keramikwerkstoff verhalten sich wie spröde Materialien. Bei spröden Materialien konzentriert sich die Spannung an kleinen Rissen und führt zum Bruch. Die Größe der Risse ist statistisch verteilt. Dies führt zu einer entsprechenden Verteilung der Bruchfestigkeiten der einzelnen Materialien. Je größer das Volumen ist, um so größer ist auch die Wahrscheinlichkeit, daß ein Riß von kritischer Größe enthalten ist, der zum Bruch führt (Nkenke et al. 1993).

4.1.1 Vergleich der Bruchfestigkeit von Cerec-Vita-Mark-II-Kronen und Empress-Kronen

Es wird kein signifikanter Unterschied zwischen dem Mittelwert der Bruchlasten von den in München laborgefertigten Empress-Kronen und den Cerec-Vita-Mark-II-Kronen in den Ergebnissen festgestellt. Dies entspricht früheren Ergebnissen, wonach das Cerec-Mark-Material und IPS-Empress ungefähr die gleiche Bruchzähigkeit haben (Bieniek und Marx 1994). Bei Untersuchung der Bruchfläche der frakturierten Kronen mit einem Raster-Elektronenmikroskop wurde eine ähnliche Struktur des normalen IPS-Empress zu der Cerec-Empress gefunden (Abb. 4.1).

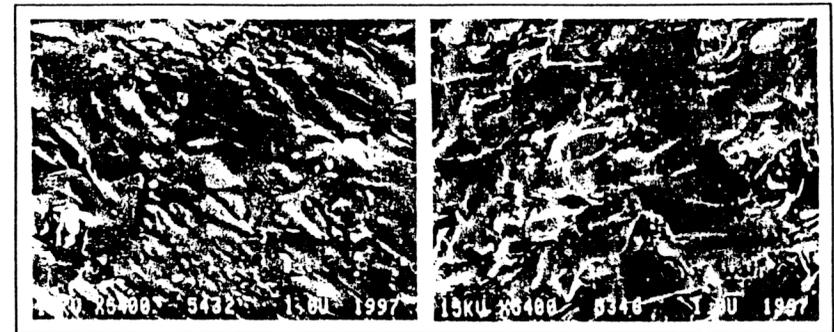


Abb. 4.1: Bruchfläche der Cerec-Empress-Krone (links) und der IPS-Empress-Krone (rechts)

Im Vergleich zu den Cerec-Mark-II-Kronen zeigen die Cerec-Empress-Kronen signifikant höhere Bruchfestigkeiten. Die Bruchfestigkeit von Keramik gilt als eine direkte Funktion der Homogenität des Materials (Kelly et al. 1989; 1991). Bei industrieller Fertigung der Empress-Keramik kann ein hoher Grad an Homogenität erzielt werden und infolgedessen eine höhere Festigkeit des Materials erreicht werden.

Die Auswertung mit der Mittelwertmethode ermöglicht keine deutliche Aussage über die Verlässlichkeit des Materials. Der Weibull-Modul gibt hierfür ein Maß. Je höher der Modul, desto weniger streuen die gemessenen Bruchfestigkeiten der Kronen. Bei der Weibull-Analyse hat der Weibull-Modul von den polierten Cerec-Empress-Kronen den Wert 9,7. Dieser Wert ist höher als der Wert 8,8 von den Cerec-Mark-II-Kronen. Im Vergleich der Cerec-Kronen mit den laborgefertigten Kronen ist der Weibull-Modul aller Cerec-Empress-Kronen höher als der der laborgefertigten Empress-Kronen. Der Weibull-Modul kann eine Aussage über das Festigkeitsverhalten keramischer Materialien sein. Je höher der Modul m ist, desto kleiner ist die für eine Keramik gegebene Bandbreite möglicher rißauslösender Fehler und um so zuverlässiger wird sich die Keramik unter klinischen Bedingungen erweisen. Daher zeigt die Empress-Keramik besseres Verhalten hinsichtlich der Festigkeit und ist zuverlässiger als die Vita-Mark-II-Keramik. Der Weibull-Modul ist also ein Maß für die Homogenität der Fehlerverteilung in einem Werkstoff, der als werkstoffspezifische Größe auch fertigungstechnische Aspekte einschließt. Die computergestützte Herstellung der

Dentalrestorationen wird mit kleinen Variationen der Mikrostruktur streng kontrolliert angefertigt. Deshalb ist das Cerec-Verfahren im Vergleich zu den Labor-Verfahren ein optimiertes Herstellungsverfahren, welches bei einer industriell gesinterten Keramik angewandt wird, um eine höhere Zuverlässigkeit der Keramik zu bewirken.

4.1.2 Einfluß der zyklischen Last auf die Festigkeit

Die Bruchfestigkeit der Kronen wird von der dynamischen Last beeinflusst. Dies wird im Vergleich zwischen den Bruchlasten der Kronen ohne zyklische und nach zyklischer Last bestimmt. Der Mittelwert der Bruchlasten von den Cerec-Mark-II-Kronen war 1905 ± 235 N in der Prüfung. Dieser Wert hat mit zunehmenden Kauzyklen von 10000, 50000 bis 100000 signifikant abgenommen. Nach 100000 Kauzyklen haben sich die Bruchlasten der Cerec-Mark-II-Kronen zu 35 % reduziert.

Beim Vergleich zwischen allen Empress-Kronen ohne und nach Kausimulation zeigen sich signifikante geringere Bruchlasten nach 50000/200 N Lastzyklen. Bei den laborgefertigten-Kronen ist diese Reduktion noch stärker.

Das frühere Versagen der Kronen mit der dynamischen Last wird wegen eines kleinen Risses verursacht, der sich dort ereignet, wo sich die Last konzentriert, und die innere Resistenz der Materialien übertrifft. Mit wiederholter Belastung vergrößert sich der Riß, bis die ganze Struktur äußerst geschwächt ist, und schließlich die Fraktur sich als Ergebnis einer letzten, relativ geringen Belastung ereignet (Wiskott et al. 1997). Es scheint ein stärkerer Einfluß der zyklischen Last auf die Festigkeit der laborgefertigten Kronen als auf die Festigkeit der Cerec-Kronen zu sein.

Der Weibull-Modul der Cerec-Mark-II-Kronen ist 8,8 vor Kausimulation und 4,9 nach 50000 Kauzyklen. Bei der Empress-Gruppe ist der Weibull-Modul aller Empress-Kronen nach Kausimulation auch geringer als der vor Kausimulation. Die Abnahme des Moduls bei den Kronen nach Kausimulation demonstriert die reduzierte Festigkeit und die geringere Zuverlässigkeit der Vita-Mark-II-Keramik und der Empress-Keramik nach zyklischer Last, aufgrund der akkumulierten zyklischen, mechanischen Ermüdungsbeschädigung.

Bei den Kronen nach 100000 Lastzyklen ergibt sich ein höherer m-Wert von 7,1. Dies könnte mit der kleinen Standardabweichung der Bruchlasten im Zusammenhang

stehen. Im Gegensatz dazu ist der Weibull-Modul der glasierten Cerec-Empress-Kronen nach Kausimulation (50000) überraschend gering, da eine größere Standardabweichung der Bruchlasten besteht.

Die Weibull-Kurven aller Kronen sind aufgrund der erhöhten Versagenswahrscheinlichkeit der Kronen mit gleich gegebener Last nach Kausimulation im Vergleich zu der vor Kausimulation oben und links verschoben. Diese Änderung bei den laborgefertigten Empress-Kronen ist im Vergleich zu den Cerec-Kronen beträchtlich größer. Die bei den Vivadent laborgefertigten Empress-Kronen weist die größte Änderung auf. Die von Vivadent laborgefertigten Empress-Kronen scheinen sensitiver zu der zyklischen Last als alle anderen Kronen-Gruppen zu sein.

4.1.3 Einfluß der Oberflächenbearbeitung

Die Festigkeit der Kronen kann durch die Oberflächenbearbeitung eines Politur- oder Glasur-Verfahrens gesteigert werden (Hulterström und Bergman 1993 und Giordano et al. 1995). Im Vergleich der glasierten Cerec-Empress-Kronen zu den polierten Cerec-Empress-Kronen sind die Bruchlasten vor der Kausimulation höher, stellen aufgrund der hohen Streuung keinen signifikanten Unterschied dar. Ohne Kausimulation sind die Bruchlasten der zweifach glasierten Vivadent-Empress-Kronen verglichen mit den polierten und den einfach glasierten Cerec-Empress-Kronen signifikant höher. Dies entspricht den Ergebnissen von Giordano, daß die doppelt glasierten Keramikoberflächen höhere Festigkeiten haben als polierte und einfach glasierte Keramik (Giordano et al. 1995).

Durch die Politur können die Oberflächendefekte reduziert werden und es kann dadurch eine Steigerung der Festigkeit der Kronen erreicht werden. Die Festigkeit der Restorationen kann auch durch Oberflächenglasur gesteigert werden, da der Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasur einen kleineren Wert hat, als die darunterliegende Keramik aufweist. Bei der Abkühlung entstehen somit Druckspannungen an der Oberfläche, die den im Inneren möglicherweise entstehenden Rissen entgegenwirken (Abb. 4.2). Durch die Glasur der Oberfläche bildet sich auch eine zunehmende Schicht auf der Oberfläche der Keramik an.

Dieses bewirkt ebenfalls eine Steigerung der Festigkeit und der Resistenz des Materials gegen die Last.

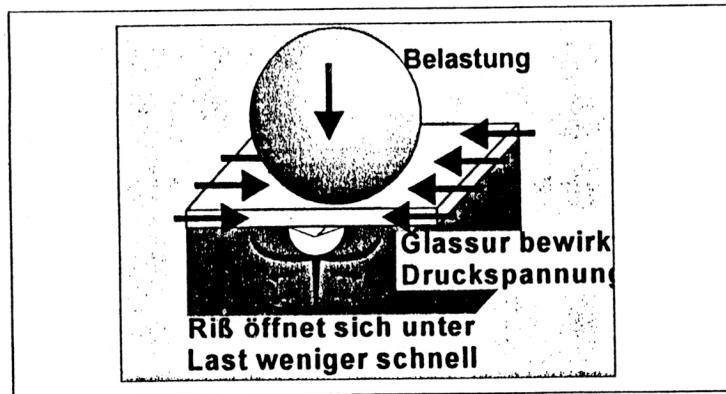


Abb. 4.2: Wirkung der Glasur auf die Risse und die Druckspannung

Nach weiterer Untersuchung mit der Weibull-Statistik ist der Weibull-Modul der glasierten Cerec-Empress-Kronen vor Kausimulation 12,5. Dieser Wert ist höher als der Wert der polierten Cerec-Empress-Kronen. Daher sind die glasierten Cerec-Empress-Kronen unter klinischen Bedingungen vor zyklischer Belastung zuverlässiger als die polierten Cerec-Empress-Kronen. Auch der Weibull-Modul dieser Kronen ist größer als 10 und somit wünschenswerter für die Entwicklung dentalkeramischer Werkstoffe.

Die Bruchfestigkeit der Cerec-Empress-Kronen wird durch die Oberflächenbearbeitung eines Glasur-Verfahrens erhöht. Aber die der polierten Cerec-Empress-Kronen stellt sich doch nicht schlechter als die der laborgefertigten Empress-Kronen dar. Deswegen ist die Oberflächenbearbeitung des Politur-Verfahrens auch erfolversprechend. Da man nicht weiß, wie stabil eine Krone sein muß, um nicht zu frakturieren, gilt es: je höher die Festigkeit, um so besser ist die Qualität. Daher ist hier das Glasur-Verfahren der Oberflächenbearbeitung der Cerec-Kronen empfohlen, wenn es möglich ist. Es gibt klinisch zwei Möglichkeiten die Cerec-Kronen zu bearbeiten. Wenn der Zahnarzt ein Labor und Zeit hat, ist es sehr zu empfehlen, die Oberflächen der Kronen zu glasieren. Wenn er kein Labor oder keine Zeit hat, kann er die Cerec-Kronen konventionell polieren.

4.1.4 Einfluß der Herstellung durch den Zahntechniker

Die Eigenschaft der laborgefertigten Kronen wird von der Art der Herstellung beeinflusst. Dies wird im Vergleich der Vivadent-Empress-Kronen mit den Zahnklinik-Empress-Kronen festgestellt. Vor Kausimulation zeigen die Vivadent-Kronen höhere Bruchlasten und auch ein höheren Weibull-Modul. Aber nach Kausimulation sind die beiden Modul-Werte niedriger als die der Zahnklinik-Empress-Kronen. Im Herstellungsverfahren können Oberflächen- und Volumendefekte mit unterschiedlicher Häufigkeit produziert werden. Die Vivadent-Empress-Kronen zeigen sich sensibler bezüglich der zyklischen Last. Dies kann auf die unterschiedliche Art (z. B. Strahlgut, Aufpassen der Kronen usw.) der Ausarbeitung, die zu unterschiedlichen Qualität der Kronen führt, zurückgeführt werden. Die Glasur verschließt Defekte initial, die sich nach zyklischer Last wieder auswirken. Die Zahnklinik-Empress-Kronen zeigen diesbezüglich bessere Ergebnisse. Im Vergleich zu allen Cerec-Kronen weisen die Bruchlasten der Zahnklinik-Empress-Kronen keinen signifikanten Unterschied vor Kausimulation auf, aber der Weibull-Modul ist niedriger.

4.2 Fraktographische Analyse

Im Jahre 1882 beschrieb Hertz das Spannungsfeld bei Belastung durch einen kugelförmigen Gegenkörper und zeigte experimentell, daß ein spröder Festkörper, belastet mit einem sphärischen Gegenkörper des Radius "r", einen charakteristisch kugelförmigen Riß verursacht. Die Beziehungen bezüglich der Entwicklung und Ausdehnung der Hertzschen Spannungsrisse sind in der Fachliteratur der Keramiktechnik umfangreich dokumentiert. Während der direkten Belastung wachsen Risse, die von Oberflächendefekten ausgehen in einem Spannungsfeld, welches gerade außerhalb der Kontaktzone liegt, und dehnen sich bei anhaltender Belastung abwärts entlang dem spezifischen Spannungskugel aus. Es bildet sich ein klassischer Hertzscher Kegelriß. In der vorliegenden Studie zur Bruchfläche der fakturierten Kronen folgt das Versagen der Kronen diesem Versagemuster.

Das katastrophale Versagen kann durch den okklusalen Riß verursacht werden oder durch eine Kontaktschädigung.

Das Verhalten der spröden Materialien ist von besonderer Bedeutung, denn sie sind durch den Fehler im Bereich des Spannungsfeldes substantiell geschwächt. Unter Last kann sich der Riß ausgehend von dem Material-Fehler vergrößern und zur Fraktur führen (Abb. 4.3).

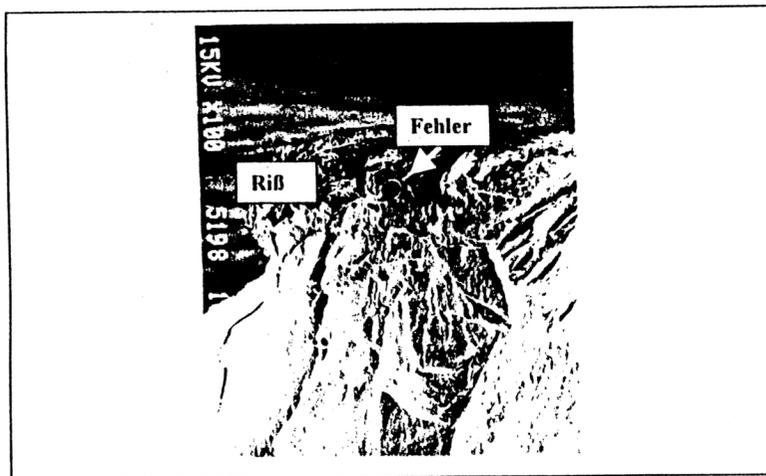


Abb. 4.3: Fraktur ereignet sich durch den Fehler im Bereich des Spannungsfeldes

Die Fehlerverteilung bei einem gegebenen Bereich ist ein wichtiger Faktor des Versagens für keramische Kronen (Thompson et al. 1994). Die Festigkeit ist beeinflusst von der Verteilung der Fehlergröße innerhalb der Struktur, dem mit diesen Fehlern in Kontakt gebrachten Spannungsfeld, der Häufigkeit der Belastung und der Umgebung. Die Fehlerverteilung variiert beachtlich von Prüfkörper zu Prüfkörper und auch innerhalb desselben Prüfkörpers, wenn er unter verschiedenen Voraussetzungen bearbeitet wurde.

Kontaktschädigungs-Riß-Systeme sind am katastrophalen Versagen der keramischen Kronen beteiligt, falls unter traditionellen Last-zu-Versagen Bedingungen getestet wird. Spröde Festkörper wie Dentalkeramik sind charakteristisch für Kontaktschädigung beim direkten Kontakt (Harvey und Kelly 1996) (Abb. 4.4).

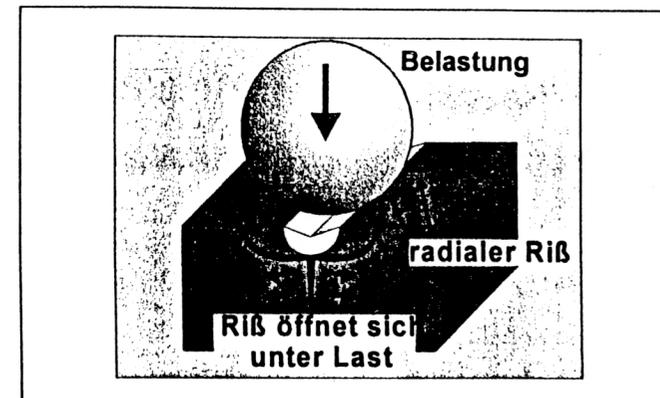


Abb.4.3: Fraktur der Keramik eines Kontaktschädigungs-Riß-Systems

In der vorliegenden Prüfung wurden die Prüfkörper bzw. die Kronen direkt mit der Stahlkugel belastet. Im Vergleich der Kronen nach Kausimulation zu den Kronen vor Kausimulation frakturierten die Kronen nach 50000 Lastzyklen häufiger mit einem Bruchverlauf durch die Kontaktpunkte. Nach Untersuchung der Bruchfläche dieser frakturierten Kronen zeigt sich die Schädigung in den Kontaktpunkten. Daher ist es möglich, daß diese Kronen nach einem Kontaktschädigungs-Riß-Versagensmuster frakturierten. Dies wird auch bei der Untersuchung der Kronen, die mit zunehmenden Lastzyklen belastet wurden, festgestellt. Nach $1,2 \times 10^6$ Lastzyklen weisen die Kronen die Risse außerhalb der Kontaktpunkte auf. Die Risse gehen radial von den Kontaktpunkte aus. Die Ermüdungsschädigung auf dem mikrostrukturellen Niveau spielt eine Rolle im dentalkeramischen Versagen (Lathabai et al. 1991).

Mit der in-vitro Belastung-bis-zum-Bruch-Methode kann das klinische Versagen nicht befriedigend simulieren werden. Schadensakkumulation während der zyklischen Last kann aber mit einigen Typen des klinischen Versagens in Verbindung gebracht werden. Anusavice und Hojjatie waren die ersten, die versuchten, ein Model eines klinischen Versagens in-vitro zu modellieren (Anusavice und Hojjatie 1992). Es wurde weiter von Anusavice beschrieben, daß sich zwei Phasen der Rißbildung während der Belastung ereigneten. Der Rißbeginn fand ausgehend von der inneren Oberfläche, vor dem Hertzschen-Kegelriß statt, und war für Frakturen verantwortlich. Intensiviert sich die Belastung, entwickelt sich der Hertzschen-Kegelriß. Wenn die Last nach dem Rißbeginn allmählich gesteigert wird, entwickelt sich der Kegelriß in

der Nähe von Kontaktflächen. Die Fraktur beginnt innerhalb der belasteten Oberfläche und dehnt sich in die Tiefe aus (Anusavice et al. 1997).

5 Zusammenfassung und Schlußfolgerung

Durch Anwendung eines Cerec-2-Systems kann eine vollkeramische Krone „chairside“ angefertigt werden. Ziel dieser In-Vitro-Arbeit war, die Bruchfestigkeit und Ermüdungseigenschaften von Cerec-Vita-Mark-II-Kronen und Cerec-Empress-Kronen für den Seitenzahnbereich zu untersuchen und deren Eigenschaften mit denen der laborgefertigten Empress-Kronen zu vergleichen, um eine vergleichbare klinische Vorhersage zu bekommen.

Zuerst wurde ein Meisterstumpf aus Epoxy-Die[®] hergestellt, der eine zirkuläre, innen abgerundete Stufe mit 1,0 mm Breite hatte. Der Konvergenzwinkel nach okklusal betrug 10°. Der okklusale Substanzabtrag betrug 1,5 mm in der Fissur. Die Stumpfhöhe zwischen dem okklusalen Plateau und der zirkulären Stufe betrug 4 mm. Zur Restauration dieses Stumpfes wurde eine standardisierte Cerec-Meisterkrone nach dem Correlation-II-Verfahren für die Krone konstruiert. Anschließend wurden 60 Vita-Mark-II-Kronen, 80 Kronen aus dem für die maschinelle Bearbeitung optimierten Empress-Material in derselben Form wie die Meisterkrone mit dem Cerec-2-Gerät angefertigt. Es wurden jeweils weitere 40 IPS-Empress-Kronen im zahntechnischen Labor der Fa. Vivadent bzw. an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie hergestellt und glasiert. Die Oberfläche der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen und der 40 Cerec-Empress-Kronen wurden konventionell poliert. Die Oberfläche von weiteren 40 Cerec-Empress-Kronen wurden in unserem Labor glasiert. Alle Versuchskronen wurden mit Variolink II[®] auf Stümpfe aus Tetric[®] Komposite adhäsiv befestigt.

Je 20 Kronen jeder Gruppe wurden im Kausimulator unter einer Last von 200 N jeweils 50000 Zyklen ermüdet und anschließend in der Quicktest[®] Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Von jeder Gruppe wurden als Kontrolle jeweils 20 Kronen ohne vorausgehende mechanische Wechsellast bis zum Bruch belastet. Ergänzt wurden darüber hinaus zwei Cerec-Vita-Mark-II-Gruppen (n = 10), die je 10000 und 100000 Zyklen im Kausimulator ermüdet wurden.

Die Bruchfestigkeit der Cerec-Empress-Kronen ist signifikant höher als die der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen. Verglichen mit den Zahnklinik-Empress-Kronen wird bei den Bruchlasten der Cerec-Kronen kein signifikanter Unterschied festgestellt. Bei der Weibull-Analyse besitzen alle Cerec-Kronen höhere Weibull-Moduli ($m > 8$) als die

laborgefertigten Kronen ($m < 7$). Kronen, die mit Kausimulation ermüdet wurden, weisen signifikant niedrigere Bruchfestigkeiten als die Kronen ohne Kausimulation auf. Die Reduktion der Bruchlasten ist bei den glasierten Cerec-Empress-Kronen am geringsten. Die glasierten Cerec-Empress-Kronen zeigen tendenziell höhere Bruchlasten als die der polierten Cerec-Empress-Kronen und der Unterschied ist schwach signifikant ($p = 0,05$). Bei den Bruchlasten zwischen den laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen und den Zahnklinik-Empress-Kronen vor Kausimulation wurde ein signifikanter Unterschied demonstriert. Im Vergleich zu allen Cerec-Gruppen sind die Bruchlasten der Vivadent-Empress-Kronen vor Kausimulation signifikant höher, nach Kausimulation signifikant geringer.

Als Schlußfolgerung sind folgende Punkte zu nennen:

- 1 Die Bruchfestigkeit der computergestützt gefertigten Empress-Kronen mit Glanzbrand ($N = 2254$) ist höher als die laborgefertigten IPS-Empress-Kronen ($N = 2103$). Der Unterschied ist nicht signifikant ($p > 0,05$).
- 2 Die Zeitfestigkeit und die Zuverlässigkeit der CAD/CAM Empress-Kronen ist deutlich besser zu bewerten als die der laborgefertigten Empress-Kronen.
- 3 Die Eigenschaft der Cerec-Kronen kann durch die Oberflächenbearbeitung mit einem Glasur-Verfahren verbessert werden, aber im Vergleich zu dem Politur-Verfahren ist der Unterschied gering. Die Oberflächenglasur der Cerec-Kronen wird klinisch empfohlen. Trotz geringfügig höherer Werte scheint es aber auch möglich, die Cerec-Empress-Kronen nach sorgfältiger Oberflächenpolitur ohne Glasur einzusetzen. Hier sollten weitere Sicherheitsabschätzungen erfolgen.
- 4 Die Eigenschaften der laborgefertigten Empress-Kronen sind weniger konstant, da diese unter anderem von der Herstellungssorgfalt abhängen.

Anhand der vergleichbaren Größenordnung der Bruchfestigkeit der CAD/CAM Empress-Kronen und der Zahnklinik-Empress-Kronen kann man ein ähnliches möglicherweise sogar besseres klinisches Verhalten ableiten wie bei IPS-Empress-Kronen im Seitenzahnbereich.

6 Summary

All ceramic crowns can be directly fabricated by using a chairside Cerec 2 machine. This in vitro study was to determine the fracture strength and the fatigue property of the Cerec Vita Mark II and the Cerec Empress all ceramic molar crowns which were compared with conventional laboratory heat-press Empress crowns. The fracture strength of the crowns was tested „load-to-fracture“ by using a universal test machine. An artificial mouth was applied with cyclic loading to fulfill the fatigue test in a simulated clinical environment. Surface polishing and glazing were used to determine the influence of different surface finish on the fracture strength.

A standardized master stump of the first upper molar was first of all prepared with a 1,5 mm occlusal reduction at the fissure, height of 4 mm, marginal shoulder width of 1,0 mm and an angle of 10°. As a restoration of this stump, a Cerec master crown was then designed with a certain occlusion form using program: crown correlation II, C.O.S. 4.30 B5. 60 Vita Mark II and 80 crowns of machinable optimized Empress (ProCAD) were milled by means of Cerec 2 machines (Siemens). Furthermore, the same number and shape of IPS-Empress crowns ($n = 40$) were fabricated and surface glazed in a Vivadent laboratory and the dental technical laboratory of our department respectively. The surface of the Cerec Mark II crowns and half number ($n = 40$) of Cerec Empress crowns were conventionally polished, while another half of Cerec Empress crowns were glazed. All of the crowns were adhesively placed with luting composite (Variolink II®, high viscosity) on Tetric® composite stumps, which were copied from the master stump within 24 hours before placement. Carrying out the test, 20 crowns in each group were tested directly by way of the Quicktest® universal test machine until fracture occurred, while the other 20 crowns in each group were given 50000 cycles of a 200 N load with a frequency of 1 Hz by an artificial mouth before the load-to-fracture test. In addition, there were two groups of Vita Mark II crowns ($n = 10$) loaded with 200 N and 10000, 100000 cycles respectively.

Results indicated that the fracture load of Cerec Empress crowns is significant higher than that of Cerec Vita Mark II. The fracture load of the glazed Cerec Empress crowns is higher than that of the Empress crowns of our laboratory and the difference is weak significant ($p = 0,05$). The cyclic loading reduced the fracture strength of all

crowns significantly. A greater drop on the fracture strength of both laboratory made Empress compared to the Cerec crowns were found in the fatigue test. There are significant difference of results between the Vivadent Empress crowns and the Empress crowns of our laboratory. In the Weibull failure analysis, the Cerec crowns showed higher Weibull module in comparison with the laboratory made Empress crowns. That is also higher than that of Vita Mark II crowns.

The following conclusion can be drawn:

1. The Cerec Empress crowns showed comparable mechanical properties in fracture strength and fatigue property to the laboratory made IPS-Empress crowns. They are more reliable than the Empress crowns fabricated in the laboratories.
2. A surface glazing is relatively better than a surface polishing, but the difference is small. Therefore, it is recommendable to glaze the crowns for clinical use. However, it seems to be possible to polish the crowns only.
3. The property of the laboratory made crowns depends on the work of the technician and the process of manufacture. Therefore, The Cerec Empress molar crowns are comparable to the conventional IPS-Empress molar crowns. They could have a similar or even better clinical behavior.

7 Literaturverzeichnis

1. Adair, P. J. und Grossman, D. G.: The castable ceramic crown. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.* 432 - 446. 1984.
2. Adamczyk, E.: Plaque accumulation on crowns made of various materials. *Int. J. Prosthodont.* 3, 285 - 291. 1990.
3. Aida, M., Hayakawa, T. und Mizukawa, K.: Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J. Prosthet. Dent.* 73, 464 - 470. 1995.
4. Andersson, M. und Oden, A.: A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol. Scand.* 51, 59 - 64. 1993.
5. Anusavice, K. J. und Hojjatie, B.: Tensile stress in glass-ceramic crown: effect of flaws and cement voids. *Int. J. Prosthodont.* 5, 351 - 358. 1992.
6. Anusavice, K. J.: Degradability of dental ceramics. *Adv. Dent. Res.* 6, 82 - 89. 1992.
7. Anusavice, K. J.: Recent developments in restorative dental ceramics. *J. Am. Dent. Assoc.* 124, 72 - 74. 1993.
8. Anusavice, K.J.: Benefits and limitations of restorative dental ceramics. In: Symposium on esthetic restorative materials. Chicago: American Dental Association, 1991: 73 - 79.
9. Banks, R. G.: Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J. Prosthet. Dent.* 63, 619 - 626. 1990.
10. Bieniek, K. W. und Marx, R.: Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 104, 284 - 289. 1994.
11. Bieniek, K. W.: Vollkeramische Kronenrestorationen aus Hi-Ceram-eine 5 Jahres-Studie. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 47, 614 - 616. 1992.
12. Braem, M., Lambrechts, P. und Vanherle, G.: Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J. Dent.* 22, 97 - 102. 1994.
13. Brukl, C. E. und Ocampo, R. R.: Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J. Prosthet. Dent.* 57, 404 - 410. 1987.
14. Burke, F. J. T.: Effect of bonding procedures on fracture resistance of all-ceramic crowns. *Abst. No. 649. J. Dent. Res.* 73, 183 - 183. 1994.
15. Burke, F. J. T.: Effect of luting systems on fracture resistance of dentine-bonded crowns. *Abst. No. 24. J. Dent. Res.* 75, 20 - 20. 1996.

16. Campbell, S. D.: Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic Materials. *J. Prosthet. Dent.* 61, 563 - 568. 1989.
17. Chan, C. und Weber, H.: Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: A comparative study. *J. Prosthet. Dent.* 56, 666 - 671. 1986.
18. Christensen, G. J.: Dental cements: Are they the weak link? *J. Am. Dent. Assoc.* 122, 63 - 63. 1991.
19. Christensen, G. J.: The rise of resin for cementing restorations. *J. Am. Dent. Assoc.* 124, 104 - 104. 1993.
20. Claus, H.: Vita In-Ceram-eine neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. *Quintessenz. Zahntech.* 16, 35 - 35. 1990.
21. Craig, R.G.: Ceramics, in Craig, R.G. (ed): Restorative dental materials. Mosby-Year Book, Inc. 1993, pp 473 - 501.
22. Crocker, W. P.: The cementation of porcelain jacket crowns with adhesive resin. *Br. Dent. J.* 172, 64 - 64. 1992.
23. De Rijk, W.G., Tesk, J.A., Penn, R.W. und Marsh, J.: Applications of the Weibull Method to Statistical Analysis of Strength Parameters of Dental Materials. In: Proceedings of the Symposium on Progress in Biomedical Polymers, Washington, DC: American Chemical Society, p. 59. 1988b.
24. Degrange, M., Sadoun, M. und Heim, N. Les ceramiques dentaires: 2e partie. Les nouvelles ceramiques. *Biomat. Dentaire.* 3, 61 - 69. 1987.
25. Delong, R., Goodkind, R. J. und Douglas, W. H.: Corrosion-fatigue of the bond between nickel-chrome casting alloys and porcelain. *J. Prosthet. Dent.* 52, 344 - 348. 1984.
26. Dickinson, A. J. G., Moore, B. K. und Dykema, R. W.: A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.* 61, 297 - 304. 1989.
27. Dong, J. K., Lüthy, H. und Wohlwend, A.: Heat-pressed ceramics: Technology and strength. *Int. J. Prosthodont.* 5, 9 - 16. 1992.
28. Doyle, M. G., Munoz, C. A., Goodacre, C. J., Friedlander, L. D. und Moore, B. K.: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 2. *Int. J. Prosthodont.* 3, 241 - 248. 1990.
29. Draughn, R. A.: Compressive fatigue limits of composite restorative materials. *J. Dent. Res.* 58(3), 1093 - 1096. 1979.
30. Drummond, J. L. und Miescke, K. J.: Weibull models for the statistical analysis of dental composite data: aged in physiologic media and cyclic-fatigued. *Dent. Mater.* 7, 25 - 29. 1991.
31. Eidenbenz, S., Lehner, C. R. und Schärer.: Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the Celay system. *Int. J. Prosthodont.* 7, 134 - 134. 1994.
32. Erpenstein, H. und Kerschbaum Th.: Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 50, 668 - 670. 1995.
33. Erpenstein, H. und Kerschbaum, T.: Frakturrate von Dicor-Kronen unter klinischen Bedingungen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 46, 124 - 128. 1991.
34. Feher, A. und Mörmann, W. H.: Die Ausarbeitung von Keramikrestorationen mit super feinen Diamantinstrumenten. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 105, 474 - 479. 1995.
35. Giordano, R. A., Pelletier, L., Campbell, S. und Pober, R.: Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspatic porcelain. *J. Prosthet. Dent.* 73, 411 - 417. 1995.
36. Giordano, R., Cima, M. und Pober, R.: Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.* 8, 311 - 319. 1995.
37. Grossmann, D. G.: Verarbeitung von Dentalkeramik mittels Gußverfahren. *Zahnärztl. Welt.* 94, 684 - 684. 1985.
38. Groten, M., Jofre, J. und Pröbster, L.: Influence of cementation modes on fracture resistance of glass- ceramic crowns. *Abstr. No. 442. J. Dent. Res.* 75, 73 - 73. 1996.
39. Hahn, R. und Löst, C.: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaura-tionswerkstoffe. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 48, 484 - 487. 1993.
40. Hahn, R. und Löst, C.: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleitungs-keramiken. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 47, 659 - 664. 1992.
41. Hahn, R. und Wolf, M.: Elastizitätsgrenze keramischer und keramisch verblendeter Seiterzahnkronen. *Acta Med. Dent.* 1, 274 - 281. 1996.
42. Hankinson, J. A. und Capetta, E. G.: Fünfjährige klinische Erfahrungen mit einem leuzitverstärkten keramikronensystem. *Int. J. Parodont. Rest. Zahnheilkd.* 14, 137 - 151. 1994.

43. Harvey, C. K. und Kelly, J. R.: Contact damage as a failure mode during in vitro testing. *J. Posthodont.* 5, 95 - 100. 1996.
44. Hennicke, H. W.: Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. *Ber. Dtsch. Keram. Ges.* 44, 209 - 209. 1967.
45. Hennicke, H. W. und Klein, S.: Nichtmetallisch-anorganische Werkstoffe im Dentalbereich. In: Kappert, H. F. (Hrsg.): *Vollkeramik. Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung.* Quintessenz, Berlin 1996, S. 19.
46. Hickel, R. und Kunzelmann, K. H.: Neuer Stand der zahnfarbenen Seitenzahnrestaurationen. *Zahnärztl. Mitt.* 82, 74 - 74. 1992.
47. Hobo, S. und Iwata, T.: Castable apatite ceramics as a new iocompatible restorative material. I. Theoretical considerations. *Quintessence. Int.* 16, 135 - 141. 1985.
48. Höland, W., Rheinberger, V., Wollwaag, P. und Klester, A. M.: Mikrostruktur der Empress-Glaskeramik. *Phillip. J.* 9, 551 - 553. 1992.
49. Hölsch, W. und Kappert, H. F.: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 47, 621 - 623. 1992.
50. Hondrum, S. O.: A review of the strength properties of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 67, 859 - 865. 1992.
51. Hultström, A. K. und Bergman, M.: Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol. Scand.* 51, 229 - 234. 1993.
52. Huysmans, M. C. D. N. J. M., Van Der Varst, P. G. T., Peters, M. C. R. B. und Plasschaert, A. J. M.: The weibull distribution applied to post and core failure. *Dent. Mater.* 8, 283 - 288. 1992.
53. Iijima, H., Hakamazuka, Y. und Ito, S.: Clinical application and evaluation of Olympus Castable Ceramics (OCC). Abstr. No. 142. *J. Dent. Res.* 70, 757 - 757. 1991.
54. Isenberg, B. P., Essig, M. E. und Leinfelder, K. F.: Three year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J. Esthet. Dent.* 4, 173 - 176. 1992.
55. Jäger, K., Wirz, J., Jungo, M.: Anwendungsmöglichkeiten keramischer Rekonstruktionsmaterialien, Teil 2: Inlay und Verblendschalen im indirekten Verfahren (Mira-ge). *Quintessenz* 40, 1729, 1989.
56. Johnson, N. L. Kotz, S.: *Continuous Univariate Distributions*, Vol. 1, Boston: Houghton-Mifflin, pp. 250 - 271. 1970.
57. Josephson, B. A., Schulman, A., Dunn, Z. A. und Hurwitz, W.: A compressive strength study of complete ceramic crowns Part II. *J. Prosthet. Dent.* 65, 388 - 391. 1991.
58. Kang, S. K., Sorensen, J. A. und Avera, S. P.: Fracture strength of ceramic crown systems. Abstr. No. 1723. *J. Dent. Res.* 71, 321 - 321. 1992.
59. Kelly, J. R.: Perspectives on strength. *Dent. Mater.* 11, 103 - 111. 1995.
60. Kelly, J. R., Campell, S. D. und Bowen, H. K.: Fracture-surface analyse of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 62, 536 - 541. 1989.
61. Kelly, J. R., Tesk, J. A. und Sorensen, J. A.: Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J. Dent. Res.* 74, 1253 - 1258. 1995.
62. Kelly, J. R., Lüthy, H., Gougoulakis, A., Pober, R. L., Mörmann, W. J.: Machining effects on feldspathic porcelain and glass ceramic: fractographic analysis. In Mörmann W (ed): *International symposium on computer restoration: Proceedings 1991, May 3-4.* Regensdorf-Zürich pp 253 - 273, Quintessence, Chicago 1991.
63. Kelsey, W. P., Cavel, W. T., Blankenau, R. J., Barkmeier, W. W., Wilwerding, T. M. und Latta, M. A.: 4-year clinical study of castable ceramic crowns. *Am. J. Dent.* 8, 259 - 262. 1995.
64. Kelsey, W. P., Cavel, W. T., Blankenau, R. J., Barkmeier, W. W., Wilwerding, T. M. und Matranga, L. F.: Two-year clinical study of castable ceramic crowns. *Quintessence. Int.* 26, 15 - 21. 1995.
65. Kern, M. und Thompson, V. P.: Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J. Prosthet. Dent.* 73, 240 - 249. 1995.
66. Kern, M., Fechtig, T. und Strub, J. R.: Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 71, 251 - 256. 1994.
67. Krejci, I.: Wear of Cerec and other restorative materials. *International symposium on computer restorations.* Chicago. Quintessence. 1991.
68. Krumbholz, K.: Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken. *Zahnärztl. Welt.* 101, 193 - 199. 1992.
69. Kümin, P., Lüthy, H. und Mörmann, W. H.: Festigkeit von Keramik und Polymer nach CAD/CIM-bearbeitung und im Verbund mit Dentin. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 103, 1261 - 1268. 1993.

70. Lampe, K., Lüthy, H., Mörmann, W. H. und Lutz, F.: Bruchlast vollkeramischer Computerkronen. *Acta Med. Dent.* 2, 76 - 83. 1997.
71. Lathabai, S., Rödel, J. und Lawn, B. R.: Cyclic fatigue from frictional degradation at bridging grains in alumina. *J. Am. Ceram. Soc.* 74, 1340 - 1348. 1991.
72. Leempoel, P. J. B., Eschen, S. und De Haan, A. F. J.: An evaluation of crowns and bridges in a general dental practice. *J. Oral Rehabil.* 12, 515 - 528. 1985.
73. Lehner, C., Studer, S. und Schärer, P.: Full porcelain crowns made by IPS-Empress: first clinical results. *Abstr. No. 1143. J. Dent. Res.* 71, 658 - 658. 1992.
74. Lehner, C., Studer, S., Brodbeck, U. und Schärer, P.: Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns. *J. Prosthodont.* 6, 20 - 30. 1997.
75. Leinfelder, K. F., Isenberg, B. P. und Essig, M. E.: A new method for generating ceramic restorations: a CAD/CAM System. *J. Am. Dent. Assoc.* 118, 703 - 707. 1989.
76. Linkowsky, G.: Klinische Nachuntersuchung von schrumpfungsfreien Porzellankronen (Doctor thesis). Zürich University, 1988, pp 17 - 23.
77. Liu, C. C. und O'Brien, W. J.: Strength of magnesia-core crown with different body porcelains. *Int. J. Prosthodont.* 6, 60 - 64. 1993.
78. Luthardt, R. und Musil, R.: CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 52, 380 - 384. 1997.
79. Luthardt, R. und Musil, R.: Das Precident DCS-System (CAD/CAM-gefertigter) Zahnersatz aus Titan und Zironoxid. *Phillip. J.* 13, 217 - 217. 1996.
80. Lüthy, H., Dong, J. K., Wohlwend, A. und Schärer, P.: Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 103, 1257 - 1260. 1993.
81. Malament, K. A. und Grossman, D. G.: Bonded versus non-bonded Dicor crowns: Four-year report. *Abstr. No. 1720. J. Dent. Res.* 71, 320 - 320. 1992.
82. Malament, K. A. und Grossman, D. G.: The cast glass-ceramic restoration. *J. Prosthet. Dent.* 57, 674 - 674. 1987.
83. Marsaw, F. A., De Rijk, W. G., Hesby, R. A., Hinman, R. W. und Pellen, G. B., Jr.: Internal volumetric expansion of casting investments. *J. Prosthet. Dent.* 52, 361 - 366. 1984.
84. Marx, R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen- Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 48, 229 - 236. 1993.
85. McCabe, J. F. und Carrick, T. E.: A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent. Mater.* 2, 139 - 142. 1986.
86. McCabe, J. F., Carrick, T. E., Chadwick, R. G. und Walls, A. W. G.: Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. *Dent. Mater.* 6, 24 - 28. 1990.
87. McLean, J. W. und Hughes, T. H.: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br. Dent. J.* 119, 251 - 267. 1965.
88. McLean, J. W.: *Dentalkeramik-Wissenschaft und Kunst.* Phillip. J. 9, 521 - 521. 1992.
89. McLean, J. W.: The future of restorative materials. *J. Prosthet. Dent.* 42, 154 - 158. 1979.
90. McLean, J. W., Kedge, M. I. und Hubbard, J. R.: The bonded alumina crown. 2. Construction using the twin foil technique. *Aust. Dent. J.* 21, 262 - 267. 1976.
91. McLean, J. W.: The future for dental porcelain, in John W. McLean (ed): *Dental ceramics: Proceedings of the first international symposium on dental ceramics*, Chicago IL, Quintessence Publ, 1983, pp 13 - 40.
92. Meier, M., Richter, E. J., Küpper, H. und Spiekermann, H.: Klinische Befunde bei Kronen aus Dicor-Glaskeramik. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 47, 610 - 614. 1992.
93. Moffa, J. P., Lugassy, A. A. und Ellison, J. A.: Clinical evaluation of a castable ceramic material. *Abstr. No. 43. J. Dent. Res.* 67, 118 - 118. 1988.
94. Molin, M. K., Karlsson, S. L. und Kristiansen, M. S.: Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent. Mater.* 12, 245 - 249. 1996.
95. Monasty, G. E. und Taylor, D. F.: Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J. Prosthet. Dent.* 25, 299 - 306. 1971.
96. Nahara, Y., Sadamori, S. und Hamada, T.: Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.* 66, 754 - 758. 1991.
97. Nathanson, D. und Karivixien, V. R.: Resin cement adherence to machined ceramic restorations. *Abstr. No. 4. J. Dent. Res.* 72, 516 - 516. 1992.
98. Nathanson, D.: Factors in optimizing the strength of bonded ceramic restorations. In: Mörmann W (ed): *International symposium on computer restoration: Proceedings 1991*, May 3 - 4. Regensdorf-Zürich pp 51 - 60, Quintessence, Chicago 1991.

99. O'Brien, W.: Super-strong ceramic restorative developed. *J. Am. Dent. Assoc.* 126, 716 - 716. 1995.
100. Pospiech, P., Rammelsberg, P., Gernet, W. und Geymeier, D.: Vergleichende Untersuchungen zur Druckscherfestigkeit von Mirage-, Dicor- und VMK-Kronen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 47, 630 - 633. 1992.
101. Pospiech, P., Rammelsberg, P., Rosenboom, C., und Gernet, W.: Der Einfluss des Befestigungssystems auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Molarenkronen. *Acta Med. Dent.* 1, 177 - 186. 1996.
102. Pröbster, L.: Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.* 5, 409 - 414. 1992.
103. Pröbster, L.: Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration-ein historischer Abriß (I). *Quintessenz.* 48, 939 - 947. 1997.
104. Pröbster, L.: Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration-ein historischer Abriß (II). *Quintessenz.* 48, 1069 - 1085. 1997.
105. Pröbster, L.: Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J. Oral Rehabil.* 23, 147 - 151. 1996.
106. Pröbster, L., Groten, M. und Girthofer, S.: Vollkeramische Restaurationen mit Celay. Teil I: Adhäsiv befestigte Restaurationen. *Quintessenz.* 46, 1041 - 1041. 1995.
107. Pröbster, L., Groten, M. und Girthofer, S.: Vollkeramische Restaurationen mit Celay. Teil II: Konventionell zementierte Restaurationen. *Quintessenz.* 46, 1221 - 1221. 1995.
108. Präser, L.: Survival rate of In-Ceram restorations. *Int. J. Prosthodont.* 6, 259 - 263. 1993.
109. Rattledge, D. K., Smith, G. N. und Wilson, R. F.: The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *J. Prosthet. Dent.* 72, 194 - 203. 1994.
110. Riedling, W.: Herstellung gegossener Glaskeramik-Kronen. *Phillip. J.* 2, 113 - 113. 1987.
111. Riedling, W., Kappert, H. F. und Berg, G.: Eine vergleichende Untersuchung dreier Vollkeramik-Kronen-Systeme. *Zahnärztl. Prax.* 3, 252 - 252. 1987.
112. Rinke, S., Hüls, A. und Chafizadeh, A.: Vergleichende Qualitätsbeurteilung kopiergefräster vollkeramischer Kronen und Brücken (Celay/In-Ceram). *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 50, 671 - 673. 1995.
113. Ritter, J. E.: Critique of test methods for lifetime predictions. *Dent. Mater.* 11, 147 - 151. 1995.
114. Ritter, J. E.: Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent. Mater.* 11, 142 - 146. 1995.
115. Rosenblum, M. A. und Schulman, A.: A review of all-ceramic restorations. *J. Am. Dent. A.* 128, 297 - 307. 1997.
116. Rosenstiel, S. F. und Rortter, S. S.: Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. *J. Prosthet. Dent.* 62, 529 - 532. 1989.
117. Rosenstiel, S., Baiker, M. und Johnston, W.: A comparison of glazed and polished dental porcelain. *Int. J. Prosthodont.* 2, 524 - 529. 1989.
118. Roulet, J. F.: Marginal integrity. Clinical significance. (Suppl. 1). *J. Dent.* 22, S 9-12. 1994.
119. Schärer, P., Sato, T. und Wohlwend, A.: A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *J. Prosthet. Dent.* 59, 534 - 542. 1988.
120. Scherrer, S. S. und De Rijk, W. G.: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int. J. Prosthodont.* 6, 462 - 467. 1993.
121. Scherrer, S. S., De Rijk, W. G. und Belser, U. C.: Fracture resistance of Human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int. J. Prosthodont.* 9, 580 - 585. 1996.
122. Schmidseeder, J.: Hi-Ceram. *Phillip. J.* 3, 226 - 234. 1986.
123. Schossow, D.: Die Porzellan-Krone nach der Kera-Platin-Technik. Renaissance der Jacket-Krone. *Quintessenz. Zahntech.* 9, 645 - 653. 1983.
124. Schwickerath, H. und Coca, I.: Einzelkronen aus Glaskeramik. *Phillip. J.* 4, 336 - 336. 1987.
125. Schwickerath, H.: Das Festigkeitsverhalten von Dentalkeramik. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 40, 273 - 273. 1985.
126. Schwickerath, H.: Werkstoffkundliche Bewertung keramischer Kronen. *Zahnärztl. Mitt.* 21, 2422 - 2427. 1987.
127. Scotti, R., Catapano, S. und D'Elia, A.: A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int. J. Prosthodont.* 8, 320 - 323. 1995.
128. Seghi, R. und Sorensen, J. A.: Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont.* 8, 239 - 246. 1995.
129. Seghi, R. R., Denry, I. L. und Rosenstiel, S. F.: Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 74, 145 - 150. 1995.

130. Sorensen, J. A., Fanuscu, M. I., und Choi, C.: Status of clinical trial on Empress crowns. Abstr. No. 159. J. Dent. Res. 74, 159 - 159. 1995.
131. Sorensen, J. A., Fanuscu, M. I., Choi, C., und Mito, W.: Empress crown system clinical trial: 1995 Status. Abstr. No. 1848. J. Dent. Res. 75, 248 - 248. 1996.
132. Southern, D.E.: The porcelain jacket crown, in John McLean (ed): Dental Ceramics. Chicago II, Quintessence, 1983, pp 214 - 218.
133. Sozio, R. B. und Riley, E. J.: The shrink-free ceramic crown. J. Prosthet. Dent. 49, 182 - 187. 1983.
134. Strub, J. R.: Vollkeramische Systeme. Dtsch. Zahnärztl. Z. 47, 566 - 571. 1992.
135. Thompson, J. Y., Anusavice, K. J., Naman, A., und Morris, H. F.: Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J. Dent. Res. 73, 1824 - 1832. 1994.
136. Thompson, J. Y., Bayne, S. C. und Heymann, H. O.: Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. J. Prosthet. Dent. 76, 619 - 623. 1996.
137. Tidehag, P. und Gunne, J.: A 2-year clinical follow-up study of IPS-Empress inlays. Int. J. Prosthodont. 8, 456 - 460. 1995.
138. Tinschert, J., Dicks, C. H., Färber, H. und Marx, R.: Bruchwahrscheinlichkeit von verschiedenen Materialien für vollkeramische Restaurationen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 51, 406 - 409. 1996.
139. Üctasli, S.: Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. Abstr. No. 175. J. Dent. Res. 72, 175 - 175. 1993.
140. Üctasli, S., Wilson, H. J., Unterbrink, G. und Zaimoglu, A.: The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. J. Oral Rehabil. 23, 257 - 261. 1996.
141. Uryu, Y., Suzuki, H. und Ijima, H.: Clinical use of castable ceramics (OCC) crown. Shikagu. 77, 1485 - 1495. 1989.
142. Vaidyanathan, T. K., Vaidyanathan, J. und Prasad, A.: Properties of a new dental porcelain. Scanning. Microsc. 3, 1023 - 1033. 1989.
143. Wagner, W. C. und Chu, T. M.: Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J. Prosthet. Dent. 76, 140 - 144. 1996.
144. Ward, M. T., Tape, W. H. und Powers, J. M.: Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. Oper. Dent. 20, 106 - 110. 1995.
145. Weibull, W.: A statistical distribution of wide applicability. J. Appl. Mechan. 18, 293 - 297. 1951.
146. Weibull, W.: A statistical theory of the strength of materials. Swed. Inst. Eng. Res. Proc. 151, 1 - 45. 1939.
147. White, S. N., Yu, Z. K., Tom, J. F. M. D. und Sangsurasak, S.: In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. J. Prosthet. Dent. 71, 333 - 338. 1994.
148. White, S. N., Zhao, X. Y., L, Z. C. und Kipnis, V.: Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. Int. J. Prosthodont. 8, 413 - 420. 1995.
149. Wilson, P. R., Goodkind, R. J. und Sakaguchi, R.: Deformation of crowns during cementation. J. Prosthet. Dent. 64, 601 - 609. 1990.
150. Wiskott, H. W. A., Nicholls, J. I. und Balser, U. C.: Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. Int. J. Prosthodont. 8, 105 - 116. 1995.
151. Wiskott, H. W. A., Nicholls, J. I. und Belser, U. C.: The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. Int. J. Prosthodont. 10, 207 - 215. 1997.
152. Yoshinari, M. und Derand, T.: Fracture strength of all-ceramic-crowns. Int. J. Prosthodont. 7, 329 - 338. 1994.

8 Anhang

8.1 Anhang A: Bruchlasten aller Versuchskrone

Tab. 8. 1: Bruchlasten der Vita-Mark-II-Kronen:
Kausimulation: 200 N, 1 Hz

Krone Nr.	Zyklenzahl			
	ohne(MC')	10000(MCx)	50000(MC)	100000(Mcy)
1	2001.4	1548	1411.3	1320
2	1666.9	1887	1155.9	1069
3	1949.5	1383	1793.3	1019.1
4	1621.9	1566	1576.6	1197.3
5	1743.3	1654	1101.4	1135
6	1706.6	1466	1402.8	1249
7	1578.4	1455	984.2	1300
8	2301.3	1575	1490.9	1274
9	2260	1468	1133.8	1424
10	2282.7	1160	1300	1325
11	2247.7		1605.5	
12	1781.9		1092.5	
13	1614.7		906.8	
14	1790.2		1803.5	
15	1831.3		1683.1	
16	1947.9		942.3	
17	2105.2		1315.5	
18	2006.2		1365.9	
19	1834.5		1673.2	
20	1823.8		1423.2	
Mittelwert	1904.8	1566.75	1358.1	1231.2
STABW	234.5	187.6	278.9	125.8

Tab. 8.2: Bruchlasten der polierten Cerec-Empress-Kronen
Kausimulation: 200 N, 1 Hz

Krone Nr.	Zyklenzahl	
	ohne(EP')	50000(EP)
1	2482.3	1610.9
2	2365.8	2210.3
3	2498.6	1924.2
4	1981	1333.8
5	1992.9	1891.3
6	1881.3	1027.9
7	2414.1	1526.5
8	2170	1421.1
9	2367	1797.6
10	1951.3	1356.5
11	1961	1639.7
12	2481.6	2031.3
13	1926	1100.7
14	1903.6	1944.1
15	1990.7	1555.2
16	2070.7	1687.7
17	1961	1492
18	1832.9	1642.8
19	2213.6	1631.6
20	1952.5	1614.9
Mittelwert	2119.9	1612.9
STABW	230.6	296.2

Tab. 8.3: Buchlasten der Cerec-Empress-Kronen mit Glanzbrand
Kausimulation: 200 N, 1 Hz

Krone Nr.	Zyklenzahl	
	ohne(EG')	50000(EG)
1	2077.3	2494.5
2	2068	1821.9
3	2161.8	2496.8
4	2296.2	1381.6
5	2278.6	1523.3
6	2290.3	1591.9
7	2299.4	1930.5
8	2488.6	1988.5
9	2388	2499.2
10	2313	2052.3
11	2450.2	2031.7
12	2346	1347
13	1919	1435.6
14	1999	2397.2
15	2133	1987.6
16	2460	1917.9
17	2109	2459.3
18	2409	2485
19	2591	2348.3
20	2001	2473.6
Mittelwert	2253.9	2033.2
STABW	186.4	412.7

Tab.8.4: Bruchlasten der laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen
Kausimulation: 200 N, 1 Hz , Vier Kronen mit Kausimulation brachten nach
50000 Lastzyklen

Krone Nr.	Zyklenzahl	
	ohne(EV)	50000(EV)
1	2851	versagen
2	2276.6	versagen
3	3370	1082.6
4	2985.7	739.3
5	2461	1601.8
6	2503	versagen
7	3388	710
8	2886	655.4
9	2435	1305.6
10	2887	884.5
11	3093	1447.1
12	2843	969.7
13	1969	1005.5
14	2659	1548.5
15	1891	886
16	2318	1017
17	2290	825
18	2939	1613
19	2827	versagen
20	2505	588
Mittelwert	2668.9	1054.9
STABW	411.2	345.4

Tab. 8.5: Bruchlasten der laborgefertigten Zahnklinik-Empress-Kronen

Kausimulation: 200 N, 1 Hz

Krone Nr.	Zyklenzahl	
	ohne(EZ')	50000(EZ)
1	1971.2	900
2	1855.5	923.8
3	1955.3	1409
4	1534.4	465.5
5	2372.4	1292.3
6	2498.8	1460.3
7	1951	1374
8	2487.7	1199.8
9	1813.1	1528.8
10	2498.1	1130
11	1576.2	1655.5
12	2201	1698.9
13	2214.3	920.4
14	2487.9	1690.2
15	1790	1659
16	1427	1512
17	3315	2258
18	2534	1829
19	1568	980
20	2015	1495
Mittelwert	2103.3	1369.1
STABW	459.7	405.9

8.2 Ahang B: Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit aller Versuchskronen

Tab. 8.6: Weibull-Kennwerte und Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit ($P_{weibull}$) der Cerec-Vita-Mark-II-Kronen

Zyklen	m(-)	R ²	$\sigma_m = f_m$	Rang	n	$\sigma_0 = f_0$	$\sigma_f = f_f$	$P_{weibull}$	$N_{p0.5}$	
ohne	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	1000	0.0031	1849.04	
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	1200	0.01532		
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	1400	0.05817		
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	1600	0.1764		
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	1800	0.4214		
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	2000	0.74913		
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	2200	0.9592		
	8.8	0.98	1834.5	10	20	1927.68	2400	0.99897		
	50000	4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	1000	0.11585	1422.83
	4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	1200	0.25982		
4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	1400	0.47288			
4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	1600	0.70825			
4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	1800	0.88852			
4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	2000	0.97469			
4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	2200	0.99716			
4.9	0.95	1402.8	10	20	1533.34	2400	0.99987			

Tab. 8.7: Weibull-Kennwerte und Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit ($P_{weibull}$) der polierten Cerec-Empress-Kronen

Zyklen	m(-)	R ²	$\sigma_m = f_m$	Rang	n	$\sigma_0 = f_0$	$\sigma_f = f_f$	$P_{weibull}$	$N_{p0.5}$
ohne	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	1000	0.0008	2007.2
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	1200	0.00471	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	1400	0.02082	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	1600	0.07397	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	1800	0.21406	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	2000	0.48794	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	2200	0.81495	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	2400	0.98023	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	2600	0.9998	
	9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	2800	1	
9.7	0.95	1992.9	10	20	2084.5	3000	1		
50000	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	1000	0.04714	1653.1
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	1200	0.11918	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	1400	0.24969	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	1600	0.44176	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	1800	0.66321	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	2000	0.85076	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	2200	0.95725	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	2400	0.99326	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	2600	0.99952	
	5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	2800	0.99999	
5.3	0.94	1631.6	10	20	1771.5	3000	1		

Tab. 8.8: Weibull-Kennwerte und Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit (P_{weibull}) der glasierten Cerec-Empress-Kronen

Zyklen	m(-)	R ²	$\sigma_m = f_m$	Rang	n	$\sigma_0 = f_0$	$\sigma_f = f_f$	P_{weibull}	$N_{p0.5}$
ohne	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	1000	2E-05	2309
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	1200	0.00019	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	1400	0.00133	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	1600	0.00705	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	1800	0.03036	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	2000	0.10868	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	2200	0.31526	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	2400	0.67494	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	2600	0.95294	
	12.5	0.96	2296.2	10	20	2377.7	2800	0.99956	
50000	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	1000	0.02627	2063.3
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	1200	0.05869	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	1400	0.11398	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	1600	0.19805	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	1800	0.3127	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	2000	0.45253	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	2200	0.60351	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	2400	0.7455	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	2600	0.8594	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	2800	0.93533	
	4.5	0.9	2031.7	10	20	2238.4	3000	0.97614	

Tab. 8.9: Weibull-Kennwerte und Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit (P_{weibull}) der laborgefertigten Vivadent-Empress-Kronen

Zyklen	m(-)	R ²	$\sigma_m = f_m$	Rang	n	$\sigma_0 = f_0$	$\sigma_f = f_f$	P_{weibull}	$N_{p0.5}$
ohne	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	1000	0.00075	2857.4
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	1200	0.00246	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	1400	0.00669	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	1600	0.01586	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	1800	0.0338	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	2000	0.06592	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	2200	0.119	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	2400	0.19993	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	2600	0.31291	
	6.5	0.9	2827	10	20	3023.1	2800	0.4553	
50000	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	1000	0.46543	1036.9
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	1200	0.64778	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	1400	0.79945	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	1600	0.9032	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	1800	0.96113	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	2000	0.98724	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	2200	0.99664	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	2400	0.9993	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	2600	0.99989	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	2800	0.99999	
	2.8	0.92	1005.5	8	16	1181.9	3000	1	

Tab. 8.10: Weibull-Kennwerte und Weibull-Versagenswahrscheinlichkeit (P_{weibull}) der laborgefertigten Zahnklinik-Empress-Kronen

Zyklen	m(-)	R ²	$\sigma_m = f_m$	Rang	n	$\sigma_0 = f_0$	$\sigma_f = f_f$	P_{weibull}	$N_{p0.5}$
ohne	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	1000	0.01996	2043.5
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	1200	0.04849	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	1400	0.10113	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	1600	0.18656	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	1800	0.3092	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	2000	0.46375	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	2200	0.63168	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	2400	0.78487	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	2600	0.89808	
	4.95	0.97	2015	10	20	2200.5	2800	0.96295	
50000	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	1000	0.2034	1497.5
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	1200	0.31348	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	1400	0.43762	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	1600	0.56486	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	1800	0.68391	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	2000	0.78571	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	2200	0.86519	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	2400	0.92175	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	2600	0.95832	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	2800	0.97974	
	2.76	0.88	1460.3	10	20	1710.2	3000	0.99106	

8.3 Anhang C: Bilde der Bruchfläche der Kronen im Lichtmikroskop

Links: Bruchfläche der Vita-Mark-II-Kronen ohne Kausimulation

Rechts: Bruchfläche der Vita-Mark-II-Kronen mit Kausimulation

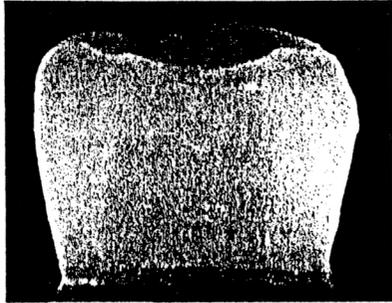


Abb. 8.1: Krone mit höchster Bruchlast

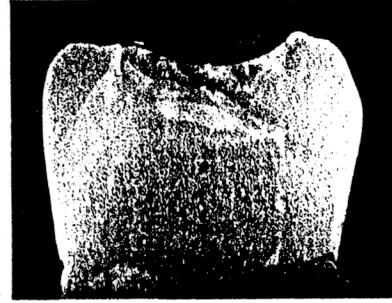


Abb. 8.4: Krone mit höchster Bruchlast

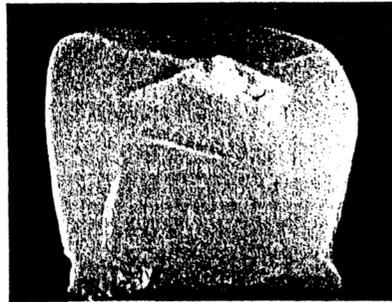


Abb. 8.2: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

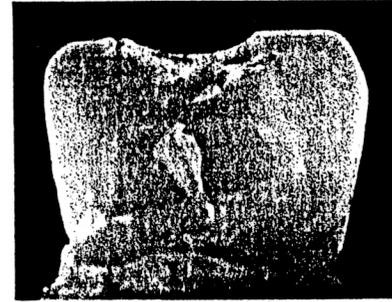


Abb. 8.5: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

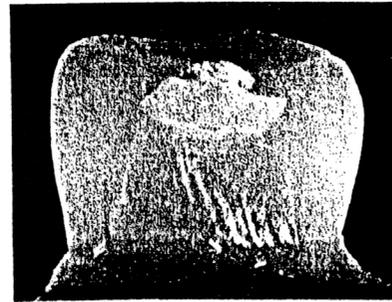


Abb. 8.3: Krone mit geringster Bruchlast

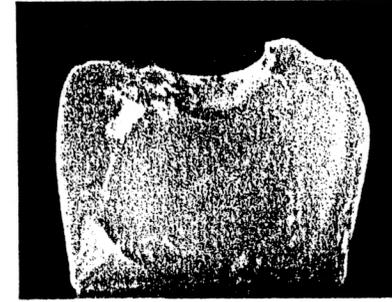


Abb. 8.6: Krone mit geringster Bruchlast

Links: die polierte Cerec-Empress-Kronen ohne Kausimulation

Rechts: die polierte Cerec-Empress-Kronen mit Kausimulation

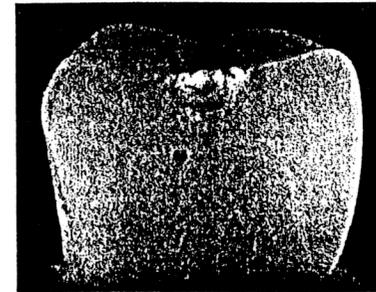


Abb. 8.7: Krone mit höchster Bruchlast

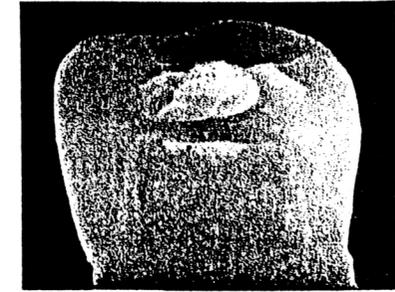


Abb. 8.10: Krone mit höchster Bruchlast

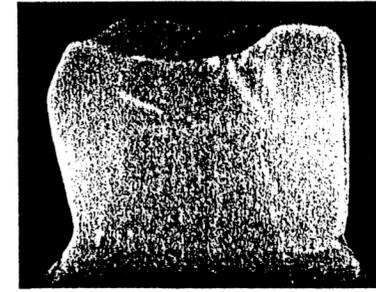


Abb. 8.8: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

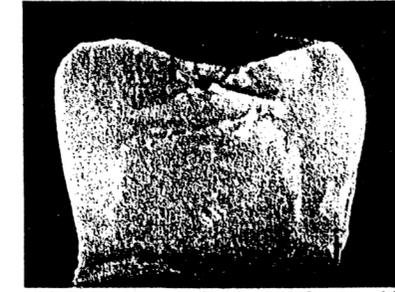


Abb. 8.11: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

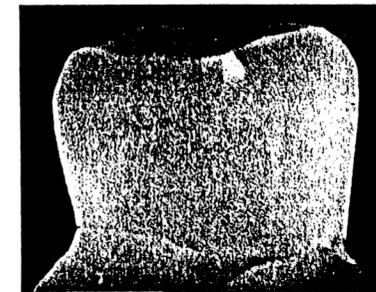


Abb. 8.9: Krone mit geringster Bruchlast

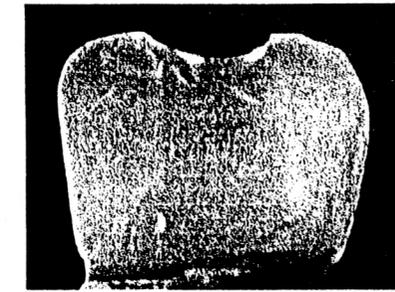


Abb. 8.12: Krone mit geringster Bruchlast

Links: die glasierte Cerec-Empress-Kronen ohne Kausimulation

Rechts: die glasierte Cerec-Empress-Kronen mit Kausimulation

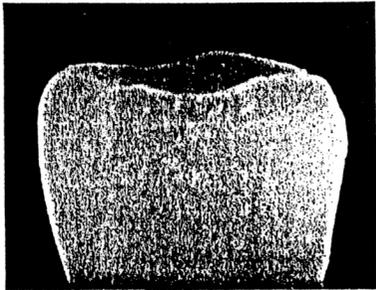


Abb. 8.13: Krone mit höchster Bruchlast

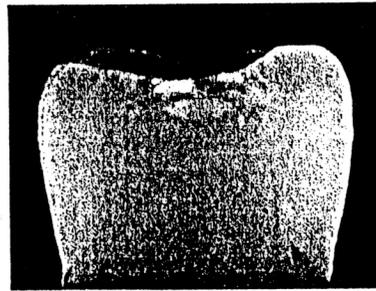


Abb. 8.16: Krone mit höchster Bruchlast

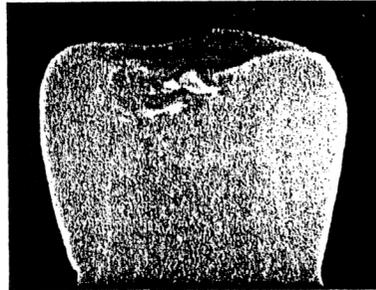


Abb. 8.14: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

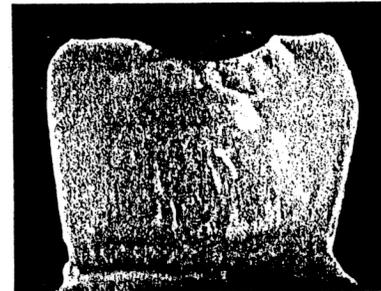


Abb. 8.17: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

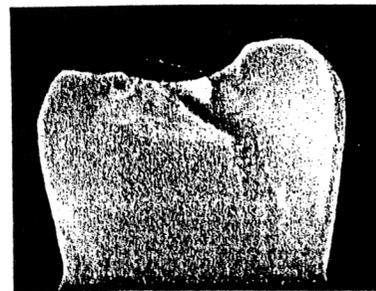


Abb. 8.15: Krone mit geringster Bruchlast

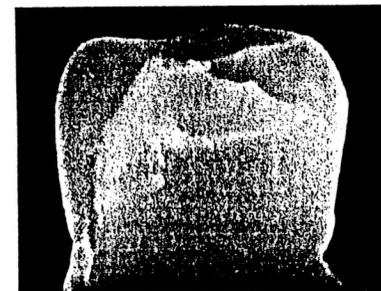


Abb. 8.18: Krone mit geringster Bruchlast

Links: die Vivadent-Empress-Kronen ohne Kausimulation

Rechts: die Vivadent-Empress-Kronen mit Kausimulation

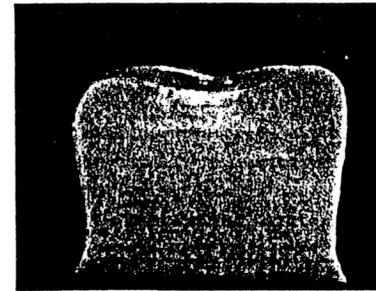


Abb. 8.19: Krone mit höchster Bruchlast

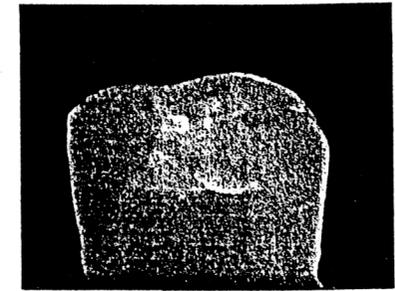


Abb. 8.22: Krone mit höchster Bruchlast

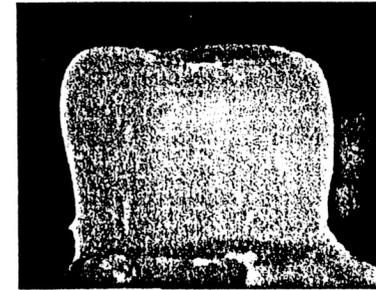


Abb. 8.20: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

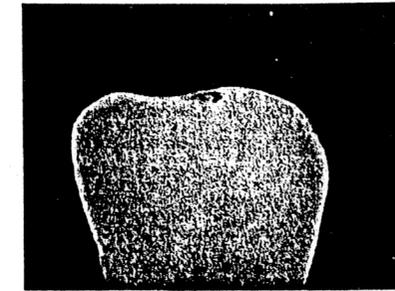


Abb. 8.23: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

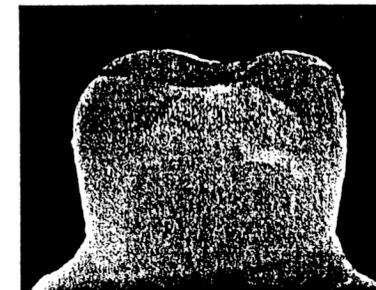


Abb. 8.21: Krone mit geringster Bruchlast

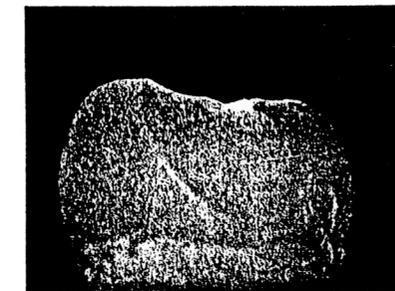


Abb. 8.24: Krone mit geringster Bruchlast

Links: die Zahnklinikum-Empress-
Kronen ohne Kausimulation

Rechts: die Zahnklinikum-Empress-
Kronen mit Kausimulation

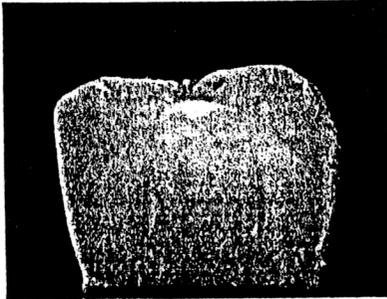


Abb. 8.25: Krone mit höchster Bruchlast



Abb. 8.28: Krone mit höchster Bruchlast

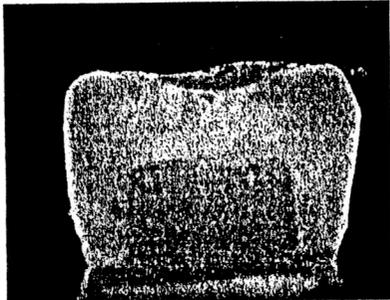


Abb. 8.26: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

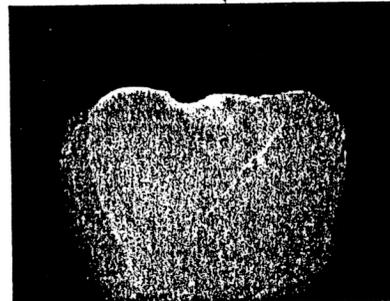


Abb. 8.29: Krone mit mittelgroßer Bruchlast

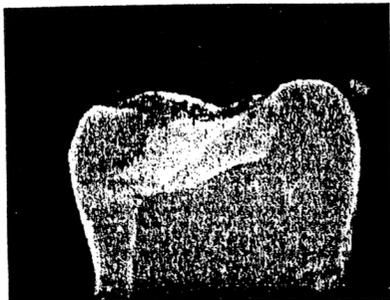


Abb. 8.27: Krone mit geringster Bruchlast

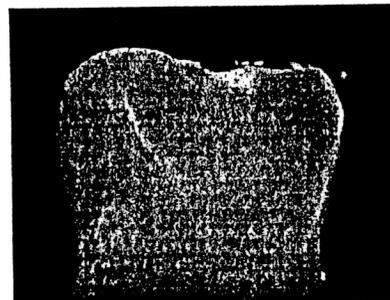


Abb. 8.30: Krone mit geringster Bruchlast

8.4 Anhang D: Verwendete Materialien, Instrumente und Software:

Epoxy-Die®: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein

SKF®: LTM, Industriebedarf Fritz Mayer, D-80337 München

ALPINA®: D-8025 Unterhaching b, München

Cerec®-2: Model D3268, Siemens, D-64625 Bensheim, Serien-Nr. 03755; Serien-Nr. 00101

Cerec®-2-Software: C:O:S: 4.30B5, Siemens, D-64625 Bensheim

Frasaco® Modell: Germany

Impregum® F: Espe, D-82229 Seefeld

GC FujiRock® ep, GC Belgium N.V.

Cerec-Liquid®: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Cerec-Powder®: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Vita-Mark-II® Keramikblocks: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Dentatec®: Siemens, D-64625 Bensheim

IPS-Empress®: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein

Optosil®: Comfort, Heraeus, kulzer, D-41538 Dormagen

Xantopren® VL plus: Bayer Dental, D-51368 Leverkusen

Orbis® Wachsdraht: Orbis-Dental GmbH, D-63067 Offenbach

Opazität® Empress Keramikrohlinge: TC2, Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein

Perlblast® Glanzstrahlmittel: micro, Bego GmbH & Co, D-28359 Bremen

Ivoclar® Sandstrahler Machine: FK30, Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein

Komet®: Brasseler GmbH & Co. KG, D-32657 Lemgo

Dia-Finish®: No. 40. ☒ 12mm. Renfert GmbH, D-78247 Hilzingen

Vitachrom delta®: Glaze 740: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Vitachrom delta Fluid®: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Vacumat® 50: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Vita Ceramics Etch®: Vita Zahnfabrik, D-7880 Bad Säckingen

Espe-sil®: Espe, D-82229 Seefeld

Tetric®210/A₃, Vivadent: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein

Degulux®: Degussa, Serien-Nr. 16686, Degussa AG, D-6000 Frankfurt/Main

Heliobond®: Vivadent, Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein
Variolink® II: Cat. Dickflüssig, LOT 823116,906565; Base. Universal, LOT 822408,
904484; Vivadent, Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein
quickTest® Universalprüfmaschine: quickTest® Prüfpartner GmbH, Hansastrasse 19,
D-40764 Langenfeld
Willytec® Kausimulator: Frankfurter Ring 193A, D-80807 München
Praklikus® Kleber: Technik und Chemie Erzeugnisse GmbH, D-41499 Grevenbroich

1. Empressblocks: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein
2. Zahnklinik-Empress-Kronen: Techniklabor, Poliklinik für Zahnerhaltung und
Parodontologie, Ludwig-Maximilians-Universität, Goethestraße 70. D-80336
München
3. Vivadent-Empress-Kronen: Vivadent Labor, Ivoclar AG, FL-9494, Schaan,
Liechtenstein
4. IPS-Empress® Muffelsystem: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein
5. IPS-Empress® Einbettmasse: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein
6. IPS-Empress® Preßstempel: Ivoclar AG, FL-9494, Schaan, Liechtenstein
7. IPS-Empress® Vorwärmofen: Bego GmbH & Co, D-28359 Bremen
8. Trennscheibe: Brasselar GmbH, D-32657 Lemgo
9. Diamantschleifkörper: Brasselar GmbH, D-32657 Lemgo
10. Stereomikroskop: Carl Zeiss, D-73446 Oberkochen
11. Probehalter: Willytec®: Frankfurter Ring 193A, D-80807 München
12. Lastzelle: Load Transducer 500kgf, serial 704285, Maywood Instruments Limited,
Basingstoke. Hants, England
13. Occlusions prüf-Folie 8µ: Hanel-GHM-Dental GmbH, D-7440 Nürtingen

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn OA PD Dr. K.-H. Kunzelmann, der mir das
Dissertationsthema zur Verfügung gestellt hat und mich bei meiner Arbeit betreute.

Desweiteren möchte ich mich ebenfalls bei Prof. Dr. R. Hickel, Direktor der Poliklinik
für Zahnerhaltung und Parodontologie, der mich bei meiner Arbeit beraten hat,
bedanken.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn PD Dr. R. Hahn, Poliklinik für
Zahnerhaltung der Universität Tübingen, der mir die Original-Wachskrone für die
Arbeit zur Verfügung stellte.

Besonderes herzlich danken möchte ich meinem Mann F. Jiang für seine ständige
Motivation bei der Entstehung dieser Arbeit; auch vielen Dank meiner Tochter, weil
sie so lange von mir getrennt sein mußte.

Außerdem möchte ich mich bei Frau K. Huth und Herrn Stückgen bedanken, die
diese Arbeit teilweise korrekturgelesen haben. Mein Dank gilt vor allem den
Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Poliklinik, die mich bei der Arbeit liebevoll
unterstützt haben.

Lebenslauf

Name Hongyan Chen
Geburtsdatum 13. 04. 1965
Geburtsort Beijing/China

Mutter Meilin Cheng
Uni-Professorin

Vater Xianxuan Chen
Uni-Professor

Schulbildung 1972 – 1977 Grundschule in Beijing
1977 – 1982 Gymnasium in Beijing

Studium 1982 - 1988 Zahnmedizin an der Beijing-Medizinischen-
Universität
1995 – 1996 Fortbildung an der Dental School des King's
College, London-Universität in Großbritannien

Berufliche Tätigkeit Sept. 1988 – Aug. 1994 Assistentin an der
zahnmedizinischen Abteilung der III. Uniklinik der Beijing-
Medizinischen-Universität

Seit Sept. 1994 Oberärztin und Dozentin in der
zahnmedizinischen Abteilung der III. Uniklinik der Beijing-
Medizinischen-Universität

Seit Nov. 1996 Gastärztin an der Universitätszahnklinik
München, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Direktor Prof. Dr. R. Hickel