**In vitro Lebensdauer von mit Hilfe der Rapid-Layer-Technologie
verblendeten Zirkonoxid-Kronen**

Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Prof. Dr. A. Petschelt

Der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Alexander-Universität

Erlangen-Nürnberg

zur

Erlangung des Doktorgrades Dr. med. dent.

vorgelegt von

Christopher Riedel

Als Dissertation genehmigt
von der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Vorsitzender des Promotionsorgans: Prof. Dr. Markus F. Neurath

Gutachter: Prof. Dr. Ulrich Lohbauer

Gutachter: PD Dr. Renan Belli

Tag der mündlichen Prüfung: 07. Dezember 2021

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	1
2. Summary	3
3. Einordnung in den fachwissenschaftlichen Kontext	5
3.1. Einleitung	5
3.2. Besonderheiten der Zahnmedizin	6
3.3. Zirkonoxid (ZrO ₂)	6
3.4. Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen)	8
3.5. Vitablocs® Mark II	10
3.6. Rapid Layer Technologie	10
3.7. Materialien und Methoden	11
3.8. Werkstoffversagen	13
3.8.1. Sprödbbruch	14
3.8.2. Korrosion	15
3.8.3. Verschleiß	16
3.9. Kausimulation	17
3.10. Literaturübersicht	19
3.11. Diskussion	21
3.12. Literaturverzeichnis:	23
4. Publikation	25
5. Anhang	26
5.1. Abkürzungsverzeichnis	26
5.2. Abbildungsverzeichnis	27

1. Zusammenfassung

Zielsetzung: Polykristallines Zirkonoxid (3Y-TZP) eignet sich aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit sehr gut als Gerüstmaterial für Vollkeramik-Kronen und -Brücken. Dieser opake Gerüstwerkstoff genügt jedoch oftmals nicht den ästhetischen Anforderungen der Zahnmedizin, weshalb dieser mit transluzenteren Keramiken verblendet wird. Die Verblendung von Zirkonoxid wird klassischerweise mit abgestimmten Verblendkeramiken in verschiedenen Schichten aufgebrannt. Dieser Prozess ist aufgrund seiner Komplexität fehleranfällig und schwierig automatisierbar. Auf der Suche nach wirtschaftlichen Alternativen entstand die Rapid-Layer-Technologie (RLT), bei der eine monolithische Verblendstruktur adhäsiv mit einem Zirkonoxid-Gerüstmaterial verbunden wird.

Um dieses neuartige Herstellungsverfahren wissenschaftlich einordnen zu können, war das Ziel dieser Studie, die Lebensdauer von klassisch hergestellten Zahnkronen (Schlickertechnik) mit den Kronen der Rapid-Layer-Technologie (RLT) in einer experimentellen Kausimulation zu testen und vergleichend zu bewerten.

Material und Methode: Die vier Testgruppen bestanden aus jeweils 16 Prüfkörpern. Alle Kronen hatten Zirkonoxid-Gerüste, welche aus Weißling-Ronden im CAD/CAM-Verfahren hergestellt und anschließend gemäß den Herstellerangaben ($T = 1530^{\circ}\text{C}$, $t = 2\text{ h}$) zu einem 0,7 mm starkem Grundgerüst gesintert wurden. Beim RLT-Verfahren wurden die Verblendstrukturen ebenfalls mittels CAD/CAM-Prozessschritten in der ersten Gruppe aus Feldspat-Rohlingen (VMII, $n = 16$) und in der zweiten Testgruppe aus Blöcken einer Hybridkeramik (ENA, $n = 16$) geschliffen. Nachdem die Oberfläche der geschliffenen Verblendschalen unter Wasserkühlung mit Diamantpolierern poliert worden war, wurde das innere Lumen mit 5%igem Keramik-Ätzel für 60 Sekunden geätzt und danach mit Wasser und Luft gesäubert. Nach dem Silanisieren der Verblendseite und dem Sandstrahlen der Gerüstseite wurden beide Teile mit einem selbstadhäsiv-dualhärtendem Befestigungskomposit verklebt und mit einer Polymerisationslampe für 60 Sekunden lichtgehärtet. Die Zirkonoxid-Gerüste der anderen beiden Testgruppen wurden von einem Zahntechniker mit einer Feinstruktur-Feldspat-Keramik (VM9[®], Vita Zahnfabrik) nach Herstellerangaben in Hand geschichtet. Nach dem Glanzbrand wurden die Kronen unterschiedlich schnell abgekühlt, so dass die Gruppe „FC“ (fast cooling) mit einer hohen Abkühlgeschwindigkeit von 45°C/s und die Gruppe „SC“ (slow cooling) mit einer niedrigen Abkühlgeschwindigkeit von $0,5^{\circ}\text{C/s}$ resultierte.

Künstliche Zahnstümpfe wurden aus Dentalkomposit hergestellt und für 14 Tage in destilliertem Wasser gelagert. Die Kronen aller Gruppen wurden auf diese Stümpfe mit einem selbstadhäsiv-dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt und für weitere 7 Tage in destilliertem Wasser gelagert. Die Kronen wurden im Kausimulator mit einer Frequenz von 1.5 Hz und einer Prüflast von 200 N in 38°C destilliertem Wasser zyklisch belastet. Als Antagonist diente jeweils eine neue Steatit-Kugel mit einem Durchmesser von 6,25 mm. Alle Kronen wurden bis zum Versagen in Form von Abplatzungen (Chippings) der Keramik oder Erreichen der Verschleißgrenze getestet. Die Merkmale der Oberflächendefekte wurden mit einem Rasterelektronenmikroskop analysiert und die Lebensdauer der Kronen in einer Kaplan-Meier-Betrachtung statistisch ausgewertet.

Ergebnisse: In den beiden VM9-Gruppen traten an allen Kronen großflächige Abplatzungen auf: In der Gruppe „FC“ der schnell abgekühlten Kronen traten diese Chippings bereits zwischen $2,63 \times 10^3$ und $3,07 \times 10^5$ Zyklen auf, wohingegen die Kronen der Gruppe „SC“ zwischen $3,42 \times 10^4$ und $2,15 \times 10^6$ Zyklen überstanden. Bei den RLT-Gruppen traten in beiden Versuchsgruppen keine vergleichbaren Abplatzungen auf, jedoch musste die Kausimulation nach $2,5 \times 10^6$ Zyklen (ENA) bzw. $3,5 \times 10^6$ Zyklen (VMII) aufgrund großflächiger Verschleißerscheinungen der Verblendstrukturen beendet werden.

Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von Kronenquerschnitten (VM9) zeigten kohäsive Abplatzungen innerhalb der Verblendungs Keramik. Bei den RLT-Kronen konnten sich Risse durch die Verblendung bis zur adhäsiven Verbindungsschicht und dort entlang der Grenzfläche zwischen Verblendung und Befestigungs-Komposit ausbreiten.

Schlussfolgerung: Die Rapid-Layer-Technologie ist eine effiziente Methode für die Verblendung von Zirkonoxid-Gerüststrukturen. Es fallen weniger Herstellungsschritte an und die Lebensdauer einer Restauration wird erhöht. Der Verschleiß der Hybridkeramik (ENA) war größer als bei der Feldspat-Keramik (VMII). Dies äußerte sich in einer um den Faktor 1×10^6 reduzierten Zyklenzahl für ENA in der Kausimulation.

Aufgrund fortschreitender Digitalisierung kann die Rapid-Layer-Technology eine wirtschaftliche Alternative und Ergänzung in der Zahnmedizin darstellen.

2. Summary

Objectives: Due to its high flexural strength, polycrystalline zirconium dioxide (3Y-TZP, zirconia) is suitable as a framework material for all-ceramic crowns and bridges. However, this opaque framework material often does not meet the aesthetic requirements of dentistry, the reason why it is usually veneered with more translucent glassy ceramics. The veneer material is traditionally fired onto the zirconia infrastructure in subsequent layers. Due to the complexity of this procedure, the probability of defective manufacture increases and the reproducibility decreases. Looking for more economical alternatives, the rapid-layer-technology (RLT) was developed, in which a monolithic veneer structure is machined and adhesively luted onto the zirconia substructure.

In relation to systematically characterize the performance of this new technique, the aim of this study was to evaluate the lifetime of classically manufactured tooth crowns (slip-cast technique) compared to crowns fabricated using the rapid-layer-technology (RLT) in an experimental chewing simulation.

Material and method: Four test groups consisted of 16 crowns each ($n = 16$). All crowns were constituted of a zirconia framework, which was produced from white blanks by CAD/CAM machining and subsequently sintered according to the manufacturer's instructions ($T = 1530$ °C, $t = 2$ h) resulting in a 0.7 mm-thick coping. These were layered by hand from a dental technician with a fine-structure feldspar ceramic (VM9, Vita Zahnfabrik) according to the manufacturer's instructions. After glaze firing, the crowns of the veneered group were cooled at different rates: "FC" (fast-cooling, 45 °C/s) and "SC" (slow-cooling, 0.5 °C/s). In the RLT groups, the veneer layer was also machined using CAD/CAM, whether using feldspar blanks (Vitablock Blocks II, "VMII", Vita Zahnfabrik) or a hybrid ceramic (Enamic, "ENA", Vita Zahnfabrik). After the surface of the veneers had been polished with diamond polishers under water cooling, the inner lumen was etched with 5% hydrofluoric acid gel for 60 seconds followed by rinsing and drying. After silanizing the bonding side of the veneer and sandblasting the zirconia framework side, both parts were bonded with a self-adhesive dual-curing luting composite and light-cured with a polymerization lamp for 60 seconds.

Artificial tooth abutments were fabricated from dental composite and stored in distilled water for 14 days. The crowns of all groups were adhesively luted to these abutments using a self-adhesive dual-curing resin cement and stored in distilled water for another 7 days. The crowns were cyclically loaded in a chewing simulator with a frequency of 1.5 Hz and a test load of 200 N in 38 °C distilled water. A new steatite sphere with a diameter of 6.25 mm served as the

antagonist. All crowns were cycled until chippings of the veneer layer or until reaching the wear limit. The microstructure of the contact wear was analyzed with a scanning electron microscope and the lifetime of the crowns was statistically evaluated using Kaplan-Meier survival statistics.

Results: In the two VM9 groups, large areas of chipping occurred on all crowns: In the “FC” group, these chippings occurred between 2.63×10^3 and 3.07×10^5 cycles, whereas the crowns of the group “SC” survived between 3.42×10^4 and 2.15×10^6 cycles. No chippings occurred in the RLT in either test group, but the chewing simulation had to be terminated after 2.5×10^6 cycles for ENA and after 3.5×10^6 cycles for VMII due to extensive signs of wear on the veneer material.

Scanning electron microscope images of crown cross-sections (VM9) showed cohesive chippings within the veneering layer. In the RLT crowns, cracks propagated through the thickness of the veneer layer up to the cement layer, growing further along the interface between the veneer and the luting composite.

Conclusions: The rapid-layer-technology is an efficient method for veneering zirconia framework structures. There are fewer manufacturing steps and the lifetime of a restoration is increased. The wear of the hybrid ceramic (ENA) was greater than that of the feldspar ceramic (VMII). This was expressed in the number of cycles for ENA in the chewing simulation that was reduced by a factor of ~ 0.7 . Due to increasing digitization, rapid-layer-technology can represent an economical and complementary alternative in dentistry.

3. Einordnung in den fachwissenschaftlichen Kontext

3.1. Einleitung

Vollkeramik-Kronen haben sich im Laufe der letzten Jahre ihren Weg in die moderne Zahnmedizin gebahnt und sich zu einem festen, unverzichtbaren Bestandteil herauskristallisiert. Ausschlaggebend für diese Etablierung waren vor allem eine sehr gute Biokompatibilität und die vorteilhafte Ästhetik vollkeramischer Versorgungen gegenüber Keramikkrone mit Metallgerüst. Bezüglich der klinischen Erfolgsrate werden Vollkeramik-Versorgungen oftmals mit dem als etablierten Standard und durch langjährige klinische Studienlage verdient gemachtem Zahnersatz aus Metallkeramik verglichen [1, 2, 3].

Wie bei jeder neuen Technologieeinführung war eine jahrelange Lernkurve nötig, um zuverlässige Keramiken zu etablieren. Ein Überblick des Begriffs „Vollkeramik“ ist in der Zahnmedizin nicht trivial. Die aktuelle S3-Leitlinie „Vollkeramische Kronen und Brücken“ (Stand: 31.08.2014) wird gerade überarbeitet und sieht sich als Entscheidungshilfe bei der Planung von festsitzendem, vollkeramischen Zahnersatz. Diese Empfehlungen sind jedoch lediglich auf zahngetragene Kronen und 3-gliedrige Brücken beschränkt, da die Studienlage bezüglich Implantat-getragener Versorgungen nicht ausreichend war. Die Leitlinie teilt die vollkeramischen Restaurationen nach Materialart, Lokalität und Überlebensraten ein. Die Materialklassen der einbezogenen Studien umspannen ein großes Feld an Keramiken: Leuzit-verstärkte Glaskeramik (monolithisch, IPS Empress), Lithium-Disilikat-Glaskeramik (verblendet, IPS Empress 2), Lithium-Disilikat-Keramik (monolithisch oder verblendet, IPS e.max Press / CAD), Aluminiumoxidkeramik ohne Glasphase (verblendet, Procera®), Aluminiumoxidkeramik mit Glasphase (verblendet, In-Ceram® Alumina), Zirkonoxidkeramik (verblendet, Cercon®, Procera®, DenZir, Lava, IPS e.max ZirCad), Feldspatkeramik (monolithisch), Zirkonoxidkeramik mit Glasphase (verblendet, In-Ceram® Zirconia).

Als Lokalisation erfolgt die Einteilung in: Einzelzahnkrone bzw. 3-gliedrige Brücke im Front- oder Seitenzahnbereich bzw. als Sonderfall die einflügelige Adhäsivbrücke im Frontzahnbereich. Sowohl über Hybridkeramiken als auch über monolithische Zirkonoxidkeramiken wird in dieser Leitlinie keine Aussage getroffen. Transluzenz und Biegefestigkeit sind elementare Eigenschaften und haben starken Einfluss auf die Lokalisation der Kronen und Brücken [4]. Polykristallines Zirkonoxid (3Y-TZP) eignet sich aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit sehr gut als Gerüstmaterial für Vollkeramik-Kronen und -Brücken. Dieser opake Gerüstwerkstoff genügt jedoch oftmals nicht den ästhetischen Anforderungen der Zahnmedizin, weshalb dieser mit transluzenteren Keramiken verblendet wird. Die Verblendung von Zirkonoxid wird klassischerweise mit abgestimmten Verblendkeramiken in verschiedenen Schichten aufgebracht. Dieser Prozess ist aufgrund seiner Komplexität

fehleranfällig und schwierig automatisierbar. Auf der Suche nach wirtschaftlichen Alternativen entstand die Rapid-Layer-Technologie (RLT), bei der eine monolithische Verblendstruktur adhäsiv mit einem Zirkonoxid-Gerüstmaterial verbunden wird.

Um dieses neuartige Herstellungsverfahren wissenschaftlich einordnen zu können, war das Ziel dieser Studie, die Lebensdauer von klassisch hergestellten Zahnkronen (Schlickertechnik) mit den Kronen der Rapid-Layer-Technologie (RLT) in einer experimentellen Kausimulation zu testen und vergleichend zu bewerten.

3.2. Besonderheiten der Zahnmedizin

Im Gegensatz zur Konstruktionslehre, bei der mit Hilfe von Sicherheitsfaktoren die Belastungsgrenze eines Materials sehr gut planbar ist, kommen in der Zahnmedizin sehr viele individuelle Faktoren bei der Planung und Umsetzung eines Zahnersatzes hinzu.

Aufgrund der Komplexitäten wirken sich individuelle Parameter sehr unterschiedlich aus.

Jeder Patient als Individuum mit unterschiedlichen anatomischen Eigenschaften (Ausprägung der Kaumuskulatur, Muskeltonus, Okklusion) und verschiedenen Gewohnheiten: Bruxismus sowie Temperaturdifferenzen und pH-Wert-Schwankungen durch die Nahrungsaufnahme wirken sich im Tagesrhythmus stark aus. Bereits vorhandene Kronen, die individuellen Platzverhältnisse und die Lagerung (Implantat oder Zahn) des neuen Zahnersatzes sollten berücksichtigt werden. Die finanziellen Möglichkeiten können die Werkstoffauswahl einschränken. Ein sehr wichtiger Faktor ist die Erfahrung des Zahntechnikers. Individuelle Materialsensitivitäten müssen berücksichtigt werden. Der Zahnarzt sollte die klinischen und zahntechnischen Anforderungen bereits bei der Planung des Zahnersatzes beachten: Platzbedarf (monolithisch, verblendet), Art der Zementierung (adhäsiv, konventionell), Ästhetische Ansprüche (transluzent, opak), Festigkeit (Einzelkrone, Brücke), Implantat- oder Zahn-getragen (starre oder federnde Lagerung) und Bruxismus sind hier zu nennen; Diese Faktoren können die Gesamtkomposition sehr unterschiedlich beeinflussen. Nachfolgend werden die Materialklassen der Studie skizziert.

3.3. Zirkonoxid (ZrO_2)

Zirkonium (Zr) ist ein silbrig-glänzendes, weiches und korrosionsbeständiges Schwermetall mit der Ordnungszahl 40 aus der Gruppe der Übergangsmetalle im Periodensystem der Elemente. Ausgangsprodukt für die Medizin ist das Oxid des Zirkoniums, welches in einem industriellen Prozess hergestellt wird. Dieses hochschmelzende, weiße und kristalline Pulver hat einen Schmelzpunkt von 2680 °C. Unterhalb von diesem Schmelzpunkt wandelt sich die Zirkonoxid-Schmelze in die kubische Kristallstruktur um. Bei einem weiteren Abkühlvorgang wandelt sich bei 2370 °C die kubische in die tetragonale Phase um. Die letzte Phasenumwandlung bei 1170

°C von der tetragonalen in die monokline Kristallstruktur ist bis zum Erreichen der Raumtemperatur mit einem Volumenzuwachs von 3 – 5 % verbunden. Dieser unkontrollierte Volumenzuwachs würde sich negativ auf die Dimensionsstabilität und Festigkeit von Formteilen auswirken. Jedoch kann die sogenannte martensitische Umwandlung (tetragonal → monoklin) durch Oxide wie z.B. Yttriumoxid (Y_2O_3) stabilisiert werden, so dass keine Volumenausdehnung mehr stattfindet. In der Zahnmedizin hat sich eine Stoffmenge von 3 Mol% Yttriumoxid etabliert, da in diesem Zustand die tetragonale Phase in der Zirkonoxid-Keramik bei Raumtemperatur vollständig stabilisiert wird und somit eine Y-TCP-Keramik (yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystals) entsteht. Sobald Risse in der Keramik entstehen, induzieren hohe Zugspannungen in der Risspitze die Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase, wobei diese lokale Volumenzunahme das initiale Risswachstum stoppt. Diese Eigenschaft wird als Transformations- oder Umwandlungsverstärkung bezeichnet. Die hohe Biegefestigkeit von ca. 900 – 1200 MPa im gesintertem Zustand und die Möglichkeit die Keramik im vorgesintertem Zustand einfach zu bearbeiten und anschließend unter Berücksichtigung einer Sinterschrumpfung von 20 – 30 % zu sintern, haben den Einzug von Zirkonoxid in die automatisierte CAD/CAM Prozesskette ermöglicht [5]. Die hohe Biegefestigkeit von Zirkonoxid prädestiniert diesen Werkstoff als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken und erlaubt sowohl eine konventionelle als auch eine adhäsive Befestigung. Aufgrund der industriellen Pulversynthese ist eine konstant homogene, reproduzierbare Qualität der vorgesinterten Zirkonoxid-Rohlinge gewährleistet, so dass eine hohe Prozesssicherheit gegeben ist.

Neuere Generationen von Y_2O_3 dotierten Keramiken erhöhen die Stoffmenge von Yttriumoxid auf 4 oder 5 Mol%. Mit zunehmender Yttrium-Dotierung steigt der Anteil der kubischen Phase bei Raumtemperatur. Hierdurch erhöht sich die Transluzenz, wobei simultan die Biegefestigkeit reduziert wird. Unabhängig von der Festigkeit und Bruchzähigkeit zeigen 3-, 4- oder 5-Mol% Y_2O_3 dotierte tetragonale-polykristalline Zirkonoxide nach einem Zweikörperverschleiß ein ähnliches Verschleißverhalten in Form von abrasivem Verschleiß ohne offensichtliche Risse [6].

Abbildung 1: Phasenumwandlungen der Kristallstrukturen von Zirkonoxid während eines Abkühlvorgangs von links nach rechts [5]

3.4. Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen)

Die CAD/CAM Herstellung von festsitzendem Zahnersatz ermöglicht völlig neue Möglichkeiten der Materialzusammensetzung und Werkstoffhomogenität.

Vita Enamic® ist ein Verbundmaterial, bei dem ein Keramiknetzwerk (86 Gew.-% / 75 Vol.-%) mit einem Polymernetzwerk (14 Gew.-% / 25 Vol.-%) stabilisiert wird. Zu Beginn wird ein strukturiesintertes Keramiknetzwerk aus einer Aluminiumoxid-verstärkten Feldspatkeramik hergestellt. Dieses Netzwerk wird im Anschluss mit einer Monomer-Mischung aus Urethandimethacrylat (UDMA) und Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) im Vakuum infiltriert und bei entsprechendem Druck und Temperatur polymerisiert. Durch das Polymernetzwerk entsteht ein kleines E-Modul von 30 GPa, wodurch Kaukräfte durch die erhöhte Elastizität besser aufgenommen werden können.

Abbildung 2: Lichtmikroskopische Analyse der Bruchfläche einer Vita Enamic® Hybridkeramik nach Vorschädigung durch eine Wolframcarbid-Kugel; sichtbarer Kugeleindruck an der Oberfläche und plastische Deformation (heller Bereich) [7]

Abbildung 3: Rissausbreitung aufgrund eines Spannungsfeldes nach Hertz innerhalb einer Feldspat-Keramik-Verblendung (Vita VM®9) auf einer Zirkonoxid-Grundstruktur im Querschnitt; O: oberflächliche kegelförmige Risse; I: der längste kegelförmige Riss; d: Abstand zwischen dem Ende des längsten kegelförmigen Risses in der Verblendung zum Zirkonoxid-Interface [8]

Die Abbildung 2 zeigt eine interne Untersuchung des Ressorts „Vita Forschung und Entwicklung“ (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG) eines Prüfkörpers (Enamic®) nach Vorschädigung mit einer Kugel (Durchmesser: 1 mm, Last: 500 N) und anschließendem 3-Punkt-Biegefestigkeitstest bis zum Bruch. Bei der Hybridkeramik wird die eingeleitete Kraft über eine plastische Verformung der Hybridstruktur aufgenommen. Es sind keine Rissfortschritte erkennbar [7]. Im Gegensatz dazu zeigt die Abbildung 3 den Querschnitt einer spröden Feldspat-Keramik (VM®9) nach zyklischer Belastung im Kausimulator. Die Risse in kegelförmiger Ausbreitungsrichtung werden durch Spannungen zwischen dem Verformungsbereich unterhalb der Prüfkörperbelastung und der Umgebung außerhalb der Kontaktfläche gemäß dem Spannungsfeld nach Hertz induziert [8]. Als Hybridkeramik lässt sich Vita Enamic® sehr gut mittels CAD/CAM fertigen und besitzt gleichzeitig eine geringe Sprödbbruchneigung. Die Zementierung der prothetischen Versorgungen erfolgt aufgrund des Keramiknetzwerks (86 Gew.-%) wie bei klassischen Feldspatkeramiken (Phosphorsäureätzung, Silanisierung und adhäsive Befestigung). Interessant ist der Zusammenhang zwischen Silanisierung und Nicht-Silanisierung bezüglich der Verbundfestigkeit (DIN EN ISO 10477) mit dem Verblendmaterial: Der Hersteller Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen) deklariert eine Verbundfestigkeit von 12 [MPa] (ohne Silan) und

27 [MPa] (mit Silan). Zusätzlich gibt Vita Zahnfabrik die folgenden Befestigungs-Scherfestigkeiten [MPa] ohne Normwertvorgabe an:

- RelyX™ Unicem von 3M™ Espe: 21 MPa
- Variolink® II von Ivoclar Vivadent: 27 MPa
- RelyX™ Ultimate von 3M™ Espe: 31 MPa [7]

3.5. Vitablocs® Mark II

Bei dieser Materialklasse handelt es sich um Feldspat-Rohlinge, die sich CAD/CAM unterstützt zu Inlays, Onlays oder Teilkronen verarbeiten lassen. Nach dem Schleifvorgang und anschließender Politur ist kein Brennvorgang mehr notwendig und der Zahnersatz kann entsprechend der Richtlinien (Ätzen mit Phosphorsäure, Reinigung, Auftragen von Silan und Bonding) adhäsiv eingesetzt werden [9].

3.6. Rapid Layer Technologie

Der digitale Workflow spielt in der Zahnmedizin eine immer größere Rolle.

Eine Möglichkeit, Spannungs-bedingte Chippings prozesssicher zu vermeiden, besteht in der thermischen Entkopplung der Einzelkomponenten. Diese Technologie verfolgt das Ziel, zwei monolithische Komponenten in Form einer Gerüst- und einer Verblendstruktur adhäsiv miteinander zu verbinden, so dass bei konstanter Temperatur lediglich eine Spannung induziert, durch den adhäsiven Zement (Zementspaltbreite, Schrumpf des Zements) vorherrscht. Beide Komponenten werden aus Rohlingen geschliffen. Yttrium-teilstabilisierte Zirkonoxidblöcke (VITA In-Ceram YZ for inLab, Vita Zahnfabrik Bad Säckingen) dienen nach einem Schleif- und anschließendem Sintervorgang als primäre Gerüststruktur. Die gefrästen Verblendstrukturen stellten in dieser Studie jeweils Vitablocs Mark II (Feldspatkeramik) und Vita Enamic (Hybridkeramik) dar. Durch die Kombination eines biegefesten Gerüsts mit einer bezüglich der Abrasion an den Antagonisten abgestimmten Verblendstruktur lassen sich vollkommen neue Materialklassen entwickeln. Außerdem bietet das stabile Grundgerüst die Möglichkeit, größere Formen wie Kronen und Brücken zu produzieren. Automatisierte Prozesse können Abläufe standardisieren, Fehlerquellen reduzieren und Werkstoffe hochpräzise fertigen. Während der CAD-Planung werden Mindestschichtstärken, Konnektor-Querschnitte und materialspezifische Parameter berücksichtigt. Das Kauflächenrelief und die Artikulation können vorab simuliert und definiert werden. Die Automatisierung lässt sich vollständig in einen digitalisierten Prozessablauf integrieren und bedeutet höhere Wirtschaftlichkeit bei gleichzeitiger Abnahme der manuellen Tätigkeiten. Als Nachteile sollten die hohen Investitionskosten für die CAD/CAM Prozesskette und eventuell anfallende Lizenzgebühren genannt werden.

Aufgrund des technologischen Fortschritts werden diese Investitionskosten regelmäßiger anfallen, um auf dem aktuellen Stand der Technik zu bleiben. Die Präzision von Intraoral- und Laborscannern hat sich in den letzten Jahren stark verbessert und wird sich auch in Zukunft noch weiterentwickeln. Die Fortbildungskosten der Mitarbeiter für neue Arbeitsfelder sollten berücksichtigt werden. Eine fehlende klinische Langzeiterfahrung der Rapid-Layer-Technologie und reduzierte Individualisierungsmöglichkeiten der monolithischen Struktur kommen hinzu [10].

3.7. Materialien und Methoden

Die vier Testgruppen bestanden aus jeweils 16 Prüfkörpern. Alle Kronen hatten Zirkonoxid-Gerüste, welche aus Weißling-Ronden im CAD/CAM-Verfahren hergestellt und anschließend gemäß den Herstellerangaben ($T = 1530^{\circ}\text{C}$, $t = 2\text{ h}$) zu einem 0,7 mm starkem Grundgerüst gesintert wurden. Beim RLT-Verfahren wurden die Verblendstrukturen ebenfalls mittels CAD/CAM-Verfahren in der ersten Gruppe aus Feldspat-Rohlingen (VMII, $n = 16$) und in der zweiten Testgruppe aus Blöcken einer Hybridkeramik (ENA, $n = 16$) geschliffen. Nachdem die Oberfläche der geschliffenen Verblendschalen unter Wasserkühlung mit Diamantpolierern poliert worden war, wurde das innere Lumen mit 5%igem Keramik-Ätzgel für 60 Sekunden geätzt und danach mit Wasser und Luft gesäubert. Nach dem Silanisieren der Verblendseite und dem Sandstrahlen der Gerüstseite wurden beide Teile mit einem selbstadhäsiv-dualhärtendem Befestigungs-Komposit verklebt und mit einer Polymerisationslampe für 60 Sekunden lichtgehärtet. Die Zirkonoxid-Gerüste der anderen beiden Testgruppen wurden von einem Zahntechniker mit einer Feinstruktur-Feldspat-Keramik (VM9®, Vita Zahnfabrik) nach Herstellerangaben in Hand geschichtet. Nach dem Glanzbrand wurden die Kronen der Gruppen unterschiedlich schnell abgekühlt, so dass die Gruppe „FC“ (fast cooling) mit einer hohen Abkühlgeschwindigkeit von 45°C/s und die Gruppe „SC“ (slow cooling) mit einer niedrigen Abkühlgeschwindigkeit von $0,5^{\circ}\text{C/s}$ resultierte. Künstliche Zahnstümpfe wurden aus Dental-Komposit hergestellt und für 14 Tage in destilliertem Wasser gelagert. Die Kronen aller Gruppen wurden auf diese Stümpfe mit einem selbstadhäsiv-dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt und für weitere 7 Tage in destilliertem Wasser gelagert. Die Kronen wurden im Kausimulator mit einer Frequenz von 1.5 Hz und einer Prüflast von 200 N in 38°C destilliertem Wasser zyklisch belastet. Als Antagonist diente jeweils eine neue Steatit-Kugel mit einem Durchmesser von 6,25 mm. Alle Kronen wurden bis zum Versagen in Form von Abplatzungen der Keramik oder Erreichen der Verschleißgrenze getestet. Die Merkmale der Oberflächendefekte wurden mit einem Rasterelektronenmikroskop analysiert und die Lebensdauer der Kronen in einer Kaplan-Meier-Betrachtung statistisch ausgewertet.

Herstellung der Kronen für die Versuchsreihe

Abbildung 4: Flowchart zur Visualisierung der Herstellungsschritte: Weg 1→2→3→5→7: klassische Schlickertechnik; Weg 1→2→4→6→7: Rapid Layer Technologie

3.8. Werkstoffversagen

Das Werkstoffversagen von Materialien ist eine sehr komplexe und teilweise nicht eindeutig abgrenzbare Zustandsform:

Die Werkstoffbeanspruchung kann chemisch, mechanisch oder tribologisch erfolgen.

Abbildung 5: Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Versagen von Werkstoffen [11]

Die resultierenden Versagensarten teilt man in Bruch, Korrosion und Verschleiß ein. Durch simultanes Einwirken von unterschiedlichen Versagensarten entstehen Mischformen wie Spannungsrisskorrosion, abrasives Mikrobrechen oder die Reibkorrosion [11].

Abbildung 6: Komplexität zwischen verschiedenen Versagensmechanismen von Werkstoffen

[11]

3.8.1. Sprödbbruch

Grundsätzlich entstehen bei Bruchvorgängen durch Trennung von Atom- oder Molekül-Bindungen zwei neue Oberflächen. Chemische Prozesse können diesen Vorgang erleichtern oder gänzlich herbeiführen. Eine wichtige Rolle spielen Bruchvorgänge bei Korrosion und Verschleiß [11].

Die Festigkeit eines Werkstoffs beschreibt den Widerstand gegen die Ausbreitung von Rissen, die plastische Verformung oder den Verschleiß einer Oberfläche. Der klassische Versagensmechanismus von Keramiken ist der Sprödbbruch bedingt durch Zugspannungen. Eine Initiale Rissbildung (Verschleiß, Oberflächenrauigkeit, spröde Korngrenzen) führt über ein unterkritisches Wachstum (statische Beanspruchung, Spannungsrisskorrosion, Ermüdung) zum kritischen Risswachstum (Sprödbbruch). Da es bezüglich der Oberflächengüte keine perfekte Oberfläche gibt, sind immer Mikrorisse in Form einer Oberflächenrauigkeit vorhanden. Eine erhöhte Rautiefe wirkt sich in Form von lokalen Kerbwirkungsbereichen mit konzentrierten Spannungsfeldern aus und begünstigt die Entstehung von Rissen. An steilen Mikrorissen entsteht eine hohe Spannungskonzentration, wobei diese Spannungen bei rein spröden Werkstoffen nur über Rissbildungen im Kerbgrund abgebaut werden können. Sofern Druckspannungen im Kerbgrund eines keramischen Materials vorhanden sind, können diese den Kerb schließen, so dass sich der Riss nicht weiter ausbreitet. Der Widerstand gegen die Rissinitiierung wird als Risszähigkeit [K_{IC}] (Bruchzähigkeit, Risswiderstand) bezeichnet, da im Rissgrund auch Verfestigung und plastische Verformung auftritt [11]. Die VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG gibt für Vita Enamic® eine Risszähigkeit [$MPa \cdot \sqrt{m}$] von 1,5 und für In-Ceram® YZ-Cubes von 5,9 an.

Falls ein Zahnersatz aus Keramik vor dem Einsetzen rotierend bearbeitet werden muss, sollte dies unter Wasserkühlung mit feinkörnigen Diamanten und anschließender Mehrschritt-Politur erfolgen, um eine minimale Oberflächenrauheit zu erreichen. Sowohl Oberflächenglanz und Ästhetik als auch die Spannungsspitzen werden hierbei in Einklang gebracht. Bei CAD/CAM Werkstoffen sollte nach dem Schleifprozess eine Mehr-Schritt-Politur unter Wasserkühlung erfolgen, so dass nach dem Hochglanzpolieren eine möglichst glatte Oberfläche ($< 0,2 \mu m$) vorhanden ist, um eine optimale klinische Standzeit zu erreichen. Die Politur am Behandlungsstuhl ist vergleichbar zu der Politur im Labor [12].

Abbildung 7: Spannungsfelder an einer unebenen Oberfläche [13]

3.8.2. Korrosion

Korrosion entsteht durch Wechselwirkung eines Werkstoffs mit seiner Umgebung und führt zur Veränderung der Oberfläche mit normalerweise verschlechterten Materialeigenschaften. Widersteht die Werkstoffoberfläche eine Reaktion zwischen Oberfläche und Umgebungsmedium, so wird das Material als chemisch beständig bezeichnet [11].

Wirken zusätzlich mechanische Kräfte auf ein Bauteil, so kann eine sogenannte Spannungsrisskorrosion beim Erfüllen dieser Parameter auftreten [14]:

- innere oder äußere Zugspannungen (Eigenspannungen oder mech. Belastung)
- initiale Rissbildung
- materialspezifischer Elektrolyt

Die initiale Rissbildung resultiert aus mechanischer Belastung und Korrosion. Bei plastischer Verformung von z.B. rostfreiem Stahl führen Gleitstufen zu einer Unterbrechung der korrosionshemmenden Oxidschicht. Der materialspezifische Elektrolyt verhindert dann eine erneute Bildung der Passivierungsschicht und es kann zu einer lokalen Korrosion kommen. In Folge des Kerbwirkungseffekts entstehen Spannungskonzentrationen in der Rissspitze, so

dass der Riss beim Überschreiten der Bruchzähigkeit weiterwächst. Simultan verkleinert sich der tragende Querschnitt des Werkstoffs und es kann innerhalb kürzester Zeit zu einem Materialversagen kommen [14]. Bevorzugt metallische Werkstoffe neigen zu Korrosion in einem Oxidationsprozess durch Elektronenabgabe an den Reaktionspartner. Eine hohe elektrische Leitfähigkeit begünstigt dieses Verhalten.

Oxidkeramiken wie Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder Zirkonoxid (ZrO_2) sind aufgrund des voll oxidierten Zustands thermodynamisch sehr stabil [11]. Die bereits erwähnte Umwandlungsverstärkung der metastabilen Phase ($t \rightarrow m$) von Zirkonoxid (Y-TCP) soll eine schnelle initiale Rissbildung durch Druckspannungsentstehung an der weiteren Ausbreitung als positiven Effekt hindern. Diese $t \rightarrow m$ Umwandlung kann jedoch im feuchten Milieu auch ohne initiale Rissbildung als Konkurrenzreaktion auftreten und wird als Niedertemperaturdegradation (Low Temperatur Degradation LTD) bezeichnet [15].

Bei Silikat-Keramiken führen Korrosionsprozesse an der Rissspitze in Anwesenheit von Wasser zu einem langsamen oder unterkritischem Risswachstum (SCCG = subcritical crack growth). Aufgrund der Zugspannungen an der Rissspitze werden Disiloxan-Verbindungen gedehnt. Wasser lagert sich an die Siloxan-Verbindungen an und die hydrolytische Degradation schreitet voran, indem ein Protonen- und Elektronen-Austausch erfolgt. Als Konsequenz entstehen Hydroxylgruppen [16].

3.8.3. Verschleiß

Ein tribologisches System besteht aus zwei Werkstoffen, die unter definierten Parametern (Geschwindigkeit, Druck und Temperatur) in einem Medium (flüssig, gasförmig) eine Relativbewegung zueinander ausführen [11]. Verschleiß kann durch das Umgebungsmedium stark beeinflusst werden: Es kann entweder Korrosion und Verschleiß verstärken oder als Trennschicht zwischen Grund- und Gegenkörper die Reibung minimieren. Die folgenden Verschleißmechanismen können simultan, einzeln oder nacheinander auftreten [17]:

3.8.3.1. Adhäsion

Bei direktem Kontakt zwischen Grund- und Gegenkörper werden Materialpartikel übertragen. Voraussetzung ist eine höhere adhäsive Bindung des Partikels zum Antagonisten als die eigene atomare Bindungsstärke [17].

3.8.3.2. Oberflächenermüdung

Schwingende Beanspruchungen führen durch zyklische, mechanische Belastung in den oberflächennahen Bereichen zu einer Ermüdung in Form von Rissbildung, Risswachstum, Grübchen und Delamination [17].

3.8.3.3. Abrasion

Verschleiß in Form von Riefen, Mulden, Kratzern und Wellen. Die Härte des Gegenkörpers ist größer als die des Grundkörpers oder es befinden sich abrasive Partikel im Zwischenmedium [17].

3.8.3.4. Tribochemische Reaktion

Tribologisch aktivierte chemische Reaktionen zwischen den Oberflächen der Werkstoffe und dem Umgebungsmedium führen zu Reaktionsprodukten mit veränderten Eigenschaften. Die Oberfläche kann dadurch z.B. spröder oder verschleißfester werden [17].

Abbildung 8: Verschleißmechanismen (F_n : Normalkraft, F_{nas} : Normalkraft des Rauheitskontakts, F_f : Reibungskraft zw. den Werkstoffen, Δv : Relativgeschwindigkeit, HV: Vickershärte) [17]

3.9. Kausimulation

Die Kausimulation von Prüfkörpern ist ein probates Mittel zur Einordnung der Verschleißfestigkeit und Langzeitbeständigkeit. Im Idealfall werden hierbei anatomisch gestaltete Kronen der zu prüfenden Materialien verwendet. Der Kausimulator CS-4.8 (SD Mechatronik, Feldkirchen, Deutschland) kann in Abhängigkeit vom verwendeten Prüfgewicht bis zu 8 Proben simultan prüfen. Ein temperiertes Medium (destilliertes Wasser, 38°C) zirkuliert durch die Probenkammern. Der Prüfzyklus kann in drei Schritten beschrieben werden. Eine Traverse legt den mit den Prüfgewichten (200N) belasteten Antagonisten auf den äußeren Kronenhöcker auf (vertikale Abwärtsbewegung $l = 1\text{ cm}$, Geschwindigkeit $v = 20\text{ mm/s}$). Anschließend erfolgt eine Horizontalbewegung ($v = 20\text{ mm/s}$) der mit den Probenkammern befestigten Traverse um $l = 0,7\text{ mm}$ auf der X-Achse, so dass der jeweilige

Antagonist in Richtung zentrale Fissur der Prämolaren-Krone gleitet. Zuletzt erfolgt eine Entlastung des Prüfgewichts durch ein Zurückfahren der beiden Traversen in die jeweilige Ausgangsposition und der Zyklus beginnt erneut. Es resultiert eine Frequenz von 1.5 Hz. In einem definierten Prüfintervall von 2500 Zyklen wurde die Kausimulation pausiert, das destillierte Wasser in den Probekammern abgesenkt, die Proben getrocknet und auf mögliche Verschleißerscheinungen hin untersucht. Die Prüfung stellt einen drei-Körper-Verschleiß bestehend aus Antagonist, Zwischenmedium und Zahnkrone dar. In diesem Zusammenhang stellt die hydrothermale Degradation eine Schwächung der Verbundfestigkeit des Materials durch Eindringen des Zwischenmediums in den Riss dar. Gleichzeitig sorgt das umspülende Medium dafür, dass Reibpartikel weggespült werden und den Reibverschleiß nicht verstärken. Im ersten Schritt der Kausimulation erfolgt eine statische Kontaktbelastung durch Aufsetzen des mit dem Prüfgewicht beaufschlagten Antagonisten, wodurch sich Zugspannungsfelder im Prüfobjekt bilden. Die anschließende Relativbewegung der Kronen zum Antagonisten simuliert einen Gleitverschleiß, bei dem verschiedene Verschleißmechanismen auftreten können. Die Werkstoffhärte des Antagonisten bestimmt das Verschleißverhalten der Krone. Ist die Härte der Krone niedriger als die Härte des Antagonisten so wird die Abrasion an der Krone verstärkt. Der Radius des Antagonisten definiert die Auflagefläche und beeinflusst die Spannung. Je größer der Radius bei gleicher Rauheit, desto niedriger die Spannung [Pascal Pa = N/m²]. Einachsiger Druck auf ein Bauteil führt, bezogen auf eine im Winkel α zur Spannung $\sigma = F/A$ liegenden Ebene, zu Schubspannungen τ und Normalspannungen σ_N . Die Schubspannungen τ erreichen bei $\alpha = 45^\circ$ den höchsten Wert [11]. Die Spannungen steigen direkt proportional mit einem höheren Prüfgewicht an. Zusätzlich kann die Traverse den Antagonisten mit oder ohne Impulsbelastung auf das Prüfobjekt aufsetzen und somit Spannungsspitzen begünstigen oder vermeiden.

Abbildung 9: Verschleißfläche einer Enamic-Krone (Rapid-Layer-Technologie) im Rasterelektronenmikroskop aus der Studie. **A:** Übersichtsaufnahme: scharf abgrenzbare Verschleißfläche (Abrasion) der Gleitkontaktfläche; **B:** schwarzer Pfeil: Gleitrichtung des Antagonisten, weiße Pfeile: partielle konusförmige Risse; **C und D:** Oberflächenermüdung in Form von Rissbildung und Delamination des Netzwerkes (weiße Pfeile)

3.10. Literaturübersicht

Ein umfassendes Review aus dem Jahr 2019 [18] gibt einen Überblick der verschiedenen Varianten von digital hergestellten CAD/CAM-Kronen bestehend aus Gerüst- und Verblendstruktur. Es werden drei Herstellungsverfahren aufgezeigt: die bereits beschriebene Rapid-Layer-Technologie (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), das Digital-Veneering-System von Lava (3M ESPE, Landsberg am Lech, Deutschland) und die CAD-on-Technik (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland). Bei der CAD-on Technik wird die Verblendstruktur aus einem Lithium-Disilikat-Block im vorkristallisierten Zustand geschliffen. Verblend- und fertig gesinterte Gerüststruktur aus Zirkonoxid werden mit einer speziellen Füge-Glaskeramik zusammengesetzt und im Anschluss durch einen Kristallisationsbrand

zusammengefügt. Eine Bemalung der Kronen inkl. Brand kann optional vorgenommen werden. Da die Gerüststruktur erst im Kristallisationsbrand ihre Endfestigkeit erreicht, wird dieses Verfahren auch als Sinter-Technologie bezeichnet. Das Digital-Veneering-System von Lava fügt ein Zirkonoxid-Gerüst in einem Ofenbrand mittels Füge-Glaskeramik und einer Glaskeramik-Verblendstruktur zusammen. Im Gegensatz zur RLT ist bei den beiden anderen Herstellungsverfahren ein Brand für das Zusammenfügen der Strukturen notwendig. Alle drei Verfahren haben den Vorteil, dass die einzelnen Materialien industriell, in hoher Qualität reproduzierbar gefertigt und als Symbiose mit den individuellen Vorteilen zusammengefügt werden: Das Zirkonoxid-Gerüst bietet eine hohe Festigkeit ergänzt durch das Veneer mit seinen transluzent-ästhetischen und verschleißfreundlichen Eigenschaften. Die meisten In-vitro-Studien stützen die Schlussfolgerung, dass CAD-on gefertigte Kronen die Bruchfestigkeit erhöht, das Chipping-Risiko verringert und die Bindungskraft zwischen einem Zirkonoxidgerüst und der Verblendstruktur steigert. Die Rapid-Layer Technologie zeigte vielversprechende Ergebnisse, jedoch sollten mehr Studien in der Klinik und im Labor durchgeführt werden [18].

Nossair et al. [19] evaluierte die Bruchfestigkeit von Gerüststrukturen (IPS Empress CAD, A2), die auf verschraubten Hybrid-Abutments (Titan, Zirkonoxid) entweder adhäsiv (Panavia F2.0) zementiert oder im CAD-on Verfahren mit einer Füge-Glaskeramik (Fusion Glass, Ivoclar Vivadent) auf das Zirkonoxid-Abutment aufgebrannt wurden. Als Kontrollgruppe wurden die Abutments von Hand geschichtet (n =15). Die Restaurationen wurden einer künstlichen Alterung im Kausimulator unterzogen (3,2 Millionen Zyklen zwischen 5 und 10 kg in einem Wasserbad bei 37°C), bevor sie axial (Stahlkugel, d =5mm, v =0,5mm/min) bis zum Versagen belastet wurden. Adhäsiv zementierte Verblendstrukturen zeigten eine signifikant höhere Bruchlast ($1565 \pm 105\text{N}$) im Vergleich zu aufgebrannten CAD-On- ($1289 \pm 103\text{N}$) und manuell geschichteten ($1152 \pm 17\text{N}$) Restaurationen. Die fraktographische Analyse gebrochener Proben ergab, dass zementierte CAD-Verblendungen aufgrund radialer Risse an der Grenzfläche zwischen Veneer und der adhäsiven Zementschicht versagten, das Zirkonoxid-Abutment blieb unversehrt. Aufgebrannte CAD-on Verblendungen zeigten ein Kohäsionsversagen, während manuell geschichtete Verblendungen aufgrund eines Grenzflächenbruchs zwischen Zirkonoxid und dem Veneer versagten [19].

Eine Laborstudie [20] aus dem Jahr 2021 bewertete das thermo-mechanische Verhalten von Einzelzahnkronen auf einteiligen Zirkonoxidimplantaten im Seitenzahnbereich. Drei von fünf Testgruppen bestanden aus monolithischen 3-, 4- oder 5-Mol% Yttriumoxid-dotierten Zirkonoxiden (Vita-YZ-HT; Vita-YZ-ST und Vita-YZ-XT). Die Vierte Gruppe stellte eine monolithische Vita Enamic® Krone dar. Als fünfte Gruppe wurden Table Tops aus Vita Enamic® auf eine Zirkonoxid-Gerüststruktur (Vita-YZ-HT) geklebt.

Die eine Hälfte der Kronen wurde einer thermocyclischen Kausimulation ($F = 198\text{N}$; $1,2 \times 10^6$ Zyklen, $5 - 55^\circ\text{C}$, Steatit-Kugel: $d=3\text{mm}$) mit anschließendem Belastungstest bis zum Bruch (Zwick Z010, Stahlkugel $d=6\text{mm}$, $v=1,5\text{mm/min}$) unterzogen. Die andere Hälfte der Kronen erfuhren lediglich einen Belastungstest bis zum Bruch. Alle Kronen überstanden die Kausimulation unbeschadet, durch die Autoren als simulierte 5-Jahres-Überlebensrate von 100% bezeichnet. Es traten Verschleißerscheinungen, jedoch keine Chippings auf. Alle Kronen zeigten eine Bruchfestigkeit größer als 1750N . Im Vergleich zur physiologischen Belastung im Seitenzahnbereich von $200 - 900\text{ N}$ sprechen die Autoren eine klinische Empfehlung aus. Interessant ist der Umstand, dass bei dem Belastungstest bis zum Bruch, das Zirkonoxid-Gerüst unbeschadet blieb und lediglich das Enamic® Table Top versagte [20].

3.11. Diskussion

Die Rapid-Layer-Technologie ist eine effiziente Methode für die Verblendung von Zirkonoxid-Gerüststrukturen. Hinsichtlich der Präzision im digitalen Workflow sollten die folgenden Parameter berücksichtigt werden: Der Kronenrandspalt sollte im klinisch akzeptablem Bereich liegen. Hierzu gibt es keine einheitlich definierte Maßgabe: Der Kronenrandspalt sollte groß genug sein, um ein Abfließen des adhäsiven Zements beim Einsetzen der Krone zu gewährleisten, jedoch auch klein genug, um einen bakteriendichten Verschluss über Jahre sicher zu stellen. Gängige selbstadhäsive Befestigungszemente weisen zwei Minuten nach dem Anmischen eine Filmstärke von weniger als $25\text{ }\mu\text{m}$ auf [21]. Für einen klinisch akzeptablen Kronenrandspalt gibt es verschiedene Angaben: Gute Langzeit-Prognosen sollen mit Kronenrandspalten kleiner als $120\text{ }\mu\text{m}$ erreichbar sein [22]. Kronenrandspalten bis $200\text{ }\mu\text{m}$ sollten als oberer Grenzwert angesehen werden [23]. Dolev et al. verglich die marginale Passgenauigkeit (Zementspaltbreite) von monolithischen Lithium-Disilikat-Kronen aus den beiden Herstellungsverfahren Heißpressen und CAD/CAM. Beide Herstellungsverfahren lieferten gute Ergebnisse: $87\text{ }\mu\text{m}$ (CAD/CAM) und $90\text{ }\mu\text{m}$ (Heißpressen) [24]. Die jeweilige Datenerfassung für das CAD kann einen Einfluss auf die Passgenauigkeit von CAD/CAM gefertigten Kronen haben. Der Datenscan kann intraoral direkt am Patienten oder extraoral erfolgen. Extraoral kann entweder die Abformung direkt oder das nach der Abformung hergestellte Gipsmodell gescannt werden. Alle drei Methoden bieten eine ausreichende Genauigkeit um CAD/CAM Kronen mit klinisch akzeptabler marginaler Passgenauigkeit zu fertigen, wobei die Schulterpräparation mit abgerundeter Innenkante zu einem kleineren Kronenrandspalt als im Vergleich zur Tangentialpräparation führt [25].

Für CAD/CAM gefertigte Kronen gilt: Es zeichnet sich ab, dass CAD/CAM gefertigte Vollkeramikronen aus Lithiumdisilikat (IPS e.max® CAD) eine bessere marginale Passgenauigkeit als CAD/CAM gefertigte Kronen aus Zirkonoxid (Vita In-Ceram® YZ) aufweisen, die wiederum eine bessere Genauigkeit als Kronen aus der Zirkonoxid-verstärkten Aluminiumoxidkeramik (Vita In-Ceram® Zirconia) haben [25].

Bezüglich der Präzision sind die CAD/CAM Prozessketten auf einem guten Weg und haben sich in den letzten Jahren stets weiterentwickelt. Diese Präzision ist bei der RLT umso wichtiger, da dort zwei Zementfugen eine Langzeitstabilität gewährleisten müssen.

Aufgrund fortschreitender Digitalisierung kann die Rapid-Layer-Technology eine wirtschaftliche Alternative und Ergänzung in der Zahnmedizin darstellen.

3.12. Literaturverzeichnis:

- [1] Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE (2015) *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)*. Dental Materials 31(6):603-623.
- [2] Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS (2015) *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs*. Dental Materials 31(6):624-639.
- [3] McLean JW (2001) *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. The Journal of Prosthetic Dentistry 85(1):61-66.
- [4] Meyer G, Ahsbahs S, Kern M (08/2014) *Vollkeramische Kronen und Brücken*, S3-Leitlinie 083/012. seit > 5 Jahren nicht aktualisiert, Leitlinie in Überarbeitung, <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-012.html> [Stand: 07.03.2021].
- [5] Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (2018) *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*, Thieme, Stuttgart, 373-375.
- [6] Zhang F, Spies BC, Vleugels J, Reveron H, Wesemann C, Müller WD, van Meerbeek B, Chevalier J (2019) *High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly*. Dental Materials 35(12):1776-1790.
- [7] VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Nr. 10025 VITA ENAMIC *Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation* (Version 006). Stand 11.18, <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/Technician-Solutions/CAD/CAM/Einzelzahnversorgung/VITA-ENAMIC-24969,27568.html> [Stand: 10. Februar 2021].
- [8] Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U (2015) *Characterization of residual stresses in zirconia veneered bilayers assessed via sharp and blunt indentation*. Dental Materials 31:948-957.
- [9] VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Nr. 1675 VITABLOCS® *Produktinformation* (Version 004). Stand 06.18, <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITABLOCS-Mark-II-25029.html> [Stand: 16. Februar 2021].
- [10] VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Nr. 1740 VITA Rapid Layer Technology (Version 001). *Produktinformation Broschüre*, Stand 11.11, <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-Rapid-Layer-Technology-41954,27568.html> [Stand: 24.01.2021].
- [11] Hornbogen E, Eggeler G, Werner E (2019) *Werkstoffe*, 12. Aufl., Springer, Berlin, 150, 174-181, 261-264.

- [12] Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M (2019) *Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials*. Clin Oral Investig. 23(2):725-737.
- [13] Popov VL (2015) *Kontaktmechanik und Reibung*, 3. Aufl., Springer, Berlin, Heidelberg, 99.
- [14] Bargel HJ, Schulze G (2012) *Werkstoffe*, 11. Aufl., Springer, Heidelberg, Dordrecht, London, New York, 66, 75-76.
- [15] Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR (2009) *The tetragonal-monoclinic transformation in Zirconia: Lessons learned and future trends*. Journal of the American Ceramic Society 92:1901-1920.
- [16] Michalske TA, Freiman SW (1982) *A molecular interpretation of stress corrosion in silica*. Nature 295:511-512.
- [17] Sauer B (2018) *Konstruktionselemente des Maschinenbaus 2: Grundlagen von Maschinenelementen für Antriebsaufgaben*, 8. Aufl., Springer Vieweg, Berlin, 21-25.
- [18] Tezulas E, Yildiz C, Kucuk C, Kahramanoglu E (2019) *Current status of zirconia-based all-ceramic restorations fabricated by the digital veneering technique: a comprehensive review*. Int J Comput Dent. 22(3):217-230.
- [19] Nossair SA, Aboushelib MN, Morsi TS (2015) Fracture and Fatigue Resistance of Cemented versus Fused CAD-on Veneers over Customized Zirconia Implant Abutments. J Prosthodont. 24(7):543-548.
- [20] Spitznagel FA, Röhrig S, Langner R, Gierthmuehlen PC (2021) *Failure Load and Fatigue Behavior of Monolithic Translucent Zirconia, PICN and Rapid-Layer Posterior Single Crowns on Zirconia Implants*. Materials (Basel) 14(8):1990.
- [21] Kious AR, Roberts HW, Brackett WW (2009) Film thicknesses of recently introduced luting cements. J Prosthet Dent. 101(3):189-92.
- [22] McLean JW, von Fraunhofer JA (1971) *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br Dent J. 131(3):107-11.
- [23] Björn AL, Björn H, Grkovic B (1970) *Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns*. Odontol Revy 21(3):337-46.
- [24] Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A (2019) *Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns*. J Prosthet Dent. 121(1):124-128.
- [25] Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E (2019) *Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review*. J Prosthodont 28(2):e536-e544.

4. Publikation

European Journal of Oral Sciences

Published: 16. Januar 2019

DOI: <https://doi.org/10.1111/eos.12604>

In vitro lifetime of zirconium dioxide-based crowns veneered using Rapid Layer Technology

Christopher Riedel ¹, Michael Wendler ², Renan Belli ¹,

Anselm Petschelt ¹, Ulrich Lohbauer ¹

¹ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie, Forschungslabor für dentale Biomaterialien, Glückstraße 11, 91054 Erlangen, Germany

² Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Universidad de Concepcion, Roosevelt 1550, 4070369 Concepcion, Chile

5. Anhang

5.1. Abkürzungsverzeichnis

RLT	Rapid Layer Technology
ZrO ₂	Zirkonoxid
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
Zr	Zirkonium
Y-TZP	Yttrium-stabilized tetragonal zirconia
3Y-TZP	3 Mol% Yttrium-stabilized tetragonal zirconia
Y ₂ O ₃	Yttriumoxid
CAD/CAM	Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing
ENA	Enamic
VMII	Vita Mark II
LTD	Low Temperatur Degradation
SCCG	Subcritical Crack Growth
CTE	coefficients of thermal expansion
PIRGN	polymer-infiltrated reinforced-glass networks
FC	fast-cooled
SC	slow-cooled
RC	Resin Cement

5.2. Abbildungsverzeichnis

Einordnung in den fachwissenschaftlichen Kontext

Abb. 1	7
--------	---

Phasenumwandlungen der Kristallstrukturen von Zirkonoxid während eines Abkühlvorgangs von links nach rechts

Abb. 2	8
--------	---

Lichtmikroskopische Analyse der Bruchfläche einer Vita Enamic® Hybridkeramik nach Vorschädigung durch eine Wolframcarbid-Kugel; sichtbarer Kugeleindruck an der Oberfläche und plastische Deformation (heller Bereich)

Abb. 3	9
--------	---

Rissausbreitung aufgrund eines Spannungsfeldes nach Hertz innerhalb einer Feldspat-Keramik-Verblendung (Vita VM®9) auf einer Zirkonoxid-Grundstruktur im Querschnitt; O: oberflächliche kegelförmige Risse; I: der längste kegelförmige Riss; d: Abstand zwischen dem Ende des längsten kegelförmigen Risses in der Verblendung zum Zirkonoxid-Interface

Abb. 4	12
--------	----

Flowchart zur Visualisierung der Herstellungsschritte; Weg 1→2→3→5→7: klassische Schlickertechnik; Weg 1→2→4→6→7: Rapid Layer Technologie

Abb. 5	13
--------	----

Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Versagen von Werkstoffen

Abb. 6	13
--------	----

Komplexität zwischen verschiedenen Versagensmechanismen von Werkstoffen

Abb. 7	15
--------	----

Spannungsfelder an einer unebenen Oberfläche

Abb. 8	17
--------	----

Verschleißmechanismen (F_n : Normalkraft, $F_{n\ as}$: Normalkraft des Rauheitskontakts, F_f : Reibungskraft zw. den Werkstoffen, Δv : Relativgeschwindigkeit, HV: Vickershärte)

Verschleißfläche einer Enamic-Krone (Rapid-Layer-Technologie) im Rasterelektronenmikroskop aus der Studie. **A:** Übersichtsaufnahme: scharf abgrenzbare Verschleißfläche (Abrasion) der Gleitkontaktfläche; **B:** schwarzer Pfeil: Gleitrichtung des Antagonisten, weiße Pfeile: partielle konusförmige Risse; **C und D:** Oberflächenermüdung in Form von Rissbildung und Delamination des Netzwerkes (weiße Pfeile)