

2 Literaturübersicht

2.1 Keramikeinführung

Der aus dem griechischen abgeleitete Begriff Keramik („keramos“) umschreibt diverse anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, welche schwer wasserlöslich sind und zu etwa 30 % kristalline Struktur besitzen.

In Bezug auf ihr Einsatzgebiet kann man Keramiken aufteilen in Bau-, Geschirr-, Haushalts-, Sanitär-, Kunst-, Schneid- und Dentalkeramik [HOHMANN und HIELSCHER 2005, #50]. Die Hauptbestandteile, dieser verschiedenen Keramiken sind Steinzeugtone, Quarzsand und flussmittelhaltige Feldspate oder feldspathaltige Gesteine.

Feinsteinzeug bestehend aus Ton, Kaolin, Quarz und Feldspat, dient unter anderem zur Herstellung von Haushaltsgeschirr.

Porzellan, welches eine feinkeramische Weiterentwicklung darstellte, wurde 700 n.Chr. in China und 1709 in Europa (am sächsischen Königshof) erstmalig in Form edler keramischer Scherben hergestellt.

Die Hauptbestandteile der aus dem Porzellan hervorgegangenen Dentalkeramiken sind ebenfalls Feldspat, Quarz und Kaolin. Allerdings unterscheiden sie sich vom Porzellan dadurch, dass sie nur wenig Kaolin enthalten und die Feldspatanteile thermisch vorbehandelt werden. Dies dient wiederum dazu, eine homogene Masse mit höherer Transparenz, niedrigerem Schmelzbereich, und kontrollierbarem Schrumpfungsverlauf zu erhalten.

2.2 Einteilung der Keramiken

MARX und WEBER (2001) unterscheiden zwischen Silikat-, Oxid- und Nichtoxidkeramik. Silikatkeramik, als ältester Vertreter dieser Gruppe, enthält die Silikatträger Tonerde, Kaolin, Feldspat und Speckstein. Nach dem Sinterbrand besteht diese Keramik neben dem kristallinen Anteil hauptsächlich aus einer im wesentlichen aus Siliziumoxid bestehenden Glasphase.

Oxidkeramik bezeichnet Werkstoffe, die mehr als 90 Prozent einphasiger und einkomponentiger Metalloxide, jedoch keine Glasphase enthalten. Als Hauptvertreter sind das Aluminiumoxid, Magnesiumoxid und Zirkonoxid zu nennen.

Die durch ihre hohen Sintertemperaturen entstandenen gleichmäßigen Mikrogefüge bedingen sowohl ihre hohe Bruchzähigkeit, als auch ihre Beständigkeit gegen Verschleiß, Korrosion und Temperatur.

Nichtoxidkeramiken sind auf der Basis von Bor, Kohlenstoff, Stickstoff und Silizium begründet. Sie enthalten eine Vielzahl kovalenter Bindungen, die ihren hohen E-Modul, die Festigkeit und Härte ausmachen. Die Hauptvertreter sind das Siliziumkarbid, Siliziumnitrid, Aluminiumnitrid, Borcarbid und Bornitrid [MARX et al. 2001, #89].

Bereits zum Ende des 19. Jahrhunderts wurden Keramikmantelkronen, bekannt unter dem Begriff Jacketkronen, hergestellt.

In Deutschland wurden sie durch Arbeiten von BRILL, LEWIN und anderen um 1925/26 erfolgreich eingeführt. Metallkeramische Systeme hingegen wurden erst in den 50'er Jahren des letzten Jahrhunderts entwickelt. (Freese, 1996)

Durch die damals noch unzureichenden werkstoffkundlichen Eigenschaften der Keramik, nicht zuletzt auch dem schlechten Randschluss, traten vollkeramische Restaurationen zunächst wieder in den Hintergrund.

2.3 Einführung in die Vollkeramik

Anfang der 80'er Jahre des letzten Jahrhunderts wurden Gießkeramiksysteme (Dicor[®] De Trey-Dentsply, Dreieich) entwickelt, welche sich für Einlagefüllungen eigneten. Für die Anfertigung von Vollkronen zeigten sich aber hohe Misserfolgsraten [HEINTZE 1998a, #45].

Aus diesen ersten Versuchen, vollkeramisch zu arbeiten, gingen dann Ende der 80'er Jahre glasinfiltrierte Systeme, wie Inceram[®] (Firma Vita, Bad Säckingen) hervor, welches nach Untersuchungen von PRÖBSTER (1993) sowohl für die Anfertigung vollkeramischer Kronen, als auch für Frontzahnbrücken geeignet war.

2.4 Definition des CAD/CAM Herstellungsverfahren

Unter dem Akronym CAD/CAM werden in der Industrie zwei Prozesse zusammengefasst, die mit Hilfe des Computers sowohl die Konstruktion, als auch die

Herstellung eines Werkstückes ermöglichen. CAD steht für die englische Bezeichnung Computer-Aided Design und beinhaltet die digitale, dreidimensionale Gestaltung, zum Beispiel einer Krone oder eines Brückengerüsts, am Computerbildschirm. Die Abkürzung CAM bedeutet Computer-Aided Manufacturing und steht für die anschließende Umsetzung der vorher erstellten Daten in das Werkstück durch eine computergesteuerte Fräs/Werkzeugmaschine.

2.4.1 CAD/CAM-Systeme für die Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz

Im Jahr 1985 fanden die ersten Vorstellungen dentaler CAD/CAM-Systeme statt.

Mit der durch MÖRMANN (Universität Zürich) und BRANDESTINI (Firma BRAINS - BRandestini INstruments of Switzerland) entwickelten Cerec[®]-Einheit wurde erstmalig ein Inlay hergestellt [STOLL und STACHNISS 1990, #125]. Dieser Prototyp wurde durch die Firma Sirona (Bensheim) weiterentwickelt und stellte mit dem Cerec[®]-I-Gerät die chairside-Methode des Cerec[®]-Systems dar. DURET zeigte ebenfalls 1985 die Anfertigung einer Krone [REKOW 1992, #106]. Diese innovativen Systeme fanden ihre schnelle Weiterentwicklung in den verschiedenen Systemen, wie z.B. Cerec[®] II, III und Cerec in lab[®] (alle Firma Sirona, Bensheim Deutschland), Procera[®] AllCeram (Firma Nobel Biocare, Göteborg, Schweden), Cercon[®]-Cam (Firma Degussa Dental, Hanau, Deutschland), Precident[®] (Firma DCS, Allschwil, Schweiz), Everest[®] (Firma KaVo, Biberrach, Deutschland) und Digident[®] (Firma GIRRbach, Pforzheim, Deutschland).

Die Hauptunterschiede zwischen diesen Systemen bestehen in den jeweiligen Verfahren zur Datengewinnung und Weiterleitung, den zu verarbeitenden Werkstoffen und deren daraus resultierenden Indikationen, sowie Bearbeitungszeiten einzelner Werkstücke.

Im Folgenden sollen die beispielhaft angeführten CAD/CAM-Systeme bezogen auf ihre vollkeramischen Eigenschaften dargestellt werden:

Cerec[®] -System

- **Firma:** Siemens (Bensheim) 1.CAD/CAM Verfahren Cerec[®]I, 1988 Markteinführung
- **Datenerfassung:** intraorale 3D-Kamera, Weiterleitung über Funk an räumlich unabhängige Schleifeinheit
- **Weiterentwicklungen:** Firma Sirona Dental Systems (Bensheim)
1994 Cerec[®]II mit Kronensoftware;
2000 Cerec[®]III mit Scaneinheit.
- **Datenüberführung:** Zwei Fingerschleifer an 6-Achsen Zwillings-Schleifeinheit
- **Materialien:** Vita[®] Mark I, II, Vita[®] Cerec MK-II-Porzellan und ProCAD[®]
Keramik
- **Indikation:** Inlays, Kronen

Cerec in lab[®]

- **Firma:** Sirona (Bensheim) 2001
- **Datenerfassung:** Lichtpunktsensor tastet Gipsmodell ab, Weiterleitung online in ein Fräscenter
- **Datenüberführung:** Tandemschleifgerät mit sechs Freiheitsgraden
- **Materialien:** Vita InCeram[®] (Spinell[®], Alumina[®] und Zirkonia[®])
- **Indikation:** Einzelkronen-, sowie maximal dreigliedrige Brückengerüste

Procera[®] AllCeram

- **Firma:** Nobel Biocare (Göteborg) 1995
- **Datenerfassung:** Scanner mit 20.000 Messpunkten tastet 20% vergrößerten Gipsstumpf ab, Weiterleitung über Telefonanschluß

- **Datenüberführung:** NC-Fräsmaschinen bearbeiten aufgedichtetes Keramikpulver vor dem Sintern
- **Material:** Aluminiumoxidkeramikpulver
- **Indikation:** Kappchen für Einzelkronen, dreigliedrige Brücken, deren Einzelteile separat gesintert und anschließend im verarbeitenden Labor zusammengeklebt werden.

Cercon Cam[®]

- **Firma:** Degussa Dental (Hanau) 1991
- **Datenerfassung:** Laserabtastung der vom Gipsmodell abgenommenen Wachsmodellation; Onlineübertragung nicht möglich
- **Datenüberführung:** CNC-Spindel (Drei-Achsen-Fräseinheit) fräst 32% vergrößerte Einheit im Grünzustand aus Zirkonoxidrohling.
- **Material:** Cercon Ceram[®]
- **Indikation:** Einzelkronen, sowie drei- bis viergliedrige Brücken

Precident[®]

- **Firma:** DCS (Allschwil, Schweiz), 1999
 - **Datenerfassung:** Modellvermessung
 - **Datenüberführung:** Fünf-Achsen Fräsmaschine fräst aus dicht gesintertem Zirkonoxidrohling
 - **Material:** DC[®]-Zirkon , DC[®]-Titan und DC[®]-Tell (glasfaserverstärktes Polyamid), sowie Aluminiumoxid und Glaskeramik möglich
- Indikation:** Inlays, Onlays, Marylandbrücken, Kronen, Suprakonstruktionen und weitspannige Brücken (laut Herstellerangaben bis zu 16 Gliedern)

Everest®

- **Firma:** KaVo (Biberach) 2002
- **Datenerfassung:** 3D-Messeinheit, die Modell mit Streifenlichtprojektion und CCD-Aufnahmekamera vermisst
- **Datenüberführung:** NC-gesteuerte Fünf-Achsen Fräseinheit
- **Material:** Edelmetalle, Titan, Kunststoffe, Struktur-, Glas-, Leuzit-, und (in Vorbereitung) HPC-Keramik (HPC=high performance ceramic)
- **Indikation:** Inlays, Onlays, Voll- und Teilkronen, Veneers und bis zu viergliedrige Brücken

Digident®

- **Firma:** Girrbach (Pforzheim) 1999
- **Datenerfassung:** Weißlichtscanner mit Graycodeverfahren tastet Modell ab
- **Datenüberführung:** Zirkonoxid wird im Grünzustand gefräst,
- **Material:** Glaskeramik, Digizon® (Zirkoniumoxid Y-TZP ZrO_2 Hip), Inceram (Spinell®, Alumina® und Zirkonia®), Goldlegierungen, Composite Digan® R (Titan Grad 2) und Digan® L (Titanlegierung)
- **Indikation:** Inlays, Onlays, Voll- und Teilkronen mit Kauflächen, Käppchen und Gerüste mit anatomischem Design, sowie Hybridbrücken mit bis zu 14 Gliedern

2.5 Spezielle Eigenschaften des LAVA[®]-Systems

Die in dieser Studie angefertigten Stümpfe und untersuchten Brückengerüste wurden ausschließlich mit dem LAVA[®]-System angefertigt, so dass im folgenden Gliederungspunkt ausführlicher darauf eingegangen werden soll.

Der Anwendungsbereich des LAVA[®]-Systems erstreckt sich sowohl über die Herstellung vollkeramischer Kronen, als auch Brücken im Front- und Seitenzahnggebiet.

Dieses von 3M ESPE entwickelte Verfahren beruht auf der berührungslosen, lichteoptischen Erfassung präparierter Stumpfoberflächen eines Sägeschnittmodells. Die durch den Scanvorgang gewonnenen Informationen über Stümpfe, Gingivaanteile und optional über Registrate, werden digitalisiert und können auch unabhängig voneinander dreidimensional am Bildschirm dargestellt werden. Die weitere Gestaltung des Brückengerüsts erfolgt dann ebenso am Computer, wobei die erforderlichen Zwischenglieder aus einer Bibliothek abgerufen werden können.

Für die anschließende Gerüsterstellung handelt es sich um eine mit 3 mol-% Yttriumoxid teilstabilisierte Zirkonoxidkeramik, welche im ungesinterten Zustand gefräst wird.

Die extremen Festigkeitswerte der Zirkonoxidkeramik, welche die Bearbeitung so aufwendig gestalten, haben dazu geführt über alternative Möglichkeiten nachzudenken. Eine Bearbeitung des vorgesinterten Zirkonoxid im so genannten „Grünzustand“ erschien daher sinnvoll.

Somit erfolgt beim LAVA[®]-System die erste Bearbeitung des Materials in kreideähnlicher Konsistenz, was neben der Zeitersparnis auch zu einem deutlich geringeren Verschleiß der eingesetzten Fräsinstrumente führt. Nicht zuletzt dadurch bleibt die, insbesondere für Brückengerüste, so wichtige Präzision höher.

Um die Sinterschrumpfung zu kompensieren, wird das Gerüst in vergrößertem Maßstab hergestellt. Vor dem eigentlichen Sinterprozess, welcher bei 1500° C stattfindet, besteht die Möglichkeit der individuellen Farbgebung des Gerüsts, mittels eines kurzen Tauchbades.

2.6 Verblendkeramik des LAVA^â-Systems

Nach dem Sinterprozess, kann das Gerüst mit dem neuentwickelten, systemgebundenen Keramiksystem verblendet werden. Bei diesem Verblendkeramiksystem wurde der Wärmeausdehnungskoeffizient exakt auf das Zirkonoxid abgestimmt (-0,2 ppm).

Es gibt ein Schichtschema, welches 16 Farben umfasst und sich an Vita[®] Classic orientiert. Durch zusätzliche verschiedene Individualmassen sind noch weitere Variationsmöglichkeiten gegeben.

2.7 Zementierungsmöglichkeiten

2.7.1 Konventionell

Für die Eingliederung von Kronen und Brücken aus LAVA[®] Vollkeramik ist die konventionelle Befestigung mit Zink-Phosphat- (Hoffmann[®] Berlin) oder Glasionomierzement (Ketac[®] Cem) für jede Indikation empfehlenswert.

2.7.2 Adhäsiv

Für die adhäsive Befestigung gibt es die Möglichkeit, mit dem selbstadhäsiven Composite Befestigungszement RelyX[™] Unicem zu arbeiten.

Die Befestigungsflächen müssen dann jeweils mit Rocatec[®] Soft oder Cojet[®] Sand (beide 3M ESPE) für 15 Sekunden vorbehandelt werden.

Als dualhärtende Variante kann zum Beispiel mit dem Variolink[®]-System (Firma Vivadent) gearbeitet werden.

Soll eine adhäsive Befestigung mit Composite (Tetric[®] Flow, Ceram[®]) erfolgen, so müssen auch hier die Befestigungsflächen silikatisiert (Rocatec[®]) und zusätzlich mit einem Haftsilan beschickt werden (z.B. ESPE Sil[®]).

2.8 Definition von Bruchfestigkeit

Als Bruchfestigkeit oder Bruchgrenze wird die Grenze bezeichnet, bis zu der ein Werkstoff bei Zug-, Druck-, Biege- oder Torsionsbelastung beansprucht werden kann, ohne zu brechen. Die Kraft, die zum Zeitpunkt des Bruchs aufgebracht wird, ist die Bruchlast [HOFFMANN-AXTHELM 1992, #49].

2.8.1 Anforderungen an die Bruchfestigkeit eines Werkstoffes zur Herstellung von Brückenzahnersatz aus Vollkeramik

Der Nachteil von Keramiken ist ihre hohe Sprödigkeit, woraus eine mangelnde plastische Verformbarkeit resultiert. Diese Eigenschaft wird durch die stark gerichteten ionischen und kovalenten Bindungen hervorgerufen [MARX et al. 2001, #89].

Enthalten Keramiken Gefügefehler, so entsteht durch Spannungs-Risskorrosion zunächst ein sogenanntes unterkritisches Risswachstum, das langsam voran schreitet. Bei Erreichen einer Mindestlänge – der kritischen Länge – kann es bei einer entsprechend hohen Belastung zu einem Versagen des Bauteils kommen [BROEK 1978, #12].

Auftretende Druckspannungen sind in der Lage, initiale Risse zu schließen und somit zu stoppen. Im Gegensatz dazu führen Zug- und Scherspannungen zu einem gegenteiligen Effekt und können zu einem sofortigen Versagen der Keramik führen. Die Anfälligkeit für Spannungs-Risskorrosion ist für Oxidkeramik erheblich größer, als für Nichtoxidkeramik [MARX et al. 2001, #89].

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

Um auf Grundlage dieser werkstoffkundlichen Erkenntnisse die Anforderungen an keramische Werkstoffe zur Herstellung von Zahnersatzes zu ermitteln, wurden in vielzähligen Studien die maximal in der Mundhöhle auftretenden Kräfte untersucht. Nach der von *Körber und Ludwig* [1983, #70] daraus erstellten

Übersicht, ergaben sich Werte zwischen 98 N und 725 N.

Für das Seitenzahnggebiet ermittelten *Schwickerath und Coca* [1987, #119] Werte von 400 N für Einzelkronen.

Tinschert et al. [1999, #133] empfahlen den von *Körber und Ludwig* [1983, #70] ermittelten Durchschnittswert der maximalen Kaukraft von 300 N um 200 N zu erhöhen. Somit ergibt sich hier mit 500 N ein höherer Wert als Anforderung für das Seitenzahnggebiet. Da sich bei Dauerbelastung die Festigkeit einer keramischen Restauration, bedingt durch unterkritisches Risswachstum, um etwa die Hälfte reduziert [SCHWICKERATH 1986 und 1987, #117 und #118; TINSCHERT et

al. 1999 und 2000, #133 und #134] sollte die Anfangsfestigkeit idealerweise 1000°N betragen [TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134].

Dieser Wert würde auch berücksichtigen, dass bei bestehendem Bruxismus Werte von 500 bis 880°N erreicht werden [KELLY 1995a, 1995b und 1997, # 59, #60 und #61; KELLY et al. 1995, #62; KIKUCHI et al. 1997, #66].

2.9 Bruchlastversuche

2.9.1 Mit künstlicher Alterung (Thermocycling)

Für die Simulation einer mittleren Tragedauer von in etwa fünf Jahren, können zu untersuchende Proben einer thermischen Wechsellast unterzogen werden.

In der Literatur erscheint dies als ein geeignetes Verfahren, da durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten und den schnellen Temperaturwechsel, Spannungen in den Probekörpern entstehen, wie es auch *in vivo* vorkommt.

Dabei werden in der Regel Wechselbäder bei +5°C und +55°C durchgeführt, wobei die Anzahl der Zyklen zwischen 750 und 20.000 je nach Studie variieren [KERN et al. 1994, #64; RAMMELSBERG et al. 2000, #105; STRUB und BESCHNIDT 1998, #126].

2.9.2 Ohne künstliche Alterung

Eine Wasserlagerung bei etwa 37°C simuliert das durchschnittliche Mundhöhlenmilieu, wenn keine unterschiedlich temperierten Speisen und Getränke aufgenommen werden. Dadurch wird den hygroskopischen Komponenten der Proben die Möglichkeit der Wassereinlagerung und damit verbundenen Veränderung ihrer Eigenschaften gegeben.

Die Lagerung einer Stichprobe in einem feuchten Milieu wird in der Regel bei In-vitro-Studien, die den Einfluss der thermischen Wechsellasten auf Bruchfestigkeitswerte herausarbeiten wollen, als Referenzgruppe zum Thermocycling herangezogen.

Als Varianten finden neben 0,9% NaCl-Lösung [SINDEL et al. 1999, #120] , Wasser [AIDA et al. 1995, #2; KREJCI et al. 1994, #73; WEGNER et al. 2002, #141], künstlicher Speichel [KAPPERT et al. 1991, #58; KERN et al. 1993, #63], sowie 0,1% Thymol-Lösung [RAMMELSBERG et al. 2000, #105] ihren Einsatz.

Je nach Fragestellung differieren in der Literatur zusätzlich zu den verschiedenen gewählten Medien noch die Lagerungszeiten der individuell untersuchten Proben. Dabei beträgt die Dauer der Flüssigkeitslagerung im Mittel zwischen 14 und 21 Tagen vor anschließendem Thermocycling.

2.10 Prüfkörperproblematik

Zur Durchführung von Bruchlastversuchen an vollkeramischen Kronen und Brücken werden in der Literatur zahlreiche, verschiedene Methoden zur *in-vitro* Übertragung einer angenommenen klinischen Situation in ein Prüfkörpermodell verwendet. Als Ausgangspunkt werden sogenannte Masterstümpfe erstellt, welche anschließend in studienspezifische Materialien vervielfältigt werden.

Dabei finden, in Abhängigkeit der jeweils zu untersuchenden Parameter, neben stilisierten, rotationssymmetrischen Zahnstümpfen aus Werkzeugstahl EC 80 [RIEDLING und KAPPERT 1989, #108] Stümpfe aus Messing [LEE und WILSON 2000, #79; SOBRINHO et al. 1998, #122], diverse standardisierte Stümpfe von Prämolaren und Molaren aus Nickelchromlegierungen [HÖLSCH und KAPPERT 1992, #48; KAPPERT et al. 1991, #58; KELLY et al. 1995a, #59; TINSCHERT et al. 1999, #133; TINSCHERT et al. 2000, 2001a und 2001b, #134, #135 und #136], Goldlegierungen [KAMPOSIOIRA et al. 1996, #54; LEE und WILSON 2000, #79], Titan [LEE und WILSON 2000, #79], Kunststoff [OH et al. 2002, #96], sowie natürliche Zähne [KERN et al. 1994, #64; KOUTAYAS et al. 2000, #71; SINDEL et al. 1999, #120; STRUB und BESCHNIDT 1998, #126] als Stumpfmaterial Verwendung.

Die Breite der zirkulären Stufe hat laut Untersuchungen an vollkeramischen IPS-Empress-Frontzahnkronen von FENSKE et al. 1999 keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Bruchlast. In diversen Studien über vollkeramische Kronen und Brücken finden sich Breitenvariationen der zirkulären Stufen zwischen 0,8 mm [TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134] 1 mm [GROTEN und PROBSTER 1997, #43; LEEVAILOJ et al. 1998, #80; RAMMELSBERG et al. 2000; 105] und 1,5 mm [KAMPOSIOIRA et al. 1996, #54; SINDEL et al. 1999, #120].

Für die anschließende Übertragung der angefertigten Stümpfe in ein Modell zur Durchführung der Bruchlastversuche kommen gegossene Metallsockel [KELLY et al. 1995a, #59; SOBRINHO et al. 1998, #122; TINSCHERT et al. 1999, 2000, 2001a und 2001b, #133, #134, #135 und #136], das Einspannen der Stümpfe in eine individuelle Metallhalterung [SINDEL et al. 1999, #120], sowie zum überwiegenden Teil die Einbettung in verschiedene Kunststoffe [KAPPERT et al. 1991, #58; KERN et al. 1994, #64; KOUTAYAS et al. 2000, #71; KREJCI et al. 1994, #73;

LEEVAILOJ et al. 1998, #80; RIEDLING und KAPPERT 1989, #108; STRUB und BESCHNIDT 1998, #126] zum Einsatz.

Wenn die Lagerung der Stümpfe in den Prüfkörpermodellen eine Beweglichkeit ähnlich der von natürlichen Zähnen nachempfinden soll, finden Gummiringe [KAPPERT et al. 1991, #58], künstliche Parodontalmembranen [KERN et al. 1994, #64; KOUTAYAS et al. 2000, #71], Kofferdam [KAPPERT et al. 1991; #58] sowie Polyetherabformmasse [BEHR et al. 2000, #8] und Weichsilikon [KAPPERT und KNODE 1990, #57] Einsatz.

