

**AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. G. HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**Der Einfluss
der Wasseraufnahmefähigkeit verschiedener
Stumpfaufbaumaterialien
auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüsten für
Einzelzahnkronen
–
Eine In-vitro-Studie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Felix Weiser

2010

**AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. G. HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**Der Einfluss
der Wasseraufnahmefähigkeit verschiedener
Stumpfaufbaumaterialien
auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüsten für
Einzelzahnkronen
–
Eine In-vitro-Studie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Felix Weiser

2010

Dekan

1. Berichterstatter

2. Berichterstatter

Tag der mündlichen Prüfung

Prof. Dr. B. Weber

Prof. Dr. M. Behr

Prof. Dr. Dr. P. Proff

24.01.2011

Meiner Familie gewidmet

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. der Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG.....	1
2	LITERATURÜBERSICHT.....	2
2.1	Dentale Keramiken.....	2
2.1.1	Ein Überblick.....	2
2.1.2	Silikatkeramiken.....	2
2.1.3	Oxidkeramiken.....	3
2.1.3.1	Infiltrationskeramiken.....	3
2.1.3.2	Dicht gesinterte Oxidkeramiken.....	3
2.1.3.3	Zirkoniumdioxid.....	4
2.1.3.3.1	Die Struktur von Zirkoniumdioxid.....	5
2.1.3.3.2	Teilstabilisiertes und vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid.....	5
2.1.3.3.3	Die Phasentransformationsfestigung.....	7
2.1.3.3.4	Dauerfestigkeit.....	7
2.1.3.3.4	Methoden zur Bearbeitung der Zirkoniumdioxidkeramik.....	8
2.1.3.3.4.1	Grünbearbeitung.....	9
2.1.3.3.4.2	Weißbearbeitung.....	9
2.1.3.3.4.3	Hartbearbeitung.....	9
2.2	Dentale Zemente.....	9
2.2.1	Zinkoxidphosphat-Zement.....	10
2.2.1.1	Chemische Reaktion.....	10
2.2.1.2	Klinische Studien.....	11
2.2.2	Variolink II.....	11
2.3	Komposite.....	12
2.3.1	Zusammensetzung.....	12
2.3.2	Abbindereaktion.....	12
3	MATERIAL UND METHODIK.....	13
3.1	Zielsetzung.....	13
3.2	Übersicht.....	14
3.3	Die Prüfgruppen.....	15
3.4	Präparation und Herstellung der Stümpfe und Cercon-Gerüste.....	17

3.4.1	Herstellung des Musterstumpfes.....	17
3.4.2	Vervielfältigung des Musterstumpfes	18
3.4.2.1	Herstellung identischer Kopien aus Frasaco-Zähnen.....	18
3.4.2.1.1	Entwurf einer speziell entwickelten Zahnhaltevorrichtung für das Kopierfräsgerät Celay	18
3.4.2.1.2	Der Kopierfräs-Vorgang	20
3.4.2.2	Herstellung identischer Kopien mit Rebuilda und Rebuilda 30.....	21
3.4.3	Herstellung der CAD/CAM-gefrästen Cercon-Gerüste.....	22
3.4.4	Überprüfung der Passgenauigkeit.....	23
3.4.5	Sockelung der Stümpfe und Herstellung eines künstlichen Parodontiums	24
3.4.6	Befestigung der Cercon-Gerüste.....	25
3.4.7	Herstellung der Antagonisten.....	27
3.5	Bestimmung der Wasseraufnahme	27
3.6	Materialprüfung	28
3.6.1	Alterungsmethoden	28
3.6.1.1	Wasserlagerung bei konstanter Temperatur	28
3.6.1.2	Thermische Wechsellast	28
3.6.1.3	Mechanische Wechsellast.....	28
3.6.1.4	Thermo-mechanische Wechsellast	29
3.6.2	Bestimmung der Bruchfestigkeit.....	29
3.6.3	Rasterelektronische Untersuchung der Bruchstücke	30
3.6.4	Statistische Auswertung.....	31
4	ERGEBNISSE.....	32
4.1	Wasseraufnahmewerte der Kunststoffe	32
4.2	Die Bruchfestigkeitsanalyse	33
4.2.1	Vergleich der Bruchfestigkeiten der Cercon-Gerüste zwischen den Stumpfaufbaumaterialien	33
4.2.2	Vergleich der Bruchfestigkeiten der Cercon-Gerüste innerhalb eines Stumpfaufbaumaterials	34
4.2.2.1	Rebuilda.....	34
4.2.2.2	Rebuilda 30.....	35
4.3	Die Frakturspaltanalyse	36

5	DISKUSSION	40
5.1	Die Keramik.....	40
5.2	Der Zement	41
5.3	Das Stumpfmaterial.....	41
6	ZUSAMMENFASSUNG	44
7	LITERATURVERZEICHNIS	46
8	DANKSAGUNG.....	52
9	LEBENS LAUF	53

1 EINLEITUNG

Die hygroskopische Expansion kunststoffbasierter Stumpfaufbaumaterialien und Zemente hat einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von glaskeramischen Versorgungsen. Sindel et al. zeigten dies bereits im Jahre 1999 [1].

Die Wasseraufnahme hängt dabei von der Zusammensetzung des Komposits und der Lagerungszeit ab:

- Die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Wasseraufnahme von dentalen Kunststoffen wird in der Literatur unterschiedlich diskutiert. Craig gab eine Zeit von sieben Tagen an [2], Pearson sprach von 14 Tagen [3]. Martin et al. dagegen zeigten in ihrer Studie, dass auch nach drei Jahren noch Wasser in Kunststoffe eindringt [4].
- Komposite nehmen durch Diffusion Wasser auf. Dieser Vorgang ist hauptsächlich von der Zusammensetzung der Matrix abhängig. Hydrophile Bestandteile, z. B. Hydroxyethyl-Methacrylate (HEMA) erhöhen die Wasseraufnahme. Zusätzlich hängt die Höhe der Wasserresorption vom Füllergehalt, Füllertyp [5] und von der Füllergröße [6] ab.

Die deutlich besseren mechanischen Eigenschaften der Zirkoniumdioxidkeramik lassen nun darauf schließen, dass eine Wasserzunahme des Stumpfaufbaus oder des verwendeten Zements keinen Einfluss auf die Stabilität dieser Keramik haben sollte.

Diese Studie untersuchte, inwieweit Stumpfaufbaumaterialien mit unterschiedlicher hygroskopischer Expansion die Bruchfestigkeit von Cercon-Gerüsten beeinflussen. In diesem Zusammenhang wurden auch die Auswirkungen bestimmter Alterungsprozesse, wie Wasserlagerung, mechanische Belastung, Thermozyklisierung und deren Kombination auf die Bruchfestigkeit dieser Gerüste eruiert.

Hypothese

Die Wasseraufnahme von Stumpfaufbaumaterialien hat, im Gegensatz zu den Alterungsmethoden, keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüsten.

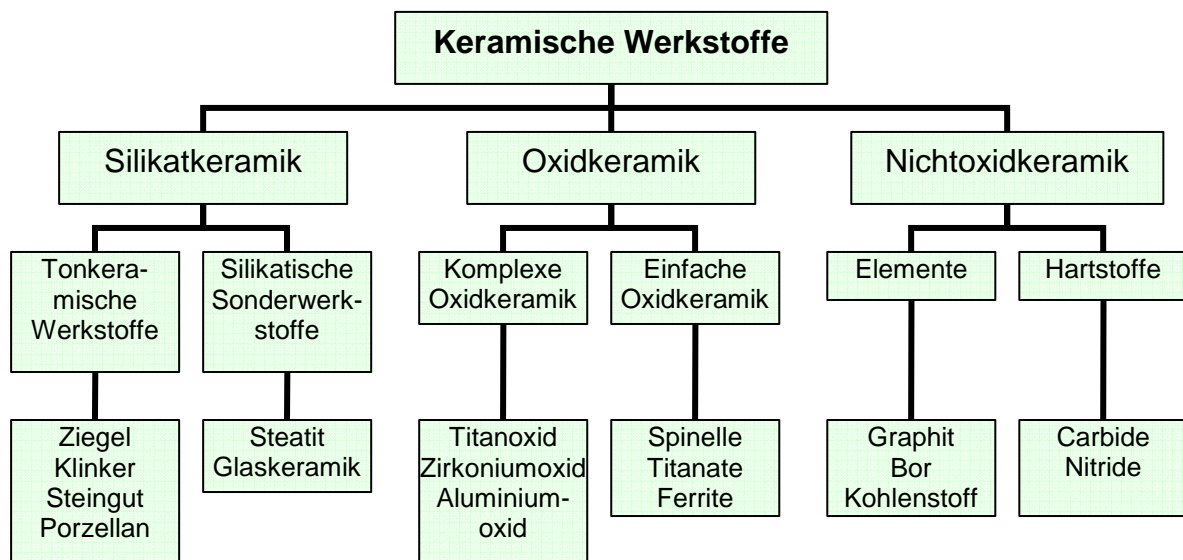
2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Dentale Keramiken

2.1.1 Ein Überblick

Der Begriff der Keramik umfasst verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, die mindestens zu 30 % kristalliner Struktur sind. Aus einer Rohmasse geformt, wird die Keramik einem Sinterbrand bei über 800° C ausgesetzt, durch den sie ihre typischen Werkstoffeigenschaften erhält. [7]

Grundsätzlich können Keramiken nach der Art ihrer Verarbeitung oder nach ihrer chemischen Zusammensetzung eingeteilt werden. In der Zahnmedizin ist letztere sinnvoller, da die werkstoffkundlichen Unterschiede besser dargestellt werden. [8]



Tab. 2-1 Einteilung keramischer Werkstoffe

2.1.2 Silikatkeramiken

Silikatkeramiken, wie das leuzitverstärkte Lithiumdisilikat (Empress), besitzen die Fähigkeit zur Lichttransmission. Ein großer Teil des einfallenden Lichts wird durch den Werkstoff geleitet. Die Keramik ist dadurch in der Lage, sich farblich an die Umgebung „anzupassen“ („Chamäleon-Effekt“). Durch ihre geringe Biegefestigkeit von 400 Pascal ist ihr Indikationsgebiet jedoch eingeschränkt. Sie wird im Bereich von Inlay-, Onlay- und Teilkronenversorgungen gewählt. Um die Bruchfestigkeit auf

ein akzeptables Maß anzuheben, ist es absolut notwendig, die Keramikarbeiten adhäsiv zu befestigen [9]. Die Herstellung von Brücken im Seitenzahnggebiet ist auf Grund der limitierenden mechanischen Eigenschaften nicht Erfolg versprechend [10].

2.1.3 Oxidkeramiken

Im Gegensatz zu glaskeramischen Restaurationen weisen Zirkoniumdioxidkronen Bruchfestigkeitswerte von 1500 N auf und müssen nicht zwingend adhäsiv befestigt werden [9, 11, 12]. Die Keramik besteht aus einfachen Oxiden und kann durch weitere Zusätze in ihren Eigenschaften verändert werden [8]. Die Oxide werden aus unedlen Metallen wie Aluminium, Magnesium, Zirkonium oder Titan gebildet. Diese Oxide besitzen sehr hohe Oxidationspotentiale, wodurch die Keramiken sehr stabil sind [13, 14].

2.1.3.1 Infiltrationskeramiken

Infiltrationskeramiken bestehen meist aus Aluminiumoxid, die bei ca. 1200° C für zwei Stunden gebrannt werden. Dabei verbinden sich die Aluminiumoxidpartikel, ohne jedoch zu schmelzen, was eine sehr geringe Schrumpfung zur Folge hat. Nach diesem Vorgang wird ein lanthanhaltiges Farbglass aufgetragen, das in das grobporige Aluminiumoxidgerüst infiltriert [15, 16, 17]. Die Festigkeit und Opazität ist direkt proportional zum Gehalt der Keramik an Oxiden [14].

2.1.3.2 Dicht gesinterte Oxidkeramiken

Dicht gesinterte Oxidkeramiken bestehen ausschließlich aus kristallinen Metalloxiden (polykristalline Oxidkeramiken) und weisen keine Glasphase auf [13]. Durch Einsatz synthetischer Rohstoffe sowie moderner Pulveraufbereitungs- und Formgebungsmethoden können, trotz weitgehenden Verzichts auf Verarbeitungsadditive, stabile, kreideähnliche Formkörper (Grünkörper) hoher Primärdichte erzeugt werden [7]. Die hohe Sinterungstemperatur dieser Keramiken bedingt jedoch eine sehr hohe Opazität [8, 18]. Aus diesem Grund müssen Oxidkeramiken mit eingefärbten Lasurmassen oder konventionellen keramischen Dentalmassen verblendet werden, um ein ästhetisch befriedigendes Ergebnis zu erzielen.

Dicht gesintertes Zirkoniumdioxid weist unter den dentalkeramischen Massen die höchste Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit auf [18, 19].

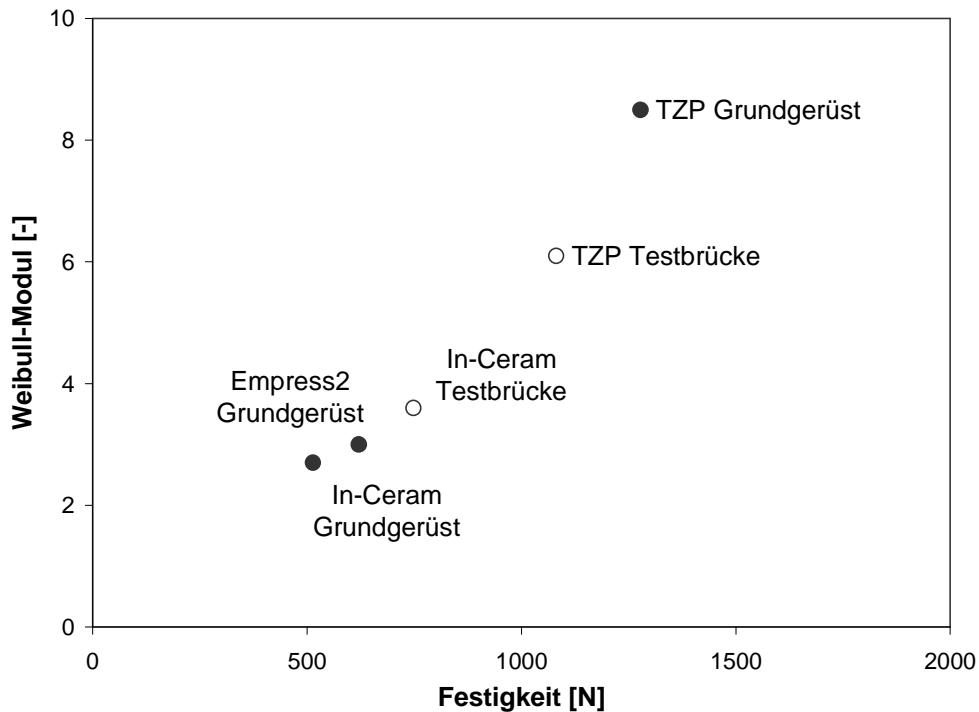


Abb. 2-1 Bruchzähigkeit von dentalen Keramiken [17]

2.1.3.3 Zirkoniumdioxid

Zirkonium ist ein Mineral mit silikatischer Zusammensetzung und kristallinem Aufbau, welches an der Oberfläche Passivierungsschichten bildet und dadurch korrosionsresistent wird. Die wichtigste Verbindung dieses Metalls ist Zirkoniumdioxid (ZrO_2).

In dieser Arbeit wurde das Cercon-System von Degudent (Hanau, D) verwendet. Diese Y-TZP-A-Keramik (yttria oxide stabilized tetragonal zirconia polycrystals doped with alumina) besteht aus folgenden Bestandteilen [20]:

- Zirkoniumoxid (ZrO_2)
- Yttriumoxid (Y_2O_3) 5%
- Hafnium (HfO_2) < 2%
- Aluminium- und Siliziumoxid (Al_2O_3, SiO_2) < 1%

2.1.3.3.1 Die Struktur von Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid besitzt drei Polymorphe, die monokline, tetragonale und die kubische Phase [21].

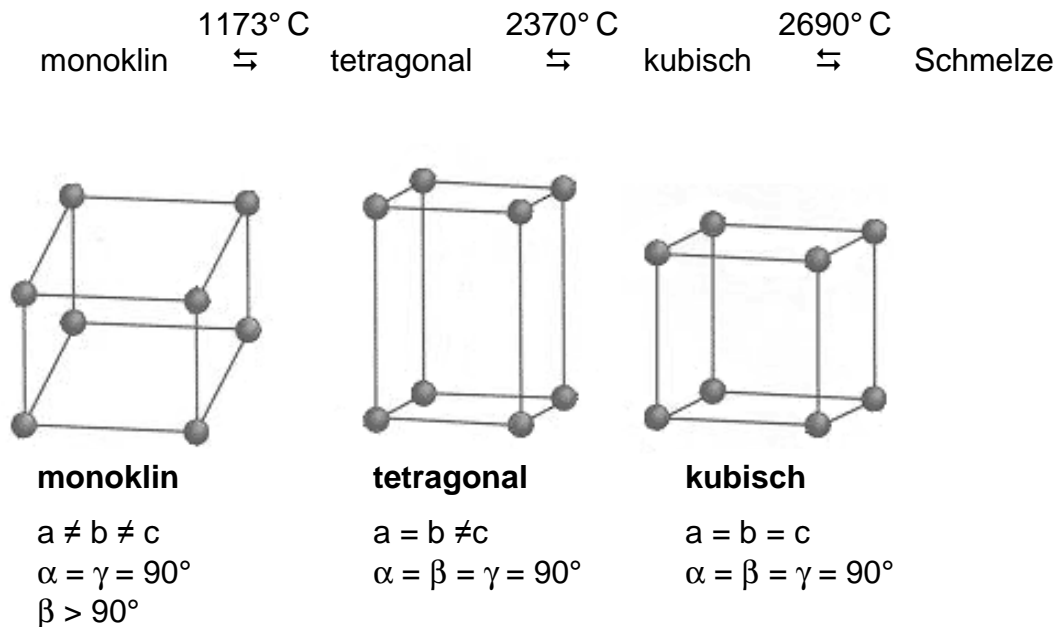


Abb. 2-2 Einteilung und grafische Darstellung der Polymorphe des Zirkoniumdioxids [22]

Die monokline Phase ist nach Garvie [23] bis 1173°C stabil, dann tritt eine Umwandlung in die tetragonale Phase ein. Ab 2370°C bis zur Schmelztemperatur von 2680°C wird das Gefüge in die kubische Phase transformiert.

Von größter Bedeutung ist dabei der Übergang von der tetragonalen zur monoklinen Phase, der auch als t/m-Umwandlung bezeichnet wird und bei einer Abkühlung auf Zimmertemperatur mit einer Volumenexpansion von 3-5 % einhergeht [8, 11]. Daraus wurde ein Konzept zur Festigung der Oxidkeramik entwickelt (Konzept der Phasentransformationsfestigung, siehe Kap. 2.1.3.3.3) [21].

2.1.3.3.2 Teilstabilisiertes und vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxidkeramiken werden entsprechend der Art und dem Gehalt an Stabilisierungsoxiden in vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid (FSZ: fully stabilized zirconia) und teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ: partially stabilized zirconia)

unterteilt. Vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid enthält einen so hohen Zusatz an Fremdoxiden, dass die kubische Hochtemperaturphase bis auf Raumtemperatur erhalten bleibt. Allerdings findet im kubischen Gefüge die gewünschte Umwandlungsverstärkung nicht statt, weswegen FSZ im zahnmedizinischen Bereich nicht zum Einsatz kommt.

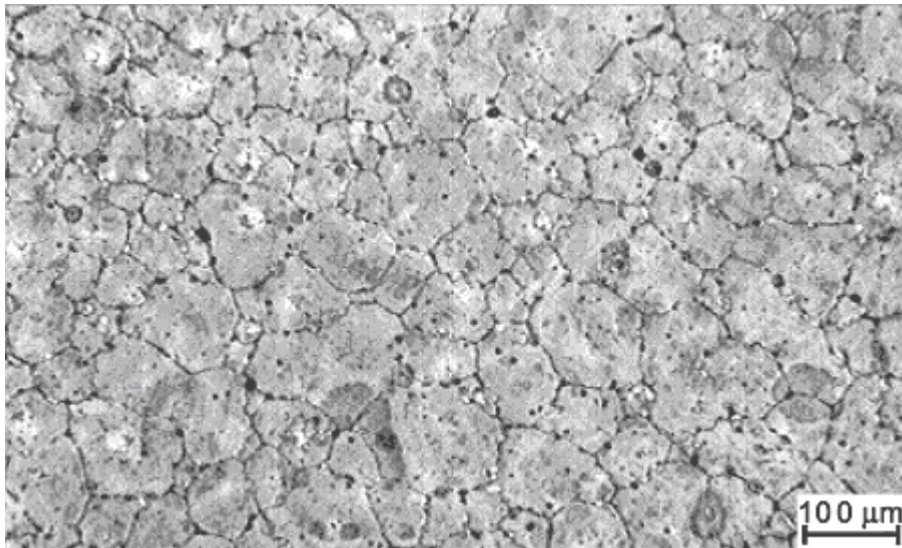


Abb. 2-3 Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid im Rasterelektronenmikroskop [24]

Im PSZ hingegen ist ein gewisser Anteil an tetragonaler Phase vorhanden, der in einer kubischen ZrO_2 -Matrix eingelagert ist. Durch geringere Mengen an Y_2O_3 (3 Mol%, statt 8 Mol% bei FSZ) kann dieses Gefüge hergestellt werden [25]. Die mechanischen Eigenschaften wie Festigkeit und Zähigkeit bleiben aber unter denen von FSZ. Für den zahnmedizinischen Bereich hat sich die teilstabilisierte Y-TZP-Keramik bewährt.

Auch die Korngröße und deren Verteilung sind neben der Anwesenheit von Stabilisierungsoxiden für die Stabilität der tetragonalen Phase von Wichtigkeit. Um eine spontane Umwandlung der metastabilen tetragonalen in die monokline Phase zu vermeiden, müssen die Körner homogen verteilt sein und dürfen einen Durchmesser von 0,3 – 0,5 μm nicht überschreiten. Eine solche Umwandlung würde mit einer deutlichen Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften einhergehen [26, 27]. Zur Verminderung der hydrothermalen Alterung werden Y-TZP-Keramiken geringe Mengen an Al_2O_3 (0,5 Gewichts-%) zugesetzt, was den Alterungsprozess um das Zehnfache verlangsamt [28, 29].

2.1.3.3.3 Die Phasentransformationsfestigung

Ausschlaggebend für das Versagen keramischer Versorgungen in vivo ist weniger die überkritische Belastung und der dadurch provozierte sofortige Sprödbbruch als das unterkritische Risswachstum, welches bei Bestehen der äußeren Belastungen zu einer instabilen Rissausbreitung führen kann [30, 31]. Hier greift das Konzept der Phasentransformationsfestigung ein, was die Rissausbreitung nicht stoppt, aber verzögert. Es beruht auf der Löslichkeit oxidischer Verbindungen im Zirkoniumdioxid, durch welche eine Stabilisierung der tetragonalen Polymorphe hervorgerufen wird. Dies verzögert die spontane t/m-Umwandlung (Def. in Kap. 2.1.3.3.1) und somit die Volumenexpansion.

Neben der spontanen t/m-Umwandlung, bei der durch spontane Mikrorissbildung auf Grund der Volumenzunahmen der Zirkoniumdioxidteilchen die Weiterleitung kritischer Risse aufgehalten oder umgelenkt wird, können Zirkonteilchen auch durch Zugspannungen, die in der Nähe eines Risses auftreten, in die monokline Phase transformiert werden. Das größere Volumen dieser Kristallform führt nachfolgend im Keramikgefüge zu lokalen Druckspannungen, die das weitere Risswachstum durch das Zusammendrücken der Rissflanken erschweren [8, 32].

Zur Stabilisierung des Zirkoniumdioxids wird vor allem Yttrium (Y_2O_3) verwendet, welches zur Bildung von mechanisch hochbelastbaren Zirkoniumdioxidkeramiken führt [8, 11].

2.1.3.3.4 Dauerfestigkeit

Um in vitro zu testen, wie hoch die Bruchfestigkeit der Cercon-Gerüste tatsächlich ist, ist es unabdingbar, ein Verfahren zur Verfügung zu haben, welches möglichst viele Faktoren mit einbezieht, die auch in vivo gegeben sind. Somit können auch in vitro äußerst realitätsnahe Ergebnisse erreicht werden [33, 34]. Mechanische Wechselbelastung (vor allem beim Kauvorgang), Korrosion und thermische Wechselbelastung sind die Hauptfaktoren, die auf die Bruchfestigkeit Einfluss haben. Eine solche zyklische und mechanische Wechselbelastung führt nicht zum sofortigen Bruch der vollkeramischen Restauration, es kann aber zu verstärkter unterkritischer Rissausbreitung (siehe Kapitel 2.1.3.3.2) kommen, welche die mechanische Festigkeit herabsetzt und zum Versagen der Versorgung führt [30, 31].

Die Rissausbreitung wird gerade im feuchtwarmen, korrosiven Mundmilieu zusätzlich beschleunigt. Ursächlich dafür sind zwei Prozesse:

1. Der Rebinder-Effekt: Flüssigkeiten, die in einen Spalt eindringen, erzeugen einen nach innen gerichteten Druck, der ein Fortschreiten der Fraktur bedingt [35].
2. Die Spannungsrissskorrosion: Transkristalline oder interkristalline Korrosionserscheinungen als Folge des Zusammenspiels von Zugspannungen und chemischer Degradation werden dem Phänomen der Spannungsrissskorrosion zugeschrieben. Die Anlagerung und Interaktion von Wassermolekülen mit der vorgeschädigten Kristallstruktur führt zur Herabsetzung der für den Rissfortschritt benötigten Energie. Durch mechanische Belastung wird dieser Effekt noch beschleunigt [36].

Ein besonderes Korrosionsphänomen stellt die Degradation von ZrO_2 im wässrigen Milieu dar. Hydroxylionen füllen die vorhandenen Sauerstoffleerstellen und lösen so eine verstärkte Phasentransformation von der tetragonalen zur monoklinen Modifikation aus. Diese Volumenvergrößerung führt zu einer Mikrorissbildung im Keramikgefüge [37- 39].

Auch die thermische Wechselbelastung setzt die Festigkeit keramischer Werkstoffe herab [40]. Die im Regensburger Kausimulator eingestellten Temperaturzyklen von $5^\circ C$ und $55^\circ C$ ergeben sich aus den Studien [41, 42], bei denen diese Temperaturdifferenz an den prothetischen Versorgungen festgestellt wurden.

2.1.3.3.4 Methoden zur Bearbeitung der Zirkoniumdioxidkeramik

Die Formgebung des Zahnersatzes aus industriell hergestellten Keramikrohlingen kann sowohl vor als auch nach dem endgültigen Sintervorgang erfolgen. Für die Verarbeitung von Zirkoniumdioxid werden derzeit drei verschiedene Methoden im Rahmen der CAD/CAM- Technologie unterschieden [43]:

1. Die Grünbearbeitung vorgesinterter Zirkoniumdioxidrohlinge
2. Die Weißbearbeitung teilgesinterter Zirkoniumdioxidrohlinge
3. Die Hartbearbeitung dichtgesinterter Zirkoniumdioxidrohlinge

2.1.3.3.4.1 Grünbearbeitung

Bei der Grünbearbeitung wird aus einem durch primäre Verdichtung des oxidkeramischen Ausgangspulvers gewonnenen, porösen Zirkoniumdioxidrohling, die um ca. 25 % vergrößerte Form des Kronengerüsts herausgefräst und anschließend dichtgesintert. Durch das Fräsen des „weichen“ Grünlings ist ein deutlich geringerer Zeit- und Schleifkörperaufwand nötig. Zudem muss das Gerüst weniger nachbearbeitet werden, was einen großen Vorteil aufweist, da gezeigt wurde, dass nachträgliches Schleifen an dicht gesinterten Restaurationen zu verminderten mechanischen Eigenschaften führt [32, 44-48]. Dies lässt sich allerdings nicht immer vollständig vermeiden, da aufgrund der nicht exakt linearen Sinterschrumpfung Passungenaugigkeiten auftreten können.

2.1.3.3.4.2 Weißbearbeitung

Weißbearbeitung ist die CAM-Bearbeitung teilgesintertter Zirkoniumdioxidrohlinge. Sie werden unter Druck bei 1000° C vorgesintert, weisen einen Verdichtungsgrad von 55-70 % auf, sind aber im Vergleich zu dichtgesintertem Zirkoniumdioxid noch relativ porös. Wie auch bei der nachfolgend beschriebenen Hartbearbeitung müssen die Gerüste unter Wasserkühlung mit Diamantschleifkörpern bearbeitet werden, um das Gefüge nicht zu beschädigen.

2.1.3.3.4.3 Hartbearbeitung

Die Hartbearbeitung erfolgt an durchgesintertter Keramik. Durch einen nachfolgenden heißisostatischen Pressvorgang (HIP: Hot Isostatic Press) bei 1000 bar und 50° C unter der Sintertemperatur besteht die Möglichkeit, die Keramik nochmals nachzuverdichten und so die Langzeitbeständigkeit des Werkstoffs gegenüber dem Wachstum von Mikrorissen zu verbessern [49].

2.2 Dentale Zemente

Die Stabilität einer Versorgung hängt nicht allein von den Festigkeitswerten des Zahnersatzes selbst ab. Ebenso wichtig ist die Belastbarkeit des Zements. Lauer [9]

berichtete 2003, dass der Zement gerade bei glaskeramischen Versorgungen eine entscheidende Rolle spielt, da diese Massen eine verhältnismäßig geringe Bruchfestigkeit aufweisen. Sie müssen adhäsiv befestigt werden.

Demgegenüber steht die Zirkoniumdioxidkeramik mit einer sehr hohen Bruchfestigkeit. Nach Lauer [9] und Göbel [19] ist somit eine konventionelle Zementierung möglich.

2.2.1 Zinkoxidphosphat-Zement

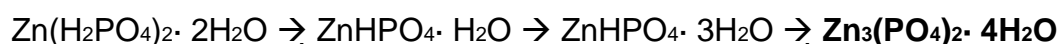
Zinkoxidphosphat-Zement wird aus Pulver und Flüssigkeit angemischt. Die Grundsubstanzen sind gebranntes Zinkoxid (ZnO) und Orthophosphorsäure (H₃PO₄).

Pulver	Masse-%
ZnO	80-90
MgO	10
CaF ₂	5
SiO ₂	4
Al ₂ O ₃	1
Flüssigkeit	Masse-%
H ₃ PO ₄	52-56
Zn	7-10
Al	2
H ₂ O	32-38

Tab. 2-2 Typische Zusammensetzung des Zinkoxidphosphat-Zements

2.2.1.1 Chemische Reaktion

Die Reaktion zwischen Orthophosphorsäure und Zinkoxid wurde erstmals von Komrska und Šatava mittels Röntgenpulverdiffraktometrie detailliert untersucht [50, 51]. Den Autoren zufolge wurde bei Verwendung reiner 82.5%iger Säure und reinem Zinkoxid sowie bei 37°C und 100% relativer Luftfeuchtigkeit als kristallines Reaktionsprodukt ausschließlich Hopeit (Phosphatmineral) erhalten. Die Bildung dieser Phase erfolgte dabei über kristalline Zwischenphasen, die zum Teil nebeneinander vorlagen. Als Zwischenphasen traten hierbei primäre und sekundäre Phosphate auf:



Die Verwendung einer Mischung von Zink- und Magnesiumoxid im Masseverhältnis 9:1 begünstigte die Bildung von Hopeit im reinen System. Die Reaktion dieser Oxidmischung mit Orthophosphorsäure, die durch die Zugabe von Aluminium modifiziert wurde, führte hingegen zu einer röntgenamorphen Matrix, die später kristallisierte und röntgenographisch ebenfalls als Hopeit identifiziert werden konnte. In einer neueren Studie wurde als einziges kristallines Reaktionsprodukt in vivo getragener Zinkoxidphosphat-Zemente Hopeit gefunden [52].

2.2.1.2 Klinische Studien

Für ein- und mehrgliedrige Brücken, die mit Zinkoxidphosphat-Zement befestigt wurden, ermittelten Creugers et al. eine Überlebenswahrscheinlichkeit von $74 \pm 2,1$ % nach 15 Jahren [53].

Übereinstimmend mit diesem Resultat ist eine Langzeitstudie, die ebenfalls für mit Zinkoxidphosphat- und Glasionomer-Zement befestigte Brücken eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 80-85 % (5 Jahre) bzw. 71-81 % (10 Jahre) angibt [54].

Für mit Zinkoxidphosphat-Zement befestigte Goldkronen ist die Langlebigkeit in vivo vergleichbar gut. Valderhaug et al. ermittelten in einer umfangreichen Studie die Überlebenschancen einer vitalen Pulpa zu 98 % (5 Jahre), 92 % (10 Jahre), 87 % (20 Jahre) und 83 % (25 Jahre) [55].

2.2.2 Variolink II

Neben den konventionellen Zementen wie Zinkoxidphosphat-Zemente, Zinkoxid-eugenol-Zemente oder Silikat-Zemente können Kronen ebenso mit Kompositen, wie das in dieser Arbeit verwendete Variolink II (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D), dauerhaft auf dem präparierten Stumpf befestigt werden. Der Unterschied zu Kompositen für die Füllungstherapie ist eine deutlich niedrigere Viskosität. Zudem sind diese Befestigungskomposite dual- oder chemisch härtend. Näheres über Komposite wird im folgenden Kapitel aufgeführt.

2.3 Komposite

2.3.1 Zusammensetzung

Den Grundstein dentaler Komposite setzte Bowen, als er das bifunktionelle Monomer Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) entwickelte. Durch Zusatz von Copolymeren und Füllstoffen ließen sich die mechanischen Eigenschaften des Methacrylats (z.B. Polymerisationsschrumpfung) verbessern. Im Wesentlichen besteht ein Komposit aus zwei Hauptbestandteilen:

- organische Matrix

Monomere sind multifunktionelle Methacrylate (dargestellt durch MA-R-MA). Aliphatische Ketten, aromatische Ringe, Urethanpräpolymere oder Polyäther stellen organische Zwischenglieder (R) dar. MA steht für Methacrylsäureester-Rest [56, 57]. Zur Reduzierung der Viskosität – Bis-GMA ist hoch viskös – dienen kurzkettige Monomere, wie TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) oder HEMA (Hydroxyethylmethacrylat).

Initiatoren sind Verbindungen, die durch physikalische oder chemische Aktivierung in Radikale zerfallen, welche wiederum mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren. Als Beispiele können Dibenzoylperoxid oder Campherchinon genannt werden.

Stabilisatoren verhindern eine vorzeitige Polymerisation des Komposits, indem sie Radikale abfangen. Dies erhöht die Lagerfähigkeit des Komposits, da spontan gebildete Radikale inhibiert werden.

- disperse Phase

Füllstoffe dienen der Verbesserung von Druck- und Zugspannung, Verschleißfestigkeit, E-Modul und Viskosität [58]. Zum Einsatz kommen dabei Quarz, Glas, Keramik oder amorphes oder pyrogenes Siliziumdioxid.

2.3.2 Abbindereaktion

Die Härtingsreaktion des Komposit-Zements ist eine Polymerase-Kettenreaktion. Dabei werden, durch einen Initiator aktiviert, Radikale freigesetzt, durch die die Reaktion startet.

Bei der Selbsthärtung aktiviert ein Akzelerator (zum Beispiel N,N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-Para-Toluidin, DHEPT) das Dibenzoylperoxid (BPO) und erzeugt zwei Radikale. Der Initiator wird dabei vom Akzelerator reduziert.

Bei der Lichthärtung entstehen Radikale, indem Campherchinon oder Benzoinmethylether durch blaues Licht (Wellenlänge zwischen 400 und 470 nm) angeregt werden und mit einem aliphatischen Amin eine Reaktion eingehen.

Die entstandenen Radikale wandeln durch eine Reaktion mit den Monomeren diese ebenfalls in Radikale um. Durch diesen Prozess entsteht ein Kettenwachstum, welches durch zwei Prozesse abgebrochen werden kann:

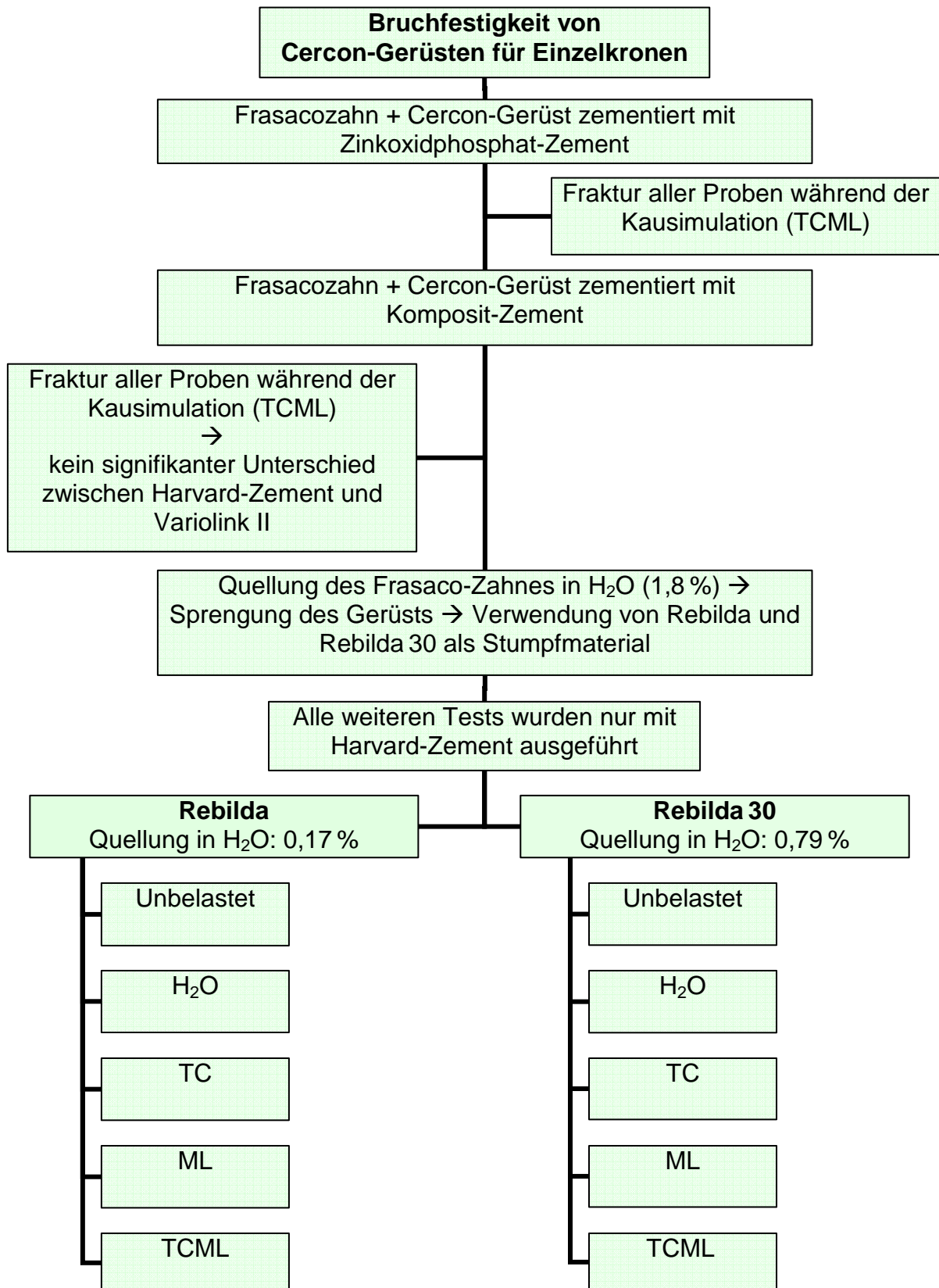
1. Zwei radikale Kettenenden treffen mit ihren ungepaarten Elektronenenden aufeinander und bilden ein Elektronenpaar.
2. Trifft ein Radikal auf ein radikalisches Kettenende, so entsteht ein bindendes Elektronenpaar mit einer Doppelbindung [59].

3 MATERIAL UND METHODIK

3.1 Zielsetzung

Diese Studie untersuchte, inwieweit Stumpfaufbaumaterialien mit unterschiedlicher hygroskopischer Expansion die Bruchfestigkeit von Cercon-Gerüsten beeinflussen. In diesem Zusammenhang wurden auch die Auswirkungen bestimmter Alterungsprozesse, wie Wasserlagerung, mechanische Belastung, Thermozyklisierung und deren Kombination auf die Bruchfestigkeit dieser Gerüste eruiert.

3.2 Übersicht



3.3 Die Prüfgruppen

Folgende Materialien wurden für die Herstellung der „Zahnstümpfe“ verwendet:

- a) Polyamid-Zähne der Fa. Frasco (Frasaco, Tettang, D). Diese Gruppe hatte die höchste Wasseraufnahme (1,8 % Vol.).
- b) Ein Komposit-Stumpfaufbaumaterial der Fa. Voco (Cuxhaven, D) mit der Bezeichnung „Rebilda“ mit einer sehr niedrigen Wasseraufnahme von 0,17 %
- c) Ein experimentelles, von der Fa. Voco hergestelltes Stumpfaufbaumaterial mit 30 % höherer Wasseraufnahme als das Produkt „Rebilda“ (im Folgenden „Rebilda 30“ genannt)

Um den Einfluss verschiedener Alterungsprozesse zu simulieren, wurden folgende Prüfgruppen gebildet:

- a) Kontrollgruppe: keine Alterung
- b) Wasserlagerung in destilliertem H₂O für zehn Tage bei 37° C im Brutschrank
- c) Thermozyklierung im Kausimulator: 6000 x 5° C /55° C, Wechsel alle zwei Minuten, Gesamtdauer 8,3 Tage
- d) Mechanische Wechsellast ohne Wasserlagerung oder Temperaturwechsel: 1,2 Mio x 50 N
- e) Mechanische und thermische Wechsellast im Kausimulator: 1,2 Mio x 50 N, 6000 x 5° C/55° C; 1,6 Hz; Gesamtdauer: 8,3 Tage

Serie	Aufbau	Zeit	Alterung	ML	TC	Zement
Fr 1	Frasaco-Zahn	8,3 d	TCML	1,2 Mio.	5/55° Celsius	Harvard
Fr 2	Frasaco-Zahn	8,3 d	TCML	1,2 Mio.	5/55° Celsius	Variolink II
Rb Kontr	Rebilda	-/-	-/-	-/-	-/-	Harvard
Rb H ₂ O	Rebilda	10 d	H ₂ O	-/-	37° Celsius	Harvard
Rb TC	Rebilda	8,3 d	TC	-/-	5/55° Celsius	Harvard
Rb ML	Rebilda	8,3 d	ML	1,2 Mio.	-/-	Harvard
Rb TCML	Rebilda	8,3 d	TCML	1,2 Mio.	5/55° Celsius	Harvard
Rb30 Kontr	Rebilda 30	-/-	-/-	-/-	-/-	Harvard
Rb30 H ₂ O	Rebilda 30	10 d	H ₂ O	-/-	37° Celsius	Harvard
Rb30 TC	Rebilda 30	8,3 d	TC	-/-	5/55° Celsius	Harvard
Rb30 ML	Rebilda 30	8,3 d	ML	1,2 Mio.	-/-	Harvard
Rb30 TCML	Rebilda 30	8,3 d	TCML	1,2 Mio.	5/55° Celsius	Harvard

Tab. 3-1 Übersicht über die Prüfgruppen und ihre Alterungsprozesse

3.4 Präparation und Herstellung der Stümpfe und Cercon-Gerüste

3.4.1 Herstellung des Musterstumpfes

Ein nach den Regeln für vollkeramische Kronen präparierter Frasco-Zahn diente als Vorlage für die weiteren Frasco-Stümpfe und die Rebuilda- und Rebuilda 30-Serien [60].

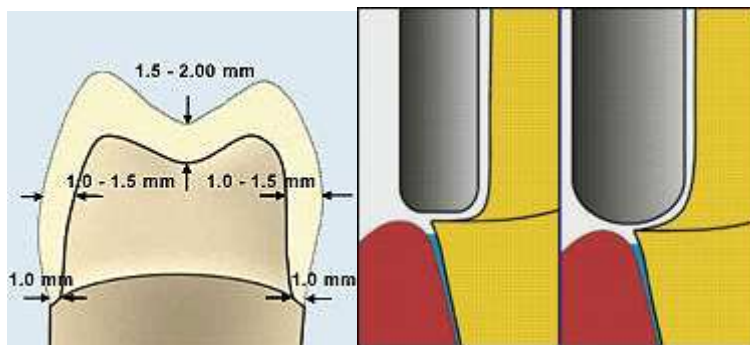


Abb. 3-1 Präparationsregeln für eine Vollkeramikrestauration [60]

Für das verwendete Cercon-System der Fa. Degudent (Hanau, D) ist für die Präparation eines Seitenzahnes ein okklusaler Mindestabtrag von 1,5 mm notwendig. Es wurde eine Hohlkehle mit innen abgerundeter Kante angelegt. Für den Musterstumpf wurde ein Präparationswinkel von 8° gewählt. In dieser Arbeit wurde bei der Musterpräparation ein planes okklusales Relief geschaffen, um eine möglichst einfache Geometrie des Stumpfes zu erhalten.

Der Zahn wurde mit Hilfe von Pattern Resin (GC America Inc., Japan) in einer Halterung fixiert. Da dies nicht ausreichte, den Zahn für die Präparation zu stabilisieren, wurde ein Loch in die Metallschale gebohrt, um mit einer Schraube den Zahn – in diesen ist von vornherein ein Gewinde eingearbeitet – zusätzlich zu fixieren. Mit dem Fräsgerät F1 (Degussa → Degudent, Hanau, D) und einer darin eingespannten, an der Spitze abgerundeten 8° -Fräse (rot) wurde der Zahn zirkulär beschliffen. Die Hohlkehle hatte eine Tiefe von ca. 1,5 mm. Okklusal wurde, wie oben erklärt, ein Plateau geschaffen. Alle Kanten wurden nachträglich mit einem feinkorndiamantierten Torpedo (gelbe Kodierung) abgerundet und finiert.



Abb.3-2 Masterstumpf, im Kopierfräsgerät Celay zum Abtasten eingespannt

3.4.2 Vervielfältigung des Musterstumpfes

3.4.2.1 Herstellung identischer Kopien aus Frasaco-Zähnen

Mit einem Celay-Kopierfräsgerät (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, CH) wurde die Form der Ur-Präparation auf Frasacozähne 36 übertragen.

3.4.2.1.1 Entwurf einer speziell entwickelten Zahnhaltevorrichtung für das Kopierfräsgerät Celay

Die Keramik-Rohlinge, die normalerweise in diese Halterung (vgl. Abb. 3-5) eingebracht wurden, hatten an der Unterseite einen Stift mit einer definierten Form, der dadurch in der vorgegebenen Halterung einrastete. Es wurde ein Halter entwickelt, in den ein Zahn mit Pattern eingebracht werden konnte. An der Unterseite

dieses „Töpfchens“ wurde ein Stift herausgefräst, der dem der Keramikblöckchen identisch war. Die Halterung bestand aus Aluminium.



Abb. 3-3 Speziell entwickelter Halter, um einen Frasaco-Zahn in der Fräskammer des Kopierfräsgerätes zu fixieren

Mit dem Knetsilikon „Fifty-Fifty“ (Klasse 4 GmbH, Augsburg, D) wurden die Frasaco-Zähne in der Halterung ausgerichtet. Nach dem Erhärten konnte die Form mit Pattern Resin aufgefüllt werden. Der Kunststoff bedeckte nur die oberen 3-4 mm der Frasaco-Zahnwurzel. Auf Grund der konischen Form dieser waren die Zähne gut fixiert, auch wenn sie mehrmals aus der Halterung entfernt und wieder zurückgesetzt wurden.



Abb. 3-4 Fifty-Fifty-Sockel (links) zur Positionierungshilfe des Frasaco-Zahnes, der im Folgenden mit Pattern Resin fixiert wurde (rechts)

3.4.2.1.2 Der Kopierfräs-Vorgang

Beim Einbauen des Zahnes in die Fräskammer wurde darauf geachtet, dass der Zahn axial ausgerichtet war. Dabei wurde der Musterstumpf systematisch abgetastet, um sicherzustellen, dass der zu beschleifende Zahn so im Gerät fixiert wurde, dass er von allen Seiten genügend Material bot, um korrekt beschliffen zu werden.

Mit einer diamantierten Trennscheibe wurde zunächst die grobe Form des Stumpfes herausgefräst. Dabei war es wichtig, am Musterstumpf mit dem Taster nicht bis auf Kontakt zu arbeiten, damit für den Feinfräser (Torpedo, roter Ring) noch genug Material vorhanden war, um eine glatte Oberfläche zu erhalten. Finiert wurde mit einem Torpedo mit gelber Kodierung.



Abb. 3-5 Kopiergefräster Frasaco-Stumpf

3.4.2.2 Herstellung identischer Kopien mit Rebilda und Rebilda 30

Um identische Kopien des Musterstumpfes aus Rebilda und Rebilda 30 zu erhalten, musste ein Verfahren entwickelt werden, bei dem die Möglichkeit bestand, die verwendeten Aufbaukunststoffe durchgehend mit Licht (Elipar Trilight (3M Espe, Seefeld, D)) zu härten, sodass keine oder nur eine sehr geringe O₂-Inhibitionschicht entstand. Dazu wurde die Musterpräparation mit Modellierwachs auf dem Deckel einer Kunststoff-Filmdose (Kodak, Stuttgart, D) befestigt, der Boden der Filmdose entfernt und so eine Negativform des Zahnes mittels eines Dubliersilikons hergestellt. In zwei Schritten wurde diese Hohlform mit Rebilda, bzw. Rebilda 30 aufgefüllt und ausgehärtet. Um keine Kante in der Präparation zu erhalten, wurde der erste Teil bis über die Präparationsgrenze aufgefüllt. Im zweiten Schritt wurde die Wurzel ergänzt. Die beiden Schichten wurden jeweils 60 Sekunden lichtgehärtet (Elipar 2 (3M Espe, Seefeld, D)), um daraufhin die ausgehärteten Stümpfe nach dem Herausziehen aus der Negativ-Form mit Propanol (70 %ig) (Braun, Melsungen, D) zu reinigen.

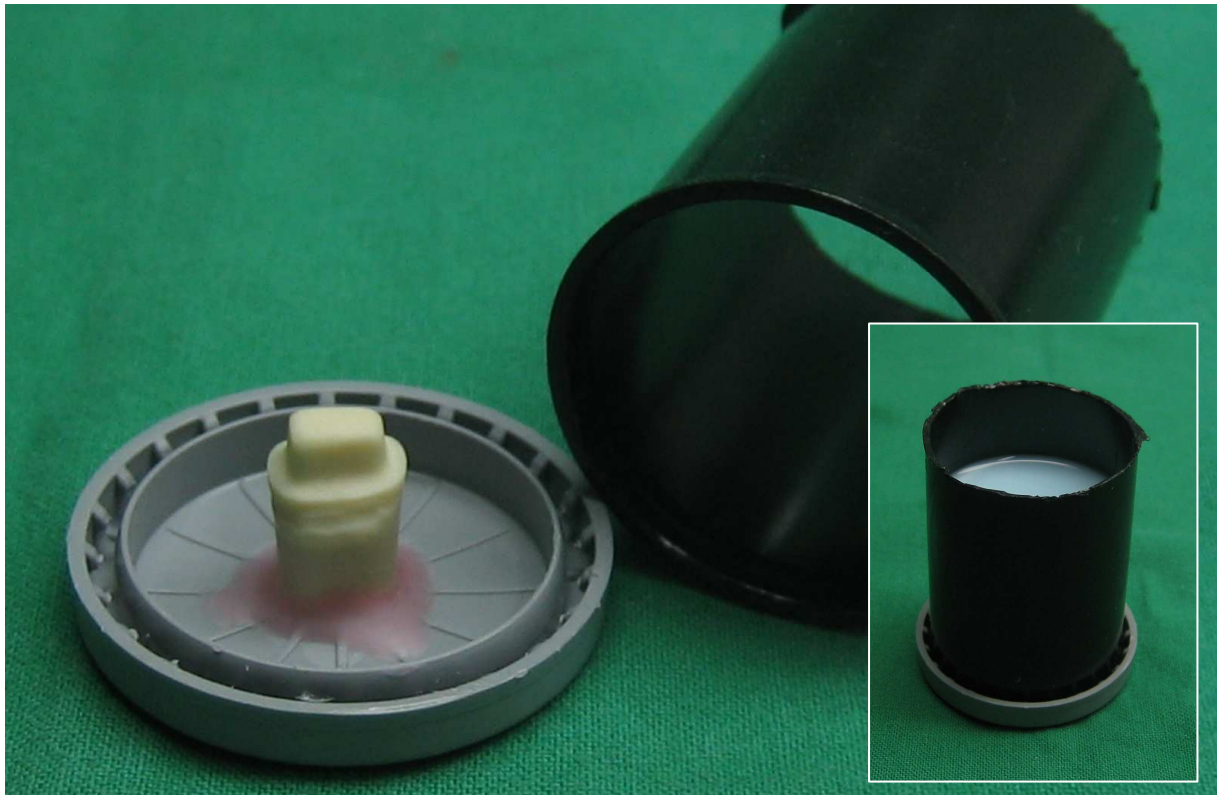


Abb. 3-6 Der präparierte Frasaco-Zahn wurde auf dem Deckel einer Filmdose mit Wachs fixiert, um im Nachfolgenden (kleines Bild) eine Negativform aus Dubliersilikon herzustellen.

3.4.3 Herstellung der CAD/CAM-gefrästen Cercon-Gerüste

Jeder Stumpf wurde einzeln eingescannt. Dazu wurden die Stümpfe mit einem Scan-Puder (Cercon Eye Scan Spray, Degudent, Hanau, D) beschichtet und laut Arbeitsanweisung am Bildschirm in das Cercon-Eye (Degudent, Hanau, D) gestellt. Nach dem Scannen wurden die Parameter für das Käppchen wie folgt eingestellt:

- Wandstärke: 0,6 mm
- Zementspalt: 20 μm
- Spacerfläche: 80 %

Daraufhin wurde die Präparationsgrenze am PC korrigiert, der Barcode des Rohlings eingescannt, und die Fräseinheit Cercon Brain (Degudent, Hanau, D) übernahm den Fräsvorgang. Dieser erfolgte in zwei Schritten: Der erste gab die grobe Form wieder, im zweiten Schritt wurde das um 25 % zu große Gerüst fein ausgearbeitet. Mit Edelkorund (125 μm / 2 bar; Sandstrahlgerät von Harnisch & Rieth, Winterbach, D) wurden die vier Gerüste vorsichtig aus dem 38er Rohling entfernt. Bevor sie zum Sintern in den Ofen (Cercon Heat, Degudent, Hanau, D) gegeben wurden, musste die am Kronenrand überstehende Fahne vorsichtig mit einer kreuzverzahnten Rotring-Fräse entfernt werden, um einen exakten Kronenrand zu erhalten.

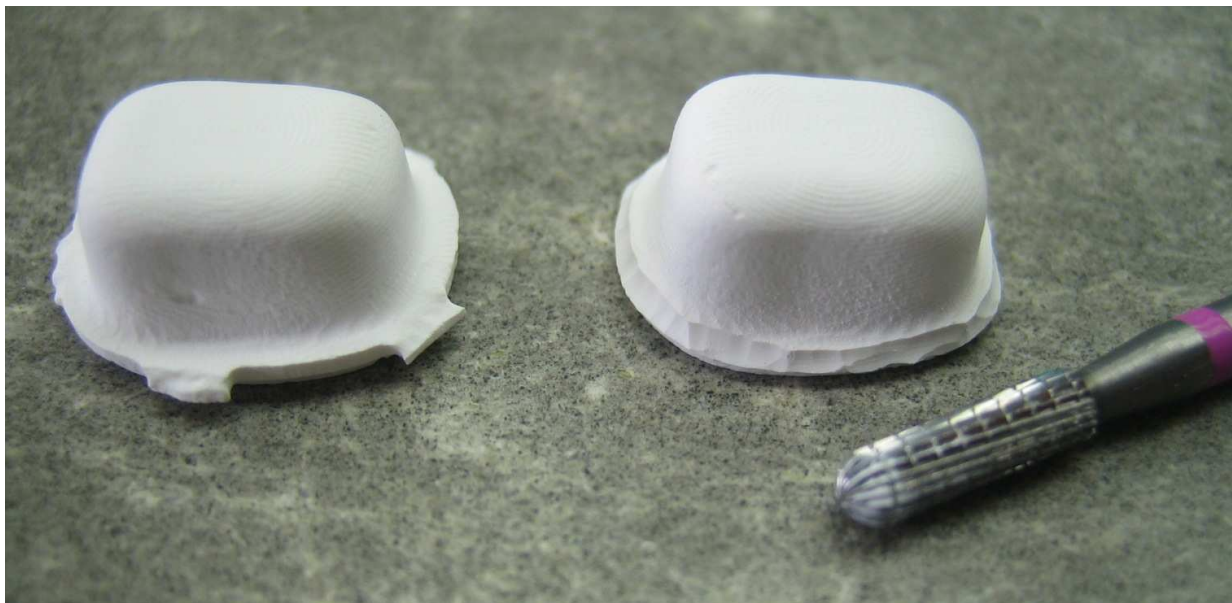


Abb. 3-7 Cercon-Käppchen nach dem Herauslösen aus dem Rohling (links) und nach Nachbearbeitung des Kronenrandes (rechts) mit einer kreuzverzahnten Fräse; Die Käppchen sind noch nicht gesintert.

Nach dem ca. 6,5-stündigen Sintervorgang – das Gerüst schrumpft dabei um ca. 25 % – was wurden die Käppchen beschriftet und auf den jeweiligen Stumpf aufgepasst. Um das Gefüge der Keramik nicht zu schädigen, wurde nur in Ausnahmefällen und mit Feinkorndiamanten unter ständiger Wasserkühlung (NSK Europe GmbH, Eschborn, D) geschliffen. Die Störkontakte wurden mittels des Occlu Plus Sprays (Hager Werken, Duisburg, D) ermittelt.

3.4.4 Überprüfung der Passgenauigkeit

Wie oben beschrieben, wurden die Gerüste nur in Ausnahmefällen aufgepasst. Dabei wurden mehrere Tests durchgeführt, um die Passgenauigkeit klassifizieren zu können.

Optisch wurde zuerst der Randschluss untersucht. Passte dieser nicht – d.h. es waren Randspalten mit bloßem Auge zu erkennen, oder das Gerüst schloss gar nicht oder nicht gleichmäßig mit der Präparationsgrenze ab – wurde das Käppchen aufgrund zu großer Passungenauigkeiten verworfen und neu angefertigt.

War der Randschluss exakt, so wurde eine Softprobe mit Xantopren Plus (Heraeus Kulzer, D- Hanau) angefertigt, um den korrekten Sitz der Gerüste nachzuweisen. Wies diese durchgedrückte Stellen auf, so wurde das Gerüst ebenfalls neu hergestellt.



Abb. 3-8 Softprobe in gesintertem Cercon-Gerüst (Xantopren Plus)

Zuletzt wurde die Rotation der Kappchen auf den Stümpfen überprüft:

- War *keine* Rotation vorhanden, so wurde das als Note „1“ gewertet.
- Eine *leichte* Rotation bekam die Note „2“. Sie war kaum sichtbar, aber deutlich fühlbar.
- Eine *mittlere*, also spür- und sichtbare Rotation, wurde als Note „3“ definiert.
- War eine *starke* Rotation (Note „4“) trotz gleichmäßigen Randschlusses und korrekter Softprobe vorhanden, so wurde nicht eingeschliffen, sondern der Probekörper verworfen.

3.4.5 Sockelung der Stümpfe und Herstellung eines künstlichen Parodontiums

Um die Eigenbeweglichkeit der Zähne zu simulieren, wurde das von Scharnagl 1998 etablierte Verfahren zur Herstellung eines künstlichen Parodonts angewendet [61]. Die Proben wurden über einen mit Impregum (3M Espe, Seefeld, D) ausgefüllten künstlichen Parodontalspalt elastisch im Kunststoffsockel befestigt. Zur Erzielung einer gleichmäßigen Schichtstärke wurde im Tauchwachsverfahren mit Hilfe des Tauchgeräts „Mikro Dura Dip“ (Fa. Girrbach, Pforzheim, D) die Wurzeloberfläche mit einer Wachsschicht aus „Tauchwachs gelb“ (Fa. Bredent, Senden, D) versehen. Nach zwei Tauchgängen (schnelles Eintauchen in einer Sekunde und langsames Herausziehen in zwei bis drei Sekunden) in das auf 82° C erhitzte Wachs konnte eine Schichtstärke von 0,75 mm erreicht werden. Die so vorbereiteten Wurzeln wurden einen Millimeter unter der Präparationsgrenze in zylinderförmige Probenhalter für den Kausimulator mit Palapress Vario (Haereus- Kulzer, Wehrheim, D) eingegossen. Nach Erhärten des Kunststoffes wurde die Fläche zum Zahn hin mit einer Fräse geglättet und die Oberfläche des Kunststoffes und der Zahnkrone vorsichtig mit einem Dampfstrahler (Degussa → Degudent, Hanau, D) gereinigt. Danach wurden die Zahnkronen fassenden Gipskonter aus Moldano blau (Fa. Haereus-Kulzer, Wehrheim, D) hergestellt. Um diese nach dem Entfernen des Wachses wieder eindeutig zuordnen zu können, wurden die Kunststoffsockel und Gipskonter mit einem Edding-Stift (Edding International GmbH, Ahrensburg, D) markiert. Im nächsten Schritt wurde die Wachsschicht nun durch Impregum (3M Espe, Seefeld, D) ersetzt. Dazu wurden die Kunststoffsockel mit den Gipskontern im Wasserbad erwärmt, Gipskonter und Kunststoffsockel getrennt, das Wachs sorgfältig entfernt und noch anhaftende Reste an den Zahnwurzeln und an der Kunststoffalveole mit

Edelkorund (125 µm/2 bar) abgestrahlt. Sowohl die Zahnwurzeln als auch die künstliche Alveole wurden mit Polyether Adhesive (3M Espe, Seefeld, D) vorbereitet. Die Kunststoffalveolen wurden mit maschinell angemischtem Impregum (3M Espe, Seefeld, D) mit einer Elastomerspritze befüllt und die Zähne mit Hilfe der Gipsschlüssel passgenau reponiert. Nach dem Abbinden des Impregums (3M Espe, Seefeld, D) konnte der Gipsschlüssel mit einer Gipszange abgeschert und die Zähne versäubert werden.

3.4.6 Befestigung der Cercon-Gerüste

Zwei Stunden bevor die Proben ihren Alterungsprozessen unterzogen wurden, wurde das Cercon-Käppchen auf dem jeweiligen Stumpf zementiert. Nach dem Reinigen der Stümpfe und Käppchen mit Propanol wurde der im Verhältnis 1,8:1 (Pulver zu Flüssigkeit) angemischte Harvardzement (Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, D) dünn mit einem Spatel auf der Innenseite des Gerüsts aufgebracht. Durch das Fixieren des Käppchens auf dem Stumpf mit einem bar Druck für eine Minute konnte gewährleistet werden, dass jedes Käppchen mit genau derselben Kraft auf dem Stumpf befestigt wurde. Dabei wurde, um eine weichere Auflage zu schaffen, aus Fifty-Fifty (Klasse 4 GmbH, Augsburg, D) ein Stempel geformt, der zwischen Gerüst und Metallstempel gebracht wurde. Im Anschluss wurden die Probekörper für zehn Minuten bei 37° C im Brutschrank aufbewahrt, um eine der Mundsituation nahe kommende Aushärtung des Zementes zu garantieren. Die Zementreste wurden entfernt, und nach einer Stunde Lagerung bei Raumtemperatur konnten die Gerüste im Kausimulator verbaut oder den anderen Tests unterzogen werden.



Abb. 3-9 Mit einem bar Druck wurde das Cercon-Gerüst für eine Minute auf dem Stumpf fixiert. Der Metallstempel wurde dafür mit Knetsilikon verkleidet.

Für die acht Gerüste, die mit Variolink II zementiert wurden, wurde der Zement 1:1 (Gewichtsverhältnis) angemischt. Er wurde unter Gelblicht verarbeitet und ebenfalls dünn auf der Käppcheninnenseite verteilt. Die weitere Prozedur lief identisch mit der für Harvard-Zement ab, mit dem Unterschied, dass der Zement nach dem Aufbringen des Käppchens auf den Stumpf von jeder Seite jeweils für 40 Sekunden mit Licht (Elipar 2 (3M Espe, Seefeld, D)) gehärtet wurde.

3.4.7 Herstellung der Antagonisten

Zur Belastung der Gerüste im Kausimulator wurden Steatitkugeln verwendet, die einen Durchmesser von 8 mm hatten. Nachdem die Metallhalterungen für die Antagonisten versäubert und mit dem System „Rocatec“ silikatisiert (Rocatec, 3M Espe, Seefeld, D), und die Keramikugeln mit Alkohol gereinigt worden waren, konnten diese mit Variolink II (Mischverhältnis 1:1) auf den Halterungen befestigt werden. Der Zement wurde von jeder Seite für 40 Sekunden lichtgehärtet.



Abb. 3-10 Steatitkugeln wurden zur Verwendung als Antagonisten mit Variolink II auf einer Metallhalterung befestigt.

3.5 Bestimmung der Wasseraufnahme

Die Stümpfe dieser Gruppe wurden nicht mit Cercon-Gerüsten versorgt. Bevor sie in einem Wasserbad in den Brutschrank gestellt wurden, bestimmte man mit einer Waage (Sartorius Type, Sartorius GmbH, Göttingen, D) ihr Gewicht. Nach zehn Tagen wurden die Stümpfe für zehn Minuten auf einem Handtuch luftgetrocknet und im Anschluss nochmals gewogen.

3.6 Materialprüfung

3.6.1 Alterungsmethoden

Serie Rb Kontr und Rb30 Kontr (vgl. Tab. 3-1) dienten als Kontrollgruppen. Sie wurden nach dem Zementieren für zehn Minuten bei 37° C aufbewahrt und nach weiteren zwei Stunden gebrochen.

3.6.1.1 Wasserlagerung bei konstanter Temperatur

Um den Einfluss einer Wasserlagerung bei konstanter Temperatur auf die Festigkeit des Cercon-Gerüsts zu simulieren, wurden die Probekörper nach dem Zementieren für zehn Tage in 37° C warmes Wasser gelegt. Das mit warmem Wasser gefüllte Gefäß wurde dabei samt den Proben der Serien Rb H₂O und Rb30 H₂O in einem Brutschrank (Heraeus Instruments, Hanau, D) über die angegebene Dauer aufbewahrt.

3.6.1.2 Thermische Wechsellast

Im nächsten Schritt wurden die Temperaturunterschiede, die durch Aufnahmen von unterschiedlich warmer Nahrung entstehen, nachgeahmt. Dabei wurden die Probekörper, in Netzen verpackt, in den Kausimulator eingebracht, ohne aber einen Kaudruck auf die Proben (Rb TC und Rb30 TC) wirken zu lassen. Es wurden 6000 Thermozyklen durchlaufen, 5° C kaltes und 55° C warmes Wasser im Wechsel. Dadurch wurde getestet, inwieweit die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Stumpfmaterialien Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Cercon-Käppchen nehmen.

3.6.1.3 Mechanische Wechsellast

Die Serien Rb ML und Rb30 ML wurden ebenfalls im Kausimulator eingesetzt. Diesmal durchliefen die Proben jedoch nur die Kausimulation von 1,2 Mio. Zyklen (Dauer: 8,3 Tage) ohne Thermozyklisierung. Zwischen Gerüst und Antagonist wurde eine 0,3 mm starke Zinnfolie gebracht, um eine punktuelle Krafteinwirkung zu

umgehen. Die Steatitkugeln wurden auf Käppchenkontakt gegengesockelt. Die Vorkraft wurde auf 0 N, die Maximalkraft auf 50 N eingestellt. Die Taktzahl belief sich auf 1,6 Hz.

3.6.1.4 Thermo-mechanische Wechsellast

Bei den letzten Versuchsgruppen (Rb TCML, Rb30 TCML und die Frasaco-Gruppen) wurden die Thermozyklen mit der Kausimulation verbunden. Die Proben wurden dabei, wie zuvor beschrieben, im Kausimulator verbaut und für 8,3 Tage 1,2 Mio. mal mit 100 N belastet. Zeitgleich liefen die 6000 Thermozyklen mit dem Wechsel von 5° C kaltem und 55° C warmem Wasser ab.

3.6.2 Bestimmung der Bruchfestigkeit

Für die Bestimmung der Bruchfestigkeit der Cercon-Gerüste kam die Zwick Universalprüfmaschine (Zwick GmbH, Ulm, D) zum Einsatz. Nachdem die Probekörper ihre Alterungsprozesse durchlaufen hatten und 24 Stunden trocken bei Raumtemperatur gelagert worden waren, wurden sie zentrisch unter dem Stempel der Prüfmaschine angebracht, wobei zwischen Stempel und Gerüst eine Zinnfolie (0,4 mm dick) und eine im Durchmesser 12,5 mm große Stahlkugel positioniert wurden (vgl. Abb. 3-11).

Zur Detektion der Bruchkraft wurde das Gerät so justiert, dass es die Prüfung bei 10 % Kraftabfall vom Momentanwert abbrach. Zudem wurde der Versuch akustisch überwacht, um eventuelle Schädigungen der Keramik vor dem eigentlichen Bruch aufzuzeichnen.

Die Verlaufskurven und Bruchwerte wurden tabellarisch und grafisch gespeichert. Zur statistischen Auswertung wurden nur die Maximalwerte herangezogen.

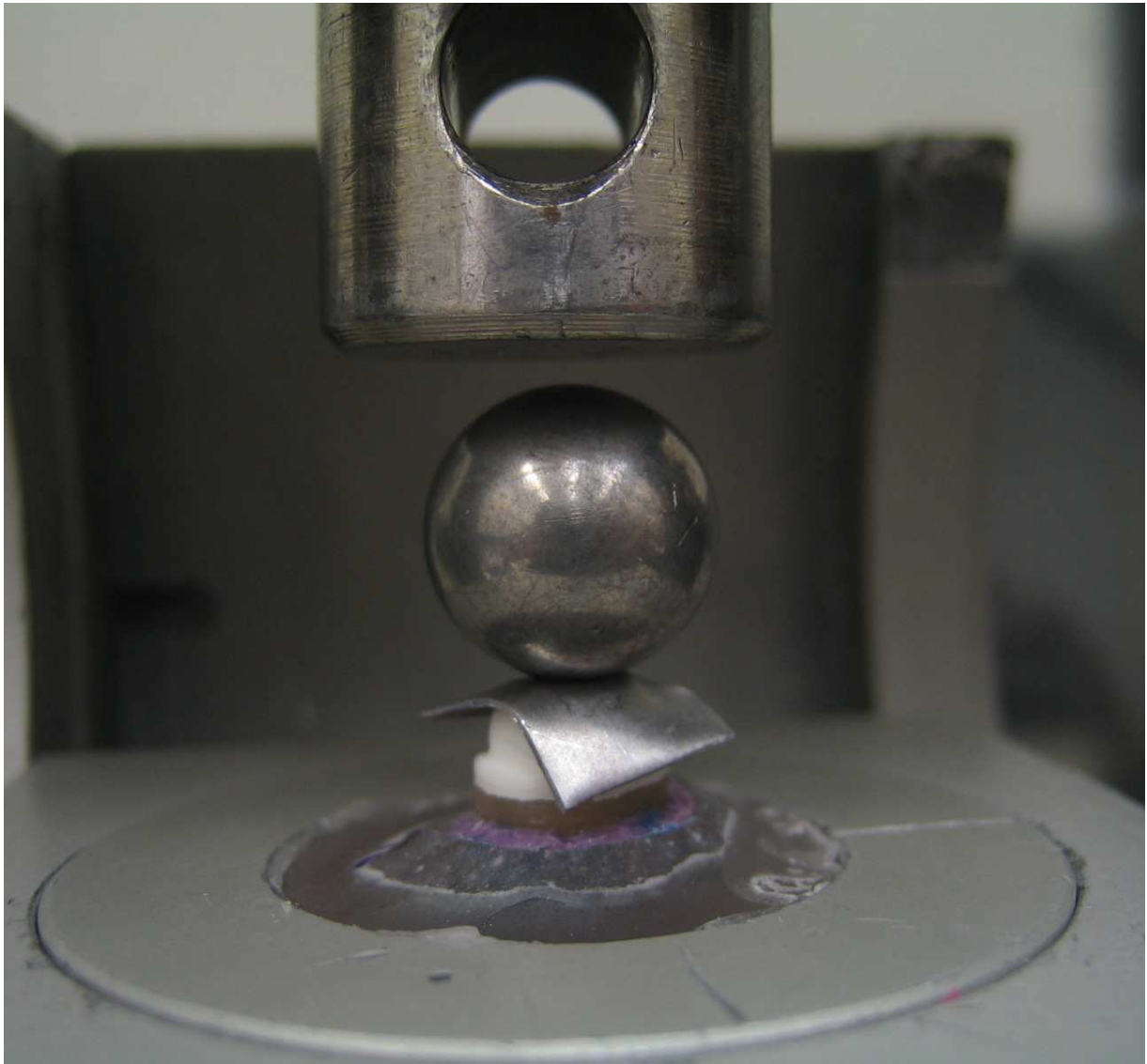


Abb. 3-11 In der Universalprüfmaschine fixierter Prüfkörper

3.6.3 Rasterelektronische Untersuchung der Bruchstücke

Die Bruchstücke der Käppchen wurden im Rasterelektronenmikroskop untersucht (Quanta FEG 400, Fei Company, Eindhoven, NL). Folgende Fragen sollten dadurch geklärt werden:

1. Wo liegt der Ursprung des Bruches, auf der Zement- oder der Außenseite?
2. Ist der Bruch bedingt durch einen Fehler im Herstellungsprozess?

Zu Beginn wurden mit einer 25-30fachen Vergrößerung Übersichtsbilder geschossen. Danach wurden mit einer bis zu 200-fachen Vergrößerung Detailbilder aufgenommen. Diese Vorgänge wurden unter 0,08 Torr Atmosphärendruck durchgeführt [62,63].

3.6.4 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung und grafischen Darstellung der maximalen Bruchkraft wurde das Programm SPSS für Windows (SPSS Version 16.0, Chicago, USA) herangezogen. Der Median, sowie 25 % / 75 % Perzentile wurden berechnet.

Zur Untersuchung statistisch relevanter Unterschiede zwischen den Gruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Dieser parameterfreie Signifikanztest prüft die Hypothese, dass zwei unabhängige Stichproben aus derselben Grundgesamtheit stammen. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha=0,05$ festgelegt [64].

4 ERGEBNISSE

Zur Bestimmung der Bruchfestigkeiten wurden die Einzelzahnkronen nach dem jeweiligen Alterungsprozess in der Zwick-Universalprüfmaschine bis zum initialen Bruch belastet. Die Auswertung der dabei auftretenden Kräfte in Newton [N] wurde für jede Prüfgruppe als Mediane dargestellt, mit einem Konfidenzintervall von 95 %.

4.1 Wasseraufnahmewerte der Kunststoffe

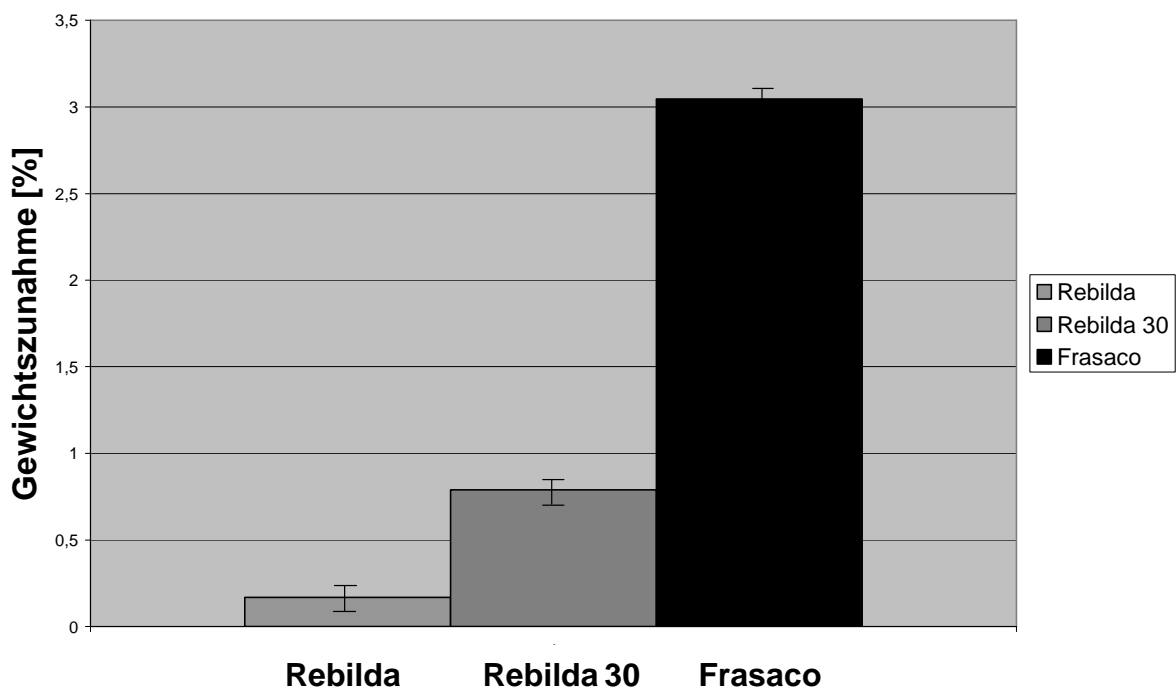


Abb. 4-1 Gewichtszunahme von Rebuilda, Rebuilda 30 und Frasco-Kunststoff nach Lagerung in H₂O für 10 Tage

Kunststoffe quellen je nach Zusammensetzung, wenn sie in Wasser gelagert werden. Diese Quellung bedingt eine Gewichtszunahme, welche in Abb. 4-1 für die in dieser Arbeit verwendeten Kunststoffe abgebildet ist.

Die Frasco-Stümpfe wiesen nach Wasserlagerung ein im Mittel um 3 % (+/-0,6) höheres Gewicht auf. Die Rebuilda 30-Stümpfe wogen 0,8 % (+/-0,09), die Rebuilda-Stümpfe 0,17% (+/-0,05) mehr.

4.2 Die Bruchfestigkeitsanalyse

4.2.1 Vergleich der Bruchfestigkeiten der Cercon-Gerüste zwischen den Stumpfaufbaumaterialien

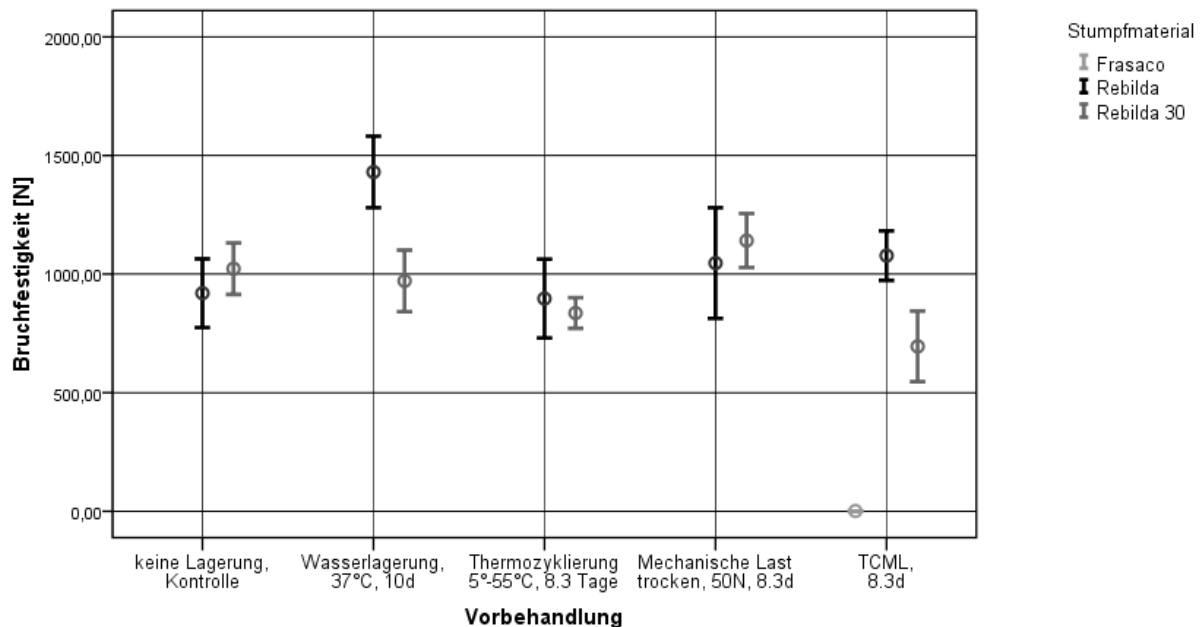


Abb. 4-2 Bruchfestigkeitswerte der Zirkoniumdioxid-Gerüste auf den drei verwendeten Stumpfaufbaumaterialien (gruppiert nach den Alterungsprozessen); alle Probestkörper der Frasaco-Testreihe brachen bereits im Kausimulator. In der Statistik wurde dafür der Wert 0 N eingetragen.

In der Kontrollgruppe, der Gruppe, die keinen Alterungsprozess durchlaufen hatte, zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Stumpfaufbaumaterialien Rebilda und Rebilda 30 ($p=0,279$). Der Mittelwert der Rebilda-Kontrollgruppe (Rb Kontr) lag bei 919 ± 173 N, der der Rebilda30-Kontrollgruppe bei 1023 ± 130 N.

Nach zehntägiger Wasserlagerung der Prüfkörper der Serien Rb H₂O und Rb30 H₂O wurde ein signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) festgestellt. Dabei lagen die Bruchwerte der Rebilda-Gruppe im Mittel bei 1431 ± 180 N, die der Rebilda 30-Gruppe bei 971 ± 155 N.

Zwischen den Gruppen Rb TC und Rb30 TC, die 8,3 Tage thermozykliert wurden, wurde kein signifikanter Unterschied der Bruchfestigkeiten gemessen ($p=0,505$). Die mittleren Bruchfestigkeitswerte der Gruppen lagen bei 897 ± 199 N (Rb TC) und 836 ± 77 N (Rb30 TC).

Beim Vergleich der beiden Gruppen, die einer reinen mechanischen Kaubelastung unterzogen wurden (Rb ML und Rb30 ML), konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied der Bruchfestigkeiten ermittelt werden ($p=0,505$). Die Bruchfestigkeitswerte lagen für die Rebuilda-Gruppe bei 1047 ± 279 N, für die Rebuilda 30-Gruppe bei 1141 ± 136 N.

Bei der Kombination der Alterungseinflüsse in Form der mechanischen Wechsellast mit Thermozyklierung (TCML) konnte ein signifikanter Unterschied der Prüfungsgruppen Fr1, Rb TCML und Rb30 TCML berechnet werden. Der p-Wert zwischen den Rebuilda-Gruppen und der Frasco-Gruppe betrug $p\leq 0,001$, zwischen der Rebuilda- und Rebuilda 30-Gruppe lag ein Wert von $p=0,001$ vor. Die mittleren Bruchfestigkeitswerte lagen bei 0 ± 0 N (Fr1), 695 ± 178 N (Rb30 TCML) und 1078 ± 125 N (Rb TCML). Die Probekörper der Frasco-Gruppe Fr1 brachen bereits während der Kausimulation, sodass keine Bruchfestigkeitsanalyse durchgeführt werden konnte. Die Verwendung eines anderen Befestigungszementes auf Kunststoffbasis (Variolink II) hatte keinen Einfluss auf das Ergebnis. Auch die Probekörper dieser Gruppe (Fr2) brachen während der Kausimulation.

4.2.2 Vergleich der Bruchfestigkeiten der Cercon-Gerüste innerhalb eines Stumpfaufbaumaterials

4.2.2.1 Rebuilda

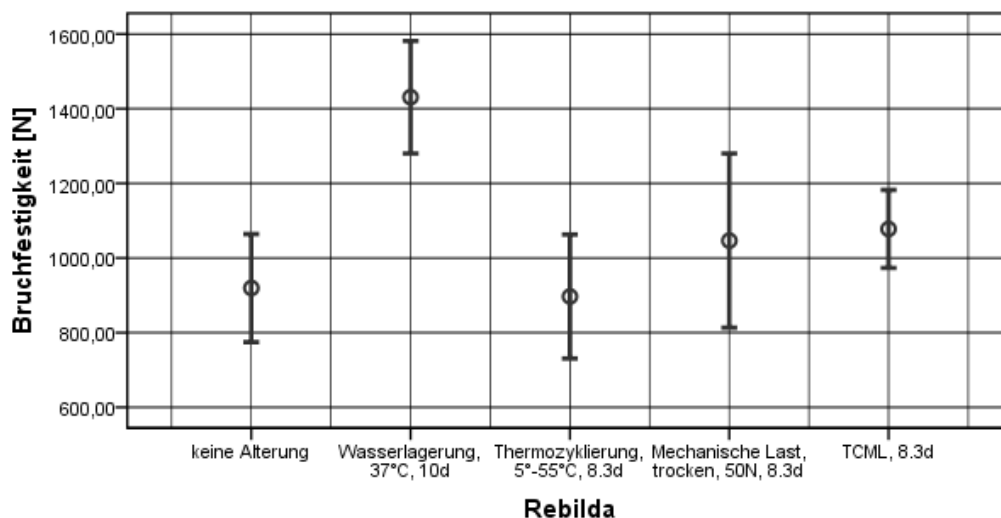


Abb. 4-3 Bruchfestigkeitswerte der Cercon-Gerüste, zementiert auf Rebuilda-Stümpfe

Ein signifikanter Unterschied innerhalb dieser Prüfungsreihe bestand nur zwischen der Gruppe Rb H₂O und den übrigen Gruppen dieser Reihe (vgl. Tab.4-1).

4.2.2.2 Rebuilda 30

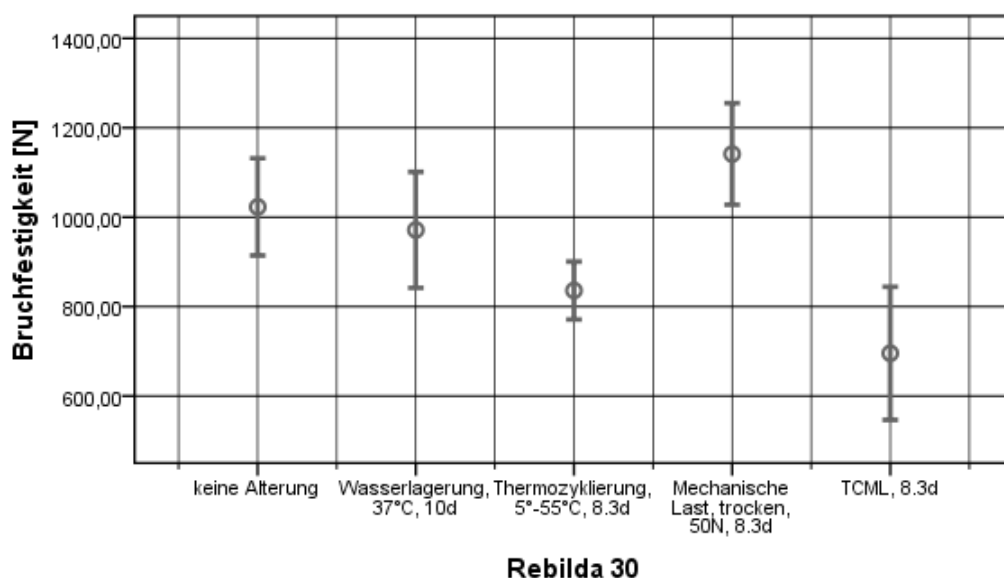


Abb. 4-4 Bruchfestigkeitswerte der Cercon-Gerüste, zementiert auf Rebuilda 30-Stümpfe

	Kontrolle	H ₂ O	TC	ML
H ₂ O	0,574			
TC	0,015	0,83		
ML	0,161	0,038	0,001	
TCML	0,001	0,005	0,13	0,001

Tab. 4-1 Signifikanzniveau (p)

Tabelle 4-1 zeigt folgende signifikant unterschiedliche Prüfungsgruppen:

- Die TCML-Gruppe wies zu jeder anderen Gruppe einen signifikanten Unterschied auf, außer zur jener, die thermozykliert wurde (p=0,13).
- Ebenso verhielt sich die ML-Gruppe. Sie wies lediglich zur Kontroll-Gruppe keine Signifikanz auf (p=0,161).
- Signifikant unterschiedlich waren zudem die TC-Gruppe und die Kontroll-Gruppe (p=0,015).

4.3 Die Frakturspaltanalyse

Die Frasaco-Gruppe, deren Prüfkörper bereits während der Kausimulation frakturierten, wurde im REM untersucht. Es konnte geklärt werden, dass die Ursache des Versagens der Keramik nicht an Verarbeitungsfehlern lag. Die Keramik stellte sich homogen dar und zeigte somit keine Hinweise für eine zu geringe Sintertemperatur. Ebenso konnten keine Anzeichen für eine Schwächung der Keramik durch nachträgliches Beschleifen (z.B. Aufpassen der Gerüste auf den Frasaco-Stumpf) diagnostiziert werden.

Die Untersuchung des Bruchbeginns ergab, dass alle Frakturen von der „Zement-Seite“ ausgingen. Weitere Stichproben der anderen Prüfungsgruppen bestätigten diese Ergebnisse.

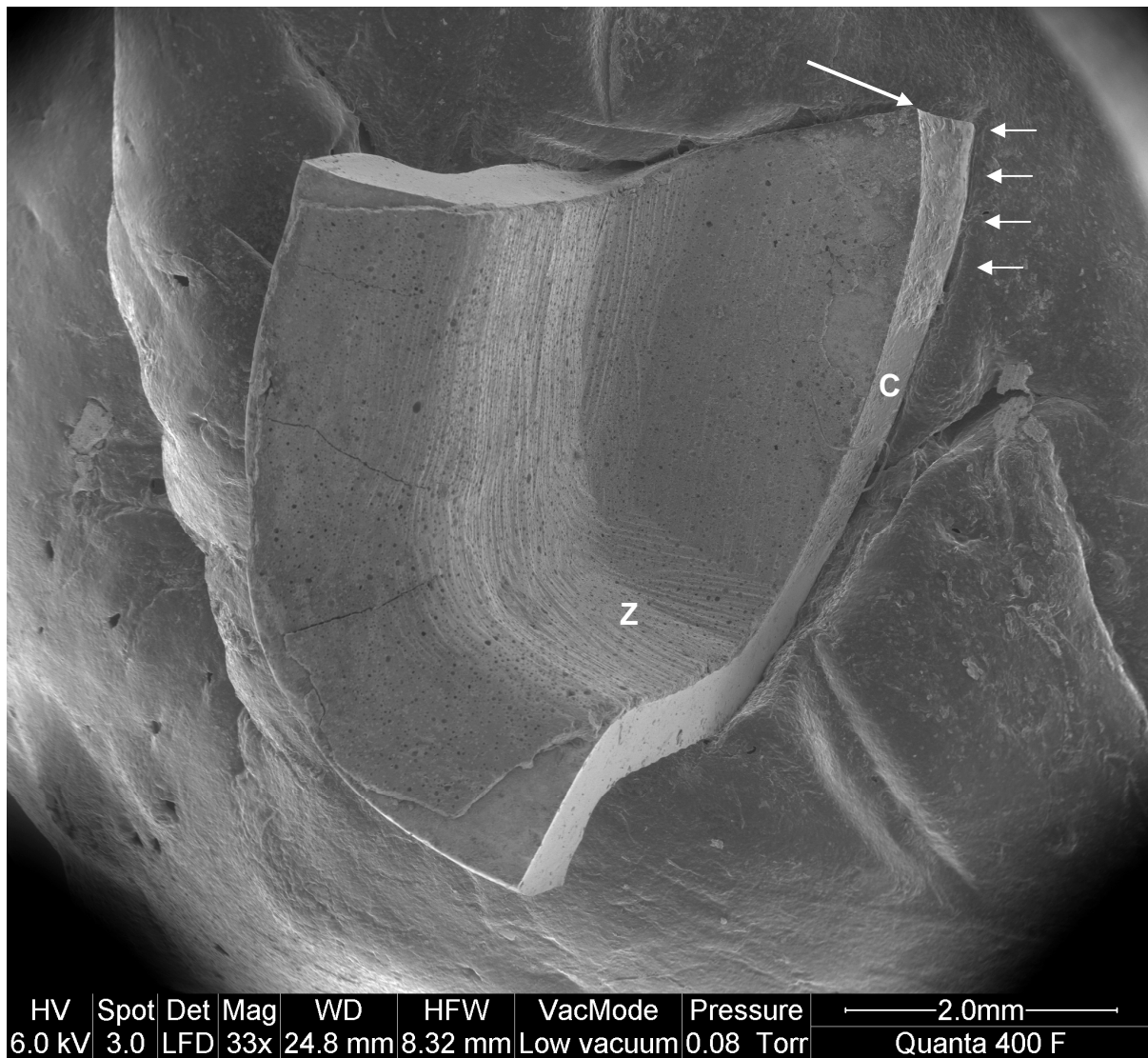


Abb. 5-1 Fragment des Prüfkörpers Nr. 6 aus der Versuchsreihe Fr1 (Fraktur bereits während der Kausimulation): gleichmäßige Zementschichtstärke des Zinkoxid-phosphat-Zements (Z); der Bruchspiegel (kleine Pfeile) lässt den Ursprung (großer Pfeil) des Bruches des Cercon-Gerüsts (C) gut erkennen.

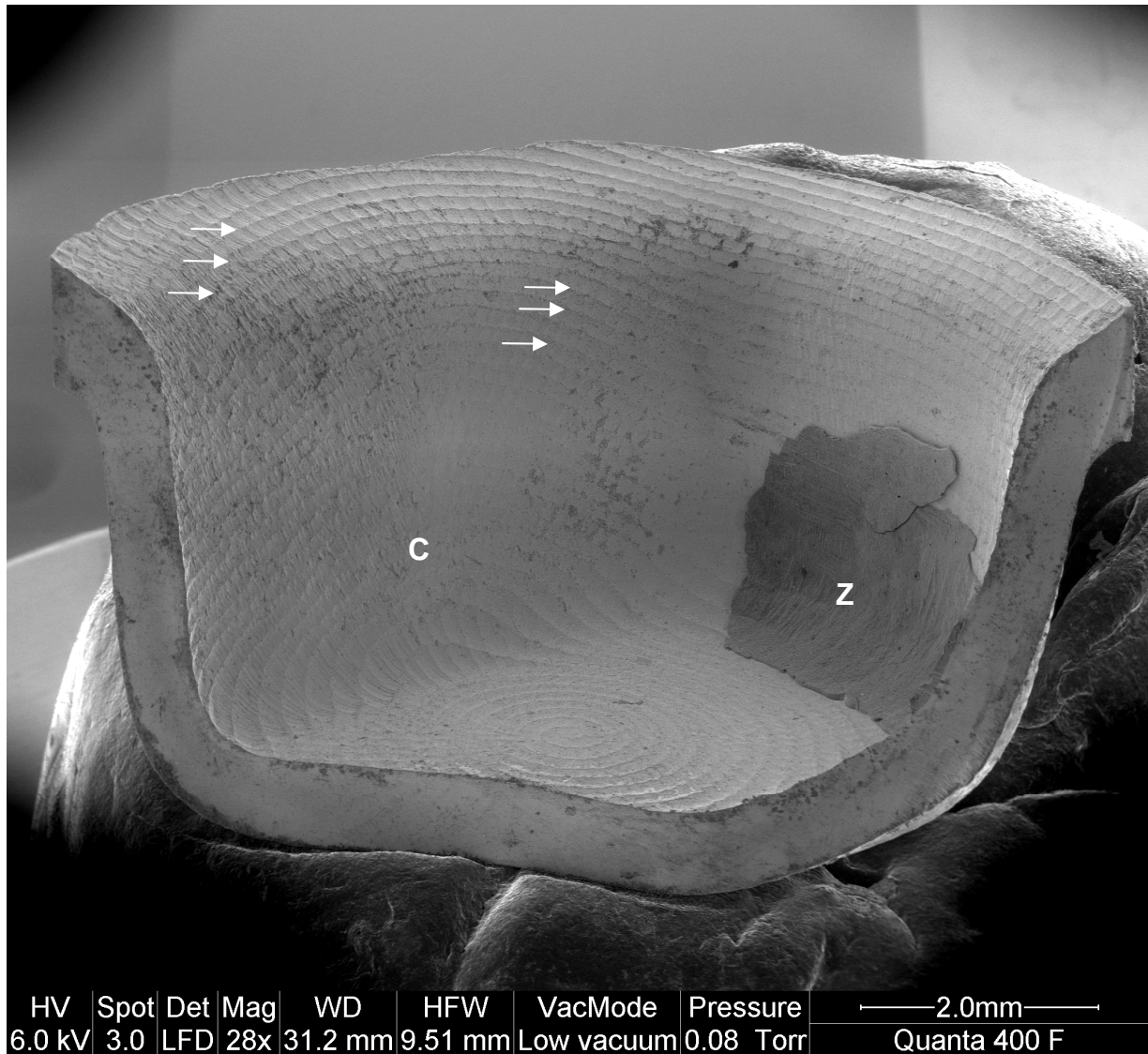


Abb. 5-2 Fragment des Prüfkörpers Nr.5 der Versuchsreihe Fr2 (Fraktur bereits während der Kausimulation): Komposit-Zement (Z) mit deutlich geringerer Anzahl an Mikrobäschen (vgl. Abb. 5-3); gleichmäßige Fräslinien (Pfeile) ohne Kontinuitätsunterbrechung im Cercon-Gerüst (C) sichtbar; weder Volumenfehler wie Poren, Agglomerate oder Grobkornbildung noch Oberflächenfehler erkennbar

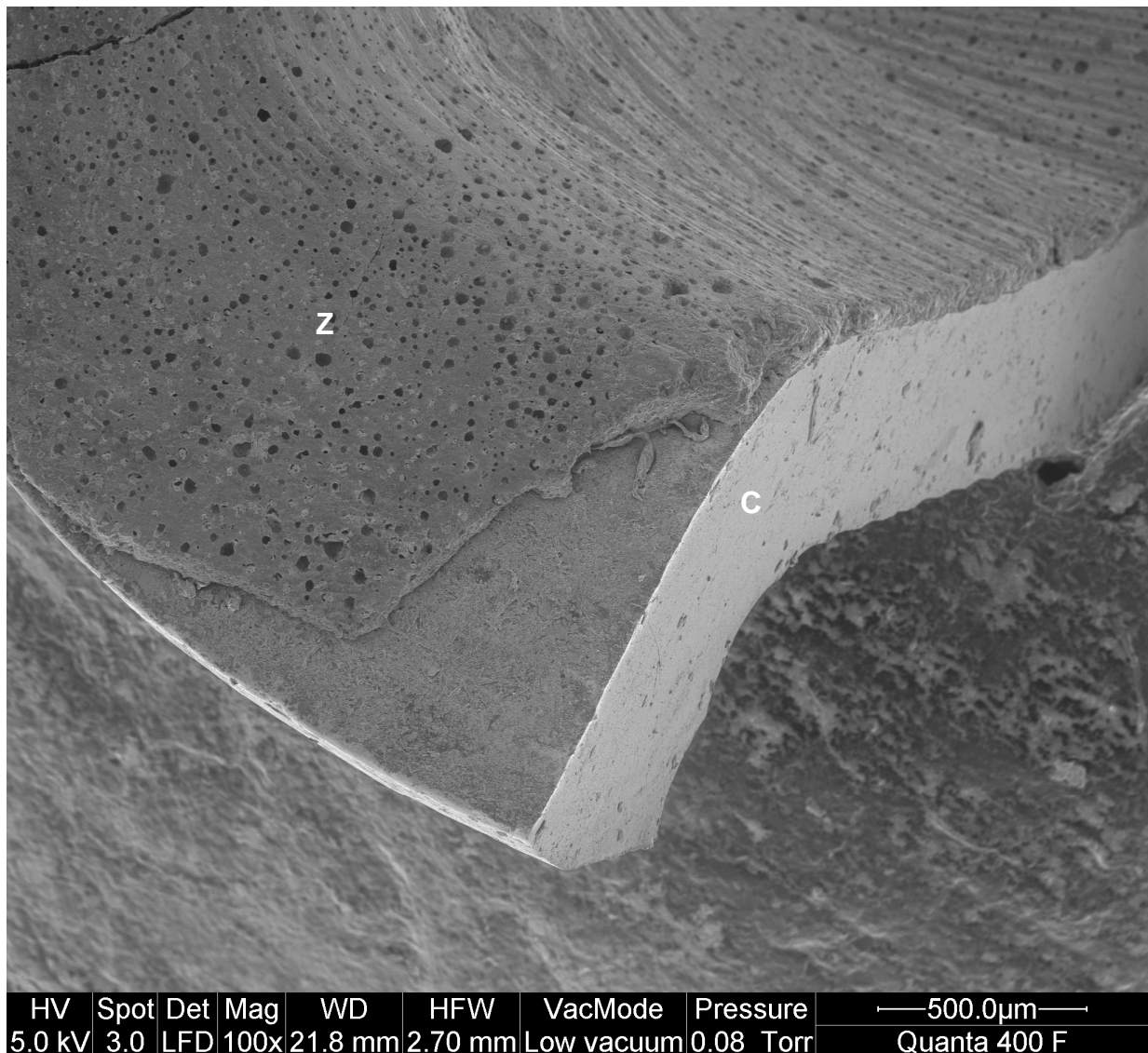


Abb. 5-3 Fragment des Prüfkörpers Nr.6 der Versuchsreihe Fr1 (Fraktur bereits während der Kausimulation): trotz deutlich sichtbarer Porositäten im Zinkoxid-phosphat-Zement (Z) brachen die Prüfkörper der Versuchsreihe Fr2 (zementiert mit Variolink II, vgl. Abb. 5-2) ebenso leicht; Cercon-Gerüst (C) ohne Volumen- und Oberflächenfehler

5 DISKUSSION

Die mechanischen Eigenschaften der Zirkoniumdioxidkeramik übertreffen die der Glaskeramik bei weitem. Garvie et al. umschrieben sie als „Ceramic Steel“ [21]. Daraus lässt sich schließen, dass diese Art der Keramik äußerst stabil sein sollte. Um so erstaunlicher war es, festzustellen, dass alle Cercon-Gerüste, die mit Harvard-Zement bzw. Variolink II auf Melaminstümpfe befestigt wurden, bereits während der Kausimulation brachen, obwohl in vorangegangenen Studien mit denselben Parametern während der Kausimulation keine signifikanten Ausfälle der verblendeten Kronen nachgewiesen werden konnten [65].

5.1 Die Keramik

Aufgrund des frühzeitigen Versagens aller Probekörper im Kausimulator ging man zuerst von einem Fehler in der Keramik aus. Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zeigte aber weder Volumen- noch Oberflächenfehler in der Keramik und somit keine direkte Schwächung der hergestellten Cercon-Gerüste (vgl. Abb 5-1, 5-2 und 5-3). Auch eine erneute Versuchsdurchführung mit denselben Materialien und derselben Versuchsanordnung brachte keine anderen Ergebnisse.

Eine fehlende Verblendung hat laut Kerler et al. [66] keinen signifikanten Einfluss auf die Festigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüsten. Somit darf davon ausgegangen werden, dass die unverblendeten Gerüste den Kausimulator überleben hätten müssen.

Eine Unterdimensionierung der Gerüste als Grund für das Versagen der Probekörper während der Kausimulation war nicht gegeben. Dank eines ausreichenden Substanzabtrages und der Anlegung einer akzentuierten Hohlkehle [67] konnte das Gerüst mit 0,6 mm ausreichend stabil gestaltet werden.

Mechanisches Nachbearbeiten mit Schleifkörpern führt nachweislich zu einer Festigkeitsminderung der Keramik [68, 69]. Um dies zu vermeiden, wurde die Master-Präparation mittels einer Parallelfräse und einem eingestellten Konuswinkel von 8° nachbearbeitet und scharfe Kanten geglättet [70]. Mit diesem Präparationswinkel konnte eine so gute Passung der Gerüste erzielt werden, dass es nicht notwendig war, diese auf die Stümpfe aufzupassen. Gerüste, die aufgrund eines Fehlers während des Scanvorganges massiv hätten beschliffen werden

müssen, wurden verworfen und nach erneutem Einscannen der Präparation nochmals gefräst und gesintert.

5.2 Der Zement

Als zweites wurde der Einfluss des Zementes untersucht. Zinkoxidphosphat-Zement ist seit Jahrzehnten ein bewährtes Material zur Befestigung von festsitzendem Zahnersatz und wurde bereits ausgiebig – auch klinisch – auf seine Zuverlässigkeit überprüft [71, 72]. Aufgrund seiner geringen Festigkeit wurde nach der ersten Prüfungsgruppe eine weitere im Kausimulator getestet. Diesmal wurden die Gerüste mit einem Komposit-Zement (Variolink II) auf dem Stumpf verklebt. Trotz deutlich höherer Bruch- und Biegefestigkeitswerte dieses Zementes versagten die Probekörper wiederum während der Kausimulation. Somit konnte die These des Einflusses des Zements auf das Versagen der Gerüste widerlegt werden.

Um Festigkeitsunterschiede im Zement vermeiden zu können, wurde dieser nicht, wie in der Praxis üblich, nach Augenmaß, sondern den Mischungsverhältnissen der Hersteller entsprechend abgewogen und angemischt [73].

5.3 Das Stumpfmaterial

Der nächste Gedanke war, die Ursache für das Frakturieren der Cercon-Käppchen in der Wasseraufnahmefähigkeit des Melamin-Kunststoffzahnes der Fa. Frasaco zu suchen, welche bei dieser Art von Kunststoffen hohe Werte aufweist [74].

Die Untersuchung in dieser Studie ergab für die Melamin-Kunststoffzähne eine 15-fach höhere Wasseraufnahme als Rebuilda und eine dreifach höhere als das für diese Untersuchung von der Fa. Voco angefertigte Rebuilda 30. Sindel et al. zeigte 1999 bereits, dass die Quellung von Stumpfaufbaumaterialien wie Glasionomere großen Einfluss hat auf die Festigkeit von glaskeramischen Massen [1]. Jedoch ging man bis jetzt nicht davon aus, dass dies auch auf Zirkoniumdioxid-Restaurationen zutreffen könnte.

Um diese Hypothese zu prüfen, wurde der Einfluss der einzelnen Parameter auf die Gerüste, welche während der Kausimulation eingestellt waren, geprüft. Dazu wurde im Vorfeld eine Kontrollgruppe zum Erhalt eines Ausgangs-/Vergleichs-Wertes auf ihre Bruchfestigkeit getestet.

Die zehntägige Wasserlagerung der Probekörper ergab keine statistisch signifikante Änderung der Bruchwerte. Dies lässt sich trotz der Quellung des Kunststoffes dadurch erklären, dass bei einer kurzen Wasserexposition die nur oberflächliche Diffusion von Wassermolekülen kaum einen festigkeitsmindernden Einfluss hat [75].

Im Weiteren konnte festgestellt werden, dass auch die Thermozyklierung separat keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Probekörper hatte. Der signifikante Unterschied der Rebuilda 30-Gruppe zur Kontrollgruppe lässt sich nur dadurch erklären, dass sowohl die Quellung, als auch der Wärmeausdehnungskoeffizient einen Einfluss auf den Aufbau hatten. In deren Kombination wurde die Keramik signifikant geschwächt.

Eine reine mechanische Belastung schwächte die Keramik nicht. Dies ist sowohl in der Rebuilda-Gruppe (ML: 1047 ± 279 N) festzustellen wie auch in der Rebuilda 30-Gruppe (ML: 1141 ± 136 N). Das Elastizitätsmodul der Komposite kann somit vernachlässigt werden.

Es zeigt sich, dass die Alterungsmethoden, bei denen Wasser zum Einsatz kommt, bei quellenden Stumpfaufbaumaterialien eine höhere Ausfallquote induzieren als eine rein mechanische Belastung. Sowohl die Wasserlagerung als auch die Thermozyklierung (Alterungsprozesse ohne mechanische Belastung) führen jedoch bei Kompositen, die in der Zahnmedizin zur Rekonstruktion von Zähnen Verwendung finden (Rebuilda), noch keine entscheidende Rolle. Erst in Kombination aller Parameter konnte eine Auswirkung auf die Festigkeit der Cercon-Gerüste ermittelt werden, die sich vermutlich auch klinisch zeigen würde.

Hervorzuheben ist hier die deutliche Abnahme der Bruchfestigkeiten der Prüfkörper während der Kausimulation in Abhängigkeit von der Quellung der Stümpfe. Der in der Praxis verwendete Komposit Rebuilda zeigte hier keine signifikante Abnahme der Festigkeit der Cercon-Gerüste nach TCML im Vergleich zur Kontrollgruppe. Dem entgegen war der Unterschied zwischen der Kontrolle-Gruppe und der TCML-Gruppe mit Rebuilda 30-Stümpfen bei einer dreimal höheren Wasseraufnahme des Materials bereits signifikant größer ($p=0,001$). Weist der Stumpfaufbau eine 15-mal höhere Gewichtszunahme als ein Rebuilda-Aufbau auf, kann davon ausgegangen werden, dass die Versorgungen keine fünf Jahre in situ „überleben“ würden.

Auch wenn der klinische Aspekt in dieser Studie nur wenig zum Tragen kommt, da weder Melamin in der Praxis verwendet wird, noch unverblendete Gerüste eingesetzt werden, so zeigt sich doch, dass der Ausdruck „Ceramic steal“ [21] revidiert werden muss. Fiel das Augenmerk immer auf eine von außen einwirkende Kraft und wie man dieser am besten entgegen wirken kann, so muss auch andersherum gedacht werden: Kann eine Restauration auch „von innen“ geschwächt werden? Wie auch Sindel 1999 [64] schon veranschaulichte, können auch die falschen Aufbau-materialien die Haltbarkeit der Restaurationen in vivo deutlich reduzieren.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Diese Studie untersuchte, inwieweit Stumpfaufbaumaterialien mit unterschiedlicher hygroskopischer Expansion die Bruchfestigkeit von Cercon-Gerüsten beeinflussen. In diesem Zusammenhang wurden auch die Auswirkungen bestimmter Alterungsprozesse, wie Wasserlagerung, mechanische Belastung, Thermozyklierung und deren Kombination auf die Bruchfestigkeit dieser Gerüste eruiert.

Nach Herstellung eines Master-Stumpfes wurden davon aus drei unterschiedlichen Kunststoffen Replikas hergestellt. Für die ersten Versuchsreihen wurden 16 identische Stümpfe aus einem Melamin-Kunststoff der Fa. Frasco (Tettngang, D) kopiergefräst, welcher eine hohe Wasseraufnahme aufwies. Im weiteren Verlauf der Untersuchungen wurden identische Kopien aus dem Stumpfaufbaumaterial Rebuilda (Voco, Cuxhaven, D) hergestellt (n=40). Dieses wies eine sehr geringe Wasseraufnahme auf. Weitere 40 Probekörper wurden aus einem experimentellen Komposit (in dieser Arbeit als Rebuilda 30 bezeichnet) angefertigt, der für diese Studie von der Fa. Voco produziert wurde. Er wies eine dreimal höhere Wasseraufnahme als Rebuilda auf. Auf diese Probekörper wurden Cercon-Gerüste ohne Verblendung (n=96) zementiert. Verwendung fand ein Zinnoxidphosphat-Zement der Fa. Harvard (Hoppegarten, D). Eine Gruppe (Fr 2) wurde zur Kontrolle mit dem Komposit-Zement Variolink II (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D) befestigt. Die 40 Probekörper der Rb- und Rb30-Gruppe wurden in fünf Untergruppen (n=8) eingeteilt. Gruppe A (Kontrolle) wurde nicht vorbehandelt, Gruppe B (H₂O) wurde für zehn Tage in 37° C warmem Wasser gelagert, Gruppe C (TC) durchlief 6000 Thermozyklen (5° C und 55° C warmes Wasser im Wechsel), Gruppe D (ML) wurde mechanisch belastet (50 N, 1,2 Mio Zyklen) und Gruppe E (TCML) wurde gleichzeitig thermischem und mechanischem Stress ausgesetzt (50 N, 1,2 Mio ML, 6000x5/55° C TC).

Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte nur zwischen den drei unterschiedlichen Stumpfmaterial-Gruppen, die sowohl mechanisch als auch thermisch belastet wurden, ermittelt werden. Dabei zeigte sich, dass die Probekörper eine geringere Bruchfestigkeit aufweisen, je höher die Wasseraufnahme des Stumpfmaterials war. Die Rebuilda-Gruppe wies auch nach TCML keinen signifikanten Verlust der Stabilität im Vergleich zur Kontrollgruppe auf, wohingegen die Rebuilda 30-Gruppe eine signifikant niedrigere Bruchfestigkeit zeigte. Die hohe Wasseraufnahme der Melamin-

Stümpfe führte zu einem Verlust aller Probekörper bereits während der Kausimulation.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass nur bei einer Kombination von thermischer und mechanischer Belastung der Cercon-Gerüste, die auf Stümpfe mit unterschiedlicher Wasseraufnahme zementiert wurden, ein Unterschied in der Bruchfestigkeit nachgewiesen werden konnte. Auch ein in der Festigkeit höherer Kunststoff-Zement hatte keinen Einfluss auf dieses Ergebnis.

7 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 **Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A.** Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. J Dent 1999; 27: 175-181
- 2 **Craig RG.** Restorative Dental Materials, 10 the ed. St. Louis: CV Mosby, 1997: 44-45, 254
- 3 **Pearson GJ.** Long term water sorption and solubility of composite filling materials. J Dent 1979; 7: 64-68
- 4 **Martin N, Jedynekiewicz NM, Fisher AC.** Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. Dent mater 2003; 19: 77-86
- 5 **Zui S, Arai K.** A study on visible light-cured composite resins. The influence of long-term water immersion on physical and mechanical properties. Dent Mater J 1986; 5: 602-615
- 6 **Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F.** Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. J Dent 2003; 31: 43-50
- 7 **Hahn, R.** Vollkeramische Einzelzahnrestorationen. Berlin 1997
- 8 **Tinschert J, Natt G.** Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln 2007
- 9 **Lauer HC.** Vollkeramische Restaurationen in der Hand des Generalisten. ZM 2003, 9: 40
- 10 **Rinke S, Jenatschke R.** Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis-Zwei klinische Falldarstellungen. Quintessenz Zahntech 2001
- 11 **Eichner K, Kappert H F.** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2: Werkstoffe und klinische Aspekte. Stuttgart 2008; 269-312
- 12 **Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A.** Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. Quintessence Int. 2009; 40(8): 655-62
- 13 **Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J.** Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln 2008
- 14 **Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler M B, Kern M.** Curriculum Prothetik. Band I – III. Berlin 1999

- 15 **Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W.** Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 183-188
- 16 **Marc S.** In-Ceram® Alumina, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik. Bad Säckingen 2002
- 17 **Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler L J.** Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech* 2002; 28: 48-60
- 18 **Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R.** Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 54: 545-550
- 19 **Göbel R, Luthardt R, Welker D.** Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 53: 295-298
- 20 **Schusser U, Schwafert T.** Cercon Base Zertifikat, Degudent GmbH
- 21 **Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT.** Ceramic steel?. *Nature* 1975; 258: 703-704
- 22 http://www.zirkondioxid.de/uploads/pics/phasenumwandlung_01.gif
- 23 **Garvie RC.** Zirconium dioxid and some of its binary systems; *High Temperature Oxides Part II*, ed. Alper A. M. Academic Press 1970; 117
- 24 <Http://www.keramverband.de/pic/bild13.gif>
- 25 **Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC.** Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000; 83: 461
- 26 **Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnbuat AJA, Burggraaf AJ.** Mechanical properties of ultra- fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; 27: 4429
- 27 **Suresh A, Mayo MJ, Porter WD, Rawn CJ.** Crystallite and Grain- Size- Dependent Phase Transformations in Yttrium- Doped Zirconia. *J Am Ceram Soc* 2003; 86: 360
- 28 **Weber W, Rieger W, Clausen J, Schmotzer M.** Zirconia- alumina: an alternative bearing for hip arthroplasty. *Key Engineering Materials* 2001; 533: 192-195
- 29 **Li JF, Watanabe R.** Influence of a small amount of Al₂O₃ addition on the transformation of Y₂O₃- partially stabilized ZrO₂ during annealing. *J Mater Sci* 1997; 1149

- 30 **Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R.** Tetragonal- to monoclinic phase transformation in CeO₂- stabilized zirconia under uniaxial loading. J Eur Ceram Soc 2001; 21: 2229
- 31 **Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G.** Subcritical crack propagation in 3 Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. J Am Ceram Soc 1999; 82: 3129
- 32 **Tuan WH, Kuo J C.** Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina. J Eur Ceram Soc 1998; 18: 799
- 33 **De Long R, Douglas WH.** Development of an artificial oral environment for the testing of dental restorations: bi- axial force and movement control. J Dent Res 1983; 62: 32
- 34 **Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M.** An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer- controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990; 100: 953
- 35 **Westwood ARC, Latanision RM.** Environment- sensitive machining behaviour of non-metals (Rebinder effect in machining ceramics). Science of ceramic machining and surface finishing, NBS Spec Pub 1972; 348: 141
- 36 **Ritter JE, Laporte RP.** Effect of test environments on stress- corrosion susceptibility of glass. J Am Ceram Soc 1975; 58: 265
- 37 **Lange FF, Dunlop GL, Davis BI.** Degradation during aging of transformationtoughened ZrO₂- Y₂O₃ materials at 250° C. J Am Ceram Soc 1986; 69: 237
- 38 **Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S.** Role of H₂O on the degradation process of Y- TZP. J Mater Sic Lett 1987; 6: 465
- 39 **Guo X.** Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. Chem Mater 2004; 16:3988
- 40 **Mange P, Kwon KR, Besler C, Hodges JS, Douglas WH.** Crack propensity of porcelain laminate veneers- a simulated operator evaluation. J Prosthet Dent 1999; 81: 327
- 41 **Pfeiffer P, Marx R.** Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989; 99: 782
- 42 **Rupp NW, Venz S, Cobb N.** Sealing the gingival margin of composite restorations. J Dent Res 1983; 62: 254 (Abstract 765)

- 43 Witkowski S.** (CAD)/ CAM in Dental Technology. Quintessence Dental Technology-Yearbook 2005. Quintessence 2005; 169-184
- 44 Luthardt RG, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E.** Kronen aus Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 280
- 45 Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B.** Zirconia- TZP and alumina- advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 1999; 7: 113
- 46 Luthardt RG, Holzhüter MS, Sandkuhl O, Herold V, Walter M.** Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia- TZP- Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen. Dtsch Zahnärztl. Z 2000; 55: 785-790
- 47 Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L.** The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y- TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999; 15: 426-433
- 48 Oblak C, Jevnikar P, Kosmač T, Funduk N, Marion L.** Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. J Prosthet Dent 2004; 91: 342-347
- 49 Rieger W.** Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. IDR - Biokeramik 1993; 2: 116
- 50 Komrska J, Šatava V.** A study of the properties of zinc phosphates, in: Silikáty 1969; 13: 135
- 51 Komrska J, Šatava V.** Die chemischen Prozesse bei der Abbindung von Zinkoxidphosphatzementen, Dtsch. Zahnärztl. Z. 1970; 25: 914
- 52 Margerit J, Cluzel B, Leloup J M, Nurit J, Pauvert B, Terol A.** Chemical characterization of in vivo aged zinc phosphate dental cements. J. Mater Sci. Mater. Med. 1996; 7: 623-628
- 53 Creugers NHJ, Käyser AF, Van't Hof A.** A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. Comm. Dent. Oral Epidemiol. 1994; 22: 448-452
- 54 Jokstad A, Mjör L A.** Ten year's clinical evaluation of three luting cements, J. Dent. 1996; 24: 309-315
- 55 Valderhaug J, Jokstad A, Ambjornsen E, Norheim PW.** Assesment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. J. Dent. 1997; 25: 97-105
- 56 Powers JM.** Composite restorative materials. 67 In: CRAIG RJ; POWERS JM. Restorative Dental Materials. 11. ed. Mosby, St. Louis 2002; 232-258

- 57 Hellwig E, Klimek J, Attin T.** Einführung in die Zahnerhaltung. München 2007
- 58 Meiners H, Lehmann KM.** Klinische Materialkunde. München 1998
- 59 Lutz F, Krejci I, Frischknecht A.** Lichtpolymerisation. Grundlagen und Praxistipps für die korrekte Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; 102: 575
- 60 Rinke S.** Klinischer Leitfaden. Cercon smart ceramics – das CAM-gestützte Vollkeramiksystem (2003)
- 61 Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G.** Simulation of physiological tooth mobility in- vitro stress examination of dental restorations in the masticator. J Dent Res 1998; 77: 1260
- 62 Quinn G D.** Fractography of Ceramics and Glasses. Washington 2007;
- 63 Woodtli J.** Praktische Fraktographie. CH-Dübendorf 2003; 6-39
- 64 SPSS für Windows.** Vieweg Verlag, Braunschweig, D (1994)
- 65 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): 978-983
- 66 Beuer F, Kerler T, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W.** Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-restaurationen. DZZ 2004; 59: 527 – 530
- 67 Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W.** Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. Dent Mater J. 2008; 27(3): 362-7
- 68 Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L.** Strength and reliability of surface treated Y- TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res 2000; 53: 304
- 69 Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter M.** CAD/ CAM-machining effects on Y- TZP zirconia. Dent Mater 2004; 20: 655
- 70 Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W.** Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. Quintessence Int. 2009; 40(3): 243-50
- 71 Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Bürgers R, Handel G.** Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: a prospective clinical trial begun 2003. Dent Mater. 2009; 25(5): 601-4

- 72 Behr M, Kolbeck C, Lang R, Hahnel S, Dirschl L, Handel G.** Clinical performance of cements as luting agents for telescopic double crown-retained removable partial and complete overdentures. *Int J Prosthodont.* 2009; 22(5): 479-87
- 73 Behr M, Rosentritt M, Loher H, Kolbeck C, Trempler C, Stemplinger B, Kopzon V, Handel G.** Changes of cement properties caused by mixing errors: the therapeutic range of different cement types. *Dent Mater.* 2008; 24: 1187
- 74 Mamaeva IA, Davydova E, Kabanov NM.** Sorption of water by polyester-melamine films of network structure. *Vysokomolekulyarnye Soedineniya, Seriya A* 1985; 27(4): 844-848
- 75 Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G.** Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all- ceramic fixed- partial dentures. *Dent Mater* 2006; 22: 176

8 DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. G. Handel möchte ich dafür danken, dass er es mir ermöglicht hat, die wissenschaftlichen Unterlagen für meine Doktorarbeit in seinem zahntechnischen Labor anzufertigen.

Herrn Prof. Dr. Michael Behr danke ich für die Überlassung des Themas und die wohlwollende Unterstützung bei der praktischen Arbeit sowie für die Korrektur des schriftlichen Teils und der statistischen Auswertung der Ergebnisse. Aber besonders dankbar bin ich für die Veröffentlichung dieser Arbeit in der wissenschaftlichen Fachliteratur und die Erwähnung als Koautor.

Frau Gudrun Karch möchte ich für die Einweisung und Unterstützung im Labor danken.

Weiterhin spreche ich Frau Dipl. Ing. (FH) Sybille Schneider-Feyrer meinen Dank für die Einweisung am REM aus.

Herrn Dr. Dipl. Ing. (FH) Martin Rosentritt danke ich für die Unterstützung am Kausimulator.

Ebenfalls danke ich Herrn Zahntechnikermeister Martin Stemmer und Herrn Zahntechnikermeister Peter Höpfl für die Unterstützung bei der Herstellung der Probekörper.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. Martin Danebrock der Firma Voco für die Herstellung des speziell für diese Arbeit benötigten Komposits Rebuilda 30. Meinen Dank spreche ich auch Frau Gerlinde Lange und Herrn Dr. Lothar Völkl der Firma Degudent für die rasterelektronische Untersuchung der Bruchstücke aus.

9 LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Vorname, Name:	Felix Sebastian Weiser
Geburtsdatum, -ort:	08. Juni 1984 in Weiden i. d. Oberpfalz
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig

Schulischer Werdegang

Sept. 1990 – Juli 1996	Grundschule Neustadt an der Waldnaab
Sept. 1996 – Juli 2003	Gymnasium Neustadt an der Waldnaab
	Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Beruflicher Werdegang

April 2004 – Juli 2009	Studium der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
Wintersemester 2004/2005	Vorphysikum
Sommersemester 2006	Physikum
Wintersemester 2008/2009 und Sommersemester 2009	Staatsexamen

Berufstätigkeit

seit November 2009	wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Regensburg (Direktor: Prof. Dr. G. Handel)
--------------------	--