

2. Schrifttum

2.1. Historischer Überblick

2.1.1. Geschichte der Keramik

Im alten Griechenland bezeichnete man die in Athen im Stadtteil Kerameikos ansässigen Töpfer als „Kerameus“. Der Rohstoff und auch das Erzeugnis der Töpfer hießen „Keramos“. Der Begriff „Keramik“ entstammt somit der griechischen Sprache und umfaßt grundsätzlich die Herstellung von Gebrauchs- oder Schmuckgegenständen, die aus zerkleinerten erdigen Rohstoffen geformt und durch eine Hitzebehandlung verdichtet und verfestigt werden [13].

Tonscherben stellen einen der ältesten Beweise für menschliche Siedlungen dar, und zeugen davon, dass die Herstellung und der Gebrauch von gebranntem Ton schon sehr lange seit der Nutzbarmachung des Feuers bekannt sein muss [13, 116].

Der Name des edelsten bekannten Keramikproduktes, des Porzellans, soll von einer Schneckenart (*Porcellana cypraea*) stammen, die eine schöne, glatte, dem Porzellan ähnliche Oberfläche besitzt [13].

Die ersten Porzellangegenstände etwa um 700 nach Chr. stammten aus China. Seitdem diese hochwertigen Erzeugnisse im 14. Jahrhundert über Vorderasien nach Europa importiert worden sind, strebten die Europäer danach, selbst Porzellan herzustellen [13, 116].

Erst 1709 gelang es dem Alchimisten J. F. BÖTTCHER, der am sächsischen Königshof Gold erschmelzen sollte, unter Verwendung von Kaolin die Herstellung des Hartporzellans. Die Voraussetzungen dafür bildeten die Erfahrungen des Gelehrten TSCHIRNHAUS, der kurz vor Erreichen seines Ziels im Jahre 1708 verstarb. Die Meißner Porzellanmanufaktur entstand 1710. Im Laufe der Zeit

entwickelten sich, nachdem das Fabrikationsgeheimnis preisgegeben worden war, an vielen Orten Porzellanmanufakturen, z.B. in Berlin 1751 [13, 116].

2.1.2. Die Entwicklung der zahnärztlichen Keramik

Als wissenschaftlicher Begründer der Zahnheilkunde wird FAUCHARD (1690 bis 1762) angesehen. Er hat schon 1728 durch Emailieren einer Metallbasis aus Gold oder Silber brauchbaren Zahnersatz anzufertigen versucht. Obwohl er deshalb als der Vorläufer der zahnärztlichen Keramik gilt, gelang der eigentliche Durchbruch erst dem Apotheker DUCHÂTEAU gemeinsam mit dem Zahnarzt DE CHÉMANT 1783 durch die Herstellung künstlicher Porzellanzähne [13, 107, 116].

Die ersten Fabriken zur Herstellung künstlicher Zähne aus Porzellan entstanden in Deutschland um 1900 [13, 75, 116].

Die Voraussetzung für die Herstellung von Mantelkronen aus keramischen Massen, sog. „Jacketkronen“, wurde 1887 von C. H. LAND geschaffen, indem er die Platinfolie in die Zahntechnik einführte. Er gab 1896 ein Verfahren an, das seitdem, von geringfügigen Modifikationen abgesehen, noch heute zur Anfertigung von Jacketkronen angewendet wird [13]. Vor allem die Arbeiten von BRILL haben dazu beigetragen, dass sich in Deutschland seit 1925/26 die Jacketkrone durchgesetzt hat [116]. Der Nachteil bei dem von LAND entwickelten Verfahren war jedoch, dass sich die Platinfolie beim Aufbrennen der Keramik verziehen konnte, woraus eine schlechte Passgenauigkeit und somit ein Bruch der Kronen nach kurzer Tragezeit resultiert [75].

Ende des 19. Jahrhunderts begann PARMELY BROWN, die Porzellankronen durch Metall (Platin-Iridium-Legierung) zu verstärken. SWANN und HILDEBRANDT verbesserten 1934 diese Methode [116]. Die damaligen Bemühungen scheiterten jedoch an der thermischen Inkompatibilität beider Komponenten, was zu häufigen Abplatzungen der Keramik von der Metalloberfläche führte [125].

Durch die Einführung des Vakuumbrennverfahrens gelang es GATZKA 1949, die in der zu brennenden keramischen Masse eingeschlossene Luft vor dem Dichtbrennen der Keramik nahezu vollständig zu entfernen und damit das Porenvolumen von 5 auf 0,5 % zu senken. Dadurch wurde eine entscheidende Verbesserung von Farbe und Transparenz der Dentalkeramiken erreicht [13, 75, 116].

Der Durchbruch der Metallkeramik gelang jedoch erst in den 50er und 60er Jahren. WEINSTEIN meldete 1952 in den USA als erster ein Patent für eine Aufbrennkeramik an. Diese zeichnete sich durch eine Erhöhung des Kaliumoxidgehaltes aus. Der Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendkeramik wies dadurch eine geringere Differenz zum Metall auf. Dies bewirkte, dass die Keramik beim Abkühlen nicht mehr vom Metall absprang [75]. 1962 boten die Firmen VITA ZAHNFABRIK und DEGUSSA das erste in Europa entwickelte metallkeramische System auf dem Markt an. Bei dieser heute weltweit eingesetzten sog. VMK[®]-Technik (Vita-Metall-Keramik) handelt es sich um dentalkeramische Massen der VITA ZAHNFABRIK, die auf eine Edelmetalllegierung der Firma DEGUSSA aufgebrannt werden. 1966 folgte die Biodent-Herador-Gold-Keramik der Firmen HERAEUS und DE TREY [75, 125].

NIES begründete schon 1911 den Gedanken [13], dentalkeramische Massen direkt auf ein feuerfestes Material aufzubrennen. Diese Idee wurde in den 60ziger Jahren von LUND und BONLIE wieder neu aufgegriffen [80]. 1968 verwirklichte sie sich in der Einführung der VITADUR-N[®]-Technik unter Verwendung von speziellen Kernmassen. Dadurch wurde der Verzicht auf die Platinfolie möglich [1, 17, 127]. Das von MC LEAN und HUGHES 1965 entwickelte, oxidverstärkte Kernmaterial lag dem zugrunde. Durch die Erhöhung des Tonerdeanteils (Al_2O_3) wies diese keramische Masse doppelt so hohe Festigkeitswerte, im Vergleich zu herkömmlichen Schmelz- und Dentinmassen, auf [91, 93]. Die Verwendung nahezu reiner Tonerde, die bei 1800°C gebrannt werden musste, ließ erstmals eine Herstellung von kleinen Brückenkonstruktionen unter Verzicht auf ein Metallgerüst zu [1, 17, 127, 91, 92].

2.2. Werkstoffkundliche Grundlagen von Dentalkeramiken

2.2.2. Chemische Zusammensetzung und Eigenschaften

Die ursprüngliche Bezeichnung „Keramik“ charakterisierte Materialien, die aus tonhaltigen Rohstoffen gewonnen wurden. Inzwischen gelten definitionsgemäß keramische Werkstoffe als anorganisch-nichtmetallische weitgehend kristalline bzw. ganzkristalline Körper, die aus einem Pulver durch Überführung in den verfestigten Zustand durch Brennen (Sintern) entstanden sind [88, 14]. Sie unterscheiden sich durch ihre kristalline Struktur von den amorphen (strukturlosen) Gläsern [132, 118, 14].

Keramische Werkstoffe sind meistens heterogen, d.h. sie bestehen aus gleichen oder unterschiedlichen Kristallen, die vielfach von einer Glasphase umgeben sind. Herstellungsbedingt enthalten sie Porositäten. Die chemische Bindung ist eine Ionen- bzw. Atombindung. Die Eigenschaften eines keramischen Materials werden von seiner Struktur stark beeinflusst. Unabhängig von der Bindungsart können sich die Atome regelmäßig in Gruppen anordnen. Sie bilden in diesem Fall eine Kristallgitterstruktur aus. Fehlt jedoch beim schnellen Abkühlen der Siliziumdioxidschmelze die Zeit zur Orientierung der Atomgruppen, wird der unregelmäßige Zustand „eingefroren“. Es entsteht amorphes Glas. Bei langsamer Abkühlung ordnen sich die SiO_2 -Moleküle zu einem Gitter und bilden Kristalle aus. Die Stärke der atomaren Bindungen verleiht den keramischen Werkstoffen einen hohen Schmelzpunkt sowie eine große Härte. Die regelmäßige Anordnung der Atome im Kristallgitter stellt einen Zustand maximaler Packungsdichte dar. Im Gegensatz zu amorphen Strukturen ist darauf die hohe Festigkeit der Kristallgitterstruktur zurückzuführen. Amorphes Glas bricht daher im allgemeinen eher als polykristalline Keramik [118, 21, 29, 12].

Die Entwicklung der Dentalkeramik steht wie oben beschrieben in engem Zusammenhang mit der Entwicklung des Porzellans. Während das herkömmliche Porzellan hauptsächlich aus Kaolin (70 %), Feldspat und Quarz besteht, liegt in den

heutigen dentalkeramischen Massen praktisch kein Kaolin vor. Deshalb verfügen sie auch nicht über das für das Porzellan typische Mullitkristallgefüge [14].

Aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung stehen die dentalkeramischen Massen zwischen dem Hartporzellan und den gewöhnlichen Gläsern [14, 132]. Sie bestehen grundsätzlich aus 70-80 % Feldspat, 20-30% Quarz und 0-3% Kaolin.

A) Feldspat

Feldspat stellt bei den dentalkeramischen Massen im Gegensatz zum echten Porzellan mit 70-80 % den Hauptbestandteil dar. Feldspat ist ein Mischkristallsystem, das in der Regel aus Kalifeldspat, Natronfeldspat, Kalkfeldspat und Lithiumfeldspat besteht. Er dient einerseits aufgrund seines niedrigen Schmelzintervalls von 1250-1300°C als Flussmittel (Erniedrigung der Erweichungstemperaturen) und ist andererseits für den glasähnlichen Charakter und die Transparenz der Dentalkeramiken verantwortlich. Kalifeldspat hat für die dentalkeramischen Massen die größte Bedeutung. Er besitzt von allen Feldspaten die geringste Erweichungstemperatur und schmilzt inkongruent, wobei er bei 1170°C in Leuzit und Schmelze zerfällt. Da die Leuzitkristalle erst bei 1530°C völlig aufgelöst sind, erfolgt das Erweichen von Kalifeldspat ohne Formveränderung. Erst bei Überhitzung beginnt er zu fließen. Diese Tatsache ist von besonderer Bedeutung für die Dentalkeramik, da es dadurch zu einem breiten Brennintervall kommt. Die gute Standfestigkeit der Brennobjekte ist auf die Bildung von Leuzitkristallen zurückzuführen. Der Anteil an kristallinem Leuzit ist außerdem entscheidend für die Höhe des Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK). Mit zunehmendem Kristallanteil wird der WAK größer, mit einem größeren Anteil an Glasphase dagegen kleiner. In Hinblick auf die Transparenz ist Kalifeldspat anderen Feldspaten überlegen [14, 24, 107, 25, 29].

B) Quarz

Quarz (SiO_2) bildet mit 20-30 % den zweitgrößten Anteil und dient der Erhöhung von Festigkeit und Transparenz dentalkeramischer Massen. Weiterhin verringert er durch eine Volumenvermehrung beim Schmelzvorgang die Schwindung der Keramik, die durch die nasse Sinterung [24, 25] beim Brennvorgang verursacht wird. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von der Wirkung des Quarzes als sog. Magerungsmittel [24].

C) Kaolin

Kaolin bildet mit 0-3% den geringsten Anteil. Mit einem Schmelzpunkt von 1750°C ist Kaolin mit zahntechnischen Geräten nahezu nicht zum Schmelzen zu bringen. Durch das Kaolin wird die Festigkeit der Dentalkeramik erhöht [24].

Um Farbgebung, Trübung, Schmelzpunkt und Viskosität zu beeinflussen, werden verschiedene Oxide zugesetzt [14].

2.2.2. Physikalische Eigenschaften

In ihren physikalischen Eigenschaften stehen die dentalkeramischen Massen den Gläsern näher und weisen die grundsätzlichen Eigenschaften der Gläser auf. Sie sind isotrop und unterscheiden sich in dieser Hinsicht von der Gitterstruktur der Kristalle. Sie stellen im physikalischen Sinne unterkühlte Flüssigkeiten dar und können infolge ihrer hohen Viskosität den glasartigen isotropen Zustand beim Abkühlen beibehalten. Bei keramischen Massen kommt es aufgrund schlechter Wärmeleitfähigkeit beim keramischen Brand nur allmählich zum Erweichen des Materials. Kennzeichnend ist, dass sie statt eines Schmelzpunktes ein Erweichungsintervall besitzen. Sie gehen nicht plötzlich, sondern kontinuierlich von einem Aggregatzustand in den anderen über. Es entsteht dabei eine mehr oder

weniger zähplastische Masse, deren Viskosität mit ansteigender Temperatur abnimmt [14]. Die Brenndauer- und Temperatur sowie die Abkühlgeschwindigkeit haben einen wesentlichen Einfluß darauf, wieviel sich von der ursprünglich vorhandenen Kristallphase in der glasigen Phase löst oder wieder rückkristallisiert [29, 89].

Der Schmelz des natürlichen Zahnes zeichnet sich durch Transparenz aus. Soll Zahnersatz ein hohes Maß an Natürlichkeit aufweisen, muss diese Eigenschaft des Schmelzes möglichst naturgetreu nachgeahmt werden. Die Feldspatschmelze der gebrannten dentalkeramischen Masse ist an sich durchsichtig. Deshalb ist die Transparenz von den Anteilen an lichtbrechenden Bestandteilen in der Grundschmelze abhängig. Als trübende Bestandteile kommen kristalline Einschlüsse und besonders Porositäten in Frage. An den Grenzflächen zwischen dem Glas und den Kristallen bzw. Gaseinschlüssen findet die diffuse Brechung oder Absorption des Lichtes statt. Aus diesem Grund nimmt die Transparenz der Keramik zu, wenn die Menge der Kristalle bzw. Porositäten abnimmt. Mit zunehmender Kristallgröße, vor allem aber, bei Verminderung der Lufteinschlüsse wird das keramische Material durchsichtiger [14, 29, 89]. Mit Hilfe des Vakuumbrennverfahrens kann die Zahl von Gaseinschlüssen stark vermindert werden [89]. Die Korngröße der Masseteilchen des Keramikpulvers hat ebenfalls Einfluss auf das Porenvolumen der gebrannten Masse. Es empfehlen sich sehr fein ausgemahlene Massen, um eine hohe Verdichtung der gebrannten Keramik zu erreichen [14].

Sehr wesentlich für die Verarbeitung der keramischen Massen ist ihre Eigenschaft, während des Brennens ihr Volumen zu vermindern, d.h. zu schwinden. Die Volumenminderung ist auf die Zusammenlagerung der Pulverpartikel und die Bildung von sog. Stoffbrücken beim Sintern zurückzuführen. Je größer die vorherige Verdichtung beim Verarbeiten der ungebrannten Masse ist, desto geringer ist die Schwindung nach dem Brand [14, 25].

Keramische Materialien sind aufgrund starker kovalenter Atombindungen im Kristallgitter unter äußerer Belastung sehr formbeständig. Sie besitzen eine hohe Härte, chemische Stabilität und Druckfestigkeit [12]. Obwohl die hohe Härte der keramischen Massen für die Okklusalfächen infolge der geringen Abrasion gewisse Nachteile aufweist, ist sie andererseits vorteilhaft, da die keramische Oberfläche im Gegensatz zu Kunststoff, trotz abrasiver Einwirkungen erhalten bleibt [14]. Die Stärke der Atombindungen verhindert aber zugleich, dass bei Biege- bzw. Scherbeanspruchungen die Atomebenen leicht übereinandergleiten, wie es bei elastischen Materialien, z.B. den Metallen, der Fall ist. Keramiken lassen sich durch äußere Kräfte bei Raumtemperatur nicht deformieren [12, 89]. Folglich werden Spannungsspitzen nicht durch plastische Verformung abgebaut, sondern das Material versagt nach Überschreiten einer Grenzbeanspruchung spontan. Keramische Werkstoffe können Druckspannungen, im Gegensatz zu Biege- bzw. Scherbeanspruchungen sehr gut abfangen, weil durch die Druckbeanspruchung beginnende Risse geschlossen werden und deshalb die Ausbreitung von initialen Rissen nicht gefördert, sondern möglicherweise sogar gestoppt wird. Zug- und Scherkräfte öffnen dagegen die Rissflanken und vertiefen den Riss [12, 21, 123]. Wasser bzw. das feuchte Milieu der Mundhöhle kann die Geschwindigkeit des Risswachstums sehr beschleunigen, indem es die Struktur der Gläser direkt an der Rißspitze angreift [99]. Keramiken wären wesentlich widerstandsfähiger gegen die Rissausbreitung, wenn winzige Defekte wie z.B. Poren oder Spalten von vornherein vermieden werden könnten. Von außen auf das Material aufgebraachte Spannungen bei der Bearbeitung und Anwendung der Materialien konzentrieren sich an diesen Stellen. Es kommt zur Rissbildung und Ausbreitung und schließlich zur Zerstörung des Werkstoffes [12, 26, 123]. Treffen diese Sprünge bei ihrer Ausbreitung jedoch auf in der amorphen Grundmasse eingeschlossene festere Partikel, dann muss ein Widerstand überwunden werden, wobei die zum Bruch führende Energie abgelenkt oder verbraucht wird [132]. Der Widerstand gegen derartige Sprödbrüche wird als kritische Bruchzähigkeit K_{Ic} ($\text{MPa} \times \text{M}^{1/2}$) bezeichnet. Hochbelastbare Keramikkonstruktionen anzustreben heißt, hohe Bruchzähigkeiten zu realisieren und Fehlstellen wie Poren und Risse weitgehend zu vermeiden [12, 26].

Im Einzelnen hängen Bruchzähigkeit und Biegefestigkeit der Dentalkeramiken ab von [15, 52, 95, 43, 29, 14, 56]:

- der Zusammensetzung der Massen
- der Zahl der Porositäten
- dem Grad der Verdichtung der Massen bei der Herstellung
- der Brenntemperatur
- der Branddauer
- der Abkühlgeschwindigkeit
- den Unregelmäßigkeiten und fehlerhaften Stellen an der Oberfläche

Durch das Vakuumbrennverfahren und eine exakte Verarbeitungstechnik entsprechend den Herstellerangaben lässt sich die Festigkeit der Dentalkeramiken jedoch nur in geringen Grenzen erhöhen. Daher konzentrieren sich die Bemühungen um weitere Verbesserungen auf die Zusammensetzung und Struktur der dentalkeramischen Massen [14]. Das Streben nach perfekter Verdichtung und porenfreier Sinterung sowie die Verstärkung der Keramiken durch Rissablenkung haben zur Entwicklung verschiedener Keramiksysteme geführt, die im Folgenden dargestellt werden sollen.

2.2.3. Metallkeramik

Bei der Metallkeramik handelt es sich um einen Verbundwerkstoff, bei dem die Farb- und Formbeständigkeit, die natürliche Transparenz und die Gewebefreundlichkeit der keramischen Massen mit der hohen Biegefestigkeit der Metalle vereinigt wurde [125]. Damit die Metallkeramik den spezifischen Bedingungen im Munde des Patienten entsprechen kann, müssen sowohl die Legierungen als auch die aufzubrennenden Massen bestimmte aufeinander abgestimmte Eigenschaften aufweisen.

Die Metalllegierung muss eine sehr hohe Festigkeit aufweisen, damit sich das Gerüst bei Belastung und beim Aufbrennen nicht deformiert. Die Legierung darf keine

färbenden Oxide bilden. Die keramische Masse muss im Ausdehnungsverhalten und in der Brenntemperatur auf die Metallegierung abgestimmt sein und muss sich mit dem Metallgerüst fest verbinden. Trotz des metallischen Gerüsts als Unterlage soll die keramische Schicht eine natürliche, den eigenen Zähnen entsprechende Transparenz aufweisen [14].

Die Herstellung von Kronen und Brücken aus Metallkeramik wird mittlerweile gut beherrscht. [75, 69]

2.2.4. Vollkeramik

Die zunehmende Wertschätzung für ästhetischen Zahnersatz einerseits und die Sensibilisierung für allergische Reaktionen auf metallischen Zahnersatz andererseits lenken das zunehmende Interesse jedoch auf dentale Vollkeramiksysteme [68].

Einschränkungen in der Indikationsbreite sind in erster Linie durch die für Kaukräfte nicht ausreichende mechanische Festigkeit herkömmlicher Dentalkeramiken gegeben. Diese mechanische Schwäche des keramischen Zahnersatzes ist materialbedingt und wird durch die aus funktionellen und ästhetischen Gründen nötige grazile Gestaltung noch verstärkt. Aus diesem Grund wurde das Hauptaugenmerk in der Forschung auf die Festigkeitssteigerung der vollkeramischen Systeme gelegt [38].

2.2.4.1. Verbundsysteme mit Grundmasse

Diese Systeme haben gemeinsam, dass die Keramik nach der konventionellen Schichttechnik verarbeitet wird. Ursprünglich für die Jacketkronentechnik entwickelt, wird die Al_2O_3 -verstärkte Opakermasse direkt auf eine Platinfolie geschichtet und

anschließend auf einem feuerfesten Stumpf gebrannt. Danach wird die Folie entfernt und das Keramikgerüst mit speziellen Dentin- und Schmelzmassen verblendet [68].

Als Vorläufer dieser Entwicklung gilt die Vitadur-N[®]-Keramik (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen / Deutschland), eine Feldspatkernkeramik mit einem hohen Aluminiumoxidanteil.

Um diese Keramik auch für die Brückentechnik nutzbar zu machen, wurde ein industriell vorgeformtes Profilteil zwischen die Pfeilerkappen gesetzt und mit Vitadur-N[®]-Kernmasse umkleidet. So konnte für vollkeramischen Zahnersatz erstmals die Indikation von Einzelkronen auf dreigliedrige Frontzahnbrücken erweitert werden [17].

Das Ziel war es, die Festigkeit durch eine Erhöhung des Aluminiumoxidgehaltes zu steigern. Da sich mit zunehmendem Aluminiumoxidgehalt jedoch der opake Charakter der Massen deutlich erhöht, ist der Zusatz an Aluminiumoxid aus ästhetischen Gründen begrenzt [14].

2.2.4.2. Verbundsysteme mit Hartkern

Mit weiterer Erhöhung des Al₂O₃-Anteils zur Verstärkung der Keramik, wurden Kernmassen entwickelt, die anstelle des Metallgerüsts, wie bei der Metallkeramik anschließend mit transparenten Dentin- und Schmelzmassen verblendet werden.

Die Hi-Ceram[®]-Keramik, die als Nachfolger der Vitadur-N[®]-Keramik in den 80er Jahren von CLAUS (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) entwickelt wurde [7], zeichnet sich durch einen, im Vergleich zur Vitadur-N[®]-Keramik, höheren Aluminiumoxidanteil in der Kernmasse aus. Bei diesem Verfahren wird die Keramikernmasse direkt auf einen feuerfesten Stumpf aufgebrannt. Dieser lässt sich anschließend durch Ausstrahlen wieder von dem Hartkernkappchen entfernen. Das Kappchen wird

daraufhin mit Vitadur-N[®]-Verblendkeramikmassen verblendet. Durch die höhere Biegefestigkeit des Keramikkerne, konnte nun eine Indikationserweiterung von Einzelkronen auf den Seitenzahnbereich erfolgen [27].

Bei der nach vorangegangenen Studien des französischen Zahnarztes und Werkstoffkundlers SADOIN und von der VITA ZAHNFABRIK 1989 zur Produktionsreife gebrachten In-Ceram Alumina[®] handelt es sich um ein aluminiumoxidverstärktes Verbundsystem, bestehend aus einem gesinterten Al₂O₃-Gerüst, welches seine Festigkeit durch die Infiltration mit einem Lanthanglas erlangt [67, 40, 40].

Durch die hier, im Gegensatz zu bisherigen Methoden, erfolgte trockene Sinterung auf Spezialgipsstümpfen, ist die Volumenschwindung beim Brand geringer, woraus eine exakte Passgenauigkeit der Keramikköpchen resultiert [25, 28]. Die hohe Festigkeit des In-Ceram Materials [22] wird durch die homogene Verteilung der Al₂O₃-Partikel im Glas und ihren gegenseitigen chemischen Kontakt erklärt [28]. Mikrorisse, die durch das Glas laufen, werden an den Kristalliten gestoppt oder umgelenkt. Zu der hohen Biegefestigkeit tragen aber auch thermische Spannungen bei, die sich aus dem Unterschied der thermischen Dehnungswerte der Einzelkomponenten ergeben. FISCHER et al stellten 1991 fest, dass das Al₂O₃-Gerüst einen geringfügig höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten aufweist und daher beim Abkühlen interne Druckspannungen im Glas erzeugt, die bei einer Zugbelastung zusätzlich überwunden werden müssen, bevor es zum Bruch kommt [41].

Nach Untersuchungen von KAPPERT 1991 und GREBE 1993 soll es mit dieser Keramik aufgrund der hohen Festigkeitswerte erstmals möglich sein, auch kleine Brücken für den Seitenzahnbereich anzufertigen, die langfristig klinisch erfolgreich sind [68, 51].

Neben der In-Ceram Alumina[®] steht für Inlay- und Onlayversorgungen die In-Ceram Spinell[®]-Keramik (MgAl_2O_3) zur Verfügung [63].

Durch das Hinzufügen von teilstabilisiertem Zirkonoxid (In-Ceram Zirkonia) konnten die mechanischen Eigenschaften, wie Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit entscheidend verbessert werden [90].

2.2.4.3. Nicht-Verbundsysteme

2.2.4.3.1. Gepresste leuzitverstärkte Keramik

Eine leuzitverstärkte Presskeramik stellt die von SCHÄRER und WOHLWEND 1990 in Zürich entwickelte und 1991 von der Firma Ivoclar (Schaan / Liechtenstein) auf dem Markt angebotene IPS-Empress[®]-Keramik dar [146, 9].

Die Verstärkung der Keramik wird durch die Erhöhung des Leuzitanteils in der Glasmatrix erreicht. Die Diskrepanz der Wärmeausdehnungskoeffizienten zwischen beiden Phasen erzeugt Druckspannungen, wodurch die Rissfortpflanzung verhindert und damit die Festigkeit der Keramik gesteigert wird [76, 146].

Die Keramikrestorationen werden ähnlich der Metallgusstechnik im Lost-Wax-Verfahren hergestellt. Allerdings werden sie nicht gegossen, sondern in einem speziellen Pressofen bei 1100°C einem Heißpressvorgang unterzogen [126]. Um endgültige Restorationen zu erhalten, wird entweder die sog. Maltechnik angewandt, oder es wird eine reduzierte Krone aufgewachst, die wie oben beschrieben gepresst und anschließend mit IPS-Empress[®]-Verblendkeramiken individuell verblendet wird [9].

Dieses vollkeramische System eignet sich zur Herstellung von Inlays, Onlays, Kronen und Veneers. Dreigliedrige Brücken können nur mit dem Empreß II[®] System angefertigt werden [72, 78].

2.2.4.3.2. Geschichtete leuzitverstärkte Keramik

Bei der geschichteten leuzitverstärkten Optec-H.S.P.[®]-Keramik, die Ende der 80iger Jahre von Jeneric Inc./USA entwickelt wurde, handelt es sich um die Weiterentwicklung von Feldspatkeramiken, wie sie in der Metallkeramik Verwendung finden. Es wird aufgrund eines höheren Leuzitgehalts die Festigkeit gegenüber herkömmlichen Verblendkeramiken gesteigert. Die labortechnische Herstellung der Restaurationen erfolgt nach der Schichttechnik auf feuerfesten Stümpfen. Nach der Fertigstellung wird das feuerfeste Stumpfmaterial durch Abstrahlen entfernt. Im Gegensatz zu Hi-Ceram[®] besitzt Optec[®] keine spezielle Kernmasse und gehört damit zu den Nicht-Verbundsystemen [68].

Hauptindikationen dieser Keramik sind Inlays, Onlays und Verblendschalen [126]. Nach SUCKERT 1987 können damit auch kleinspannige Brücken angefertigt werden [129].

2.2.4.3.3. Gegossene Glaskeramik

Bei diesen Systemen erfolgt die Herstellung der vollkeramischen Restauration durch das Gießen eines Glasrohlings im Lost-Wax-Verfahren. Zur Kristallisation („Keramisieren“) wird die Restauration danach in eine spezielle Einbettmasse gebettet und bei 1075 °C sechs Stunden getempert. Während dieser Zeit findet das Kristallwachstum statt. Dadurch verliert das Glas seine Transparenz und die

Festigkeit wird erhöht [138]. Das derzeit wohl am weitesten verbreitete Glaskeramiksystem ist unter dem Handelsnamen Dicor[®] (Dentsply International und Coming Glas Works) bekannt. Im Unterschied zu den bisher genannten Keramiken setzt es sich vorwiegend aus Silizium- und Magnesiumoxid zusammen [9]. Hier basiert die Gefügeausbildung in der gebrannten Keramik auf der Kristallisation von Glimmer [39]. Nach SCHWICKERATH hängt die Dauerfestigkeit von Dicor[®] sehr von der Herstellung ab [120]. Die Anwendung im Seitenzahnbereich hat sich langfristig nicht bewährt [96]. Die Indikation als Einzelkrone im Frontzahnbereich ist dagegen unbestritten [10, 120].

2.2.4.4. Durch Maschinenschleifung/-fräsung hergestellte Keramikrestorationen

Bei der Herstellung vollkeramischer Restaurationen durch Maschinenschleifung oder Maschinenfräsung können industriell hergestellte Keramiken verwendet werden, die sich durch verbesserte mechanische Eigenschaften (Biegefestigkeit, Risszähigkeit) auszeichnen. Die Herstellung kann weitgehend automatisiert durch sog. CAD/CAM-Systeme (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) (z.B. Cerec[®], Procera[®]-AllCeram-System) oder mechanisch mit Hilfe von sog. Kopierschleifen (z.B. Celay[®]-System) geschehen [86].

2.2.4.4.1. CAD/CAM-Systeme

Bei der Herstellung von vollkeramischen Restaurationen durch CAD / CAM Systeme werden grundsätzlich drei Arbeitsstufen durchlaufen: Information sammeln (Kamera, Abtaster), Restauration entwerfen (CAD) und Restauration herstellen (CAM) [126].

Ein Beispiel für ein solches computergestütztes Verfahren ist das von MÖRMANN und BRANDESTINI bereits 1988 an der Universität Zürich entwickelte Cerec[®]-

System. Grundidee dieses Verfahrens ist es, die Versorgung des Patienten mit vollkeramischen Inlays, Onlays und Verblendschalen in einer einzigen Sitzung zu ermöglichen [6]. Bei diesem System kann auf die Abformung der präparierten Zähne, das Herstellen eines Meistermodells sowie das Aufwachsen, Einbetten und Gießen der Restauration verzichtet werden, weil die Abtastung der Kavität im Mund des Patienten erfolgt. Die vollkeramische Restauration wird danach direkt aus dem vorgefertigten Keramikblock herausgeschliffen.

Das von ANDERSON und ODEN und der Firma Nobel Biocare 1993 vorgestellte Procera[®]-AllCeram-System gehört ebenfalls zu den CAD / CAM-Systemen [1, 47]. Das Meistermodell des präparierten Zahnes wird im zahntechnischen Labor per Digitizer in den Computer eingescannt und via Modem zu der Procera-Produktionsstätte (Sandvik AB Stockholm / Schweden) gesandt. Dort wird die Datenmenge zur Herstellung eines vergrößerten Modellstumpfes (Ausgleich der Sinterschrumpfung) aus einer feuerfesten Masse verwendet. Das Aluminiumoxid wird auf diesen vergrößerten Stumpf mit hohem Druck aufgespresst. Dadurch wird eine hohe Packungsdichte der Al₂O₃-Körner erzeugt. Die Außenform lässt sich durch Oberflächenfräsen des dicht gepressten Aluminiumoxidpulvers vor dem Sintervorgang gestalten. Aufgrund der hohen Biegefestigkeit erscheint ein Einsatz im Seitenzahnbereich möglich [48, 58].

2.2.4.4.2. Kopierschleifen

Das Kopierschleifen gehört im Gegensatz zu den CAD/CAM-Systemen zu den sog. Machinable Ceramic Systems (MCS). Es sich hier um ein System, das rein mechanisch funktioniert. Es erhält seine Informationen nicht wie die computergestützten Systeme über einen optischen Abdruck, sondern über einen manuell geführten Abtastvorgang. Für den Bediener ist dieser Abtastvorgang mit dem Präparieren einer Kavität vergleichbar, und erfordert folglich ein großes Maß an Feingefühl.

Bei der Kopierfräsung wird eine Kunststoffmodellation in der Kavität im Mund durchgeführt. Die Modellation stellt eine exakte Vorlage für das Abtasten der Kopierfräse dar. Das Gerät wird die Vorlage genau aus einem industriell vorgefertigten Keramikblock herausfräsen und reproduzieren. Vorteil hierbei ist, dass keine Abformung und Modellherstellung notwendig ist und somit deren mögliche Fehler entfallen. Farbliche Gestaltungen lassen sich durch oberflächliches Bemalen mit keramischen Malfarben durchführen [34].

Beim Celay[®]-System handelt sich um ein rein mechanisches Kopierschleifverfahren, das von EIDENBENZ in Zusammenarbeit mit der Firma MIKRONA (Spreitenbach/Schweiz) Anfang der 90er Jahre entwickelt wurde.

Ursprünglich war die Indikation auf Inlays, Teilkronen und Veneers beschränkt, da die verwendeten Rohlinge aus Feldspat-Keramik eine zu geringe Biegefestigkeit hatten.

Seit dem mit dem Celay-System industriell gesinterte Al₂O₃-Rohlinge (Vita Celay Alumina /Spinell /Zirkonia Blank[®]; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen / Deutschland) mittels Kopierfräsung bearbeitet werden können, die anschließend entsprechend der In-Ceram[®]-Technik glasinfiltriert werden, ist es möglich, auch Kronen- und Brückengerüste herzustellen [111].

Der Vorteil dieser Technik liegt in einer deutlichen Verkürzung der Prozesszeiten, da der Sinterbrand entfällt und die Glasinfiltrationszeit verkürzt wird. Ferner führt die industrielle Produktion und Sinterung des Aluminiumoxid-Materials zu einem homogeneren Gefüge des Gerüsts [111, 46, 53].

Während die aus Feldspatkeramikblöcken gefrästen Inlays und Veneers adhäsiv befestigt werden, können die In-Ceram Restaurationen konventionell mit Phosphatzement eingesetzt werden [126].

2.3. Besonderheiten der In-Ceram Zirkonia und des Zirkondioxid-TZP

Hochleistungskeramiken sind oxidische (Al_2O_3 , ZrO_2) und nicht-oxidische (SiC , SiN) Werkstoffe, die im Gegensatz zu konventionellen Dentalkeramiken nur einen vernachlässigbar geringen Anteil an amorpher Glasphase aufweisen [54,141]. Während nicht-oxidische Hochleistungskeramiken auf der Basis von Siliziumcarbid und Siliziumnitrid im allgemeinen durch ihre schwarze Färbung nicht für den Einsatz zerstörter Zahnhartsubstanz verwendet werden können, erscheinen oxidische Hochleistungskeramiken auf der Basis von Aluminiumoxid und Zirkonoxid aufgrund ihrer gelblich-weißen Farbe für die zahnmedizinisch-klinische Anwendung geeignet [134].

2.3.1. In-Ceram Zirkonia

Für KAPPERT stellt sich die Entwicklung der In-Ceram[®] Technik durch den Franzosen Sadoun und der Vita Zahnfabrik als das Produkt aus französischer Eleganz und deutscher Gründlichkeit dar. KAPPERT meint damit die Synthese aus überzeugender Ästhetik und den hohen Biegefestigkeitswerten, die dieses Verbundsystems auszeichnen [115].

Trotz der hohen Festigkeiten, die vollkeramische Restaurationen aus In-Ceram aufgrund ihres Hartkerns aus glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik gegenüber konventionellen glas- bzw. leuzitkeramischen Restaurationen aufweisen, blieb der Indikationsbereich auf Einzelkronen und kleine Frontzahnbrücken beschränkt [66].

Erste Untersuchungen von KAPPERT et al aus dem Jahr 1995 zeigten jedoch, dass durch die Einlagerung von 30 % feindispersen yttriumstabilisierten Zirkonoxidpartikel (ZrO_2 -TZP) in die Aluminiumoxidmatrix die Festigkeitseigenschaften und die Risszähigkeit der In-Ceram Alumina[®] deutlich gesteigert werden können. Die

Phasentransformation des Zirkonoxid-TZP von der tetragonalen in die monokline Phase [66], die mit einer Volumenausdehnung verbunden ist und dadurch einer initialen Rissfortpflanzung entgegenwirkt, liegt der hohen Festigkeit des ZrO_2 -TZP zugrunde (siehe Erläuterungen im Kapitel 2.3.2.).

Grundbestandteil der In-Ceram Zirkonia, ist laut Herstellerangaben ein homogenes, feinkörniges Al_2O_3 -Pulver (2-5 μm Korndurchmesser) mit einem Zusatz von ca. 30% yttriumstabilisiertem ZrO_2 [142]. Dem auf ein Spezialgipsmodell aufgetragenen Schlicker wird durch die Kapillarwirkung des Gipses die Flüssigkeit entzogen, so dass kurz nach dem Modellieren ein trockenes Gerüst aus dicht gepackten Al_2O_3/ZrO_2 -TZP-Körnern entsteht [67].

Bei dem danach durchgeführten Sinterbrand kommt es durch die dichte Kornpackung hier im Gegensatz zu bisherigen Verfahren zu einer trockenen Sinterung. Das bedeutet, zu einem ersten leichten Zusammenbacken der Teilchen. Die Tatsache, dass keine nasse Sinterung, d.h. ein oberflächliches Aufschmelzen der Teilchen stattfindet, führt zu einer äußerst geringen Schwindung und zum Vorliegen feiner kapillarer Poren in der aufgetragenen Masseschicht [28].

Ihre endgültige Festigkeit erreichen die In-Ceram Gerüste erst mit dem Glasinfiltrationsbrand, der dieser Technik ihren Namen gegeben hat. Hierbei bewirken wiederum Kapillarkräfte, dass die dünnflüssige Glasschmelze in das gesinterte, noch feinstporige Gefüge des Gerüsts gesogen wird [40, 67].

Nach dem Erstarren der Schmelze bei Raumtemperatur liegt ein porenfreies Mikrogefüge vor. Der nach dem Sinterbrand noch vorhandene Kapillaren- und Feinstporenraum ist homogen mit Glas ausgefüllt. Die Matrixteilchen werden zum großen Teil mit einer dünnen Glasschicht umgeben. Sie sind in den Bereichen, in denen sie nicht zusammengesintert vorlagen, durch dünne Glasschichten miteinander verbunden. Da die Partikel in dichtester Packung zusammenliegen, wird das Fortschreiten initialer Mikrorisse verhindert [28].

Alternativ dazu ist es möglich, Kronenkappen und Brückengerüste direkt aus vorgesinterten Blöcken auszuschleifen. Die Verkürzung der Prozesszeiten durch die Verwendung vorgesinterten Materials (Vita Celay Zirkonia Blank[®]; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen / Deutschland) macht die Erstellung einer vollkeramischen Krone innerhalb eines Arbeitstages möglich. Durch die kontrollierte industrielle Verarbeitung des Keramikmaterials erhält man eine einheitliche Mikrostruktur, eine höhere Dichte, eine geringere Porosität und eine geringere Restspannung. Das homogenere Gefüge der sog. Blanks ermöglicht außerdem eine höhere Kapillarität des Gerüsts. Dadurch wird ein schnelleres Aufsaugen der Glasschmelze ermöglicht und damit die Infiltrationszeit verkürzt [105, 111].

Nach rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen von RINKE et al 1994 erscheint die Mikrostruktur von Celay[®]-Restorationen im Vergleich zu manuell hergestellten In-Ceram Gerüsten äußerst homogen und weist eine deutlich dichtere Teilchenpackung [111] auf. Das ist der Grund für die potentiell höhere mechanische Belastbarkeit der durch das Celay[®]-Verfahren hergestellten Restorationen [110].

Als nachteilig wird die zur Erzielung einer klinisch akzeptablen Passgenauigkeit notwendige Nachbearbeitung angegeben. Es sollte auch nicht unerwähnt bleiben, dass kleine Präparationsungenauigkeiten bei der manuellen Herstellung im Gegensatz zur kopiergefrästen Variante auszugleichen sind [111].

Die Vorteile zirkonoxidverstärkter In-Ceram Keramik veranschaulichen auch Untersuchungen von TINSCHERT et al. In der 1999 durchgeführte Studie wird das Resultat von KAPPERT aus dem Jahr 1995 bestätigt. Ein 33%iger Zirkonoxidanteil im Al₂O₃-Gerüst der In-Ceram-Keramik geht mit doppelt so hohen Bruchlastwerten gegenüber herkömmlichen In-Ceram Gerüsten einher. Genügend Sicherheitsreserven für eine grazilere Gerüstgestaltung seien darin inbegriffen. Nach Meinung von TINSCHERT et al lässt dies den Einsatz von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Keramik für Brücken im Seitenzahnbereich gerechtfertigt erscheinen. Um dies zu erreichen, müsse für die Glasinfiltration jedoch ein niedrigvisköses Infiltrationsglas benutzt werden. Durch die veränderte Teilchenpackung des Gerüsts würde dieses

mit dem herkömmlichen Glas zuungunsten der Bruchfestigkeit nicht vollständig infiltriert werden [136].

Durch seine 1999 veröffentlichten Erfahrungen in der klinischen Anwendung von In-Ceram Zirkonia stellt diese für WETZLER eine: „ernstzunehmende Alternative zur VMK dar, die neben der Ästhetik der Vollkeramik noch deren Biokompatibilität bietet“ [145].

2.3.2. Zirkondioxid-TZP

Eine Erweiterung des Therapiespektrums auf die von BIENIEK und MARX 1994 für keramische Materialien vorgeschlagene Festigkeitsklasse IV wird mit der hochfesten industriell gesinteren Oxidkeramik Zirkondioxid-TZP angestrebt [8]. Die günstigen physikalischen Eigenschaften können unter anderem auf einen Prozess zurückgeführt werden, der als Umwandlungsverstärkung bezeichnet wird [90].

Zirkonoxid verfügt über eine doppelt so hohe Biegefestigkeit wie Aluminiumoxid und ist im Gegensatz zu Metallen korrosionsbeständig, gering wärmeleitend, biokompatibel [30], sowie der Farbe des natürlichen Zahns sehr ähnlich [64, 128].

Zirkon ist als Edelstein seit uralten Zeiten bekannt. Erste Berichte über die Verwendung von Zirkonoxidkeramik in der Medizin von HELLMER und DRISKELL gehen auf das Jahr 1969 zurück [104].

Dieser Werkstoff stellt aufgrund seiner hervorragenden Eigenschaften in der Medizin ein attraktives Implantatmaterial [31, 23] dar, und wird in der Orthopädie weltweit für den totalen Hüftgelenkersatz genutzt [20, 108]. In der Zahnmedizin wird Zirkondioxid-TZP für Wurzelstifte verwendet, als Abutment in der Implantatprothetik und in Form kieferorthopädischer Brackets eingesetzt [85, 86, 149].

Zirkondioxid wird aus Rohstoffen wie Baddeleyit auf der Basis von ZrO_2 (96% bis 99% ZrO_2 -Gehalt) oder reinem Zirkon auf der Basis Zirkonsilikat $ZrSiO_4$ (Sandform) gewonnen. Die reine ZrO_2 -Herstellung erfolgt durch Auflösung von Baddeleyit oder Zirkon bei der Reaktion mit Natriumhydroxid. ZrO_2 -Werkstoffe werden meist aus Zirkonsand synthetisch gewonnen [118].

Diese Rohstoffe enthalten Verunreinigungen mit natürlich vorkommenden Radionukliden, wie z.B. Thorium und Uran, sowie deren Zerfallsprodukten, deren Gehalt sich je nach Abbaugbiet richtet und u.U. auch sehr hoch sein kann (z.B. Südafrika). Eine chemische Reinigung ist zwar möglich, wird aber aus Kostengründen bei technischen Anwendungen nicht durchgeführt. 1991 veröffentlichten FISCHER-BRANDIES et al Untersuchungen über die Radioaktivität durch Emission von α -Strahlung aus Zirkonoxidwerkstoffen. Sie stellten eine nicht unbedenkliche Radioaktivität fest und empfahlen vor der Anwendung von Zirkonwerkstoffen im medizinischen Bereich strengste Strahlenschutzbestimmungen einzuhalten [45].

Von wesentlicher Bedeutung für die ausgezeichneten mechanischen Eigenschaften und den Einsatz von Zirkondioxidwerkstoffen ist sein Auftreten in drei unterschiedlichen Kristallmodifikationen (Abbildung 1): monoklin (m), tetragonal (t) und kubisch (k). Die stabile Form von reinem Zirkonoxid bei Raumtemperatur ist monoklin. Die Umwandlung der monoklinen in die tetragonale Phase erfolgt bei $980^\circ C$. Bis $1170^\circ C$ liegen dann beide Phasen nebeneinander vor, ab dieser Temperatur jedoch nur noch die tetragonale Phase. Bei $2370^\circ C$ geht die tetragonale in die kubische Modifikation über. Die Schmelztemperatur von reinem ZrO_2 liegt bei $2680^\circ C$ [33].

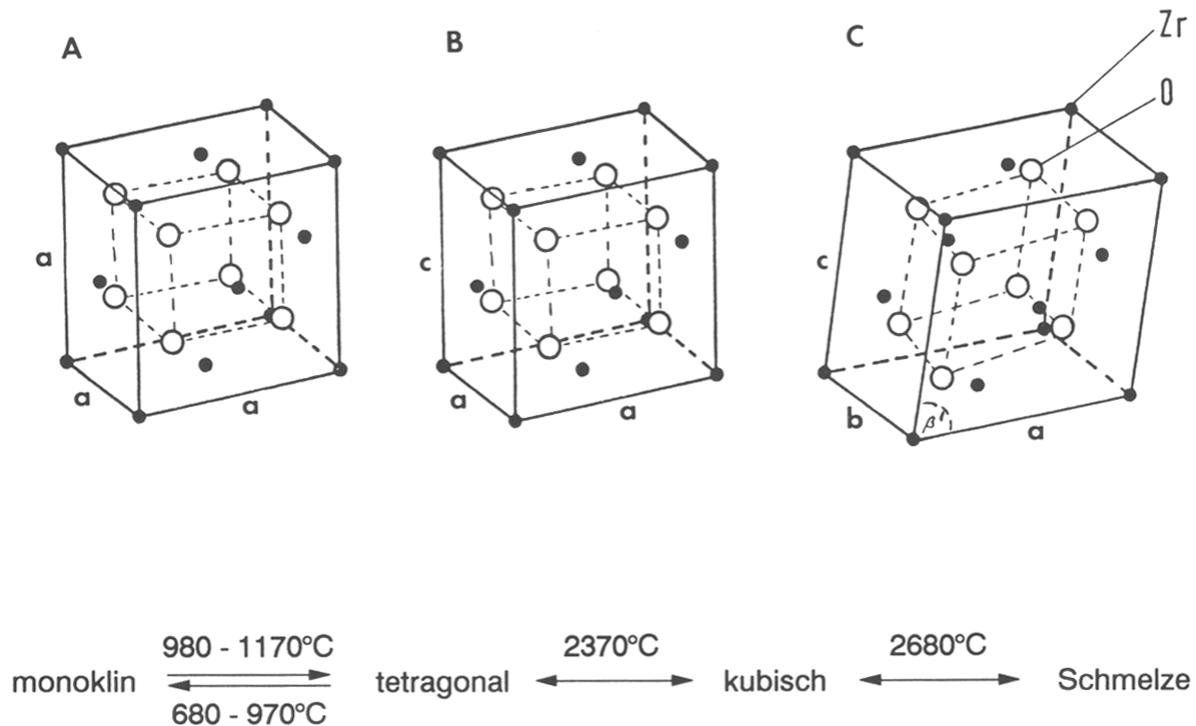


Abbildung 1: Kubische (A), Tetragonale (B) und Monokline (C) Kristallstruktur des ZrO₂-TZP [33]

Bei der t/m-Umwandlung bei 980°C handelt es sich um eine martensitische Transformation ähnlich der des Stahls [64]. Diese Phasenumwandlung ist mit einer Volumenvergrößerung von 3-5 Vol.-% verbunden [85] und führt bei reinem ZrO₂ zu makroskopisch sichtbaren Rissen und damit zur Zerstörung des Materials [132].

Die Phasenumwandlungen lassen sich jedoch bei geeigneter Stabilisierung unterdrücken [85], so dass auch bei Raumtemperatur die beiden Hochtemperaturphasen vorliegen können. Als Stabilisatoren werden v.a. CaO, MgO, Y₂O₃ und CeO₂ eingesetzt [132].

Sowohl durch den entsprechend vergrößerten Kationenradius, als auch durch die gegenüber dem Zirkon-Ion unterschiedliche Wertigkeit der eingelagerten Ionen werden Verspannungen im Kristallgitter induziert, die die Umwandlung behindern oder unterdrücken. Das Umwandlungsverhalten wird außerdem durch Änderung physikalischer Größen wie Korngröße, Spannungszustand und eine möglicherweise

die ZrO_2 -Teilchen umgebende Phase beeinflusst. Eine t/m-Umwandlung kann dann nur durch eine äußere, angelegte Spannung erreicht werden (Abbildung 2A), da die t-Phase sich in diesem Fall in einem energetisch stabilen Zustand befindet [33].

Die durch äußere Einwirkungen spannungsinduzierte Umwandlung der metastabilen t-Phase des teilstabilisierten ZrO_2 (PSZ: Partially Stabilized Zirconia oder TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystal) bewirkt eine Behinderung der Rißausbreitung bei mechanischer Beanspruchung, indem an Rißspitze und -flanke durch die Volumenvergrößerung ein Druckspannungsfeld aufgebaut wird, das einer weiteren Rißöffnung entgegenwirkt (Abbildung 2A). Die Mikrorissverstärkung führt bei einer entsprechend günstigen Verteilung der durch Phasentransformation entstandenen Mikrorisse zu einer Auffächerung eines kritischen Risses in mehrere kleinere, so dass Spannungsspitzen abgebaut werden (Abbildung 2B). Eine Rissumlenkung kann erfolgen, wenn umgewandelte Bereiche Druckspannungsfelder ergeben, die für die Rissausbreitung ein Hindernis darstellen. Dadurch verbessern sich die mechanischen Eigenschaften, wie Bruchfestigkeit und Risszähigkeit. Deshalb ist das detaillierte Verständnis der Phasenveränderung essentiell für die Optimierung dieses Werkstoffs [88, 132].

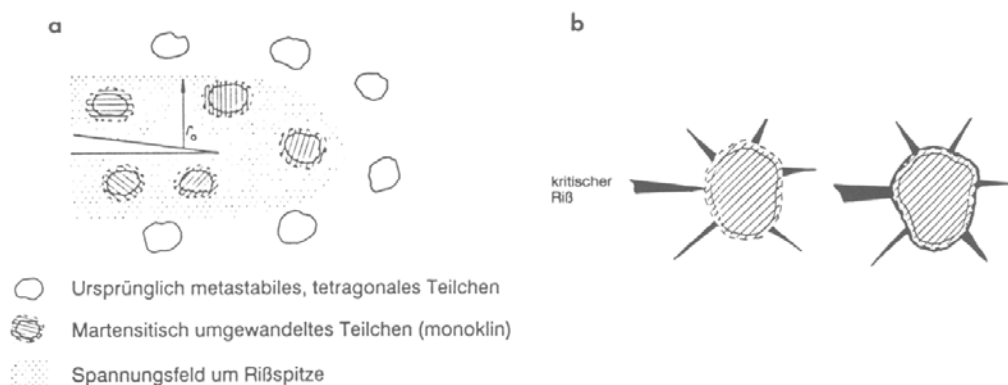


Abbildung 2: Verstärkungsmechanismen:

A) Spannungsinduzierte Umwandlung

B) Mikrorissverstärkung (Auffächerung eines kritischen Risses) [33]

Kronengerüste, welche derzeit aus Zirkondioxid-TZP industriell vorgefertigten Rohlingen (Zirkondioxid-TZP Bio HIP[®], Metoxid-AG, Thayingen / Schweiz) durch gängige CAD/CAM- Bearbeitung z.B. mit dem Precident DCS[®]-System, (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim / Deutschland) hergestellt werden können, sind Gegenstand dieser Studie.

Die Stumpfsituation wird auf dem Meistermodell mit dem Preciscan vermessen und digitalisiert. Danach wird mit dem CAD-Programm die Restauration gestaltet und berechnet. Die so ermittelten Steuer- und Fräsdaten werden an die Fräsmaschine weitergeleitet. Diese fertigt entsprechend der eingegebenen Daten das Kronenkäppchen an [32, 50]. Darüber hinaus erfordert die hohe Festigkeit des Materials jedoch ein sehr aufwendiges Ausarbeiten. Selbst mit sehr guten Diamantschleifern dauert es lange (ca. 10 Stunden), Gerüste aus Zirkonoxid herauszufräsen. Rissbildungen, die durch die mechanische Bearbeitung an der Werkstoffoberfläche hervorgerufen werden, können zusätzlich die Lebensdauer der Keramik einschränken [83, 44]. Deshalb erschien das Schleifen von Zirkonoxid in teilgesintertem Zustand unter dem Aspekt der Zeitersparnis ein sinnvoller Weg zu sein.

Die Firma Espe Dental AG (Seefeld / Deutschland) entwickelte ein CAD/CAM – System, dessen Markteinführung auf der IDS 2001 erfolgte und das die Herstellung von Zirkonoxidkronen oder –Brücken mit bis zu drei Gliedern aus ungesintertem Zirkonoxid im sog. Lava[®]-Verfahren ermöglicht. Die Herstellung beginnt mit dem Scannen der präparierten Stümpfe in einem berührungslosen optischen Verfahren. Die Kronen- oder Brückenform wird aus einem sog. Grünkörper herausgefräst. Dieser Grünkörper besteht aus homogenem vorgesintertem Zirkonoxid und ist wesentlich weicher als durchgesintertes Material. Erst nach dem Fräsen wird in diesem Verfahren das Zirkonoxid durchgesintert. Diese Vorgehensweise bietet einige Vorteile: Verkürzung der Fräszeit, geringerer Werkzeugverschleiß, geringere Belastung der Fräseinheit. Darüber hinaus kann das ungesinterte Gerüst nach Aussagen der Hersteller schnell und einfach mit dem Handstück nachbearbeitet werden, ohne das Zirkonoxid-Gefüge zu schädigen. Dadurch werden unsichtbare

Schädigungen des Zirkonoxids vermieden, wie sie beim Bearbeiten von durchgesintertem Material auftreten und zu Rissbildungen führen können. Anschließend lassen sich die Rohlinge mit speziell für Zirkonoxid entwickelten keramischen Massen verblenden und im Gegensatz zu anderen Vollkeramiksystemen wie herkömmliche Metallkeramikkrone mit Phosphatzement im Munde des Patienten einsetzen [18, 62, 16].

Das DCM[®]-System (Direct Ceramic Machining, ETH Zürich / Schweiz) basiert ebenso auf der Verarbeitung von Zirkonoxid im weichen, vorgesintertem Zustand. Die guten Erfahrungen in den klinischen Untersuchungen von STURZENEGGER et al im Jahr 2000 zu Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnbereich mit dem DCM[®]-System deuten darauf hin, dass die klassischen kronen- und brückenprothetischen Indikationen in dieser Vorgehensweise abgedeckt werden können [128].