

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Zirconiumdioxid in der Zahnheilkunde – eine Literaturübersicht**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

**Svantje Held**

aus Berlin

Datum der Promotion: 13.12.2019

---

## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	VII
Abbildungsverzeichnis .....	VIII
Tabellenverzeichnis.....	IX
Kurzfassung.....	1
Abstract .....	2
1 Einleitung.....	4
1.1 Keramik .....	4
1.2 Definition von Keramik.....	5
1.2.1 Arten von Keramiken .....	5
1.2.2 Zusammensetzung.....	7
1.2.3 Indikationen.....	8
1.3 Problemstellung .....	8
2 Zirconiumdioxid .....	10
2.1 Definition.....	10
2.1.1 Chemisches Element .....	10
2.1.2 Kurzbezeichnung für einen keramischen Werkstoff.....	10
2.2 Vorkommen .....	11
2.2.1 Geologisches Vorkommen .....	11
2.2.2 Vorkommen in Pflanzen, Tieren und Menschen.....	12
2.3 Technische Gewinnung .....	12
3 Eigenschaften.....	14
3.1 Kristallstruktur.....	14
3.1.1 Monokline Kristallform.....	14
3.1.2 Tetragonale Kristallform.....	15
3.1.3 Kubische Kristallform .....	17
3.1.4 Stabilisierung.....	17
3.1.4.1 Definition .....	17
3.1.4.2 Mechanismus .....	18
3.1.4.3 Teilstabilisierung.....	19
3.1.4.4 Vollstabilisierung.....	19
3.2 Physikalische Eigenschaften des teilstabilisierten Zirconiumdioxids.....	21
3.2.1 Festigkeit .....	21

---

3.2.1.1	Elastizitätsmodul.....	21
3.2.1.2	Bruchfestigkeit.....	21
3.2.1.3	Biegefestigkeit .....	22
3.2.1.3.1	Uniaxialer Biegetest (3-Punkt und 4-Punkt Test) .....	22
3.2.1.3.2	Biaxialer Biegetest.....	22
3.2.2	Riss- bzw. Bruchzähigkeit.....	24
3.2.3	Weibull-Modul.....	26
3.2.4	Härte .....	27
3.2.5	Wärmeausdehnungskoeffizient .....	28
3.2.6	Alterung.....	29
3.2.7	Röntgensichtbarkeit.....	29
3.2.8	Magnetresonanztomografie .....	29
3.3	Chemische Eigenschaften von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.....	30
3.3.1	Löslichkeit.....	30
3.3.2	Radioaktivität .....	31
3.3.2.1	Vermeidung von Verunreinigungen .....	31
3.4	Biokompatibilität von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid .....	31
3.4.1	Allergenität (der Bestandteile) .....	32
3.4.1.1	Zirkonium.....	33
3.4.1.2	Aluminium .....	33
3.4.1.3	Yttrium.....	33
3.4.2	Toxizität .....	34
3.4.3	Mutagenität und Karzinogenität.....	34
3.4.4	Schleimhautverträglichkeit.....	34
3.4.5	Resultate von <i>In-vitro</i> - und <i>In-vivo</i> -Studien.....	35
3.4.5.1	<i>In-vitro</i> -Studien.....	35
3.4.5.1.1	Mikrostrukturierte Oberflächen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.....	35
3.4.5.1.2	Nanopartikel aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid .....	36
3.4.5.2	<i>In-vivo</i> -Studien .....	37
4	Indikationen für die Verwendung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid .....	38
4.1	Industrielle Anwendungen.....	38
4.2	Medizinische Anwendungen .....	39
4.2.1	Zirkoniumdioxid in Labor und Forschung .....	39
4.2.2	Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid als Implantat in der Orthopädie .....	40

---

4.3	Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid in der Zahnmedizin .....	41
4.3.1	Vergleich von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid mit anderen Dentalmaterialien... .....	42
4.3.1.1	Vergleich mit Titan .....	42
4.3.1.2	Wird Titan durch teilstabilisiertes Zirconiumdioxid ersetzt? .....	43
4.3.2	Anforderungen .....	44
4.3.2.1	Zahntechnik.....	45
4.3.2.2	Mechanik.....	47
4.3.2.3	Thermik.....	48
4.3.2.4	Chemische Einflüsse.....	48
4.3.2.5	Biologie.....	49
4.3.3	Kronen und Brücken .....	49
4.3.3.1	Kronen.....	49
4.3.3.1.1	Unverblendet .....	49
4.3.3.1.2	Teilverblendet.....	50
4.3.3.1.3	Vollverblendet.....	51
4.3.3.2	Brücken .....	51
4.3.4	Implantologie .....	52
4.3.4.1	Erfahrungen mit Implantaten aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid .....	53
4.3.4.2	Osseointegration .....	53
4.3.4.3	Erfahrungen mit Abutments aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid.....	57
4.3.4.4	Erfahrungen mit Suprakonstruktionen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid... .....	59
5	Zahnärztliche Präparation .....	61
5.1	Indikation/Kontraindikationen.....	61
5.1.1	Kronen.....	61
5.1.2	Brücken .....	61
5.1.3	Implantate.....	61
5.2	Präparation.....	62
5.2.1	Vorbereitung.....	62
5.2.2	Vorhandene Wurzelstifte.....	62
5.2.3	Aufbaumaterial.....	62
5.2.4	Empfehlungen für keramikgerechtes Präparieren .....	62
5.2.5	Abformung .....	63

---

5.3	Herstellung von Dentalrestorationen .....	64
5.3.1	Herstellung von Rohlingen.....	66
5.3.1.1	Grünling (Grünkörper).....	66
5.3.1.2	Weißling (Weißkörper).....	67
5.3.1.3	Braunling (Braunkörper).....	68
5.3.2	Sinterprozess .....	68
5.3.2.1	Pulver .....	69
5.3.2.2	Pressbedingungen .....	69
5.3.2.3	Vorsintern .....	69
5.3.2.4	Färben .....	70
5.3.3	Heißisostatisches Pressen (HIP).....	70
5.3.3.1	Definition von HIP.....	70
5.3.3.2	Vorgehen.....	70
5.3.3.3	Vor- und Nachteile.....	70
5.4	Weiterbearbeitung von Rohlingen durch den Zahntechniker.....	71
5.4.1	Fräsen .....	71
5.4.1.1	Handgeführte Kopierfräsmaschinen .....	71
5.4.1.2	Das CAD/CAM-System.....	72
5.4.2	Gestaltung der Gerüste .....	73
5.4.2.1	Wandstärken .....	73
5.4.2.2	Gerüststärken .....	73
5.4.2.3	Stärke der Verbinder .....	74
5.4.2.4	Anzahl von Zwischengliedern .....	75
5.4.3	Schleifen.....	75
5.4.4	Polieren.....	76
5.4.5	Abstrahlen .....	76
5.5	Befestigungstechniken.....	78
5.5.1	Eingliederung .....	78
5.5.2	Provisorische Fixierung.....	80
5.5.2.1	Problematik beim Herausnehmen.....	81
5.5.2.2	Frakturen .....	81
5.5.3	Definitive Fixierung .....	82
5.5.3.1	Adhäsive Befestigung.....	82

---

5.5.3.2	Zementieren .....	83
5.6	Verblendung .....	84
5.6.1	Regenerativer Brand.....	85
5.6.2	Frakturen bei verblendetem Zahnersatz aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid ..	86
5.6.2.1	Chipping-Risikofaktor: Gerüst- und Verblendmaterial .....	88
5.6.2.2	Chipping-Risikofaktor: Patient, Praxis und Labor.....	88
5.6.2.3	Chipping-Risikofaktor: Temperaturführung.....	89
5.6.2.4	Chipping-Risikofaktor: Materialermüdung .....	90
5.6.2.5	Chipping-Risikofaktor: Verhältnis Kronenkappe zur Verblendstärke .....	90
5.6.3	Vollverblendung.....	91
5.6.4	Teilverblendung .....	91
5.7	Monolithische Restaurationen .....	92
5.7.1	Transluzentes teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid .....	94
5.7.2	Weniger Aufwand, kein Chipping .....	94
5.7.3	Abrasion durch monolithische Fertigungen .....	94
5.8	Klinische Studien zu Überlebensraten.....	96
5.8.1	Überlebensraten von Kronen und Brücken in Abhängigkeit vom Kronenfeiler.	96
5.8.2	Überlebensraten von Verblendungen .....	97
5.8.3	Überlebensraten von monolithischen Restaurationen .....	98
5.9	Übersicht über Komplikationen und Erfolgsraten.....	98
6	Weiterentwicklung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid .....	103
6.1	Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 1. Generation.....	103
6.2	Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 2. Generation.....	103
6.3	Vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 3. Generation .....	105
6.4	Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 4. Generation.....	106
6.5	Vergleich der Generationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.....	107
6.6	Zukünftige Werkstoffe aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid .....	110
6.6.1	Hybrid-Keramiken .....	110
6.6.2	Mit teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid verstärkte Lithiumsilikat-Glaskeramiken ... .....	110
7	Zusammenfassung.....	112
8	Literaturverzeichnis .....	115
9	Anhang.....	150
10	Eidesstattliche Versicherung.....	151

11	Lebenslauf .....	152
12	Danksagung .....	153

---

## Abkürzungsverzeichnis

AG	Arbeitsgruppe
Bq	Becquerel (Einheit für Radioaktivität)
DNA	Deoxyribonucleic acid (Desoxyribonukleinsäure)
CAD	Computer-aided design
CAM	Computer-aided manufacturing
GDF	Growth and differentiation factor (Wachstums- und Differenzierungsfaktor)
GSH	Glutathion
GSSG	Glutathiondisulfid
IGF	Insulin-like growth factor (Insulin-Wachstumsfaktor)
mRNA	messenger ribonucleic acid (Boten-Ribonukleinsäure)
µg	Mikrogramm
µl	Mikroliter
nm	Nanometer
PCB	Polychlorierte Biphenyle
PGPR	Plant growth promoting rhizobacteria (pflanzenwachstumsfördernde Rhizobakterien)
qPCR	quantitative polymerase chain reaction (quantitative Polymerasen-Kettenreaktion)
R-Kurve	Risswiderstandskurve
ROS	Reactive Oxygen Species (reaktive Sauerstoffradikale)
SiO <sub>2</sub>	Siliziumdioxid
UV	ultraviolett
Y-TZP	Yttrium stabilisiertes tetragonales Zirconiumdioxid
ZrO <sub>2</sub>	Zirconiumdioxid



## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematischer Überblick über Dentalkeramiksysteme.....	7
Abbildung 2: Zirkon.....	11
Abbildung 3: Monokline Kristallstruktur von Zirconiumdioxid ( $ZrO_2$ ).....	12
Abbildung 4: Kristallstrukturen des monoklinen (a), tetragonalen (b) und kubischen (c) Zirconiumdioxids .....	14
Abbildung 5: Monokline Kristallstruktur (links) des Minerals Baddeleyit (rechts).....	15
Abbildung 6: Mit Yttrium(III)-oxid (= Ytria) stabilisiertes Zirconiumdioxid.....	15
Abbildung 7: In Brillantschliff geschliffenes kubisches Zirconiumdioxid.....	17
Abbildung 8: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Vickers (links) und ein schiefer Abdruck einer Vickers-Diamantpyramide in geätztem Stahl .....	28
Abbildung 9: Anzahl an PubMed-gelisteten Publikationen zum Thema ‚Biokompatibilität‘ .....	32
Abbildung 10: Durchschnittliche Kaukräfte in den diversen Kieferregionen.....	48
Abbildung 11: Essenzielle Schritte im Herstellungsprozess von vorgesintertem teilstabilisiertem Zirconiumdioxid und wesentliche Parameter mit den jeweiligen Auswirkungen auf klinische Aspekte.....	65
Abbildung 12: Schematische Darstellung der Herstellung von Rohlingen.....	67
Abbildung 13: Modell der Komplikationen von Vollkeramikronen.....	87
Abbildung 14: Balkendiagramm zu den durchschnittlichen Überlebensraten der diversen Versorgung aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid .....	101
Abbildung 15: Balkendiagramm zu den durchschnittlichen Beobachtungsdauern der wissenschaftlichen Studien zu diversen Versorgung aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid .....	102
Abbildung 16: Inverses Verhalten von Festigkeit und Transluzenz für Yttrium-stabilisiertes Zirconiumdioxid.....	107
Abbildung 17: Entwicklungsstufen der Generationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ..	109

---

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich der Hauptbestandteile von Dentalkeramik und Porzellan .....	8
Tabelle 2: Indikationen für die Verwendung von Dentalkeramiken.....	8
Tabelle 3: Eigenschaften von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid in der tetragonalen Kristallphase.....	16
Tabelle 4: Studien zum Vergleich von dentalen Werkstoffen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid, die auf biaxialen Biegeversuchen basierten .....	23
Tabelle 5: Übersicht über verschiedene Methoden zur Bestimmung der Bruchzähigkeit.....	25
Tabelle 6: Biaxiale Biegefestigkeiten (BBF), Weibull-Modul (m-Werte) und Weibullsche charakteristische Festigkeit diverser Materialien aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid der restaurativen Zahnheilkunde .....	27
Tabelle 7: Studien zu Abutments aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid .....	57
Tabelle 8: Studien zu Suprakonstruktionen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid .....	59
Tabelle 9: Empfohlene Mindeststärken bei der Gerüstgestaltung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid-Gerüsten .....	74
Tabelle 10: Vollkeramische Systeme und ihre empfohlenen Befestigungstechniken. ....	79
Tabelle 11: Chipping-Klassifikation. Tabelle zur Bewertung von Verblendfrakturen und Konsequenzen .....	88
Tabelle 12: Übersicht über Erfolgsraten von dentalen Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid.....	99
Tabelle 13: Vergleich der ersten drei Generationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid.....	108

## Kurzfassung

Das Ziel der vorliegenden Literaturarbeit ist es, die vielfältigen Eigenschaften und Verwendungsmöglichkeiten des Zirconiumdioxids – durchaus auch außerhalb des medizinischen Bereichs – darzustellen und auf Neuentwicklungen hinzuweisen.

Zirconiumdioxid ( $ZrO_2$ ) wird seit den 1980er-Jahren in der Orthopädie für Hüftendoprothesen und seit der Jahrtausendwende auch in der restaurativen Zahnheilkunde zur Herstellung von Gerüsten für Kronen und Brücken verwendet. Zirconiumdioxid verfügt neben günstigen mechanischen Eigenschaften wie hohe Biegefestigkeit und Härte über eine hervorragende Biokompatibilität. Nicht zuletzt ist die weiße Farbe des Zirconiumdioxids ein nicht zu unterschätzender Vorteil im Vergleich zu metallischen Werkstoffen.

Zirconiumdioxid tritt – neben einer amorphen Phase – in drei verschiedenen kristallinen Phasen auf: monoklin, tetragonal und kubisch. Die erwähnten mechanischen Eigenschaften beziehen sich auf die tetragonale Phase. In Abhängigkeit von Umgebungsfaktoren wie Temperatur oder Feuchtigkeit bzw. Nässe transformiert Zirconiumdioxid in die monokline Phase und verliert die für die Zahntechnik günstigen Eigenschaften. Durch Beigabe anderer Oxide wie Yttrium(III)-oxid ist es möglich, die Phasentransformation zu unterdrücken. Das in der Zahnmedizin verwendete mit Yttrium(III)-oxid teilstabilisierte Zirconiumdioxid wird im Folgenden als teilstabilisiertes Zirconiumdioxid bezeichnet.

Kronen und Brücken aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid müssen meist aus ästhetischen Gründen verblendet werden, da das opake Weiß den ästhetischen Anforderungen nicht genügt. Das Problem des ‚Chipping‘, des Abplatzens der Verblendungen, das bei Gerüsten aus zirkondioxidbasierter Keramik häufiger auftritt als bei verblendeten Metallkronen, ist dabei noch ungelöst. Von besonderer Bedeutung sind daher neu entwickelte Verbundwerkstoffe aus nanokristallinem teilstabilisiertem Zirconiumdioxid, das nicht nur hoch-transluzent ist, sondern durch Zugabe höherer Anteile an Yttrium(III)-oxid und anderen Oxiden wirksam stabilisiert werden konnte.

Es ist zu erwarten, dass aus den nanokristallinen Keramiken aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid monolithische Kronen und Brücken hergestellt werden können, die wegen der hohen Transluzenz nicht verblendet werden müssen. Der Wegfall der zeit-, material- und kostenaufwendigen Herstellung von Verblendungen und die Lösung der Chipping-Problematik würden zu einem Paradigmenwechsel in der Zahnprothetik führen. Nachteilig ist jedoch die damit einhergehende Absenkung der Festigkeit.

Auch in der dentalen Implantologie werden Keramiken basierend auf teilstabilisiertem Zirconiumdioxid bereits verwendet. Erste klinische Studien belegen die hervorragende Biokompatibilität und Osseointegrationsfähigkeit des teilstabilisierten Zirconiumdioxids. Hochtransluzente, auf teilstabilisiertem Zirconiumdioxid basierende Keramiken könnten daher in Zukunft den Rang des Titans als ‚Goldstandard‘ in der restaurativen Zahnheilkunde erlangen.

## Abstract

The aim of this thesis is to present the properties, applications and current developments of zirconium dioxide ( $ZrO_2$ ). Since the turn of the millennium,  $ZrO_2$  is applied in restorative dentistry for crowns, bridges and dental implants because of its favorable mechanical properties, such as high flexural strength and hardness, its outstanding biocompatibility and its attractive esthetics.

Zirconium dioxide is obtained in a complex process from zirconium silicate. The white, crystalline  $ZrO_2$  powder is pressed after the admixture of binders, repeatedly sintered and finally sintered by hot isostatic pressing into CAD/CAM machinable blanks.

Depending on the temperature,  $ZrO_2$  crystallizes into three different phases: the monoclinic (below  $1,170^\circ C$ ), the tetragonal (below  $2,370^\circ C$ ) and the cubic phase (above  $2,680^\circ C$ ). The tetragonal phase shows the most favorable mechanical properties. Depending on environmental factors, such as temperature or humidity,  $ZrO_2$  transforms into the monoclinic phase and loses the properties favorable for dental technology. The addition of yttrium (III) oxide ( $Y_2O_3$ ) ensures that the high-temperature crystal forms are also present at room temperature. Yttria-stabilized  $ZrO_2$  is hereinafter referred to partially stabilized zirconium dioxide.

Crowns and bridges made of partially stabilized  $ZrO_2$  usually require veneering. However, because bond strength of layered porcelain fused to partially stabilized  $ZrO_2$  is not strong, chipping of the veneering ceramic usually occurs. Therefore, newly developed composite materials made of nanocrystalline partially stabilized zirconium dioxide are of particular importance, as they are highly translucent and can be effectively stabilized by adding higher amounts of  $Y_2O_3$  and other oxides. Monolithic crowns and bridges made of nanocrystalline partially stabilized  $ZrO_2$  do not need to be veneered because of their high translucency. The elimination of veneers and the solution of the chipping problem could lead to a paradigm shift in dental prosthetics.

---

The aim of this thesis is to provide an overview of the production of partially stabilized zirconium dioxide, its physical, chemical, mechanical and biological properties and its applications in dentistry. At the same time, the advantages and disadvantages of the diverse generations of partially stabilized ZrO<sub>2</sub> are presented and compared in terms of material properties, such as flexural strength, fracture toughness and translucency. The integration of up-to-date scientific literature facilitates the understanding of future developments of partially stabilized zirconium dioxide.

# 1 Einleitung

Ganze Generationen lebten – mehr oder weniger zufrieden – mit dem heute schon als Klassiker bezeichneten Zahnersatz: Kronen und Brücken wurden aus Metall hergestellt. Wer es sich leisten konnte, trug mitunter auch mit einem gewissen Standesgefühl sichtbar seinen Goldzahn. Patienten, die monetär nicht so gut dastanden, erhielten Restaurationen aus grauem, unansehnlichem Metall. Das, was heute als gängig gilt – die Verblendung von Kronen zumindest im sichtbaren Frontzahnbereich –, war längst nicht immer selbstverständlich.

Trotzdem sind längst nicht alle Träger verblendeter Metallkronen mit der ästhetischen Erscheinung ihres Zahnersatzes zufrieden – allzu häufig schimmert graues Metall durch das Zahnfleisch, allzu häufig tritt die Gingiva zurück und lässt unschöne, schwarze Kronenränder sichtbar werden. Hinzu kommt das gesteigerte Umweltbewusstsein in den reichen Industrieländern – genährt unter anderem durch den unaufhaltsamen Anstieg der Häufigkeit diverser Allergien. Allein deswegen lehnen es heute viele Patienten ab, Metall im Mund zu tragen. Doch es gibt auch sachliche Gründe für die Ablehnung des Metalls: Metallkronen setzen Ionen frei, wodurch klinische Probleme ausgelöst werden können [1].

## 1.1 Keramik

Der Wunsch der Patienten nach einem zahnfarbenen, bzw. weißen, ästhetischen, inerten Material, welches den natürlichen Zähnen ähnlich ist und kaum Metallionen freisetzt, ist verständlich. Von diesen Vorstellungen geleitet, wird Porzellan schon seit rund hundert Jahren in der restaurativen Zahnheilkunde verwendet, allerdings mit eingeschränktem Erfolg: So ästhetisch Kronen aus Porzellan auch sein mögen, sie sind der hohen Belastung, der Zähne bei der Mastikation ausgesetzt sind, nicht gewachsen und splintern oder brechen leicht. Darüber hinaus eignet sich Porzellan nicht für mehrgliedrige Brücken, da das Material zu spröde ist [2].

Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid dagegen scheint den Wünschen und Anforderungen nach einem gleichermaßen ästhetisch wie materialtechnisch idealen Material für dentale Restaurationen zu entsprechen: Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid ist eine Keramik mit günstigen mechanischen Eigenschaften. Es stellt für die Herstellung eines ansprechenden und funktionell zuverlässigen Zahnersatzes ein probates Mittel dar.

## 1.2 Definition von Keramik

Als Keramik wird eine Vielzahl anorganischer, nicht metallischer und polykristalliner Werkstoffe bezeichnet, die in drei Kategorien eingeteilt werden können: Die erste Klasse umfasst Irdengut (Gegenstände aus Ton, mitunter auch aus Kaolin, jeweils mit verschiedenen Zusatzstoffen verarbeitet). Zu dieser Klasse zählen die meisten aus dem Alltag bekannten Erzeugnisse – von der Dachschindel über Fliesen und Geschirr bis hin zu Sanitäreinrichtungen. Die zweite Keramikklasse umfasst Steinzeug und Porzellan. In der dritten Klasse finden sich sogenannte keramische Sondermassen; zu dieser Klasse wird auch teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid gezählt – jene Verbindung, die als Dentalkeramik in jüngster Zeit aus der Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken ist [3]. Umgangssprachlich dient Keramik auch als Oberbegriff für geformte und gebrannte Erzeugnisse, die als Gebrauchs- und Ziergegenstände, Bauteile oder Werkzeuge verwendet werden.

Der Ursprung der heute verwendeten Keramik liegt im Porzellan, das bereits 700 n. Chr. in China hergestellt wurde. In Europa wurde Porzellan als Werkstoff erstmals Anfang des 18. Jahrhunderts beschrieben [4]. Im Jahr 1709 entstand in Meißen die erste europäische Porzellanproduktionsstätte [2]. Das erste zahnmedizinische Verfahren zur Herstellung keramischer Kronen wurde 1896 von Charles Henry Land vorgestellt [2].

### 1.2.1 Arten von Keramiken

**Porzellan** ist ein durch Brennen hergestelltes feinkeramisches Material, das aus einer Mischung von Kaolin, Feldspat und Quarz erzeugt wird, die während des keramischen Brandes in Glasphase und Mullit umgewandelt werden. Glasiert oder unglasiert wird es zur Herstellung von Gebrauchsgegenständen wie Geschirr, Fliesen oder Sanitäröbekten und für Dekorations- und Kunstobjekte verwendet [3].

Unter technischer Keramik, welche auch als **Hochleistungs-Keramik** bezeichnet wird, werden Keramikwerkstoffe verstanden, die für technische Anwendungen optimiert wurden. Sie unterscheidet sich von Gebrauchskeramiken unter anderem durch die Reinheit und die engere Korngröße ihrer Basisstoffe sowie durch ihre Erzeugung in einem Sintervorgang bei hohen Temperaturen [3].

**Dentalkeramiken** werden entsprechend ihrer Zusammensetzung in zwei Hauptgruppen unterteilt (Abbildung 1): Die erste Gruppe umfasst die Silikatkeramiken, die zweite Gruppe beinhaltet die Oxidkeramiken [5-7].

Die Silikatkeramiken, die in der Zahnmedizin auch als (nicht ganz zutreffend) Glaskeramiken oder Feldspatkeramiken bezeichnet werden, bestehen aus einer amorphen Glasphase und einer Kristallphase. Die Glasphase besteht meistens aus Quarz, weist Oxidzusätze auf und besitzt eine ausgeprägte Porenstruktur. Die Kristallphase besteht aus Feldspaten mit Zusätzen von Leuzit oder Glimmer, durch deren gezielte Einlagerung die Bruchanfälligkeit der Feldspatkeramiken reduziert wird [5-7].

Oxidkeramiken basieren auf Metalloxiden, wie zum Beispiel Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), Zirconiumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ), Titandioxid ( $\text{TiO}_2$ ), oder aus komplexen Oxiden wie Spinellen. Sie weisen eine Dominanz der kristallinen Phase auf oder sind rein kristallin. Der amorphe Glasphasenanteil ist vernachlässigbar gering [5-7].

Basierend auf der Verarbeitung von Dentalkeramiken lassen sich additive und subtraktive Formgebungsverfahren unterscheiden. Zu den additiven Formgebungsverfahren zählen konventionelle Sintertechnologien, Gusskeramiken sowie Press- und Infiltrationskeramiken. Das Fräsverfahren ist eine subtraktive Bearbeitungsform. Die Formgebung erfolgt hierbei durch Maschinenfräsung, durch das Kopierschleifverfahren oder durch die Sonoerosionstechnologie. Bei den subtraktiven Verfahren wie Fräsen, Schleifen oder Erodieren wird Material von einem Rohling (Blank, Frässcheibe) abgetragen [8].

Des Weiteren wird im zahnmedizinischen Sprachgebrauch zwischen Materialien für Gerüstkeramik und Verblendkeramik unterschieden. Als Gerüstkeramik werden künstliche Zahnkronen aus Dentalkeramik bezeichnet, die entweder von natürlichen Zahnstümpfen oder von Implantaten getragen werden. Als Verblendung wird eine dünne, meist lichtdurchlässige Keramikschale bezeichnet, die entweder auf den natürlichen Zahn geklebt wird (Veneer) oder auf künstliche Zahnkronen, die auf Implantaten oder natürlichen Zahnstümpfen fixiert werden, gesintert wird [9].

Monolithische Materialien vereinen Gerüst- und Verblendmaterialien. Bei den Legierungen entspricht dies z. B. einer Vollgusskrone. Monolithische Materialien können mit Malfarben individualisiert werden [9].



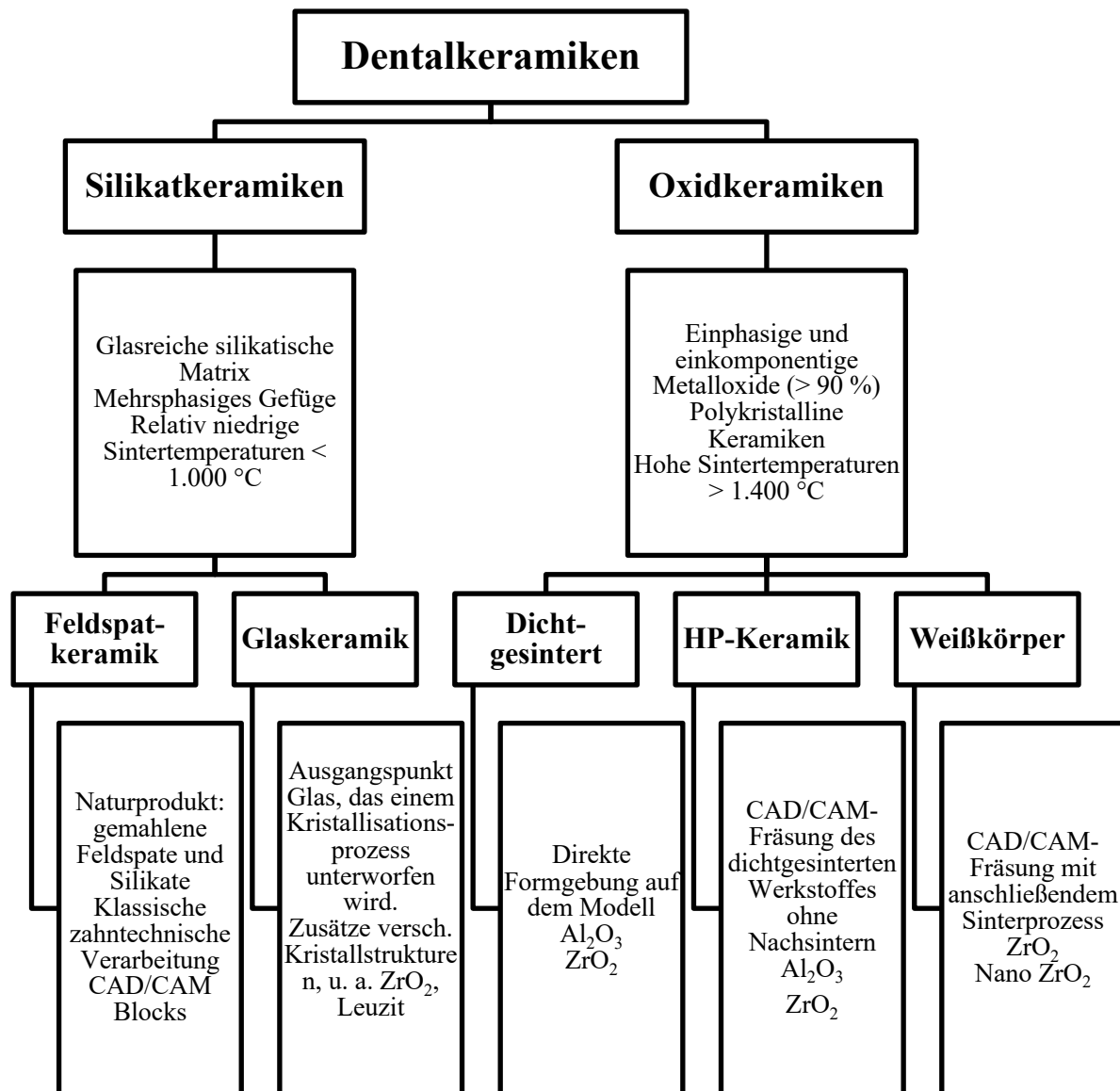


Abbildung 1: Schematischer Überblick über Dentalkeramiksysteeme

Quelle: Vereinfacht nach [10]

### 1.2.2 Zusammensetzung

Dentalkeramiken und Haushaltskeramiken wie Porzellan unterscheiden sich vor allem in der Zusammensetzung ihrer Bestandteile (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Vergleich der Hauptbestandteile von Dentalkeramik und Porzellan

Quelle: [9]

<b>Hauptbestandteile</b>	<b>Dentalkeramik [Massen – %]</b>	<b>Porzellan (Haushaltskeramik) [Massen – %]</b>
<b>Feldspat</b>	60–80	25–30
<b>Quarz</b>	15–25	20–25
<b>Kaolin</b>	0–5	50–70
<b>Metalloxide</b>	0–80	nicht enthalten

### 1.2.3 Indikationen

Die Arbeitsgruppe (AG) Keramik nennt Indikationen für die Verwendung von Dentalkeramiken Inlays, Onlays, Kronen, Veneers, Implantatkronen, Hybridabutments und dreigliedrige Brücken [10]. Eine genaue Auflistung findet sich in Tabelle 2.

Tabelle 2: Indikationen für die Verwendung von Dentalkeramiken

Quelle: Vereinfacht nach [10]

<b>Keramik</b>	<b>Indikation</b>
Silikat	Inlay, Onlay, Veneers, Kronen
Lithiumdisilikat	Kronen, Inlay, Veneers, dreigliedrige Brücken, Hybridabutments
Oxidkeramik glasinfiltriert	Kronen, dreigliedrige Brücken
Oxidkeramik polykristallin	Kronen, Brücken
Neue Werkstoffe (Keramik- und Keramik/Polymer-Derivate)	Inlay, Onlay, Veneers, Teilkronen, Vollkronen, Implantatkrone, Table Tops

### 1.3 Problemstellung

Mittlerweile gibt es eine Fülle von diversen keramischen Werkstoffen für die Zahnheilkunde, die auf unterschiedlichen chemischen Zusammensetzungen und Herstellungsverfahren beruhen.

Darauf basierend unterscheiden sich die dentalmedizinischen Keramiken in ihren Anwendungsgebieten, ihren Stärken und potenziellen Komplikationen. Die AG Keramik hat daher mittlerweile in der sechsten Auflage einen Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen herausgegeben [10], die Zahnärzte und Kieferchirurgen bei der patientenorientierten Wahl der geeigneten Dentalkeramik unterstützen soll. Dabei wird allerdings von einem prinzipiellen Verständnis des Werkstoffs, also des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids, ausgegangen.

Bisher gibt es eine verwirrende Fülle an Literatur, Studien und Berichten zum Einsatz von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin, doch keine einheitliche Übersicht. Für Zahnärzte ist es folglich sehr schwierig, den Überblick zu bewahren und wesentliche Fortschritte als solche erkennen zu können. Das Ziel dieser Arbeit ist das Erstellen einer Übersichtsarbeit, welche die chemischen, physikalischen und biologischen Eigenschaften von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid beschreibt. Darauf basierend soll die Biokompatibilität von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid erläutert und dessen Anwendungsgebiet in Technik und Medizin im Allgemeinen und in der Zahnheilkunde im Speziellen bewertet werden. Dabei wird ein besonderes Augenmerk auf die Herstellung, Weiterverarbeitung und damit verbundenen Chancen und Risiken von Dentalkeramiken gelegt. Das Ende der Arbeit bildet ein Ausblick auf neue Werkstoffe und deren Anwendungsgebiete.

## 2 Zirconiumdioxid

### 2.1 Definition

#### 2.1.1 Chemisches Element

**Zirconium** (Zr) ist ein chemisches Element mit der Ordnungszahl 40. Im Periodensystem steht es in der 5. Periode und ist das zweite Element der IV. Nebengruppe (Titangruppe). Zirconium (lt. Duden: Zirkonium; lt. International Union of Pure and Applied Chemistry/IUPAC: Zirconium) ist ein sehr korrosionsbeständiges, nicht toxisches Schwermetall ohne bekannte biologische Funktionen [11]. Der Schmelzpunkt liegt bei 1.857 °C.

#### 2.1.2 Kurzbezeichnung für einen keramischen Werkstoff

Vor allem in der Zahnmedizin wird Zirkon fälschlicherweise als moderner Hochleistungswerkstoff in der Wiederherstellungsmedizin genannt. Dabei ist jedoch nicht das über seine chemische Formel ( $\text{ZrSiO}_4$ ) definierte Zirconiumsilikat Zirkon (= mineralogischer Name) gemeint, sondern **Zirconiumdioxid** ( $\text{ZrO}_2$ ) mit geringen Beimengungen von Yttrium(III)-oxid zur Erzielung herausragender Materialeigenschaften. Das Zirconiumsilikat hingegen wird in der Zahnheilkunde nicht eingesetzt. Im Folgenden wird der Begriff teilstabilisiertes Zirconiumdioxid verwendet, um auf das in der Zahnheilkunde gebräuchliche, mit Yttrium(III)-oxid versetzte Zirconiumdioxid hinzuweisen.

Zirkon selbst ist ein Mineral aus der Mineralklasse der ‚Silikate und Germanate‘ mit der chemischen Formel  $\text{ZrSiO}_4$ , also chemisch gesehen ein Zirconium-Silikat, das im tetragonalen Kristallsystem kristallisiert und strukturell zu den Inselsilikaten zählt [12]. Zirkon entwickelt meist tafelige bis prismatische Kristalle mit quadratischem Querschnitt und oktaedrischen Kristallenden (Abbildung 2). In reiner Form ist Zirkon farblos und durchsichtig. Durch vielfache Lichtbrechung aufgrund von Gitterbaufehlern oder polykristalliner Ausbildung kann es aber auch weiß erscheinen und durch Fremdbeimengungen eine graue, gelbliche, rosa bis rötlichbraune, grüne oder blaue Farbe annehmen, wobei die Transparenz entsprechend abnimmt.

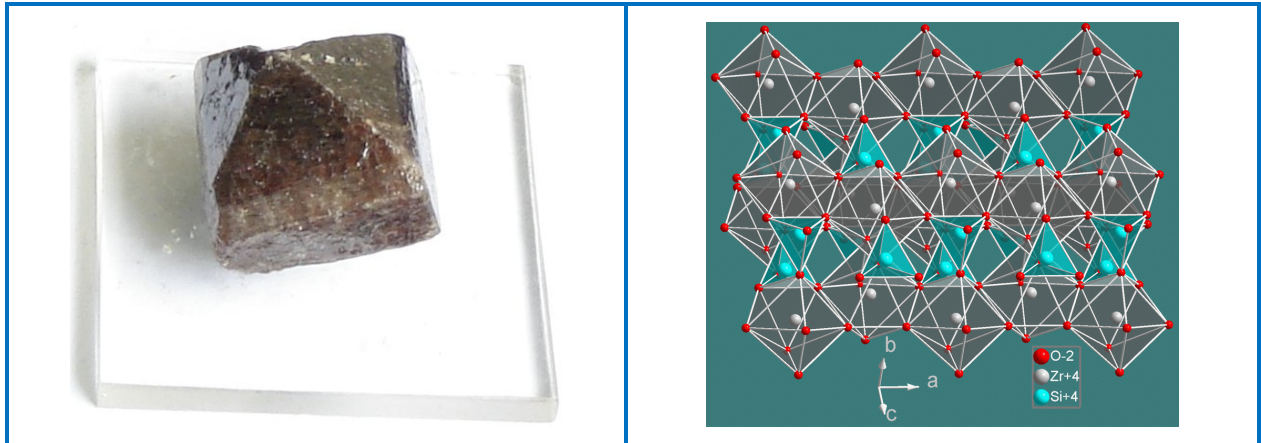


Abbildung 2: Zirkon

[Links: Kristall; Rechts: Kristallstruktur von  $ZrSiO_4$ ]

Quelle: [13, 14] (als gemeinfrei lizenziert)

Zirkoniumdioxid ist diamagnetisch, gegen Säuren und Alkalilaugen sehr beständig und hat eine hohe Widerstandsfähigkeit gegen chemische, thermische und mechanische Einflüsse. Zirkoniumdioxid ist damit eine Hochleistungskeramik, also ein nicht metallischer, anorganischer Werkstoff, und gehört zu der Gruppe der Oxidkeramiken [3, 10, 15].

## 2.2 Vorkommen

### 2.2.1 Geologisches Vorkommen

Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) ist nach Zirkon die in der Natur häufigste Verbindung des Elementes Zirkonium (Abbildung 3). Als Ausgangsprodukt für die Herstellung von Zirkoniumdioxid wird Zirkon ( $ZrSiO_4$ ) verwendet. Dieser Silikatsand wird durch Wasch-, Reinigungs- und Calcinationsprozesse von Verunreinigungen getrennt und in Zirkoniumdioxid überführt.

Das Element Zirkonium ist in geringen Mengen in der Natur anzutreffen und stellt etwa 0,016 % der Erdkruste dar [12]. Zirkonium kommt selten als Reinstoff vor, sondern tritt am häufigsten als Teil verschiedener Minerale auf, am häufigsten in Zirkon ( $ZrSiO_4$ ); von diesem Mineral wurde auch die chemische Bezeichnung des Elementes Zirkonium abgeleitet. Eine ebenfalls in freier Natur anzutreffende Verbindung des Elementes Zirkonium ist Baddeleyit. Baddeleyit ist eine Verbindung von Zirkonium mit Sauerstoff, allerdings in einer von Zirkoniumdioxid abweichenden Modifikation, die in dieser Form gegenwärtig keine Anwendung findet [12].

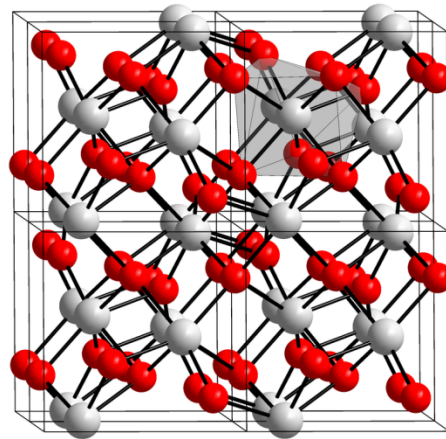


Abbildung 3: Monokline Kristallstruktur von Zirconiumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ )

[Die roten Kugeln symbolisieren die  $\text{O}^{2-}$ -Ionen und die grauen Kugeln die  $\text{Zr}^{4+}$ -Ionen]

Quelle: [16] (als gemeinfrei lizenziert)

### 2.2.2 Vorkommen in Pflanzen, Tieren und Menschen

Zirconium ist ein korrosionsbeständiges Schwermetall, von dem bisher keine toxischen, aber auch keine essenziellen Eigenschaften bekannt sind. Im menschlichen Organismus wurde Zirconium nur in sehr geringen Mengen gefunden (durchschnittlich 4 mg/kg Körpergewicht) [17]. Täglich nimmt ein Mensch circa 4,15  $\mu\text{g}$  Zirconium auf, davon 3,5  $\mu\text{g}$  aus dem Essen und 0,65  $\mu\text{g}$  aus dem Wasser [17]. Zirconium ist in der Natur weitverbreitet und wird in fast allen Organismen gefunden, zum Beispiel: 2,86  $\mu\text{g/g}$  in Weizen, 3,09  $\mu\text{g/g}$  in Naturreis, 0,55  $\mu\text{g/g}$  in Spinat, 1,23  $\mu\text{g/g}$  in Eiern und 0,86  $\mu\text{g/g}$  in Rinderhack [17]. Des Weiteren wird Zirconium als Aluminium-Zirconium-Tetrachlorhydrat in kommerziellen Produkten wie Deodorants und zur Wasserreinigung verwendet [18].

### 2.3 Technische Gewinnung

Zirconiumdioxid wird in einem relativ komplizierten Verfahren hergestellt: Zunächst wird das in der Natur vorkommende Zirconiumsilikat ( $\text{ZrSiO}_4$ ) abgebaut. Die größten Zirkonabbaugebiete befinden sich gegenwärtig in Australien und in Südafrika. Hier findet sich Zirkon in sogenannten ‚Seifenlagerstätten‘ – in Ablagerungen von verwittertem Gestein, Kies und Sand [12]. Nach dem Abbau wird Zirkon auf chemischem Weg in reines Zirconium (Zr) umgewandelt und erst anschließend zu Zirconiumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ) oxidiert. Insgesamt werden nur etwa fünf Prozent des abgebauten Minerals zu reinem Zirconium verarbeitet.

Zirkoniumdioxid ist ein gegenüber Säuren und Laugen außergewöhnlich beständiges Material. Die chemische Reaktivität hängt von der jeweiligen Vorbehandlung des Zirkoniumdioxids ab. Zu den weiteren günstigen Eigenschaften des Zirkoniumdioxids zählen seine hohe Härte und Festigkeit, seine niedrige Löslichkeit und die geringe Wärmeleitfähigkeit.

Zirkoniumdioxid kommt – abhängig von der Temperatur und anderen Begleitumständen – in drei verschiedenen Kristallmodifikationen vor, der monoklinen, tetragonalen und kubischen Phase, wobei die tetragonale und kubische Phase nur durch entsprechende Zusätze (Beimischungen verschiedener anderer Metalloxide) bei Raumtemperatur stabil bleiben. Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids ist abhängig von der jeweiligen Modifikation sowie von eventuellen Zusätzen [15, 19, 20].

**Fazit:** Zirkonium (Zr) als Rohmaterial ist ein relativ weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall. Das in der Zahnmedizin eingesetzte Oxid dieses Metalls, Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ), wird in einem umfangreichen und teuren Prozess gewonnen und in hochreinem Zustand für Medizinprodukte verwendet.

### 3 Eigenschaften

#### 3.1 Kristallstruktur

Reines Zirkoniumdioxid ist bei Umgebungstemperatur amorph [21]. Nach einem Schmelzvorgang kristallisieren in der Abkühlungsphase jeweils verschiedene Gitterstrukturen: die monokline, die tetragonale und die kubische Phase [19]. Bei einer Temperatur ab 2.680 °C kristallisiert die kubische Phase. Bei einer Temperatur von circa 300 °C weniger – ab einer Temperatur von 2.370 °C – wandelt sich die kubische Phase in die tetragonale Phase um, und nach einem weiteren Absinken der Temperatur (um 1.200 °C) tritt ab 1.170 °C die monokline Phase des Zirkoniumdioxids ein (Abbildung 4).

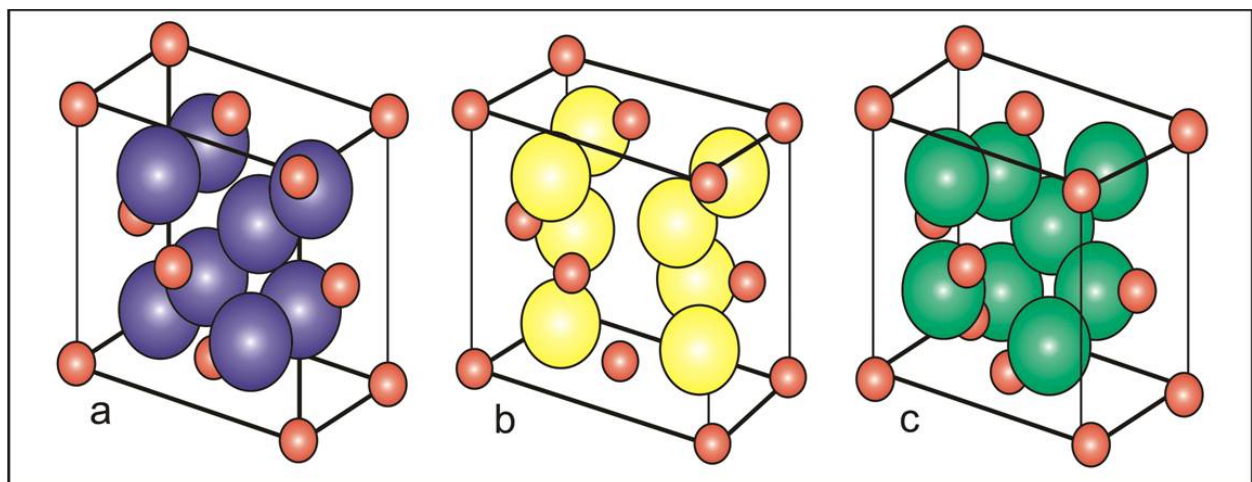


Abbildung 4: Kristallstrukturen des monoklinen (a), tetragonalen (b) und kubischen (c) Zirkoniumdioxids  
[Die blauen (a), gelben (b) und grünen (c) Kugeln repräsentieren die  $O^{2-}$ -Ionen, während die rötlichen Kugeln die  $Zr^{4+}$ -Ionen symbolisieren.]

Quelle: [22]

##### 3.1.1 Monokline Kristallform

Die in der Natur am häufigsten vorkommende Form des Zirkoniumdioxids ist die monokline Kristallstruktur. Das entsprechende Mineral ist der Baddeleyit (Abbildung 5).



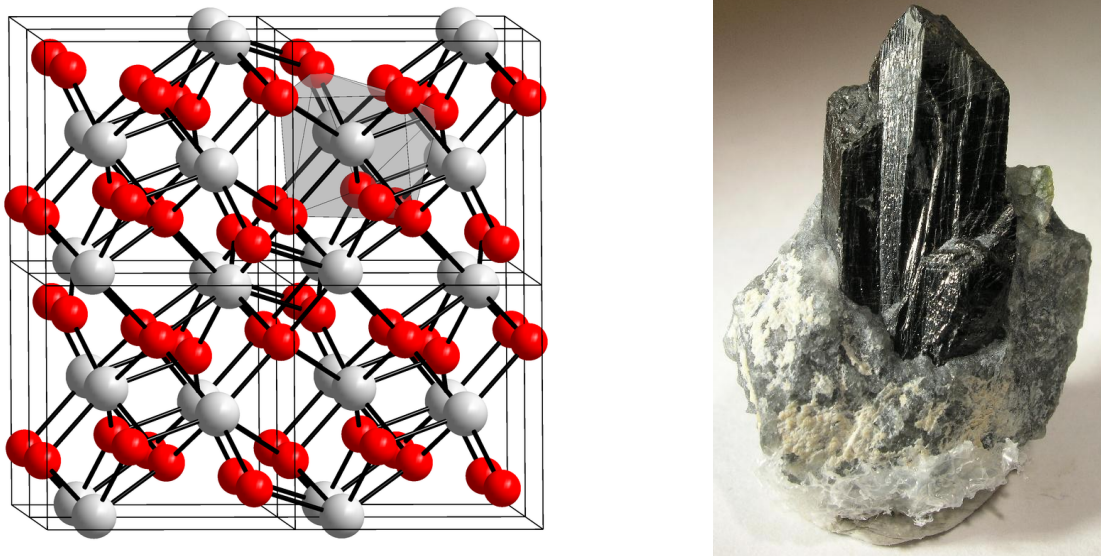


Abbildung 5: Monokline Kristallstruktur (links) des Minerals Baddeleyit (rechts)  
 [Die roten Kugeln symbolisieren die  $O^{2-}$ -Ionen und die grauen Kugeln die  $Zr^{4+}$ -Ionen.]

Quelle: [16, 23] (als gemeinfrei lizenziert)

### 3.1.2 Tetragonale Kristallform

Mischungen aus 97 % Zirkoniumdioxid mit 3 % Yttrium(III)-oxid kristallisieren im tetragonalen Kristallsystem und verfügen über die feinste Korngröße (Abbildung 6). Die mechanischen, elektrischen und thermischen Eigenschaften von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in der tetragonalen Phase finden sich in Tabelle 3.

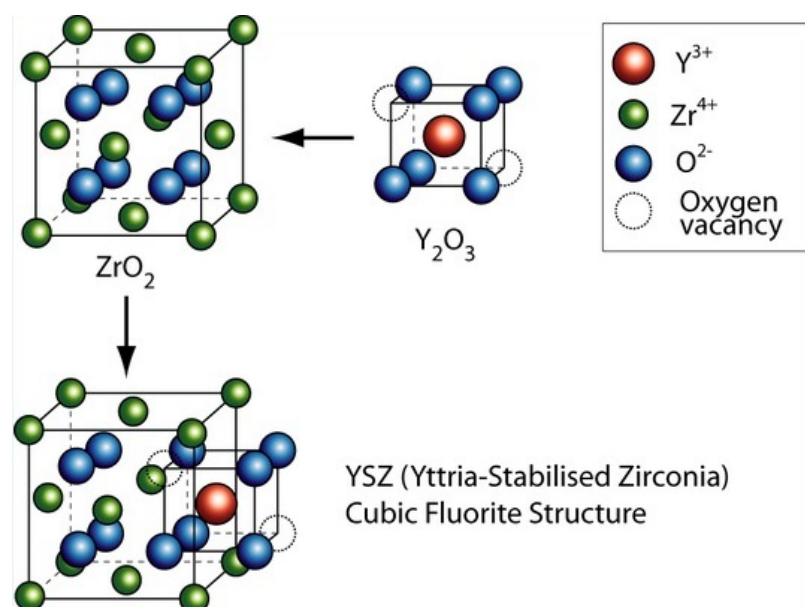


Abbildung 6: Mit Yttrium(III)-oxid (= Yttria) stabilisiertes Zirkoniumdioxid.

Quelle [24] (als gemeinfrei lizenziert)

Tabelle 3: Eigenschaften von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in der tetragonalen Kristallphase.

[Wenn nicht anders angegeben, entsprechen die Werte den Messwerten bei Raumtemperatur]

Quelle: [25]

<b>Eigenschaft</b>	<b>Wert</b>
<b>Allgemein</b>	
Chemische Formel	ZrO <sub>2</sub> -Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
<b>Mechanisch</b>	
Dichte	6,04 g/cm <sup>3</sup>
Härte nach Knoop	1.300–1.600 HK (Härte nach Knoop)
<b>Härte nach Vickers</b>	1200 HV10
Elastizitätsmodul	200–207 GPa
Biegefestigkeit	895–1.035 MPa
Druckfestigkeit	2.480–4.830 MPa
Poissonzahl	0,23–0,32
Bruchzähigkeit	7–13 MPa · √m
<b>Elektrisch</b>	
Durchschlagfestigkeit	50 kV/mm
Dielektrizitätskonstante	26,0 (bei 1 MHz)
Spezifischer Durchgangswiderstand	> 10 <sup>13</sup> Ω/cm oder Ω cm <sup>-1</sup>
<b>Thermisch</b>	
Wärmeausdehnungskoeffizient	7–12 x 10 <sup>-6</sup> /K (abhängig vom vorliegenden Kristallgitter)
Wärmeleitfähigkeit	1,8–2,9 W/mK
Thermoschockbeständigkeit	350 °C Diff.
Maximale Verarbeitungstemperatur	2.400 °C

### 3.1.3 Kubische Kristallform

Das kubische Kristallsystem umfasst alle Punktgruppen, die in vier unterschiedlichen Richtungen jeweils eine dreizählige Dreh- oder Drehinversionsachse besitzen. Diese vier dreizähligen Achsen verlaufen in kubischen Kristallen entlang der vier Raumdiagonalen der Elementarzellen, deren Gestalt einem Würfel entspricht. Eine Punktgruppe ist ein spezieller Typus einer Symmetriegruppe, die sich dadurch auszeichnet, dass es einen Punkt gibt, der durch alle Symmetrieeoperationen der Punktgruppe wieder auf sich selbst abgebildet wird [12].

Zirkoniumdioxid in der kubischen Kristallphase wird unter dem Trivialnamen ‚Zirkonia‘ häufig für Schmuck verwendet (Abbildung 7).



Abbildung 7: In Brillantschliff geschliffenes kubisches Zirkoniumdioxid

Quelle: [26] (als gemeinfrei lizenziert)

### 3.1.4 Stabilisierung

#### 3.1.4.1 Definition

Zirkoniumdioxid tritt in monokliner, tetragonaler und kubischer Kristallmodifikation auf (Abbildung 4). Für dicht gesinterte Bauteile eignen sich die kubische und/oder tetragonale Phase [27]. Um die kubische Hochtemperaturmodifikation von Zirkoniumdioxid bei Raumtemperatur zu stabilisieren, müssen dem Zirkoniumdioxid Stabilisatoren (bestimmte Metalloxide) zugefügt werden. Die Stabilisierung dient also der Verhinderung der Phasenumwandlung durch das Ersetzen von Zirkonium-Ionen durch die Ionen des Stabilisators [28]. Da die Ionen des Stabilisators eine geringere elektrische Ladung aufweisen als auf teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid basierende Werkstoffe, entstehen Leerstellen im Teilgitter der Sauerstoffionen. Bei höheren Temperaturen besetzen Sauerstoffionen diese Lücken, wodurch neue Lücken

entstehen und so zu einem sogenannten Feststoffelektrolyten mit Sauerstoff-Ionen-Leitfähigkeit führen [28].

Um eine Kristallisation in der kubischen Phase bei Raumtemperatur zu verhindern, genügt ein Anteil von mindestens 16 Mol-% Calciumoxid (CaO), 16 Mol-% Magnesiumoxid (MgO) oder mindestens 9-9,5 Mol-% Yttrium(III)-oxid ( $Y_2O_3$ ) bei Temperaturen über 900 °C. Bei geringeren Yttrium(III)-oxid-Konzentrationen formieren sich metastabile Phasen und Mischkristalle aus der kubischen und monoklinen Phase. Sie erzeugen eine innere Vorspannung im Gefüge und sorgen für eine hohe thermische Wechselbeständigkeit [27].

### 3.1.4.2 Mechanismus

Die Phasenumwandlungsverstärkung (Stabilisierung der tetragonalen Phase) ermöglicht das Maßschneiden von Keramikwerkstoffen mit gewünschter Festigkeit. Dabei werden tetragonale Teilchen unterhalb einer kritischen Größe ( $< 1 \mu\text{m}$ ) in einem dicht gesinterten Gefüge beim Abkühlen bis zur Raumtemperatur in dieser Form erhalten. Dieses ist jedoch metastabil [28], d. h., bei Zufuhr von Energie wandelt es sich in andere Kristallformen um.

Ein unter Belastung auftretender Mikroriss provoziert bei den metastabilen Teilchen die Umwandlung in die stabile monokline Modifikation. Diese energiefreisetzende Umwandlung verlangsamt das weitere Wachstum des Risses oder spaltet den Riss in kleinere, weniger gefährliche Risse auf, wodurch eine erhöhte Festigkeit erreicht wird. Die realisierbare Festigkeitsgrößenordnung hängt vom Umwandlungspotenzial dieser metastabilen Teilchen ab. Dazu gehören deren innere Struktur mit den jeweiligen Stabilisatorionen, ihre Größe und ihre Gefügematrix. Das Umwandlungspotenzial wird beeinflusst von Art und Menge des Stabilisators, der Teilchengröße des Ausgangsmaterials, den Restverunreinigungen und der Temperaturführung beim Aufheizen, Sintern und Abkühlen [28].

Der stabilisierende Effekt beruht auf der Volumenzunahme bei der Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin. Die monokline Phase ist um etwa 3 % voluminöser als die tetragonale. Durch die Volumenzunahme wird dem Risswachstum, welcher das Material unter Zugspannung setzt, eine Druckspannung entgegengesetzt, die ein Weiterwachsen des Risses verhindert [28].

### 3.1.4.3 Teilstabilisierung

Am vorteilhaftesten hat sich die Teilstabilisierung des Zirconiumdioxids mit Yttrium(III)-oxid ( $Y_2O_3$ ) erwiesen – wobei darauf hinzuweisen ist, dass der Volumenanteil des Yttrium(III)-oxids einen entscheidenden Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Keramik hat, sodass die jeweils beigefügte Menge exakt anzugeben und einzuhalten ist.

Tetragonales Zirconiumdioxid, mit 3 % Yttrium(III)-oxid stabilisiert (teilstabilisiertes Zirconiumdioxid), ist das gegenwärtig routinemäßig angewendete Material für biomedizinische Anwendungen und wird bezüglich seiner Festigkeit und Zähigkeit insbesondere in der rekonstruktiven Zahnmedizin als Goldstandard angesehen [21].

Zirconiumdioxid ist nach Zugabe von 3 % Yttrium(III)-oxid ( $Y_2O_3$ ) eine feinkörnige Keramik aus kleinen metastabilen tetragonalen Körnern. Die im Vergleich zu anderen dentalen Keramiken deutlich erhöhten mechanischen Eigenschaften des teilstabilisierten Zirconiumdioxids wurden wiederholt bestätigt [29]. Allerdings müssen Kronen- und Brückengerüste aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid bislang verblendet werden, um den hohen ästhetischen Ansprüchen zu genügen, da dieses Material – obwohl weiß und hochpoliert – opak und somit als Fremdkörper im Vergleich zu natürlichen Zähnen erkennbar ist.

LARSSON und WENNENBERG haben 2014 die hohe Erfolgsrate von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid-Kronen, die auf Zahnstümpfen oder auf Implantaten befestigt wurden, bestätigt (Erfolgsraten von 96 % bzw. 97 %) [30]. Ähnlich günstige Eigenschaften zeigte ein mit Ceroxid ( $Ce_2O_3$ ) teilstabilisiertes Zirconiumdioxid [31]. Auch hier ist die Menge des dem Zirconiumdioxid beigefügten Stabilisators ein Faktor, der einen erheblichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Werkstoffs hat und bei der Materialbeschreibung bzw. bei Materialvergleichen stets exakt zu definieren ist.

Unter Teilstabilisierung von Zirconiumdioxid wird die Stabilisierung der tetragonalen Gitterstruktur bei Raumtemperatur verstanden. Das teilstabilisierte Zirconiumdioxid liegt hier vollständig in der tetragonalen Gitterstruktur vor. Diese ist nicht mit der Vollstabilisierung, die im folgenden Kapitel beschrieben wird, zu verwechseln.

### 3.1.4.4 Vollstabilisierung

Beim vollstabilisierten Zirconiumdioxid bleibt durch den Einbau von Fremdoxiden in das Kristallgitter die kubische Hochtemperaturstruktur auch nach dem Abkühlen bis auf

Raumtemperatur erhalten. Der für den technischen Einsatz störende Volumensprung zwischen der monoklinen und tetragonalen Phase findet beim vollstabilisierten Zirkondioxid nicht statt [27].

Unterschieden werden die folgenden Varianten von vollstabilisiertem Zirkondioxid [32, 33]:

- 8YSZ: mit 8 Mol-% Yttrium(III)-oxid vollstabilisiertes Zirkondioxid
- 8YDZ: 8–9 Mol-% Yttrium(III)-oxid-dotiertes teilstabilisiertes Zirkondioxid; dieses Material ist nicht vollständig stabilisiert und zerfällt bei sehr hohen Temperaturen. Im Unterschied zu 8YSZ wird hier das Yttrium(III)-oxid über eine Dotierung in die obersten Schichten eingebracht [32-34]. Das ‚D‘ im Kürzel steht für Dotierung. Dabei werden die Fremdatome nur in die oberflächliche Schicht eingebracht. Unter Degradation wird eine deutliche Vergrößerung der tetragonalen Bereiche verstanden. Diese Vergrößerung geht mit einer Zersetzung des kationischen Untergitters auf der Nanoskala einher, was zur Abreicherung von Yttrium(III)-oxid in den tetragonalen Regionen führt.

**Fazit:** Teilstabilisiertes Zirkondioxid tritt in monokliner, tetragonaler und kubischer Modifikation auf. Beim Abkühlvorgang einer reinen Schmelze aus teilstabilisiertem Zirkondioxid kristallisiert ab einer Temperatur von 2.680 °C zuerst die kubische Phase aus, die sich dann bei 2.370 °C in die tetragonale Phase umwandelt. Bei einer Temperatur von 1.170 °C findet schließlich die Umwandlung in die monokline Phase statt, in welcher teilstabilisiertes Zirkondioxid dann bei Raumtemperatur vorliegt. Die Umwandlung in der Abkühlphase kann jedoch durch die Zugabe von Oxiden vermieden werden, die in das Kristallgitter des teilstabilisierten Zirkondioxids eingebaut werden. Das Gefüge wird dadurch auch bei Raumtemperatur in dem gewünschten tetragonalen bzw. in dem kubisch-tetragonalen Zustand eingefroren. Die Stabilisierung hängt von der Art und Konzentration des zugegebenen Oxids ab.

Bei niedrigen Temperaturen transformiert teilstabilisiertes Zirkondioxid allmählich von der tetragonalen in die monokline Phase (sogenannte LTD = low temperature degradation) und dabei verringern sich dessen mechanische Eigenschaften. Dieser Prozess wird auch als Alterung des teilstabilisierten Zirkondioxids bezeichnet. Teilstabilisiertes Zirkondioxid degradiert langsamer als reines Zirkondioxid. Verschiedene Faktoren (Temperatur und das Prozedere bei der Sinterung, Oberflächenbehandlung; Sterilisation von Produkten aus teilstabilisiertem

Zirkoniumdioxid im Autoklav; physiologische Belastung u. a.) können die LTD auslösen bzw. beschleunigen.

### **3.2 Physikalische Eigenschaften des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids**

Bei der Charakterisierung dentaler Werkstoffe – etwa bei Vergleichen der Eignung für bestimmte Gerüstformen – sind insbesondere folgende Eigenschaften von Bedeutung, die anhand bestimmter Prüfungen ermittelt werden können:

- Festigkeit
- Riss-/Bruchzähigkeit
- Weibull-Modul
- Härte
- Wärmeausdehnungskoeffizient
- Alterungsrate

#### **3.2.1 Festigkeit**

Die Festigkeit eines Werkstoffes beschreibt die maximal aufbringbare Beanspruchbarkeit durch mechanische Belastungen, bevor es zu einem Versagen kommt, und wird angegeben als mechanische Spannung (Kraft pro Querschnittsfläche; MPa = N/mm<sup>2</sup>).

##### **3.2.1.1 Elastizitätsmodul**

Zur Beschreibung des Zusammenhanges zwischen Dehnung und Spannung bei der Verformung eines festen Körpers wird der Elastizitätsmodul als Materialkennwert verwendet. Der Absolutbetrag des Elastizitätsmoduls ist proportional zum Widerstand, den ein Material seiner elastischen Verformung entgegensetzt [9]. Der Elastizitätsmodul von Keramiken liegt zwischen 160 GPa und 440 GPa [35].

##### **3.2.1.2 Bruchfestigkeit**

Die Bruchfestigkeit gibt jene mechanische Spannung an, die unter gleichmäßiger Steigerung der Belastung bei einem Bauteil zum Bruch führt. Die Bruchfestigkeit von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid liegt bei 1.000–2.000 N [36].

### 3.2.1.3 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit eines Materials stellt die maximale nominale Randfaserspannung dar, welche das untersuchte Material bei Biegebeanspruchung ertragen kann, bevor es versagt. Gerade im Bereich der dentalen Keramik ist dieser Wert von größter praktischer und klinischer Bedeutung.

Für die Bestimmung der Biegefestigkeit von Materialien gibt es zwei Hauptverfahren: den uniaxialen und den biaxialen Biegetest.

Zur Ermittlung der Biegefestigkeit stehen gemäß ISO 6872 [37] unterschiedliche Tests zur Verfügung. Zu den am häufigsten angewendeten Tests zählt der biaxiale Bruchversuch (biaxial flexural strength-test, BFS). Die Messungen werden in der Regel gemäß ISO 6872 [37] mit einer Universalprüfmaschine und einer Traversengeschwindigkeit von 0,5 mm/min durchgeführt. Die Belastung zum Zeitpunkt des Bruchs entspricht der Biegefestigkeit. Zur ergänzenden Beurteilung der ermittelten Resultate wird meist auch der Weibull-Modul berechnet [29].

Die Biegefestigkeit von teilstabilisiertem Zirkondioxid liegt bei etwa 75.0 MPa [38]. Für eine Bewertung oder einen Vergleich von Biegefestigkeiten ist es unerlässlich, anzugeben, welcher Biegetest durchgeführt wurde, da die verschiedenen Prüfmethoden unterschiedliche Werte ergeben.

#### 3.2.1.3.1 Uniaxialer Biegetest (3-Punkt und 4-Punkt Test)

Für den uniaxialen Test werden balkenförmige Proben mit einem rechteckigen Querschnitt an zwei Punkten gestützt. Die Traglast wirkt vertikal auf einen weiteren Punkt („Drei-Punkt-Biegetest“) oder auf zwei weitere Punkte („Vier-Punkt-Biegetest“) [39].

#### 3.2.1.3.2 Biaxialer Biegetest

Alternativ zum uniaxialen Biegetest kann gemäß ISO 6872 [37] der biaxiale Test angewendet werden; dieser wurde speziell für die Bestimmung der Biegefestigkeit von Keramikwerkstoffen entwickelt [39]. Bei diesem Verfahren wird ein dünnes Plättchen aus dem zu untersuchenden Material von einem Ring oder von drei Kugeln gestützt und mittig durch einen Kolben belastet.

Die ISO 6872 empfiehlt sowohl die beiden uniaxialen als auch den biaxialen Biegetest zur Beurteilung dentaler Keramikmaterialien [37].



Biaxiale Biegetests kommen sehr häufig zum Einsatz für vergleichende Analysen von Werkstoffen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Exemplarisch wurden in Tabelle 4 einige Studien zusammengefasst.

Tabelle 4: Studien zum Vergleich von dentalen Werkstoffen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, die auf biaxialen Biegeversuchen basierten

Quelle: Eigene Darstellung

<b>Autor</b>	<b>Testmaterial</b>	<b>Prozedere</b>	<b>Ergebnis</b>
COSTA et al. 2014 <b>[40]</b>	Vita VM9 Verblendkeramik	Biaxialer Biegeversuch	Die Anwendung von Panavia-21-Befestigungskomposit zum Anbringen der Verblendkeramik auf das Keramikgerüst führte zu einer signifikanten Verfestigung der Verblendkeramik. Ein Verkleben mit dem Y-TZP-Kern führte zu einer weiteren signifikanten Verfestigung der Verblendkeramik.
KVAM et al. 2013 <b>[41]</b>	Y-TZP „Denzir“ Mg-PSZ „Denzir M“ Y-TZP „Cercon Base“	Biaxialer Biegeversuch	Y-TZP Materialien zeigten die höchste biaxiale Biegefestigkeit. Eine einwöchige Immersion der Materialien in heiße, vierprozentige Essigsäure schwächte alle drei Materialien um 100–200 MPa.
SONG et al. 2013 <b>[42]</b>	Y-TZP mit unterschiedlichen Oberflächenmodifikationen	Biaxialer Biegeversuch	Y-TZP mit luftgetragenem Partikelabrieb erhöhte die biaxiale Biegefestigkeit im Vergleich zu unbehandeltem Y-TZP.

XU et al. [39] untersuchten an fünf auf teilstabilisierten Zirkoniumdioxid basierten Keramikproben (drei herkömmliche Y-TZP-Keramiken und zwei hoch transluzente TZP-Keramiken) die Biegefestigkeiten, die anhand der drei verschiedenen Tests gemessen wurden.

Die Proben waren jeweils entsprechend den Anweisungen der Hersteller und der ISO-6872 hergestellt worden. Für die beiden uniaxialen Biegeversuche wurden balkenförmige Proben in der Größe 4,0 x 3,0 x 42 mm bzw. die kurze Form mit den Maßen 40 x 1,2 x 14 mm erstellt. Für den biaxialen Biegetest wurden 1,2 mm dicke Plättchen von 12 mm Durchmesser hergestellt. Die Messungen ergaben, dass bei den Proben, die mit dem biaxialen Biegetest gemessen wurden, eine höhere Biegefestigkeit ermittelt wurde als bei den Proben, die mit dem uniaxialen Drei-Punkt-Biegetest gemessen wurden; diese Messwerte waren wiederum höher als bei der Bestimmung der Biegefestigkeit anhand des uniaxialen Vier-Punkt-Biegetests. Die Autoren stellen fest, dass die Unterschiede bei den uniaxialen Testverfahren auf die an den Kanten der Balken auftretenden Defekte (edge-flaws) zurückzuführen sind, während beim biaxialen Test die edge-flaws das Resultat nicht beeinflussen können, da sie im Bereich des geringsten Stresses liegen. Sowohl beim Variationskoeffizient als auch beim Weibull-Modul seien beim biaxialen Biegetest geringere Werte berechnet worden, was auf eine höhere Zuverlässigkeit der mit dem biaxialen Biegetest ermittelten Resultate hinweist [39].

### 3.2.2 Riss- bzw. Bruchzähigkeit

Die Riss- bzw. Bruchzähigkeit, also der Widerstand, welchen das untersuchte Material gegen die Fortschreitung eines bereits entstandenen Risses entgegensetzt, ist bei Metallen mit Werten von ca. 60 MPa bis  $120 \text{ MPa} \cdot \sqrt{m}$  deutlich höher als bei anderen Dentalkeramiken, von denen einige nur einen Wert von  $1 \text{ MPa} \cdot \sqrt{m}$  aufbringen [9, 19].

Unter den Keramikwerkstoffen weist teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid zwar die höchsten Bruchzähigkeitswerte auf ( $10 \text{ MPa} \cdot \sqrt{m}$ ), doch reichen diese nicht im Mindesten an die Werte der Dentallegierungen heran.

Ein dauerhaft festes Produkt aus Oxidkeramiken kann daher in der Regel nur durch fehlerfreies und sorgfältiges, vorsichtiges Vorgehen bei der Bearbeitung der Restaurationen hergestellt werden. Immerhin sind die Oxidkeramiken (Aluminiumoxid,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid) diejenigen Verbindungen, die unter den Dentalkeramiken die höchste Riss- bzw. Bruchzähigkeit aufweisen [9, 19]. Keramische Gerüste müssen daher stärker modelliert werden, als ein Vergleich mit den Werten von Dentallegierungen vermuten ließe.

Die Bruchzähigkeit hängt vom Spannungszustand, der Geometrie und der Größe eines Risses ab [43]. Um diesen kritischen Spannungsintensitätsfaktor zu bestimmen, wurden diverse Verfahren entwickelt, deren Vor- und Nachteile in Tabelle 5 zu finden sind.

Tabelle 5: Übersicht über verschiedene Methoden zur Bestimmung der Bruchzähigkeit

Quelle: [43]

Verfahren	Vorteile	Nachteile
<b>Single-Edge-V-Notched-Beam (SEVNB)</b>	einfache Prüfkörperherstellung geringe Kosten benötigt keine fortgeschrittenen fraktrografischen Kenntnisse	nicht für Y-TZP geeignet korrekte Kerbung schwierig zu erreichen R-Kurven-unempfindlich
<b>Single Edge Precracked Beam (SEPB)</b>	für Y-TZP geeignet scharfe Anrisse R-Kurven empfindlich	Durchführung des Anrisses schwierig
<b>Surface Crack in Flexure (SCF)</b>	für Y-TZP geeignet scharfe, klinisch relevante Anrisse R-Kurven empfindlich	fraktrografische Expertise gefragt vorsichtiges Schleifen zur Entfernung von Restspannungen benötigt spiegelglattes Polieren
<b>Chevron Notch Beam (CNB)</b>	für Y-TZP geeignet keine Anrissvermessung	Kerbherstellung schwierig benötigt spezielle Ausstattung benötigt stabiles Risswachstum stabiles Risswachstum bei Auslenkung > 0,008 mm/s schwierig zu ermitteln Riss muss der Kerbgeometrie folgen
<b>Indentation Fracture (IF)</b>	einfache Durchführung mehrere Messungen pro Prüfkörper möglich für vorläufige Untersuchungen geeignet relativ nicht zerstörend örtliche begrenzte Messung dünne Prüfkörperabmessungen verwendbar	Schwierigkeiten bei der Rissvermessung Existenz verschiedener Formeln sensibel für langsames Risswachstum Formel enthält empirische Konstante liefert uneindeutige Werte benötigt spiegelglattes Polieren

Bei der Single-Edge-V-Notched-Beam- (SEVNB-)Methode wird eine circa 0,5 mm tiefe Kerbe mit einem diamantbeschichteten Messer in das zu testende Material geritzt. Danach wird die Bruchzähigkeit bestimmt. Die SEVNB-Methode ist benutzerfreundlich, einfach und kostengünstig durchzuführen, sie ist verlässlich, genau und standardisierbar [44, 45].

Die Single-Edge-Pre-cracked-Beam- (SEPB-)Methode beginnt mit der Erzeugung eines geraden Durchbruchs von einer bestehenden Kerbe. Der gerade Durchbruch wird erzeugt, indem eine Biegebelastung auf eine kontrolliert erzeugte Kerbe im Prüfkörper aufgebracht wird. Die senkrecht auf die Kerbe aufgewendete Kraft erzeugt ein stetiges Wachstum der bestehenden Kerbe bis zum finalen Bruch. Mit der Methode können anatomisch auftretende Kerben simuliert werden, allerdings ist sie schwierig durchführbar und gilt als unzuverlässig [44, 45].

Die Surface-Crack-in-Flexure- (SCF-)Methode untersucht das Bruchverhalten von einem Riss in klinisch relevanter Größe und die Chevron-Notch-Beam- (CNB-)Methode ist technisch noch anspruchsvoller als die anderen Verfahren [44, 45].

Beim Indentation-Fracture- (IF-)Verfahren, auch ‚Vickers indentation fracture‘ genannt, wird keine Kerbe vorerzeugt, sondern ein Eindruck mithilfe eines Härtestempels nach VICKERS in das Material eingebracht. Dann werden die an den Ecken des quadratischen Eindruckes entstandenen Risse miteinander verglichen. Diese Methode gilt ebenfalls als sehr unzuverlässig [46].

### 3.2.3 Weibull-Modul

Der Weibull-Modul zählt zu den charakterisierenden Eigenschaften keramischer Werkstoffe [10]. Im Unterschied zur Gaußschen Verteilung der Festigkeitswerte bei Metallen sind die Festigkeitswerte bei Keramiken nicht symmetrisch verteilt; die Streuung der berechneten Mittelwerte bei keramischen Werkstoffen ist daher hoch. Diesem Umstand trägt der Weibull-Modul  $m$  Rechnung. Ein hoher Weibull- $m$ -Wert weist auf eine hohe Homogenität und eine größere Zuverlässigkeit der ermittelten Werte hin. Die Weibullsche ‚charakteristische Festigkeit‘ der untersuchten Proben gibt den Wert wieder, bei dem 63,2 % aller Fälle in der bewerteten Gruppe versagen [29]. In Tabelle 6 finden sich die biaxialen Festigkeiten, der Weibull-Modul und die Weibullschen charakteristischen Festigkeiten diverser handelsüblicher Materialien aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid.

Tabelle 6: Biaxiale Biegefestigkeiten (BBF), Weibull-Modul (m-Werte) und Weibullsche charakteristische Festigkeit diverser Materialien aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid der restaurativen Zahnheilkunde

[MW = Mittelwert, Stabw = Standardabweichung, KI = Konfidenzintervall]

Quelle: [29]

Testmaterialien	BBF (MW ± Stabw, MPa)	Weibull-Modul, <i>m</i> -Wert (95%-KI)	Weibull-charakteristische Festigkeit (95%-KI, MPa)
<b>Cerabien ZR</b>	489.56 ± 67.00	8.6 (5.1–16.0)	517.7 (430.3–649.7)
<b>Lava Ceram</b>	602.55 ± 76.31	14.3 (8.5–26.5)	650.1 (540.4–815.9)
<b>Cercon Ceram Kiss</b>	705.94 ± 65.89	12.5 (7.4–23.2)	735.2 (611.1–922.7)
<b>IPS e.max Ceram</b>	496.94 ± 64.78	9.2 (5.5–17.1)	523.7 (435.3–657.2)
<b>VITA VM9</b>	483.72 ± 67.37	7.6 (4.5–14.1)	541.9 (450.4–680.0)

### 3.2.4 Härte

Als Härte wird der mechanische Widerstand verstanden, den ein Werkstoff der mechanischen Eindringung eines anderen Körpers entgegensetzt. Gleichzeitig ist die Härte ein Maß für das Verschleißverhalten von Materialien.

Bei der Härteprüfung nach Vickers wird eine gleichseitige Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 136° unter einer festgelegten Prüfkraft in das Werkstück eingedrückt. Aus der mittels eines Messmikroskops festgestellten Länge der Diagonalen des bleibenden Eindrucks wird die Eindruckoberfläche errechnet (Abbildung 8). Das Verhältnis von Prüfkraft in der Einheit Newton zur Eindruckoberfläche (*d* in Millimetern) ergibt mit dem Faktor 0,1891 multipliziert die Vickershärte (HV) [47].

Eine Modifikation der Härteprüfung nach Vickers ist die Härteprüfung nach Knoop, bei welcher die Diamantpyramide eine rhombische Form aufweist. Die Spitzenwinkel betragen 172,5° für die lange und 130° für die kurze Seite, wobei nur die lange Diagonale des Eindrucks gemessen wird. Die Härteprüfung nach KNOOP (HK) wird häufig bei spröden Materialien wie Keramik oder Sinterwerkstoffen verwendet [47].

Natürlicher Zahnschmelz weist eine durchschnittliche Härte nach Knoop von 343 HK auf, während die meisten Oxidkeramiken eine durchschnittliche Härte nach Knoop von 1.000–1.500

HK aufweisen [48, 49]. Die in der Zahntechnik ebenfalls häufig verwendete Vickers-Härte beträgt für natürlichen Zahnschmelz 340 HV und für die meisten Oxidkeramiken 1.200 HV [50].

In der Zahnheilkunde ist es üblich, die Härte nicht mit Kraft pro Fläche (Einheit: MPa) anzugeben, sondern durch die Maßzahl, ein Kürzel für das verwendete Prüfverfahren (z. B. HV für die Vickers-Härte) und die Belastung in Newton.

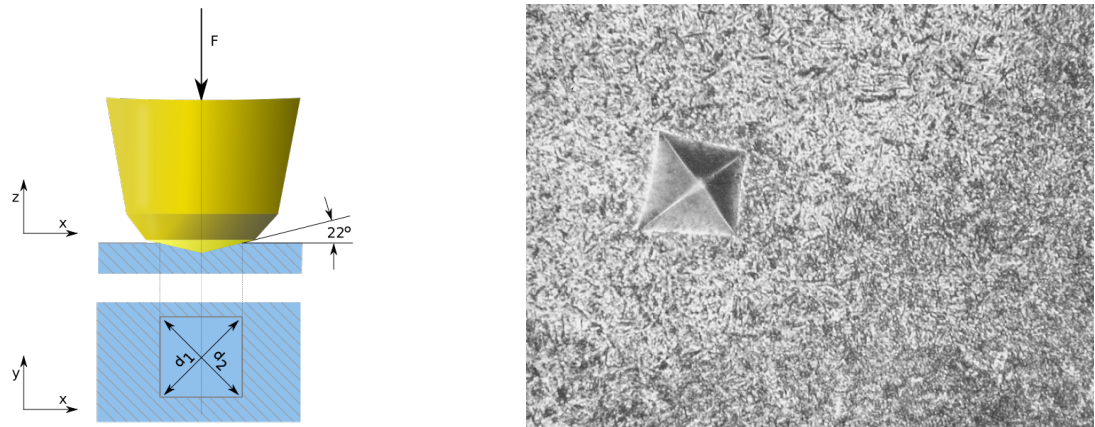


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Vickers (links) und ein schiefer Abdruck einer Vickers-Diamantpyramide in geätztem Stahl

Quelle: [51, 52] (als gemeinfrei lizenziert)

### 3.2.5 Wärmeausdehnungskoeffizient

Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) beschreibt das Verhalten eines Stoffes bezüglich Veränderungen seiner Abmessungen bei Temperaturveränderungen.

Der Wärmeausdehnungskoeffizient von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid beträgt in Abhängigkeit von der Modifikation bzw. Kristallstruktur [38]:

- monoklin:  $7 \times 10^{-6}/K$
- tetragonal:  $12 \times 10^{-6}/K$
- mit Yttrium(III)-oxid ( $Y_2O_3$ ) kubisch stabilisiert:  $10,5 \times 10^{-6}/K$

Aufgrund der unterschiedlichen WAK sind Phasenumwandlungen bei einer keramischen Verblendung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Gerüsten kritisch zu sehen [53]. Großflächig stattfindende Phasenumwandlungen können Ursache für ein Versagen von keramischen Verblendungen (Chipping) sein [53].

### 3.2.6 Alterung

In der Materialkunde bezeichnet Alterung die Gesamtheit aller im Verlauf der Zeit in einem Werkstoff unwiederbringlich ablaufenden physikalischen und chemischen Prozesse. Normalerweise verläuft die Alterung unter natürlichen Umweltbedingungen, aber in bestimmten Fällen können erhöhte Temperaturen, Chemikalien und mechanische Beanspruchung den Alterungsprozess beschleunigen.

Unter einer hydrothermalen Alterung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid wird eine wasser- und temperaturinduzierte Destabilisierung der metastabilen tetragonalen Phase verstanden. Dabei kommt es zu einer unerwünschten Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase, die zu einer Reduktion der Festigkeit und Risszähigkeit führt [54-56].

Zur Verhinderung der hydrothermalen Alterung wird dem teilstabilisierten Zirconiumdioxid 0,1–0,25 Gewichtsprozent Aluminiumoxid zugesetzt [57, 58].

Die Alterung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid bewirkt eine Abnahme der mechanischen Festigkeit. Der Festigkeitsabfall kann bis zu 40 % innerhalb von wenigen Jahren führen. Die Abnahme der Festigkeit nähert sich jedoch asymptotisch einem Grenzwert [34, 59, 60].

### 3.2.7 Röntgensichtbarkeit

Materialien für Zahnrestorationen unterscheiden sich beim radiografischen Nachweis in diversen Parametern, die zur Herstellung der radiografischen Projektion verwendet werden, wie Dicke, Dichte, Atomzahl und Fotoenergie. Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid verfügen über eine metallähnliche Röntgensichtbarkeit, welche die radiografische Bewertung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid-basierten Restaurationen in Bezug auf Randsitz, korrekte Entfernung von überschüssigem Zement nach der definitiven Zementierung sowie die Diagnose Sekundärkaries ermöglichen [61].

### 3.2.8 Magnetresonanztomografie

Die Magnetresonanztomografie (MRT) ist ein bildgebendes Verfahren, das in der medizinischen Diagnostik zur Darstellung von Struktur und Funktion der Gewebe und Organe im Körper eingesetzt wird. Bei Patienten, die metallische Zahnimplantate tragen, können diese im Extremfall lokale Verbrennungen und Vibrationen verursachen. Auch müssen Magnetprothesen sowie die Titanmagnete aus dem Implantat im Mund entfernt werden.

Anders verhält es sich bei dentalen Restaurationen und Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Zirkoniumdioxid ist diamagnetisch und beeinflusst das angelegte Magnetfeld nur in einem sehr geringen Maße. Damit wird die Auswertung der Magnetresonanztomografie nicht gestört, wie es bei para- oder gar ferromagnetischen Stoffen geschieht. Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid zeigt bei Raumtemperatur keine ferromagnetischen Eigenschaften und ist damit MRT-kompatibel [62].

### 3.3 Chemische Eigenschaften von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid verfügt über eine molekulare Masse von 123,22 g/mol und hat eine Dichte von  $5,7 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  [35]. Der Schmelzpunkt liegt bei 2.680 °C und der Siedepunkt bei ca. 5.000 °C. Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid ist gegen Säuren und Alkalilaugen überaus resistent und verfügt über eine hohe Widerstandsfähigkeit gegen chemische, thermische und mechanische Einflüsse [63].

#### 3.3.1 Löslichkeit

Ein wesentlicher Faktor für die hohe Biokompatibilität von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid ist die geringe Löslichkeit des Werkstoffs. Die Determinierung der chemischen Löslichkeit von Dentalkeramiken wird nach der ISO-Norm 6872 [37] durchgeführt. Dabei wird der Massenverlust über einen Zeitraum von 16 Stunden von Probekörpern in vierprozentiger Essigsäure überprüft.

Bei 37 °C beträgt der Massenverlust in einem Zeitraum von 24 Stunden von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in einer Ringerlösung weniger als  $0,01 \mu\text{g}/\text{cm}^2$  [34]. Selbst die Löslichkeit in vierprozentiger Essigsäure nach einer 16-stündigen Inkubation bei 80 °C liegt mit Werten von höchstens  $4 \mu\text{g}/\text{cm}^2$  unterhalb der Anforderungen nach der ISO 6872 [34].

Die tägliche Aufnahme von Zirkoniumionen aus der Nahrung liegt hingegen bei 3,5 mg und ist damit ca. 100-mal höher als eine potenzielle Lösung aus Versorgungen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Die geringe Löslichkeit von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird als Grund dafür genannt, dass bisher keine allergischen Reaktionen darauf bekannt sind [34].



### 3.3.2 Radioaktivität

Die Radioaktivität von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid stammt überwiegend von Verunreinigungen mit in der Natur vorkommenden radioaktiven Substanzen wie Uran und Thorium sowie deren Zerfallsprodukten [34]. Diese Verunreinigungen können zu einer  $\alpha$ -,  $\beta$ - und  $\gamma$ -Strahlung führen.

Nach der ISO-Norm 6872 [37] dürfen in der Zahnmedizin verwendete Keramiken eine Aktivitätskonzentration von maximal 1,0 Bq/g des Uran-Isotops  $^{238}\text{Uran}$  (1 Bq = 1 Becquerel = 1 Zerfall/Sekunde) aufweisen [37].

Zusätzlich sollte nach der ISO 13356 für chirurgische Implantate aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid die Radioaktivität von Uran 238, Radium 226 und Thorium 232 in Summe weniger als 0,2 Bq/g betragen [64]. Stichprobenartige Überprüfungen von Rohstoffchargen ergaben, dass diese Werte für Dentalkeramiken in der Praxis eingehalten oder sogar unterschritten werden [34]. Beträgt die summative Radioaktivität von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid weniger als 0,2 Bq/g, so liegt die davon ausgehende Strahlenbelastung in jener Größenordnung, wie sie aus der umgebenden Natur tagtäglich auf den Menschen einwirkt [34].

#### 3.3.2.1 Vermeidung von Verunreinigungen

Bei der Aufbereitung der mineralischen Rohstoffe und den diversen weiterführenden Herstellungsprozessen wird zur Reduktion potenzieller Radioaktivität auf eine besonders hohe Reinheit des teilstabilisierten Zirconiumdioxids geachtet. Dabei dienen gezielte Reinigungsprozesse der Verringerung des Gehalts an Verunreinigungen [34]. Sollte der Anwender Fremdkörper, Einschlüsse oder Inhomogenitäten z. B. in Fräsblanks erkennen, sollten diese nicht verwendet werden.

### 3.4 Biokompatibilität von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid

Unter Biokompatibilität wird das Verhalten von Biomaterialien in verschiedenen Kontexten [65] verstanden. Der Begriff bezieht sich auf die Fähigkeit eines Materials, seine gewünschte Leistung mit einer adäquaten Wirtsantwort in einer bestimmten Situation zu erbringen [66]. Die Mehrdeutigkeit des Begriffs reflektiert den anhaltenden Entwicklungsfortschritt und das zunehmende Verständnis dafür, wie Biomaterialien mit dem menschlichen Körper interagieren und wie diese Interaktionen den klinischen Erfolg eines Medizinproduktes (wie z. B. eines

Herzschrittmachers, einer Hüft-Endoprothese oder eines Stents) beeinflussen [67]. Die rasant steigende Anzahl an Publikationen zum Thema Biokompatibilität unterstreicht die Wichtigkeit dieser Material-Wirt-Interaktion (Abbildung 9). Moderne medizinische Geräte und Prothesen bestehen allerdings meistens aus mehr als einem einzigen Material, sodass es häufig nicht ausreichend ist, von der Biokompatibilität eines spezifischen Materials zu sprechen. Auch sind die Immunantworten und Reparaturfunktionen im Körper so komplex, dass es nicht genügt, nur die Biokompatibilität eines einzelnen Materials in Bezug auf einen einzelnen Zell- oder Gewebetyp zu beschreiben [68].

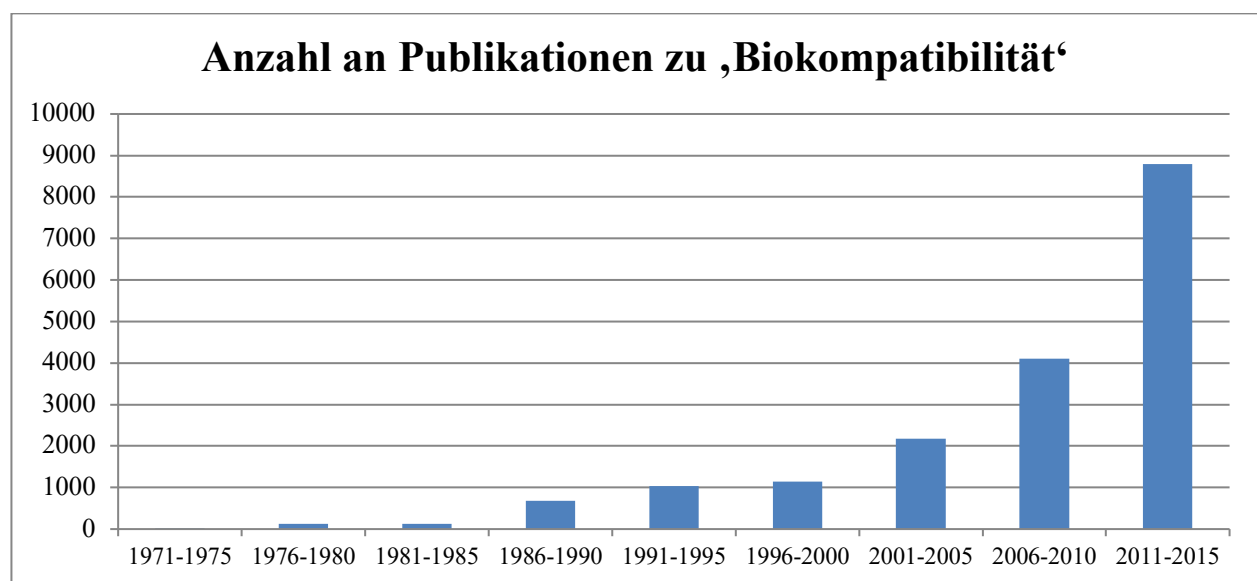


Abbildung 9: Anzahl an PubMed-gelisteten Publikationen zum Thema ‚Biokompatibilität‘

Quelle: Eigene Darstellung einer PubMed-Abfrage zum Stichwort ‚Biocompatibility‘.

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid gilt jedoch bereits seit Jahrzehnten als äußerst biokompatibel und zeigt im Kontakt zur Mundschleimhaut ein neutrales Verhalten. Bedingt durch die stabile chemische Struktur des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids ist die Löslichkeit im Mundmilieu äußerst gering [34].

### 3.4.1 Allergenität (der Bestandteile)

Eine Allergie ist definiert als eine Überempfindlichkeit des körpereigenen Immunsystems gegen sogenannte Antigene nach einer vorangegangenen Sensibilisierung. Für Dentalwerkstoffe

wurden hauptsächlich allergische Reaktionen vom Typ 1 (Anaphylaxie) und vom Typ 2 (zytotoxische Reaktion) beobachtet [9].

Generell wird die Allergenität von Dentalkeramiken für den Patienten als vernachlässigbar gering erachtet [34]. Prinzipiell könnten toxische oder allergische Reaktionen nur dann auftreten, wenn Substanzen aus der Dentalkeramik in Lösung gehen.

#### **3.4.1.1 Zirkonium**

Zirkonium gilt als potenzielles Typ-4-Kontaktallergen (Typ-4-Reaktion: zellvermittelnde Immunreaktion) und als Auslöser von granulomatösen Kontaktreaktionen [69]. Zirkonium kann sarkoidoseartige Granulome verursachen. Allerdings wurden nur einzelne Fälle von lokalen granulomatösen Reaktionen der axillaren Haut nach ca. vier- bis sechswöchiger Anwendung eines Antitranspirants mit einem Aluminium-Zirkonium-Komplex beobachtet [70, 71]. Zusätzlich wurde eine Hypersensitivitäts-Pneumonitis beim Umgang mit Zirkoniumsilicat in der Keramikindustrie beobachtet [72]. Allerdings muss festgestellt werden, dass diese Studien älteren Jahrgangs sind und die beobachteten Reaktionen auch auf das Aluminium zurückgeführt werden können.

#### **3.4.1.2 Aluminium**

Aluminium gilt ebenfalls als Typ-4-Kontaktallergen [69]. Obwohl Aluminiumverbindungen die Haut reizen können, wurden irreversible toxische Effekte nach dermalen Auftragung noch nicht beschrieben [69]. Hohe Aluminiumdosen zeigten allerdings neurotoxische Wirkungen beim Menschen [73-75]. Nur vereinzelt wurden allergische Reaktionen auf Aluminium als Adjuvans in der spezifischen Immuntherapie berichtet [76].

Die Freisetzung von Aluminium aus Dentalwerkstoffen führte bislang zu keiner Meldung von Allergien und ist daher als unkritisch zu betrachten. Dies gilt auch für teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid.

#### **3.4.1.3 Yttrium**

Für Yttrium gibt es keine Einträge in der Allergologie-Datenbank [77]. Zudem wurden für Yttrium im Tierversuch bisher selbst bei hohen Dosen keine abträglichen Effekte nachgewiesen

[78]. Im Gegenteil wurde Yttrium(III)-oxid sogar positive Effekte bei oxidativem Stress attestiert.

### **3.4.2 Toxizität**

Eine toxische Wirkung stellt eine Störung körpereigener Reaktionen dar, indem zum Beispiel Enzyme blockiert werden [9].

Toxische Reaktionen lassen sich nach dem Ort der Schädigung (lokal toxisch versus systemisch toxisch), der zeitlichen Wirkung (akut oder chronisch) und der Art der Wirkung (mutagen, kanzerogen oder teratogen) unterscheiden [9]. Eine potenzielle toxische Reaktion hängt von der Art, der Form, der Konzentration, der Partikelgröße, dem Resorptionsort und dem Resorptionsgrad des Elementes bzw. der Verbindung ab. Weitere Einflussgrößen sind die Dauer der Exposition und die Verweilzeit im Körper [9].

Bisher sind keine toxischen Effekte von Zirkonium und seinen Verbindungen bekannt.

Die Biokompatibilität von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird mit einem Zytotoxizitätstest untersucht (ISO 7405 [79] und ISO 10993 [80]). Prinzipiell wird das systemisch toxische Potenzial von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid als vernachlässigbar erachtet [34].

### **3.4.3 Mutagenität und Karzinogenität**

In Untersuchungen an verschiedenen Tiermodellen (zum Beispiel Ratten, Kaninchen oder Fruchtfliegen) konnte weder eine mutagene noch eine kanzerogene Wirkung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid belegt werden [81, 82]. Auch für das Aluminium, das in Verdacht steht, als Zusatz in Deodorants Brustkrebs zu verursachen, wurden keine karzinogenen Effekte nachgewiesen [83].

### **3.4.4 Schleimhautverträglichkeit**

Ein wichtiger Aspekt für eine hohe Biokompatibilität liegt in der Homogenität der Oberfläche der Dentalkeramik. Homogene, dichte Oberflächen von Werkstoffen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid tragen zu einer gesteigerten Adaption der Mundschleimhaut im zervikalen Bereich von Dentalkronen bei [34]. Bei vollkeramischen Kronen wurden jedoch häufiger Entzündungsreaktionen der Schleimhaut beobachtet als bei Metall-Keramik-Systemen [84]. Ein Vergleich von Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid mit Abutments aus Titan ergab

jedoch keinen Unterschied in biologischen Aspekten wie ‚Bleeding on Probing‘ oder Taschentiefe [85].

### **3.4.5 Resultate von *In-vitro*- und *In-vivo*-Studien**

Die Biokompatibilität eines Werkstoffs kann auf verschiedene Weise geprüft werden. Häufig werden *In-vivo*-Experimente an Labortieren durchgeführt. Dabei wird die zu prüfende Substanz dem Futter oder dem Trinkwasser beigefügt, per Sonde verabreicht oder injiziert oder auch in die Atemluft versprüht, sodass die geprüfte Substanz auf unterschiedlichen Wegen in den Organismus der Versuchstiere gelangt. Aus ethischen Gründen werden solche Versuche soweit wie möglich eingeschränkt und durch *In-vitro*-Verfahren ersetzt. Dabei werden lebende Zellen auf der Oberfläche der zu prüfenden Substanz oder in entsprechend belasteter Atmosphäre im Medium kultiviert und anschließend deren Lebensfähigkeit, Proliferationsrate, eventuelle genetische oder epigenetische Veränderungen etc. untersucht.

#### **3.4.5.1 *In-vitro*-Studien**

Die *In-vitro*-Biokompatibilitätsstudien wurden einerseits unter Anwendung des konventionellen teilstabilisierten Zirkoniumdioxids durchgeführt, andererseits wurden auch diverse Beschichtungen des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids bzw. neue Werkstoffe aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (z. B. Hybridkeramiken; siehe Kapitel 6.6.1) diesbezüglich untersucht.

##### **3.4.5.1.1 Mikrostrukturierte Oberflächen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid**

MÖLLER et al. [86] bestätigten aufgrund rasterelektronischer Untersuchungen und Testungen der Zytotoxizität, dass Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und Titan bezüglich der Biokompatibilität vergleichbar waren.

MANICONE et al. [87] haben die Biokompatibilität von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid an Proben aus Muskel- und Knochengewebe geprüft. Die Resultate bestätigten, dass die Lebensfähigkeit der auf Oberflächen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid kultivierten Zellen hoch war. Es waren auch keine DNA-Schäden oder Mutationen zu beobachten, sodass davon ausgegangen werden konnte, dass keine Mutagenität vorlag [87].

### 3.4.5.1.2 Nanopartikel aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

HELMIG et al. [88] befassten sich mit dem Vergleich potenzieller Gesundheitsgefährdung durch Exposition gegenüber Asbestfasern (Crocidolit und Chrysotil) und diversen Staubpartikeln. In einer Reihe von Untersuchungen an der Zelllinie BEAS-2B (SV-40 virustransformierte humane Bronchienepithelzellen) prüften die Autoren unter anderem auch die Auswirkung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (50–100 nm), Titandioxid (100–200 nm) und Hematit ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ , 20 nm) und verglichen diese mit den Auswirkungen von Crocidolit- und Chrysotilfasern. Es zeigte sich, dass unter Einwirkung der Asbestfasern die mRNA (messenger RNA) solcher Gene induziert wurde, die in Proliferation, Karzinogenese und inflammatorische Prozesse eingebunden sind. Dagegen wurden von den geprüften Staubpartikeln (Titanoxid, teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid und Hematit) vorrangig jene Gene induziert, deren Expression oxidativen Stress und Inflammation fördert. Die Autoren kamen zu der Einschätzung, dass die Gefahr von Asbestfasern vorrangig in der direkten Beeinflussung wichtiger Signalwege, die in die Regulierung der Zellproliferation und der Karzinogenese eingebunden sind, besteht. Bei den Auswirkungen der Staubpartikel aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid handelte es sich dagegen eher um eine indirekte Toxizität, bei der vorrangig entzündliche (also Abwehr-)Prozesse gefördert wurden [88].

KARUNAKARAN et al. [89] untersuchten die Wirkung von nanokristallinem und mikrostrukturiertem Zirkonium- und Titandioxid auf die 3T3 murine embryonale Fibroblasten-Zelllinie. Die Resultate zeigten, dass die Nanopartikel beider Werkstoffe ein hohes antioxidatives Potenzial und eine höhere Biokompatibilität im Vergleich zu den jeweiligen Mikrostrukturen haben [89].

DI VIRGILIO et al. [90] prüften an humanen Osteosarkomzellen (MG-63) die Zyto- und Genotoxizität von Siliziumdioxid- ( $\text{SiO}_2$ -)Kügelchen (Durchmesser um 800 nm), die mit amorphem oder mit kristallinem, teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid beschichtet wurden. Die mit kristallinem, teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid beschichteten Kügelchen reduzierten die Lebensfähigkeit der Tumorzellen; dabei wurden ein steigender ROS-Gehalt (Reactive Oxygen Species; reaktive Sauerstoffspezies) und ein abnehmendes GSH/GSSG-Verhältnis (Glutathion/Glutathiondisulfid) festgestellt. Bei Konzentrationen von 5  $\mu\text{g}/\text{ml}$  und 25  $\mu\text{g}/\text{ml}$   $\text{SiO}_2$ -Kügelchen wurden DNA-Schäden beobachtet. Die mit amorphem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid beschichteten Kügelchen lösten erst ab 10 und 50  $\mu\text{g}/\text{ml}$  DNA-Schäden aus. Beide Partikelarten waren in das Innere der Tumorzellen eingedrungen und bildeten dort Vesikel, doch keines der Partikel hatte den Zellkern infiltriert. Diese Resultate weisen darauf hin,

dass in diesem Setting die Kristallisierung der Schale des amorphen teilstabilisierten Zirconiumdioxids sowohl die Zyto-, als auch die Genotoxizität gegenüber den Zellen gesteigert hat [90].

KARUNAKARAN et al. [91] befassten sich mit der Frage, inwieweit Nanopartikel, die gegenwärtig in Medizin, Kosmetik, Nahrungsmittelindustrie und in anderen Bereichen angewendet werden, einen Einfluss auf die Umwelt und auf Kulturpflanzen haben. In ihrer Studie verglichen sie Auswirkungen von Zirconium- und Titandioxidnanopartikeln sowie vom jeweiligen Bulk-Material auf PGPR (plant growth promoting rhizobacteria). Es zeigte sich, dass teilstabilisiertes Zirconiumdioxid – im Unterschied zu den Titandioxidpartikeln – weder in Nano- noch in Bulkform toxisch wirkte. Selbst bei einer Konzentration von 1.000 mg/l wirkte teilstabilisiertes Zirconiumdioxid inert. Dagegen wurde unter Gabe von Titandioxid-Nanopartikeln eine Reduktion sowohl der Rhizobakterien-Population als auch des Nährstoffgehalts des Bodens festgestellt [91].

### 3.4.5.2 In-vivo-Studien

LANDSIEDEL et al. [92] prüften an Ratten die Auswirkungen der Inhalation von 13 verschiedenen Nanomaterialien, neben teilstabilisiertem Zirconiumdioxid auch Titandioxid, Siliziumdioxid, Ceriumoxid und Zinkoxid. Nach fünftägiger Exposition wurden die Ablagerungen der verschiedenen Partikel in den einzelnen Organen untersucht. Alle Nanopartikel fanden sich im Lungengewebe, in alveolaren Makrophagen und in den zuständigen Lymphknoten wieder. Außerhalb der Atemwege fanden sich nur die Polyacryl-beschichteten Siliziumdioxidpartikel in der Milz. Zinkoxid-Nanopartikel hatten Nekrosen des olfaktorischen Epithels ausgelöst. Die Nanopartikel der Titan-, Zink- und Ceriumoxide lösten in Abhängigkeit von der Konzentration transiente Lungenentzündungen aus. Aufgrund der Resultate teilten die Autoren die untersuchten Nanomaterialien in drei Kategorien ein: geringe, mittlere und höhere toxische Potenz. Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid sowie Acrylat aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid wurden in die niedrigste Kategorie eingestuft (keine toxischen Nebenwirkungen bei Partikelkonzentrationen von mindestens 10 mg/m<sup>3</sup>) [92].

## **4 Indikationen für die Verwendung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid**

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid wird in verschiedenen Bereichen angewendet, wobei die Palette der Anwendungsbereiche in jüngster Zeit deutlich ausgeweitet und weiterhin immer neue Gebiete erschlossen werden. Seit Jahrhunderten gut bekannt ist die Verwendung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid als sogenannte Feuerfestkeramik (Schamotte in Öfen und Herden) [93].

### **4.1 Industrielle Anwendungen**

Häufig wird Zirkoniumdioxid heute in der Automobilindustrie angewendet, nämlich als Zusatzmaterial zu Lacken, die dadurch gewünschte Eigenschaften und eine höhere Kratzfestigkeit erlangen. Mit Yttrium(III)-oxid stabilisiertes Zirkoniumdioxid findet Anwendung in der Turbinentechnik sowie in Brennstoffzellen, insbesondere in Lambdasonden (hier wird es als Ionenleiter verwendet) [93]. Bei der Abwasserreinigung wird die Bindungsfähigkeit von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid als Biosorbent genutzt [94].

Einen besonderen Stellenwert hat Zirkoniumdioxid bei der Detektion von Schadstoffrückständen in der Nahrungsmittelindustrie. In diesem Bereich wurden zur Prüfung von gesundheitsgefährdenden Rückständen verschiedene Methoden entwickelt; insbesondere die sogenannten QuEChERS-Verfahren (Quick, Easy, Cheap, Effective, Rugged, Safe-)Verfahren wurden auch standardisiert. In einer ganzen Reihe dieser Verfahren spielt Zirkoniumdioxid eine zentrale Rolle, etwa bei der Detektion von Pestizidrückständen in Fischen, wo mesoporöses Zirkoniumdioxid die Schadstoffe immobilisiert [95]. Ein ähnliches Verfahren wurde unter Anwendung von Zirkoniumdioxid auch in Spanien zur Untersuchung des Schadstoffgehalts in Fischen eingeführt [96]. Bei der Suche nach Pestizidrückständen in Avocados bereitete bislang das fetthaltige Fruchtfleisch Probleme bei der Extraktion der Schadstoffe. Im Rahmen der QuEChERS-Methode wurde ein Zirkoniumdioxid-basiertes Sorptionsmittel angewendet, welches die Avocadomatrix zurückhalten konnte und dadurch die Bestimmung der Schadstoffe ermöglichte [97, 98]. Ein ähnliches Verfahren wird jetzt auch bei der Prüfung auf Rückstände von Organophosphat-Pestiziden in verschiedenen Nahrungsmittelproben angewendet. Hier spielt die starke Affinität von Phosphatgruppen gegenüber Zirkoniumdioxid eine zentrale Rolle, was eine exaktere Bestimmung des Schadstoffgehalts ermöglicht [99].



In China wurden nach dem „Melamin-Skandal“ (Melaminverunreinigungen von Babymilch im Jahr 2008) effiziente Beprobungen auf Melaminrückstände in Milchprodukten eingeführt. Hierbei wird Melamin mithilfe von Zirconiumdioxid-Fasern aus den Proben extrahiert und einer Gaschromatografie zugeführt [100]. Andere Untersuchungsmethoden auf Rückstände von Organophosphaten, Organochloriden, Pyrethroiden, PCB und anderen Schadstoffen wurden mithilfe von Zirconiumdioxid-beschichteten SPE (solid phase extractions) entwickelt [101]. Ein Fortschritt bei der Bestimmung von Pestizidrückständen in unverdünntem Olivenöl gelang ebenfalls durch Anwendung von Zirconiumdioxid [102].

MARTÍNEZ DOMÍNGUEZ et al. [103] berichteten, dass bei der Analyse von Pestizidrückständen und Mykotoxinen in verschiedenen Nahrungsergänzungsmitteln eine Reihe von ‚Clean-up-Sorptionsmitteln‘ getestet wurde. Hierbei hätten sich die Messungen, die mithilfe von Zirconiumdioxid vorgenommen wurden, als die empfindlichsten erwiesen [103].

Doch nicht nur zur Analyse von Schadstoffrückständen eignet sich Zirconiumdioxid. Es wird unter anderem beispielsweise auch zur Stabilisierung des Proteingehalts in Weißwein angewendet [104].

## **4.2 Medizinische Anwendungen**

Im Rahmen der Anwendung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid in der Medizin wird meistens an Gelenkersatz oder an Zahnersatz gedacht. Allerdings kommt diese Keramik auch in anderen Bereichen der Medizin zum Einsatz, beispielsweise im klinischen Labor und bei der Untersuchung biologischen Materials.

### **4.2.1 Zirconiumdioxid in Labor und Forschung**

Zirconiumdioxid wird seit Langem bei der Bestimmung der Oxalat-Oxidase im Rahmen der Diagnose der Hyperoxalurie angewendet. Dabei bindet sich Zirconiumdioxid an das untersuchte Enzym [105].

Beschichtungen aus Zirconiumdioxid, teils in Kombination mit anderen Metalloxiden, werden in der Chromatografie zur Bindung von Medikamenten an Liposome verwendet; diese Untersuchungen dienen der Prädiktion der Medikamentenabsorption [106].

Bei der Herstellung wirksamer Radikalfänger wird Zirconiumdioxid ebenfalls verwendet. Die Beimischung von Zirconiumdioxid zu Ceriumoxid steigert die antioxidative Effizienz von

Ceriumoxid-Nanopartikeln. Dadurch wird es möglich, die Dosis, die zum Schutz der Zellen vor ROS (Reactive oxygen species; ‚Sauerstoffradikale‘) benötigt wird, zu reduzieren. Dies wiederum gestattet eine Erweiterung der Palette der therapeutischen Einsatzmöglichkeiten des Cerium-ROS-Scavenger [107].

Unter Anwendung von Zirconiumdioxid-Nanopartikeln wurde auch ein neuer, nicht invasiver und hochempfindlicher Test zur Bestimmung des onkologischen Biomarkers CYFRA-21-1 entwickelt [108].

Ein weiterer Einsatzbereich des Zirconiumdioxids im klinischen Forschungslabor basiert darauf, dass Zirconiumdioxid aufgrund seines inerten Verhaltens in verschiedenen Gemischen zur Homogenisierung von Proben aus biologischem Material verwendet werden kann. Mit Erfolg werden hierzu Zirconiumdioxid-Kügelchen von 0,3 mm Durchmesser verwendet [109].

Zirconiumdioxid wird auch zur Herstellung von Gerüsten für Zellkulturen verwendet. SKOOG et al. [110] berichten über die Fabrikation eines 3-D-Gerüsts aus organisch-anorganischem Zirconiumdioxid-Hybridmaterial im Schicht-für-Schicht-Verfahren. Das Gerüst wurde erfolgreich zur Langzeitkultur humaner Knochenmarkstromazellen angewendet, wobei die Strukturen erfolgreich die Adhäsion der Zellen unterstützten [110].

#### **4.2.2 Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid als Implantat in der Orthopädie**

Bereits seit den 1970er-Jahren wurde teilstabilisiertes Zirconiumdioxid mit Erfolg zur Herstellung von Femurköpfen für totale Hüftendoprothesen verwendet. Im Vergleich zu den vorher routinemäßig angewendeten Metall-Femurköpfen ist von entscheidender Bedeutung, dass teilstabilisiertes Zirconiumdioxid – bei vergleichbarer oder überlegener mechanischer Eignung – keine Metallionen in die Gelenkkapsel und/oder in das umliegende Gewebe freisetzt, was bei Femurköpfen aus Metall belegt wurde [1]. Die in der Vergangenheit getestete keramische Alternative – Femurköpfe aus Aluminiumoxid – konnte sich aus Gründen unzureichender mechanischer Eigenschaften nicht durchsetzen.

Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid hat sich in diesem Einsatzbereich durch hohe Biokompatibilität sowie durch herausragende mechanische Eigenschaften behauptet: Kratzfestigkeit, Langzeitstabilität und die Möglichkeit, das Langzeitverhalten der Hüftendoprothesen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid genau einschätzen zu können, haben den Stellenwert des teilstabilisierten Zirconiumdioxids im Bereich der orthopädischen Implantologie gefestigt [111].

Neben der extremen Festigkeit und der hohen Resistenz gegenüber Kratzern wurden auch die hohe Biokompatibilität sowie die deutlich höheren Crack-Schwellenwerte der neuen Keramiken aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid hervorgehoben [111, 112]. Zusätzlich wurde eine geringere Verschleißrate der Zirconium-basierten Keramikimplantate im Vergleich zu Metal-on-Metal (MOM) Totalhüftprothesen bzw. zu Hüftprothesen mit Polyethylen-Anteil beobachtet [113]. Es wurde bestätigt, dass sich die mechanischen Eigenschaften der teilstabilisierten Femurköpfe aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid sowohl im Vergleich zu anderen Materialkombinationen als auch im Vergleich zu anderen Keramiken als überlegen erwiesen haben [114].

Von den verschiedenen möglichen Elementen, die als (Teil-)Stabilisator des Zirconiumdioxids infrage kamen, wurden insbesondere die kombinierten Zirconiumdioxid-basierten Werkstoffe Mg-PSZ (mit Magnesiumoxid teilstabilisiertes Zirconiumdioxid) und Y-PSZ (mit Yttrium(III)-oxid teilstabilisiertes Zirconiumdioxid) hervorgehoben [114].

### **4.3 Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid in der Zahnmedizin**

Der Einsatz von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid in der Zahnheilkunde begann knapp vor der Jahrtausendwende, als sich TINSCHERT et al. mit der Struktureliabilität [60], der Bruchzähigkeit [59] und dem Randschluss [115] von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid beschäftigten.

Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid wurde zu dieser Zeit mit einem sehr aufwendigen Schleifprozess mithilfe von CAD/CAM-Systemen verarbeitet. Eine konventionelle Verarbeitung durch den Zahntechniker war nicht möglich. Somit war teilstabilisiertes Zirconiumdioxid auch wegbereitend für die Einführung der CAD/CAM-Systeme. Zusammen mit der Verfügbarkeit von genügend schnellen Rechnern und preiswerten Speichermodulen waren die Voraussetzungen für die breite Anwendung von CAD/CAM-Systemen geschaffen.

VAGKOPOULOU et al. [15] berichteten im Jahr 2009 über die Fortschritte der Anwendung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid in der restaurativen Zahnheilkunde. Das partiell stabilisierte Zirconiumdioxid setzte sich insbesondere wegen seiner hervorragenden Festigkeit und der überlegenen Frakturresistenz durch, wobei die ästhetischen Eigenschaften des Materials in jüngster Zeit kaum noch Wünsche offenlassen. Insbesondere seit Einführung der CAD/CAM-Technik (computer-aided design/computer-aided manufacturing) hat teilstabilisiertes Zirconiumdioxid Einzug in den routinemäßigen Betrieb der Zahntechniklabors gehalten [15].

### 4.3.1 Vergleich von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid mit anderen Dentalmaterialien

Auf der Mohsschen Härteskala beträgt die Härte von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zwischen 7 bis 9 [28, 34]. Ein Vergleich: Die Mohssche Härte eines Diamanten hat den Wert 10; das ist zugleich das Maximum der Härteskala. Bei Dentalkeramiken wird die Härte allerdings meist mit dem Vickers-Test ermittelt (siehe Kapitel 3.2.4).

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid ist unter den Dentalkeramiken aufgrund der hervorragenden mechanischen Eigenschaften weitestgehend ohne Konkurrenz; aus diesem Grund wird es im klinischen Alltag zunehmend häufiger anstelle von Metall angewendet [21, 116, 117].

Auch im Vergleich mit der härtesten im menschlichen Körper natürlich vorkommenden Substanz – dem Zahnschmelz – sind teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid und darauf basierende keramische Werkstoffe deutlich härter [118]. Die in der Zahntechnik/Zahnmedizin ebenfalls häufig verwendete Vickers-Härte beträgt für natürlichen Zahnschmelz 340 HV10 und für die meisten auf teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid basierende Werkstoffe 1.200 HV10 [50].

#### 4.3.1.1 Vergleich mit Titan

Das Element Zirkonium steht im Periodensystem in der 4. IUPAC-Gruppe und somit in derselben Gruppe wie das Titan. Es ist daher dem Titan chemisch sehr ähnlich. Hinsichtlich der Rauheit, die für die Osseointegration essenziell ist [119-121], sind dentale Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid bis heute aber nicht mit dentalen Implantaten aus Titan vergleichbar [122].

Ein wichtiger Unterschied von Dentalimplantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zu Dentalimplantaten aus Titan ist, dass bei Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid auf Abutments verzichtet wird. Mechanische Probleme, die bei der Verbindung zwischen zwei Werkstücken aus Keramik auftreten, sind der Grund für das standardmäßig einteilige Design von keramischen Dentalimplantaten [122].

Zu den Nachteilen von einteiligen Implantaten gehören Limitationen hinsichtlich der prothetischen Möglichkeiten, da im Vergleich zu Titanimplantaten nicht mit angewinkelten Abutments gearbeitet werden kann [122]. Zwar können Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid bis zu einem gewissen Grad enoral beschliffen werden, allerdings ist das enorale Beschleifen aufgrund der extremen Härte des Materials nur stark limitiert durchführbar. Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid erfordern insbesondere in den ersten sechs

Wochen der Einheilung ein sorgfältiges Augenmerk hinsichtlich horizontaler und vertikaler Kaukräfte. Die Implantate müssen vor externen Kräften geschützt werden, wodurch sich die Frage der Sofortbelastung erübrigt [122].

Hinsichtlich der Ästhetik ist anzumerken, dass das Material der derzeit am Markt verfügbaren Implantate aus dem in einem aufwendigen Prozess aus Silikatsand gewonnenen teilstabilisierten Zirkoniumdioxid schneeweiß ist, sodass ein freiliegendes Implantat zwar unnatürlich, aber optisch immer noch ansprechender als ein freiliegendes Titanimplantat wirkt [122].

#### **4.3.1.2 Wird Titan durch teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid ersetzt?**

Bis in die vergangenen Jahrzehnte wurde Titan wegen der hohen Biokompatibilität und des weitestgehend inerten Verhaltens als Goldstandard in der Dentalmedizin sowie in der Implantologie angesehen. Doch scheint sich dies allmählich zu ändern: In jüngster Zeit mehren sich in der Fachliteratur Berichte, nach denen teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid Titan den Rang als Goldstandard ablaufen könne [123-125].

Im Bereich der Zahnheilkunde ist die Datenlage mittlerweile recht zufriedenstellend. Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid wird mit Erfolg bei der Herstellung von Gerüsten für Kronen und Brücken angewendet. Das keramische Material überzeugt durch eine hohe Biokompatibilität. Die mechanischen Eigenschaften des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids sind mit denen von Edelstahl vergleichbar oder günstiger. Darüber hinaus genügt verblendetes teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid auch höchsten ästhetischen Ansprüchen und ist von einer überzeugenden Langzeitstabilität [21, 29, 126, 127].

Der Umstand, dass teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid eine Versorgung ohne Metallgerüst ermöglicht, ist darüber hinaus ein wichtiges Argument für Menschen mit einer Allergie auf Edelmetalle bzw. für jene, die eine Entstehung einer Metallallergie bei Versorgung mit metallischen Restaurationen befürchten.

In der Vergangenheit stellte Keramik eine metallfreie Alternative für Patienten dar, die eine Metallrestauration ablehnen. Seit etwa hundert Jahren wird Porzellan in der Zahnmedizin angewendet, da es wegen seiner Ästhetik sehr gut für Verblendungen geeignet ist. Für die Herstellung von Kronen und Brücken ist konventionelles Porzellan mit seiner Sprödigkeit (Bruchzähigkeit von etwa 1,0 MPa und einer Biegefestigkeit von etwa 100 MPa) jedoch nicht geeignet; es ist nicht fest genug, um die Belastungen zu tragen, die bei molaren Restaurationen

auftreten [118]. Aus diesem Grund haben sich Metallgerüste durchgesetzt, die dann mit Keramik verblendet werden.

Der neue Trend in der Praxis der restaurativen Zahnheilkunde – weg von keramisch verblendeten Metallgerüsten, hin zu Vollkeramiken – wurde durch zwei Entwicklungen eingeleitet und beschleunigt: einerseits durch neue Dentalkeramiken und Komposite mit verbesserten Eigenschaften, die insbesondere bezüglich der Stabilität des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids in der für Zahnersatz geeigneten tetragonalen Phase günstiger sind als reines teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid, andererseits durch die computergesteuerte und gestützte Arbeit mit teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (CAD/CAM), das wegen seiner Härte für die handgeführte Bearbeitung im zahntechnischen Laboratorium nur eingeschränkt geeignet ist [128].

Tatsächlich scheint teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid das ideale Material nicht nur im Bereich der restaurativen Zahnheilkunde zu sein, sondern zunehmend auch im Bereich der Dentalimplantologie. Dafür spricht eine ganze Reihe von Eigenschaften, die teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid beinahe prädestiniert für diese Zwecke erscheinen lässt [129].

Ob Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid sich besser eignen als Dentalimplantate aus Titan lässt sich mit dem derzeitigen Stand der Wissenschaft nicht beantworten, da es an vergleichenden Langzeitstudien mangelt [122].

Titan wird jedoch auch für Modellguss-Gerüste für Allergiepationen verwendet, und diese können aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid nicht hergestellt werden, da Klammern nicht aus Keramik hergestellt werden sollten.

### 4.3.2 Anforderungen

Seit nunmehr > 15 Jahren hat teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid Einzug in die Dentalmedizin gehalten. Dennoch wird vielfach noch die Ansicht vertreten – teils sogar unter behandelnden Zahnärzten –, dass es sich bei diesem Dentalwerkstoff um ein noch neues Material handle, zu dem noch keine ausreichenden Erfahrungsberichte vorliegen würden [130]. Das ist aber nicht richtig, denn mittlerweile liegt eine Reihe von Veröffentlichungen über teils zehnjährige Follow-up-Studien aus dem Bereich der restaurativen Zahnheilkunde vor, in denen über positive Erfahrungen mit Kronen und -brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid berichtet wird. Gegenwärtig ist unter Experten bereits ein eindeutiger Trend erkennbar: weg von der bisher schon als ‚klassisch‘ zu bezeichnenden, keramikverblendeten Metallkrone und hin zur

Vollkeramikkrone mit Keramikverblendung oder, immer häufiger, auch ohne die Notwendigkeit einer Verblendung.

Gehören Metall-Keramik-Systeme in der restaurativen Zahnheilkunde nun der Vergangenheit an? Sind Zahnärzte und/oder Zahntechniker, die sich heute noch für keramikverblendete Metallkronen und -brücken entscheiden, rückwärtsgerichtet? Zur Erörterung dieser Fragen dienen die nächsten Kapitel.

#### 4.3.2.1 Zahntechnik

Tatsache ist, dass zu den schwerwiegendsten Argumenten gegen Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid die Frage der Ästhetik zählt. Nach wie vor wird teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid deswegen überwiegend im nicht einsehbaren Seitenzahnbereich angewendet, wo eine Verblendung aus ästhetischen Gründen nicht erforderlich ist. Im sichtbaren Frontzahnbereich wird auch heute noch überwiegend mit Verblendungen der Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid gearbeitet. Doch gerade damit geht eine Reihe von Problemen einher, die ZHANG et al. [131] aufzählen: Die Herstellung der doppellagigen Restaurationen ist zeit- und arbeitsaufwendig; die Verblendschicht ist weniger zäh als teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid-Gerüst und tendiert somit zum Abplatzen; die Adhäsion zwischen der Verblendung und dem Gerüst kann unzureichend sein und versagen; während des Verblendungsprozesses kann sich residualer Spannungstress entwickeln, der zum Versagen der Verblendung führt. Es besteht weitestgehend Übereinstimmung darüber, dass das Chipping-Risiko bei Vollkeramik-Kronen wesentlich höher ist als bei Metallkronen. All diese Argumente weisen darauf hin, dass verblendeter Zahnersatz aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid im Vergleich zu verblendeten Metallgerüsten weniger vorteilhaft zu sein scheint [131].

Es gibt auch andere Aspekte, welche die ‚klassische‘ Metall-Keramik-Krone noch nicht im Abseits sehen: Trotz der vielfältigen Vorzüge des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids – seiner unübertroffenen Biegefestigkeit und Risszähigkeit, der effizienteren Verarbeitung, seiner hervorragenden Biokompatibilität – gibt es Situationen, in welchen die ‚klassische‘ Keramik-Metall-Kombination Vorteile bietet. Dies ist insbesondere bei mehrgliedrigen Konstruktionen der Fall.

Dem vollkeramischen Gerüst fehlt es an Elastizität, erläutert SCHÖNENBERGER im Interview mit V. FEHMER [117]. Die 0,2%-Dehngrenze des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids liegt praktisch bei null. Als Keramik reagiert teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid daher bei einer Überschreitung

der 0,2%-Dehngrenze mit Bruch und nicht wie ein Metallgerüst mit Verformung. Daher kommt es auf die jeweilige Indikation an, ob beim konkreten Patienten eine Restauration auf Basis von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid oder die klassische Metall-Keramik-Option angewendet werden sollte. Verblendkeramiken sind nicht die schlechteste Wahl, auch und insbesondere dann, wenn es um das Abrasionsverhalten geht [117].

Bei der Entscheidungsfindung, ob beim individuellen Patienten Metall- oder Keramik-Kronen zu bevorzugen sind, sollten auch die anatomischen Gegebenheiten mit einbezogen werden. Nach wie vor hält sich die Vorstellung, dass Metallkronen weniger Raum beanspruchen, demzufolge stünde bei der Präparation der Zähne ein geringerer Substanzverlust an im Vergleich zu vollkeramischen Kronen. Allerdings wird diese Sicht von Befürwortern vollkeramischer Restaurationen als nicht mehr zeitgemäß angesehen: Unabhängig vom technischen Vermögen der Zahnärzte oder Zahntechniker sei es ‚rein physikalisch‘ nicht möglich, bei den herkömmlichen Kronen das Metall und zusätzlich die Opaker für die Keramik und die Verblendungsschicht ausreichend dünn herzustellen. Zusätzlich werden die schwarzen Metallränder von Metall-Keramik-Restaurationen, welche das Gewebe verdrängen, als ästhetisch nachteilig empfunden [117].

In einigen Dentallaboren haben vollkeramische Restaurationen keramisch verblendete Metallgerüste weitgehend verdrängt [117].

Eine alternative Möglichkeit zur ästhetischen Erstellung von Zahnersatz basierend auf teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid bieten neue Farbtechniken: Mittlerweile sind industriell gefertigte und voreingefärbte Rohlinge in allen 16 VITA<sup>TM</sup>-Farben verfügbar [116]. Durch die Wahl der geeigneten Rohlinge und eine potenzielle anschließende Färbung – ob durch Eintauchen oder manuell gefärbt – ist es möglich, eine Farbgestaltung zu erreichen, welche den höchsten ästhetischen Ansprüchen genügt.

Zusätzlich bietet z. B. die Firma Kuraray Noritake Dental mit ihrem Produkt KATANA polychrome Hochleistungsrohlinge aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, die im industriellen Maßstab mit gleichbleibender Qualität gefertigt werden. Die bereits mit fließendem Farbverlauf gefärbten KATANA Rohlinge aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zeigen sanfte Zahnschmelz-, Dentin- und Zahnhalsfarbabstufungen und können mit Fräsmaschinen in den alltäglichen Laborprozess integriert werden. Durch die Platzierung der virtuellen Objekte im virtuellen Fräsblank kann der Farbverlauf gesteuert werden. Bei der anschließenden Produktion



wird das Objekt mit dem gewünschten Farbverlauf aus dem Blank herausgefräst. Damit wird ein ansprechendes Ergebnis mit einem natürlichen Farbverlauf erzielt [132, 133].

#### 4.3.2.2 Mechanik

Die Kaukräfte bestimmen im Wesentlichen die mechanischen Ansprüche an Dentalkeramiken. Die Belastbarkeit der Versorgung wird bestimmt durch die Bruchfestigkeit, das Elastizitätsmodul, die Biegefestigkeit und die Bruchzähigkeit. Die Bruchfestigkeit gibt jene mechanische Spannung an, die unter gleichmäßiger Steigerung der Belastung bei einem Bauteil zum Bruch führt [134]. Als Elastizitätsmodul wird der Widerstand von Materialien gegen ihre elastische Deformation definiert [9]. Die Biegefestigkeit entspricht der Grenze der elastischen Belastbarkeit von dentalen Werkstoffen und gibt daher die maximal akzeptable mechanische Spannung des Werkstoffs an [38]. Jener Widerstand, den ein Material aufbringen muss, um die Ausbreitung eines bereits vorhandenen Risses zu unterbinden, wird als Bruchzähigkeit bezeichnet [38].

Wenn diese mechanischen Widerstände überschritten werden, kommt es zu einem Versagen des Verbundsystems. Die dafür benötigten Kaukräfte werden in der Literatur unterschiedlich angegeben. Für den Frontzahnbereich gilt eine Grenze von 150–200 N [135], für Einzelkronen wurden als Grenzbelastung Kaukräfte von 400 N genannt [136]. Bruxismus-Patienten können Kaukräfte von bis zu 800 N aufbringen [137]; der höchste gemessene Wert für Kaukräfte lag bei 1.000 N [138]. Die erwartete Maximalbelastung für Dentalkeramiken im Seitenzahnbereich liegt bei ca. 1.000 N [139]. In Abbildung 10 finden sich die durchschnittlichen Kaukräfte in den diversen Kieferregionen.

Zur Gewährleistung der Dauerbelastbarkeit der keramischen Dentalwerkstoffe wird eine Verdreifachung des klinischen Basiswertes als Grenzwert für die Belastbarkeit von Dentalkeramiken gefordert. Diese Forderung berücksichtigt unter anderem, dass Kaukräfte weder linear noch stetig verlaufen [140].

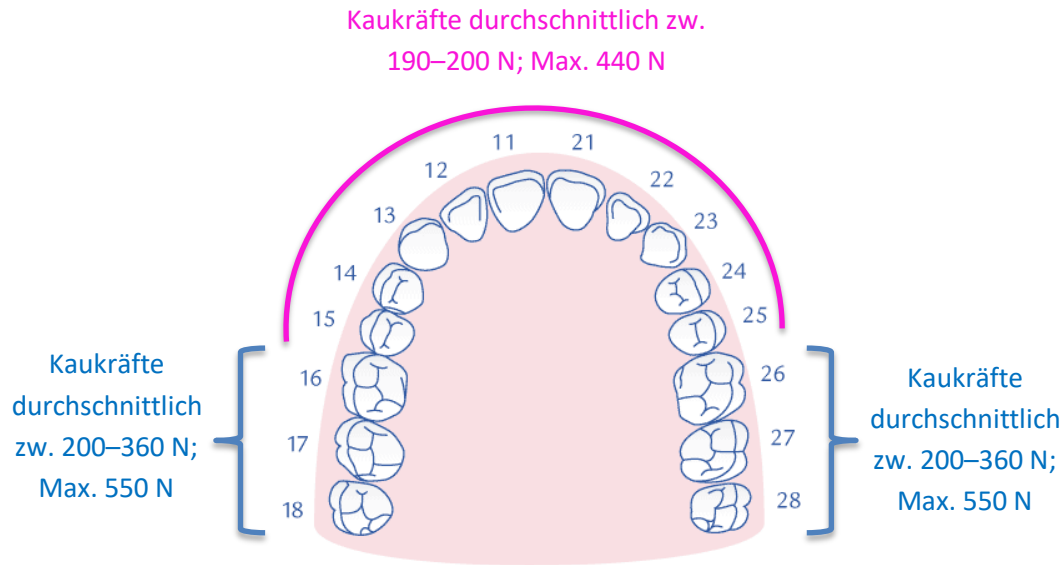


Abbildung 10: Durchschnittliche Kaukräfte in den diversen Kieferregionen

Quelle: [141]

#### 4.3.2.3 Thermik

Die durchschnittliche Körpertemperatur eines gesunden Menschen liegt bei 35,8–37,2 °C [142]. Die Temperatur in der Mundhöhle unterliegt häufigen und starken Schwankungen, z. B. durch die Nahrungsaufnahme und das Sprechen. Da auch die Dentalkeramiken diesen ständigen Temperaturänderungen ausgesetzt sind, ist die Temperaturwechselbeständigkeit von dentalen Werkstoffen ein wesentliches Anforderungskriterium. Dazu wurde beobachtet, dass mit einer Abnahme der Druckspannung eine Zunahme der Temperaturwechselbeständigkeit einherging [9, 10, 35].

#### 4.3.2.4 Chemische Einflüsse

Der Speichel eines gesunden Menschen weist einen pH-Wert von 6,7–6,8 auf [142]. Nach dem Essen kann der pH-Wert kurzfristig auf 2–3 absinken, wodurch es zu einer verstärkten Korrosion an Verbund-Metall-Keramik-Kronen kommen kann [143]. Die durch Oxidation verursachte Zerstörung von Legierungen in der Mundhöhle übt einen negativen Einfluss auf die Biokompatibilität und die Stabilität der gesamten Versorgung aus. Zusätzlich erhöht ein niedriger pH-Wert die Löslichkeit der Dentalkeramik [144].

Wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben, beträgt der Massenverlust bei 37 °C innerhalb von 24 Stunden von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in einer Ringerlösung weniger als 0,01 µg/cm<sup>2</sup> [34]. Selbst die Löslichkeit in vierprozentiger Essigsäure nach einer 16-stündigen Inkubation bei 80 °C liegt mit Werten von höchstens 4 µg/cm<sup>2</sup> unterhalb der Anforderungen nach der ISO-Norm 6872 [34]. Die tägliche Aufnahme von Zirkoniumionen aus der Nahrung liegt hingegen bei 3,5 mg und ist damit deutlich höher als eine potenzielle Lösung aus Versorgungen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.

#### **4.3.2.5 Biologie**

Die Gewebeverträglichkeit (= Biokompatibilität) wird durch das günstige Zusammenspiel von dentalen Werkstoffen und dem biologischen Gewebe bestimmt [134]. Im Allgemeinen gelten Materialien aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid als biokompatibel.

An den marginalen Schnittstellen zwischen der restaurativen Krone oder Brücke und dem restlichen Zahnhartgewebe kann es in der Region der Befestigungsschicht zu Wechselwirkungen mit dem umgrenzenden biologischen Gewebe kommen. Die glatte Oberfläche von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Werkstoffen wirkt einer Akkumulation von Plaque entgegen [145].

Die beschränkte Löslichkeit von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird als Grund dafür genannt, dass bisher keine allergischen Reaktionen darauf bekannt sind [34].

### **4.3.3 Kronen und Brücken**

#### **4.3.3.1 Kronen**

##### **4.3.3.1.1 Unverblendet**

Wird auf eine Verblendung verzichtet, ermöglicht der Einsatz von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid eine substanzschonendere Präparation. Bei unverblendeten (monolithischen) Kronen kann die Kronenwandstärke auf 0,5–0,7 mm reduziert werden [146].

Zur Maskierung ausgeprägt verfärbter Zahnstümpfe kann die Opazität des Restaurationsmaterials auch für dickere Wandstärken (bis zu 1 mm) genutzt werden. Um beim antagonistischen Kontakt von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid einen Substanzabtrag am

Gegenzahn zu reduzieren, kann durch eine Politur mit einem adäquaten Poliersystem eine optimierte Oberflächenqualität erreicht werden [146].

Monolithisch und damit anatoform gefertigte Kronen im Frontzahnbereich können sowohl aus Oxidkeramik als auch aus Silikatkeramik produziert werden. Ohne Verblendung gibt es kein Risiko von Verblendfrakturen. Zu den Stärken von Silikatkeramiken zählt ihre zahnähnliche Transluzenz. Dabei stellt insbesondere die Lithiumdisilikat-Keramik eine optimale Konstellation aus Ästhetik und Festigkeit dar. Mit klinischen Überlebensraten von 96–98 % nach zehn Jahren können Lithiumdisilikat-Keramik-Kronen in ihrer Stabilität mit Metall-Keramik-Kronen verglichen werden und eignen sich damit auch für den Seitenzahnbereich [147].

#### **4.3.3.1.2 Teilverblendet**

Der Frontzahnbereich stellt besonders hohe Ansprüche an die Ästhetik. Bei Vollkeramikrestorationen kann die individualisierte Zahnfarbe über eine labiale Schichttechnik mit Leuzit- oder Fluorapatit-Sinterkeramik als Verblendung realisiert werden. Dabei sind insbesondere Variationen in der Lichtdurchlässigkeit an diversen Stellen des Zahns wichtig, die ausschließlich durch eine individuelle Schichtung erreicht werden können. Mit der Schichttechnik lassen sich auch Volumeneffekte unter der Oberfläche der Restauration erzielen [146].

Um eine ästhetisch ansprechende Versorgung zu erhalten, muss die Gerüstkeramik mit einer geeigneten Verblendkeramik verblendet werden. Diese ist der schwächste Punkt im Verbundsystem, da sich Risse und Frakturen aufgrund der geringeren Festigkeitswerte zunächst in ihr ausbreiten. Daher werden von den Firmen spezielle Verblendkeramiken für die Gerüstkeramiken entwickelt, wobei darauf geachtet werden muss, dass der Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendkeramik auf den Wärmeausdehnungskoeffizienten der Gerüstkeramik abgestimmt wird [148]. So konnte gezeigt werden, dass die Verbundzone zwischen Verblend- und Gerüstkeramiken umso stabiler ist, je geringer die Wärmeausdehnungskoeffizientendifferenz zwischen Gerüst- und Verblendkeramik ausfällt [148].

Zur Erreichung der hohen Ansprüche an die Ästhetik im Frontzahnbereich ermöglichen CAD/CAM-Verfahren, das anatoforme Vollkronendesign gemäß dem labialen Schichtauftrag zu reduzieren (Cut-Back-Technik), um Platz für die keramische Verblendung zu schaffen [146]. Da Verblendungen mechanisch um den Faktor 4 bis 5 schwächer sind als die Gerüstkeramik, besteht die Gefahr des Auftretens von Abplatzungen bei nicht präziser Gerüstgestaltung [146].

#### 4.3.3.1.3 Vollverblendet

Das CAD/CAM-Verfahren bietet einen innovativen technologischen Ansatz, Verblendungen für Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid mit außergewöhnlicher Stabilität zu produzieren. Dabei wird zunächst ein vollanatomisch gestaltetes Kronen- oder Brückengerüst entworfen. Durch die Berechnung der Differenz zwischen der äußeren Oberflächenhülle und dem Gerüst als Ersatz für den Dentinkern wird der Raumbedarf der Verblendung ermittelt. Danach wird das dentinähnlich eingefärbte Gerüst aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid um die Verblendschichtdicke zurückgeschliffen. Die Verblendschale selbst wird mit einer Schichtstärke von 1,2–2,0 mm aus Lithiumdisilikat-Blöcken ausgefräst und gegebenenfalls mit Malfarben personalisiert. Am Ende liegen beide Komponenten so vor, dass sie perfekt aufeinanderpassen und stoffschlüssig mit dem Gerüst verklebt (Rapid-Layer) oder aufgesintert (CAD-on) werden können. Dieses Verfahren der Sinterverbundkronen vereint die extreme Stabilität des Gerüsts aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid mit der Ästhetik und Festigkeit einer Lithiumdisilikat-Verblendung [10].

Neben CAD/CAM-Verfahren kommen auch manuelle Verblendungsverfahren zum Einsatz [149]. Dies können die konventionelle Schichttechnik [150] und das Aufpressen [151] sein.

#### 4.3.3.2 Brücken

Für die Verblendbarkeit von Brücken gilt Analoges wie für die Kronen. Die Überlebensraten von verblendeten Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid liegen im Frontzahnbereich nach sechs Jahren zwischen 89–100 % und im Seitenzahnbereich nach fünf Jahren zwischen 90–97 % [152, 153]. Für monolithische Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid liegen noch keine längerfristigen Studiendaten vor [146].

Kurzspannige Brücken können durch ein CAD/CAM-unterstütztes Schleifen aus Lithiumdisilikat-Keramik-Blöcken oder mittels Presstechnik hergestellt und zur monolithischen Versorgung herangezogen werden [146].

Für monolithische Seitenzahnbrücken aus Lithiumdisilikat wurde nach zehn Jahren eine Erfolgsrate von 87,9 % festgestellt [147]. Basierend auf der ausgeprägteren Festigkeit gegenüber der verblendeten Variante entschloss sich die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, den Einsatz monolithischer, dreigliedriger Lithiumdisilikat-Brücken bis zum zweiten Prämolare zu unterstützen [146]. Für monolithische Lithiumdisilikat-Brücken im

Molarenbereich gibt es noch keine Herstellerfreigaben und daher können diese evidenzbasiert noch nicht unterstützt werden [146].

Dreigliedrige, verblendete Brücken im Frontzahnbereich mit Gerüsten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zeigten nach sechs Jahren Überlebensraten von bis zu 100 % [152, 154]. Weitspannige, verblendete Brücken mit Gerüsten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid im Front- und Seitenzahnbereich wiesen hingegen nach fünf Jahren eine erhöhte Misserfolgsrate auf und die Überlebensraten erreichten nur 82 %. Als Komplikationen wurden Wurzelfrakturen, endodontische Zwischenfälle, Dezementierungen sowie kohäsive Frakturen verzeichnet. Damit gehen weitspannige Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid insbesondere im Molarenbereich mit einem höheren Risiko einher als im Frontzahnbereich [155].

Für verblendete, drei- bis viergliedrige Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid im Seitenzahnbereich wurden Erfolgsraten nach fünf Jahren von 90–96,8 % beschrieben [147, 156] und nach zehn Jahren wurden Erfolgsraten von 84,6 % protokolliert [157]. Dreigliedrige Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, die als Lückenschluss für den zweiten Prämolare und den ersten Molar zum Einsatz kamen, erreichten nach fünf Jahren eine Erfolgsquote von 90 %, jedoch wies ein Fünftel der Verblendungen Abplatzungen auf [158].

Zu den Gründen für Misserfolge verblendeter Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid im Front- und Seitenzahnbereich zählen funktionelle Defizite bei Patienten mit Parafunktionen, die Gerüst- und Verblendfrakturen auslösten und die Fünfjahresüberlebensrate der Versorgung auf 89,9 % senkten [159]. Parafunktionen beziehungsweise Bruxismus lösten auch sowohl auf anterioren als auch auf posterioren implantatgetragenen Kronen und Brücken mit Gerüsten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid Gerüst- und Verblendfrakturen sowie Dezementierungen aus und führten damit zu einer Fünfjahresüberlebensrate der Restauration von 88,0 % [159-161].

Im Unterschied zu Glaskeramik, die nur für die Herstellung einzelner Kronen – ebenfalls unter Anwendung des CAD/CAM-Verfahrens – angewendet wird, sind Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wegen ihrer hohen Bruchzähigkeit nicht nur für einzelne Kronen, sondern auch für die Fertigung mehrgliedriger Brücken, auch im Seitenzahnbereich, geeignet [118].

#### **4.3.4 Implantologie**

Im Bereich der Dentalimplantologie wird teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid bereits mit Erfolg eingesetzt, vorerst allerdings überwiegend als Aufbaumaterial für Abutments und Kronen bzw. Brücken [116].

#### 4.3.4.1 Erfahrungen mit Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

In den 1970er-Jahren gab es einige Erfahrungen mit dentalen Implantaten aus Aluminiumoxid-Keramik, doch wegen mangelnder Festigkeit des Materials, welches der Belastung bei der Mastikation nicht standhalten konnte, wurde von dentalen Keramikimplantaten über Jahrzehnte hinweg abgesehen [162]. Die erst in den letzten Jahren erkannten hervorragenden Eigenschaften des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids werden allerdings zunehmend aufgegriffen.

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid setzt sich allmählich in jenen Bereichen durch, die früher Titan und Titanverbindungen vorbehalten waren. Einige Autoren stellten bereits fest, dass teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid bezüglich seiner mechanischen Eigenschaften mit den bisher in der Implantologie verwendeten Metallverbindungen nicht nur vergleichbar ist, sondern diese in mancher Hinsicht sogar überholt [162].

Was Titan über lange Zeit hinweg so konkurrenzlos erscheinen ließ, ist seine Fähigkeit der Osseointegration, die Per-Ingvar BRÄNEMARK Mitte des 20. Jahrhunderts entdeckte [120, 121, 163] und die dem Titan den Status des Goldstandards bei Dentalimplantaten verliehen hat. Ob teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid für Dentalimplantate geeignet ist und eventuell den Rang des Goldstandards von Titan übernehmen kann, wird sich zweifelsohne ebenfalls an der Frage der Osseointegration entscheiden.

#### 4.3.4.2 Osseointegration

Etymologisch ist der Terminus ‚Osseointegration‘ eine Komposition aus dem griechischen Wort osteon (Knochen) und dem lateinischen Wort integrare (erneuern). Der Begriff bezeichnet die direkte, strukturelle und funktionelle Kombination zwischen vitalem Knochen und der Oberfläche eines künstlichen Implantats [164-166].

Eine weitere Definition beschreibt die Osseointegration als die Bildung eines direkten Kontakts zwischen Implantat und Knochen ohne dazwischenliegendes Weichgewebe, das heißt, das Knochenwachstum erfolgt entlang der Implantatoberfläche [167-169]. Somit gilt ein enossales Implantat als osseointegriert, wenn es über Poren verfügt, in die Osteoblasten und unterstützende Bindegewebszellen hineinwandern können. Zwischen Knochen und Implantatoberfläche darf sich weder Narbengewebe noch Knorpelgewebe und auch kein Ligament befinden. Diese direkte Schnittstelle zwischen Knochen und Implantatoberfläche kann mikroskopisch verifiziert werden [120, 121, 163, 170].

Die Osseointegration, also die Knochenanlagerung an der Implantatoberfläche ohne bindegewebsartige Zwischenschicht, verleiht dem Implantat Stabilität gegenüber Kräften, die bei Kau-, Schluck-, und Knirschvorgängen entstehen [171-173].

Im Tierexperiment an Göttinger Minischweinen wurde die Osseointegration dentaler Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und Titan untersucht. Insgesamt wurden jeweils 24 Implantate implantiert und jeweils nach einer, vier und zwölf Wochen rasterelektronenmikroskopische Auswertungen entnommener Biopsien vorgenommen. Bereits eine Woche nach Implantation wurde eine beachtliche Knochenanlagerung beobachtet; nach vier Wochen war sowohl bei den Titan- als auch bei den Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid ein fortschreitender Knochenkontakt zu beobachten. Nach Ablauf von zwölf Wochen konnte die Osseointegration aller Implantate bestätigt werden. Bei vergleichbaren Oberflächenstrukturen der Implantate konnten auch auf ultrastruktureller Ebene keine Unterschiede zwischen der Osseointegration der Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und Titan beobachtet werden [174].

Ein anderes Team verglich am Hausschwein die Osseintegrationsfähigkeit von Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und Titan. Die Autoren stellten fest, dass die Resultate vergleichbar waren. Bei den Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid war eine leichte, aber nicht signifikante Zeitverzögerung beobachtet worden [86].

Im Zusammenhang mit der Entwicklung dentaler Implantate wurde die Biokompatibilität des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids in einer Reihe von Studien auch direkt an Osteoblasten und gingivalen Zellen geprüft, um die Fähigkeit des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids zur Osseointegration und dessen Auswirkung auf die Vitalität und Funktionalität der in den Knochenmetabolismus eingebundenen Osteoblasten zu prüfen. Auch in diesen Studien konnte durchweg die hohe Biokompatibilität des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids belegt werden [174-179].

Aus Studien mit Titanimplantaten ist bekannt, dass die Bearbeitung der Implantatoberfläche – etwa die Rauheit oder das Vorhandensein von Rillen – von entscheidender Bedeutung für eine erfolgreiche Osseointegration sein kann. Im Tierexperiment wurde überprüft, ob eine Laserbehandlung der Oberfläche von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Implantaten einen Einfluss auf die Osseointegration hat. Dabei wurde ein intensiverer Kontakt zwischen dem Implantat und dem Knochen festgestellt und geschlussfolgert, dass durch eine Laserbestrahlung



bei Implantaten aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid eine ausreichende Oberflächenrauheit herbeigeführt werden kann, um die Osseointegration zu unterstützen [180].

DEPPRICH et al. [175] verglichen das Verhalten von Osteoblasten, die auf strukturierten Zirconium- und Titandioxid-Oberflächen kultiviert wurden, und fanden signifikante Unterschiede: Auf teilstabilisiertem Zirconiumdioxid kultivierte Osteoblasten proliferierten intensiver als Osteoblasten, die auf Titandioxid kultiviert wurden. Dagegen waren die Adhäsion und die Anlagerung der Zellen auf Titan signifikant höher im Vergleich zu teilstabilisiertem Zirconiumdioxid. Bezüglich der Synthese knochenspezifischer Proteine durch die kultivierten Zellen wurden keine Unterschiede in den beiden Gruppen beobachtet. Die Analyse der Ultrastruktur bestätigte, dass sowohl die auf Titan als auch die auf teilstabilisiertem Zirconiumdioxid kultivierten Zellen charakteristische phänotypische Eigenschaften von Osteoblasten aufwiesen. Das Fazit der Autoren lautete, dass teilstabilisiertes Zirconiumdioxid ein geeignetes Material für dentale Implantate sei [175].

Auch *In-vivo*-Studien am Menschen zur Osseointegration von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid-Implantaten fanden eine hervorragende Osseointegration von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid-Implantaten bei gleichzeitigem Erhalt des krestalen Knochenniveaus [162, 176].

TUNA et al. [181] untersuchten die Auswirkungen einer UV-Bestrahlung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid mit unterschiedlicher Oberflächenstruktur (rau und glatt) in Bezug auf die Response primärer humaner alveolarer Osteoblasten (PhABO). Die Autoren stellten fest, dass die UV-vorbehandelten Materialproben – unabhängig von der Oberflächenstruktur (rau bzw. glatt) – nach dreitägiger Kultur eine signifikant höhere Proliferationsaktivität der Osteoblasten aufwiesen im Vergleich zu den nicht bestrahlten Materialproben. Die Expression der Collagen-, Osteopontin- und Osteocalcin-Gene sowie die Aktivität der alkalischen Phosphatase nach sieben und 14 Tagen unterschieden sich zwischen den UV-bestrahlten bzw. nicht bestrahlten Proben nicht. Nach 21 Tagen konnte belegt werden, dass in den UV-vorbehandelten Proben signifikant mehr mineralisierte Noduli zu beobachten waren als in den nicht behandelten Proben. Anhand der Röntgen-Fotoelektronenspektroskopie wurde belegt, dass die UV-Vorbehandlung die Oberfläche des teilstabilisierten Zirconiumdioxids von hydrophob zu hydrophil verändert hatte [181].

Diese Resultate bestätigen, dass eine UV-Vorbehandlung der Oberfläche von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid die physikalisch-chemischen Eigenschaften des Materials verändern und

dadurch deren „Attraktivität“ für Osteoblasten steigern kann, was sich in einer gesteigerten Anlagerung und Ausbreitung der kultivierten Zellen zeigte. Dies kann in vivo einer beschleunigten Einheilung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Implantaten und einem intensiveren Kontakt zwischen Knochen und Implantat dienen [181].

TANIGUCHI et al. [180] stellten fest, dass eine Faserlaserbehandlung der Oberfläche von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Proben die Biokompatibilität erhöhen konnte: An so vorbehandelten Oberflächen adhärierte Zellen proliferierten signifikant intensiver und setzten mehr Osteocalcin-mRNA frei als Zellen der Kontrollgruppen [180].

ITO et al. [182] untersuchten die Adhäsion und weitere Eigenschaften humaner gingivaler Epithelzellen an Yttrium-teilstabilisiertem polykristallinem Zirkoniumdioxid, an dessen Oberfläche Insulin-Wachstumsfaktoren (IGF; insulin-like growth factors) immobilisiert wurden. Die Resultate wurden mit Proben aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, deren Oberfläche poliert wurde, verglichen [182].

Die Überprüfung nach drei und nach 72 Stunden ließ bezüglich der Anzahl der adhärennten Zellen keinen Unterschied zwischen den verglichenen Gruppen erkennen. An der mit IGF-1-präparierten Oberfläche wurde eine signifikant erhöhte Expression der mRNAs für Integrin beta 4 und für Laminin beobachtet. Darüber hinaus war die Adhäsionskraft nach 72 Stunden bei den mit IGF-1 beschichteten Proben stärker. In Bezug auf die Adhäsion von *Streptococcus gordonii* wurde zwischen den beiden Gruppen kein Unterschied festgestellt. Die Autoren fassten zusammen, dass durch die IGF-1-Beschichtung der Oberfläche von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid die Adhäsion humaner gingivaler Epithelzellen weiter erhöht werden konnte, wobei die bakterielle Besiedlung gleichblieb [182].

LIU et al. [183] berichteten über günstige Resultate bei mit Polydopamin beschichtetem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid: Die Zell-Adhäsion und Proliferation humaner gingivaler Fibroblasten war im Vergleich zu reinem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid signifikant gesteigert. Die Fibroblasten breiteten sich weit aus und setzten beachtliche Mengen von Kollagen Typ I frei; zusätzlich wurde auch eine Hochregulierung der Integrine  $\alpha 5$ ,  $\beta 1$ ,  $\beta 3$  und des Fibronectin registriert. Gleichzeitig war eine Reduktion der Zahl adhärennter Bakterien (*Streptococcus gordonii* und *Streptococcus mutans*) zu verzeichnen. Die Autoren stellten fest, dass die Oberflächenmodifikation des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids durch Polydopamin das Verhalten humaner gingivaler Fibroblasten günstig beeinflusste und die bakterielle Ansiedlung hemmte [183].

YOON et al. [184] führten Studien mit Oberflächen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid durch, die mit GDF-5 (growth and differentiation factor-5) beschichtet wurden. In einer *In-vitro*-Untersuchung mit MC3T3-E1-Zellen konnte bestätigt werden, dass diese Oberflächenmodifikation des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids die osteogene Differenzierung der Zellen förderte. Die Zellproliferation sowie die Aktivität der alkalinen Phosphatase und die Kalziumablagerungen waren signifikant erhöht. Anhand der qPCR (quantitative Polymerasenkettenreaktion) wurde bestätigt, dass Gene, die für die osteogene Differenzierung entscheidend sind, in jenen Zellen hochreguliert waren, die auf GDF-5-beschichtetem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid kultiviert worden waren. Insgesamt ergab sich ein deutlicher Hinweis darauf, dass diese Bearbeitung der Oberfläche aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid für die Steigerung der osteogenen Differenzierung geeignet war [184].

Insgesamt ließ sich feststellen, dass die Osseointegration von dentalen Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, deren Oberflächen mit Säure behandelt wurden, jenen aus Titan (mit SLA-Oberflächen) nicht unterlegen war [185].

#### 4.3.4.3 Erfahrungen mit Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

In den letzten Jahren mehren sich auch Studien, die sich explizit Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid widmen. Einen Überblick über wichtige Ergebnisse ausgewählter Studien bietet Tabelle 7.

Tabelle 7: Studien zu Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

Quelle: Eigene Darstellung

Autor	Ziel der Studie	Ergebnis
NILSSON et al. 2017 [186]	Evaluation von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Abutments für Einzelzahn-Restaurationen über 5 Jahre	Bei durchmesserreduzierten Implantaten neigten Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid eher zu Brüchen als bei Implantaten mit normalem Durchmesser.
BOTTINO et al. 2016	Einzelfallstudie	Ein Abutment aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wurde auf ein Titanimplantat

Autor	Ziel der Studie	Ergebnis
[187]		fixiert, zerbrach aber. Als Grund wurden Risse im Herstellungsprozess identifiziert.
THOMA et al. 2017 [188]	Ästhetischer Vergleich fluoreszierender Hybrid-Keramik-Abutments zu nicht fluoreszierenden Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid	Prinzipiell führten beide Arten von Abutments zu vergleichbaren Ergebnissen. Für Situationen mit < 2 mm Mucosa erwiesen sich fluoreszierende Hybrid-Keramik-Abutments als besser geeignet.
HARLOS et al. 2017 [189]	Mikrobiologische Analyse der Implantat-Abutment-Schnittstelle	Abutments aus Hybridkeramik gewährleisteten bei einem Anziehdrehmoment von 30 N einen sicheren Schutz gegen einen mikrobiologischen Biofilm.
EKFELDT et al. 2016 [190]	Evaluation von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Abutments für implantatgetragene Einzelzahn-Restaurationen über 10–11 Jahre	Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zeigten exzellente technische und biologische Resultate auch nach 10–11 Jahren. Patienten waren mit der Ästhetik sehr zufrieden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid für Einzelzahnversorgungen im Frontzahnbereich mit hoher Erfolgssicherheit angewendet werden können [191, 192].

Zusätzlich mehren sich Indizien dafür, dass Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid auch für Einzelkronen im Molarenbereich verwendet werden können [193]. Für Brückenkonstruktionen sollten Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid nur unter besonders kritischer Indikationsstellung angewendet werden [193].

#### 4.3.4.4 Erfahrungen mit Suprakonstruktionen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

Zu Suprakonstruktionen (Kronen und Brücken) aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid gibt es mittlerweile zahlreiche Studien. Einen Überblick über wichtige Ergebnisse der aktuellsten Studien bietet Tabelle 8.

Tabelle 8: Studien zu Suprakonstruktionen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

Quelle: Eigene Darstellung

Autor	Ziel der Studie	Ergebnis
Lopez Cazaux et al. 2017  [194]	Einzelfallstudie zur pädiatrischen Zahnmedizin	Mit einer Krone aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid konnte bei einem achtjährigen Jungen ein Milchzahn bis zum Zahnwechsel funktionstüchtig restauriert werden.
Cooper et al. 2016  [195]	Überlebensraten von CAD/CAM-Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikat-Kronen auf Einzelzahnimplantaten	CAD/CAM Abutments aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, die mit Lithiumdisilikat-Kronen versorgt wurden, zeigten eine technische Komplikationsrate von 6,5 %. Die technischen Komplikationen waren gering und leicht zu reparieren.
Ha et al. 2015  [196]	Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Befestigungszemente auf monolithische Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid	Im Vergleich zu Zinkphosphatzement und zu Polycarboxylatzement führte die Verwendung von herkömmlichen Epoxidharzzement (Panavia) zur geringsten Stressbelastung von monolithischen Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.
Urapepon et al. 2015  [197]	Vergleich zwei verschiedener Gerüstdesigns aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid	Konventionelle, gleichmäßige 0,5mm-Verblendungen ergaben bessere Resultate im Sinne einer geringeren Frakturneigung als anatomisch geformte 0,8mm-Verblendungen.
Anunmana	Vergleich von Zwischenräumen von Einzelkronen mit	Gerade in der Okklusalebene fanden sich bei dreigliedrigen Brücken signifikant mehr

Autor	Ziel der Studie	Ergebnis
et al. 2014 [198]	dreigliedrigen Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (Lava-System)	Zwischenräume als bei Einzelkronen.

**Fazit:** Im Bereich der Implantologie sind nach wie vor Titanimplantate der ‚Goldstandard‘. Vergleichende Untersuchungen zeigen jedoch, dass teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid mindestens gleichwertig, einigen Studien zufolge für dentale Implantate sogar geeigneter ist als Titan. Die aktuelle Einschätzung vieler Autoren ist, dass die Eigenschaften des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids jene von Titan übertreffen und teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid daher für dentale Implantate geeignet ist. Das belegen auch die – bislang allerdings selten – klinischen Studien, wobei es insbesondere an klinischen Langzeitstudien fehlt.

## 5 Zahnärztliche Präparation

### 5.1 Indikation/Kontraindikationen

Grundsätzlich können mit Systemen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid Kronen und Brücken im Front- und Seitenzahnbereich gefertigt werden. Als Kontraindikation gilt ein reduziertes Platzangebot im Bereich der Brückenkonnektoren, deren Querschnitt ausreichend dimensioniert werden muss. Bei Bruxismus ist im Einzelfall zu entscheiden, ob eine Vollkeramik-Restauration indiziert ist oder einer Metallkaufäche der Vorzug gegeben werden soll.

#### 5.1.1 Kronen

Monolithisch gefertigte Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zeigten höhere Festigkeiten als verblendete Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Die Überlebensraten von Frontzahnkronen sind vergleichbar mit jenen aus Metall-Keramik-Systemen [199].

#### 5.1.2 Brücken

Prinzipiell stellt Bruxismus eine hohe Belastung für prothetische Versorgungen und somit einen Risikofaktor dar. In diesen Fällen wird das Tragen einer nächtlichen Michigan-Schiene empfohlen [146]. Zur Versorgung von Bruxismus-Patienten wird aufgrund der hohen Festigkeit monolithisches teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid empfohlen. *In-vitro*-Studien demonstrierten die hohe Festigkeit und das sehr geringe Frakturrisiko von Hohlkehlen-präpariertem monolithischen teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid für Molarenkronen mit Wandstärken von 0,5 mm okklusal [191, 200]. Gleichzeitig müssen unverblendete Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und -Brücken von maschinellen Frässpuren befreit und mit einer perfekten glatten Oberfläche versehen werden, um die Antagonisten vor Abrasion zu schonen [146].

#### 5.1.3 Implantate

Als zahnmedizinische Indikationen für das Setzen eines Implantates aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid anstelle eines konventionellen Titanimplantates gilt das Vorliegen einer dünnen Mukosa oder die Präsenz einer hohen Lachlinie bei den zu behandelnden Patienten [201], da die opaken Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in diesen Fällen optisch weniger auffallen als die grauen Titanimplantate. Des Weiteren sind in Abhängigkeit von der genetischen

Prädisposition des Patienten unterschiedlich starke Entzündungsreaktionen auf Titanpartikel nachweisbar [202]. Bei Partikeln aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wurden wesentlich seltener Entzündungsreaktionen beobachtet [203].

## **5.2 Präparation**

### **5.2.1 Vorbereitung**

Vor Behandlungsbeginn wird in aufrecht sitzender Position des Patienten ein Okklusionsprotokoll mithilfe einer Shimstock-Folie erstellt, um die Kontaktsituation später an den einartikulierten Modellen zu überprüfen [204].

### **5.2.2 Vorhandene Wurzelstifte**

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid hat als semiopakes Gerüstmaterial das Potenzial, vorhandene Stiftrestaurationen abzudecken. Intakte, oft nur sehr schwer entfernbare alte Stiftaufbauten können im Zahn belassen werden. Bei hochästhetischen Frontzahnkronen mit grazilen Gerüsten von 0,4 mm Wandstärke empfiehlt es sich, einen vorhandenen Metallstift mit einem zahnfarbenen Komposit abzudecken oder die Opazität des Gerüsts durch eine größere Wandstärke zu erhöhen. Im Idealfall soll ein neuer Stift dentinadhäsiv eingesetzt werden. Dazu haben sich glasfaserverstärkte Kompositstifte aufgrund ihrer dentinähnlichen Elastizität und Optik bewährt [204].

### **5.2.3 Aufbaumaterial**

Bei kleinen Defekten bieten sich als preisgünstige Aufbaufüllung verstärkte Glasionomere an. Größere Defekte sollten mit Kompositmaterialien aufgebaut und dentinadhäsiv befestigt werden. Kompomere sind ungeeignet, da sie durch Quellung expandieren und dadurch Druck auf die Keramik ausüben können [204].

### **5.2.4 Empfehlungen für keramikgerechtes Präparieren**

Grundsätzlich sollte für teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid immer eine reduzierte anatomische Form mit gerundeten Kanten präpariert werden. Diese ermöglicht dem Zahntechniker eine höckerunterstützende Gerüstgestaltung bei gleichmäßigen Schichtdicken. Die Schichtdicken, die



für die spätere Restauration benötigt werden, sind den Vorgaben für die Metall-Keramik-Systeme sehr ähnlich. Das Vorurteil, eine Vollkeramikversorgung gehe mit einem erhöhten Zahnhartsubstanzverlust einher, stimmt nicht [204].

Im Frontzahnbereich ist bei Einzelkronen ein Gerüst aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid mit einer Schichtdicke von 0,4 mm ausreichend. Im Seitenzahngebiet und bei Brückenankern sollten 0,5–0,6 mm eingeplant werden. Die Verblendung benötigt dann noch einmal 1–2 mm im okklusalen/incisalen Bereich (analog der VMK-Technik) [204].

Der Konuswinkel des präparierten Zahnstumpfes sollte ca. 4° betragen. Er ermöglicht einen optimalen Scanvorgang im Labor und stellt eine ausreichende mechanische Verankerung der Zahnkrone auf dem Zahnstumpf sicher [204].

Der größte Umfang des präparierten Zahnes liegt deutlich sichtbar im Bereich der gingivalen Präparationsgrenze. Dabei spielt es keine Rolle, ob eine ausgeprägte Hohlkehle oder eine Stufe mit abgerundeter Innenkante präpariert wird. Marginal ist eine zirkuläre gleichmäßige Schnittiefe von 1,0 mm anzustreben [204]. Keinesfalls darf tangential präpariert werden [53, 205].

### 5.2.5 Abformung

Die Abformung mit einem Präzisionsmaterial ist auch für Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid unerlässlich. Eine Möglichkeit der Darstellung der Präparationsgrenzen und Verdrängung der Gingiva ist die Applikation von Retraktionsfäden. Hier hat sich die sogenannte V-Technik bewährt. Zunächst wird ein Retraktionsfaden der Stärke 1 zirkulär um den Zahnstumpf in den Sulkus gelegt und anschließend der dickere Faden darüber platziert. Beide Fäden verbleiben für zehn Minuten im Sulkus. Dann wird der dickere Faden entfernt, bei Vorliegen blutungsfreier Verhältnisse und zirkulär sichtbarer Präparationsgrenze kann die Abformung erfolgen [204].

Als Abformmaterial der Wahl sollte Polyether in der einzeitig-einphasigen Technik oder Hydrokolloid verwendet werden. Nach Entnahme der Abformung wird diese unter dem Stereomikroskop oder der Lupenbrille beurteilt und ggf. wiederholt [204].

### 5.3 Herstellung von Dentalrestorationen

Aufgrund der hohen Festigkeit und des hohen Schmelzpunktes kann teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid nicht mit konventionellen zahntechnischen Methoden wie Gießen oder Pressen verarbeitet werden. Es wird durch abtragende CAD/CAM-Verfahren wie Fräsen oder Schleifen ver- und bearbeitet.

Dafür werden aus Pulvern entsprechend Halbzeuge (Fräsblanks, Ronde, Rohlinge) produziert. Diese werden dann vom Zahntechniker weiterverarbeitet.

Das Ausgangsmaterial zur Herstellung von Rohlingen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (bzw. anderen Metalloxiden oder Keramiken) wird in der Regel in Pulverform geliefert, dessen Reinheitsgrad sowie die Korngröße von entscheidender Bedeutung für die mechanischen Eigenschaften des Endprodukts sind.

Bei Metalloxiden werden zwei Stufen der Reinheit unterschieden [19]:

- Reines Metalloxid < 0,05 % Beimischung anderer Stoffe
- Weniger reines Metalloxid < 1,0 % Beimischung anderer Stoffe

Die große Bedeutung des Reinheitsgrades des gelieferten Materials wurde im Zusammenhang mit der in den 1980er- und 1990er-Jahren bei Produkten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid gemessenen hohen Radioaktivität durch Verunreinigungen durch Uran und Thorium sehr deutlich erkennbar.

Im Folgenden soll auf die Herstellung von Fräsblanks (Blanks, Ronden, Rohlingen) eingegangen werden, die in der Zahnmedizin verwendet werden.

Verarbeitungsschritt	Verarbeitungsparameter	Klinische Eigenschaften
<b>Pulver</b>	CO ausgefällt (bei den meisten Pulvern) Mischoxid-Prozess (billiger) Korngröße (0,07–0,3 µm) Sprühtrocknung und organische Zusätze	Lichtdurchlässigkeit Festigkeit Langlebigkeit Hydrolytische Stabilität Sinterverhalten
<b>Pressen</b>	Axiale Pressung Isostatische Pressung Druck (800–3.000 bar) Reinraum (keine Mängel durch Luftverschmutzung)	Randschluss Lichtdurchlässigkeit Festigkeit
<b>Vorsintern</b>	Temperatur Dauer	Randschluss Bearbeitbarkeit
<b>Bearbeitung</b>		
<b>Färben</b>	Pigmente (Teil der Pulververarbeitung) Flüssigkeiten	Randschluss Lichtdurchlässigkeit Festigkeit Langlebigkeit
<b>Abschließendes Sintern</b>	Temperatur (1.360–1.530° C) Dauer	Lichtdurchlässigkeit Festigkeit Langlebigkeit Hydrolytische Stabilität

Abbildung 11: Essenzielle Schritte im Herstellungsprozess von vorgesintertem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid und wesentliche Parameter mit den jeweiligen Auswirkungen auf klinische Aspekte

Quelle: Abbildung modifiziert nach 3M ESPE [206]

### **5.3.1 Herstellung von Rohlingen**

Die Bezeichnungen der einzelnen Zwischenstufen der Herstellung von Rohlingen werden nicht einheitlich angewendet. Die häufige Bezeichnung ‚Grünling‘ bzw. ‚Grünkörper‘ wird von manchen Autoren mit der Begründung als unpassend abgelehnt, da ein Rohling in diesem Stadium noch Bindemittel enthält, die erst bei der Sinterung ausgebrannt werden [19]. Da jedoch auch eine Reihe von Herstellern diese Bezeichnungen anwenden, werden an dieser Stelle die weitläufig bekannten Begriffe beibehalten (Abbildung 12).

#### **5.3.1.1 Grünling (Grünkörper)**

Das Rohmaterial in Pulverform wird mit einem Binder vermischt und zu einem teigartigen Material verarbeitet, das geformt wird. Das Pulver kann auch in Form gepresst werden. Das Produkt wird als Grünling oder Grünkörper bezeichnet. Dieser zeichnet sich durch eine geringe Festigkeit aus, die hauptsächlich durch das Bindemittel (Wachs oder Kunststoff) gegeben ist. Bei der Sinterung des Grünlings muss mit einem Schwund von 25 % gerechnet werden.

Der Grünling kann mit Hartmetallfräsern bearbeitet werden, allerdings ist die Formstabilität des Materials in diesem Stadium noch gering. Eine computergestützte Verarbeitung (CAD/CAM-System) wird an diesem weichen Material in der Dentaltechnik nicht vorgenommen [207].

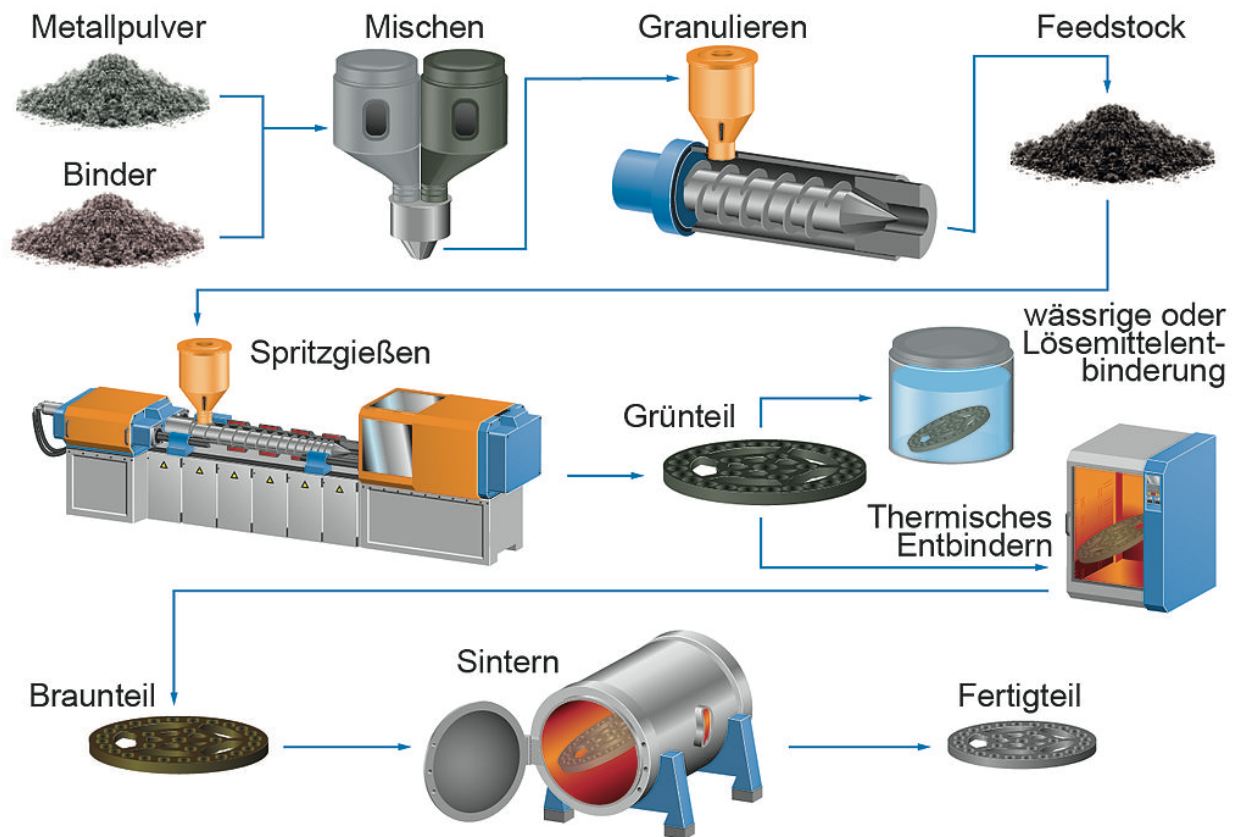


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Herstellung von Rohlingen

Quelle: [208]

### 5.3.1.2 Weißling (Weißkörper)

Durch einen Tempersschritt kann das Bindemittel aus dem Grünling entfernt werden. Der so erhaltene Weißling wird anschließend vorgesintert. Bei Keramiken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird dies bei Temperaturen zwischen 1.000 °C und 1.100 °C durchgeführt; dabei kommt es zu einem Schwund von etwa 5 %. Nach dem Vorsintern hat das Material eine Biegefestigkeit von etwa 50 MPa und eine offene Porosität von etwa 50 %. Das so hergestellte Produkt wird als Weißling oder Weißkörper bezeichnet. Der Weißling kann gefräst werden. Im Dentalbereich wird mithilfe des CAD/CAM-Verfahrens vorwiegend mit Weißlingen gearbeitet [19].

Diese Variante – die Bearbeitung eines partiell gesinterten Rohlings – hat gegenüber durchgesinterten Rohlingen (Frässcheiben) den Vorteil der leichteren maschinellen Bearbeitung. Der Werkzeugverschleiß beim Fräsen ist geringer, darüber hinaus kommt es zu keinem Absplittern des Materials. Wegen der beträchtlichen Schrumpfung während des Post-Sintering-

Prozesses muss allerdings der Sitz des Gerüsts während der CAD-Prozedur entsprechend ausgeglichen werden [118].

### **5.3.1.3 Braunling (Braunkörper)**

Der Weißling wird nach der Formgebung durch Fräsen in der Dentaltechnik noch einmal durch Sintern bei hoher Temperatur zu einem Bauteil mit seinen endgültigen geometrischen und mechanischen Eigenschaften verdichtet. Der so erhaltene Braunling weist eine Dichte von über 99 % und die maximale Festigkeit auf [209].

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid wurde ursprünglich in Form von Braunlingen durch Schleifen mit CAD/CAM-Systemen verarbeitet. Dies war sehr zeitintensiv und beanspruchte die Maschinen und Schleifwerkzeuge sehr stark, vor allem weil auch gehiptes (s. u.) teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid verwendet wurde [19]. Vorteilhaft bei der Verarbeitung von gehipten Braunlingen ist die sehr hohe Festigkeit der so gefertigten Restaurationen.

### **5.3.2 Sinterprozess**

Die weitere Verarbeitung der Rohlinge hängt von deren materieller Beschaffenheit sowie vom Verwendungszweck ab. So sind unlängst neben dem gängigen opaken Material, meist aus Yttrium(III)-oxid-stabilisiertem Zirkoniumdioxid, auch Rohlinge aus transluzentem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid verfügbar. Die mechanischen Eigenschaften der unterschiedlichen Materialien können dabei unterschiedlich sein.

Dabei kann die weitere Verarbeitung an einem bereits dicht gesinterten Block oder am Weißling erfolgen. Der gefräste Weißling muss bei hohen Temperaturen im Dentallabor durchgesintert werden, damit der Werkstoff die gewünschte Härte und Festigkeit erreicht. Bei diesem Sinterprozess schrumpft der Weißling um 20–30 %. Die für das jeweils angewendete Ausgangsmaterial einzuhaltenden Sinterparameter werden von den Herstellern mitgeteilt und sind in jedem Fall einzuhalten. Unterschiedliche Sintertemperaturen sind mitentscheidend für die Qualität des Endprodukts [21].

Vorgesintertes teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid wird in drei wesentlichen Schritten weiterverarbeitet. Im ersten Schritt, der normalerweise beim Hersteller stattfindet, wird teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid-Pulver gepresst und vorgesintert. Das Dentallabor fräst den vorgesinterten Rohling (Weißling) und sintert ihn dann zur finalen Dichte [206].

Die Erzeugung der vorgesinterten Rohlinge divergiert je nach der Zulieferfirma des Pulvers aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid und den gewählten Bedingungen für das Pressen und Vorsintern [206].

#### **5.3.2.1 Pulver**

Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid-Pulver kann verschiedenartige Korngrößen, differierende Verteilungen der diversen Korngrößen sowie variable Zusätze (z. B. Bindemittel für das Pressen) aufweisen. Die Zusätze Yttrium(III)-oxid und Aluminiumoxid können sich im Verbund auf unterschiedliche Art verteilen, z. B. gleichmäßig oder höher konzentriert an den Kornrändern. Die Korngröße beeinflusst die Festigkeit und die Umwandlungsverstärkung. Verschiedene Verteilungen der Korngrößen bestimmen die entstehende Porosität und somit die Transluzenz des Werkstoffes. Die Verteilung der Zusätze kann die hydrothermale Stabilität des gesinterten teilstabilisierten Zirconiumdioxids beeinflussen [206].

Die vorgenannten Parameter im Pulver aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid determinieren also die Festigkeit, Langzeitstabilität und die Lichtdurchlässigkeit der restaurativen Versorgung.

#### **5.3.2.2 Pressbedingungen**

Für das Pressen des Pulvers aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid werden verschiedene Verfahren (z. B. isostatisch oder axial) verwendet. Die Pressbedingungen werden so adaptiert, dass ein bestmöglicher Rohling für den Vorsinterschritt erzeugt wird. Das Pressverfahren determiniert die Homogenität und Dichteverteilung des Werkstoffes und damit die Randpassung. Die Pressbedingungen können zu Unterschieden in Festigkeit und Transluzenz führen und einen Effekt auf die Temperatur beim abschließenden Sintern des teilstabilisierten Zirconiumdioxids ausüben [206].

#### **5.3.2.3 Vorsintern**

Das gepresste Pulver aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid wird anschließend in einem Ofen mit einem fein abgestimmten Temperaturprofil vorgesintert, um dem Rohling eine adäquate Beständigkeit und Fräsbarkeit zu verleihen [206].

#### **5.3.2.4 Färben**

Manche Materialien aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid können im vorgesinterten Zustand gefärbt werden, indem die Komponenten in eine Färbeflüssigkeit getaucht werden. Dadurch wird das Färbemittel vom Material aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid absorbiert. Eine Färbung wird entweder durch Farbpigmente oder durch unpigmentierte Ionen erreicht. Dabei ist es notwendig, den Effekt der Färbeflüssigkeit auf die mechanischen Eigenschaften des Materials aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid einer kritischen Prüfung zu unterziehen. Das Färben des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids kann die Randpassung, die Beständigkeit und die Transluzenz des Materials modifizieren [206].

### **5.3.3 Heißisostatisches Pressen (HIP)**

#### **5.3.3.1 Definition von HIP**

Durch den Sinterprozess kann ein sehr dichtes Gefüge erzielt werden, das aber immer eine gewisse Restporosität aufweist. Um diese noch weiter zu reduzieren, kann eine Nachverdichtung durch hohe Temperaturen und hohe Drücke erfolgen [28, 34]. Dieser Vorgang wird als HIP-Prozess (hippen) bezeichnet (engl.: hot isostatic pressure). Dieser ist sehr aufwendig und teuer und wird daher in der Zahnmedizin nur sehr selten durchgeführt.

Der HIP-Prozess ist der Formgebung nachgelagert und kann sowohl für gefräste Weißlinge als auch vor dem Schleifen von Braunlingen durchgeführt werden.

#### **5.3.3.2 Vorgehen**

Beim heißisostatischen Pressen wird das Bauteil in einen deformierbaren, dichten Behälter gegeben. Dieser Behälter wird in einen beheizbaren Druckkessel transferiert, und das Bauteil wird bei einer Temperatur bis zu 2.000 °C und bei einem Druck zwischen 100 MPa und 200 MPa unter Schutzgas verdichtet. Dabei wirkt der Gasdruck von allen Seiten auf das Bauteil, sodass dem Werkstück isotrope Eigenschaften verliehen werden [28, 34].

#### **5.3.3.3 Vor- und Nachteile**

Heißisostatisch gepresste Weißlinge werden mit hoher Dichte industriell hergestellt und müssen im Gegensatz zu Weißlingen nicht mehr im Dentallabor gesintert werden.



Der Umstand, dass nicht gesintert werden muss, hat eine Reihe von Vorteilen: Zunächst muss eine Schrumpfung nicht mehr berücksichtigt werden und das Gerüst hat einen sehr guten Sitz. Darüber hinaus wird der Zeitaufwand für das Sintern gespart und auch die Anschaffung eines Sinterofens ist unnötig. Durch den hohen Druck und die hohen Temperaturen wird das Material stark verdichtet. Dadurch wird das Material praktisch porenfrei. Poren stellen besonders bei Keramiken Schwachstellen dar. Sie sind Ausgangspunkte für Risse und senken somit die Festigkeit der Bauteile. Durch den HIP-Prozess erhöht sich die Festigkeit der Keramik [34, 61, 210].

Zum Nachteil des HIP zählt, dass das Schleifen des sehr harten und festen Materials längere Zeit in Anspruch nimmt, sodass die Schleifmaschine nicht optimal ausgelastet werden kann; auch kommt es zu einem höheren Verschleiß des Schleifkörpers [207]. Diese Nachteile sind offenbar die Ursache dafür, dass sich das HIP-Verfahren bislang auf dem Markt nicht durchsetzen konnte.

## **5.4 Weiterbearbeitung von Rohlingen durch den Zahntechniker**

### **5.4.1 Fräsen**

Das Fräsen kann mit handgeführten Kopierfräsmaschinen vorgenommen werden, allerdings verlagert sich der Schwerpunkt des Fräsens zunehmend auf die computergestützte Bearbeitung mit CAD/CAM-Systemen. Grund dafür ist die Härte der Keramiken aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid, bei der äußerst präzise Anpassungen der Wandstärken ohne computergestützte Hilfe nur sehr schwer oder gar nicht möglich sind [211].

Bei der Bearbeitung von Gerüsten ist sorgfältig darauf zu achten, Beschädigungen des geformten Teils zu vermeiden – ob es sich nun um Kratzer, Einkerbungen, scharfe Ecken oder ähnliche störende Mängel an der Oberfläche des Gerüsts handelt. Oberflächen müssen möglichst glatt, Kanten verrundet sein. Auf diesen Aspekt ist bereits beim Fräsen, aber auch bei jedem nachfolgenden Schritt der Verarbeitung zu achten, da auch solche mitunter sehr geringen Fehler bei der Bearbeitung einen erheblichen Einfluss auf die Festigkeit des gesamten Produkts haben können [212].

#### **5.4.1.1 Handgeführte Kopierfräsmaschinen**

Der Vorgänger der heute üblichen Kopierfräshilfen ist der Anfang des 17. Jahrhunderts erfundene Pantograf – ein einfaches Gerät, mit dem Zeichnungen maßstabgetreu verkleinert oder

vergrößert werden können. Kopierfräsgeräte auf der Basis des Pantografen, mit denen zwei- oder dreidimensional verschieden große Vorlagen kopiert oder in Holz oder andere Materialien gefräst werden können, werden vielfach in den verschiedensten Bereichen angewendet (Gravuren etc.). Auf der gleichen Basis entwickelte im Jahr 2003 Enrico Steeger die als Zirkograf bezeichnete Kopierfräse, die auch im Dentalbereich angewendet wird [212].

#### 5.4.1.2 Das CAD/CAM-System

CAD/CAM-Systeme wurden in den 1970er-Jahren erstmals vorgestellt und seither fortlaufend weiterentwickelt. Besonderes Interesse an CAD/CAM-Systemen entstand in den 80er-Jahren, als wegen des dramatisch steigenden Goldpreises andere Materialien für die Erstellung der Gerüste im Dentalbereich gesucht wurden. Es wurden Nickellegierungen ausprobiert, doch dieses Material löste Allergien aus. Daraufhin wurden große Hoffnungen in die Anwendung von Titan gesetzt. Es erwies sich jedoch als schwierig, Gerüste aus Titan herzustellen, bis die Idee aufkam, die Gerüste mithilfe des CAD/CAM-Systems zu erstellen [118].

Die CAD/CAM Technik hat die routinemäßige Anwendung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid in der Dentalmedizin erst ermöglicht, da das Material zu hart und demnach zu schwer für eine exakte Bearbeitung komplizierter Restaurationen durch herkömmliches Fräsen ist. Eine Be- und Verarbeitung in einem Dentallabor war nicht möglich.

Heute wird die Kronen- und Brückenrestaurierung auf Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid routinemäßig mithilfe von CAD/CAM-Systemen vorgenommen. Es wurden Netzwerke gegründet, sogenannte ‚machining center CAD/CAM‘, die weltweit arbeiten, und der Markt ist rasant gewachsen [31, 118]. Intraorale Scannersysteme wurden entwickelt und sind verfügbar. Auf herkömmliche Weise wird in der Regel im zahntechnischen Laboratorium nur noch die abschließende Fertigung (Verblendung, Politur, exakte Anpassung) vorgenommen.

Voraussetzung für eine Fertigung des Gerüsts mit CAD/CAM-Systemen ist die tetragonale polykristalline Struktur des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids. Aus diesem Grund ist es wichtig, mit Keramiken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zu arbeiten, bei welchen die Rate der Phasentransition von tetraclin zu monoklin bzw. der Volumenanteil der monoklinen Phase günstig ist [213].

## 5.4.2 Gestaltung der Gerüste

Bei der Gestaltung der Gerüste ist die Einhaltung bestimmter Mindesthöhen oder -stärken die Voraussetzung für ein erfolgreiches Ergebnis. Insbesondere bei Gerüsten aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ist dabei das freihändige Arbeiten schwierig; die wechselseitige Anpassung der Dimensionen des Gerüsts und der Verblendung können am günstigsten mithilfe einer geeigneten Software per Computer gesteuert und berechnet werden [214].

So wird einerseits darauf hingewiesen, dass bei der Festlegung der Stärken immer die Stärke des Gerüsts vorrangig sei, andererseits hängt eine einheitlich dünne Verblendschicht – und damit auch das Risiko des Abplatzens der Verblendung – von der Ausführung des Gerüsts ab. So ist eine höckerunterstützende anatomische Formung des Gerüsts erforderlich, um das Chipping-Risiko zu minimieren [214, 215].

### 5.4.2.1 Wandstärken

Wird auf eine Verblendung verzichtet, ermöglicht der Einsatz von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid eine substanzschonendere Präparation. Bei unverblendeten Kronen kann die Kronenwandstärke auf 0,5–0,7 mm reduziert werden [146].

### 5.4.2.2 Gerüststärken

Für die Gestaltung von Gerüsten liegen Empfehlungen der AG-Keramik bezüglich der Mindeststärken vor (Tabelle 9), der sich auch mehrere Hersteller angeschlossen haben [216].

Dennoch werden von einigen Herstellern in den Produktinformationen mitunter auch abweichende Empfehlungen ausgesprochen. So heißt es im Technischen Datenblatt „CADstarDigital Dental Solutions“, dass bei Kronen und Brücken im Frontzahnbereich eine Mindestwandstärke von 0,8 mm nicht unterschritten werden dürfe [217], was den Angaben in Tabelle 9 widerspricht.

Bei der Herstellung des Gerüsts muss dieses stets Vorrang vor der Keramikverblendung haben, wird von einigen Autoren dringend empfohlen. Gemeint ist damit, dass eine Verblendung nicht unbedingt an jeder Stelle angebracht werden muss, wenn dies nur für den Preis einer Unterschreitung des Mindestmaßes der Wandstärke des Gerüsts möglich wäre [216].

Insbesondere im Bereich des Pfeilerköppchens darf die Mindeststärke nicht unter 0,6 mm betragen, da diese Stelle mit einem erhöhten Risiko für Brückenbrüche behaftet ist. Ein anatomisch geformtes, höckerunterstützendes Gerüst hilft, dicke Verblendungsschichten zu vermeiden, was ebenfalls zu den Vorsorgemaßnahmen gegenüber Brüchen – insbesondere im Bereich der Verblendung – zählt. Besonders hervorgehoben wird, dass die Übergänge, Ecken und Kanten weich, gerundet und fließend sein müssen [214, 216, 217].

Tabelle 9: Empfohlene Mindeststärken bei der Gerüstgestaltung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Gerüsten

Quelle: [216]

	<b>Einzelkrone</b>	<b>Kronen verblockt</b>	<b>3 gldr. Brücke</b>	<b>4 gldr. Brücke 2 Zwischenglied.</b>	<b>Anhänger</b>
<b>Frontzahn</b>					
Gerüst zirkulär	0,5 mm	0,5 mm	0,6 mm	0,7 mm	0,7 mm
Gerüst inzisal	0,5 mm	0,5 mm	0,5 mm	0,7 mm	0,7 mm
Verbinder	-	7 mm <sup>2</sup>	7 mm <sup>2</sup>	9–12 mm <sup>2</sup>	12 mm <sup>2</sup>
<b>Seitenzahn</b>					
Gerüst zirkulär	0,5 mm	0,5 mm	0,6 mm	0,7 mm	0,7 mm
Gerüst inzisal	0,5 mm	0,5 mm	0,5 mm	0,7 mm	0,7 mm
Verbinder	-	9 mm <sup>2</sup>	9 mm <sup>2</sup>	12–16 mm <sup>2</sup>	12–16 mm <sup>2</sup>

#### 5.4.2.3 Stärke der Verbinder

Von besonderer Bedeutung ist die Berechnung der Dimensionierung nicht nur für die Wandstärke des Gerüsts, sondern auch für die der Verbinder.

Wird auf eine Verblendung verzichtet, können die Verbinderquerschnitte bei Brücken geringer dimensioniert werden, wobei trotzdem beachtet werden muss, dass die Höhe zur dritten Potenz (vertikal extendiert) zur Festigkeit beiträgt [146].

Mehrfach wird hervorgehoben, dass bei den Verbindern ein möglichst großer Querschnitt anzustreben ist, wobei die Höhe des Verbinders für die Stabilität der Brücke eine erheblich größere Rolle spielt als dessen horizontale Breite, da es gilt, dem aus okklusaler Richtung

wirkenden Druck standzuhalten. So steigt die Festigkeit bei einer verdoppelten Breite auf das Doppelte an; bei einer doppelten Höhe steigt die Festigkeit auf das Achtfache an [214, 216, 217].

Die Mindestwerte des Querschnitts der Verbinder für den Front- und Seitenzahnbereich sind in Tabelle 9 gelistet; die Mindesthöhe soll nicht unter 3 mm liegen; tropfenförmige oder ovale Konturen sind anzustreben. Bei einer höheren Zahl von Brückengliedern sollten die Querschnitte der Konnektoren möglichst hoch sein, wobei bei Schwebelbrückengliedern die Maße großzügiger geplant werden sollten [214].

#### **5.4.2.4 Anzahl von Zwischengliedern**

Mit drei- oder viergliedrigen Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid liegen bereits viele Erfahrungen vor [10]. TINSCHERT et al. [59, 218] konnten zeigen, dass mehr als zwei Zwischenglieder zu einer hohen Versagenswahrscheinlichkeit führen und daher die Zahl der Zwischenglieder auf maximal zwei zu beschränken ist.

#### **5.4.3 Schleifen**

Nach dem Einsetzen des Zahnersatzes ist nicht selten ein Nachschleifen erforderlich, um eine optimale Okklusion zu gewährleisten. Dabei muss mit äußerster Sorgfalt gearbeitet werden, um keine Mikroschäden an der Oberfläche auszulösen, die eine Veränderung bzw. Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften zur Folge haben könnten. So wurde festgestellt, dass die Art der Beschleifung von Oberflächen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid die Biegefestigkeit signifikant beeinflussen kann [219]. Bei korrekter Auswahl der Methoden und Instrumente löst dagegen ein Beschleifen wenig Stress aus und trägt zum Langzeiterfolg des Zahnersatzes bei.

So haben LEE et al. [220] teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid mit verschiedenen Schleifbohrern behandelt und die Resultate verglichen. Nach dem Beschleifen der Oberflächen fand sich in allen verglichenen Gruppen nur ein geringer Anteil der monoklinen Phase. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Anwendung von Schleifbohrern, die speziell für teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid bestimmt sind, keine signifikanten Veränderungen der Biegefestigkeit des behandelten Materials auslöst; darüber hinaus kann auf diese Weise auch die Schleifdauer verkürzt werden. Allerdings sollte anschließend eine feine Politur vorgenommen werden, um die Rauheit der Oberfläche nach dem Schleifen zu reduzieren.

MICHIDA et al. [221] verglichen an teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid die Auswirkung des Schleifens auf die Biegefestigkeit sowie weitere mechanische Eigenschaften im Vergleich zum Luftabtriebverfahren. Sie stellten fest, dass zwischen dem Luftabtrieb mit Schwebeteilchen, Silizium- oder Aluminiumoxid-Teilchen keine signifikanten Unterschiede auftraten, doch die Biegefestigkeit war nach dem Beschleifen signifikant reduziert.

Es ist dringend ratsam, sich beim Beschleifen des Gerüsts auf möglichst kleinflächige, geringfügige Korrekturen zu beschränken und dabei äußerst umsichtig vorzugehen sowie mit Wasserkühlung und geringem Anpressdruck zu arbeiten. Konnektoren (Verbinder) sollten keinesfalls beschliffen werden [205].

#### **5.4.4 Polieren**

Nach dem Einschleifen muss die Oberfläche des Konstrukts mehrfach und sorgfältig poliert werden. Es ist zu beachten, dass selbst feinstkörnige Diamantschleifer eine zu raue Oberfläche hinterlassen können, die dann Probleme der Funktionalität des Zahnersatzes zur Folge haben können [10].

PERDIGÃO et al. [21] berichteten, dass eine Polierbehandlung die Empfindlichkeit von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid gegenüber Alterungserscheinungen steigern kann. So können Körner in der direkten Umgebung bzw. entlang des Randes von Kratzern, die bei der Politur entstehen, als Keimbildungsstelle wirken und die Phasentransformation beschleunigen. Allerdings traf dies nur für die tiefsten Kratzer zu – ein klarer Beleg dafür, dass die Politur mit größter Sorgfalt vorzunehmen ist.

#### **5.4.5 Abstrahlen**

Nach der Verfertigung eines Gerüsts aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird vor der Verblendung in der Regel eine (evtl. mehrfach wiederholte) Oberflächenbehandlung vorgenommen. Um die gewünschte Reinheit und Rauheit zu erzielen, die für eine gute Anhaftung des Verblendmaterials erforderlich ist, wird das Gerüst in aller Regel mit Edelkorund (Aluminiumoxid) abgestrahlt. Dieses Vorgehen ist vom keramischen Verblenden von metallischen Gerüsten bekannt. Im Laborjargon wird von Sandstrahlen (engl.: sandblasting) gesprochen. Dies ist jedoch nicht zutreffend, da nicht mit Sand (= Quarz), sondern mit Aluminiumoxid (Korund) gestrahlt wird [222].

Das Abstrahlen von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid wird von vielen Keramikherstellern kritisch gesehen, die davon abraten. Durch den Strahlprozess wird Energie in die Oberfläche eingetragen. Dadurch kann es zu Veränderungen der mechanischen Eigenschaften, insbesondere auch des so wichtigen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) kommen. Statt des Abstrahlens wird Abdampfen als ausreichend empfohlen. Andere Hersteller wiederum empfehlen ein Abstrahlen zur Bearbeitung der Oberfläche vor der Befestigung der Verblendung. Hierbei wird meist Korund mit einer Korngröße zwischen 30 µm und 100 µm bevorzugt; die Abstrahldauer sollte bei einem Druck zwischen 1,0 bar und 2,5 bar bei 10 bis 15 s liegen. Allerdings ist bei diesem Vorgang ein unerwünschter Einfluss auf teilstabilisiertes Zirconiumdioxid-Kristallgitter nicht auszuschließen. Aus diesem Grund entscheiden sich viele Hersteller für eine adhäsive Befestigung, bei der Abstrahlen als nicht erforderlich angesehen wird [205].

Es ist bekannt, dass mechanischer Stress bei teilstabilisiertem Zirconiumdioxid eine Phasentransformation (tetraclin zu monoklin) auslöst, was nachfolgend zur Druckbelastung führt [31]. Doch gibt es auch Berichte, nach welchen das Abstrahlen bei teilstabilisiertem Zirconiumdioxid die Biegefestigkeit signifikant steigert, während es beispielsweise bei Lithiumdisilikat eine gegenteilige Wirkung hat [219].

Der Einfluss der Oberflächenbehandlung auf die Ermüdungserscheinungen Materialien aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ist vom Typ bzw. der Größe der zur Abrasion angewendeten Partikel abhängig. ABOUSHELIB et al. [223] verglichen die Dauerfestigkeit in drei unterschiedlich behandelten Materialien aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid. Sie stellten fest, dass die Dauerfestigkeit bei Proben, deren Oberfläche nur poliert wurde, nach einem dynamischen Ermüdungstest bei 86,3 % der Ausgangslage lag. Bei Proben, die mit Schwebeteilchen von 50 µm Größe im Luftabtriebverfahren behandelt wurden, lag die Dauerfestigkeit nach dem Ermüdungstest noch bei 73,4 % des initialen Wertes, während die Dauerfestigkeit bei Proben, die mit 120 µm-Korundpartikeln behandelt wurden, nach dem Ermüdungstest um mehr als die Hälfte (auf 42,3 %) des Ausgangswertes reduziert war [223].

Die durch Abstrahlen erzielte Oberflächenmodifikation beeinflusst die Phasentransformation, die wiederum die Festigkeit des teilstabilisierten Zirconiumdioxids beeinflusst; dabei spielt das Material, das zum Abstrahlen verwendet wird, eine entscheidende Rolle [224].

SATO et al. [31] stellten fest, dass nach Abstrahlen mit 70 µm Aluminiumoxid und 125 µm Siliziumdioxidpulver sowohl der Anteil des monoklinen teilstabilisierten Zirconiumdioxids als auch die Biegefestigkeit angestiegen waren. Nach anschließender Wärmebehandlung (fünf

Minuten bei 500–1.200 °C) waren sowohl die Werte der monoklinen Kristallphase als auch die Biegefestigkeit reduziert. Die mechanischen Eigenschaften des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids waren demnach stark durch die stressinduzierte Transformation verändert worden.

**Fazit:** Die Bearbeitung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid erfolgt maschinell. Hierzu werden Rohlinge mit bestimmten Formen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Pulver gepresst. Diese können danach mittels spezieller CAD/CAM-Maschinen bzw. Kopierfräsen bearbeitet werden.

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid kann entweder im weichen, kreideähnlichen Zustand mit Hartmetallfräsern gefräst oder in einem bereits durchgesinterten Zustand (gehipt) und damit in Endhärte von etwa 1,200 HV mit diamantierten Schleifkörpern geschliffen werden. Der früher häufig verwendete Begriff ‚Grünling‘ ist heutzutage unpassend, da der ‚Grünling‘ immer noch Bindemittel enthält. Ein ‚Weißling‘ hingegen wurde bereits bei hohen Temperaturen vorgesintert, die Bindemittel wurden in dieser Zeit ausgebrannt und das Material wurde durch diese Wärmevorbehandlung minimal verfestigt. Das im Weißzustand gefräste teilstabilisierte Zirkoniumdioxid muss anschließend gesintert werden, um die Endhärte und Endfestigkeit zu erreichen. Beim Sintern erfolgt eine Schrumpfung der Gerüste um ca. 20–30 % [225].

## 5.5 Befestigungstechniken

### 5.5.1 Eingliederung

Nach Kontrolle von Okklusion, Farbe und Approximalkontakten kann die Restauration nun im Mund befestigt werden. Die Frage, ob dem Kleben oder dem Zementieren der Vorzug gegeben werden sollte, wird heute noch sehr widersprüchlich diskutiert. Ob mit Phosphatzement als Handmischvariante oder Glasionomerezement im Kapselpräparat spielt klinisch keine Rolle. Auch adhäsive Befestigung mit Autopolymerisaten oder Dualzementen ist möglich (z. B. RelyX® Unicem, 3M ESPE; Panavia F, KURARAY DENTAL). Das transluzente Material ermöglicht eine Lichteinleitung von der Restauration in den Zahnstumpf und über die Präparationsgrenze hinaus ins Wurzel Dentin. Es kommt bei paramarginaler Präparation nicht zur Demaskierung der Zementfuge [10, 35, 146].

Dentale Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid können bei ausreichender Stumpflänge (4 mm) konventionell befestigt werden. Dabei gilt Glasionomerezement als die erste



Wahl, obwohl Zinkphosphatzement zwar auch funktionieren würde, mittlerweile aber als überholt gilt. Bei der adhäsiven Befestigung ist auf das Vorhandensein von MDP (10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat-)Monomeren zu achten, die in den meisten adhäsiven Systemen enthalten sind. Vollkronenrestorationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid sollten vorzugsweise mit einem selbstadhäsiven System eingegliedert werden (z. B. RelyXUnicem von 3M oder Speedcem 2.0 von IvoclarVivadent) [10, 222, 226, 227].

Für „Kronen und Frontzahnbrücken aus Lithiumdisilikat-Keramik, Feldspat sowie Spinell- und Glaskeramiken ist eine adhäsive Befestigung erforderlich“ [228].

Im Unterschied zu Aluminiumoxidkeramiken, die an den Innenflächen der Kronen mit Korund gestrahlt werden, ist die Bewertung dieses Vorgangs bei Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid nicht eindeutig: Hierbei besteht die Gefahr einer Schädigung der Oberfläche, die Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des Materials auslösen kann [205].

Andere Autoren teilen diese Auffassung nicht. So sei bei Befestigung von Kronen und Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid mit Zement insbesondere das Retentionsverhalten zu beachten: Bei Retentionsverlust kann der Zement sichtbar werden; darüber hinaus wurde bei Brücken aus diesem Keramikmaterial über einen gesteigerten Retentionsverlust berichtet. Diese Gefahr bestehe bei Adhäsionsbefestigung nicht. Unter Anwendung geeigneter Verbundwerkstoffe wurde nach Verklebung über verbesserte mechanische Eigenschaften der Restauration berichtet [19].

Tabelle 10: Vollkeramische Systeme und ihre empfohlenen Befestigungstechniken.

Quelle: Modifiziert nach [210]

Zu befestigendes Element	Adhäsive Befestigung empfohlen/erforderlich	Konventionelle Zementierung möglich
Veneer, Teilkronen	Feldspat, Spinell- & Glaskeramiken	-
Frontzahnkronen	Feldspat, Spinell- & Glaskeramiken	Aluminiumoxid & teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid
Seitenzahnkronen	Lithiumdisilikat-Keramik	Lithiumdisilikat-,

		Aluminiumkeramiken, teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid
<b>Frontzahnbrücke</b>	Lithiumdisilikat-Keramik	Lithiumdisilikat-, Aluminiumoxidkeramiken & teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid
<b>Seitenzahnbrücke</b>	-	teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid
<b>Implantat-Abutment</b>	teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (derzeit verschraubt)	

Mit Befestigungskompositen (Adhäsiven) verbindet sich teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid schwer. Um diese Adhäsion zu verbessern, wurden die Auswirkungen von Kohlendioxid- (CO<sub>2</sub>-) und Nd:YAG-Laser auf die Scherhaftfestigkeit geprüft. Die Resultate belegen, dass die Langlebigkeit der Adhäsion durch die Bearbeitung der Oberfläche des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids mit diesem Verfahren erhöht werden kann [229].

In einer gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde) und der DGZPW (Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e. V.) wurden die Befestigungsverfahren für Versorgungen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid festgelegt (Tabelle 10).

### 5.5.2 Provisorische Fixierung

Eine temporäre Fixierung von festsitzenden Restaurationen soll funktionelle und ästhetische Korrekturen vor der finalen Befestigung ermöglichen. Vor der vorübergehenden Montage eines festsitzenden Zahnersatzes muss geklärt werden, ob es sich um eine zahn- oder um eine implantatgetragene Restauration handelt, ob sich das Material, aus welchem die endgültige Versorgung produziert wurde, für eine provisorische Befestigung eignet und welcher finale Befestigungswerkstoff verwendet werden soll [230].

### 5.5.2.1 Problematik beim Herausnehmen

Das größte Problem des Probetragens von vollkeramischem Zahnersatz besteht darin, die Restauration ohne Beschädigung vor der finalen Fixierung wieder herauszunehmen. Zahlreiche Studien dokumentieren einen negativen Einfluss der Rückstände von temporären Befestigungsmaterialien auf die Haftung und Abbindereaktion der letztendlich eingesetzten definitiven Befestigungswerkstoffe [231-234]. Aus diesem Grund wurden zahlreiche Varianten zur bestmöglichen Säuberung der Dentin- und Schmelzoberflächen von Überresten des provisorischen Befestigungsmaterials beschrieben [235, 236]. Dabei scheint die Säuberung der Zahnoberfläche mit einer adäquaten Reinigungspaste (z. B. Bimsstein, Schlämmkreide) oder Abstrahlen den besten Erfolg zu ermöglichen [237, 238]. Die alleinige Reinigung der Zahnoberfläche mit Tensiden wird als ungenügend erachtet [238, 239].

Die Abbindereaktion klassischer Befestigungszemente, wie z. B. Zinkphosphat- oder Glasionomerezemente, wird durch temporäre Befestigungsmaterialien nicht beeinträchtigt. Dies ist nicht ohne Weiteres auf Befestigungswerkstoffe übertragbar, die ein Schmelz-Dentin-Adhäsivsystem voraussetzen [230]. Erfahrungsgemäß können Präparate auf Eugenol-Basis die Polymerisation von Dentinadhäsiven auf Methacrylsäuremethylester-Basis und Befestigungswerkstoffen auf Kompositbasis beeinträchtigen [240, 241]. Daher wird die Verwendung von Präparaten ohne Eugenol empfohlen [230].

Leider gibt es keine Literatur dazu, ob es beim Herausnehmen des Zahnersatzes nach dem Probetragen zu Chippings kommt. Für Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird eine temporäre Zementierung nicht empfohlen. Um eine Fraktur unter Kaulast zu vermeiden, müssen diese Versorgungen durch einen adhäsiven Verbund zum Zahn gestützt werden. Das Hauptproblem bei vollkeramischen Restaurationen besteht beim Probetragen darin, die Versorgung ohne Beschädigung zum definitiven Einsetzen vom Zahnstumpf zu lösen [230].

### 5.5.2.2 Frakturen

Zahnersatz aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid eignet sich nicht für eine provisorische Befestigung. Diese Restaurationen müssen durch einen adhäsiven Verbund zum Zahn gestützt werden, um Frakturen durch Kaubewegungen zu vermeiden [230].

### 5.5.3 Definitive Fixierung

Das Verbinden von Zahnersatz mit Schmelz und Dentin im feuchten Milieu der Mundhöhle stellt besondere Ansprüche an die Adhäsivtechnik, da diese biologisch kompatibel sein muss, diverse Elastizitätsmoduln tolerieren und langfristig dem Kauddruck mit seinen Biegewechselbelastungen standhalten muss [242].

#### 5.5.3.1 Adhäsive Befestigung

Der Befestigungsmodus vollkeramischer Restaurationen am Zahnstumpf trägt maßgeblich zur Gesamtstabilität des Fügeverbundes und somit zur physikalischen und klinischen Haltbarkeit der Restauration bei. Die komplexen Materialcharakteristika der Dentalkeramiken verlangen eine Befestigung nach Herstellermaßgabe. Dabei gilt der Grundsatz, dass Dentalkeramiken mit einer Festigkeit unter 350 MPa und einer gleichzeitig hohen Transluzenz ausnahmslos adhäsiv befestigt werden müssen [242].

Silikatkeramiken finden wegen ihrer lichtleitenden und ästhetischen Erscheinung Anwendung für Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Kronen. Diese müssen generell adhäsiv mit umfassender Trockenlegung des Zahnareals montiert werden. Der langfristige Erfolg der Adhäsivtechnik begründet sich darin, dass der Zahnersatz durch einen kraftschlüssigen und permanenten Verbund am Dentin fixiert wird. Damit gibt es an der Restaurationsinnenseite keine mechanische Grenzfläche, sodass rissauslösende Zugspannungen nicht ansetzen können [242].

Die Adhäsion bringt eine massive Steigerung der Belastbarkeit mit sich. Licht- und dualhärtende Befestigungskomposite (z. B. Variolink II, Variolink Veneer) haben sich dabei besonders bewährt. Dafür muss die Silikatkeramik mit fünfprozentiger Flußsäure für circa eine Minute angeätzt werden, wodurch eine mikroretentive Oberfläche kreiert wird. Zur Optimierung der Benetzung mit Silan kann bei hochviskösen Befestigungskompositen ein Bonding-Agent aufgetragen werden. Dieser Überzug wird gemeinsam mit dem Komposit lichtpolymerisiert. Auf der Zahnseite wird bei Einsatz eines Mehrschrittadhäsivsystems der Schmelz mit 30–40 prozentiger Phosphorsäure für ungefähr eine halbe Minute angeätzt und mit einem Luft-Wasser-Spray vom Präzipitat gesäubert. Den Verbund zum Schmelz garantiert ein Bonding-Agent, der eine mikromechanische Verankerung in den Schmelzprismen erzeugt. Die Haftung bei freiliegendem Dentin wird mit einer verkürzten Dentinätzung (15 s) von peripher nach zentral initiiert. Das Auftragen eines Dentinadhäsivs, das kurz einmassiert und verblasen wird, reduziert die Aufbisempfindlichkeit [242].

### 5.5.3.2 Zementieren

Dentalkeramiken mit einer Festigkeit von mehr als 350 MPa können aufgrund ihrer Eigenstabilität mit Zinkoxidphosphatzement oder mit einem Glasionomerezement fixiert werden [242].

Vollkeramikrestorationen aus hochfesten Keramiken wie Aluminiumoxid und Zirkondioxid (z. B. IPS e.max ZirCAD) sowie Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD) zeichnen sich durch eine ausgeprägte Eigenstabilität aus. Teilstabilisiertes Zirkondioxid erreicht eine Biegefestigkeit bis zu 1.100 MPa und ist dadurch für Kronen und Brücken im Front- und Seitenzahnbereich geeignet. Wegen der Eigenstabilität ist ein vollflächiger, adhäsiver Kraftschluss zum Zahnstumpf nicht zwingend notwendig, obwohl ein enger Zementspalt (25–50 µm) zur Gesamtstabilität beiträgt. Diese Keramiken können deshalb generell konventionell befestigt werden (Zinkoxidphosphat, Glasionomer). Jedoch gilt das Prinzip, dass mit einem zunehmenden Schmelzanteil eine adhäsive Befestigung sinnvoller wird, da sie dem Gesamtverbund noch zusätzlich Festigkeit verleiht [242].

**Fazit:** Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkondioxid sollten im Gegensatz zu metallbasierten Restaurationen keine primäre Friktion aufweisen, da diese rissinduzierende Zugspannungen auf der Innenseite der Restauration verursachen kann. Eine wesentliche Aufgabe des Befestigungsmaterials ist es daher, den Mangel an primärer Friktion zu kompensieren, um Retentionsverlusten entgegenzuwirken [225].

Im Allgemeinen gibt es verschiedene Klassen von Befestigungsmaterialien: die klassischen traditionellen Zemente sowie die Befestigungskomposite. Voraussetzung für die Befestigung mittels klassischer Zemente auf Säurebasis ist der formschlüssige Verbund zwischen präpariertem Zahn und Restauration. Dieser bedingt eine präzise Passung der Restauration. Eine Vorbehandlung zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz ist bei den traditionellen Befestigungszementen nicht zwingend notwendig. Klassische Zemente sollten nur bei Kronenpräparationen eingesetzt werden, die eine Stumpfhöhe von 4 mm oder mehr aufweisen und relativ steil präpariert wurden (6°- bis 15°-Konvergenzwinkel) [225].

Bei der adhäsiven Befestigung mit Befestigungskompositen entsteht durch das ‚Verkleben‘ ein kraftschlüssiger Verbund, der infolgedessen gegenüber der Passung etwas toleranter ist. Obwohl bei der Verwendung adhäsiver Befestigungsmaterialien im Vergleich zu traditionellen Befestigungsmaterialien die Anwenderfreundlichkeit und die Feuchtigkeitstoleranz abnehmen, zeigt sich eine signifikante Verbesserung der mechanischen und optischen Eigenschaften.

Weiterhin weisen adhäsive Befestigungsmaterialien eine hohe Abrasionsbeständigkeit auf und sind darüber hinaus durch die hydrophoben Eigenschaften nahezu unlösbar. Im Gegensatz zur traditionellen Befestigung spielt bei der adhäsiven Befestigung mit Befestigungskompositen die Konditionierung der Zahnhartsubstanz und der Restauration eine entscheidende Rolle [225].

## 5.6 Verblendung

Gerüste aus konventionellem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid müssen, sofern sie für den Frontzahnbereich bestimmt sind, verblendet werden, da die opake, sehr weiße Farbe der Keramik nicht den ästhetischen Ansprüchen an einen Zahnersatz entspricht. Dieses Problem ist auch aus anderen Gerüstwerkstoffen bekannt: Auch Gerüste aus Metall müssen aus dem gleichen Grund mit Verblendungen versorgt werden. Bei Titangerüsten ist die Situation noch ungünstiger, da die Farbe des Titans mitunter unter der dünnen Verblendungsschicht durchschimmern kann. Allein schon diesbezüglich ist das weiße teilstabilisierte Zirkoniumdioxid eine günstigere Alternative [10, 15, 34].

Zur Verblendung werden daher Materialien mit der notwendigen Transluzenz verwendet, welche dem ästhetischen Anspruch entsprechen. In der Regel werden Verblendungen aus Porzellan oder Glaskeramik hergestellt, die in einer sehr dünnen Schicht auf teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid-Gerüst aufgetragen und dort entsprechend befestigt werden [19, 118].

Bei der Wahl des Verblendungsmaterials ist es wichtig, dessen mechanische Eigenschaften sorgfältig mit denen des Werkstoffs, aus welchem das Gerüst hergestellt wurde, zu vergleichen und abzustimmen.

Von besonderer Bedeutung ist hierbei der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK), der bei den verwendeten Materialien möglichst vergleichbar sein sollte. Bei unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten stellen sich innere Spannungen zwischen Verblendung und Gerüstmaterial ein, wodurch das Risiko von Brüchen der Verblendschicht ansteigt [29, 214]. Untersuchungen zur biaxialen Biegefestigkeit zeigten, dass die bei den Verblendungen angewendeten Verfahren bei teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid den größten Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben [243].

Neben der Anpassung der Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der Materialien, die zur Herstellung von Gerüst und Verblendung verwendet werden, sind für die Senkung des Chipping-Risikos weitere Faktoren von Bedeutung, wobei an erster Stelle die Temperaturführung zu

nennen wäre: die Brenntemperatur beim Verblendungsbrand, die Aufheizrate und die Abkühlphase [205].

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid zählt – wie alle Keramiken – zu den niedrigen Wärmeleitern, insbesondere im Vergleich zu Metall. Aus diesem Grund ist es erforderlich, mit einer niedrigen Aufheizrate zu arbeiten, die eine gleichmäßigere Verteilung der Temperatur zwischen dem teilstabilisierten Zirkoniumdioxid-Gerüst und der Verblendung ermöglicht. Ebenso ist in der Abkühlphase darauf zu achten, dass eine zu schnelle Abkühlung nach dem Verblenden einen Anstieg der inneren Spannungen sowohl im Gerüst als auch in der Verblendungsschicht auslösen kann. Hier ist eine Langzeitabkühlung, welche das Risiko des Abplatzens der Verblendung reduzieren kann, günstiger [214].

Bei einer Untersuchung des Einflusses der Kühlrate auf die Scherhaftung stellte sich heraus, dass sich die Kühlungsrate bei diversen Herstellern unterscheidet, was sich auch in der Scherhaftfestigkeit niederschlägt. Die gleiche Verblendung kann demnach auf Gerüsten aus gleichem Material unterschiedliche Eigenschaften aufweisen. Auf ähnliche Weise können auch die bei der Herstellung der Verblendung angewendeten Brenntemperaturen einen Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit haben [29].

### 5.6.1 Regenerativer Brand

Bei der Bearbeitung des Gerüsts, insbesondere bei Korrekturen durch Schleifen mit Diamantwerkzeug, kann es zu feinen Oberflächenschädigungen kommen. Einige Hersteller empfehlen deshalb eine regenerative thermale Behandlung des Gerüsts („Heilbrand“), um diese Schädigungen zu beheben. Dieses Vorgehen wird jedoch sehr kontrovers diskutiert; die Ansichten verschiedener Autoren zu diesem Aspekt gehen weit auseinander [205]. Der Grund dafür liegt in der Gefahr, dass durch den Brand an den beschädigten Flächen eine Phasentransformation der tetragonalen zur monoklinen Kristallphase begünstigt wird. Dies kann zwar bei kleinen Rissen erwünscht sein („Selbsteilungseigenschaft“ des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids), doch andererseits tritt bei großflächigeren Beschädigungen der Oberfläche (etwa beim Schleifen) auch eine großflächige Phasenumwandlung ein. Nicht nur der dadurch entstandene partielle Volumenzuwachs sorgt für Probleme (insbesondere bei vorgesehener Verblendung), auch der WAK-Wert ist in einer solchen Situation in den diversen Bereichen verschieden. Aus diesen Gründen ist der regenerierende Brand, der Heilbrand, durchaus sehr differenziert zu betrachten [205].

Jedoch bleibt zu beachten, dass teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid – je nach Hersteller und vor allem der Generation – sehr unterschiedliche Eigenschaften haben kann. Daher ist es sinnvoll, bei der Entscheidung für oder gegen die Anwendung eines Heilbrands entsprechend den Empfehlungen des jeweiligen Herstellers vorzugehen, denn auch die Empfehlungen zur Durchführung des Heilbrands sind von Hersteller zu Hersteller verschieden.

So empfiehlt beispielsweise der Hersteller Ivoclar-Vivadent das Brennen bei 1.050 °C über 15 min, danach eine Langzeitabkühlung auf 1.000 °C mit 15 min Haltezeit. Der Hersteller Straumann/Etkon empfiehlt dagegen eine ‚Heilbrand‘-Temperatur von nur 750 °C. Der Hersteller DT-Digital empfiehlt für den Heilungsbrand eine Temperatur von 1.000 °C bei einer Aufheizrate von 45 °C pro min; die Haltezeit soll bei 10 min liegen. Auch andere Hersteller schlagen für den Heilbrand 1.000 °C vor, allerdings bei anderen Aufheizraten (etwa 100 °C/min) und mit unterschiedlichen Brenndauern, mit oder ohne Langzeitabkühlung. Allein diese unterschiedlichen Hinweise lassen erahnen, welche unterschiedlichen Wirkungen ein Heilbrand auf die mechanischen Eigenschaften des behandelten Gerüsts haben kann [244, 245].

Bezüglich eines Aspekts sind sich jedoch alle Hersteller und Autoren einig: Mikrorisse und/oder Sprünge können durch regeneratives Brennen nicht behoben werden. Diese Schwachstellen bleiben erhalten. Risse werden nicht geschlossen. Dies kann nur bei sehr dünnen Rissen oder an den Rissspitzen geschehen.

### **5.6.2 Frakturen bei verblendetem Zahnersatz aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid**

Keramiken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid leiden bei niedrigen Temperaturen unter einem Degradationsprozess, der auch als Alterung bezeichnet wird [15]. Die Oberflächendegradation des Materials bei der Alterung durch niedrige Temperaturen führt zu Rauheit, zunehmender Abnutzung und Mikrorissen, Kornausfall, Entstehung von Partikelrückständen und möglicherweise zu einem vorzeitigen Misserfolg [15].



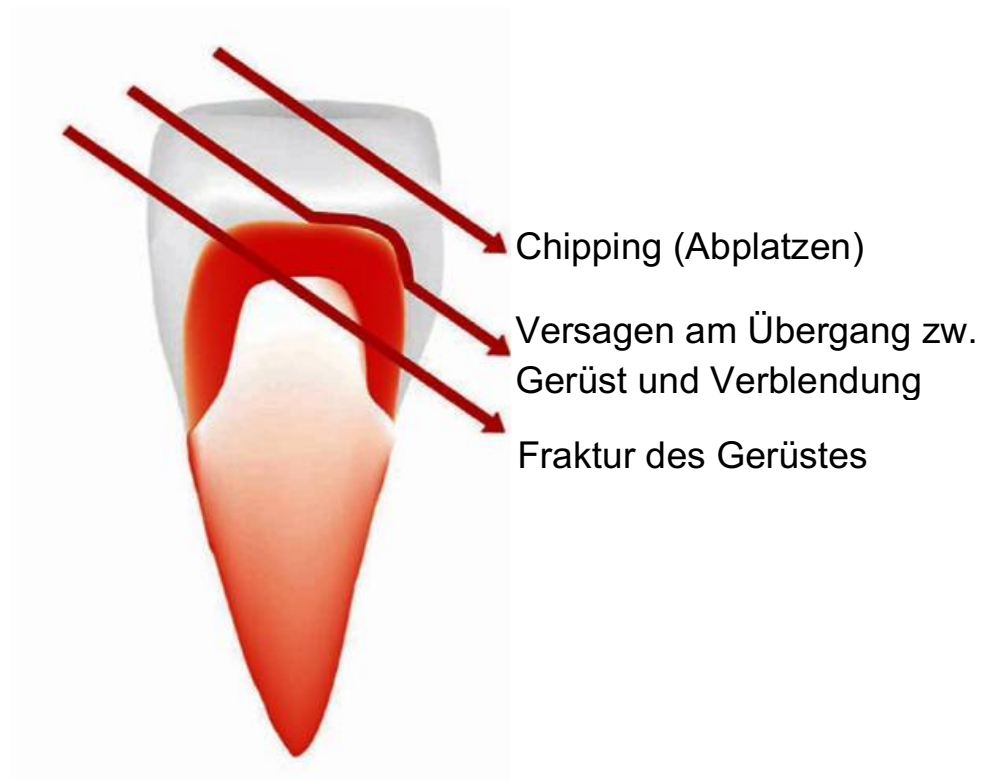


Abbildung 13: Modell der Komplikationen von Vollkeramikronen

[Es gibt drei Möglichkeiten des Versagens: Chipping, Fraktur der Schnittstelle zwischen Kern und Verblendung sowie Fraktur des Kerns]

Quelle: Abbildung modifiziert nach [246]

Das Versagensrisiko implantatgetragener Kronen beruht meist auf biologischen oder technischen Komplikationen [247] (Abbildung 13). Die am häufigsten dokumentierte technische Komplikation ist die Fraktur der Verblendkeramik mit einem Risiko von 0–44 % innerhalb des Beobachtungszeitraumes, gefolgt von der Lockerung der Abutment-Schraube, der Dezementierung und der Fraktur von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Abutments [193, 247-253].

Die am häufigsten beobachtete Komplikation von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Kronen basiert auf dem Chipping [254]. Beim Chipping handelt es sich um kohäsive Frakturen innerhalb der Verblendkeramik, während es bei Delaminationsfrakturen zum Adhäsionsverlust zwischen Verblendkeramik und Gerüstkeramik kommt [254].

### 5.6.2.1 Chipping-Risikofaktor: Gerüst- und Verblendmaterial

Risikofaktoren für das Auftreten von Verblenddefekten sind unzureichende Materialeigenschaften, insuffizientes Gerüstdesign sowie okklusale Vorkontakte [247, 255-257]. Frakturen der Verblendkeramik können basierend auf ihrer Größe und Reparaturmöglichkeit in folgende Kategorien unterteilt werden (Tabelle 11):

Tabelle 11: Chipping-Klassifikation. Tabelle zur Bewertung von Verblendfrakturen und Konsequenzen  
Quelle: [10]

Klasse	Ausmaß	Konsequenz
1	minimal, kaum sichtbar	Politur
2	mit bloßem Auge erkennbar, nicht funktionsrelevant	Politur
3	Frontzahnbereich; mit bloßem Auge erkennbar, ästhetisch relevant, formverändernd	ggf. Reparatur mit Komposit
4	Seitenzahnbereich; mit bloßem Auge erkennbar; im okklusionstragenden Bereich	ggf. Reparatur, je nach Ausmaß auch Ersatz
5	massive Chippings; auch weitergehende kleine Chippings	Austausch oder Reparatur Veneer

### 5.6.2.2 Chipping-Risikofaktor: Patient, Praxis und Labor

Eine Beobachtung in einer einzelnen Zahnarztpraxis mit mehreren Hundert Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid ergab, dass rund 80 % der Verblendfrakturen auf eine geringe Anzahl von Patienten sowie auf eine geringe Anzahl von Laboratorien anfiel [214].

Bei den Patienten handelte es sich oft um Überbeanspruchungen des Gebisses wie Knirschen und Zähnepressen (Bruxismus), während in den Laboratorien wiederum eine unzureichende Erfahrung der ausführenden Zahntechniker für technische Komplikationen verantwortlich war. Wenn bestimmte Aspekte wie Temperaturführung und Materialermüdung (siehe folgende Kapitel) ausreichend berücksichtigt werden, könne der Chipping-Anteil bei teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid deutlich gesenkt werden [214]. Bruxismus stellt allerdings den wichtigsten patientenbezogenen Risikofaktor für das Auftreten von Defekten an der Verblendkeramik dar [247].

### 5.6.2.3 Chipping-Risikofaktor: Temperaturführung

Die Beobachtung, dass Chipping während des Zubeißens auftritt, lässt auf die Präsenz einer Zugspannung schließen, die vermutlich mit der Schnittstelle zwischen Kern aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid und Verblendkeramik assoziiert ist, sodass eine Fehlanpassung im Wärmeausdehnungskoeffizienten der zwei Materialien für Komplikationen verantwortlich gemacht wurde [258]. Allerdings ist der exakte Bereich der thermischen Kompatibilität für teilstabilisiertes Zirconiumdioxid unbekannt und umstritten. Einerseits können Verblendkeramiken, die einen geringfügig niedrigeren Wärmeausdehnungskoeffizienten als der Kern aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid aufweisen, eine Druckspannung in der Porzellanoberfläche aufbauen, die zu einer kompensierenden Zugspannung an der Oberfläche des Gefüges führt [259]. Dieser Typ der thermischen Fehlanpassung zwischen Kern und Verblendkeramik resultierte in zunehmende Drucklasten für Metall-Keramik-Systeme [260]. Aus diesem Grund empfehlen die meisten Herstellerfirmen einen ähnlichen, leichten thermischen Unterschied zwischen teilstabilisiertem Zirconiumdioxid und der Verblendkeramik [261]. Analog zu den Metall-Keramik-Systemen soll die Verblendkeramik einen geringeren WAK aufweisen als das Gerüstmaterial aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid. Andererseits existiert jedoch auch die Meinung, dass der Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendkeramik und des Kerns aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid vollkommen kongruent sein sollte, um jeglichen Stress in der Verblendkeramik zu vermeiden [223, 262]. Es besteht allerdings Einigkeit darüber, dass auf einer Inkongruenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten basierende Zugeigenspannungen schädlich sind und sowohl die Verblendkeramik als auch den Kern aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid beeinträchtigen können [261].

Einen weiteren Aspekt in der hohen Inzidenz von Chipping stellt die außergewöhnlich niedrige Wärmeleitfähigkeit von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid dar [263-265]. Während des Auskühlens entstehen wegen des Temperaturgradienten zwischen der kühleren äußeren Oberfläche und der wärmeren inneren Oberfläche Eigenspannungen in der Verblendkeramik. Dadurch entstehen in der Tiefe der Verblendkeramik Zugspannungen, welche die Ausbreitung von Rissen beschleunigen [263-265]. Je schneller das Auskühlen vonstattengeht und je geringer die Wärmeleitfähigkeit des Kerns aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ausfällt, umso größer ist die Temperaturdifferenz zwischen der Verblendkeramik und dem teilstabilisierten Zirconiumdioxid-Kern und umso höher werden dadurch die Eigenspannungen in der Verblendkeramik [266]. Hohe Abkühlraten (schnelles Abkühlen) und eine hohe Dicke der Verblendkeramik begünstigen das Auftreten von Rissen [267].

#### 5.6.2.4 Chipping-Risikofaktor: Materialermüdung

Änderungen in den Oberflächeneigenschaften können die Ursache für Zugspannungen darstellen. Das Herauslösen von stabilisierenden Dotierstoffen (zum Beispiel Yttrium(III)-oxid oder Ceroxid) aus der Oberfläche im Silikatnetzwerk der Verblendkeramik kann zu lokalen Änderungen der tetragonalen Konfiguration von Zirconiumdioxid-Kristallen führen [261]. Als Ergebnis transformieren sich die Kristalle aus der tetragonalen Konfiguration in eine stabilere monokline Phase, wodurch ihr Volumen um 4 % zunimmt [127]. Dieser einzigartige Mechanismus der Umwandlungsverstärkung verhindert die Ausbreitung von Rissen und ist verantwortlich für die außergewöhnlich hohe Biegezugfestigkeit von Dentalkeramiken [261, 268]. Jedoch führt diese Phasenumwandlung an der Schnittstelle zwischen Kern aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid und Veneer zu Zugspannungen an der Unterseite des Veneers, die als Ausgangspunkt für Risse infrage kommen können [261, 269]. Allerdings gelten diese Zugspannungen an der Schnittstelle als zu gering, um einen generellen Phasenübergang an der Schnittstelle bewirken zu können [270, 271].

Das Eindringen von Wasser in Yttrium-stabilisierte tetragonale Polykristalle aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ist eine weitere Erklärung für die Phasenumwandlung von oberflächlichen Zirconiumdioxid-Kristallen bei leicht erhöhten Temperaturen, ein Prozess, der als Niedrigtemperaturdegradation oder Alterung bekannt ist [260]. Dieser Alterungsprozess wird für massive Brüche an künstlichen Hüftgelenken aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid verantwortlich gemacht [272] und ist wahrscheinlich auch auf den Dentalbereich übertragbar.

#### 5.6.2.5 Chipping-Risikofaktor: Verhältnis Kronenkappe zur Verblendstärke

Zu den weiteren Faktoren, die Chipping beeinflussen, zählen das Gerüstdesign und das Verhältnis der Dicke des Gerüsts zur Dicke des Veneers [261]. Variationen im Verhältnis der Stärke des Kerns aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid zur Stärke des Veneers beeinflussten die Festigkeit und die Auslösung von Sprüngen von verblendeten Strukturen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid [273]. Es besteht wissenschaftlicher Konsens darüber, dass anatomisch designte Verblendungen die Chipping-Anfälligkeit reduzieren [274, 275]. Das Gerüstdesign sollte die Verblendkeramik unterstützen, die wiederum von gleichmäßiger Dicke sein sollte, um Eigenspannungen im Material zu reduzieren [276].

Laborstudien ergaben günstigere Resultate für handgefertigte Verblendkeramiken als für Verblendkeramiken, die über den Kern aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid gepresst wurden

[277]. BEUER et al. [277] berichteten über vielversprechende Resultate mit CAD/CAM Verfahren, um Verblendkeramiken auf Gerüste aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid zu sintern, welche das Risiko von Chipping minimieren können.

### 5.6.3 Vollverblendung

Von einer Vollverblendung wird gesprochen, wenn die Krone (bzw. bei einem Brückenteil die Pfeilerkronen sowie die Kronen der Zwischenglieder) von allen Seiten an der gesamten Oberfläche mit einem geeigneten Material verblendet wird [3, 15, 34, 61].

Die Verblendung ist aus ästhetischen Gründen nicht nur bei Metall- und Titangerüsten erforderlich, sondern auch bei Gerüsten aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid, da diese weiß und nicht zahnfarben sind. Zwar ließe sich teilstabilisiertes Zirconiumdioxid-Gerüst in dem gewünschten Farbton einfärben, doch die Opazität der Keramik aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid – das völlig intransparente, kompakte Weiß – wird ebenfalls als sehr störend empfunden, da die künstlichen Zähne dadurch sofort erkennbar werden. Vollverblendeter Zahnersatz aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ist ästhetisch dem monolithischen Zahnersatz überlegen, jedoch besteht das nicht zu unterschätzende Risiko, dass die Verblendung, abhängig von den mechanischen Eigenschaften der für Verblendung und Gerüst verwendeten Materialien, brechen bzw. absplittern kann [3, 15, 34, 61].

### 5.6.4 Teilverblendung

Aus ästhetischen Gründen werden Gerüste aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid in der Regel nur im sichtbaren Bereich voll verblendet; im Seitenbereich ist dies wegen der hellen Farbe des teilstabilisierten Zirconiumdioxids nicht erforderlich. So teilverblendete Kronen oder Brücken aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid-Keramik bieten ein ästhetisch einwandfreies Resultat, während bei Metall- oder Titangerüsten häufig ein störender dunkler Rand unter der Verblendung sichtbar wird [278].

Aus welchem Material das Gerüst oder die Verblendung auch hergestellt wird – ein Problem mit der Teilverblendung bleibt bestehen: Es eignet sich nicht für Patienten mit Bruxismus („Knirscher“). Die oft im Schlaf unbewussten knirschenden Kaubewegungen mit sehr hohen Kräften tragen dazu bei, dass die Spannung zwischen den unterschiedlichen Materialien, aus

denen Verblendung und Krone hergestellt wurden, massiv ansteigt und zum Abplatzen des Verblendmaterials führt [247].

**Fazit:** Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass zumindest für den Bereich der Einzelkronenversorgungen die vollkeramische Suprakonstruktion heute eine Alternative zu den langjährig bewährten metallgestützten Versorgungen darstellt. Gleichzeitig ist jedoch hervorzuheben, dass bislang nur sehr wenige Daten zu vollkeramischen Brücken auf Implantaten vorhanden sind, sodass bei dieser Indikation die metallbasierte Versorgung auch weiterhin als Standard zu betrachten ist [279].

## 5.7 Monolithische Restaurationen

Bis vor Kurzem stand ein schwerwiegendes Argument gegen die Herstellung monolithischer Restaurationen im Raum: Unverblendete Keramik-Kronen konnten – aus ästhetischer Sicht – erfolgreich im Seitenzahnbereich eingesetzt werden. Im Frontzahnbereich war die Opazität des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids ein nicht akzeptabler Störfaktor – das opake Weiß fällt insgesamt kaum weniger unangenehm auf als ein durch die Verblendung durchschimmerndes dunkles Metall oder ein schwarzer Kronenrand. Aus diesem Grund wurde die Verblendung vollkeramischer Kronen mit Porzellan oder einem anderen transluzenten Material als Notwendigkeit angesehen – trotz des bekannten, im Vergleich zu Metall-Keramik-Systemen deutlich höheren Risikos der Frakturen im Bereich der Verblendung.

Der ästhetische Nachteil der monolithischen Restaurationen wurde in jüngster Zeit allmählich abgebaut. Es wurden weiße Rohlinge auf den Markt gebracht, die sehr zuverlässig manuell und individuell eingefärbt werden können. Die Palette verfügbarer Rohlinge für die Fertigung ästhetisch hervorragender Restaurationen wurde um vorgefärbte polychromatische Rohlinge erweitert – die verschiedenen Schattierungen und der fließende Übergang der Farben gestatten eine optimale Auswahl des gewünschten individuellen Farbverlaufs. Auf diese Weise ist es möglich, sowohl funktionellen Aspekten als auch der Wirtschaftlichkeit und den ästhetischen Ansprüchen gerecht zu werden [280].

Der Zahnarzt bzw. der Zahntechniker kann daher heute dem Patienten eine Auswahl aus mehreren unterschiedlichen restaurativen, auf teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid basierten Verfahren anbieten: vollanatomisch mit oder ohne Malfarbe bzw. Glasur, kombinierte Techniken (monolithisch, teilverblendet, voll verblendet), Verblendung mit Schichttechnik und viele

weitere. Insgesamt ist bei der Restaurationsfertigung mit dem teilstabilisierten Zirkoniumdioxid eine ‚grenzenlose Individualität‘ möglich [116].

Obwohl der Trend zum monolithischen Zahnersatz nicht zu übersehen ist, bleiben individuelle Aspekte und Gründe bestehen, die bei der Entscheidung für die eine oder andere Variante des Zahnersatzes beachtet werden müssen. Neben der diagnostisch-anatomisch bedingten Ausgangslage spielen bei der Entscheidung für oder wider das eine oder andere Verfahren mehrere weitere Faktoren eine Rolle, etwa das Alter des Patienten (Zähne junger Menschen sehen anders aus als bei alten Patienten), eventueller Zeitdruck, ästhetische Vorstellungen des Patienten, einzuplanender Verlust an Zahnschicht beim Abschleifen. Natürlich ist auch der monetäre Aspekt bei der Planung der Restauration ein Faktor, der in die Überlegungen und Planungen mit einfließt.

Entgegen anhaltenden Einwänden, bei der Präparation der Zähne für Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid gehe viel Zahnschicht verloren, ist es möglich, substanzschonend zu arbeiten, weil der Platz für die Verblendung eingespart werden kann [215]. Die hohe Biegebruchfestigkeit des Materials gestattet die Fertigung von Gerüsten mit sehr dünnen Wandstärken [215].

Welches Verfahren letztendlich für welchen Patienten und für welche Art der Restauration optimal ist, muss stets individuell entschieden werden – in vertrauensvoller Kooperation zwischen drei Partnern: dem behandelnden Zahnarzt, dem ausführenden Zahntechniklabor und dem Patienten [117].

Es deutet vieles darauf hin, dass monolithischer Zahnersatz in Zukunft für die meisten Patienten die erste Wahl sein wird. Dafür spricht nicht zuletzt auch der ökonomische Aspekt: Die vereinfachte Fertigung der Restaurationen, die damit einhergehende verkürzte Bearbeitungszeit, die industriell hergestellten Rohlinge, oft bereits polychrom vorgefärbt und in einer Homogenität, die manuell schwer erreichbar ist, werden zum Erfolg und schließlich zu einer ‚Massenproduktion‘ monolithischer Restaurationen beitragen.

Dann werden einige wenige Patienten zurückbleiben, die – aus welchen Gründen auch immer – einen individuell angepassten Zahnersatz benötigen oder wünschen. Dies sei durchaus mit der Situation handgenähter Schuhe zu vergleichen, schätzt Zahntechnikermeister SCHÖNENBERGER [117].

### **5.7.1 Transluzentes teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid**

Der ursprüngliche Nachteil des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids – die opake weiße Farbe – tritt durch eine neue Zusammensetzung allmählich in den Hintergrund. Die Verfügbarkeit von weißen, leicht einfärbbaren Rohlingen bzw. solchen mit fließendem Farbübergang oder von Rohlingen aus transluzentem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid ermöglicht nun auch die unverblendete Restauration im Frontzahnbereich; es ist ein ausgeprägter Trend hin zu einem monolithischen Zahnersatz zu beobachten. Der Bedarf an individuell hergestellten, manuell eingefärbten, verblendeten Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird in Zukunft vermutlich seltener gefragt sein.

### **5.7.2 Weniger Aufwand, kein Chipping**

Da bei monolithisch und damit anatomisch geformten Kronen keine Verblendung angebracht wird, entfällt das Risiko von Verblendfrakturen [133]. Der Aufwand für die restaurative Versorgung ist geringer, da durch innovative Weiterentwicklungen in der Materialtechnologie mehrfarbige Blöcke für eine subtraktive Bearbeitung zur Verfügung stehen, die bereits in einem linearen Farbverlauf oder sogar in einem ‚Dentin-Schmelz‘-Farbschema koloriert sind. Mit Malfarben können die Rohlinge dann noch zusätzlich individualisiert werden [133].

### **5.7.3 Abrasion durch monolithische Fertigungen**

Im Zusammenhang mit monolithisch gefertigten Kronen bzw. Brücken tritt jedoch ein anderes, neues Problem in den Vordergrund: Da teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid deutlich härter ist als Zahnschmelz, sind die Antagonisten – soweit es sich um natürliche Zähne handelt – gefährdet. Bei unzureichend adjustierter Okklusion können die eigenen Zähne geschädigt werden, denn bei Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid tritt keine Abrasion auf.

Aus diesem Grund sind monolithische Kronen und Brücken auch keine einfache Lösung für Bruxismuspatienten. Diese sollten auf das Tragen von Aufbissschienen zum Schutz der eigenen Antagonisten vor übermäßiger Abrasion durch die Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid hingewiesen werden – oder auf eine andere Form des Zahnersatzes. Eine sehr korrekte Adjustierung der Okklusion ist bei monolithischem Zahnersatz dringend erforderlich, um störende Kontakte (Suprakontakte) zu vermeiden [10, 117].



Noch nicht abschließend zu beantworten ist die Frage, ob bzw. in welchem Maße sich die fehlende Eigenabrasion von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Keramik auf die tribologischen Partner auswirkt. Bedenken bestehen bezüglich der hohen Härte des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids: Das Fehlen der Eigenabrasion kann die tribologischen Partner schädigen. Dies konnte in Versuchsreihen mit monolithischen Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid gezeigt werden (als ‚Antagonisten‘ wurden Schmelz und Verblendungen aus Feldspat und Lithiumdisilikat verwendet). Es stellte sich heraus, dass die Antagonisten vorrangig nicht durch die Härte des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids, sondern durch dessen Rauheit geschädigt wurden. Deswegen müssten die Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid mehrfach und mit großer Sorgfalt poliert werden [10, 215].

Häufig werden Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wegen der hohen Härte des Materials als besonders günstig für Patienten mit Bruxismus angesehen. Allerdings ist dieser Aspekt vorsichtig zu beurteilen: Die Härte des Werkstoffs verhindert, dass sich Störungen der Okklusion durch Eigenabrasion anpassen. Bei nicht exakter okklusaler Anpassung können sich durch Suprakontakte bei Rekonstruktionen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid Parafunktionen entwickeln. Deswegen ist eine besondere Sorgfalt bei der okklusalen Adjustierung anzuwenden. Einige Zahnärzte empfehlen ihren Bruxismus-Patienten das vorsorgliche Anlegen von Knirsch-Schienen bei Nacht [10, 215].

KONTOS et al. [281] untersuchten insgesamt 50 Plättchen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, die in fünf Gruppen aufgeteilt und wie folgt behandelt wurden: Gruppe 1: nur gebrannt, 2: abgestrahlt und gebrannt; 3: nur geschliffen; 4: geschliffen und zusätzlich poliert; 5: geschliffen und glasiert. Als Antagonisten dienten Steatitbällchen. Nach der Kausimulation wurde an den Proben aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid kein Verschleiß beobachtet (bei allen Gruppen  $< 1 \mu\text{m}$ ), während an den Steatitbällchen, welche die Antagonisten darstellten, ein deutlicher Verschleiß ermittelt wurde (zwischen 81 und 85  $\mu\text{m}$ ). Der geringste Verschleiß wurde in Gruppe 5 (geschliffene und zusätzlich polierte Proben) ermittelt. Die Resultate weisen darauf hin, dass die Oberflächenbearbeitung der Restaurationen einen Einfluss auf das Ausmaß des Schmelzabriebs der Antagonisten haben kann. In der vorliegenden Studie war jedoch der diesbezügliche Unterschied zwischen den polierten und nicht polierten Proben aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid nicht signifikant [281].

PASSOS et al. [282] veröffentlichten eine Meta-Analyse von 62 Studien, in welcher die Auswirkungen eines vollanatomischen Zahnersatzes auf den Schmelzabrieb der eigenen Antagonisten untersucht wurden. Die Resultate ergaben, dass sorgfältig polierte Oberflächen des

Zahnersatzes aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid mit einem geringeren Verschleiß der Antagonisten einhergingen. Allerdings gab es bezüglich der Untersuchungs- und Testverfahren in den ausgewählten Studien erhebliche Unterschiede, sodass direkte Vergleiche der Resultate einzelner Studien nicht möglich waren [282].

Auch andere Autoren teilen die Ansicht, dass vollanatomische Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid bezüglich ihrer physiologischen Funktionalität den verblendeten Gerüsten in nichts nachstehen, sofern auf eine sorgfältige Politur der Oberflächen geachtet wird [20].

**Fazit:** Der ursprüngliche Nachteil des teilstabilisierten Zirconiumdioxids – die opake weiße Farbe – tritt allmählich in den Hintergrund. Die Verfügbarkeit von weißen, leicht einfärbbaren Rohlingen bzw. solchen mit fließendem Farbübergang oder von Rohlingen aus transluzentem teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ermöglicht nun auch die unverblendete Restauration im Frontzahnbereich; es ist ein ausgeprägter Trend hin zu einem monolithischen Zahnersatz zu beobachten. Der Bedarf an individuell hergestellten, manuell eingefärbten, verblendeten Kronen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid wird in Zukunft vermutlich abnehmen.

## 5.8 Klinische Studien zu Überlebensraten

### 5.8.1 Überlebensraten von Kronen und Brücken in Abhängigkeit vom Kronenpfeiler

SAGIRKAYA et al. [283] fanden an 59 Patienten keinen Unterschied in den 4-Jahre-Überlebensraten zwischen implantatgetragenen und zahngetragenen Kronen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid. Dieses Resultat wurde von GÜNCÜ et al. [284], die 24 Patienten untersuchten, bestätigt: Auch diese Arbeitsgruppe fand keinen Unterschied in den 4-Jahre-Überlebensraten zwischen implantatgetragenen und zahngetragenen Kronen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid. NEJATIDANESH et al. [285] untersuchten 261 Patienten und fanden ebenfalls keinen statistisch signifikanten Unterschied in den 5-Jahres-Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeiten zwischen implantatgetragenen (98,3 %) und zahngetragenen (97,3 %) Kronen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid.

In einer Studie an 114 implantatgetragenen Zirkonkronen wurden in einem Follow-up-Zeitraum von durchschnittlich drei Jahren weder Implantatverluste noch Kronenfrakturen, jedoch in 1,8 % der Fälle Frakturen in der Verblendkeramik registriert. Chipping trat an zwei Kronen auf. Die

Art der Retention der Zirkonkrone auf dem Implantat (verschraubt oder zementiert) zeigte keinen Einfluss auf die Komplikationsrate [286]. Ebenso konnte gezeigt werden, dass an zweigliedrigen Freidendbrücken Chipping unabhängig vom Kronenpfeiler (Implantat oder endodontisch behandelter Zahnstumpf) auftrat [287].

Als Resümee der Literaturrecherche ergab sich, dass langfristig keine Unterschiede in technischen Komplikationen zwischen implantatgetragenen und zahngetragenen Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zu erwarten sind.

Für festsitzende Teilprothesen hingegen zeigten jene Brücken höhere Komplikationsraten, die sowohl von Zahnstümpfen als auch von Implantaten getragen wurden (5-Jahresüberlebensraten von 90,1 %; 95%-Konfidenzintervall: 82,4–94,5 %) [288], während festsitzende Teilprothesen, die ausschließlich von Implantaten getragen wurden, die besseren Prognosen aufwiesen [288, 289] und 5-Jahresüberlebensraten von 95 % (95%-Konfidenzintervall: 92,2–96,8 %) zeigten [290]. Selbst festsitzende Freidendprothesen, die im Vergleich zu implantatgetragenen Einzelzahnkronen und Teilprothesen am ehesten zu Komplikationen neigten [291], wiesen, wenn sie ausschließlich von Implantaten getragen wurden, 5-Jahresüberlebensraten von 94,3 % (95%-Konfidenzintervall: 84,1–98 %) auf [292]. Wenn allerdings Freidendprothesen ohne die Unterstützung von Implantaten fixiert wurden, lagen die 5-Jahresüberlebensraten nur bei 81,8 % (95%-Konfidenzintervall: 78,2–84,9 %) [293].

Gerade bei Vollkeramik ist festzuhalten: Die beste Strategie zur Vermeidung von Frakturen und Chipping liegt in der Rekonstruktion in anatoformer Funktion [294]. Zusätzlich werden heute Gerüstmodifikationen kreiert, welche das Chippingrisiko minimieren [295].

### **5.8.2 Überlebensraten von Verblendungen**

Klassisch verblendete Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid auf natürlichen Zähnen haben sich bewährt. In klinischen Studien wurde nur vereinzelt von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Frakturen berichtet, allerdings wurden vermehrt Chippings (kohäsive Frakturen) in der Verblendkeramik beobachtet [222, 296]. Um das Chipping-Risiko zu minimieren, sind eine anatomische Unterstützung der Gerüste sowie eine korrekte Bearbeitung des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids und die Brandführung der Verblendkeramik zu berücksichtigen [222].

In einer Studie aus Heidelberg mit 153 Patienten wurden keine Unterschiede in der Chipping-Frequenz diverser Verblendkeramiken gefunden [297]. Dieses Ergebnis ist vom

anwendungstechnischen Standpunkt her essenziell, da von einer Ebenbürtigkeit der Materialien unterschiedlicher Herstellerfirmen ausgegangen werden kann.

In einer vergleichenden Studie an 50 identischen Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid, die mit fünf verschiedenen Verblendkeramiken verblendet worden waren, zeigte HeraCeram signifikant weniger Chipping-Neigung in der Kausimulation als drei andere Verblendkeramiken (VM 9, VitaZahnfabrik; Cercon Ceram Kiss, DeguDent; Zirox, Wieland). In der Abrasionsneigung unterschieden sich die verwendeten Keramiken nicht. Jedoch ergab sich, dass die verwendete Keramik Einfluss auf die Abrasion der Antagonisten hatte. Hier zeigte HeraCeram signifikant mehr Abrasion als drei andere Keramiken (VM 9, VitaZahnfabrik; Cercon Ceram Kiss, DeguDent; Zirox, Wieland) [298].

### **5.8.3 Überlebensraten von monolithischen Restaurationen**

Im Gegensatz zu Verblend-Metall-Keramik-Kronen treten technische Komplikationen bei monolithischen Restaurationen aus hochfesten Glaskeramiken (mittlere Biegefestigkeit > 350 MPa) oder aus transluzenten Keramiken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wesentlich seltener auf [299]. Durch die Selektion adäquater Instrumente lässt sich unabhängig von der Dentalkeramik ein standardisiertes Protokoll für die Verarbeitung und die Politur verwenden [299].

Retrospektive Daten von monolithischen Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid-Keramiken weisen Überlebensraten von 72,4 % (Tragedauer drei Jahre) [300], 100 % (Tragedauer 1–3 Jahre) [301] und 100 % (Tragedauer 2–7 Jahre) [302] auf, wenn die Herstellerempfehlungen hinsichtlich Mindestwandstärken und Verbinderquerschnitten eingehalten wurden [299, 303].

## **5.9 Übersicht über Komplikationen und Erfolgsraten**

In Tabelle 12 findet sich ein Überblick über die Erfolgsraten von dentalen Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Es soll keine Meta-Analyse der Untersuchungen stattfinden. Daher wurde das PICO-Modell nicht angewandt. Die PICO-Fragen wären: P – Patient – alle Patienten mit Bedarf an Kronen und Brücken; I – Intervention – vollkeramische Versorgung; C – Comparison – metallkeramische Versorgung; O – Outcome – Langzeitergebnisse mit Bezug auf das Kronen-/Brückenüberleben [304]. Bei den Erfolgsraten handelt es sich nicht um reine

Überlebensraten, also ob die Versorgung noch funktionstüchtig ist, sondern um das komplikationsfreie Überleben, also ohne das Auftreten von Chippings oder Rissen.

In Abbildung 14 wird die durchschnittliche Erfolgsrate als Mittelwert der verschiedenen Studien dargestellt. Die höchste durchschnittliche Erfolgsrate wiesen vollständige monolithische Zahnbögen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid auf (99,76 %), gefolgt von monolithischen Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (durchschnittlich 96,3 %) und Implantaten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (durchschnittlich 95,36 %). Dreigliedrige monolithische Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zeigten eine durchschnittliche Erfolgsrate von 90,8 %. Geringe durchschnittliche Erfolgsraten wurden für verblendete Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (71,5 %) und für verblendete dreigliedrige Brücken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (61,3 %) verzeichnet. In Abbildung 15 wird der durchschnittliche Beobachtungszeitraum der wissenschaftlichen Studien dargestellt. Im Durchschnitt wurden die Versorgungen zwischen 20 bis 70 Monate lang in ihrer Funktionalität beobachtet.

Die Fallzahlen sind teilweise sehr groß (z. B. über 2.000 Fälle [305]), und auch die Beobachtungszeiträume von teilweise fünf Jahren sind sowohl statistisch als auch epidemiologisch ausreichend, um den klinischen Einsatz zu rechtfertigen [306].

Tabelle 12: Übersicht über Erfolgsraten von dentalen Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.

Quelle: Eigene Darstellung

<b>Forschungs-Objekt</b>	<b>Fallzahl</b>	<b>Beobachtungsdauer</b>	<b>Erfolgsrate</b>	<b>Komplikationen</b>	<b>Referenz</b>
<b>Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid</b>	71	12 Monate	98,3 %	1 x Implantatverlust nach 5 Wochen	[307]
<b>Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid</b>	105	36 Monate	95,4 %	Keine Komplikationen beschrieben	[308]
<b>Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid</b>	123	12 Monate	94,5 %	Keine Komplikationen beschrieben	[309]
<b>Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid</b>	65	36 Monate	90,8 %	6 x Implantatverlust	[310]

<b>Forschungs-Objekt</b>	<b>Fallzahl</b>	<b>Beobachtungsdauer</b>	<b>Erfolgsrate</b>	<b>Komplikationen</b>	<b>Referenz</b>
<b>Implantate aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid</b>	46	12,5 Monate	97,8 %	1 x Implantatverlust	[248]
<b>Brücken, dreigliedrig, monolithisch</b>	12	24 Monate	91,6 %	1 x Gerüstfraktur	[311]
<b>Brücken, dreigliedrig, monolithisch</b>	10	Simulation	90 %	1 x Micro-Riss	[312]
<b>Brücken, dreigliedrig, verblendet</b>	13	61,8 Monate	38,5 %	3 x ausgedehnte Abplatzungen; 7 x starke Rauheit	[313]
<b>Brücken, dreigliedrig, verblendet</b>	31	38 Monate	72,4 %	3 x Gerüstfrakturen; 1 x Verblendfraktur; 2 x biologische Komplikation	[300]
<b>Brücken, dreigliedrig, verblendet</b>	33	9,6 Jahre	73 %	9 x biologische Komplikationen; 3 x Abplatzungen; 1 x Veneerverlust	[314]
<b>Kronen, monolithisch</b>	27	38 Monate	100,0 %	Keine Komplikationen beschrieben	[300]
<b>Kronen, monolithisch</b>	82	36,9 Monate	93,6 %	2 x Verlust der Retention; 4 x biologische Komplikationen; 2 x Austausch der Krone	[315]
<b>Kronen, monolithisch</b>	44	24 Monate	95,3 %	1 x Verblendfraktur; 2 x Schraubenverlust	[311]
<b>Kronen, verblendet</b>	66	32,8 Monate	95,5 %	1 x Verlust der Retention; 2 x biologische Komplikationen; 2 x Austausch der Krone	[315]
<b>Kronen, verblendet</b>	44	12,5 Monate	90,9 %	1 x ausgedehnte Abplatzung; 1 x starke Rauheit; 1 x ausgedehnter Riss; 1 x ausgeprägte Überkonturierung	[248]

Forschungs-Objekt	Fall-zahl	Beobachtungs-dauer	Erfolgsrate	Komplikationen	Referenz
<b>Kronen, verblendet</b>	30	10 Jahre	12,1 %		[316]
<b>Kronen, verblendet</b>	40	36,7 Monate	87,5 %	2 x Abplatzungen; 2 x Auftreten eines Restaurationsrands 1 x Kontur	[317]
<b>Vollständige Zahnbögen, monolithisch</b>	26	20,9 Monate	100 %		[301]
<b>Vollständige Zahnbögen, monolithisch</b>	20	2–7 Jahre	100 %	1 x Chipping der pinken Keramik	[302]
<b>Vollständige Zahnbögen, monolithisch</b>	2039	5 Jahre	99,3 %	6 x Gerüstfrakturen 6 x Ablösung des Titanzylinders 3 x Fraktur des Titanzylinders	[305]

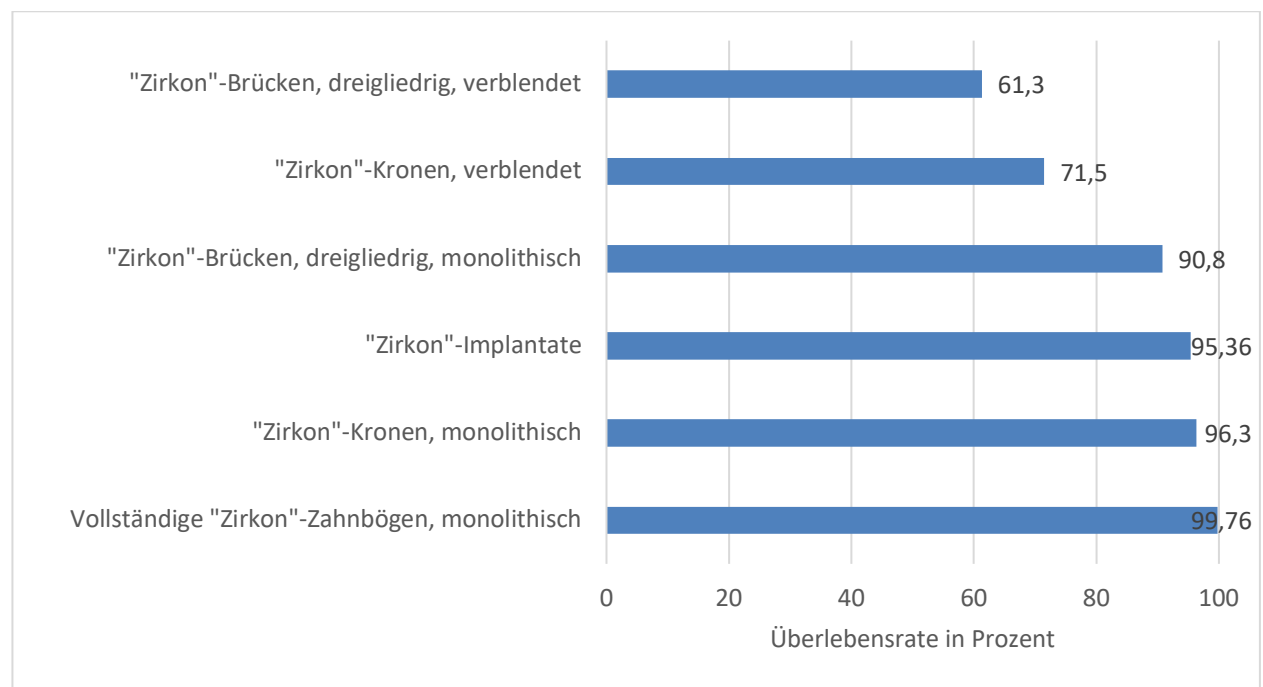


Abbildung 14: Balkendiagramm zu den durchschnittlichen Überlebensraten der diversen Versorgungsarten aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (hier mit Kurzname „Zirkon“)

Quelle: Eigene Darstellung, vgl. Tabelle 12

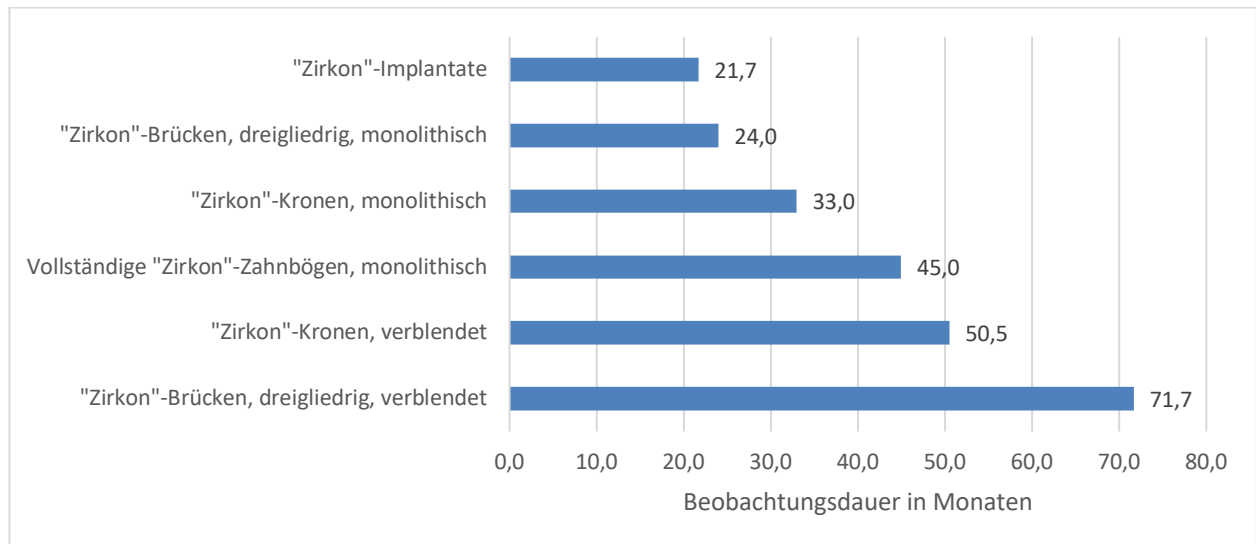


Abbildung 15: Balkendiagramm zu den durchschnittlichen Beobachtungsdauern der wissenschaftlichen Studien zu diversen Versorgungen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (hier mit Kurzname „Zirkon“)

Quelle: Eigene Darstellung, vgl. Tabelle 12

**Fazit:** Ein noch nicht eindeutig geklärter Aspekt bezüglich des monolithischen Zahnersatzes ist der Verschleiß der Antagonisten. Handelt es sich bei den Antagonisten monolithischer Kronen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid um natürliche Zähne, besteht die Gefahr, dass diese – wegen der extremen Härte des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids – durch Schmelzabrieb geschädigt werden. Bei Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid fehlt die Eigenabrasion. Wurden beide tribologischen Partner aus unverblendeter Zirkonkeramik gefertigt, ist besonderes Augenmerk auf eine exakt justierte Okklusion zu legen, um Parafunktionen zu vermeiden. Bei Bruxismus besteht – wegen mangelnder Eigenabrasion – die gleiche Gefahr.



## **6 Weiterentwicklung von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid**

### **6.1 Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid der 1. Generation**

Das tetragonale, mit Yttrium(III)-oxid partiell stabilisierte Zirconiumdioxid wird auch als teilstabilisiertes Zirconiumdioxid der 1. Generation bezeichnet [19]. Die Indikationsbreite dieses Werkstoffs ist wegen seiner Opazität eingeschränkt; im Frontzahnbereich sowie im einsehbaren Seitenzahnbereich wird teilstabilisiertes Zirconiumdioxid dieses Typs aus ästhetischen Gründen in der Regel nicht verwendet. Neu entwickelte Werkstoffe (zum Beispiel vorgefärbte Rohlinge mit fließendem Farbverlauf) können hier Abhilfe schaffen, doch die für natürliche Zähne bezeichnende Transluzenz und Ästhetik sind mit teilstabilisiertem Zirconiumdioxid der 1. Generation kaum erreichbar. Aus diesem Grund werden Kronen- und Brückengerüste aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid der 1. Generation für den einsehbaren Bereich verblendet.

Um auch im einsehbaren Bereich monolithische Restaurationen zu ermöglichen, wurden verschiedene Varianten der Herstellung des Werkstoffs mit dem Ziel getestet, eine einigermaßen ausreichende Transluzenz zu erreichen. Durch Abwandlungen der Sintertemperatur sowie der Haltezeit, der Aufheiz- und Abkühlungsraten konnte eine Steigerung der Korngröße im Vergleich zum opaken teilstabilisierten Zirconiumdioxid erreicht werden – eine Voraussetzung für Transluzenz. Allerdings ging mit diesen Veränderungen auch eine Verringerung der charakteristischen mechanischen Eigenschaften des teilstabilisierten Zirconiumdioxids einher – der Festigkeit und der Langzeitstabilität. Aus diesem Grund wurden die Bemühungen, monolithische Restaurationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid der 1. Generation herzustellen, eingestellt [19].

### **6.2 Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid der 2. Generation**

Die Transluzenz des teilstabilisierten Zirconiumdioxids der 2. Generation (entwickelt ab 2012) basierte auf einer Veränderung der Korngröße und einer Minderung des Aluminiumdioxid-Anteils, dessen Körner sich an die Korngrenzen der Körner aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid abgesondert haben. Dies führte zu einer gesteigerten Lichtdurchlässigkeit, obwohl die Transluzenz noch nicht an jene von Restaurationen aus Glaskeramik heranreichte. Doch die hervorragenden mechanischen Eigenschaften des Materials blieben erhalten [19].

VICHI et al. [318] nahmen die neuen Werkstoffe unter die Lupe und verglichen die Eigenschaften zweier neuer Marken mit denen von drei konventionellen auf teilstabilisiertem Zirconiumdioxid

basierende Werkstoffen. Bei den Neuentwicklungen handelte es sich um inCoris TZI und VITA In-Ceram YZ HT; die konventionellen Marken wurden von IPS e.max Zir-CAD; inCoris ZI und VITA In-Ceram YZ vertreten.

Bezüglich der Biegefestigkeit fanden sich zwischen den untersuchten Proben keine signifikanten Unterschiede. Dagegen wurden sowohl beim Contrast Ratio (CR) als auch beim Translucency Parameter (TR) signifikante Unterschiede zwischen den beiden getesteten Gruppen bestätigt: Bei VITA In-Ceram YZ HT und inCoris TZI war die Transluzenz höher als bei den gängigen Proben. Kein signifikanter Unterschied fand sich zwischen VITA In-Ceram YZHT und VITA In-Ceram YZ, doch der Unterschied in der Transluzenz war für IPS e.max Zir-CAD und inCorisZI signifikant, sodass die höhere Transluzenz von VITA In-Ceram YZ HT und inCoris TZI bestätigt werden konnte [318].

Die Autoren bescheinigten dem neu entwickelten teilstabilisierten Zirkoniumdioxid der 2. Generation bei vergleichbarer Biegefestigkeit eine mäßige, jedoch erkennbar höhere Transluzenz im Vergleich zum teilstabilisierten Zirkoniumdioxid der 1. Generation. Den klinischen Nutzen sahen die Autoren darin, dass die bislang starke Einschränkung der monolithischen Rekonstruktionen aufgrund der fehlenden Transluzenz gelockert und die Anwendung ausgeweitet werden konnte [318].

CATTANI-LORENTE et al. [319] untersuchten die hydrothermale Resistenz bei transluzentem teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid der 2. Generation mit zwei verschiedenen Oberflächenstrukturen und verglichen die im beschleunigten LTD- („Low Temperature Degradation“-)Test ermittelten Anteile der monoklinen Fraktion mit den Werten, die nach zweijähriger Alterung bei 37 °C gemessen wurden. Dazu wurden polierte und geschliffene Proben einer hydrothermalen Degradation durch Einwirkung von Wasserdampf bei unterschiedlichen Temperaturen und Druckverhältnissen zugeführt. Anschließend wurde die Phasentransformation anhand der Röntgen-Diffraktion bestimmt; der Elastizitätsmodul und die Härte wurden vor und nach dem LTD-Test mittels Nanoindentation gemessen.

Die Resultate ergaben, dass die geschliffenen Proben im Vergleich zu den polierten Proben resistenter gegenüber hydrothormaler Degradation waren. Darüber hinaus zeigte sich, dass die anhand der beschleunigten Degradation ermittelten Werte mit jenen Messwerten korrelierten, die nach einer zweijährigen Alterung bei 37 °C gemessen wurden. Sowohl bei den polierten als auch bei den geschliffenen Proben hatte die hydrothermale Degradation eine signifikante Reduktion der Elastizitätsmoduln und der Härte ausgelöst. Die Autoren stellten fest, dass die häufig

geäußerte Annahme, eine fünfstündige Degradation bei 134 °C würde bei transluzenter Keramik einer 15–20 Jahre dauernden Alterung bei 37 °C entsprechen, nicht stimmte und der Anteil der transformierten Fraktion unterschätzt wurde [319].

Es stellte sich auch heraus, dass die mechanische Bearbeitung der Oberfläche aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid einen Einfluss auf die Transformabilität des Materials hatte. Leichtes Anschleifen konnte die hydrothermale Transformation hinauszögern, doch nach okklusaler Anpassung wurde eine Politur empfohlen, um dem Verschleiß der Antagonisten vorzubeugen und die strukturelle Festigkeit beizubehalten [319].

### **6.3 Vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 3. Generation**

Im Jahr 2014 wurden neue, hochtransluzente, mehrschichtige Werkstoffe basierend auf Zirkoniumdioxid auf den Markt gebracht (Katana STML – supertransluzent und Katana UTML – ultratransluzent), die für die Herstellung monolithischer Restaurationen bestens geeignet sind. Bei diesen beiden Werkstoffen kann von einer ‚neuen Materialklasse‘ gesprochen werden, da sie sich sowohl bezüglich der Indikation als auch bezüglich der erzielbaren Resultate von der konventionellen Keramik aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid unterscheiden [280]. Entsprechend wurden diese Werkstoffe als vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 3. Generation benannt [19].

Beim vollstabilisierten Zirkoniumdioxid der 3. Generation wurde, um die Transluzenz zu optimieren, der Anteil an Yttrium(III)-oxid im durch Aluminium stabilisierten Zirkoniumdioxid erhöht – von den bislang etwa 3 % im konventionellen teilstabilisierten Zirkoniumdioxid der 1. Generation auf bis zu 9,3 Gew.-% Yttrium(III)-oxid; somit handelt es sich nicht, wie beim teilstabilisierten Zirkoniumdioxid der 1. Generation, um ein durch Yttrium(III)-oxid teilstabilisiertes, sondern um ein vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid. Dadurch bilden sich im Gefüge tetragonale und kubische Kristalle, deren Eigenschaften vor allem eine höhere Transluzenz mit sich bringen [19].

Die Hersteller teilten mit, dass beim vollstabilisierten Zirkoniumdioxid der 3. Generation keine hydrothermale Degradation stattfinden würde. Ob dies mit einer Minderung der mechanischen Eigenschaften des Materials – insbesondere der Bruchzähigkeit – einhergeht, müsse noch geprüft werden [19]. Das Yttrium(III)-oxid-vollstabilisierte Zirkoniumdioxid der 3. Generation ist ein hochtransluzenter Verbundwerkstoff, der eine hervorragende optische Angleichung von keramischen Restaurationen an natürliche Zähne gestattet.

Der erhöhte Anteil an Yttrium(III)-oxid bedeutet jedoch – im Umkehrschluss – einen geringeren Anteil von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid im Verbundmaterial. Dieser Umstand hat grundsätzliche Veränderungen zur Folge: Im vollstabilisierten Zirkoniumdioxid der 3. Generation werden die kubischen Anteile durch eine höhere Dotierung (ca. 9,3 Gew.-%/5 mol%) von Yttrium(III)-oxid erreicht [225]. Die kubische Phase stellt etwa 53 % des Werkstoffvolumens dar und ist daher mitbestimmend für die mechanischen Eigenschaften des Materials. Unter Umgebungsbedingungen ist die kubische Phase stabil – doch sie verfügt nicht mehr über die außergewöhnliche, für die tetragonale Phase des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids so bezeichnende Festigkeit [19].

Zu den Produkten des vollstabilisierten Zirkoniumdioxids der 3. Generation zählen die Marken Prettau (Zirkonzahn GmbH), BruxZir (Glidewell Laboratories), Katana HAT; Katana ST, Katana UT (Kuraray Europe GmbH) und eine Lithium-Siliciumoxid-Keramik (e.max CAD LT) [320].

Es gibt auch Kritik an solchen ‚tetragonal-kubischen Hybriden‘, die nicht mehr die sehr hohen mechanischen Festigkeiten des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids der 1. Generation besitzen. So beträgt die Biegefestigkeit bei diesem Produkt nur 609 MPa und die Bruchzähigkeit nur  $2,4 \text{ MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$  [321].

HARADA et al. [320] veröffentlichten eine vergleichende Studie bezüglich der Transluzenz, in der sie die Messwerte von fünf Vertretern der 3. Generation aus vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid mit denen einer Lithiumdisilikat-Probe verglichen. In die Studie wurden folgende hochtransluzente Marken aus vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid aufgenommen: Prettau Anterior, BruxZir, Katana HAT, Katana ST und Katana UT. Die Resultate zeigten, dass bei einer Schichtstärke von 0,5 mm die Transluzenz bei Katana UT signifikant höher war als die Transluzenz aller anderen Proben aus vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Bei einer Schichtstärke von 1,0 mm war die Transluzenz bei den Marken Prettau Anterior, Katana ST und Katana UT signifikant höher als bei den anderen Proben aus vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Im direkten Vergleich zur Lithiumdisilikat-Kontrollprobe der Marke IPS e.max CAD LT wurde festgestellt, dass die Transluzenz der Lithiumsilikat-Keramik signifikant höher war als die der hier geprüften Proben aus vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid.

#### **6.4 Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 4. Generation**

Da vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 3. Generation verminderte, mit denen von Lithiumsilikat-Keramiken vergleichbare mechanische Eigenschaften aufweist, wurde der Anteil

an Yttrium in der vierten Generation auf 4 mol-% reduziert. Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 4. Generation bietet hinsichtlich Transluzenz und Biegefestigkeit einen Kompromiss zwischen zweiter und dritter Generation [43], d. h. zwischen Ästhetik und Festigkeit.

### 6.5 Vergleich der Generationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

Eine Studie zum Vergleich diverser Materialien für monolithische Restaurationen fand keine Korrelation zwischen Korngröße und Transluzenz [322]. Ebenso übten Alterungsprozesse von Dentalkeramiken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit aus [322]. Es wurde jedoch herausgefunden, dass glasbasierte Materialien schneller verschlissen als poliertes teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid, wobei die Generation von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid keine Rolle spielte [322].

In Tabelle 13 findet sich ein tabellarischer Vergleich der ersten drei Generationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid. Dabei wird deutlich, dass eine zunehmende Transluzenz auf Kosten der Festigkeit geht (Abbildung 16).

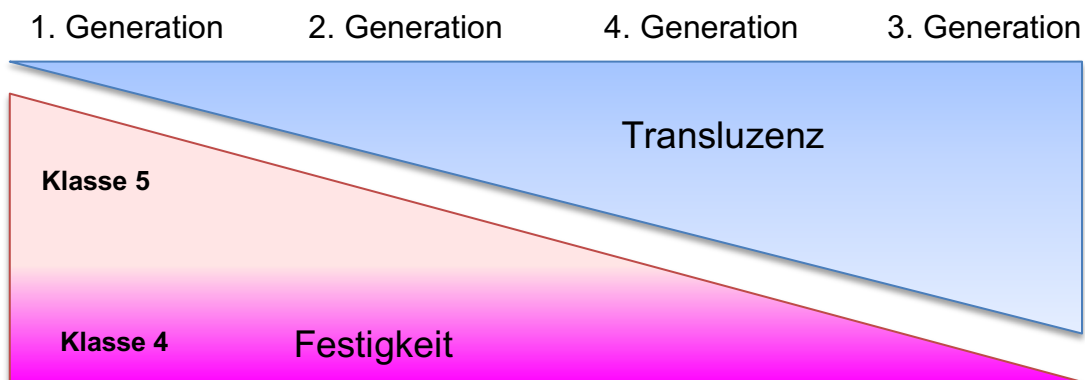


Abbildung 16: Inverses Verhalten von Festigkeit und Transluzenz für Yttrium-stabilisiertes Zirkoniumdioxid.

[Festigkeitsklassen nach DIN EN ISO 6872:2015]

Quelle: Abbildung modifiziert nach [43]

Die vier Generationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid differieren vor allem im Anteil an Aluminiumoxid und Yttrium(III)-oxid, wie in Abbildung 17 dargestellt ist.

Tabelle 13: Vergleich der ersten drei Generationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid

Quelle: Eigene Darstellung

<b>Parameter</b>	<b>1. Generation</b>	<b>2. Generation</b>	<b>3. Generation</b>	<b>Lit.</b>
<b>Transluzenz</b>	Größte Opazität; unverblendet nicht für den Frontzahnbereich verwendbar	Höhere Transluzenz als teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 1. Generation	Höchste Transluzenz	[19, 322]
<b>Korngröße</b>	Durchschnittliche Korngröße	Meist, aber nicht immer kleinere Korngröße als 1. Generation	Geringste Korngröße	[322]
<b>Biegefestigkeit</b>	Höchste Biegefestigkeit	Geringere Biegefestigkeit als teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid der 1. Generation; Biegefestigkeit liegt trotzdem über dem von der Norm geforderten Wert	Geringste Biegefestigkeit	[321, 322]
<b>Material- und Antagonisten- Verschleiß</b>	Höherer Material- und Antagonistenverschleiß als bei monolithischen polierten und glasierten Keramiken aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid			[322]
<b>Marken</b>	Ceramill ZI (Amann Girrbach)	DD Bio ZX2 (Dental Direkt)  Zenostar (Ivoclar Vivadent)  Ceramill Zolid (Amann Girrbach)  InCoris TZI (Sirona)	Prettau (Zirkonzahn GmbH)  BruxZir (Glidewell Laboratories)  Katana HAT, Katana ST, Katana UT (Kurary Europe GmbH)  e.max CAD (LT)	[320, 322]

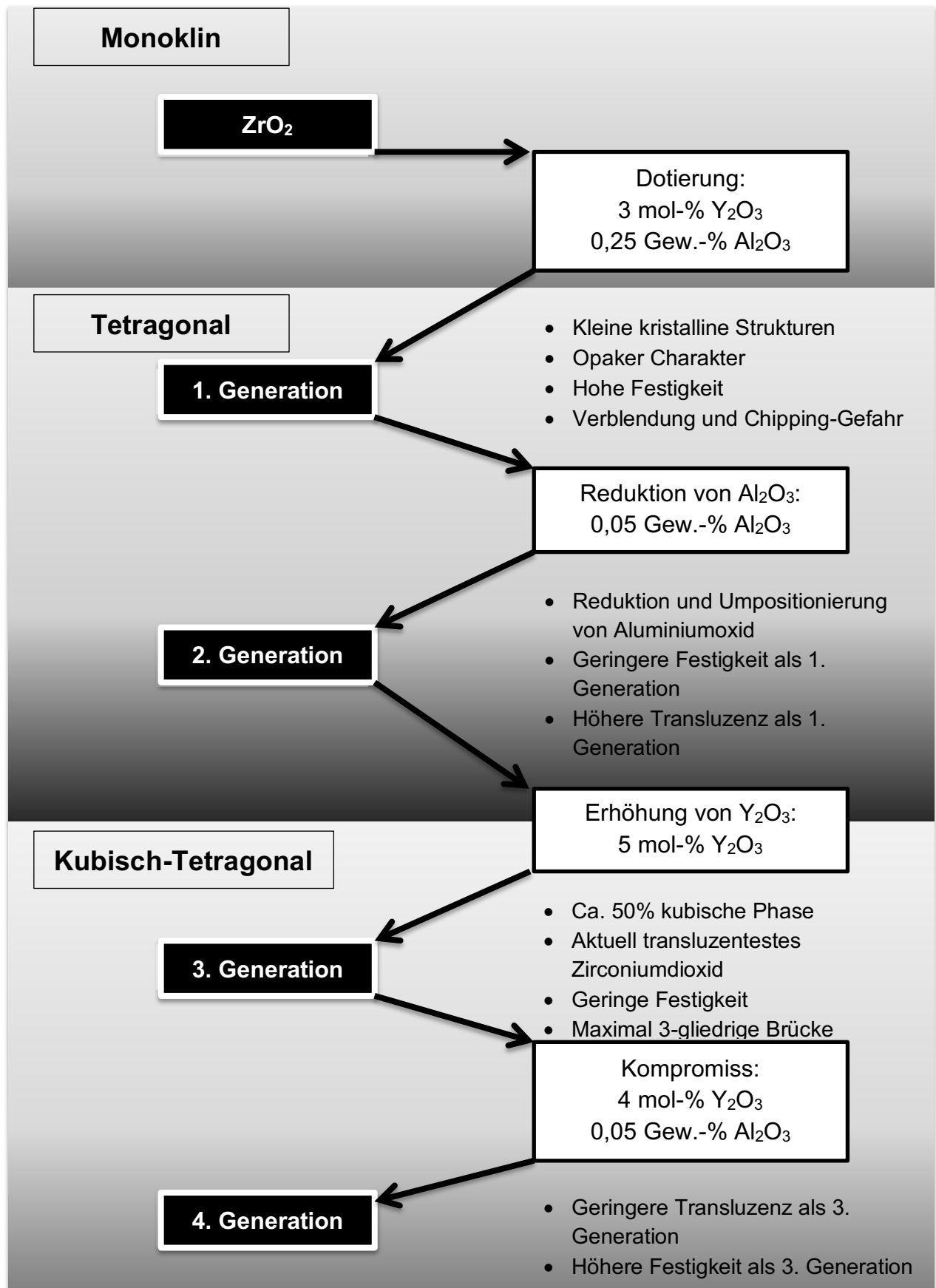


Abbildung 17: Entwicklungsstufen der Generationen aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (ZrO<sub>2</sub>)  
 Quelle: Abbildung modifiziert nach [43]

## 6.6 Zukünftige Werkstoffe aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid

### 6.6.1 Hybrid-Keramiken

Neuerdings positionieren sich verstärkt die Hybrid- und Nanoresin-Keramiken, die zum Teil aus Zirconiumdioxid-Partikeln bestehen (zum Beispiel Lava-Ultimate, 3M ESPE; Cerasmart, GC EUROPE; VITA Enamic, VITA Zahnfabrik) [323-326]. Die Hybridkeramik enthält eine duale Keramik-Polymerstruktur, welche zu 86 Gewichtsprozent aus einem gitterähnlichen, dreidimensionalen Feldspat-Keramiknetzwerk besteht. In diese poröse Keramikstruktur wird werkseitig ein thermisch vollständig gehärtetes Polymernetzwerk mit 14 Gewichtsprozent integriert. Das Polymernetzwerk bildet mit der Keramik einen adhäsiven, interpenetrierenden Verbund. Mit einem Elastizitätsmodul von 30 GPa besitzt diese Hybridkeramik die Elastizität humanen Dentins. Deshalb kann die ‚elastische Keramik‘ mit ca. 160 MPa Festigkeit hohe Kaukräfte tolerieren, ohne dass Frakturen zu beobachten sind. Die Schichtstärke kann gegenüber der Silikatkeramik okklusal auf 1,0 mm und approximal auf 0,8 mm reduziert werden. Zusätzlich können Kronenränder feiner ausgeschliffen werden als bei der Silikatkeramik, wodurch die Restaurationsränder in situ unsichtbar bleiben. In Abrasionstests zeigte die Hybridkeramik einen ‚physiologischen‘ Substanzverlust auf der Restauration sowie eine geringe Attritionswirkung auf dem Zahnschmelz des Antagonisten. Kausimulationen belegten nach 1,2 Millionen Zyklen (entsprechend einer Tragedauer von fünf Jahren) Attritionsverluste von 46 µm auf der restaurierten Okklusionsfläche und von 27 µm am Antagonisten [128, 295, 327, 328].

### 6.6.2 Mit teilstabilisiertem Zirconiumdioxid verstärkte Lithiumsilikat-Glaskeramiken

Die aktuellen, mit teilstabilisiertem Zirconiumdioxid verstärkten Lithiumsilikat-Glaskeramiken (zum Beispiel Suprinity, Vita Zahnfabrik; Celtra Duo, Dentsply; e.max, IPS) weisen eine sehr feine Mikrostruktur mit einem hohen Glasanteil auf. Bei mittlerer Biegebruchfestigkeit sind sie damit geeignet für ästhetisch ansprechende Restaurationen mit gesteigerter Belastbarkeit [126, 329-332].

**Celtra Duo** ist eine auskristallisierte, präfabrizierte Keramik, deren Biegebruchfestigkeit und Risszähigkeit durch eine zehnprozentige Dotierung aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid ohne optische Trübung deutlich angehoben wurden [333, 334].

Die im **Cerec**-System (Sirona) schleifbaren Blocks können direkt am Patienten poliert werden und weisen dann eine Festigkeit von 210 MPa auf. Alternativ kann mittels einer Sinterglasur eine Festigkeit von 370 MPa erreicht werden. Das feinkristalline Gefüge von **Suprinity** weist eine



Kristallgröße von ca. 0,5 µm und einen Anteil von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid von etwa zehn Gewichtsprozent auf. Der Block wird im vorkristallisierten Zustand geschliffen und erreicht durch einen finalen Kristallisationsbrand eine Festigkeit von 420 MPa. Cerec und Suprinity verfügen damit über eine höhere Biegebruchfestigkeit als die Silikatkeramik und eignen sich, adhäsiv befestigt, für Inlays, Onlays, Veneers, Teilkronen und verblendfreie, monolithische Frontzahn- und Seitenzahnkronen [244, 245, 335].

Das **IPS e.max**-Konzept beinhaltet sowohl eine innovative, vor allem für Einzelzahn-Restaurationen geeignete Lithium-Disilikat-Glaskeramik (LS<sub>2</sub>), als auch teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid für weitspannige Brücken. Eine einzige Schichtkeramik für das gesamte System ermöglicht das durchgängige Schichtschema und eine exakte Farbübereinstimmung. Durch die Kombination von IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>) und IPS e.max ZirCAD (teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid) können mit der IPS e.max CAD-on-Technik ästhetisch ansprechende Seitenzahnbrücken mit hoher und langandauernder Gesamtfestigkeit produziert werden [277, 336].

**Fazit:** Neue Generationen von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid zeigen eine höhere Transluzenz, die allerdings meist mit dem Nebeneffekt einer geringeren Festigkeit einhergeht. Eine Zunahme der Transluzenz kann daher nicht immer nur als vorteilhaft bewertet werden. Vor allem bei verfärbten Zahnstümpfen oder Metallaufbauten kann ein Durchschimmern durch die Restauration ebenfalls eine negative Folge sein. Somit ist es wichtig, das Material nach den Indikationsbereichen korrekt auszuwählen und einzusetzen [225].

## 7 Zusammenfassung

Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) wird in einem aufwendigen Verfahren aus Zirkoniumsilikat ( $ZrSiO_4$ ) gewonnen. Das weiße, kristalline Zirkoniumdioxid-Pulver wird nach der Beimengung von Bindemitteln zu Grünlingen gepresst, die nachfolgend zu Weißlingen vorgesintert und abschließend durch heiß-isostatisches Pressen zu CAD/CAM-bearbeitbaren Rohlingen endgesintert werden. Die diversen Anbieter verwenden unterschiedliche Presstechniken, welche die mechanischen Eigenschaften des Werkstoffes beeinflussen.

Zirkoniumdioxid kristallisiert temperaturabhängig in drei verschiedene Phasen aus: die monokline (unter  $1.170\text{ °C}$ ), die tetragonale (unter  $2.370\text{ °C}$ ) und die kubische Phase (über  $2.680\text{ °C}$ ). Bei der Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Kristallphase nimmt das Volumen des Werkstoffes um 4–5 % zu. Durch die Zugabe von Yttrium(III)-oxid ( $Y_2O_3$ ) wird erreicht, dass die für die Stabilität günstigen Hochtemperaturkristallformen auch bei Raumtemperatur vorliegen.

In der Zahnmedizin wird polykristallines, mit Yttrium(III)-oxid stabilisiertes Zirkoniumdioxid (hier teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid genannt) verwendet, dessen Gefüge tetragonale (Teilstabilisierung) oder kubische (Vollstabilisierung) Kristallstrukturen aufweist. Durch Alterung oder Zugspannung kann sich jedoch die tetragonale oder kubische Phase in die monokline Phase umwandeln. Durch die Volumenzunahme bei der Gefügeumwandlung wird das Risswachstum verhindert.

CAD/CAM-Verfahren ermöglichen eine zügige, reproduzierbare und präzise Verarbeitung von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid.

Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid wird in der Zahnmedizin für Kronen, Brücken und Zahnimplantate verwendet. Dabei kommen Teilverblendungen, Vollverblendungen und monolithische Fertigungen zum Einsatz. Die ästhetischen Vorteile von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid im Unterschied zu metallgestützten Restaurationen ergeben sich daraus, dass die Keramikkrone vollständig aus zahnfarbenem Material hergestellt und damit mit einer höheren Transluzenz versehen ist. Die ausgezeichnete Biokompatibilität basiert auf der geringen Löslichkeit und der geringeren Plaque-Akkumulation.

Als potenzielle Komplikationen wurden gelegentlich Abplatzungen (Chipping) der Verblendkeramik und Abrasionen an den natürlichen Gegenzähnen durch die hohe Härte des teilstabilisierten Zirkoniumdioxids verzeichnet.

Um das Auftreten von Komplikationen zu minimieren und das hohe ästhetische und mechanische Potenzial von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid auszuschöpfen, kommt es zu einer konstanten Weiterentwicklung und Optimierung dieses dentalen Werkstoffes. Mittlerweile gibt es vier Generationen von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid, die sich vor allem im Anteil an Aluminiumoxid und Yttrium(III)-oxid voneinander unterscheiden.

Die Entwicklung von der ersten über die zweite bis zur dritten Generation von teilstabilisiertem Zirconiumdioxid entsprach einer Erhöhung der Transluzenz bei einem gleichzeitigen Verlust der Stabilität. Je länger die Sinterung dauert und je höher die Sintertemperatur ist, desto transluzenter wird teilstabilisiertes Zirconiumdioxid, allerdings nimmt bei Sintertemperaturen über 1.600 °C die Festigkeit ab.

Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid der ersten Generation (3Y-TZP; Zirconiumdioxid mit 3 mol-% Yttrium(III)-oxid) zeichnet sich durch eine hohe Festigkeit und eine geringe Transluzenz aus. Bei einer Sintertemperatur von 1.530 °C weist es verlässlich hohe Festigkeiten auf, ist jedoch ungünstig opak. Durch Reduzierung des Aluminiumtrioxidgehalts ändert sich die kristalline Struktur und so erhöht sich in der zweiten Generation des teilstabilisierten Zirconiumdioxids die Transluzenz. Teilstabilisiertes Zirconiumdioxid der dritten Generation (5Y-TZP; Zirconiumdioxid mit 5 mol-% Yttrium(III)-oxid bei Beibehaltung der geringen Aluminiumdotierung) liegt mit bis zu 53 % kubischer Phase vollständig stabilisiert vor, wodurch eine höchstmögliche Transluzenz erreicht wird, jedoch auf Kosten der Stabilität.

Die vierte Generation des teilstabilisierten Zirconiumdioxids (Zirconiumdioxid mit 4 mol-% Yttrium(III)-oxid) baut auf den bisherigen drei Generationen auf, indem die hohe mechanische Festigkeit der zweiten Generation mit der ästhetischen Transluzenz der dritten Generation kombiniert wird. Durch seine ausgezeichneten mechanischen Eigenheiten bietet teilstabilisiertes Zirconiumdioxid der vierten Generation die erforderliche Stabilität und genügt gleichzeitig durch optimierte Farbmöglichkeiten und die exzellente Transluzenz hohen ästhetischen Ansprüchen.

Die vorliegende Dissertation bot einen Überblick über die Herstellung des teilstabilisierten Zirconiumdioxids, dessen physikalische, chemische, mechanische und biologische Eigenschaften und seine Anwendungsbereiche in der Industrie, der Medizin und im Speziellen in der Zahnmedizin. Gleichzeitig wurden die Eigenschaften sowie die Vor- und Nachteile der vier Generationen aus teilstabilisiertem Zirconiumdioxid präsentiert und hinsichtlich Materialeigenschaften wie Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und Transluzenz vergleichend

beschrieben. Durch die Einbindung aktueller wissenschaftlicher Literatur wurde das Verständnis von zukünftigen Weiterentwicklungen von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid erleichtert.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Zhu W., Pezzotti G., Boffelli M., Chotanaphuti T., Khuangsirikul S., Sugano N.: Chemistry-driven structural alterations in short-term retrieved ceramic-on-metal hip implants: Evidence for in vivo incompatibility between ceramic and metal counterparts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2017;105(6):1469-1480.
2. Schenke R., Zähle K.: Vergangenheit und Zukunft eines hochwertigen Werkstoffs. *Dentalzeitung* 2007;3:46-48.
3. Kappert H. F., Krahe M.: Keramiken – Eine Übersicht. *Quintessenz Zahntechnik* 2001;27:668-704.
4. Engelhardt C. A., Böttger J. F.: Erfinder des sächsischen Porzellans. Leipzig, 1837.
5. Gracis S., Thompson V. P., Ferencz J. L., Silva N. R., Bonfante E. A.: A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):227-35.
6. Denry I., Kelly J. R.: Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93(12):1235-42.
7. Montazerian M., Zanotto E. D.: Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res A* 2017;105(2):619-639.
8. Quaas S., Rudolph H.: CAD/CAM-gestützte Fertigungsverfahren. *Jahrbuch Digitale Dentale Technologien* 2011:87-90.
9. Strietzel R.: Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme. München, Verlag Neuer Merkur GmbH, 2005.
10. Kern M., Beuer F., Frankenberger R., Kohal R. J., Kunzelmann K.-H., Mehl A., Pospiech P., Reiss B.: Vollkeramik auf einen Blick. Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. Mit der Leitlinie der DGPro und DGZMK für „Vollkeramische Kronen und Brücken“. Ettlingen, Germany, AG-Keramik, 2015.

11. Riedel E., Janiak C.: Anorganische Chemie (De Gruyter Studium), 9. Auflage. Berlin, Germany, De Gruyter Verlag, 2015.
12. Okrusch M., Matthes S.: Mineralogie: Eine Einführung in die spezielle Mineralogie, Petrologie und Lagerstättenkunde. Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 2013.
13. Zimber E., Epaminondas T.: One single brown zircon crystal (2x2 cm) (Origin:Peixes, Goiás, Brazil). Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 06.02.2017; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Zirc%C3%A3o.jpeg>.
14. Materialscientist: Crystal structure of zircon. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 07.04.2017; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Zircon.GIF>.
15. Vagkopoulou T., Koutayas O., Koidis P., Strub J. R.: Zirkonoxid in der Zahnmedizin: Teil 1. Die Entwicklung einer vielversprechenden Biokeramik. The European Journal of Esthetic Dentistry 2009;4(2):144-165.
16. American-Mineralogist-Crystal-Structure-Database: Crystal structure of Zirconium dioxide. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 06.02.2017; [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Kristallstruktur\\_Zirconium\(IV\)-oxid.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Kristallstruktur_Zirconium(IV)-oxid.png).
17. Schroeder H. A., Balassa J. J.: Abnormal trace metals in man: zirconium. J Chronic Dis 1966;19(5):573-86.
18. Lee D. B., Roberts M., Bluchel C. G., Odell R. A.: Zirconium: biomedical and nephrological applications. ASAIO J 2010;56(6):550-6.
19. Stawarczyk B., Keul C., Eichberger M., Figge D., Edelhoff D., Lümke N.: Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen – von verblendet bis monolithisch. Quintessenz Zahntech 2016;42(6):740-765.
20. Steidl J.: Keramische Verblendung von Zirkonoxid Stand der Technik im Vergleich zur VMK-Technik. Quintessenz Zahntech 2016;42(6):812-819.
21. Perdigo J., Pinto A. M., Monteiro R. C., Braz Fernandes F. M., Laranjeira P., Veiga J. P.: Degradation of dental ZrO<sub>2</sub>-based materials after hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses. Dent Mater J 2012;31(2):256-65.

22. Volpato C. A. M., D'Altoé Garbelotto L. G., Fredel M. C., Bondioli F.: Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. INTECH 2011;(17):397-420.
23. Lavinsky R.: Baddeleyit. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Baddeleyite-md12a.jpg>.
24. University of Cambridge U. O. C.: Structure of YSZ. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:YSZ.jpg>.
25. Insaco I.: Tetragonal Zirconia Polycrystal (TZP). Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; <http://www.insaco.com/materials/zirconias/tzp>.
26. Phillips G.: Photo of a round brilliant-cut cubic zirconia. Due to its low cost and close visual likeness to diamond, cubic zirconia has remained the most gemologically and economically important diamond simulant since 1976. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:CZ\\_brilliant.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:CZ_brilliant.jpg).
27. e.V. V. d. K. I.: Werkstoffe der technischen Keramik: Zirkoniumoxid. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 12.04.2017; [http://www.keramverband.de/brevier\\_dt/3/4/2/3\\_4\\_2\\_3.htm](http://www.keramverband.de/brevier_dt/3/4/2/3_4_2_3.htm).
28. Reckziegel A.: Eigenschaften und Anwendungen von Hochleistungskeramik aus Zirkoniumoxid. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 12.04.2019; [http://www.friatec.de/content/friatec/de/Keramik/FRIALIT-DEGUSSIT-Oxidkeramik/Downloads/downloads/FA\\_Eigenschaften-Zirkonoxid.pdf](http://www.friatec.de/content/friatec/de/Keramik/FRIALIT-DEGUSSIT-Oxidkeramik/Downloads/downloads/FA_Eigenschaften-Zirkonoxid.pdf).
29. Chantranikul N., Salimee P.: Biaxial flexural strength of bilayered zirconia using various veneering ceramics. J Adv Prosthodont 2015;7(5):358-67.
30. Larsson C., Wennerberg A.: The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. Int J Prosthodont 2014;27(1):33-43.
31. Sato H., Yamada K., Pezzotti G., Nawa M., Ban S.: Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. Dent Mater J 2008;27(3):408-14.

32. Butz B., Kruse P., Störmer H., Gerthsen D., Müller A., Weber A., Ivers-Tiffée E.: Correlation between microstructure and degradation in conductivity for cubic Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-doped ZrO<sub>2</sub>. *Solid State Ionics* 2006;177(37):3275-3284.
33. Butz B., Schneider R., Gerthsen D., Schowalter M., Rosenauer A.: Decomposition of 8.5mol.% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-doped zirconia and its contribution to the degradation of ionic conductivity. *Acta Materialia* 2009;57(18):5480-5490.
34. Tinschert J., Natt G.: *Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien*. Köln, Deutscher Zahnärzte Verlag 2007.
35. Tietz H.-D.: *Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 2013.
36. Stamouli K., Smeekens S., Att W., Strub J. R.: Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2006;61(11):621-626.
37. International Organization for Standardization I. S. O.: ISO 6872:2015 specifies the requirements and the corresponding test methods for dental ceramic materials for fixed all-ceramic and metal-ceramic restorations and prostheses. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; <https://www.iso.org/standard/59936.html>.
38. MatWeb L. L. C.: CeramTec 848 Zirconia (ZrO<sub>2</sub>). Web Page, Letztes <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=05e29689151440d3904052baa788ae22&ckck=1>.
39. Xu Y., Han J., Lin H., An L.: Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regen Biomater* 2015;2(4):239-44.
40. Costa A. K., Borges A. L., Fleming G. J., Addison O.: The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *J Dent* 2014;42(10):1269-76.
41. Kvam K., Karlsson S.: Solubility and strength of zirconia-based dental materials after artificial aging. *J Prosthet Dent* 2013;110(4):281-7.



42. Song J. Y., Park S. W., Lee K., Yun K. D., Lim H. P.: Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent* 2013;110(4):274-80.
43. Jansen J. U., Lümekemann N., Stawarczyk B.: Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um? Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 04.09.2017; [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/bringt-uns-das-angebot-an-zirkonoxid-noch-um\\_5612.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/bringt-uns-das-angebot-an-zirkonoxid-noch-um_5612.html).
44. Kailer A., Stephan M.: On the feasibility of the Chevron Notch Beam method to measure fracture toughness of fine-grained zirconia ceramics. *Dent Mater* 2016;32(10):1256-62.
45. Cesar P. F., Della Bona A., Scherrer S. S., Tholey M., van Noort R., Vichi A., Kelly R., Lohbauer U.: ADM guidance-Ceramics: Fracture toughness testing and method selection. *Dent Mater* 2017;33(6):575-584.
46. Maehara S., Fujishima A., Hotta Y., Miyazaki T.: Fracture toughness measurement of dental ceramics using the indentation fracture method with different formulas. *Dent Mater J* 2005;24(3):328-34.
47. Wintermantel E. H., S.-W.: *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*, 3. Auflage. Berlin, Springer Verlag, 2002.
48. He B., Huang S., Jing J., Hao Y.: Measurement of hydroxyapatite density and Knoop hardness in sound human enamel and a correlational analysis between them. *Arch Oral Biol* 2010;55(2):134-41.
49. Valentino T. A., Borges G. A., Borges L. H., Vishal J., Martins L. R., Correr-Sobrinho L.: Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent J* 2010;21(2):104-10.
50. Pittayachawan P., McDonald A., Young A., Knowles J. C.: Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88(2):366-77.

51. Wikimedia Commons O. R. G.: Schematische Darstellung der Vicker's Härteprüfung. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Vickers-path-2.svg>.
52. Clarke D. M.: Vickers Hardness Test of Case Hardened Steel. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 11.04.2017; [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Case\\_hardened\\_steel-vickers\\_hardness\\_test.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Case_hardened_steel-vickers_hardness_test.png).
53. Lohbauer U.: Belastbarkeit von Keramiken – Ursachen für Frakturverluste. ZWP Online 2012.
54. Lucas T. J., Lawson N. C., Janowski G. M., Burgess J. O.: Phase transformation of dental zirconia following artificial aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2015;103(7):1519-23.
55. Munoz E. M., Longhini D., Antonio S. G., Adabo G. L.: The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent* 2017;63:94-102.
56. Bartolo D., Cassar G., Al-Haj Husain N., Ozcan M., Camilleri J.: Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent* 2017;117(4):545-551.
57. Zhang F., Vanmeensel K., Batuk M., Hadermann J., Inokoshi M., Van Meerbeek B., Naert I., Vleugels J.: Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomater* 2015;16:215-22.
58. Zhang F., Chevalier J., Olagnon C., Batuk M., Hadermann J., Van Meerbeek B., Vleugels J.: Grain-Boundary Engineering for Aging and Slow-Crack-Growth Resistant Zirconia. *J Dent Res* 2017;96(7):774-779.
59. Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H.: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.

60. Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice K. J.: Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28(7):529-35.
61. Pospiech P., Tinschert J.: *Keramik - Vollkeramik. Ein Kompendium für keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.* Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.09.2018; [http://www.zirkonpoint.de/cms/upload/PDF/Lava\\_Kompendium\\_Pospiech.pdf](http://www.zirkonpoint.de/cms/upload/PDF/Lava_Kompendium_Pospiech.pdf).
62. Albanese E., Leccese M., Di Valentin C., Pacchioni G.: Magnetic properties of nitrogen-doped ZrO<sub>2</sub>: Theoretical evidence of absence of room temperature ferromagnetism. *Sci Rep* 2016;6:31435.
63. Steinbach C.: *Zirkoniumdioxid - Materialinfo.* Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 14.03.2019; <http://www.nanopartikel.info/nanoinfo/materialien/zirkoniumdioxid/materialinfo-zirkoniumdioxid>.
64. International Organization for Standardization I. S. O.: ISO 13356: Implants for surgery - Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.07.2017; <https://www.iso.org/standard/62373.html>.
65. Ratner B. D.: A pore way to heal and regenerate: 21st century thinking on biocompatibility. *Regen Biomater* 2016;3(2):107-10.
66. Mouthuy P. A., Snelling S. J., Dakin S. G., Milkovic L., Gasparovic A. C., Carr A. J., Zarkovic N.: Biocompatibility of implantable materials: An oxidative stress viewpoint. *Biomaterials* 2016;109:55-68.
67. Anderson J. M.: Future challenges in the in vitro and in vivo evaluation of biomaterial biocompatibility. *Regen Biomater* 2016;3(2):73-7.
68. Bryers J. D., Giachelli C. M., Ratner B. D.: Engineering biomaterials to integrate and heal: the biocompatibility paradigm shifts. *Biotechnol Bioeng* 2012;109(8):1898-911.
69. Herker E., Ott M.: Unique ties between hepatitis C virus replication and intracellular lipids. *Trends Endocrinol Metab* 2011;22(6):241-8.

70. Montemarano A. D., Sau P., Johnson F. B., James W. D.: Cutaneous granulomas caused by an aluminum-zirconium complex: an ingredient of antiperspirants. *J Am Acad Dermatol* 1997;37(3 Pt 1):496-8.
71. Skelton H. G., 3rd, Smith K. J., Johnson F. B., Cooper C. R., Tyler W. F., Lupton G. P.: Zirconium granuloma resulting from an aluminum zirconium complex: a previously unrecognized agent in the development of hypersensitivity granulomas. *J Am Acad Dermatol* 1993;28(5 Pt 2):874-6.
72. Liippo K. K., Anttila S. L., Taikina-Aho O., Ruokonen E. L., Toivonen S. T., Tuomi T.: Hypersensitivity pneumonitis and exposure to zirconium silicate in a young ceramic tile worker. *Am Rev Respir Dis* 1993;148(4 Pt 1):1089-92.
73. Hartwig A., Jahnke G.: Metalle und ihre Verbindungen als Kontaminanten in Lebensmitteln : Arsen, Cadmium, Blei und Aluminium. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz* 2017;60(7):715-721.
74. Crepeaux G., Eidi H., David M. O., Baba-Amer Y., Tzavara E., Giros B., Authier F. J., Exley C., Shaw C. A., Cadusseau J., Gherardi R. K.: Non-linear dose-response of aluminium hydroxide adjuvant particles: Selective low dose neurotoxicity. *Toxicology* 2017;375:48-57.
75. Maya S., Prakash T., Madhu K. D., Goli D.: Multifaceted effects of aluminium in neurodegenerative diseases: A review. *Biomed Pharmacother* 2016;83:746-754.
76. Netterlid E., Hindsen M., Siemund I., Bjork J., Werner S., Jacobsson H., Guner N., Bruze M.: Does allergen-specific immunotherapy induce contact allergy to aluminium? *Acta Derm Venereol* 2013;93(1):50-6.
77. Irion R.: Alles zur Allergologie. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.07.2017; <http://www.alles-zur-allergologie.de/>.
78. Li C. X., Ma C., Fang H. Q., Zhi Y., Yu Z., Xu H. B., Jia X. D.: Neurobehavioral Assessment of Rats Exposed to Yttrium Nitrate during Development. *Biomed Environ Sci* 2015;28(4):281-90.

79. International Organization for Standardization I. S. O.: ISO 7405: Dentistry -- Evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.07.2017; <https://www.iso.org/standard/38059.html>.
80. International Organization for Standardization I. S. O.: ISO 10993: Biological evaluation of medical devices -- Part 1: Evaluation and testing within a risk management process. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.07.2017; <https://www.iso.org/standard/44908.html>.
81. Covacci V., Bruzzese N., Maccauro G., Andreassi C., Ricci G. A., Piconi C., Marmo E., Burger W., Cittadini A.: In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20(4):371-6.
82. Demir E., Turna F., Vales G., Kaya B., Creus A., Marcos R.: In vivo genotoxicity assessment of titanium, zirconium and aluminium nanoparticles, and their microparticulated forms, in *Drosophila*. *Chemosphere* 2013;93(10):2304-10.
83. Klotz K., Weistenhofer W., Neff F., Hartwig A., van Thriel C., Drexler H.: The Health Effects of Aluminum Exposure. *Dtsch Arztebl Int* 2017;114(39):653-659.
84. Hosseini M., Worsaae N., Schiodt M., Gotfredsen K.: A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. *Eur J Oral Implantol* 2011;4(4):347-61.
85. Zembic A., Sailer I., Jung R. E., Hämmerle C. H.: Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):802-8.
86. Möller B., Terheyden H., Acil Y., Purcz N. M., Hertrampf K., Tabakov A., Behrens E., Wiltfang J.: A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41(5):638-45.
87. Manicone P. F., Rossi Iommetti P., Raffaelli L., Paolantonio M., Rossi G., Berardi D., Perfetti G.: Biological considerations on the use of zirconia for dental devices. *Int J Immunopathol Pharmacol* 2007;20(1 Suppl 1):9-12.

88. Helmig S., Dopp E., Wenzel S., Walter D., Schneider J.: Induction of altered mRNA expression profiles caused by fibrous and granular dust. *Mol Med Rep* 2014;9(1):217-28.
89. Karunakaran G., Suriyaprabha R., Manivasakan P., Yuvakkumar R., Rajendran V., Kannan N.: Screening of in vitro cytotoxicity, antioxidant potential and bioactivity of nano- and micro-ZrO<sub>2</sub> and -TiO<sub>2</sub> particles. *Ecotoxicol Environ Saf* 2013;93:191-7.
90. Di Virgilio A. L., Arnal P. M., Maisuls I.: Biocompatibility of core@shell particles: cytotoxicity and genotoxicity in human osteosarcoma cells of colloidal silica spheres coated with crystalline or amorphous zirconia. *Mutat Res Genet Toxicol Environ Mutagen* 2014;770:85-94.
91. Karunakaran G., Suriyaprabha R., Manivasakan P., Yuvakkumar R., Rajendran V., Kannan N.: Impact of nano and bulk ZrO<sub>2</sub>, TiO<sub>2</sub> particles on soil nutrient contents and PGPR. *J Nanosci Nanotechnol* 2013;13(1):678-85.
92. Landsiedel R., Ma-Hock L., Hofmann T., Wiemann M., Strauss V., Treumann S., Wohlleben W., Groters S., Wiench K., van Ravenzwaay B.: Application of short-term inhalation studies to assess the inhalation toxicity of nanomaterials. *Part Fibre Toxicol* 2014;11:16.
93. Bundesanstalt für Geowissenschaften und Rohstoffe B. G. R.: Rohstoffwirtschaftliche Steckbriefe: Zirkon. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 06.02.2017; [http://www.bgr.bund.de/DE/Themen/Min\\_rohstoffe/Downloads/rohstoffsteckbrief\\_zr.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=5](http://www.bgr.bund.de/DE/Themen/Min_rohstoffe/Downloads/rohstoffsteckbrief_zr.pdf?__blob=publicationFile&v=5).
94. Petrovic M. M., Radovic M. D., Kostic M. M., Mitrovic J. Z., Bojic D. V., Zarubica A. R., Bojic A.: A Novel Biosorbent *Lagenaria vulgaris* Shell - ZrO<sub>2</sub> for the Removal of Textile Dye From Water. *Water Environ Res* 2015;87(7):635-43.
95. Peng X. T., Jiang L., Gong Y., Hu X. Z., Peng L. J., Feng Y. Q.: Preparation of mesoporous ZrO<sub>2</sub>-coated magnetic microsphere and its application in the multi-residue analysis of pesticides and PCBs in fish by GC-MS/MS. *Talanta* 2015;132:118-25.
96. Moreno-Gonzalez D., Huertas-Perez J. F., Garcia-Campana A. M., Gamiz-Gracia L.: Determination of carbamates in edible vegetable oils by ultra-high performance liquid

- chromatography-tandem mass spectrometry using a new clean-up based on zirconia for QuEChERS methodology. *Talanta* 2014;128:299-304.
97. Morris B. D., Schriener R. B.: Development of an Automated Column Solid-Phase Extraction Cleanup of QuEChERS Extracts, Using a Zirconia-Based Sorbent, for Pesticide Residue Analyses by LC-MS/MS. *J Agric Food Chem* 2015;63(21):5107-19.
  98. Lozano A., Rajski L., Ucles S., Belmonte-Valles N., Mezcua M., Fernandez-Alba A. R.: Evaluation of zirconium dioxide-based sorbents to decrease the matrix effect in avocado and almond multiresidue pesticide analysis followed by gas chromatography tandem mass spectrometry. *Talanta* 2014;118:68-83.
  99. Wang Y., Jin J., Yuan C., Zhang F., Ma L., Qin D., Shan D., Lu X.: A novel electrochemical sensor based on zirconia/ordered macroporous polyaniline for ultrasensitive detection of pesticides. *Analyst* 2015;140(2):560-6.
  100. Li J., Qi H. Y., Shi Y. P.: Determination of melamine residues in milk products by zirconia hollow fiber sorptive microextraction and gas chromatography-mass spectrometry. *J Chromatogr A* 2009;1216(29):5467-71.
  101. Hildmann F., Gottert C., Frenzel T., Kempe G., Speer K.: Pesticide residues in chicken eggs - A sample preparation methodology for analysis by gas and liquid chromatography/tandem mass spectrometry. *J Chromatogr A* 2015;1403:1-20.
  102. Stenerson K. K., Shimelis O., Halpenny M. R., Espenschied K., Ye M. M.: Analysis of polynuclear aromatic hydrocarbons in olive oil after solid-phase extraction using a dual-layer sorbent cartridge followed by high-performance liquid chromatography with fluorescence detection. *J Agric Food Chem* 2015;63(20):4933-9.
  103. Martinez-Dominguez G., Romero-Gonzalez R., Garrido Frenich A.: Multi-class methodology to determine pesticides and mycotoxins in green tea and royal jelly supplements by liquid chromatography coupled to Orbitrap high resolution mass spectrometry. *Food Chem* 2016;197(Pt A):907-15.
  104. Salazar F. N., Achaerandio I., Labb M. A., Gell C., Lopez F.: Comparative study of protein stabilization in white wine using zirconia and bentonite: physicochemical and wine sensory analysis. *J Agric Food Chem* 2006;54(26):9955-8.

105. Pundir C. S., Verma U.: Isolation, purification, immobilization of oxalate oxidase and its clinical applications. *Hindustan Antibiot Bull* 1993;35(1-2):173-82.
106. Zhang W. N., Hu Z. X., Liu Y., Feng Y. Q., Da S. L.: Study on interaction between drug and membrane by using liposome coated zirconia-magnesia chromatography. *Talanta* 2005;67(5):1023-8.
107. Tsai Y. Y., Oca-Cossio J., Lin S. M., Woan K., Yu P. C., Sigmund W.: Reactive oxygen species scavenging properties of ZrO<sub>2</sub>-CeO<sub>2</sub> solid solution nanoparticles. *Nanomedicine (Lond)* 2008;3(5):637-45.
108. Kumar S., Sharma J. G., Maji S., Malhotra B. D.: Nanostructured zirconia decorated reduced graphene oxide based efficient biosensing platform for non-invasive oral cancer detection. *Biosens Bioelectron* 2016;78:497-504.
109. Liao C. D., Hung W. L., Lu W. C., Jan K. C., Shih D. Y., Yeh A. I., Ho C. T., Hwang L. S.: Differential tissue distribution of sesaminol triglucoside and its metabolites in rats fed with lignan glycosides from sesame meal with or without nano/submicrosizing. *J Agric Food Chem* 2010;58(1):563-9.
110. Skoog S. A., Nguyen A. K., Kumar G., Zheng J., Goering P. L., Koroleva A., Chichkov B. N., Narayan R. J.: Two-photon polymerization of 3-D zirconium oxide hybrid scaffolds for long-term stem cell growth. *Biointerphases* 2014;9(2):029014.
111. Cales B.: Zirconia as a sliding material - Histologic, laboratory, and clinical data. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2000;(379):94-112.
112. Drouin J. M., Cales B., Chevalier J., Fantozzi G.: Fatigue behavior of zirconia hip joint heads: experimental results and finite element analysis. *J Biomed Mater Res* 1997;34(2):149-55.
113. Clarke I. C., Good V., Williams P., Schroeder D., Anissian L., Stark A., Oonishi H., Schuldies J., Gustafson G.: Ultra-low wear rates for rigid-on-rigid bearings in total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H* 2000;214(4):331-47.



114. Roy M. E., Whiteside L. A.: Letter to the editor: Clinical comparison of polyethylene wear with zirconia or cobalt-chromium femoral heads. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468(2):624-5; author reply 626-7.
115. Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K. J.: Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26(4):367-74.
116. Ehrensberger C.: 15 Jahre Verarbeitung von Zirkonoxid im zahntechnischen Labor. *Quintessenz Zahntech* 2016;42((6)):836–841.
117. Fehmer V., Joit H.-J., Pohlig M., Schönenberger A.: Die Rolle des Zirkonoxids in der Gegenwart. *Quintessenz Zahntech* 2016;42(6):857-864.
118. Miyazaki T., Hotta Y.: CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:97-106.
119. Albrektsson T., Brånemark P. I., Hansson H. A., Lindstrom J.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155-70.
120. Brånemark P. I.: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50(3):399-410.
121. Brånemark R., Brånemark P. I., Rydevik B., Myers R. R.: Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev* 2001;38(2):175-81.
122. Jank S., Schröder D.: Zahnimplantate aus Zirkonoxid – besser als Titanimplantate? Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.07.2017; [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/zahnimplantate-aus-zirkonoxid--besser-als-titanimplantate\\_406.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/zahnimplantate-aus-zirkonoxid--besser-als-titanimplantate_406.html).
123. Siddiqi A., Duncan W. J., De Silva R. K., Zafar S.: One-Piece Zirconia Ceramic versus Titanium Implants in the Jaw and Femur of a Sheep Model: A Pilot Study. *Biomed Res Int* 2016;2016:6792972.

124. Carrillo de Albornoz A., Vignoletti F., Ferrantino L., Cardenas E., De Sanctis M., Sanz M.: A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *J Clin Periodontol* 2014;41(12):1161-9.
125. Osman R. B., Elkhadem A. H., Ma S., Swain M. V.: Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(5):e198-208.
126. Fabbri G., Zarone F., Dellificorelli G., Cannistraro G., De Lorenzi M., Mosca A., Sorrentino R.: Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014;34(2):165-77.
127. Piconi C., Maccauro G.: Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
128. Hajto J., Güß P., Edelhoff D., Ackermann K.-L., Stimmelmayer M., Kern M.: Neue Werkstoffe bieten neue Eigenschaften. Synthese von Keramik und Polymeren - Computer-gestützte Implantatprothetik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2014;69(4):231-239.
129. Apratim A., Eachempati P., Krishnappa Salian K. K., Singh V., Chhabra S., Shah S.: Zirconia in dental implantology: A review. *J Int Soc Prev Community Dent* 2015;5(3):147-56.
130. Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e. V.: Patientenleitlinie "Vollkeramik". Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 12.12.2017; [http://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/083-012p\\_S3\\_Vollkeramische\\_Kronen\\_Br%C3%BCcken\\_2017-01.pdf](http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-012p_S3_Vollkeramische_Kronen_Br%C3%BCcken_2017-01.pdf).
131. Zhang Y., Lee J. J., Srikanth R., Lawn B. R.: Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29(12):1201-8.
132. Sulaiman T. A., Abdulmajeed A. A., Donovan T. E., Ritter A. V., Lassila L. V., Vallittu P. K., Narhi T. O.: Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):103-8.

133. Sulaiman T. A., Abdulmajeed A. A., Donovan T. E., Ritter A. V., Vallittu P. K., Narhi T. O., Lassila L. V.: Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater* 2015;31(10):1180-7.
134. Hoffmann-Axthelm W.: *Lexikon der Zahnmedizin*, 6. Auflage. Berlin, Quintessenz Verlags G.m.b.H., 1995.
135. Körber K. H., Ludwig K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dental-Labor* 1938;31:55-60.
136. Schwickerath H., Coca I.: Einzelkronen aus Glaskeramik. *Phillip J Restaur Zahnmed* 1987;6:336-338.
137. Kelly J. R.: Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995;11(2):103-10.
138. Canabarro Sde A., Shinkai R. S.: Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont* 2006;19(2):177-82.
139. Marx R., Weber M.: *Vollkeramische Kronen-und Brückenmaterialien-Eigenschaften und Anforderungen*. Aachen, Klinik für Zahnärztliche Prothetik, 2001.
140. Wiskott H. W., Nicholls J. I., Belser U. C.: Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):105-16.
141. Brose D., Schecker R.: Verblockung: Nutzen und Risiken. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 20.02.2018;  
<https://www.dentalmagazin.de/praxiszahnmedizin/prothetik/verblockung-nutzen-und-risiken/#8>.
142. Schmidt R. F., Lang F., Heckmann M.: *Physiologie des Menschen: mit Pathophysiologie*. Heidelberg, Springer Verlag, 2010.
143. Kaesche H.: *Die Korrosion der Metalle – Physikalisch-chemische Prinzipien und aktuelle Probleme*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 1979.
144. Schmidli F., Jungo M., Jäger K., Lüthy H., Bächler M.: Bestimmung der Korrosionsbeständigkeit von Dentallegierungen mit einer neuartigen Messmethode. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009;119(6):584-588.

145. Adamczyk E., Spiechowicz E.: Plaque accumulation on crowns made of various materials. *Int J Prosthodont* 1990;3(3):285-91.
146. Pospiech P., Kern M.: Verblendet vs. Monolithisch. Ästhetik und verblendfreie Gerüste auf dem 16. Keramiksymposium. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.11.2017; [https://www.ag-keramik.de/fileadmin/daten/pdf/Symposien/Vorbericht\\_Pospiech\\_Kern\\_10\\_illustriert\\_27.06.2016\\_.pdf](https://www.ag-keramik.de/fileadmin/daten/pdf/Symposien/Vorbericht_Pospiech_Kern_10_illustriert_27.06.2016_.pdf).
147. Kern M., Sasse M., Wolfart S.: Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc* 2012;143(3):234-40.
148. Schuhmacher M. C.: Einfluss des Wärmeausdehnungskoeffizienten und unterschiedlicher Herstellungsverfahren auf die Beständigkeit zweier Verblendkeramiken geschichtet auf Y-TZP Gerüsten. Dissertation, 2012. Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Philipps-Universität Marburg.
149. Mörmann W. H., Ender A., Durm E., Michel J., Wolf D., Bindl A.: Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2007;62(3):141-148.
150. Fasel J.: Verblenden auf einfache Art und Weise. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.06.2018; <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/verblenden-auf-einfache-art-und-weise>.
151. Sachs N.: Pressen oder schichten? Die richtige Kombination für ein individuelles Angebot. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.06.2018; [https://www.ztm-aktuell.de/technik/kronenbruecken/story/presen-oder-schichten-die-richtige-kombination-fuer-ein-individuelles-angebot\\_1464.html](https://www.ztm-aktuell.de/technik/kronenbruecken/story/presen-oder-schichten-die-richtige-kombination-fuer-ein-individuelles-angebot_1464.html).
152. Lops D., Mosca D., Casentini P., Ghisolfi M., Romeo E.: Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2012;25(1):21-3.
153. Molin M. K., Karlsson S. L.: Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):223-7.

154. Wolleb K., Sailer I., Thoma A., Menghini G., Hämmerle C. H.: Clinical and radiographic evaluation of patients receiving both tooth- and implant-supported prosthodontic treatment after 5 years of function. *Int J Prosthodont* 2012;25(3):252-9.
155. Schmitter M., Mussotter K., Rammelsberg P., Gabbert O., Ohlmann B.: Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *J Oral Rehabil* 2012;39(7):552-7.
156. Eschbach S., Wolfart S., Bohlsen F., Kern M.: Clinical evaluation of all-ceramic posterior three-unit FDPs made of In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2009;22(5):490-2.
157. Chaar M. S., Passia N., Kern M.: Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FDPs made from a glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia). *J Dent* 2015;43(5):512-7.
158. Raigrodski A. J., Yu A., Chiche G. J., Hochstedler J. L., Mancl L. A., Mohamed S. E.: Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *J Prosthet Dent* 2012;108(4):214-22.
159. Monaco C., Caldari M., Scotti R., Group A. C. R.: Clinical evaluation of tooth-supported zirconia-based fixed dental prostheses: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):236-8.
160. Kolgeci L., Mericske E., Worni A., Walker P., Katsoulis J., Mericske-Stern R.: Technical complications and failures of zirconia-based prostheses supported by implants followed up to 7 years: a case series. *Int J Prosthodont* 2014;27(6):544-52.
161. Le M., Papia E., Larsson C.: The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil* 2015;42(6):467-80.
162. Arzt T.: Zirkoniumdioxid Keramikimplantate: Humanhistologische Aspekte eines innovativen Implantatwerkstoffes. <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/implantologie/prothetik/zir> 2009.

163. Brånemark P. I., Hansson B. O., Adell R., Breine U., Lindstrom J., Hallen O., Ohman A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl* 1977;16:1-132.
164. Cacaci C., Schlegel A., Neugebauer J., Seidel F.: *Orale Implantologie*. Stuttgart, Thieme, 2006.
165. Ehrl P. A.: *Geschichte der Zahnimplantologie: Skript für Implantatcurricula*. Berlin, BdiZ, DGOI und Pfaff-Institut, 1997.
166. Koeck B., Wagner W.: *Implantologie: Praxis der Zahnheilkunde*. München, Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2003.
167. Sakoh J., Wahlmann U., Stender E., Nat R., Al-Nawas B., Wagner W.: Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2006;21(4):560-566.
168. Adell R., Lekholm U., Rockler B., Brånemark P. I.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
169. Schroeder A., van der Zypen E., Stich H., Sutter F.: The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J. Maxillofac. Surg* 1981;9(1):15-25.
170. Sykaras N., Iacopino A. M., Marker V. A., Triplett R. G., Woody R. D.: Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):675-90.
171. Bidez M. W., Misch C. E.: Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J. Oral Implantol* 1992;18(3):264-274.
172. Bidez M. W., Misch C. E.: Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant. Dent* 1992;1(4):289-294.
173. Hebel K. S., Gajjar R. C.: Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J. Prosthet. Dent* 1997;77(1):28-35.

174. Depprich R., Zipprich H., Ommerborn M., Mahn E., Lammers L., Handschel J., Naujoks C., Wiesmann H. P., Kubler N. R., Meyer U.: Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head Face Med* 2008;4:25.
175. Depprich R., Ommerborn M., Zipprich H., Naujoks C., Handschel J., Wiesmann H. P., Kubler N. R., Meyer U.: Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head Face Med* 2008;4:29.
176. Nevins M., Camelo M., Nevins M. L., Schupbach P., Kim D. M.: Pilot clinical and histologic evaluations of a two-piece zirconia implant. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2011;31(2):157-63.
177. Kaluderovic M. R., Schreckenbach J. P., Graf H. L.: Plasma-electrochemical deposition of porous zirconia on titanium-based dental material and in vitro interactions with primary osteoblasts cells. *J Biomater Appl* 2016;30(6):711-21.
178. Okabe E., Ishihara Y., Kikuchi T., Izawa A., Kobayashi S., Goto H., Kamiya Y., Sasaki K., Ban S., Noguchi T., Kawai T., Mitani A.: Adhesion Properties of Human Oral Epithelial-Derived Cells to Zirconia. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(5):906-916.
179. Ito D., Kado T., Nagano-Takebe F., Hidaka T., Endo K., Furuichi Y.: Biological activation of zirconia surfaces by chemical modification with IGF-1. *J Biomed Mater Res A* 2015;103(11):3659-65.
180. Taniguchi Y., Kakura K., Yamamoto K., Kido H., Yamazaki J.: Accelerated Osteogenic Differentiation and Bone Formation on Zirconia with Surface Grooves Created with Fiber Laser Irradiation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(5):883-894.
181. Tuna T., Wein M., Altmann B., Steinberg T., Fischer J., Att W.: Effect of ultraviolet photofunctionalisation on the cell attractiveness of zirconia implant materials. *Eur Cell Mater* 2015;29:82-94; discussion 95-6.
182. Ito Y., Kawamoto T., Moriyama K.: The orthopaedic effects of bone-anchored maxillary protraction in a beagle model. *Eur J Orthod* 2014;36(6):632-40.
183. Liu M., Zhou J., Yang Y., Zheng M., Yang J., Tan J.: Surface modification of zirconia with polydopamine to enhance fibroblast response and decrease bacterial activity in vitro:

- A potential technique for soft tissue engineering applications. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2015;136:74-83.
184. Yoon S. J., Yang D. H., Kim E. C., Noh K., Lee D. W.: In Vitro Osteogenic Differentiation Enhanced by Zirconia Coated with Nano-Layered Growth and Differentiation Factor-5. *J Nanosci Nanotechnol* 2016;16(1):280-6.
185. Gahlert M., Rohling S., Wieland M., Eichhorn S., Kuchenhoff H., Kniha H.: A comparison study of the osseointegration of zirconia and titanium dental implants. A biomechanical evaluation in the maxilla of pigs. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(4):297-305.
186. Nilsson A., Johansson L. A., Lindh C., Eklfeldt A.: One-piece internal zirconia abutments for single-tooth restorations on narrow and regular diameter implants: A 5-year prospective follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(5):916-925.
187. Bottino M. A., Rocha R. F. V., Anami L. C., Ozcan M., Marques de Melo R.: Fracture of Zirconia Abutment with Metallic Insertion on Anterior Single Titanium Implant with Internal Hexagon: Retrieval Analysis of a Failure. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2016;24(3):164-168.
188. Thoma D. S., Gamper F. B., Sapata V. M., Voce G., Hämmerle C. H. F., Sailer I.: Spectrophotometric analysis of fluorescent zirconia abutments compared to "conventional" zirconia abutments: A within subject controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(4):760-766.
189. Harlos M. M., Bezerra da Silva T., Peruzzo D. C., Napimoga M. H., Joly J. C., Martinez E. F.: In Vitro Microbiological Analysis of Bacterial Seal in Hybrid Zirconia Abutment Tapered Connection. *Implant Dent* 2017;26(2):245-249.
190. Eklfeldt A., Furst B., Carlsson G. E.: Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a 10- to 11-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28(10):1303-1308.
191. Nakamura K., Harada A., Inagaki R., Kanno T., Niwano Y., Milleding P., Ortengren U.: Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 2015;73(8):602-8.



192. Sailer I., Philipp A., Zembic A., Pjetursson B. E., Hämmerle C. H., Zwahlen M.: A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:4-31.
193. Zembic A., Philipp A. O., Hämmerle C. H., Wohlwend A., Sailer I.: Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 Suppl 2:e417-26.
194. Lopez Cazaux S., Hyon I., Prud'homme T., Dajean Trutaud S.: Twenty-nine-month follow-up of a paediatric zirconia dental crown. *BMJ Case Rep* 2017;2017:bcr-2017-219891.
195. Cooper L. F., Stanford C., Feine J., McGuire M.: Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations: 2.4 year results. *J Prosthet Dent* 2016;116(1):33-9.
196. Ha S. R.: Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont* 2015;7(6):475-83.
197. Urapepon S., Taenguthai P.: The effect of zirconia framework design on the failure of all-ceramic crown under static loading. *J Adv Prosthodont* 2015;7(2):146-50.
198. Anunmana C., Charoenchitt M., Asvanund C.: Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont* 2014;6(4):253-8.
199. Walton T. R.: The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont* 2013;26(2):151-60.
200. Mitov G., Anastassova-Yoshida Y., Nothdurft F. P., von See C., Pospiech P.: Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont* 2016;8(1):30-6.
201. Reich E.: Keramikimplantate - Möglichkeiten und Grenzen. *Implantologie* 2015;19(9):32-37.
202. Kloss-Brandstätter A., Kloss F. R.: Der Einfluss genetischer Polymorphismen auf die Osseointegration dentaler Implantate. *Implantologie* 2011;19(1):17-24.

203. Sivaraman K., Chopra A., Narayan A. I., Balakrishnan D.: Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. J Prosthodont Res 2017.
204. van Blankenburg H., Wüstefeld F.: ZENOTEC Präparationsanleitung. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.04.2018; [http://www.dental.uni-greifswald.de/studium/pdf/zeno\\_praepanleitung\\_deu.pdf](http://www.dental.uni-greifswald.de/studium/pdf/zeno_praepanleitung_deu.pdf).
205. Kern M., Bauer H. G., Kimmich H.: Das 1x1 der Zirkonoxid-Behandlung. Zahntech Mag 2010;14:28-32.
206. ESPE M.: Zirkonoxid ist nicht gleich Zirkonoxid! Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.11.2017; [http://multimedia.3m.com/mws/media/5988300/lava-espertise-zirkonoxid-ist-nicht-gleich-zirkonoxid-flyer.pdf?fn=Lava\\_Esper\\_Zirkonox\\_Flyer\\_D.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/media/5988300/lava-espertise-zirkonoxid-ist-nicht-gleich-zirkonoxid-flyer.pdf?fn=Lava_Esper_Zirkonox_Flyer_D.pdf).
207. Arbeitsgruppe Vollkeramik München A. G.: Die Informationsplattform für DIGITAL Dentistry. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 18.07.2017; [www.digital-dentistry.de](http://www.digital-dentistry.de).
208. Wikimedia Commons O. R. G.: Der Pulverspritzgiessprozess. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.06.2017; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:OBE-Metallpulverspritzguss-Abb4.jpg>.
209. Burkhardt C.: Metallpulverspritzguss (Die Bibliothek der Technik (BT)). Landsberg am Lech, Germany, Verlag Moderne Industrie, 2013.
210. Kern M., Luthart R., Reich S., Tinschert J., Pospiech P.: Vollkeramische Restaurationen. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZPW v 1.0. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.08.2017; [http://www.dgzmk.de/uploads/tx\\_szdgzmkdocuments/Vollkeramische\\_Restaurationen.pdf](http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Vollkeramische_Restaurationen.pdf).
211. Shetty M., Rajalakshmi S., Krishna Prasad D.: Comparison of Marginal Gap and Microleakage in Copy-Milled and Cad-Milled Zirconia Copings Bonded Using Light Cure and Chemical Cure Resin Bonding Systems. J Indian Prosthodont Soc 2014;14(Suppl 1):37-45.
212. Steger E.: Zirkonzahn. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.08.2017; <http://www.zirkonzahn.com/de/home/>.

213. Kypraiou V., Pelekanos S., Eliades G.: Identification of monoclinic phase in CAD/CAM zirconia FPD frameworks. *Eur J Esthet Dent* 2012;7(4):418-29.
214. Hajto J.: Korrekte Modellierung von Zirkoniumdioxidgerüsten. *ZWP Online* 2010;3:68-72.
215. Kern M.: „Vollzirkon“ – eine prospektive Versorgung? *ZWP Online* 2013.
216. Ziereis R.: TEAMZIEREIS. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.08.2017; [www.teamziereis.de](http://www.teamziereis.de).
217. CADstar G. m. b. H.: CADstar - Digital Dental Solutions. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 17.08.2017; <http://www.cadstar.dental/startseite.html>.
218. Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1999;54:545.
219. Bagheri H., Hooshmand T., Aghajani F.: Effect of Ceramic Surface Treatments After Machine Grinding on the Biaxial Flexural Strength of Different CAD/CAM Dental Ceramics. *J Dent (Tehran)* 2015;12(9):621-9.
220. Lee K. R., Choe H. C., Heo Y. R., Lee J. J., Son M. K.: Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *J Adv Prosthodont* 2016;8(2):137-43.
221. Michida S. M., Kimpara E. T., dos Santos C., Souza R. O., Bottino M. A., Ozcan M.: Effect of air-abrasion regimens and fine diamond bur grinding on flexural strength, Weibull modulus and phase transformation of zirconium dioxide. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015;13(3):e266-73.
222. Beuer F., Stawarczyk B., Tholey M.: Zirkonoxid-Konsens. *Dental Dialogue Special* 2011;12:90-98.
223. Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J.: Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22(9):857-63.
224. Bhargava S., Doi H., Kondo R., Aoki H., Hanawa T., Kasugai S.: Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia. *Biomed Mater Eng* 2012;22(6):383-98.

225. Stawarczyk B.: Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen – von verblendet bis monolithisch. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.06.2018; <https://www.quintessenz-news.de/werkstoffkunde-update-zirkonoxid-und-seine-generationen-von-verblendet-bis-monolithisch/>.
226. Naumann M., Sterzenbach G., Rosentritt M., Beuer F., Frankenberger R.: In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. *Acta Biomater* 2010;6(11):4389-95.
227. Stawarczyk B., Beuer F., Ender A., Roos M., Edelhoff D., Wimmer T.: Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J* 2013;32(6):888-95.
228. Ernst C.-P.: Die korrekte Vorbehandlung indirekter Restaurationen zur adhäsiven Befestigung. ZMK Zahnheilkunde Management Kultur 2017.
229. Kasraei S., Rezaei-Soufi L., Yarmohamadi E., Shabani A.: Effect of CO<sub>2</sub> and Nd:YAG Lasers on Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic. *J Dent (Tehran)* 2015;12(9):686-94.
230. Behr M., Balkenhol M., Handel G.: Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW): Temporäre Befestigung von festsitzendem Zahnersatz. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 16.11.2017; [http://www.dgzmk.de/uploads/tx\\_szdgzmkdocuments/20090827\\_Zementieren\\_von\\_festsitzendem\\_ZE2009-06.pdf](http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/20090827_Zementieren_von_festsitzendem_ZE2009-06.pdf).
231. Hansen E. K., Asmussen E.: Influence of temporary filling materials on effect of dentin-bonding agents. *Scand J Dent Res* 1987;95(6):516-20.
232. Rohr N., Brunner S., Martin S., Fischer J.: Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent* 2018;119(1):138-145.

233. Carvalho E. M., Carvalho C. N., Loguercio A. D., Lima D. M., Bauer J.: Effect of temporary cements on the microtensile bond strength of self-etching and self-adhesive resin cement. *Acta Odontol Scand* 2014;72(8):762-9.
234. Abo-Hamar S. E., Federlin M., Hiller K. A., Friedl K. H., Schmalz G.: Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater* 2005;21(9):794-803.
235. Song M. Y., An H., Park E. J.: The Effect of Temporary Cement Cleaning Methods on the Retention of Crowns. *J Prosthodont* 2019;28(1):e210-e215.
236. Sarac D., Bulucu B., Sarac Y. S., Kulunk S.: The effect of dentin-cleaning agents on resin cement bond strength to dentin. *J Am Dent Assoc* 2008;139(6):751-8.
237. Bachmann M., Paul S. J., Luthy H., Scharer P.: Effect of cleaning dentine with soap and pumice on shear bond strength of dentine-bonding agents. *J Oral Rehabil* 1997;24(6):433-8.
238. Santos M. J., Bapoo H., Rizkalla A. S., Santos G. C.: Effect of dentin-cleaning techniques on the shear bond strength of self-adhesive resin luting cement to dentin. *Oper Dent* 2011;36(5):512-20.
239. Koodaryan R., Hafezeqoran A., Khakpour Maleki A.: The effect of resin cement type and cleaning method on the shear bond strength of resin cements for recementing restorations. *J Adv Prosthodont* 2017;9(2):110-117.
240. Peutzfeldt A., Asmussen E.: Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems. *Eur J Oral Sci* 1999;107(1):65-9.
241. Salama F. S.: Influence of zinc-oxide eugenol, formocresol, and ferric sulfate on bond strength of dentin adhesives to primary teeth. *J Contemp Dent Pract* 2005;6(3):14-21.
242. Kern M.: Kleben oder Zementieren? Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 22.04.2019; [https://www.vollkeramik.de/fileadmin/images/weber/downloads/Kern\\_Befestigung.pdf](https://www.vollkeramik.de/fileadmin/images/weber/downloads/Kern_Befestigung.pdf).
243. Oh J. W., Song K. Y., Ahn S. G., Park J. M., Lee M. H., Seo J. M.: Effects of core characters and veneering technique on biaxial flexural strength in porcelain fused to metal and porcelain veneered zirconia. *J Adv Prosthodont* 2015;7(5):349-57.

244. Belli R., Wendler M., de Ligny D., Cicconi M. R., Petschelt A., Peterlik H., Lohbauer U.: Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017;33(1):84-98.
245. Wendler M., Belli R., Petschelt A., Mevec D., Harrer W., Lube T., Danzer R., Lohbauer U.: Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater* 2017;33(1):99-109.
246. Kwon T. K., Pak H. S., Yang J. H., Han J. S., Lee J. B., Kim S. H., Yeo I. S.: Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2013;5(2):92-7.
247. Mikeli A., Böning K., Jacoby S.: Literaturübersicht: Chipping-Risiko bei festsitzendem implantatgetragenen Zahnersatz. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2012;121(11):542-550.
248. Spies B. C., Kohal R. J., Balmer M., Vach K., Jung R. E.: Evaluation of zirconia-based posterior single crowns supported by zirconia implants: preliminary results of a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28(5):613-619.
249. Shi J. Y., Zhang X. M., Qiao S. C., Qian S. J., Mo J. J., Lai H. C.: Hardware complications and failure of three-unit zirconia-based and porcelain-fused-metal implant-supported fixed dental prostheses: a retrospective cohort study with up to 8 years. *Clin Oral Implants Res* 2017;28(5):571-575.
250. Ioannidis A., Bindl A.: Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results. *J Dent* 2016;47:80-5.
251. Ramos G. F., Monteiro E. B., Bottino M. A., Zhang Y., Marques de Melo R.: Failure Probability of Three Designs of Zirconia Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015;35(6):843-9.
252. Moscovitch M.: Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015;35(3):315-23.

253. Moraguez O. D., Wiskott H. W., Scherrer S. S.: Three- to nine-year survival estimates and fracture mechanisms of zirconia- and alumina-based restorations using standardized criteria to distinguish the severity of ceramic fractures. *Clin Oral Investig* 2015;19(9):2295-307.
254. Pott P.-C., Eisenburger M., Borchers L., Stiesch M.: Verbundstabilität von ZrO<sub>2</sub>-Kunststoff-Verbindungen nach Primer Anwendung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2012;121(11):553-556.
255. Rueda A. O., Anglada M., Jimenez-Pique E.: Contact fatigue of veneer feldspathic porcelain on dental zirconia. *Dent Mater* 2015;31(3):217-24.
256. Dupont N., Koenig V., Vanheusden A., Mainjot A.: [Failure of zirconia-based prostheses on natural teeth and implants: focus on risk factors]. *Rev Med Liege* 2014;69 Spec No:66-71.
257. Mundt T., Heinemann F., Schankath C., Schwahn C., Biffar R.: Retrospective and clinical evaluation of retrievable, tooth-implant supported zirconia-ceramic restorations. *Acta Odontol Scand* 2013;71(5):1326-34.
258. Fischer J., Stawarczyk B., Tomic M., Strub J. R., Hämmerle C. H.: Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater J* 2007;26(6):766-72.
259. Gostemeyer G., Jendras M., Borchers L., Bach F. W., Stiesch M., Kohorst P.: Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res* 2012;56(2):93-101.
260. Denry I., Kelly J. R.: State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
261. Kimmich M., Stappert C. F.: Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc* 2013;144(1):31-44.
262. Aboushelib M. N., Feilzer A. J., de Jager N., Kleverlaan C. J.: Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87(1):139-45.

263. Swain M. V.: Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009;5(5):1668-77.
264. Taskonak B., Mecholsky J. J., Jr., Anusavice K. J.: Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005;26(16):3235-41.
265. Baldassarri M., Stappert C. F., Wolff M. S., Thompson V. P., Zhang Y.: Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater* 2012;28(8):873-9.
266. Choi J. E., Waddell J. N., Swain M. V.: Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater* 2011;27(11):1111-8.
267. Guazzato M., Walton T. R., Franklin W., Davis G., Bohl C., Klineberg I.: Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J* 2010;55(3):306-10.
268. Guazzato M., Albakry M., Ringer S. P., Swain M. V.: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-56.
269. Miyazaki T., Nakamura T., Matsumura H., Ban S., Kobayashi T.: Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57(4):236-61.
270. de Kler M., de Jager N., Meegdes M., van der Zel J. M.: Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 2007;34(11):841-7.
271. Denry I. L., Holloway J. A.: Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76(2):440-8.
272. Chevalier J.: What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535-43.
273. Wakabayashi N., Anusavice K. J.: Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000;79(6):1398-404.



274. Marchack B. W., Futatsuki Y., Marchack C. B., White S. N.: Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99(3):169-73.
275. Silva N. R., Bonfante E. A., Rafferty B. T., Zavanelli R. A., Rekow E. D., Thompson V. P., Coelho P. G.: Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011;90(1):104-8.
276. Rosentritt M., Steiger D., Behr M., Handel G., Kolbeck C.: Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37(12):978-83.
277. Beuer F., Schweiger J., Eichberger M., Kappert H. F., Gernet W., Edelhoff D.: High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25(1):121-8.
278. Ramseyer S.: Ästhetische und endodontische Rehabilitation eines oberen ersten Inzisiven. *ZWP Online* 2015.
279. Rinke S.: Metall oder Vollkeramik? *ZWP Online* 2013.
280. Roland B.: ZIRKONOXID-KERAMIK: GEGENWART UND ZUKUNFT. *Quintessenz Zahntech* 2016;42(6):820-833.
281. Kontos L., Schille C., Schweizer E., Geis-Gerstorfer J.: Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand* 2013;71(3-4):482-7.
282. Passos S. P., Torrealba Y., Major P., Linke B., Flores-Mir C., Nychka J. A.: In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont* 2014;23(8):593-601.
283. Sagirkaya E., Arıkan S., Sadik B., Kara C., Karasoy D., Cehreli M.: A randomized, prospective, open-ended clinical trial of zirconia fixed partial dentures on teeth and implants: interim results. *Int J Prosthodont* 2012;25(3):221-31.
284. Güncü M. B., Cakan U., Aktas G., Güncü G. N., Canay S.: Comparison of implant versus tooth-supported zirconia-based single crowns in a split-mouth design: a 4-year clinical follow-up study. *Clin Oral Investig* 2016;20(9):2467-2473.

285. Nejatidanesh F., Moradpoor H., Savabi O.: Clinical outcomes of zirconia-based implant- and tooth-supported single crowns. *Clin Oral Investig* 2016;20(1):169-78.
286. Cacaci C., Cantner F., Mucke T., Randelzhofer P., Hajto J., Beuer F.: Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results. *Clin Oral Investig* 2017;21(6):1953-1959.
287. Naumann M., Hohmann C., Happe A., Beuer F., Frankenberger R., Seemann R., Rosentritt M.: Are implants more reliable than severely compromised endodontically treated teeth as abutments for zirconia-based FPDs? : In vitro results of long-term preclinical load simulation. *Clin Oral Investig* 2013;17(7):1685-92.
288. Lang N. P., Pjetursson B. E., Tan K., Brägger U., Egger M., Zwahlen M.: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):643-53.
289. Brägger U., Karoussis I., Persson R., Pjetursson B., Salvi G., Lang N.: Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(3):326-34.
290. Pjetursson B. E., Tan K., Lang N. P., Brägger U., Egger M., Zwahlen M.: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin. Oral Implants. Res* 2004;15(6):625-642.
291. De Boever A. L., Keersmaekers K., Vanmaele G., Kerschbaum T., Theuniers G., De Boever J. A.: Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil* 2006;33(11):833-9.
292. Aglietta M., Siciliano V. I., Zwahlen M., Brägger U., Pjetursson B. E., Lang N. P., Salvi G. E.: A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):441-51.
293. Pjetursson B. E., Tan K., Lang N. P., Brägger U., Egger M., Zwahlen M.: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an

- observation period of at least 5 years. IV. Cantilever or extension FPDs. Clin Oral Implants Res 2004;15(6):667-76.
294. Diehl A.: Vollkeramik: Risikomanagement und Tipps aus Gutachtersicht. Zahntechnik Magazin 2015;1:6-17.
295. Arnetzl G.: Neue Materialien – neue Perspektiven. Zahntechnik Magazin 2015;1:18-25.
296. Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J. A.: Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). Clin Oral Investig 2009;13(4):445-51.
297. Schwarz S., Schroder C., Hassel A., Bomicke W., Rammelsberg P.: Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. Clin Implant Dent Relat Res 2012;14 Suppl 1:e119-25.
298. Mlaka S., Beuer F., Schweiger J., Stimmelmayer M., Güth J. F.: Chipping von ZrO<sub>2</sub>-Kronen. Das Dentallabor 2012;60.
299. Rinke S.: Monolithische Vollkeramikrestaurationen. DENTAL MAGAZIN 2016;34(4):32-35.
300. Zimmer D., Gerds T., Strub J. R.: Überlebensraten von IPS-Empress®2-Vollkeramikronen und -brücken: Drei-Jahres-Ergebnisse. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2004;114(2):115-119.
301. Venezia P., Torsello F., Cavalcanti R., D'Amato S.: Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. J Prosthet Dent 2015;114(4):506-12.
302. Rojas Vizcaya F.: Retrospective 2- to 7-Year Follow-Up Study of 20 Double Full-Arch Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Prostheses: Measurements and Recommendations for Optimal Design. J Prosthodont 2018;27(6):501-508.
303. Karl M.: Outcome of bonded vs all-ceramic and metal- ceramic fixed prostheses for single tooth replacement. Eur J Oral Implantol 2016;9 Suppl 1:S25-44.

304. Meyer G., Kern M.: Leitlinienreport zur S3-Leitlinie: Vollkeramische Kronen und Brücken. Web Page, Letztes Zugriffsdatum: 19.10.2018; [https://www.dgzmk.de/uploads/tx\\_szdgzmkdocuments/083-012m\\_S3\\_Vollkeram\\_K\\_und\\_B\\_2015-03-06.pdf](https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/083-012m_S3_Vollkeram_K_und_B_2015-03-06.pdf).
305. Bidra A. S., Tischler M., Patch C.: Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 2018;119(2):220-224.
306. O'Sullivan D., Wilk S., Michalowski W., Farion K.: Using PICO to align medical evidence with MDs decision making models. *Stud Health Technol Inform* 2013;192:1057.
307. Jung R. E., Grohmann P., Sailer I., Steinhart Y. N., Feher A., Hämmerle C., Strub J. R., Kohal R.: Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2016;27(7):751-61.
308. Kniha K., Schlegel K. A., Kniha H., Modabber A., Holzle F., Kniha K.: Evaluation of peri-implant bone levels and soft tissue dimensions around zirconia implants-a three-year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2018;47(4):492-498.
309. Kniha K., Milz S., Kniha H., Ayoub N., Holzle F., Modabber A.: Peri-implant Crestal Bone Changes Around Zirconia Implants in Periodontally Healthy and Compromised Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33(1):217-222.
310. Kohal R. J., Spies B. C., Bauer A., Butz F.: One-piece zirconia oral implants for single tooth replacement: Three-year results from a long-term prospective cohort study. *J Clin Periodontol* 2018;45(1):114-124.
311. Cheng C. W., Chien C. H., Chen C. J., Papaspyridakos P.: Clinical Results and Technical Complications of Posterior Implant-Supported Modified Monolithic Zirconia Single Crowns and Short-Span Fixed Dental Prostheses: A 2-Year Pilot Study. *J Prosthodont* 2018;27(2):108-114.

312. Grobecker-Karl T., Christian M., Karl M.: Effect of endodontic access cavity preparation on monolithic and ceramic veneered zirconia restorations. *Quintessence Int* 2016;47(9):725-9.
313. Spies B. C., Witkowski S., Vach K., Kohal R. J.: Clinical and patient-reported outcomes of zirconia-based implant fixed dental prostheses: Results of a prospective case series 5 years after implant placement. *Clin Oral Implants Res* 2018;29(1):91-99.
314. Haff A., Lof H., Gunne J., Sjogren G.: A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: an up to 13-year study. *Dent Mater* 2015;31(2):162-70.
315. Bomicke W., Rammelsberg P., Stober T., Schmitter M.: Short-Term Prospective Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns. *J Esthet Restor Dent* 2017;29(1):22-30.
316. Rathmann F., Bomicke W., Rammelsberg P., Ohlmann B.: Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study. *J Dent* 2017;64:68-72.
317. Spies B. C., Balmer M., Jung R. E., Sailer I., Vach K., Kohal R. J.: All-ceramic, bi-layered crowns supported by zirconia implants: Three-year results of a prospective multicenter study. *J Dent* 2017;67:58-65.
318. Vichi A., Sedda M., Fabian Fonzar R., Carrabba M., Ferrari M.: Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and "Augmented Translucency" Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *J Esthet Restor Dent* 2016;28 Suppl 1:S32-9.
319. Cattani-Lorente M., Durual S., Amez-Droz M., Wiskott H. W., Scherrer S. S.: Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dent Mater* 2016;32(3):394-402.
320. Harada K., Raigrodski A. J., Chung K. H., Flinn B. D., Dogan S., Manel L. A.: A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016;116(2):257-63.

321. Zhang Y.: Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30(10):1195-203.
322. Stawarczyk B., Frevert K., Ender A., Roos M., Sener B., Wimmer T.: Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:128-138.
323. Pop-Ciutnila I. S., Ducea D., Eugenia Badea M., Moldovan M., Cimpean S. I., Ghinea R.: Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *J Esthet Restor Dent* 2016;28 Suppl 1:S46-55.
324. Rohr N., Coldea A., Zitzmann N. U., Fischer J.: Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dent Mater* 2015;31(12):e279-88.
325. Sikanen T., Aura S., Heikkilä L., Kotiaho T., Franssila S., Kostianen R.: Hybrid ceramic polymers: new, nonbiofouling, and optically transparent materials for microfluidics. *Anal Chem* 2010;82(9):3874-82.
326. Reddy P. S., Tejaswi K. L., Shetty S., Annapoorna B. M., Pujari S. C., Thippeswamy H. M.: Effects of commonly consumed beverages on surface roughness and color stability of the nano, microhybrid and hybrid composite resins: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2013;14(4):718-23.
327. Mörmann W.: Ein neuer Keramik-Polymer-Hybridwerkstoff für CAD/CAM. *Zahntechnik Magazin* 2013;17:130-131.
328. Mörmann W., Stawarczyk B., Ender A., Sener B., Attin T., Mehl A.: Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113-125.
329. Mounajjed R., D M. L., Azar B.: The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J* 2016;35(6):835-844.
330. Nawafleh N., Hatamleh M., Elshiyab S., Mack F.: Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont* 2016;25(2):116-26.

331. Bompolaki D., Kontogiorgos E., Wilson J. B., Nagy W. W.: Fracture resistance of lithium disilicate restorations after endodontic access preparation: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):580-6.
332. Sulaiman T. A., Delgado A. J., Donovan T. E.: Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 2015;114(3):364-6.
333. D'Arcangelo C., Vanini L., Rondoni G. D., De Angelis F.: Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent* 2016;115(3):350-5.
334. Lawson N. C., Bansal R., Burgess J. O.: Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016;32(11):e275-e283.
335. Elsaka S. E., Elnaghy A. M.: Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016;32(7):908-14.
336. Schweiger J., Beuer F., Stimmelmayer M., Edelhoff D.: Wege zum Implantatabutment. *dental Dialogue Special* 2010;11(9):76-90.
337. Demsey A., Nahin A., Braunsberg S.: Oldmedline citations join pubmed. *NLM Technical Bulletin* 2003;334.

## 9 Anhang

Zur Literatursuche wurde in erster Linie die medizinische Publikationsdatenbank „PubMed“ verwendet (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>). Das National Center for Biotechnology Information betreibt die Internetdatenbank PubMed, in welcher die Abstracts und teilweise auch Volltextversionen von Artikeln aus allen medizinischen und naturwissenschaftlichen Disziplinen gelistet werden. Über PubMed kann auf die Datenbanken OLDMEDLINE, MEDLINE (Medical Literature Analysis and Retrieval System Online) und PubMed Central kostenfrei zugegriffen werden [337].

Der MeSH-Algorithmus (Medical Subject Headings) ist eine integrierte Datenbank und funktioniert wie ein Thesaurus-Programm. Er ordnet den Suchbegriffen Synonyme und verwandte Schlagwörter zu. Damit wird eine umfassende Auflistung zu einem bestimmten Themengebiet gewährleistet [337].

Folgende Stichwörter wurden in diversen Kombinationen für die Suche verwendet: „zirconia“, „implants“, „crowns“, „veneering ceramics“, „fixed partial dentures“, „abutments“, „survival“, „complications“, „chipping“, „review“. Dann wurden in erster Linie jene Artikel verwendet, die rezent publiziert wurden und auf die ein Volltextzugriff möglich war.

Zusätzlich wurde nach Veröffentlichungen der „AG Keramik“ und nach Artikeln über teilstabilisiertes Zirconiumdioxid in deutschsprachigen zahnmedizinischen Zeitschriften wie der „ZMK“ gesucht.

Da das Ziel dieser Arbeit war, eine möglichst vollständige Übersicht über teilstabilisiertes Zirconiumdioxid in der Zahnmedizin zu erstellen und sich nicht auf ein bestimmtes Thema wie zum Beispiel Überlebensraten im Sinne einer Meta-Analyse konzentriert wurde, kamen auch die PICO-Kriterien zur Studiauswahl nicht explizit zum Einsatz [304].



## 10 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Svantje Held, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Zirconiumdioxid in der Zahnheilkunde – eine Literaturübersicht“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zur Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und die Resultate (insbesondere Abbildungen, Grafiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der unten stehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§ 156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

## **11 Lebenslauf**

"Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

## 12 Danksagung

Bei Herrn PD Dr. Roland Strietzel bedanke ich mich hiermit herzlichst für die Überlassung dieses interessanten und hochkomplexen Literaturthemas, seine gute wissenschaftliche Betreuung bei Korrektur und Durchsicht sowie seine Unterstützung und guten Ratschläge.

Bei meinem Vater möchte ich mich von ganzem Herzen bedanken für seine vielumfassende Unterstützung, für seinen liebevollen Beistand und seine wertvollen Ratschläge in allen Lebenslagen. Im Gedenken an meine geliebte verstorbene Mutter widme ich auch ihr diese Dissertation. Ich weiß, dass sie sehr stolz auf mich gewesen wäre.

Ebenso bedanke ich mich von ganzem Herzen bei meinem Freund und all meinen Freunden, meinen Verwandten und engen Bekannten, insbesondere Krischan, Ralf, Anita und Eike, die mich auf diesem Dissertationsweg mit ihren guten Ratschlägen begleitet und unterstützt sowie Korrektur gelesen haben.