

MIRJA MÖHN

Verschleiß- und Randspaltanalyse von
konfektionierten Milchzahnkronen



INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



édition scientifique 
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei dem Autoren dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2020

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1st Edition 2020

© 2020 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Verschleiß- und Randspaltanalyse
von konfektionierten Milchzahnkronen

INAUGURALDISSERTATION
zur Erlangung des Grades
eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der
Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Mirja Möhn
aus Wiesbaden

Gießen 2020

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Kinderzahnheilkunde

Direktor: Prof. Dr. Dr. Norbert Krämer

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Dr. N. Krämer

Gutachter: Prof. Dr. P. Rehmann

Tag der Disputation: 18.11.2020

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturüberblick	2
2.1 Frühkindheitliche Karies.....	2
2.2 Konfektionierte Milchzahnkronen	4
2.2.1 Konfektionierte Stahlkrone.....	5
2.2.2 Verblendete Milchzahnkronen	7
2.2.3 Konfektionierte Keramikkrone.....	8
2.2.4 Konfektionierte Kompositkronen	9
2.3 Befestigungsmaterialien.....	12
2.3.1 Glasionomerezemente	12
2.3.2 Befestigungskomposite	14
2.4 Passgenauigkeit	16
2.5 Verschleißverhalten	17
3 Zielsetzung und Nullhypothesen	23
4 Material und Methode	24
4.1 Verwendete Materialien	25
4.1.1 Auswahl der Zähne.....	25
4.1.2 Gruppierung	25
4.2 Präparation der Milchzahnkrone	26
4.2.1 Aufbaufüllung	26
4.2.2 Stahlkrone	27
4.2.3 Pediatric Esthetic Crown 3M™	29
4.2.4 Zirkondioxidkronen: NuSmile®, KinderKrowns® und Sprig EZ-Crown	31
4.3 Befestigung der Milchzahnkronen	32
4.3.1 Ketac™ Cem	33
4.3.2 Ketac™ Cem Plus Automix	33
4.3.3 RelyX™ Unicem II Automix	34
4.4 Thermo-mechanische Belastung.....	34
4.4.1 Vorbereitung.....	34
4.4.2 Thermische Belastung	36
4.4.3 Mechanische Belastung.....	36
4.5 Analyse der konfektionierten Milchzahnkronen	38
4.5.1 Replikatherstellung Milchzahnkronen	38
4.5.2 Replikatherstellung Antagonisten	39
4.5.3 Quantitative Randspaltanalyse	39

4.5.4 Verschleißanalyse	43
4.6 Statistische Auswertung.....	44
5 Ergebnisse.....	45
5.1 Verschleißanalyse.....	45
5.1.1 Verschleiß der Kronenmaterialien.....	46
5.1.2 Verschleiß der Antagonisten.....	55
5.2 Randspaltanalyse	60
5.2.1 Zementfugenbreite	60
5.2.2 Semiquantitative Randspaltanalyse	61
6 Diskussion	67
6.1 Methodendiskussion	67
6.1.1 In-vitro Studien	67
6.1.2 Auswahl der Zähne.....	68
6.1.3 Replikatherstellung	68
6.1.4 Thermo-mechanische Belastung	69
6.1.5 Verschleißanalyse	73
6.1.6 Randspaltanalyse.....	74
6.2 Ergebnisdiskussion	75
6.2.1 Verschleißverhalten.....	75
6.2.2 Randschlussqualität	78
6.3 Klinischer Bezug	81
6.4 Schlussfolgerung	82
7 Zusammenfassung.....	84
8 Summary.....	86
9 Abkürzungsverzeichnis	88
10 Abbildungsverzeichnis	89
11 Tabellenverzeichnis	92
12 Diagrammverzeichnis	93
13 Literaturverzeichnis	94
14 Publikationsverzeichnis.....	110
15 Anhang.....	111
15.1 Ethikvotum.....	111
15.2 Materialliste.....	112
16 Erklärung zur Dissertation.....	113
17 Danksagung.....	114
18 Curriculum Vitae.....	115

1 Einleitung

Laut der neusten DAJ¹-Studie zur Gruppenprophylaxe im Jahr 2016 konnten besonders 12-jährige Kinder von den regelmäßigen Kontrollbesuchen beim Zahnarzt profitieren. Während die permanente Dentition einen DMFT²-Wert von 0,44 aufweist und somit fast 80% der Kinder kariesfrei sind, wurde im Milchgebiss eine höhere Karieslast beobachtet ($dmft^3 = 1,73$ bei den 6- bis 7-Jährigen). Hervorzuheben ist, dass 13,7% der 3-Jährigen, welche erstmalig an der Studie teilgenommen hatten, bereits an Karies litten. Es fällt vor allem auf, dass die soziale Polarisation noch allgegenwärtig ist. So sind besonders sozial schwache Kinder früh von Milchzahnkaries betroffen [7,187].

Durch die Stagnation bzw. den Anstieg von „Frühkindheitlicher Karies“ (auch: Early Childhood Caries [ECC]) besteht weiterhin großer Behandlungsbedarf. Die zahnärztliche Versorgung und somit der Erhalt der Milchzähne bis hin zu ihrer natürlichen Exfoliation spielt vor allem für die altersgerechte Gebissentwicklung eine bedeutsame Rolle. So dienen insbesondere die ersten und zweiten Milchmolaren als Platzhalter für die permanente Dentition und tragen eine wichtige Funktion zur Kieferentwicklung bei [151].

Sind die Milchzähne kariös erkrankt werden diese minimalinvasiv mit Hilfe von Kompomeren oder Glasionomern versorgt. Können die stark kariösen Milchmolaren nicht mehr mit einer Füllungstherapie zufriedenstellend versorgt werden, gilt heutzutage die konfektionierte Stahlkrone als Goldstandard in der zahnärztlichen Praxis.

Jedoch wird immer mehr deutlich, dass vor allem die Eltern eine ästhetische Alternative zur silberfarbenen Stahlkrone wünschen [129]. Daher sind viele Firmen bestrebt, zahnfarbene Restaurationen für das Milchgebiss zu entwickeln. Auf dem dentalen Markt befinden sich derzeit verschiedene konfektionierte Milchzahnkronen: von Verblendkronen bis hin zu Kronen aus Komposit oder Vollkeramik. Allerdings konnte aufgrund des zeitintensiveren Handlings und der höheren Kosten noch keine zahnfarbene Restauration im Vergleich zur Stahlkrone überzeugen.

¹ DAJ= Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege

² DMFT= zerstörte (D), fehlende (M), gefüllte (F) Zähne (T) im bleibenden Gebiss

³ dmft= zerstörte (d), fehlende (m), gefüllte (f) Zähne (t) im Milchgebiss

2 Literaturüberblick

2.1 Frühkindheitliche Karies

„Frühkindheitliche Karies“, auch international als „Early Childhood Caries“ [ECC] bekannt, beschreibt ein klinisches Erscheinungsbild, welches nur in der primären Dentition bis zum 6. Lebensjahr festzustellen ist. Die Milchzähne beginnen meist schon während des Durchbruchs kariös bedingte Substanzdefekte zu entwickeln, welche durch eine hohe Progression gekennzeichnet sind [7,10,157]. Beobachtungen zur Folge wird die Demineralisierung im Milchgebiss besonders durch nächtliches Stillen ad libitum oder regelmäßige Zufuhr kariogener Getränke in Form von Saugflaschen in den ersten beiden Lebensjahren gefördert [20,32,146,150,203]. Zudem kristallisiert sich ein Zusammenhang mit dem sozialen Status, Bildungsniveau, Migrationshintergrund und schlechter Mundhygiene heraus [7,93,202].

Wyne klassifizierte bereits 1999 „Frühkindheitliche Karies“ in drei Schweregrade [212]:

- *Typ I (milde Form)*: einzelne kariöse Läsionen an Milchmolaren und/ oder Oberkieferfrontzähne
- *Typ II (moderate Form)*: multiple kariöse Läsionen an labiooralen Flächen der Oberkieferfrontzähne, auch Milchmolaren können betroffen sein
- *Typ III (schwere Form)*: multiple kariöse Läsionen im Milchgebiss inklusive Befall der Unterkieferfrontzähne

Eine neuere Definition wird von der American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD) vertreten [6]: ECC beschreibt eine Diagnose bei unter 6-Jährigen, die mindestens einen kariös zerstörten Milchzahn vorweisen oder die durch Karies gefüllt bzw. extrahiert werden mussten. Eine schwere ECC wird demnach charakterisiert, sobald kariöse Läsionen im Alter von unter drei Jahren auftreten oder ein dmft-Wert größer gleich 5 (im Alter von 4) bzw. größer gleich 6 (im Alter von 5) festzustellen ist [46].

„Frühkindheitliche Karies“ stellt vor allem ein Problem in den Entwicklungsländern dar, doch auch in den Industrieländern ist die Diagnose präsent [7,21,96,113,122,133,174]. In Deutschland konnten bei 13,7% der 3-jährigen Kinder kariöse Prozesse festgestellt werden, welche aktuell einen mittleren dmft von 3,57 aufweisen. Darunter sind weniger als ein Drittel der Patienten versorgt [73,187].

Bleiben die kariösen Läsionen unentdeckt oder können diese aufgrund mangelnder Compliance nicht adäquat therapiert werden, steigt das Risiko einer Entwicklung von akuten bzw. chronischen Pulpitiden über apikale Entzündungen bis hin zu Abszedierung einhergehend mit einer Verschlechterung des Allgemeinzustandes und Fieber [55,56]. Starke Schmerzen führen zu Kaubeschwerden, welche die Nahrungsaufnahme erschweren und zu einer Mangelernährung bzw. Gewichtsabnahme führen können [153]. Auch der nachfolgende Zahnkeim kann in den Entzündungsprozess involviert werden und im Laufe der Zeit als sogenannter Turner-Zahn durchbrechen. Während ein frühzeitiger Milchzahnverlust im Frontzahnbereich die Ästhetik oder die Sprachbildung negativ beeinflussen kann, wird im Seitenzahnbereich häufig ein sekundärer Platzmangel beobachtet [1,56].

Um die Folgen der „Frühkindheitlichen Karies“ zu vermeiden, sollten kariöse Läsionen im Milchgebiss therapiert werden. Die größte Herausforderung für die Zahnärzte stellt in dieser Altersgruppe heutzutage die mangelnde Kooperationsfähigkeit dar, die zusätzlich durch die potenzielle Schmerzerfahrung verschärft werden kann. So können junge Patienten im Kleinkindalter mit multiplen Zahnhartsubstanzverlusten meist nur unter Vollnarkose erfolgreich saniert werden [32]. Um ein Wiederaufflammen kariöser Prozesse und somit einen erneuten invasiven Eingriff zu vermeiden, wird empfohlen die Ursache der Erkrankung möglichst vorher zu beheben. Zur einer erfolgreichen Behandlung zählen auch die Einhaltung engmaschiger Recalltermine, in denen Prävention (Prophylaxe/ Remotivation) betrieben werden kann [112].

Während Klasse-I/-II-Kavitäten mittels Glasionomerezementen oder Kompomeren suffizient gefüllt werden können, wird bei tief zerstörten Milchzähnen die Versorgung mittels Milchzahnkrone empfohlen [106]. Die Extraktion sollte zuletzt in Betracht gezogen werden, da der Erhalt der Milchzähne aufgrund vielzähliger Funktionen (Ästhetik, Okklusion, Phonetik, Kieferentwicklung, Platzhalter für bleibende Zähne usw.) bis zu ihrer natürlichen Exfoliation angestrebt werden sollte.

2.2 Konfektionierte Milchzahnkronen

Bei tief bzw. mehrflächig zerstörten Milchzähnen stößt die weit entwickelte Füllungstherapie auch heute noch an ihre Grenzen. In diesen Fällen sollte nach der American Association of Paediatric Dentistry und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde die konfektionierte Milchzahnkrone zur Rekonstruktion dienen, um eine anatomisch korrekte Integrität sicherstellen zu können [44,176].

Zusätzlich werden in der Literatur noch weitere Empfehlungen ausgeschrieben [11,32,44,72,99,164,175]:

- Nach Pulpotomie oder Pulpektomie sollte die Milchzahnkrone der Füllungstherapie vorgezogen werden.
- Patienten mit erhöhtem Kariesrisiko lassen sich langfristig mit konfektionierten Milchzahnkronen erfolgreich versorgen. Dadurch kann das Risiko an Sekundärkaries zu leiden deutlich reduziert werden.
- Frakturgefährdete Zähne
- Narkosebehandlungen
- Hypoplastische Strukturanomalien (z.B. Amelogenesis imperfecta, Dentinogenesis imperfecta), um die vertikale Dimension zu sichern
- Erosionen, Attritionen und Abrasionen
- Befestigung von festsitzenden Lückenhaltern

Kontraindiziert ist die konfektionierte Milchzahnkrone jedoch bei geringfügigem Zerstörungsgrad, Zahnlockerungen und kurz vor der natürlicher Exfoliation [175].

In den letzten Jahrzehnten haben sich verschiedene konfektionierte Milchzahnkronen entwickelt (*Abb. 1*), die im Folgenden näher erläutert werden sollen.



Abb. 1 Entwicklung verschiedener konfektionierter Milchzahnkronen [115,117,124].

2.2.1 Konfektionierte Stahlkrone

Schon im Jahr 1950 beschrieb Humphrey die Stahlkrone (auch: Stainless Steel Crown [SSC]) als einer der erfolgreichsten Restaurationen in der Kinderzahnheilkunde [88]. Stainless Steel Crowns sind konfektionierte Metallkronen, die in verschiedenen Größen (2-7) nach amerikanischen Zahnschema (D und E) hergestellt werden und anatomisch den Milchmolaren entsprechen. Sie bestehen hauptsächlich aus Eisen (64,9-70,9%), Chrom (18-20%) und Nickel (8-12%) [30]. Aufgrund des Nickelgehalts, sollte bei bekannter Nickelallergie auf eine Versorgung mittels Stahlkrone verzichtet werden [175,213].

Die flexible Legierung ermöglicht eine schnelle Anpassung an die individuelle Kronenform und sorgt neben dem dünnauslaufenden Kronenrand für eine akzeptable marginale Passung. Die Stahlkrone nutzt die morphologischen Besonderheiten im Milchgebiss. So kann sie über den mesiobukkalen Schmelzwulst gestülpt werden und in den zervikalen Unterschnitt greifen. Damit findet die Milchzahnkrone ihren Halt insbesondere über eine makromechanische Retention bzw. Friktion und löst beim Einsetzen einen sogenannten „Schnapp-Effekt“ aus [72].

Aktuell werden zwei unterschiedliche Methoden für die Versorgung kariöser Läsionen mittels Stahlkrone im Milchgebiss in der Literatur beschrieben. Welche zu tragen kommt ist vor allem von der speziellen Anamnese und der Patient compliance abhängig.

1. Konventionelle Vorgehensweise nach Kindelan et al. [99]:

Konventionell erfolgt nach schonender Kariesexkavation und ggf. Aufbaufüllung die Versorgung mittels konfektionierten Stahlkronen. Hierzu sollte, um eine schmerzfreie Behandlung zu garantieren, zumindest eine Lokalanästhesie appliziert werden [61,72,136,143]. Nach Möglichkeit wird empfohlen einen Kofferdam zu legen, damit eine qualitativ hochwertigere Versorgung eingesetzt werden kann [28,72,143].

Für die Präparation zur Aufnahme einer konfektionierten Stahlkrone wird von den Herstellern geraten circa 1-1,5 mm okklusal zu reduzieren [61,72,136]. Dabei sollte das Kauflächenrelief berücksichtigt werden. Falls die Okklusalfäche bereits großflächig von Karies zerstört wurde, kann der Nachbarzahn als Orientierung dienen, um ausreichend Platz für die Stahlkrone gewährleisten zu können [143]. Die mesialen und distalen Flächen sollten soweit stufenlos beschliffen werden bis der Approximalkontakt vollständig aufgelöst ist. Bukkale und orale Zahnoberflächen werden nicht bzw. kaum präpariert, damit die flexible Legierung der Stahlkrone über den Schmelzwulst in den zervikalen Unterschnitt

greifen kann. Im Anschluss werden alle Ecken und Kanten abgerundet und finiert [136].

Für die korrekte Auswahl der Kronengröße wird empfohlen mittels Schieblehre die mesio-distale Ausdehnung oder den kontralateralen Milchmolar zu vermessen [136]. In jedem Fall sollte eine ideal passende Stahlkrone beim Anprobieren den sogenannten „Schnapp-Effekt“ auslösen, der durch Bearbeitung mittels Bördelzange augmentiert werden kann [72].

Um gingivale Irritationen zu vermeiden, wird nahegelegt zu lange Stahlkronen mit einer Kronenschere oder einem Schleifkörper zu kürzen und anschließend mit einem Gummipolierer zu bearbeiten [99].

2. Hall-Technik nach Innes et al. [90,92]:

Um eine minimalinvasive Therapie anbieten zu können, hat sich im Jahr 2000 die Hall-Technik in Schottland entwickelt. Dabei kann nach Befürwortern auf die Lokalanästhesie, Kariesentfernung, Aufbaufüllung und Präparation verzichtet werden. Voraussetzung für diese neuste Technik ist ein asymptomatischer Milchzahn ohne Anzeichen einer irreversiblen Pulpitis bzw. apikalen Veränderung. Unter Anwendung dieser Methode soll eine zeit- und schmerzreduzierte Behandlung zugunsten der Patienten ermöglicht werden [89]. Aus diesen Gründen wird die Hall-Technik heutzutage besonders bei Kindern mangelnder Compliance bevorzugt.

Unabhängig von der Methodenwahl können somit Milchmolaren kostengünstig bis zu ihrer natürlichen Exfoliation suffizient erhalten werden [91]. Doch trotz der guten Ergebnisse mit einer Erfolgsrate von 96,1% [28,161,193], halten sich Zahnärzte in den Praxen zurück [91,196,201]. Im Jahr 2018 stellten *Santamaría et al.* fest, dass ca. 66% der deutschen Zahnärzte die Milchzähne nicht mit SSC versorgen, sondern der konventionellen Füllungstherapie Vorzug geben. Als Hauptgründe für die Abneigung wurden die Komplexität der Behandlung im Vergleich zur konventionellen Füllungstherapie (28,9%), schlechte Ästhetik (23,4%) und der hohe Zeitaufwand (18,0%) genannt [171].

2.2.2 Verblendete Milchzahnkronen

In den letzten Jahrzehnten entwickelte sich ein immer größer werdender Wunsch nach zahnfarbenden Restaurationen in der Kinderzahnheilkunde [129]. Um den ästhetischen Ansprüchen der Eltern gerecht zu werden, entwickelte der dentale Markt im Laufe der Zeit unterschiedliche zahnfarbene Milchzahnkronen.

Anfänglich wurde versucht das Erscheinungsbild der Stahlkrone zu verbessern, indem ein Fenster aus der vestibulären Wand der eingesetzten Stahlkrone herausgeschnitten und anschließend mit lichthärtendem Komposit verschlossen wurde. Jedoch konnte sich diese Methode nicht durchsetzen, da die Behandlung sehr zeitaufwendig war und das ästhetische Resultat ungenügend ausfiel [206].

Unbefriedigende Ergebnisse veranlassten dentale Firmen (z.B. KinderKrowns®, NuSmile® und Cheng Crowns) verblendete Milchzahnkronen zu konstruieren. Die laborgefertigte Verblendung - vorwiegend aus Komposit - umgreift gewöhnlich sowohl die faziale als auch die okklusale Fläche des Metallgerüsts. Die daraus resultierende Schichtstärke von 1,7 mm okkusal und 1,2 mm zervikal (vgl. Stahlkronen: 0,2 mm) verlangt einen radikaleren Substanzabtrag bei der Präparation [159]. Bedingt durch die Chippinggefahr des Komposits können die Verblendkronen nicht an die Zahnanatomie flexibel angepasst werden, daher empfehlen Hersteller bei der Kronenanprobe einen passiven Sitz.

Um einen passiven Sitz und ausreichend okklusale Platzverhältnisse zu erzielen, steigt vor allem bei jüngeren Kindern mit ausgeprägten Pulpenhörnern und einer dünneren Dentinschicht, das Risiko bei einer aggressiven Reduktion von Zahnhartsubstanz eine Pulpaeröffnung zu provozieren [60].

Konsequenz ist zusätzlich eine breitere marginale positive Stufe, welche die Reinigung des Kronenrandes erschwert und zu vermehrter Plaqueanlagerung führt, wodurch gingivale Blutungen provoziert werden können [2,16,60].

Hinzukommend müssen ästhetische Einschränkungen in Kauf genommen werden, da das zervikale Metallgerüst sichtbar bleibt [60]. Die ausladend gestaltete Form lässt die Versorgung schnell wuchtig wirken und hinterlässt kein natürliches Erscheinungsbild [2]. Außerdem können klinische Studien belegen, dass sich der Verbund zwischen Komposit und Metallgerüst mit der Zeit lösen und es im Folgenden zu Abplatzungen der Verblendungen kommen kann [2,109,147,159].

2.2.3 Konfektionierte Keramikkrone

Aufgrund der bescheidenen Ästhetik und der Schwächen des adhäsiven Verbundes von Verblendkrone, werden heutzutage auch Vollkeramikkrone angeboten [184]. Sie stellen eine metallfreie Alternative für die Versorgung sanierungsbedürftiger Zähne dar.

In der Kinderzahnheilkunde konnte sich unter den Keramiken vor allem das monolithische Zirkondioxid durchsetzen. Derzeit bietet der dentale Markt ein breites Produktspektrum: NuSmile® Zirconia, KinderKrowns® Zirconia, Sprig EZ-Crowns, Cheng Crowns, Kiddy-Caps uvm.

Zirkon gehört zu den Oxidkeramiken und kann aufgrund seines polymorphen Verhaltens in drei Phasen vorliegen [43,100]:

- monoklin (Raumtemperatur bis 1107°C)
- tetragonal (1107°C bis 2370°C)
- kubisch (ab 2370°C).

Zirkondioxide (ZrO_2) werden in der Zahnmedizin meist mit Yttrium angereichert. Die tetragonale Kristallstruktur wird dadurch bei Raumtemperatur stabilisiert und der Mechanismus der Umwandlungsverstärkung verleiht dem Material seine hohe Stabilität und Härte [3,85]. Bei auftretenden Zugspannung können Rissbildungen durch die Umwandlung in die monokline Phase in einer Größenordnung von ca. 4 Vol. % abgefangen werden [3]. Weiterhin zeichnen sich Zirkondioxidkrone durch geringe Eigenabrasion, gute Farbstabilität und hohe Biokompatibilität aus. Den hohen Ansprüchen an Ästhetik können sie durch ihre Transluzenz gerecht werden.

Doch den vielen Vorteilen stehen auch negative Materialeigenschaften gegenüber: Neben der Empfindlichkeit gegenüber Zugspannungen, Chippinggefahr und Frakturrisiken, werden hohe Antagonistenabrasionen beschrieben [107,179]. Auch wenn Zirkondioxid einen hohen Härtegrad aufweist, ist der Verschleiß am antagonistischen Zahnschmelz von der Mikrostruktur des Materials und der Oberflächenbeschaffenheit abhängig [140,179]. Daher wird empfohlen, dass eine zusätzliche Oberflächenbearbeitung vor dem Eingliedern der Krone drucklos mit diamantierten Bohrern unter Wasserkühlung und anschließender Politur erfolgen sollte. Die erforderliche Mindestschichtstärke von 1,5-2 mm erzwingt einen höheren Abtrag der Zahnhartsubstanz. In Folge dessen sind die Präparationsrichtlinien der konfektionierten Milchzahnkrone aus Zirkondioxid im Vergleich zur Stahlkrone radikaler [31,119]. Da konfektionierte Vollkeramikkrone für das Milchgebiss keine Friktion über den „Schnapp-Effekt“ aufgrund der Frakturgefahr zulassen, wird das Beschleifen der Bukkal- und

Oralflächen und somit auch des Schmelzwulstes für einen passiven Sitz unerlässlich. Folglich kann es gehäuft zu Pulpairritationen oder sogar Pulpaexponationen kommen [29,31,200]. Ferner resultiert hieraus eine unvermeidbare größere positive Stufe am marginalen Kronenrand. Um die parodontale Gesundheit nicht zu gefährden, wird eine gute Mundhygiene des Patienten als Voraussetzung empfohlen [124].

2.2.4 Konfektionierte Kompositkronen

Seit 1950 unterliegen dentale Komposite einer stetigen Weiterentwicklung und gewannen mit der Zeit immer mehr an Beliebtheit. Heutzutage finden sie in vielen Bereichen der Zahnmedizin Anwendung. Vor allem als plastisches Füllungsmaterial im Front- und Seitenzahngebiet konnten sie sich in den letzten Jahren bewähren. Mittlerweile können aber auch prothetische Versorgungen aus Kompositblöcken unter Anwendung der CAD/CAM-Technologie hergestellt werden. Diese bestehen wie konventionelle Komposite aus drei Hauptbestandteilen: organische Matrix, Füller und Verbundphase (Tab.1, S.10). Dennoch sind indirekte Kompositversorgungen hinsichtlich ihrer Zugfestigkeit, Härte, Wärmekoeffizient und Konversionsgrad den fließfähigen Kompositen überlegen. Die damit verbundenen besseren Materialeigenschaften sind auf den Polymerisationsprozess zurückzuführen. Photoaktivierung, Hitzeeinwirkungen zwischen 90°C und 140°C aber auch ein Vakuumverfahren bzw. eine Stickstoffatmosphäre tragen zu einem höheren Umwandlungsgrad bei und machen das Material resistenter [71]. Doch während permanente Zähne mit Kronen aus Komposit aufgrund der geringen Biegefestigkeit (80-130 MPa) und einem Elastizitätsmodul von 2,7-3,2 GPa noch immer ausschließlich provisorisch versorgt werden sollten, könnten sie bei Milchzähnen aufgrund ihrer kürzeren Verweildauer in der Mundhöhle indiziert sein.

Komponente	Bestandteile	Eigenschaften
Organische Matrix	Monomere: BisGMA Komonomere: UDMA; TEGDMA; HEMA	Beeinflussung Viskosität, Schrumpfverhalten und Polymerisationsgrad
	Initiatoren	Aktivierung radikalische Polymerisation
	Inhibitoren (Stabilisatoren)	Verhinderung Spontanpolymerisation, Erhöhung Lagerfähigkeit
	Pigmente	Farbgebung
	Additiva	Lichtschutz, Weichmacher
Anorganische Füller	Quarzpulver (SiO ₂), Aluminiumoxid, Boroxid, Zirkonoxid, Silikatgläser	Beeinflussung Härte, Beständigkeit, Viskosität, Optik, Steigerung Abrasions- und Druckfestigkeit
Verbundphase	Silane	Chemischer Verbund der anorganischen Füller zur organischen Matrix

Tab. 1 Hauptbestandteile konventioneller Komposite und ihre Eigenschaften [82].

Speziell für die Rekonstruktion von Milchfrontzähnen konnten sich in den letzten Jahrzehnten vorgefertigte Stripkronen (z.B. der Firma 3M™) bewähren. Diese werden aus Zelluloid entsprechend der Milchzahn Anatomie hergestellt und erleichtern somit den adhäsiven Aufbau mittels Kompomeren bzw. Kompositen. Analog zur Füllungstherapie wird ein trockenes Arbeitsfeld bestenfalls unter Kofferdam vorausgesetzt, um einen adhäsiven Verbund langfristig gewährleisten zu können. So konnte sich die kostengünstige Variante vor allem im Frontzahnggebiet als effiziente Versorgung hervorheben, während sie im Molarenbereich weniger etabliert ist.

Um auch tiefzerstörte Milchmolaren mittels Kompositen funktionell rekonstruieren zu können, konzipierte die Firma 3M™ eine neue konfektionierte Milchzahnkrone – Pediatric Esthetic Crown. Die Herstellung basiert auf der CAD/CAM-Technologie, in der

konfektionierte Milchzahnkronen aus vorgefertigten Kunststoffblöcken gefräst werden. Die anatomische Form der Kompositkronen entspricht der von Stahlkronen der Firma 3M™ und sind in den selben Größen erhältlich. Um die Frakturgefahr zu minimieren, versucht die Industrie die mechanischen Materialeigenschaften von Kompositen durch Modifikationen zu verbessern: Das Produkt der Firma 3M™ verspricht durch die entwickelte Nanotechnologie mit Silikat- und Zirkon-Clustern eine höhere Stabilität und eine geringe Abrasionsrate. Einen weiteren Vorteil stellt der geringere Substanzabtrag von etwa 1-1,5 mm in Relation zu bisherigen zahnfarbenen Milchmolarenkronen dar. Zusätzlich können Versorgungen aus Komposit im Gegensatz zur Vollkeramik bei Materialdefekten intraoral repariert werden und bedürfen keiner Neuanfertigung [200]. Nach Herstellerangaben ist das Einsetzen der neuen Pediatric Esthetic Crown mittels eines adhäsiven Befestigungsmaterials unter absoluter Trockenlegung nicht obligat, sondern ist mit konventionellen bzw. dualhärtenden Befestigungszementen kompatibel. Aktuell liegen jedoch noch keine Vergleichsstudien im Milchgebiss vor.

2.3 Befestigungsmaterialien

Die marginale Integrität zweier Substanzen wird vor allem durch das Retentions- und Adhäsionsverhalten beeinflusst. Beim Einsetzen einer prothetischen Restauration stellt vor allem der Verbund zweier verschiedener Flächen eine Herausforderung dar. So sollte ein idealer Befestigungszement sowohl an der Zahnhartsubstanz (Schmelz/Dentin) als auch an dem Restaurationsmaterial haften.

Für die Befestigung prothetischer Versorgungen wurden bis dato verschiedene Materialien in der Zahnmedizin entwickelt. Grundsätzliche Aufgaben dieser Befestigungsmaterialien inkludieren in jedem Fall [24,94,166]:

- Versiegelung des Spaltes zwischen Restauration und Schmelz bzw. Dentin
- Sicherstellung der Stabilität und Position einer Restauration bei Kauaktivität
- Homogene Übertragung der Kaulast von der Restauration auf den Zahnstumpf
- Biokompatibilität/ Gewebeverträglichkeit

Vor allem bei zahnfarbenden Milchzahnkronen, die im Vergleich zur Stahlkrone keine mechanische Retention über Verformung bzw. Bearbeitung mit der Bördelzange zulassen, ist die Qualität des Befestigungsmaterials entscheidend [99,109,178].

Die Zementierung kann je nach Versorgung mit Hilfe von Zinkphosphatzementen, Polycarboxylatzementen, konventionellen Glasionomerzementen, kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen oder adhäsiven Methoden erfolgen. Derzeit finden vor allem Glasionomerzemente und ihre Hybride bzw. Befestigungskomposite ihre klinische Anwendung, weshalb sich im Folgenden auf diese Materialien beschränkt wird.

2.3.1 Glasionomerzemente

Seit den 70er Jahren befinden sich konventionelle Glasionomerzemente ([GIZ]; z.B. Ketac™ Cem, 3M™) auf dem dentalen Markt und waren damals schon die bevorzugte Wahl zum Einsatz von Stahlkronen [62]. Neben der Befestigung von Kronen und Brücken, werden sie in der Zahnmedizin auch als provisorisches Füllungsmaterial oder als Unterfüllung eingesetzt.

GIZ werden in der Regel in Kapselsystemen angeboten und basieren auf einer Säure-Base-Reaktion, deren Hauptakteure Polycarbonsäure (Flüssigkeit) und Calcium-Aluminium-Fluoro-Silikatgläser (Pulver) konstituieren [83,123]:

1. Initiale Phase

Nach Anmischen des Pulver-Flüssigkeit-Systems dissoziiert die Polycarbonsäure und H⁺-Ionen lösen aus dem Silikatglas Kalzium- und Aluminiumionen heraus.

2. Primäre Härtungsphase

Nach 5-10 Minuten entsteht ein Kalziumpolycarboxylatgel, da Kalziumionen schneller gelöst werden und mit der Polycarbonsäure reagieren können [145]. In diesem Zeitraum ist das Zwischenprodukt sensibel gegenüber Feuchtigkeit und Austrocknung. Fluoride im Silikatglas zögern die Gelation hinaus, indem F⁻-Ionen mit Metallionen Komplexe bilden und somit die Bindung an die Säure verhindern. Resultat ist eine Verlängerung der Verarbeitungszeit.

3. Sekundäre Härtungsphase

Nach 24 Stunden entsteht ein wasserunlösliches Kalzium-Aluminium-Carboxylat, indem auch die verbliebenen Aluminiumionen in die Matrix eingebracht werden.

Ein Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz kommt durch die Bindung der Carbonsäure über Ionen- und Wasserstoffbrückenbindungen an Hydroxylapatit zustande [211]. Dank der leichten Verarbeitung in der Mundhöhle aufgrund des hydrophilen Charakters und der einfachen Entfernung von Zementresten werden in der Kinderzahnheilkunde vor allem GIZ zum Einsetzen verschiedener Milchzahnkronen bevorzugt.

Nichtsdestotrotz unterliegen die GIZ seit ihrer Markteinführung einer stetigen Weiterentwicklung. Dies führte dazu, dass heutzutage kunststoffmodifizierten Glasionomerezemente ([RMGIZ]; z.B. Ketac™ Cem Plus, 3M™) eine immer prominenter Rolle in der Kinderzahnheilkunde eingenommen haben. Mit den Zusätzen von Methacrylatgruppen an die Polyacrylsäure und einem photopolymerisierbaren Monomer (meist: HEMA; Hydroxyethylmethacrylat), konnte eine über Polymerisation gesteuerte Verarbeitung entwickelt werden [123]. Das Resultat ist ein Zweikomponentensystem, welches sich sowohl einer Lichthärtung als auch einer Säure-Base-Reaktion unterzieht. Durch diesen Abbindevorgang wird eine bessere Haftfestigkeit an Schmelz bzw. Dentin und eine höhere Biegefestigkeit im Vergleich zu konventionellen Glasionomerezementen erreicht [34,160]. Einen weiteren Vorteil der kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente stellt die reduzierte Sensibilität gegen Feuchtigkeit während der Abbindephase dar. Außerdem wird ein zusätzlicher Verbund mit Restaurationsmaterialien wie Kompositen und Zirkondioxid hergestellt [94,189].

Vor allem das Milchgebiss kann von diesen verbesserten Materialeigenschaften und der einfachen Handhabung profitieren, da eine zeiteffiziente Befestigung sämtlicher Milchzahnkronen garantiert werden kann. Nach heutiger Studienlage sind im Milchgebiss die kunststoff-modifizierten Glasionomerezemente den konventionellen Glasionomerezementen aufgrund der besseren Randsdichtigkeit vorzuziehen [4,160].

2.3.2 Befestigungskomposite

Befestigungskomposite werden heute als „Goldstandard“ für das Eingliedern von prothetischen Versorgung bei erwachsenen Patienten hervorgehoben [22]. Sie zeigen eine hohe Randschlussqualität und Adhäsionsbeständigkeit, wodurch eine Penetration von Bakterien und die Entstehung von Sekundärkaries verhindert werden kann [165]. Die Matrix der Komposite bestehen hauptsächlich aus Bisphenolglycidylmethacrylat (BisGMA) oder Urethandimethacrylaten (UEDMA) und einer anorganischen Phase verschiedenster Füller [170].

Abhängig von der Vorbehandlung des präparierten Zahnstumpfs lassen sie sich in drei Subgruppen unterteilen:

1. Befestigungskomposite mit Vorbehandlung eines Etch-and-Rinse Adhäsivsystems
2. Befestigungskomposite mit Vorbehandlung eines selbstätzendes Primersystems
3. Selbstadhäsive Befestigungskomposite ohne Vorbehandlung

Des Weiteren lassen sich lichthärtende und selbsthärtende (Dunkelhärtung) von dualhärtenden Befestigungskompositen unterscheiden. Während lichthärtende Systeme (Polymerisation) lediglich bei Restaurationen weniger als 3 mm Schichtstärke eine maximale Abbindung garantieren können, wird bei dickeren Restaurationen eine zusätzliche Dunkelhardtung (Amine-Peroxyd-Reaktion) empfohlen [27,48,53]. Daher sind dual- oder selbsthärtende Systeme das Mittel der Wahl [15].

Sowohl konventionelle als auch selbsthärtende Befestigungskomposite erfahren eine volumetrische Schrumpfung infolge von Abstandsverringering der Monomermolekülen durch Bildung eines Polymernetzwerkes während der Polymerisationsreaktion [76]. Der Schrumpfungsstress wird vor allem durch Lichthärtung begünstigt, da der Gelpunkt früher erreicht werden kann. So wird bei reiner Dunkelhardtung die Reaktionsgeschwindigkeit entschleunigt und der Anzahl an freien Radikalen reduziert. Nicht nur die Menge der Lichtzufuhr, sondern auch der Füllkörperanteil steuert die

volumetrische Schrumpfung [58,102,183,186]: Je höher der Füllkörperanteil, desto geringer das Schrumpfverhalten. *Kitzmüller et al.* zeigten, dass RelyX™ Unicem 3M™ unter den Befestigungskompositen die geringste volumetrische Schrumpfung aufwies und stellte damit fest, dass vor allem Silikatfüller für die Senkung der volumetrischen Schrumpfung verantwortlich sind [102,186,198].

Da sich in der Kinderzahnheilkunde vorwiegend Kinder mit eingeschränkter Compliance auf dem Behandlungsstuhl wiederfinden, werden die komplexen und sehr techniksensiblen Adhäsivsysteme kaum verwendet [135]. Mit der Einführung der selbstadhäsiven Befestigungskompositen mit RelyX™ Unicem 3M™ im Jahr 2002, könnte diese zeitsparende Methode bei Kleinkindern indiziert sein. Aufgrund dessen liegt der Fokus der vorliegenden Arbeit auf den selbstadhäsiven Befestigungskompositen, welche im Folgenden anhand von RelyX™ Unicem II (3M™) beispielhaft erläutert werden sollen:

RelyX™ Unicem II (3M™) basiert wie sein Vorgänger (RelyX™ Unicem; 3M™) auf methacylierten Phosphorsäureestern, Dimethacrylaten, anorganischen Füllern und chemischer Initiatoren bzw. Fotoinitiatoren. Dieses Zweikomponentenmaterial mit Basis- und Katalysatorpaste ist derzeit im Automix erhältlich und unterliegt einer dualhärtenden Abbindereaktion: Die radikalische Polymerisation startet durch Lichtzufuhr und/ oder chemischer Reaktion des Initiatorsystems. Durch einen initialen niedrigen pH-Wert können Schmelz und Dentin demineralisiert und infiltriert werden. Nach einer Reaktion der multifunktionellen Methacrylate mit dem Hydroxylapatit, wird der adhäsive Verbund zur Zahnhartsubstanz ermöglicht. Im Gegensatz zu klassischen Befestigungskompositen, wird bei Anwendung selbstadhäsiver Befestigungskompositen die Schmierschicht für den Haftverbund nicht entfernt, sondern infiltriert und stabilisiert [185]. Dadurch kann auf die zeitaufwendige Vorbehandlung des präparierten Zahns verzichtet werden [24]. Wegen der zeitlichen Effizienz, der geringen Techniksensibilität sowie der geringen Fehleranfälligkeit und der klinischen Erfolge gewinnen die selbstadhäsiven Befestigungskomposite immer mehr an Bedeutung [14,25,26,53,142].

Eine breite Datenlage mit hohen Erfolgsraten existiert derzeit allerdings nur für das bleibende Gebiss. Im Milchgebiss wurde bisher nur in wenigen Studien die Randschlussqualität selbstadhäsiver Befestigungskomposite analysiert: Die Autoren berichten über eine hohe Adhäsionsbeständigkeit in Kombination mit konfektionierten Stahlkronen [49,182,214]. Um eine qualitative Aussage über die Eignung von RelyX Unicem II 3M™ unter zahnfarbenen Milchzahnkronen treffen zu können, fehlt es aktuell an Studien.

2.4 Passgenauigkeit

Der Erfolg konfektionierter Milchzahnkronen ist nicht nur von den Materialeigenschaften des Kronenmaterials (mechanische und ästhetische Aspekte sowie Biokompatibilität) abhängig, sondern auch von der Passgenauigkeit auf dem Zahnstumpf.

Dabei kann von innerer Passgenauigkeit und marginalem Randschluss bzw. -spalt unterschieden werden. Diese beiden Parameter müssen allerdings nicht miteinander zusammenhängen. Während die innere Passgenauigkeit den Abstand zwischen inneren Oberfläche der Restauration und axialen bzw. okklusalen Wand beschreibt, wird der Randspalt von der Innenseite des marginalen Kronenrandes bis zur Zahnhartsubstanz gemessen [86]. Letzterem wird eine größere Bedeutung zugeschrieben, da das Zusammentreffen von Zahn, Zementfuge und Restaurationsmaterial die Schwachstelle einer Restauration darstellt [66]. Im Falle einer marginalen Diskontinuität steigt das Potenzial zur Entwicklung von Hypersensibilitäten, Sekundärkaries und pulpitischen Beschwerden bis hin zum vollständigen Restaurationsverlust [18,33,138]. Darüber hinaus können Wurzelkanalbehandlungen aufgrund von Randundichtigkeiten fehlschlagen [191,199].

Die Definition eines perfekten Randschlusses wird in der Literatur wie folgt beschrieben [162]:

- Spaltfrei
- Fugenlos/ nicht zu ertasten
- Keine Über- oder Unterkonturierung

Können diese Kriterien nicht erreicht werden, so wird nicht mehr von einem Randschluss, sondern von einem Randspalt gesprochen. *Rehberg* postulierte 1971, dass ein Randspalt von maximal 20 µm angestrebt werden sollte [162]. Allerdings ist dieser kaum praktikabel und es konnte gezeigt werden, dass Randspalten zwischen 50 und 200 µm klinisch umsetzbar und akzeptabel wären [65,95,197]. Dies gilt jedoch für prothetische Versorgungen in der zweiten Dentition. Die für das Milchgebiss hergestellten konfektionierten Milchzahnkronen können diesem angestrebten Ziel nicht gerecht werden. Vor allem zahnfarbene Milchzahnkronen sind aufgrund ihrer Materialeigenschaften nicht flexibel und können nicht individuell angepasst werden. Die damit unvermeidbar höhere Spaltbreite am marginalen Kronenrand begünstigt eine Zementdesintegration. So wurde beschrieben, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes mit der dritten Potenz der Spaltbreite steigt [104]. Dieses Verhalten wird zusätzlich durch das umgebene Mundmilieu und den vorherrschenden mechanischen

Reizen beeinflusst [103]. Resultat ist eine Spaltenbildung an denen eine Plaqueakkumulation die Entwicklung von Randkaries begünstigen kann. Daher sollte stetig der Zementspalt so minimal wie möglich gestaltet werden.

Für die Befestigung der konfektionierten Milchzahnkronen und Minimierung des Mikroleakage ist daher wie oben bereits erwähnt die Qualität sowie die Abdichtungsfähigkeit des Befestigungsmaterials erfolgsentscheidend [53].

2.5 Verschleißverhalten

De Gee et al. definierten Verschleiß als einen Substanzverlust, welcher sowohl auf chemische als auch auf mechanisch erosive Prozessen zurückzuführen ist [40]. In der Zahnmedizin werden die verschiedenen Verschleißmechanismen hinsichtlich ihrer Ursache weiterhin eingeteilt und unterliegen sowohl physiologischen als auch pathologischen Veränderungen.

Nachfolgende Tabelle (*Tab. 2*) fasst alle relevanten Verschleißmechanismen in der Mundhöhle zusammen.

Verschleißmechanismus	Definition
Abrasion	Verschleiß durch Fremdkörper
Attrition	Verschleiß durch direkten Zahnkontakt
Erosion	Verschleiß durch chemische Prozesse, die keiner bakteriellen Genese unterliegen (Hauptursache: säurehaltiger Lebensmittel)

Tab. 2 Verschleißmechanismen nach Litonjua et al. [121].

Vor allem im Milchgebiss lassen sich physiologische Abnutzungserscheinungen auf der Kaufläche beobachten. Dies liegt darin begründet, dass sich die Schmelzstruktur der Milchzähne von den bleibenden Zähnen unterscheidet [130]. Die Zähne der ersten Dentition sind weniger mineralisiert, haben eine dünnere Schmelzschicht und zeigen somit eine geringere Härte [23,141].

Aber auch bei dentalen Restaurationen können Attritionen und Abrasionen beobachtet werden. Dabei hängt das Verschleißverhalten vom verwendeten Material ab [37]. Zudem werden pathologischen Zahnhartsubstanzverlusten durch Restaurationsmaterialien hervorgerufen [140]. Idealerweise sollten daher dentale Werkstoffe die gleiche Verschleißrate wie humaner Schmelz vorweisen [179]. Nach einer Studie von *Lambrechts et al.* hat Schmelz der zweiten Dentition im Durchschnitt eine physiologische Abnutzung von 29 μm pro Jahr [114].

Hinsichtlich der Werkstoffoberfläche können verschiedene Verschleißmechanismen klassifiziert werden: Tribochemische Reaktion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und Abrasion [216]. Dabei werden folgende Abrasionsprozesse unterschieden [35]:

- *Mikropflügen* – plastische Deformierung der Materialoberfläche mit Materialverdrängung und Aufwölbungen ohne Materialabrieb
- *Mikroermüden* – Materialabtrag durch sich wiederholende mikropflügende Einwirkungen
- *Mikrospanen* – Prozess der Mikrospanbildung durch Relativbewegung, bei dem das Volumen des ausgespannten Materials gleich dem Volumen der Verschleißfurche entspricht.
- *Mikrobrechen* – Mikrorisse, die über Rissausbreitung zu Materialausbrüchen längs der Verschleißfurche führen

Im Laufe der Zeit haben sich unterschiedliche Methoden für die präklinische Einschätzung dentaler Werkstoffe *in vitro* entwickelt. Aufgrund des komplexen Kauprozesses und individueller Unterschiede *in vivo* konnte sich bisher noch kein Standardverfahren etablieren. Heutzutage werden sogenannte Kausimulatoren hauptsächlich für die Testung von Füllungsmaterialien, Kronen und Brücken an extrahierten Zähnen *in vitro* verwendet, um ihr Verschleißverhalten oder die marginale Integrität zu analysieren.

Um annäherungsweise die klinische Situation widerspiegeln zu können, haben sich der Zwei-Körper-Verschleiß und der Drei-Körper-Verschleiß durchgesetzt. Während der Zwei-Körper-Verschleiß eine Attrition unter direkten Zahn-Zahn/Restauration-Kontakt simuliert, wird im Drei-Körper-Verschleiß die Abrasion mittels eines dritten Mediums (beispielsweise Nahrung oder Zahnbürste) untersucht [75,121,131]. Nachstehende Tabelle (Tab. 3, S. 19) zeigt unterschiedliche Testmaschinen, die heutzutage vorzugsweise für Verschleißmessungen dentaler Restaurationsmaterialien *in vitro* verwendet werden.

Technologie	Mechanismus	Methode	Antriebselement	Kraft	Zyklen	Slide	Antagonist	Probenanzahl	Thermocycling	Literatur
Willytec	Zwei-Körper-Verschleiß	Marburger Kausimulator	Gewichte	50N	100.000	ja	Steatit	8	ja/ nein	[61]
		Münchener Kausimulator		50N	50.000		Steatit			[221]
		Ivoclar-Methode		50N	120.000		Leuzit			[80]
Alabama	Zwei-Körper-Verschleiß	Alabama-Methode	Federantrieb	75N	400.000	ja	Polyacetal	4	ja	[123]
CoCoM	Zwei-Körper-Verschleiß	Zürcher Kausimulator	Elektromagnet	50N	1.200.000	ja	Schmelz	6	ja	[177]
Pin-on-disc	Zwei-Körper-Verschleiß	Newcastle Kausimulator	Pin-on-disc	15N	10.000	ja	Steatit	1	nein	[214]
MTS	Zwei-Körper-Verschleiß	Minnesota-Methode	Hydraulik	13,35N	500.000	ja	Schmelz	1	nein	[44]
Proto-Tec	Zwei-Körper-Verschleiß	OSHU Attrition	Elektromagnet	70N	50.000-100.000	ja	Schmelz	5	nein	[33]
		OSHU Abrasion	Elektromagnet	20N	50.000-100.000	ja	Schmelz	5	nein	[33]
ACTA	Drei-Körper-Verschleiß	ACTA-Methode	Federgewicht	15N	200.000	ja	Stahl	12	nein	[41,80]

Tab. 3 Verschiedene Kausimulatoren und ihre Parameter modifiziert nach Heintze et al. [77,81].

In der Literatur werden vorzugsweise Zwei-Körper-Verschleiß-Systeme wie z.B. die Willytec-, CoCoM- und die ProtoTec-Technologie für die Verschleißprüfung von Kronenmaterialien beschrieben [78]. Dabei bestimmen die unterschiedlichen Antriebselemente den Mechanismus zur Krafterzeugung und üben somit entscheidenden Einfluss auf die Verschleißrate des Prüfkörpers. Demzufolge sind die Versuchsparameter auf den jeweiligen Kausimulator abgestimmt und variieren zwischen den einzelnen Methoden [77].

Auch wenn sich die verschiedenen Methoden in ihren Einstellungsparametern unterscheiden, sollten bei einer qualitativ hochwertigen Abrasionsmessung folgende Punkte beachtet werden [81]:

- Krafteinstellung zwischen 20-150 N
- Lateralbewegungen des Antagonisten für Testung auf Mikroermüdung
- Zwei Bewegungsachsen (horizontal/ vertikal)
- Ständiges Austauschen der Flüssigkeit in den Probekammern, um herausgelöste Partikel zwischen Testmaterial und Antagonist zu entfernen
- Alle Bewegungen sollten computergesteuert und anpassbar sein

Im Folgenden wird näher auf den „*Marburger Kausimulator*“ eingegangen:

Der „*Marburger Kausimulator*“ (C4.8 professional SD Mechatronik; Feldkirchen-Westham, Germany) basiert auf der Willytec-Technologie und unterliegt, wie kein anderer Kausimulator, den strikten Richtlinien der „Federal Drug Administration (FDA)“ für medizinische Geräte [77]. Er verfügt über acht identische Probekammern (Abb. 2, S.21). In jeder Probenkammer befindet sich ein unterer und eine oberer Verbindungsträger. Der Antagonist, der zuvor mittels einem Komposit auf einer entsprechenden Kausimulatorplatte befestigt wurde, wird am oberen Verbindungsträger verschraubt. Analog werden auch die Proben auf dem unterem Verbindungsträger fixiert. Für die Adjustierung der Antagonisten auf die Proben, kann die obere Führungsschiene in vertikaler und der untere Verbindungsträger in horizontaler Richtung frei bewegt werden. Nach der Adjustierung wird die Einstellung verriegelt und die Kontaktpunkte mittels Okklusionsfolie überprüft. Anschließend werden die Probekammern mit destilliertem Wasser befüllt, sodass alle Proben vollständig mit Flüssigkeit umgeben sind. Um eine entsprechende Krafteinwirkung auszuüben, kann eine beliebige Anzahl an Gewichten an die obere Führungsschiene angebracht werden.

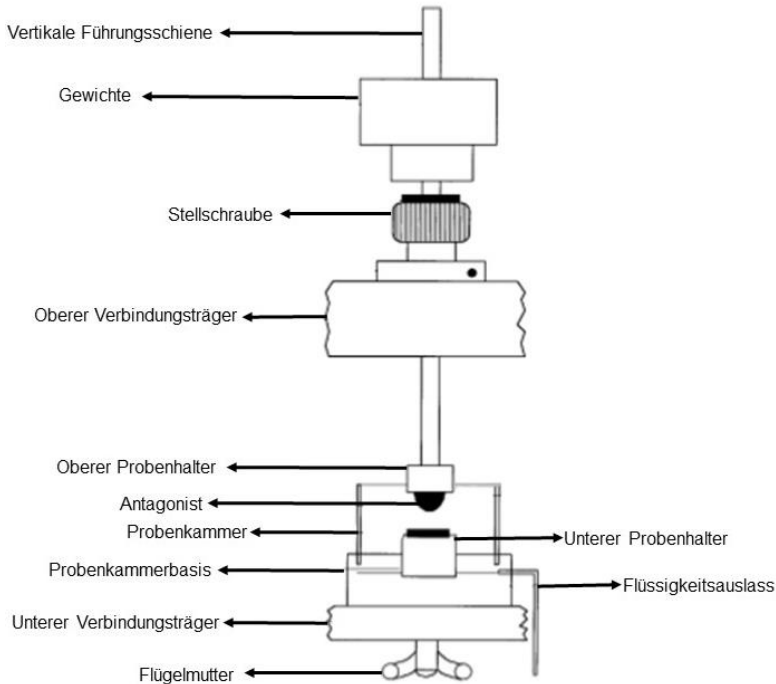


Abb. 2 Schematische Darstellung einer Probenkammer modifiziert nach Kern et al. [97].

Basierend auf dem Prinzip des Zwei-Körper-Verschleißes, wird eine mechanische Belastung in sowohl horizontaler als auch vertikaler Richtung provoziert, indem zwei Körper (hier: Antagonist und Probezähne) unter direkten Kontakt gebracht werden. Die integrierte „Slide-Bewegung“ ist computergesteuert (Step-Motor) und beträgt um die 0,2 mm. Diese Methode reproduziert den Mundschluss und simuliert einen direkten Zahnkontakt zwischen Ober- und Unterkieferzähnen, wie sie während dem Sprechen oder nicht-funktionellen dynamischen okklusalen Bewegungen vorkommen [29]. Folglich wird das Material zusätzlich auf Ermüdungsfestigkeit getestet [77]. Durch Reibung- und Friktionsbewegungen des Antagonisten können Materialpartikel aus dem zu untersuchendem Objekt abgeschürft werden. Bleiben diese herausgelösten Mikropartikel zwischen den zwei Körpern, entsteht ein Drei-Körper-Verschleiß. Dies kann durch den konstanten Wasseraustausch in den Probekammern verhindert werden.

Aufgrund der praktischen, strapazierfähigen und kosteneffektiven Anwendung, ist der Zwei-Körper-Verschleiß für die präklinische Prüfung von verschiedenen dentalen Restaurationsmaterialien weit verbreitet [29]. In der Literatur hat sich vor allem diese Methode für die initiale Bewertung von Kronenversorgungen im bleibenden Gebiss etabliert [158,173]. Im Milchgebiss gibt es nur wenige Studien, die über die Beständigkeit von verschiedenen Kronenmaterialien und deren Auswirkung auf den Antagonisten berichten. Unter den untersuchten Restaurationsmaterialien für Milchmolaren fielen in den letzten Jahren vorrangig Komposit- und Stahlversorgungen [108]. Allerdings werden heutzutage in der Kinderzahnheilkunde Zirkondioxidkronen immer mehr als Alternative zur Stahlkrone gesehen. Um auch eine initiale Aussage über die Eignung dieser Restaurationsmaterialien im Milchgebiss treffen zu können, ist es sinnvoll neu entwickelte Milchmolarenkronen vorab *in-vitro* unter subkritischer Belastung sowohl auf Reibungs- und Ermüdungverschleiß als auch auf deren Antagonistenabrasion zu prüfen.

3 Zielsetzung und Nullhypothesen

In Rahmen der vorliegenden Arbeit sollten verschiedene Milchzahnkronen aus Vollkeramik und Komposit mit dem bisherigen Goldstandard „Stahlkrone“ hinsichtlich ihrer Einsatzbarkeit für Molaren der ersten Dentition verglichen werden.

Parameter für die Untersuchung stellen die Abrasion des Kronenmaterials und des Antagonisten, sowie der Randspalt vor und nach thermo-mechanischer Belastung dar.

Folgende Nullhypothesen wurden überprüft:

1. Zwischen den konfektionierten *Edelstahlkronen* (3M™), *Zirkondioxidkronen* (NuSmile®, KinderKrowns®, Sprig EZ-Crown) und *Kompositkronen* (3M™) *kann kein Unterschied bezüglich des Parameters Abrasion* nach 2.500 thermischen Zyklen und 100.000 Zyklen im „Marburger Kausimulator“ festgestellt werden.
2. Zwischen den konfektionierten *Edelstahlkronen* (3M™), *Zirkondioxidkronen* (NuSmile®, KinderKrowns®, Sprig EZ-Crown) und *Kompositkronen* (3M™) *kann kein Unterschied bezüglich des Parameters Antagonistenabrasion* nach 100.000 Zyklen im „Marburger Kausimulator“ festgestellt werden.
3. Zwischen den konfektionierten *Edelstahlkronen* (3M™), *Zirkondioxidkronen* (NuSmile®, KinderKrowns®, Sprig EZ-Crown) und *Kompositkronen* (3M™) *kann kein Unterschied bezüglich des Parameters Zementfugenbreite* festgestellt werden.
4. Zwischen den konfektionierten *Edelstahlkronen* (3M™), *Zirkondioxidkronen* (NuSmile®, KinderKrowns®, Sprig EZ-Crown) und *Kompositkronen* (3M™) *kann kein Unterschied bezüglich des Parameters Randqualität* nach 2.500 thermischen Zyklen und 100.000 Zyklen im „Marburger Kausimulator“ festgestellt werden.

4 Material und Methode

Folgende Abbildung (Abb. 3) verschafft einen Überblick über den Versuchsaufbau und -ablauf.

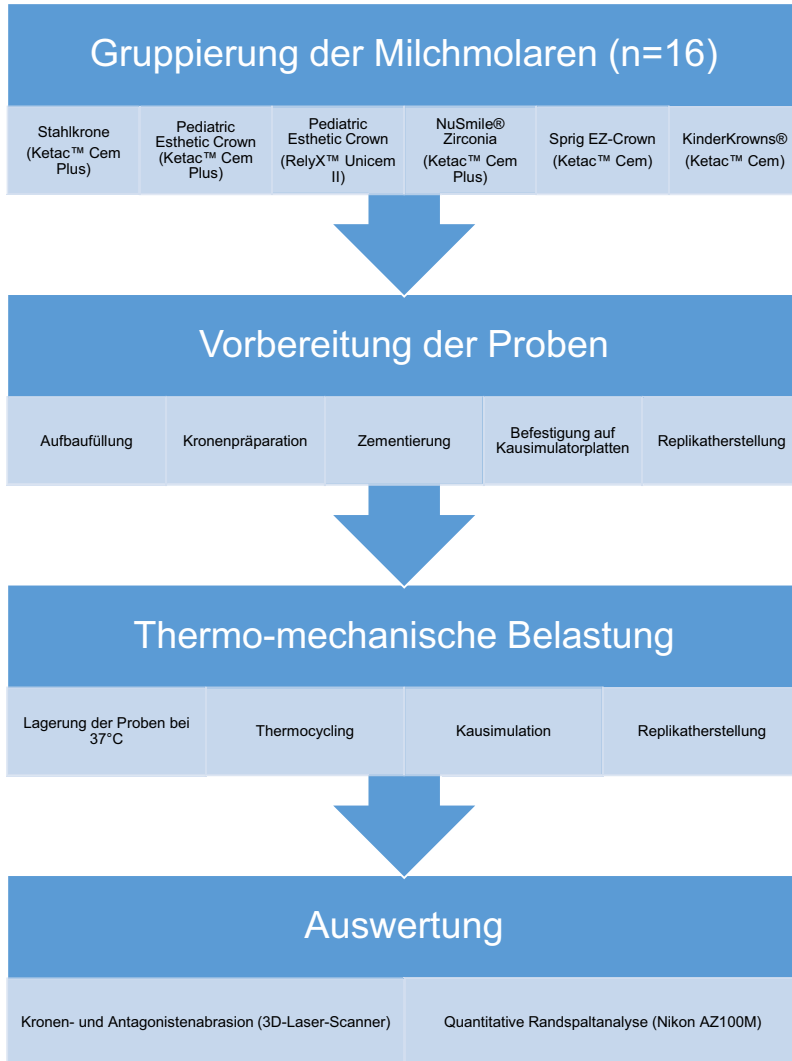


Abb.3 Überblick des Versuchsablaufs.

4.1 Verwendete Materialien

4.1.1 Auswahl der Zähne

Nach positiven Ethikvotum wurden insgesamt 96 frisch extrahierte menschliche Molaren der ersten Dentition für die Versuchsdurchführung gesammelt. Darunter fielen erste und zweite Milchmolaren aller vier Quadranten mit einer Caries profunda bzw. Caries penetrans.

Von den Ausschlusskriterien betroffen waren Zähne, die keine Wurzel mehr aufwiesen oder so tief kariös zerstört waren, dass die Aufbaufüllung nicht mehr mindestens 1mm im Schmelz enden konnte.

Die Milchzähne wurden für maximal vier Wochen in 0,5%-iger Chloramin-T-Lösung (Chloramin T Trihydrat, Carl Roth GmbH & Co. KG, Karlsruhe, Deutschland) aufbewahrt. Falls keine sofortige Verwendung gefunden werden konnte, wurden die Probezähne bei einer Temperatur von -21°C in destilliertem Wasser gelagert.

4.1.2 Gruppierung

Die 96 Milchzähne wurden randomisiert in sechs verschiedene Versuchsgruppen unterteilt, sodass jede Versuchsgruppe aus insgesamt 16 Zähnen bestand. Darunter fielen 50% kleinere Milchmolaren und 50% größere Milchmolaren.

Die Prüfung der ersten Versuchsgruppe verlief mit den konfektionierten Stahlkronen (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) in Kombination mit Ketac™ Cem Plus (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland).

Versuchsgruppe 2 sowie Versuchsgruppe 3 wurden mit der neuen Kompositkrone von 3M™ (Pediatric Esthetic Crown 3M™, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) versorgt, wobei sich die Versuchsreihen lediglich in ihrem Befestigungsmaterial unterschieden. Für eine Testreihe wurde als Befestigungsmaterial Ketac™ Cem Plus (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) und für die andere RelyX™ Unicem II (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) verwendet.

Der Versuchsablauf der Gruppen 4, 5 und 6 wurden mit konfektionierten Zirkondioxidkronen von NuSmile®, Sprig EZ-Crown und KinderKrowns® durchgeführt.

Nachfolgende Tabelle (Tab. 4) veranschaulicht die Gruppeneinteilung dieser *in-vitro* Studie.

Gruppe	Kronenmaterial	Befestigungsmaterial	Code
1	Stahlkrone (3M™, Seefeld, Deutschland)	Ketac™ Cem Plus (3M™, Seefeld, Deutschland)	SSC
2	Pediatric Esthetic Crown (3M™, Seefeld, Deutschland)	Ketac™ Cem Plus (3M™, Seefeld, Deutschland)	PEC+K
3	Pediatric Esthetic Crown (3M™, Seefeld, Deutschland)	RelyX™ Unicem II (3M™, Seefeld, Deutschland)	PEC+R
4	NuSmile® Zirconia (Houston, TX, USA)	Ketac™ Cem Plus (3M™, Seefeld, Deutschland)	NSZ
5	Sprig EZ-Crown (Loomis, CA, USA)	Ketac™ Cem (3M™, Seefeld, Deutschland)	SC
6	KinderKrowns® Zirconia (St. Louis Park, MN, USA)	Ketac™ Cem (3M™, Seefeld, Deutschland)	KKZ

Tab. 4 Gruppeneinteilung der konfektionierten Milchmolarenkronen.

4.2 Präparation der Milchzahnkrone

4.2.1 Aufbaufüllung

Vor Gebrauch wurden die notwendigen Probezähne bei Raumtemperatur aufgetaut. Nach Entfernung der verbliebenen Gewebereste und des vorhandenen Zahnsteins auf der Zahnhartsubstanz mit Hilfe von Scalern (SH 6/7, Hu-Friedy® Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland) erfolgte eine Exkavation der tief kariös zerstörten Milchzähne. Dies geschah mit Unterstützung eines Exkavators (PluLine Nr. 87490, Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland) sowie eines Rosenbohrers (H1.204.010, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) bei 400 U/min (blaues Winkelstück: KaVo INTRAmatic LUX 2 20LN, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland).

Ließ sich nach erfolgreicher Exkavation ein harter Kavitätenboden mit einer stumpfen Sonde (Meßsonde für Zahnfleisch CP 12, Karl Hammacher GmbH, Solingen, Deutschland) ertasten, konnte die Aufbaufüllung direkt erfolgen. Dafür wurde zunächst die Kavität mit einem in CHX (Chlorhexamed® Forte alkoholfrei 0,2 %, GlaxoSmithKline

Consumer Healthcare GmbH & Co. KG, München, Deutschland) getunktes Schaumstoffpellet (Pete Tim No. 2, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) gereinigt und mit einem Luftpüster getrocknet. Danach wurde ein All-in-One Adhäsiv System (Scotchbond Universal Adhäsiv, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) aufgetragen, welches 20 Sekunden auf jede Kavitätenfläche gleichmäßig einmassiert und für 5 Sekunden verpüstert wurde. Nach 10 Sekunden Lichthärtung mittels einer LED-Polymerisationslampe (Epilar™ DeepCure-S, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland), wurde unter Verwendung eines Komposits (Filtek™ Z250, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) mit der konventionellen Inkrement-Technik die Aufbaufüllung durchgeführt. Nach jeder aufgetragenen Schicht (maximal 2 mm) mit Hilfe eines Heidemannspatels (PluLine Nr. 41360, Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland) bzw. Kugelstopfers (PluLine Nr. 87472, Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland) erfolgte eine Lichthärtung für 20 Sekunden (Epilar™ DeepCure-S, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland). Bedeutsam für die Beurteilung des Randspalts in Bezug auf die gesunde Zahnhartsubstanz war, dass sich die Aufbaufüllung mindestens 1 mm im Schmelz befand.

Im Falle einer Pulpaeröffnung infolge einer Caries penetrans, wurde eine Pulpotomie durchgeführt. Nach Säuberung und Trocknung der Kavität, wurde die Pulpakammer mit einem Glasionomerzement namens Ketac™ Molar Aplicap™ A3 der Firma 3M™ (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) nach Herstellerangaben geschlossen: Es folgte die Aktivierung (Aplicap™ Aktivator, 3M™, Seefeld, Deutschland) und Mischung der Ketac™ Molar Kapsel für 15 Sekunden im Roto Mix® (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland). Mit einem Heidemannspatel (PluLine Nr. 41360, Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland) und einem Kugelstopfer (PluLine Nr. 87472, Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland) konnte das Material in die Pulpakammer eingebracht werden. Anschließend wurde eine Aufbaufüllung wie bereits beschrieben durchgeführt.

4.2.2 Stahlkrone

Für die Aufnahme der konfektionierten Stahlkrone (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) erfolgte eine Tangentialpräparation unter Verwendung von Diamant-Bohrern bei 40.000 U/min (rotes Winkelstück: KaVo EXPERTmatic LUX E25L, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) und ausreichender Wasserkühlung (50 ml/min).

Zunächst fand eine okklusale Reduktion von 1-1,5 mm mit Hilfe eines eiförmigen Diamanten (8379E.314.029, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) statt. Das Kaufflächenrelief wurde dabei berücksichtigt. Darauf folgte das stufenlose Beschleifen der Approximalfächen mesial und distal. Um den sogenannten „Schnapp-Effekt“ zu erzeugen, wurden die bukkalen und oralen Flächen nicht bzw. nur minimal präpariert. Ecken und Kanten wurden abschließend mit einem Feinkorndiamanten (8879L.314.014, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) abgerundet und geglättet.

Die Größenauswahl der Stahlkrone richtete sich nach der mesio-distalen Ausdehnung des Zahnes, welche mit einer Schieblehre (Beerendonk, Karl Hammacher GmbH, Solingen, Deutschland) ausgemessen werden konnte. Um einen exakten Sitz zu erreichen, wurden die Stahlkronen mit einer Kronenschere (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) und einer Kronenkonturierzange (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) an den Zahnstumpf individuell angepasst. Ziel war eine marginal gelegene positive Stufe von nicht mehr als 0,5 mm, welche mit einer WHO-Sonde (PCPUNC 15, Hu-friedy®, Frankfurt, Deutschland) nachkontrolliert wurde. Nach dem Polieren des Kronenrandes mit Hilfe von Gummipolierern, konnte das Einsetzen der Stahlkrone mit Ketac™ Cem Plus Automix (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) im Sinne der Herstellerangaben erfolgen (*Kapitel 4.3.2*). Nachfolgende Abbildung (*Abb. 4*) zeigt eine eingesetzte Stahlkrone.



Abb. 4 Konfektionierte Stahlkrone 3M™.

4.2.3 Pediatric Esthetic Crown 3M™

Um die Probezähne der Versuchsgruppen 2 und 3 mit der neuen Pediatric Esthetic Crown (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) versorgen zu können, wird vom Hersteller eine minimale Reduktion der Zahnhartsubstanz empfohlen. Außerdem soll der „Schnapp-Effekt“, der auch bei der Stahlkrone beschrieben wurde, erzielt werden. Dafür wurden die Milchmolaren okklusal 1-1,5 mm (8379E.314.029, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) unter Einhaltung des okklusalen Reliefs gekürzt und die Approximalflächen sowie die bukkalen und oralen Flächen minimal reduziert (8879L.314.014, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland). Die Präparation verlief zudem 1 mm subgingival, sodass ein Federrand erreicht werden konnte.

Sobald alle Ecken und Kanten abgerundet wurden, konnte die Kronengröße mit Hilfe der mesio-distalen Ausdehnung des Milchzahns bestimmt werden. Hierfür wurde immer die kleinstmögliche Krone ausgesucht. Mit sanftem Druck sollte die Krone in Position gebracht werden können und einen „Schnapp-Effekt“ auslösen. Falls dies nicht möglich war, wurden die Probezähne schrittweise reduziert, da eine Formänderung der Pediatric Esthetic Crown 3M™ Kronen nicht möglich ist. Es konnte lediglich die Länge der Krone gekürzt werden. Wenn dies notwendig war, wurde das Kronenmaterial mit Hilfe eines Diamanten gekürzt (8879L.314.014, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) und die Kanten mit einem Polierer geglättet (94023F, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland). Vor dem Einsetzen der Pediatric Esthetic Crown 3M™ wurde der präparierte Stumpf und das Kronenmaterial mit Wasser abgesprüht und anschließend mit wasser- und öl freier Luft getrocknet.

Nachfolgende Abbildung (Abb. 5) veranschaulicht die Präparation und Anpassung einer Kompositkrone.

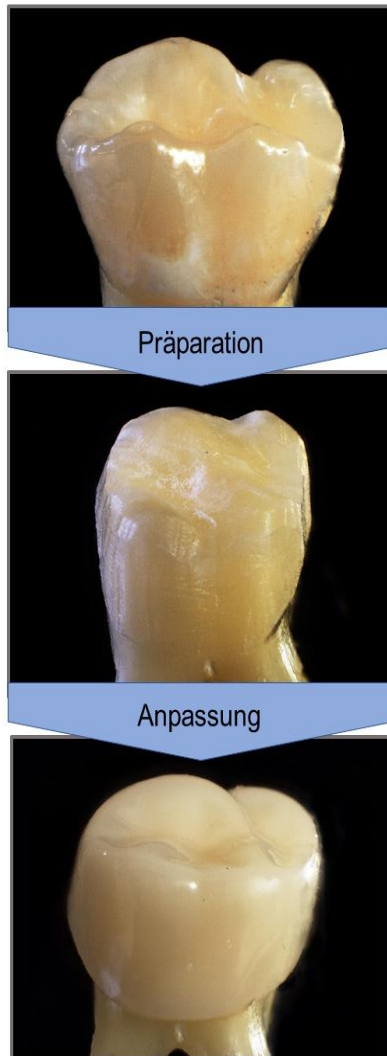


Abb. 5 Präparationsbeispiel anhand der *Pediatric Esthetic Crown 3M™*.

4.2.4 Zirkondioxidkronen: NuSmile®, KinderKrowns® und Sprig EZ-Crown

Um die Milchmolaren mit den vorgestellten Zirkondioxidkronen versorgen zu können, wurde die Kronengröße vor Präparation anhand der mesio-distalen Ausdehnung bestimmt (Schieblehre: Beerendonk, Karl Hammacher GmbH, Solingen, Deutschland). Aufgrund der Tatsache, dass die Zirkondioxidkronen keine Veränderung an ihrer Form erlauben, mussten die Probezähne an die Zirkondioxidkronen für einen passiven Sitz angepasst werden.

Die Präparation erfolgte nach Herstellerangaben und erfasste eine okklusale Reduktion von circa 2 mm mit Hilfe eines eiförmigen Diamanten (8379E.314.029, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) unter 40.000 U/min (rotes Winkelstück: KaVo EXPERTmatic LUX E25L, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) und 50 ml/min Wasserkühlung. Sowohl die Approximafächen als auch die bukkalen und oralen Flächen wurden mit einem Hohlkehl-Diamanten supragingival 20-30 % (1-1,5 mm) beschliffen (8879L.314.014, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland). Dazu wurde der Bohrer parallel zur Zahnachse gehalten. Mit einer Flamme wurde 1-2 mm subgingival abgetragen, um einen Federrand zu erreichen (863.104.012, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland). Anschließend wurden alle Übergänge mit einem Feinkorndiamanten abgerundet und finiert (8879L.314.014, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland).

Bei der Anprobe der Zirkondioxidkronen wurde auf einen passiven Sitz geachtet. Konnte die Zirkondioxidkrone nicht ohne Widerstand in die richtige Position gebracht werden, mussten die Milchmolaren schrittweise nachpräpariert werden. Nach Säuberung und Entfettung mit Ethanol wurde das Kronenmaterial und die Probezähne mit wasser- und öl freier Luft getrocknet, um anschließend die Zirkondioxidkronen eingliedern zu können. Nachfolgende Abbildungen (Abb. 6-8) zeigen die eingesetzten Zirkondioxidkronen.



Abb. 6 NuSmile® Zirconia.



Abb. 7 Sprig EZ-Crown.

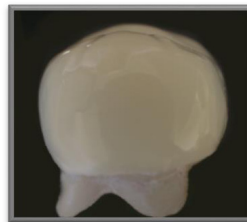


Abb. 8 KinderKrowns® Zirconia.

4.3 Befestigung der Milchzahnkronen

In der vorliegenden Studie wurden die konfektionierten Milchmolarenkronen mit verschiedenen Befestigungszementen auf die Zahnstümpfe befestigt. Folgende Tabelle (Tab. 5) zeigt die verwendeten Befestigungsmaterialien und ihre Inhaltsstoffe.

Befestigungsmaterial	Zementart	Inhaltsstoffe	Referenz
Ketac™ Cem 3M™	Konventionelles GIZ	Fluoraluminosilikatglas, Polycarbonsäure, Weinsäure, Wasser	[127,132]
Ketac™ Cem Plus Automix 3M™	Kunststoffmodifiziertes GIZ	Wasser, HEMA, Kieselsäure, 4-(Dimethylamino)- Benzeneethanol	[132]
RelyX™ Unicem II Automix 3M™	Selbstadhäsives Befestigungskomposit	Phosphorylierte Methacrylatmonomere, Methacrylatmonomere, Silanisierte Füller, Basische Füller, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente, Rheologieadditiv	[190]

Tab. 5 Verwendete Befestigungsmaterialien und ihre Inhaltsstoffe.

4.3.1 Ketac™ Cem

Sowohl Sprig EZ-Crowns als auch die Zirkondioxidkronen der Firma KinderKrowns® wurden mit den konventionellen GIZ (Ketac™ Cem, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) eingesetzt. Dafür wurde eine Ketac™ Cem Kapsel im Roto Mix™ (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) für 15 Sekunden angemischt und ca. bis zu $\frac{3}{4}$ in die Krone gegeben. Anschließend wurde die Krone zeitnah auf den Zahnstumpf aufgesetzt und vorsichtig in die richtige Position gedrückt. Die Zementüberschüsse wurden nach Aushärtung des Glasionomerezementes mit einem Scaler (SH 6/7, Hu-Friedy® Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland) entfernt.

4.3.2 Ketac™ Cem Plus Automix

Ketac™ Cem Plus Automix (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) wurde sowohl bei den Stahlkronen als auch bei der Kompositkrone (Pediatric Esthetic Crown 3M™) und Zirkondioxidkrone (NuSmile® Zirconia) angewendet. Hierfür wurden vom Hersteller zwei beschriebene Optionen durchgeführt:

Selbsthärtung

Für das Befestigen der Stahlkrone (3M™) und der NuSmile® Zirconia wurde ein kunststoffmodifiziertes GIZ (Ketac™ Cem Plus Automix, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) verwendet. Hierfür wurde Ketac™ Cem Plus Automix bis zu $\frac{3}{4}$ in die genannten Milchzahnkronen abgefüllt und auf die präparierten Stümpfe gesetzt. Circa 2 Minuten nach Einsetzen der Restauration erreicht das Material einen Gelzustand, sodass Zementüberschüsse mit einem Scaler (SH 6/7, Hu-Friedy® Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland) entfernt werden konnten.

Dualhärtung

Im Gegensatz zu der Stahlkrone und NuSmile® Zirconia wurde bei der Pediatric Esthetic Crown 3M™ eine zweite Möglichkeit der Verarbeitung angewandt. Nachdem Ketac™ Cem Plus mit einem Automix zu $\frac{3}{4}$ in die Kompositkrone appliziert und unmittelbar auf den präparierten Probezahn gedrückt wurde, erfolgte eine Polymerisation (Epilar™ DeepCure-S, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) für 5 Sekunden pro Fläche. Durch das Anhärten konnten die Zementüberschüsse mit einem Scaler (SH 6/7, Hu-Friedy® Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland) entfernt werden. Während

Ketac™ Cem Plus für 5 Minuten eine Selbsthärtung durchlief, wurde nochmals jede Fläche für 10 Sekunden polymerisiert.

4.3.3 RelyX™ Unicem II Automix

Die zweite Versuchsreihe bezüglich der 3M™ Kronen wurde mit RelyX™ Unicem II Automix (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) einzementiert. Nachdem das Material ebenfalls bis zu $\frac{3}{4}$ der Krone eingebracht wurde und die Krone auf den Zahnstumpf platziert werden konnte, erfolgte eine Lichthärtung mit Epilar™ DeepCure-S (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) unter 1.200 mW/cm^2 für 1 Sekunde pro Fläche. Im Anschluss wurden die Zementüberschüsse mit einem Scaler (SH 6/7, Hu-Friedy® Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland) entfernt und jede Fläche für jeweils 10 Sekunden polymerisiert.

4.4 Thermo-mechanische Belastung

4.4.1 Vorbereitung

Vor der thermo-mechanischen Belastungen (TMB) mussten die Probezähne auf Kausimulatorplatten paarweise fixiert werden, sodass jede Versuchsreihe aus insgesamt acht Kronenpaaren bestand. Um eine möglichst naturgerechte Situation zu erhalten, wurde ein größerer Milchmolar neben einem kleineren Milchmolar in Approximalkontakt platziert. Hierfür wurden die Kausimulatorplatten mit Aluminiumoxid ($27 \mu\text{m}$; RONDO-Flex; KaVo Dental GmbH) abgestrahlt und die Milchzahnwurzeln apikal um ca. 3 mm mit einem Grünring Diamanten (6838.314.012, Komet Dental, Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland) gekürzt. Zudem wurden die Probezähne in Ethanol gereinigt und mit wasser- und öl freier Luft getrocknet. Nach Verwendung eines All-in-One Adhäsiv (Scotchbond Adhäsiv Universal, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) auf der Wurzeloberfläche in Kombination mit dem Komposit Filtek™ Z250 A3 (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) wie zuvor schon beschrieben, konnten die Probezähne auf den Kausimulatorplatten befestigt werden. Dabei war darauf zu achten, dass sich die Kauflächen auf einer Ebene zur Unterlage befinden und die Kronenränder freiliegen. Um eine Verwechslung der Probehälter ausschließen zu können, wurden diese mit einem wasserfesten Stift von 1 bis 8 durchnummeriert.

Anschließend wurden die Proben für 21 Tage in destilliertem Wasser bei einer Temperatur von 37°C gelagert. Nachfolgende Abbildung (*Abb. 9*) veranschaulicht die Vorbereitung der Proben für die thermo-mechanische Belastung.



Abb. 9 Vorbereitung der Proben für TMB.

4.4.2 Thermische Belastung

Die thermische Dauerbelastung erfolgte in einem Thermocycler (TCS 30, Syndicad, München, Deutschland). Dabei wurden die Proben abwechselnd für jeweils 15 Sekunden in ein Warmwasserbad bei 55°C und in ein Kaltwasserbad bei 5°C eingebracht. Zwischenzeitlich ruhten die Probezähne für 15 Sekunden. Jeder Durchlauf umfasste insgesamt 2.500 Zyklen.

4.4.3 Mechanische Belastung

Nach thermischer Wechselbelastung wurden die Proben einer mechanischen Dauerbelastung für 16 Stunden ausgesetzt. Hierfür wurde der Marburger Kausimulator CS-4.8 professional (Kausimulator SD Mechatronik, Feldkirchen, Deutschland) bestehend aus acht Kammern verwendet. In jede Kammer wurde eine Kausimulatorplatte mit jeweils einem Zahnpärchen positioniert. Dort befand sich eine Steatit-Kugel, die im Versuchsdurchlauf als Antagonist diente. Die Kugeln besaßen einen Durchmesser von 6 mm. Ziel der Testdurchführung war die Positionierung der Steatit-Kugel auf den Approximalkontakt der beiden Milchzahnkronen, sodass eine mechanische Belastung auf die Randleiste stattfinden konnte.

Für die Durchführung des Testverfahrens wurde zu Beginn jede Kammer auf 50 N geeicht. Danach wurde eine mechanische Dauerbelastung für 100.000 Zyklen bei einer zyklischen Wechsellast von maximal 50 N mit einer Frequenz von 1,67 Hz vollzogen. Nachfolgende Abbildung (*Abb. 10*, S. 37) zeigt das Vorgehen der thermo-mechanischen Belastung.



Thermocycling



Kausimulation

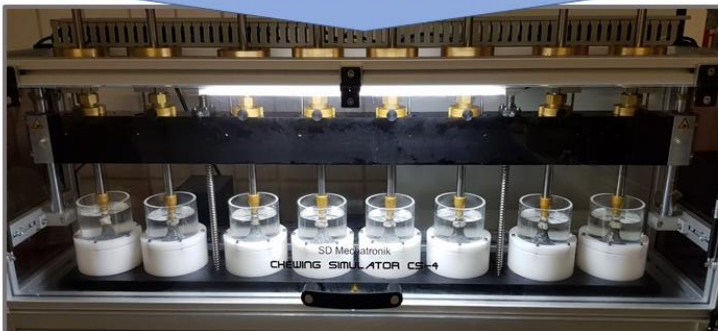


Abb. 10 Thermo-mechanische Belastung.

4.5 Analyse der konfektionierten Milchzahnkronen

4.5.1 Replikatherstellung Milchzahnkronen

Um die Ergebnisse der thermo-mechanischen Belastung analysieren zu können wurden Doppelmischabformungen von den mit Kronen versorgten Milchzähnen angefertigt. Dies geschah sowohl vor als auch nach thermo-mechanischer Belastung jedes einzelnen Probehalters mittels einem additionsvernetzten Silikon Dimension™ Penta H/ Dimension™ Garant L (3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland).

Hierfür wurde der Approximalraum der Probenpaare mit gelben Stangenwachs (Weiton®-Bissnahmewachs, Johannes Weithas GmbH & Co. KG, Lütjenburg, Deutschland) ausgebockt, um ein Ausreißen des Abformmaterials zu verhindern.

Für eine bestmögliche Vermischung beider Komponenten des Silikons, wurde der erste Anteil des Materials verworfen. Der dickflüssige Anteil des Silikons wurde in einem mit Haftlack (3M™ VPS Tray Adhesive, 3M™ Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) bestrichenen Flaschendeckel aus Kunststoff appliziert, während die versorgten Probezähne mit dem dünnfließenden Anteil zirkulär umspritzt wurden. Danach konnten die versorgten Milchzähne parallel zur Tischplatte vorsichtig in die befüllten Flaschendeckel gedrückt werden.

Nachdem das Abformmaterial ausgehärtet war, wurden die Milchzahnkronen schonend aus der Abformung entfernt und schließlich mit Ethanol gereinigt.

Das Ausgießen der Abformung mit einem Polyurethan (AlphaDie MF, Schütz-Dental, Rosbach, Deutschland) erfolgte nach Herstellerangaben. Hierfür wurden 20 ml Basismaterial und 10 ml Härter mit einem Füllstoff (10 g) akribisch mit einem Holzspatel manuell vermischt. Nach einer Anmischzeit von 30 Sekunden konnten die Abformungen mit dem Polyurethan befüllt werden. Um die Blasenbildung zu verringern, verweilten die Abformungen für 15 Minuten bei 2 bar in einem Drucktopf (Polyclav®, Dentaurum GmbH, Ispringen, Deutschland). Eine Stunde später konnten nun die Replikat aus den Abformungen sorgfältig entfernt werden.

4.5.2 Replikatherstellung Antagonisten

Für die Evaluation der Antagonistenabrasion wurden vor und nach thermo-mechanischer Belastung Abformungen von den verwendeten Steatit-Kugeln angefertigt (Panasil® Putty und Panasil® initial contact Light, Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, Deutschland). Die verwendete Doppelmischtechnik wurde nach Herstellerangaben durchgeführt: Katalysator und Base des knetbaren Materials wurden in einem Verhältnis von 1:1 per Hand vermischt. Sobald eine homogene Masse sichtbar war, konnte das dickfließende Material in einen mit Haftlack (Universal Adhesive, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) beschichteten Flaschendeckel aus Kunststoff verteilt werden und anschließend an die mit dünnfließenden Silikon umspritzten Steatit-Kugeln gedrückt werden. Nach einer Aushärtezeit von circa 2 Minuten, konnte die Abformung entfernt und die Steatit-Kugeln mit Ethanol gereinigt werden.

Das Ausgießen der Abformungen geschah analog zu 4.5.1 *Replikatherstellung der Milchzahnkronen*.

4.5.3 Quantitative Randspaltanalyse

Die Untersuchung des Randspalts geschah vor und nach thermo-mechanischer Belastung der Milchzahnkronen. Hierfür wurden mit Hilfe eines Auflichtmikroskops (Nikon AZ 100M, AZ Plan Apo 1x, 4-fach Zoom; Nikon Instruments Europe B.V., Amsterdam, Niederlande). Lichtbilder von den bukkalen und oralen Flächen der hergestellten Replikat angefertigt und als Detailaufnahmen gespeichert. Die einzelnen Bilder konnten nun unter Verwendung der Software ImageJ (Fiji is just ImageJ, Freeware, <http://imagej.net/Fiji>) zu einem großen Bild addiert werden, indem Überlappungsareale erkannt und verrechnet wurden. Anhand von KHKs jQuantiGap (Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, http://kunzelmann.de/4_software-imagej-quantitative_margin_analysis-html, München, Deutschland) wurde im Folgenden der Randspalt evaluiert.

Für die Beurteilung der Randspaltqualität wurden folgende vier Klassifizierungen festgelegt:

1. „Positive Stufe“ mit grenzenlosem Übergang von Probezahn über Befestigungszement bis hin zum Kronenmaterial (Abb. 11).

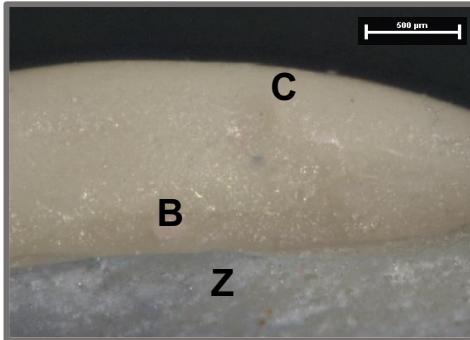


Abb. 11 Ansicht einer Zementfuge von apikal mit positiver Stufe ohne Kontinuitätsunterbrechung.

Z= Zahnhartsubstanz B= Befestigungsmaterial C= Krone

2. „Negative Stufe“ (Unterschuss) mit grenzenlosem Übergang von Probezahn über Befestigungszement bis hin zum Kronenmaterial (Abb. 12).

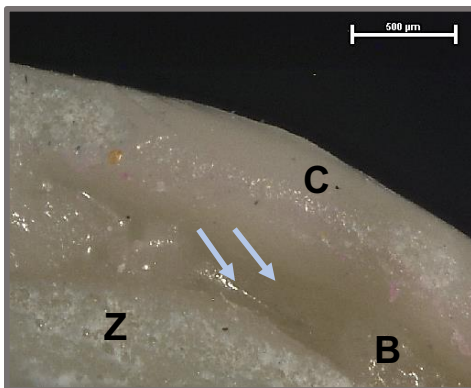


Abb. 12 Ansicht einer Zementfuge von apikal mit einer negativen Stufe ohne Kontinuitätsunterbrechung. Die blauen Pfeile zeigen auf den Unterschuss.

Z= Zahnhartsubstanz B= Befestigungsmaterial C= Krone

3. „Randspalt“ zwischen Befestigungszement und Zahn bzw. Restauration als Hinweis für einen Adhäsionsverlust (Abb. 13).

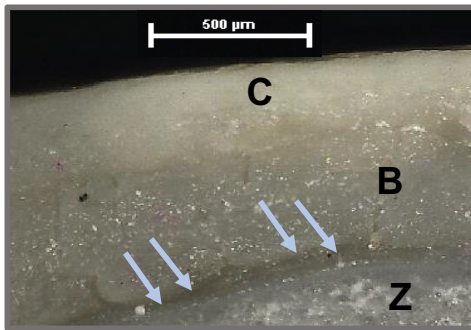


Abb. 13 Ansicht einer Zementfuge von apikal mit Randspaltverhalten zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz. Die blauen Pfeile zeigen auf einen Randspalt.
Z= Zahnhartsubstanz B= Befestigungsmaterial C= Krone

4. „Artefakt“ durch Fehler in der Verarbeitung bzw. nicht beurteilbar (Abb. 14).

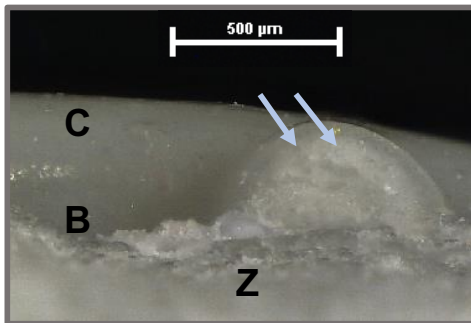


Abb. 14 Ansicht einer Zementfuge von apikal mit einem Artefakt. Die blauen Pfeile zeigen auf eine Blase.
Z= Zahnhartsubstanz B= Befestigungsmaterial C= Krone

Zusätzlich wurde die marginale Zementfugenbreite der bukkalen und oralen Flächen aller Versuchsreihen ermittelt. Hierfür wurde in regelmäßigen Abständen von 500 µm die Breite des Zementspaltes zwischen Kronenmaterial und Zahnhartsubstanz mit Hilfe der zuvor aufgenommenen Einzellichtbilder gemessen. Der Messwert ergab sich aus einem

Anfangs- und Endpunkt, die die Grenzflächen Zahnhartsubstanz/ Befestigungszement und Befestigungszement/ Kronenmaterial darstellten. Zu beachten war, dass die Messtrecke möglichst rechtwinklig zu einer festgelegten Tangente verlief. Diese Tangente hatte ihren Schnittpunkt an der Grenzfläche Zahnhartsubstanz/ Befestigungszement.

Repräsentative Einzelbilder wurden unter einem Rasterelektronenmikroskop angefertigt (Amray 1610 Turbo, KLA-Tencor Corp., Milpitas, Kalifornien, USA). Zuvor wurden die Proben mit einer Graphitpaste Leit-C-Plast (Fa. Neubauer Chemikalien, Münster, Deutschland) auf Aluminiumträgern befestigt und anschließend mit Gold besputtert (Polaron SC 502 Sputter Coater, Quorum Technologies Ltd, East Sussex, England). Hierfür wurde ein Hochvakuum mit einer Spannung von 25 mA erzeugt und eine Sputterschicht aus reinem Gold mit einer Dicke von ca. 30 nm auf die Probenpaare aufgetragen. Nachfolgende Abbildung (Abb. 15) veranschaulicht das Vorgehen der Randspaltanalyse.

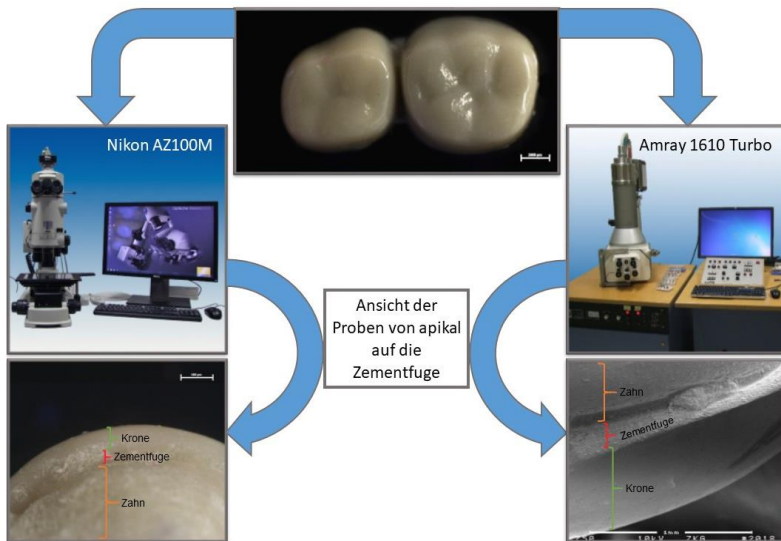


Abb. 15 Vorgehen der Randspaltanalyse.

4.5.4 Verschleißanalyse

Um die Abrasion des Antagonisten ebenfalls dokumentieren zu können, wurde neben den verwendeten Milchzahnkronen auch die Steatit-Kugel in die Analyse integriert.

Hierfür wurden die Replikat so getrimmt, dass der Kronenrand nahezu parallel zur Unterseite der Proben verlief. Anschließend fand eine Fixierung der Replikat auf einem Aluminium-Objektträger mittels der Graphitpaste Leit-C-Plast (Fa. Neubauer Chemikalien, Münster, Deutschland) statt. Nach der Reinigung mit Isopropanol und Wattestäbchen, wurden verbliebene Staubpartikel mit Druckluft beseitigt.

Für die Bestimmung des Verschleißes der Okklusalfäche und der Steatit-Kugel kam ein 3D-Laser-Scanning Mikroskop VK-9700 (Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg, Deutschland) zum Einsatz (*Abb. 16*).

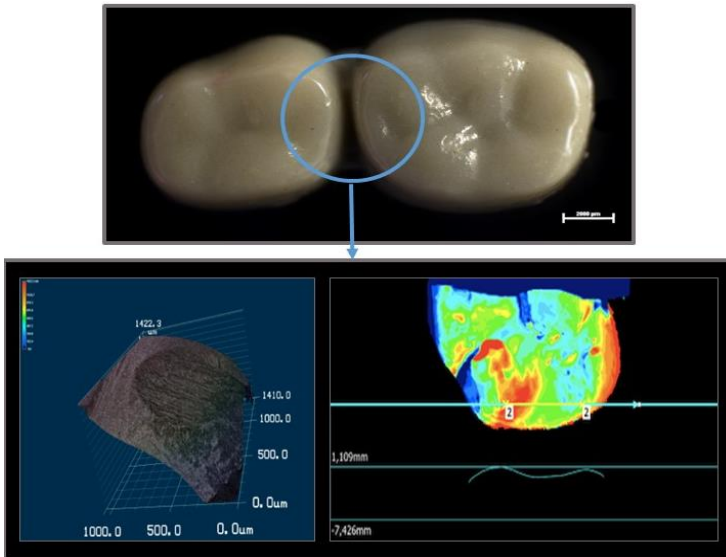


Abb. 16 Abrasionsanalyse mittels 3D-Laser-Scanning Mikroskop.

Um den vertikalen Höhenverlust der Kronenmaterialien und Steatit-Kugeln beurteilen zu können, wurde die Ausgangshöhe vor thermo-mechanischer Dauerbelastung vermessen und mit 0 μm in allen sechs Versuchsreihen dokumentiert. Ein wiederholtes Vermessen fand nach der Versuchsdurchführung im Thermocycler und Kausimulator

statt. Für repräsentative Beispielbilder wurden die Proben ebenfalls mit reinem Gold besputtert (Polaron SC 502 Sputter Coater, Quorum Technologies Ltd, East Sussex, England). Daraufhin konnten gezielte Bereiche unter dem Rasterelektronenmikroskop (Amray 1610 Turbo, KLA-Tencor Corp., Milpitas, Kalifornien, USA) aufgenommen werden.

4.6 Statistische Auswertung

Die Auswertung der qualitativen Randspaltanalyse und des Abrasionverhaltens von Restauration und Antagonist wurde mit Hilfe des Programms SPSS 15.0 (IBM, Armonk, New York, USA) ermittelt.

Zuerst wurde mit Hilfe des Kolomogorv-Smirnow-Anpassungstests geprüft, ob eine Normalverteilung der Ergebnisse existierte, um infolge nicht- bzw. parametrische Test zu rechtfertigen.

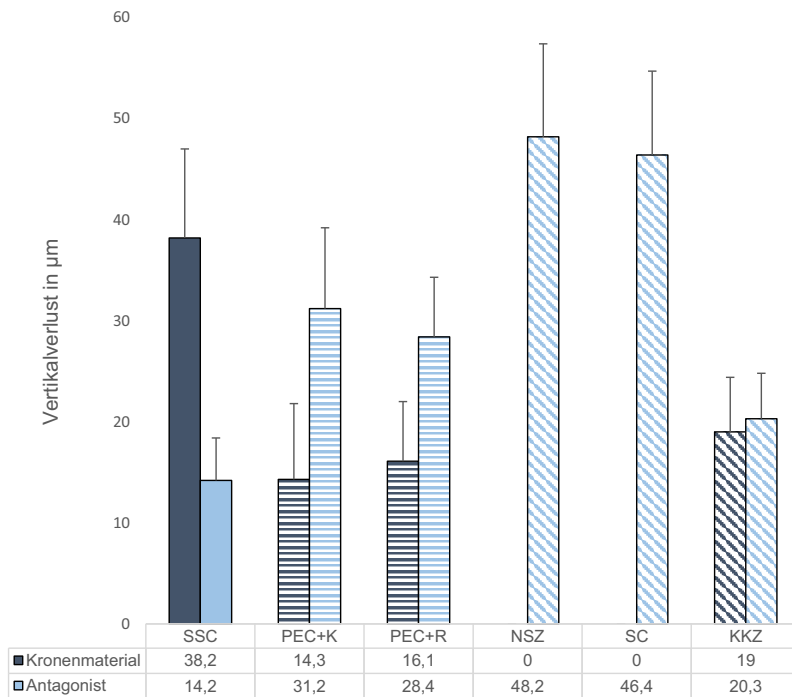
Bei der Auswertung des Randspaltes wurde der Friedman Test und der Mann-Whitney-U-Test erhoben, um den p-Wert nach Bonferroni mit dem zugehörigen Korrekturfaktor zu multiplizieren. Wenn dieser Wert unter 0,05 lag, konnte ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Für die Abrasionsanalyse wurde das One-way ANOVA-Verfahren durchgeführt. Ein p-Wert unter 0,05 zeigte ebenfalls einen statistisch signifikanten Unterschied.

5 Ergebnisse

5.1 Verschleißanalyse

In der vorliegenden Studie wurde das Verschleißverhalten sowohl von den verschiedenen Kronenmaterialien als auch der Steatit-Antagonisten unter dem 3D-Laser-Scanner Mikroskop untersucht. Folgendes Diagramm (*Diagr. 1*) soll eine Übersicht der Ergebnisse nach thermo-mechanischer Belastung schaffen: Die einzelnen Balken zeigen die Vertikalverluste in Mittelwerten und die jeweiligen Standardabweichungen [μm]. Für eine deutliche Abgrenzung der Untersuchungsparameter werden die Kronenmaterialien mit dunkelblauen Balken und die Steatit-Antagonisten mit hellblauen Balken abgebildet. Die unterschiedlichen Schraffierungen repräsentieren die unterschiedlichen Werkstoffe.



Diagr. 1 Gegenüberstellung Verschleißverhalten von Kronenmaterialien und Steatit-Antagonisten. Angaben der Vertikalverluste in Mittelwerten und Standardabweichungen [μm]. Darstellung der Metallkronen ohne Musterfüllung, Kompositkronen mit horizontalen Streifen und Zirkonoxidkronen mit diagonalen Streifen.

5.1.1 Verschleiß der Kronenmaterialien

Insgesamt konnte bei den Stahlkronen und Zirkondioxidkronen keine Fraktur im Zuge der Kausimulation beobachtet werden. Während eine Kompositkrone (Ketac™ Cem Plus) im Laufe der mechanischen Belastung in die Brüche ging, konnte eine höhere Frakturgefährdung der Zirkondioxidkronen im Zuge der Kronenanprobe festgestellt werden. Folgende Abbildungen (Abb. 17 a-d) zeigen die Frakturlinien einer Kompositkrone nach thermo-mechanischer Belastung.

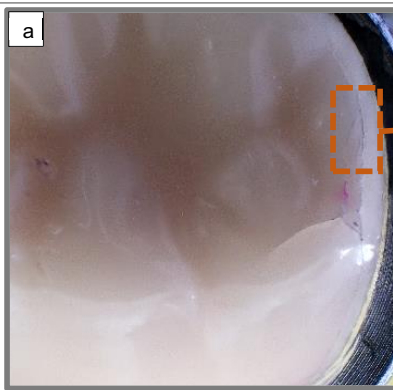


Abb. 17a Lichtbild Pediatric Esthetic Crown nTMB. Darstellung der Kaufläche (Nikon AZ100M; 1er Objektiv ohne Vergrößerung).

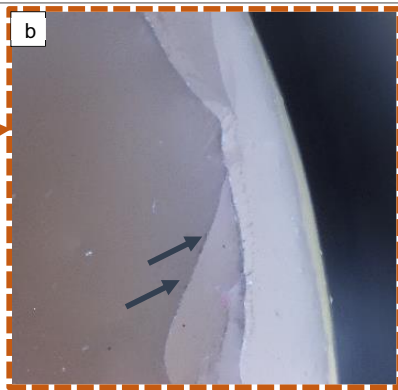


Abb. 17b Lichtbild Pediatric Esthetic Crown nTMB. Vergrößerte Darstellung der Kaufläche (Nikon AZ100M; 1er Objektiv mit 3-facher Vergrößerung).

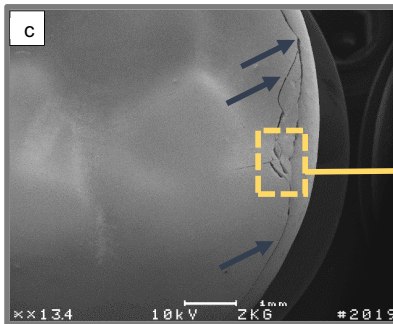


Abb. 17c REM-Bild Pediatric Esthetic Crown nTMB. Darstellung der Kaufläche (Amray 1610 Turbo; 13,4-fache Vergrößerung).

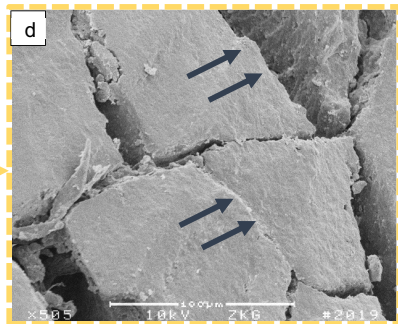


Abb. 17d REM-Bild Pediatric Esthetic Crown nTMB. Vergrößerte Darstellung der Kaufläche (Amray 1610 Turbo; 505-fache Vergrößerung).

Abb. 17a-d Licht- und REM-Bilder zeigen Frakturlinien einer Kompositkrone nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Frakturlinien verlaufen vom Aufprallpunkt des Antagonisten auf der Okklusalfäche bis nach vestibulär und oral (dunkelblaue Pfeile; Abb. 17b, 17c, 17d).

Nach thermo-mechanischer Belastung konnten mittels 3D-Laser-Scanner Mikroskop folgende vertikalen Abrasionstiefen gemessen werden (Tab. 6).

Gruppe	Kronenmaterial	Befestigungszement	Abrasion nTMB MW (SD)
1	Stahlkrone	Ketac™ Cem Plus	38,2 (8,8) ^A
2	Pediatric Esthetic Crown	Ketac™ Cem Plus	14,3 (7,5) ^B
3	Pediatric Esthetic Crown	RelyX™ Unicem II	16,1 (5,9) ^B
4	NuSmile® Zirconia	Ketac™ Cem Plus	0 (0) ^C
5	Sprig EZ-Crown	Ketac™ Cem	0 (0) ^C
6	KinderCrowns® Zirconia	Ketac™ Cem	19,0 (5,4) ^B

Tab. 6 Ergebnisse der Verschleißanalyse hinsichtlich Kronenmaterialien gemessen am Vertikalverlust. Angaben entsprechen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) in μm ; ^x zeigt statistisch signifikante Unterschiede (One-way ANOVA, mod. LSD; $p < 0,05$).

Generell zeigten die Stahlkronen von 3M™ (SSC) eine signifikant höhere Verschleißrate als die zahnfarbenen Milchmolarenkronen ($p < 0,05$). Das Abrasionsverhalten der Stahlkrone nach thermo-mechanischer Belastung ließ sich sowohl unter dem Lichtmikroskop als auch unter dem Rasterelektronenmikroskop exemplarisch darstellen (Abb. 18 a-c, S. 48; Abb. 19 a-b, S. 49; Abb. 20 a-b, S. 49). Dabei konnten überwiegend plastische Deformationen und Vorwölbungen des Kronenmaterials festgestellt werden (Abb. 18 a-c, S. 48).

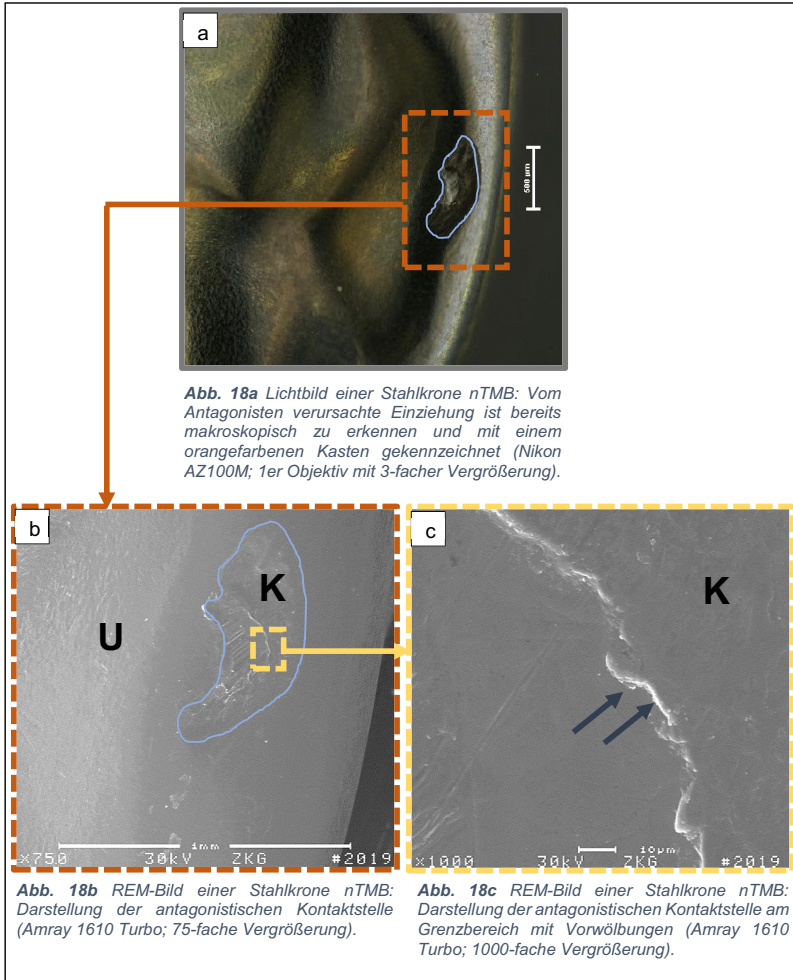


Abb. 18a Lichtbild einer Stahlkrone nTMB: Vom Antagonisten verursachte Einziehung ist bereits makroskopisch zu erkennen und mit einem orangefarbenen Kasten gekennzeichnet (Nikon AZ100M; 1er Objektiv mit 3-facher Vergrößerung).

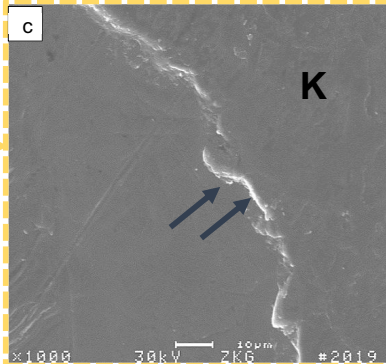
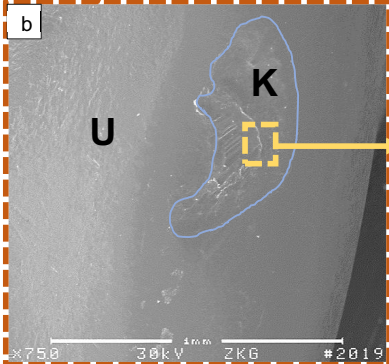


Abb. 18a-c Licht- und REM-Bilder einer Stahlkrone nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die antagonistische Kontaktstelle ist mit einer hellblauen Linie markiert (Abb. 18a und 18b) und zeigt plastische Deformationen und Vorwölbungen (dunkelblaue Pfeile; Abb. 18c).
K= Kontaktstelle des Antagonisten U= Kontaktfrei.

Mikroskopisch lässt sich eine Oberflächenerrüttung, gekennzeichnet durch Ermüdungsbrüche (Abb. 19 a-b) und unterminierende Rissbildungen (Abb. 20 a-b), nachweisen.

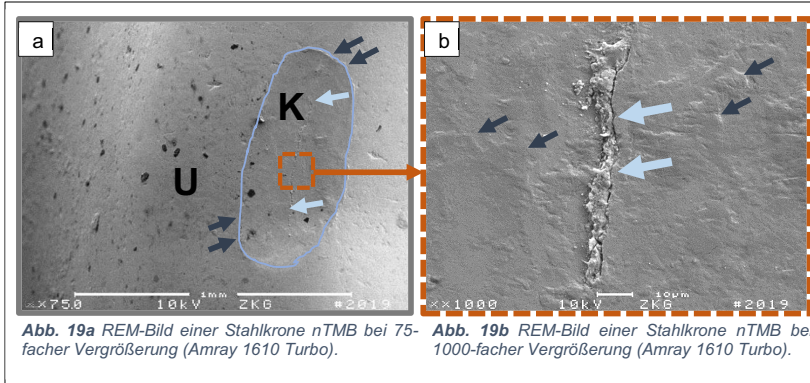


Abb. 19a-b Ermüdungsbruch einer Stahlkrone 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die antagonistische Kontaktstelle der Metallkrone ist mit einer hellblauen Linie markiert (Abb. 19a) und zeigt zentral einen vertikal verlaufenden Mikroriss (hellblaue Pfeile; Abb. 19a und 19b). Zudem sind Vorwölbungen im Randbereich (dunkelblaue Pfeile; Abb. 19a) und plastische Deformationen (dunkelblaue Pfeile; Abb. 19b) zu erkennen.
K= Kontaktstelle U= Kontaktfrei

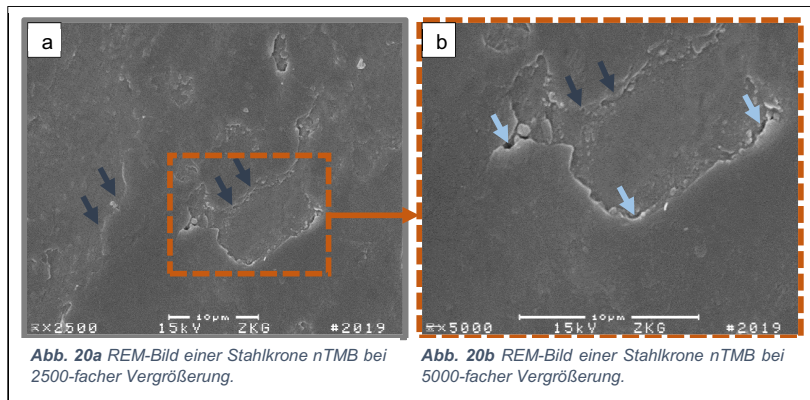


Abb. 20a-b Unterminierende Rissbildungen einer Stahlkrone 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die Ausschnitte zeigen den mittigen Bereich der antagonistischen Kontaktstelle einer Metallkrone. Zu sehen sind plastische Deformationen (dunkelblaue Pfeile; Abb. 20a und 20b) sowie unterminierende Mikrorissbildungen (hellblaue Pfeile, Abb. 20b) des Kronenmaterials.

Die Pediatric Esthetic Crowns 3M™ (PEC+K bzw. PEC+R) erreichten im Vergleich zum „Goldstandard“ signifikant niedrigere Abrasionswerte ($p < 0,05$). Dabei hatten die unterschiedlichen Befestigungsmaterialien (Ketac™ Cem Plus oder RelyX™ Unicem II) keinen Einfluss auf das Verschleißverhalten der konfektionierten Kompositkronen ($p > 0,05$). Unter dem Licht- und Rasterelektronenmikroskop ließ sich das Verschleißverhalten exemplarisch darstellen (Abb. 21 a-c; Abb. 22 a-b, S. 51). Nachfolgende Abbildung zeigt eine scharf begrenzte Verschleißspur einer Pediatric Esthetic Crown 3M™ gekennzeichnet durch Materialabschürfungen (Abb. 21 a-c).

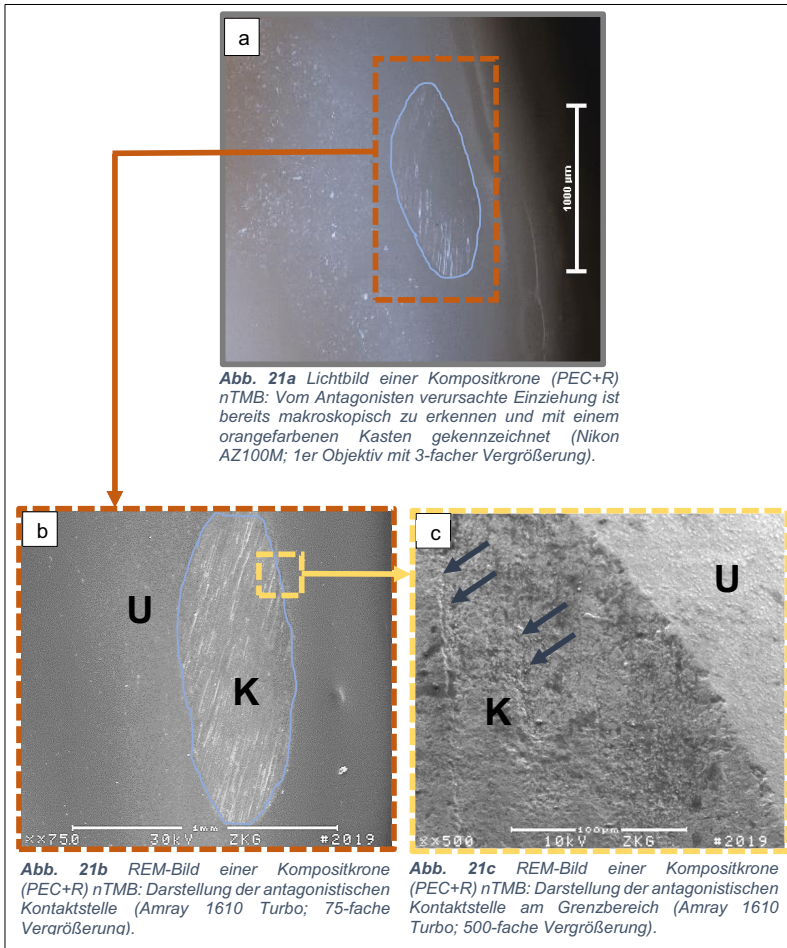


Abb. 21a-c Licht- und REM-Bilder einer Kompositkrone (PEC+R) nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die antagonistische Kontaktstelle ist mit einer hellblauen Linie markiert (Abb. 21a und 21b) und zeigt Materialabschürfungen (dunkelblaue Pfeile; Abb. 21c).

K= Kontaktstelle

U= Kontaktfrei

Höhere Vergrößerungen unter dem Rasterelektronenmikroskop machen einen deutlichen Substanzverlust in Form eines rillenförmigen Reliefs sichtbar (Abb. 22 a-b). Die raue Oberfläche des Kronenmaterials im Bereich der antagonistischen Kontaktstelle entstand durch den Abrieb von Matrixpartikeln und von Füllkörpern (z.B. Silikat- und Zirkon-Cluster).

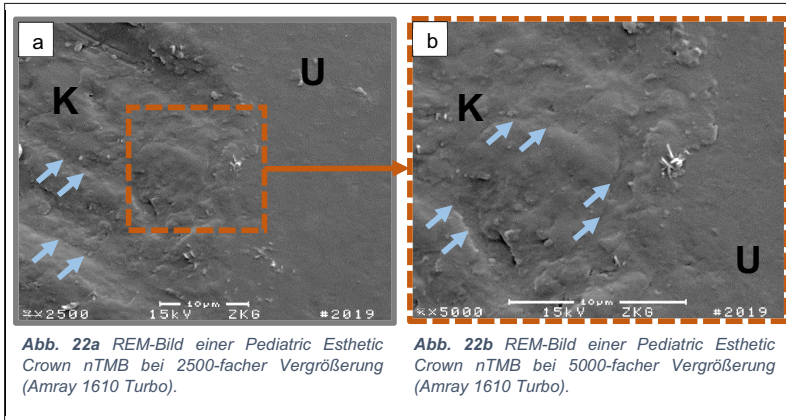


Abb. 22a REM-Bild einer Pediatric Esthetic Crown nTMB bei 2500-facher Vergrößerung (Amray 1610 Turbo).

Abb. 22b REM-Bild einer Pediatric Esthetic Crown nTMB bei 5000-facher Vergrößerung (Amray 1610 Turbo).

Abb. 22a-b Abrasionsverhalten einer Pediatric Esthetic Crown 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die Ausschnitte zeigen den Randbereich der antagonistischen Kontaktstelle einer Kompositkronen. Zu sehen ist ein rillenförmiger Materialverlust des Kronenmaterials durch Abrieb von Matrixpartikeln und Füllkörpern (hellblaue Pfeile; Abb. 22a und 22b).

K= Kontaktstelle

U= Kontaktfrei

Bei den NuSmile® Zirconia (NSZ) und den Sprig EZ-Crown (SC) konnte kein Materialverlust nach thermo-mechanischer Belastung gemessen werden. Repräsentative REM-Bilder lassen keine Materialveränderungen erkennen (Abb. 23 a-d). Die rillenartige Oberflächenstruktur ist auf den Herstellungsprozess (Fräsvorgang) zurückzuführen.

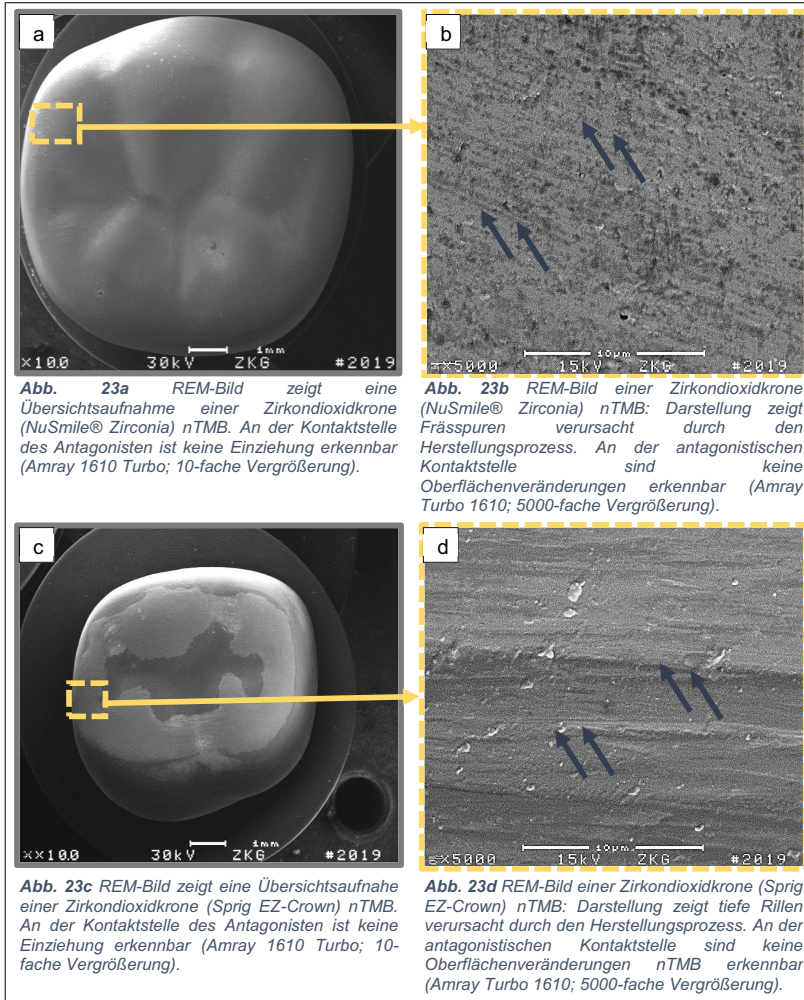


Abb. 23a-d REM-Bilder von Zirkondioxidkronen NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crown nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die antagonistischen Kontaktstellen zeigen weder Materialverluste noch Oberflächenveränderungen der Zirkondioxidkronen. Es sind lediglich Frässpuren vom Herstellungsprozess zu erkennen (dunkelblaue Pfeile; Abb. 23b, 23d).

Die Kronen von KinderKrowns® Zirconia (KKZ) erlitten einen Vertikalverlust von 19 μm . Verglichen mit den Pediatric Esthetic Crowns 3M™ (PEC+K bzw. PEC+R) wiesen sie keinen signifikanten Unterschied auf ($p > 0,05$). Folgende Abbildungen veranschaulichen das Verschleißverhalten nach thermo-mechanischer Belastung unter dem Licht- bzw. Rasterelektronenmikroskop (Abb. 24 a-c; Abb. 25, S. 54).

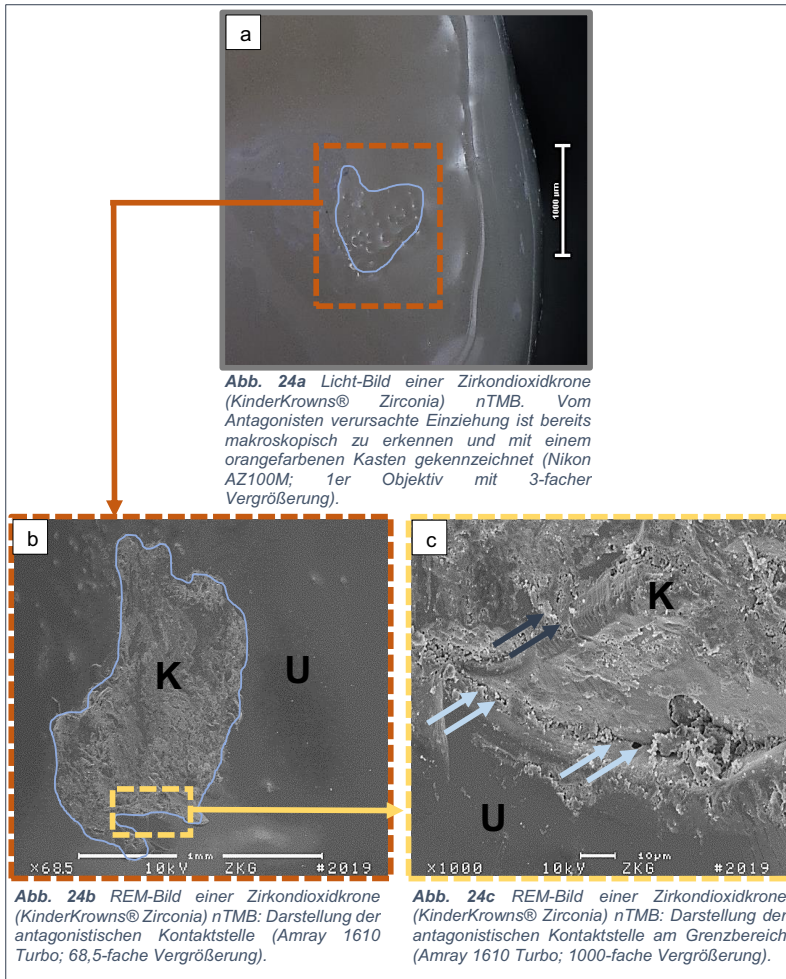


Abb. 24a-c Licht- und REM-Bilder einer Zirkondioxidkrone KinderKrowns® Zirconia nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die antagonistische Kontaktstelle ist mit einer hellblauen Linie markiert (Abb. 24a und 24b) und zeigt sowohl Materialverlust (dunkelblaue Pfeile; Abb. 24c) als auch Mikrorisse am Randbereich (hellblaue Pfeile; Abb. 24c). K= Kontaktstelle
U=Kontaktfrei

Unter höheren Vergrößerungen zeigt sich die Oberflächenzerrüttung mit schollenartigen Ablplatzungen der glasierten Oberflächenschicht und mit Anzeichen von beginnenden Mikrorisswachstum (Abb. 24 c, S. 53; Abb. 25 a-b).

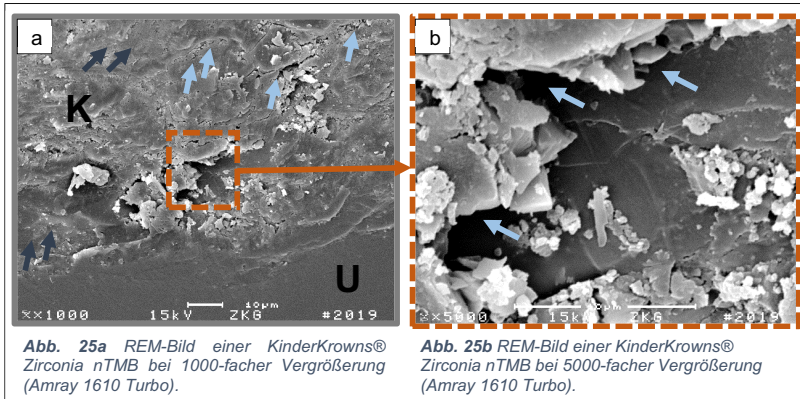


Abb. 25a-b Risswachstum einer KinderKrowns® Zirconia nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Die Ausschnitte zeigen den Randbereich der antagonistischen Kontaktstelle einer Zirkondioxidkrone. Deutlich zu sehen ist der Abrieb der glasierten Oberflächenschicht (dunkelblaue Pfeile; Abb. 25a) und die Bildung von Mikrorissen im Kronenmaterial (hellblaue Pfeile; Abb. 25a und 25b).
K= Kontaktstelle U= Kontaktfrei

5.1.2 Verschleiß der Antagonisten

Nach mechanischer Belastung im Kausimulator konnten folgende Ergebnisse für den Verschleiß auf der Steatit-Oberfläche mittels 3D-Laser-Scanner Mikroskop gemessen werden.

Die signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen konnten mittels des One-way ANOVA-Verfahrens ermittelt werden (Tab. 7).

Gruppe	Kronenmaterial	Befestigungszement	Abrasion nTMB MW (SD)
1	Stahlkrone	Ketac™ Cem Plus	14,2 (4,2) ^A
2	Pediatric Esthetic Crown	Ketac™ Cem Plus	31,2 (8,0) ^B
3	Pediatric Esthetic Crown	RelyX™ Unicem II	28,4 (5,9) ^B
4	NuSmile® Zirconia	Ketac™ Cem Plus	48,2 (9,2) ^D
5	Sprig EZ-Crown	Ketac™ Cem	46,4 (8,3) ^D
6	KinderKrowns® Zirconia	Ketac™ Cem	20,3 (4,5) ^C

Tab. 7 Ergebnisse der Verschleißanalyse hinsichtlich den Steatit-Antagonisten gemessen am Vertikalverlust. Angaben entsprechen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) in μm . ^X zeigt statistisch signifikante Unterschiede (One-way ANOVA, mod. LSD; $p < 0,05$).

Entsprechend des Verschleißverhaltens der unterschiedlichen Kronenmaterialien, waren die Vertikalverluste der jeweiligen Verschleißgebiete der Steatit-Antagonisten bei den Stahlkronen signifikant niedriger als bei den zahnfarbenen Milchmolarenkronen ($p < 0,05$).

Die Antagonistenverschleißrate der Zirkondioxidkronen NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crowns waren mit $48,2 \pm 9,2 \mu\text{m}$ und $46,4 \pm 8,3 \mu\text{m}$ am höchsten und statistisch signifikant höher als bei den anderen untersuchten Kronen ($p < 0,05$).

Sowohl die Kompositkronen als auch die Vollkeramikronen KinderKrowns® Zirconia verursachten einen signifikant geringeren Antagonistenabrieb ($p < 0,05$).

Unter dem Rasterelektronenmikroskop konnte die Antagonistenabrasion exemplarisch dargestellt werden (Abb. 26a-b; Abb. 27a-b, S. 57; Abb. 28a-b, S. 58; Abb. 29a-b, S. 58; Abb. 30, S. 59). Die Stahlkrone verursachte eine scheinbar geringe Oberflächenveränderung der Steatitkugel. Die in der Regel raue Oberflächenstruktur des Steatits zeigte nach thermo-mechanischer Belastung im Bereich der Kontaktstelle ein glattes Erscheinungsbild (Abb. 26 a-b).

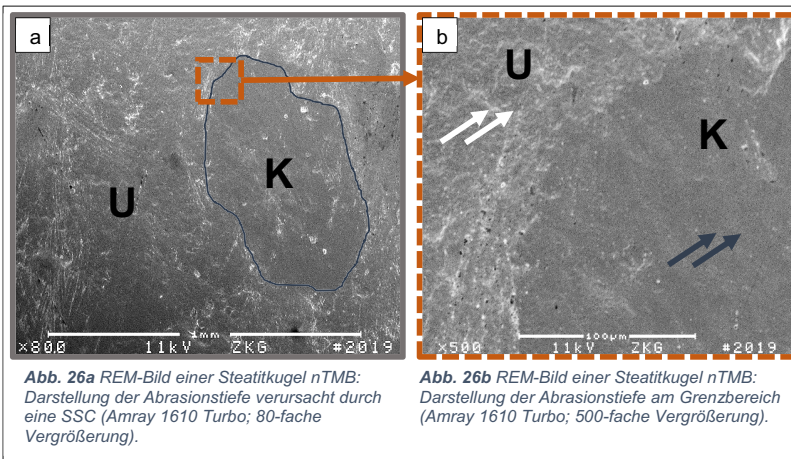


Abb. 26a-b Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Stahlkrone 3M™. REM-Bilder zeigen eine scheinbar leichte Oberflächenveränderung der antagonistischen Steatitkugel verursacht durch eine Stahlkrone nach thermo-mechanischer Belastung. Die dunkelblaue Linie markiert den Umriss der Kontaktstelle vom Kronenmaterial (Abb. 26a). Im Gegensatz zur kontaktfreien Steatit-Oberfläche (weiße Pfeile; Abb. 26b) zeigt die Kontaktstelle eine glatte Oberflächenstruktur (dunkelblaue Pfeile; Abb. 26b).
K= Kontaktstelle U= Kontaktfrei

Im Gegensatz zu den Stahlkronen ließ sich unter dem Rasterelektronenmikroskop beim Steatit-Antagonisten der Kompositkronen im Bereich der Kontaktstelle eine unregelmäßige Oberflächenstruktur mit Porositäten feststellen (Abb. 27 a-b). Das Verschleißverhalten gegenüber dem Antagonisten wird vor allem durch das Herauslösen von Matrixpartikeln und Füllkörpern des Komposits hervorgerufen. Porositäten sind für die Steatit-Struktur charakteristisch und werden bei Materialverlust sichtbar.

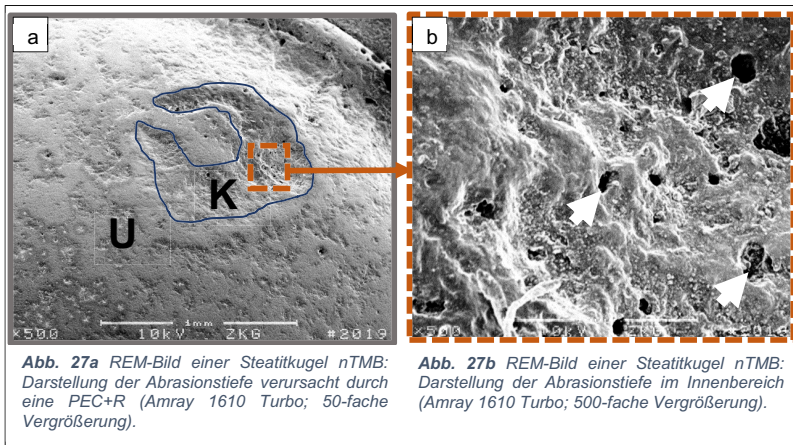


Abb. 27a REM-Bild einer Steatitkugel nTMB: Darstellung der Abrasionstiefe verursacht durch eine PEC+R (Amray 1610 Turbo; 50-fache Vergrößerung).

Abb. 27b REM-Bild einer Steatitkugel nTMB: Darstellung der Abrasionstiefe im Innenbereich (Amray 1610 Turbo; 500-fache Vergrößerung).

Abb. 27a-b Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Kompositkrone von **Pediatric Esthetic Crown 3M™**. REM-Bilder zeigen eine deutliche Oberflächenveränderung der antagonistischen Steatitkugel von einer Kompositkrone nach thermo-mechanischer Belastung. Die dunkelblaue Linie markiert den Umriss der Kontaktstelle vom Kronenmaterial (Abb. 27a). Die Kontaktstelle zeigt eine unregelmäßige Oberflächenstruktur hervorgerufen von den Matrixpartikeln und Füllkörpern der Kompositkrone (Abb. 27b). Außerdem sind Porositäten der Steatitkugel zu erkennen (weiße Pfeile; Abb. 27b).

K= Kontaktstelle

U= Kontaktfrei

Nach thermo-mechanischer Belastung konnte vor allem bei den abrasionsstabilen Zirkondioxidkronen NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crown deutliche Oberflächenveränderungen auf der antagonistischen Steatitkugel nachgewiesen werden (Abb. 28 a-b, S. 58; Abb. 29 a-b, S. 58). Wie die Stahlkrone verursachten die Zirkondioxidkronen eine glatte Oberflächenveränderung der Steatitkugel. Durch den Abrieb erscheint vereinzelt die poröse Struktur der Keramik.

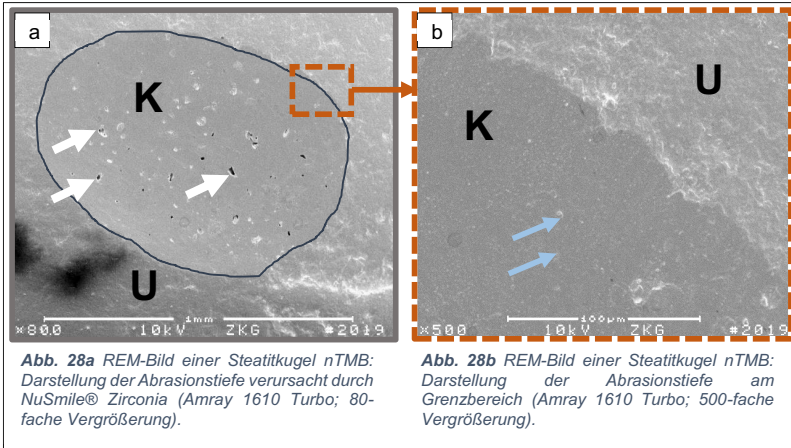


Abb. 28a-b Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone von NuSmile® Zirconia. REM-Bilder zeigen eine deutliche Oberflächenveränderung der antagonistischen Steatitkugel verursacht durch eine Zirkondioxidkrone (NuSmile® Zirconia) nach thermo-mechanischer Belastung. Die dunkelblaue Linie markiert den Umriss der Kontaktstelle vom Kronenmaterial (Abb. 28a). Ähnlich der Antagonisten einer Stahlkrone und anderer Zirkondioxidkronen zeigt sich hier die Kontaktstelle mit einer glatten Oberflächenstruktur (hellblaue Pfeile, Abb. 28b). Porositäten in der Steatitkugel werden deutlich (weiße Pfeile, Abb. 28a).

K= Kontaktstelle

U= Kontaktfrei

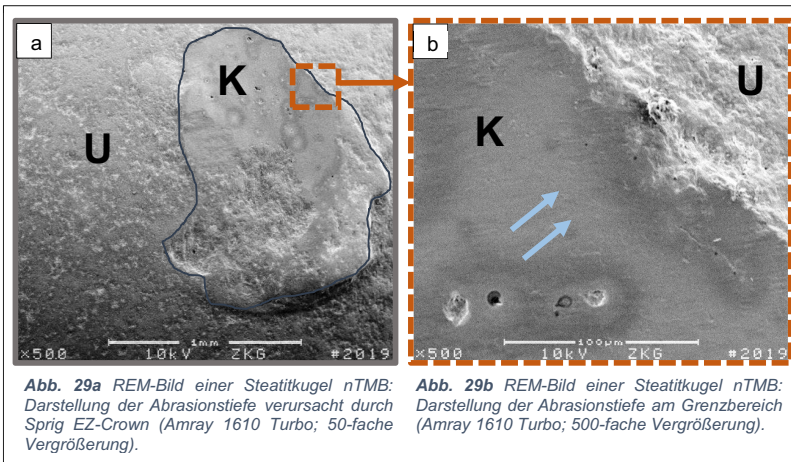


Abb. 29a-b Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone von Sprig EZ-Crown. REM-Bilder zeigen eine deutliche Oberflächenveränderung der antagonistischen Steatitkugel verursacht durch eine Zirkondioxidkrone (Sprig EZ-Crown) nach thermo-mechanischer Belastung. Die dunkelblaue Linie markiert den Umriss der Kontaktstelle vom Kronenmaterial (Abb. 29a). Ähnlich der Antagonisten von einer Stahlkrone und anderer Zirkondioxidkronen zeigt sich die Kontaktstelle mit einer glatten Oberflächenstruktur (hellblaue Pfeile; Abb. 29b).

K= Kontaktstelle

U= Kontaktfrei

Folgende Abbildung veranschaulicht den Verschleiß des Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone KinderKrowns® Zirconia (Abb. 30 a-b). Der minimale Vertikalverlust der Steatitkugel hebt sich hier durch eine glatte Oberfläche hervor.

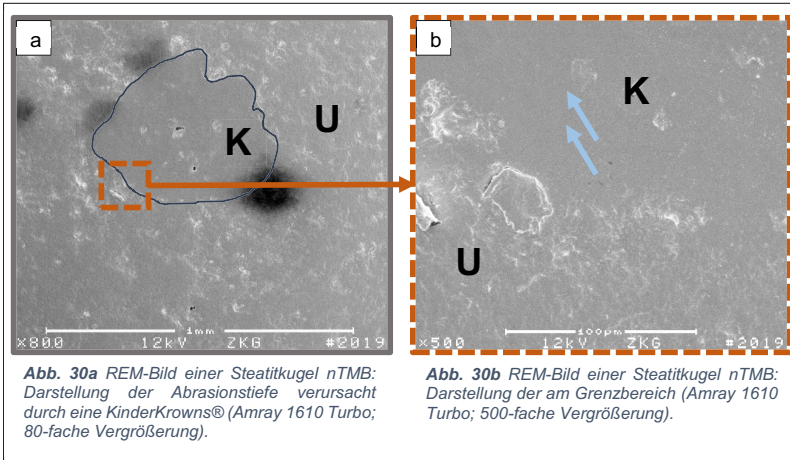


Abb. 30a-b Abrieb eines Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone von KinderKrowns® Zirconia. REM-Bilder zeigen eine scheinbar kleine Oberflächenveränderung der antagonistischen Steatitkugel verursacht durch eine Zirkondioxidkrone (KinderKrowns® Zirconia) nach thermo-mechanischer Belastung. Die dunkelblaue Linie markiert den Umriss der Kontaktstelle vom Kronenmaterial (Abb. 30a). Ähnlich der Antagonisten von einer Stahlkrone und anderer Zirkondioxidkronen zeigt sich die Kontaktstelle mit einer glatten Oberflächenstruktur (hellblaue Pfeile; Abb. 30b).
 K= Kontaktstelle U= Kontaktfrei

5.2 Randspaltanalyse

5.2.1 Zementfugenbreite

Bei allen Kronengruppen konnte im Mittelwert kein perfekter Randschluss erzielt werden. Im Folgenden werden die Ergebnisse der marginalen Zementfugenbreite veranschaulicht (Tab. 8).

Gruppe	Kronenmaterial	Befestigungszement	Zementfugenbreite MW (SD)
1	Stahlkrone	Ketac™ Cem Plus	219,19 (155,42) ^A
2	Pediatric Esthetic Crown	Ketac™ Cem Plus	312,23 (147,75) ^B
3	Pediatric Esthetic Crown	RelyX™ Unicem II	321,21 (170,51) ^B
4	NuSmile® Zirconia	Ketac™ Cem Plus	472,23 (129,18) ^C
5	Sprig EZ-Crown	Ketac™ Cem	407,41 (147,55) ^C
6	KinderKrowns® Zirconia	Ketac™ Cem	390,73 (188,03) ^{B,C}
Total			353,83 (175,29)

Tab. 8 Ergebnisse der Zementfugenbreite. Angaben entsprechen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) in μm . * zeigt signifikante Unterschiede (Mann-Whitney-U-Test; $p < 0,05$).

In der vorliegenden *in-vitro* Studie wurde für die Ermittlung der signifikanten Unterschiede bezüglich des Parameters „Zementfugenbreite“ zwischen den einzelnen Kronenmaterialien der Mann-Whitney-U-Test herangezogen.

Die Analyse ergab, dass Zirkondioxidkronen die höchste Zementfugenbreite aufwiesen.

Die Kompositkronen zeigten zwar eine signifikant kleinere Zementfugenbreite als die Vollkeramikronen ($p < 0,05$), allerdings konnten bei den Stahlkronen mit ca. 220 μm eine signifikant geringere marginale Stufe gemessen werden ($p < 0,05$).

5.2.2 Semiquantitative Randspaltanalyse

Im Rahmen der vorliegenden *in-vitro* Studie wurden von insgesamt 192 Proben die Bukkal- und Oralflächen unter dem Lichtmikroskop untersucht. Die semiquantitative Randspaltanalyse zeigte bei allen Befestigungsmaterialien Unregelmäßigkeiten. Zementüberschüsse wurden in keiner Gruppe beobachtet.

Die Analyse der zeitlich signifikanten Veränderungen einzelner Parameter vor und nach thermo-mechanischer Belastung konnte mit dem Friedman Test durchgeführt werden (Tab. 9, S. 62).

Aus dem statistischen Test wurde deutlich, dass in der vorliegenden Studie nur bei den Stahlkronen kein signifikanter Unterschied aller Parameter vor und nach TMB festgestellt werden konnte ($p > 0,05$).

Anders stellte es sich bei den zahnfarbenen Milchmolarenkronen dar: sowohl Komposit- als auch Zirkondioxidkronen zeigten einen höheren Anteil an Adhäsionsverlusten („Spalt“) nach thermo-mechanischer Belastung ($p < 0,05$).

n	Gruppe	Positive Stufe vTMB MW (SD)	Positive Stufe nTMB MW (SD)	Negative Stufe vTMB MW (SD)	Negative Stufe nTMB MW (SD)	Spalt vTMB MW (SD)	Spalt nTMB MW (SD)	Artefakt vTMB MW (SD)	Artefakt nTMB MW (SD)
16	SSC	75,70 (15,55)	78,73 (18,00)	6,31 (12,50)	5,47 (9,28)	0,63 (3,57)	1,87 (7,07)	17,36 (14,73)	13,94 (13,55)
	Signifikanz p	0,480	0,808				0,063	0,106	
16	PEC + K	75,36 (20,27)	70,07 (23,12)	7,11 (11,64)	9,04 (11,45)	3,37 (14,61)	6,68 (15,72)	14,15 (13,61)	14,21 (14,11)
	Signifikanz p	0,480	0,221				0,020	0,480	
16	PEC + R	83,42 (13,27)	77,17 (14,99)	2,84 (6,0)	4,01 (9,99)	0,38 (1,55)	3,76 (10,95)	13,36 (12,31)	15,06 (11,88)
	Signifikanz p	0,028	0,782				0,046	0,715	
16	NSZ	79,65 (19,22)	75,54 (29,36)	3,25 (6,41)	4,99 (13,09)	7,97 (14,70)	11,18 (23,47)	9,12 (11,25)	8,29 (14,28)
	Signifikanz p	1,00	0,564				0,035	0,414	
16	SC	40,90 (30,23)	33,68 (30,22)	0	0	45,00 (35,17)	57,24 (33,45)	14,09 (15,48)	9,08 (11,54)
	Signifikanz p	0,019	/				0,003	0,072	
16	KKZ	52,88 (34,60)	44,67 (35,35)	2,45 (6,70)	2,52 (6,89)	36,98 (34,52)	39,30 (35,39)	7,69 (11,58)	13,50 (22,69)
	Signifikanz p	0,002	0,655				0,05	0,153	
192	Total	67,99 (27,93)	63,31 (31,26)	3,66 (8,54)	4,34 (9,73)	15,72 (28,26)	20,01 (31,28)	12,63 (13,48)	12,35 (15,18)
	Signifikanz p	0,002	0,285				0,00	0,10	

Tab. 9 Veränderungen der einzelnen Parameter innerhalb einer Gruppe im Verlauf.

Angaben entsprechen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) in Prozent [%]. Signifikante Unterschiede sind rot markiert (Friedman Test; $p < 0,05$).

Erläuterungen der Abkürzungen:

vTMB = vor thermo-mechanischer Belastung

nTMB = nach thermo-mechanischer Belastung

Mit dem Mann-Whitney-U-Test wurden Signifikanzen zwischen den einzelnen Gruppen ermittelt (Tab. 10).

Gruppe	Positive Stufe nTMB MW (SD)	Negative Stufe nTMB MW (SD)	Spalt nTMB MW(SD)
SSC	78,73 (18,00) ^A	5,47 (9,28) ^{A,B,C}	1,87 (7,07) ^A
PEC + K	70,07 (23,12) ^A	9,04 (11,45) ^A	6,68 (15,72) ^{A,B}
PEC + R	77,17 (14,99) ^A	4,01 (9,99) ^{B,C}	3,76 (10,95) ^{A,B}
NSZ	75,54 (29,36) ^A	4,99 (13,09) ^{B,C}	11,18 (23,47) ^B
SC	33,68 (30,22) ^B	0 ^D	57,24 (33,45) ^C
KKZ	44,67 (35,35) ^B	2,52 (6,89) ^C	39,30 (35,39) ^D

Tab. 10 *Marginalen Randqualität der einzelnen Gruppen nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB). Angaben entsprechen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) in Prozent [%].^x zeigt signifikante Unterschiede innerhalb einer Spalte (Mann-Whitney-U-Test; $p < 0,05$).*

Das konventionelle Glasionomerezement, Ketac™ Cem, zeigte eine signifikant geringere Randspaltqualität im Vergleich zu RelyX™ Unicem II und Ketac™ Cem Plus ($p < 0,05$). Unter den zahnfarbenen Milchzahnkronen konnte zwischen RelyX™ Unicem II (Pediatric Esthetic Crown 3M™) und Ketac™ Cem Plus (Pediatric Esthetic Crown 3M™; NuSmile® Zirconia) kein signifikanter Unterschied bezüglich des Spaltverhaltens gemessen werden ($p > 0,05$).

Insgesamt zeigten die Stahlkronen nach thermo-mechanischer Belastung im Vergleich zu den zahnfarbenen Milchzahnkronen den höchsten Anteil der marginalen Integrität und den niedrigsten Anteil von Adhäsionsverlusten (Tab. 10). Allerdings war kein signifikanter Unterschied zu den Kompositkronen zu beobachten ($p > 0,05$). Beispielbilder unter dem Rasterelektronenmikroskop repräsentieren die marginale Passung einer konfektionierten Stahlkrone 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (Abb. 31 a-b, S. 64).

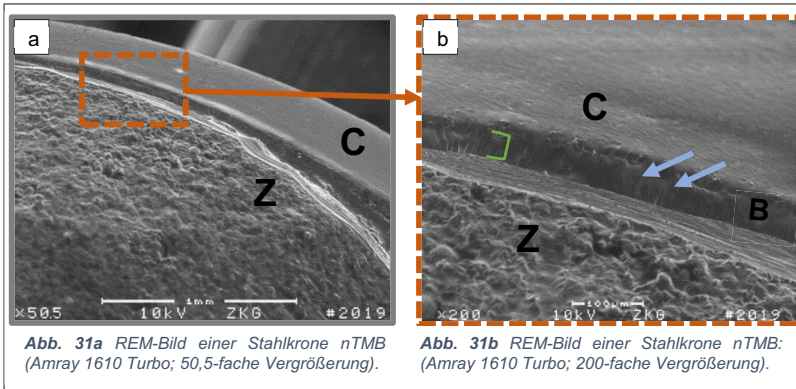


Abb. 31a REM-Bild einer Stahlkrone nTMB (Amray 1610 Turbo; 50,5-fache Vergrößerung).

Abb. 31b REM-Bild einer Stahlkrone nTMB: (Amray 1610 Turbo; 200-fache Vergrößerung).

Abb. 31a-b Randschluss einer Stahlkrone 3M™ eingesetzt mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (Ketac™ Cem Plus). REM-Bilder zeigen eine Stahlkrone 3M™ eingesetzt mit Ketac™ Cem Plus nach thermo-mechanischer Belastung. Ansicht von apikal auf die Zementfuge (grüne Klammer; Abb. 31b). Zu sehen ist eine positive Stufe ohne Kontinuitätsunterbrechung (hellblaue Pfeile; Abb. 31b).
 Z= Zahnhartsubstanz C= Krone B= Befestigungsmaterial

Nachfolgende Abbildung zeigt exemplarische REM-Bilder einer Kompositkrone eingesetzt mit RelyX Unicem II (Abb. 32 a-b). Der selbstadhäsive Befestigungszement zeigt insgesamt eine gute marginale Randschlussqualität ohne Kontinuitätsunterbrechungen. Jedoch sind Einziehungen, bedingt durch die Materialeigenschaften (z.B. Schrumpfverhalten), erkennbar.

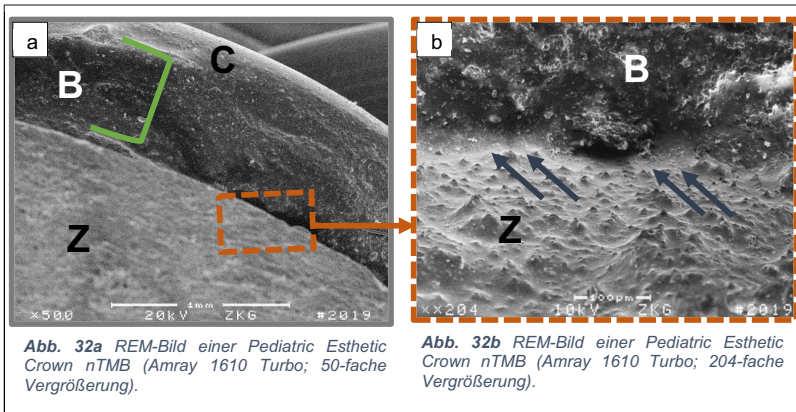


Abb. 32a REM-Bild einer Pediatric Esthetic Crown nTMB (Amray 1610 Turbo; 50-fache Vergrößerung).

Abb. 32b REM-Bild einer Pediatric Esthetic Crown nTMB (Amray 1610 Turbo; 204-fache Vergrößerung).

Abb. 32a-b Randschluss einer Kompositkrone (Pediatric Esthetic Crown 3M™) eingesetzt mit einem selbstadhäsiven Befestigungskomposit (RelyX™ Unicem II). REM-Bilder zeigen eine Pediatric Esthetic Crown 3M™ eingesetzt mit RelyX™ Unicem II nach thermo-mechanischer Belastung. Ansicht von apikal auf die Zementfuge (grüne Klammer; Abb. 32a). Zu sehen ist eine positive Stufe ohne Kontinuitätsunterbrechung geprägt von Schrumpfverhalten des Befestigungsmaterials (dunkelblaue Pfeile; Abb. 32b)
 Z= Zahnhartsubstanz C= Krone B= Befestigungsmaterial

Bei den Zirkondioxidkronen wurde eine signifikant höheres Spaltverhalten gemessen ($p < 0,05$). Vor allem die Kombination Zirkondioxidkronen mit einem konventionellem Glasionomerzement (Ketac™ Cem) wurde von Rissbildungen („Spalt“) dominiert und zeigte prozentual eine geringere Integrität ($p < 0,05$). Rasterelektronenmikroskopisch konnte die marginale Randschlussqualität veranschaulicht werden (Abb. 33 a-b).

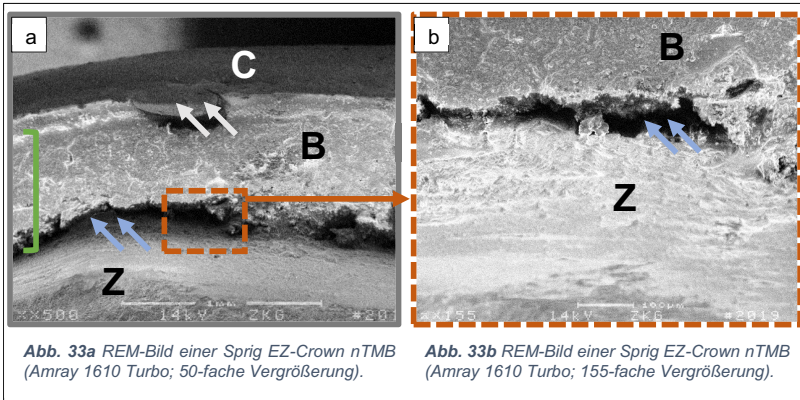


Abb. 33a REM-Bild einer Sprig EZ-Crown nTMB (Amray 1610 Turbo; 50-fache Vergrößerung).

Abb. 33b REM-Bild einer Sprig EZ-Crown nTMB (Amray 1610 Turbo; 155-fache Vergrößerung).

Abb. 33a-b Randschluss einer Zirkondioxidkrone (Sprig EZ-Crown) eingesetzt mit einem konventionellen Glasionomerzement (Ketac™ Cem). REM-Bilder zeigen eine Sprig EZ-Crown eingesetzt mit Ketac™ Cem nach thermo-mechanischer Belastung. Ansicht von apikal auf die Zementfuge (grüne Klammer; Abb. 33a). Zu sehen ist eine positive Stufe mit Spalten (hellblaue Pfeile; Abb. 33a und 33b). Z= Zahnhartsubstanz C= Krone B= Befestigungsmaterial weiße Pfeile= Artefakt

Minimale Spalten konnten auch bei den Zirkondioxidkronen von NuSmile®, die mit Ketac Cem Plus™ eingesetzt wurden, nachgewiesen werden. Dennoch zeigte das kunststoff-modifizierte Glasionomerzement insgesamt eine bessere marginale Randschlussqualität als konventionelle Glasionomerzemente (Abb. 34 a-b, S. 66).

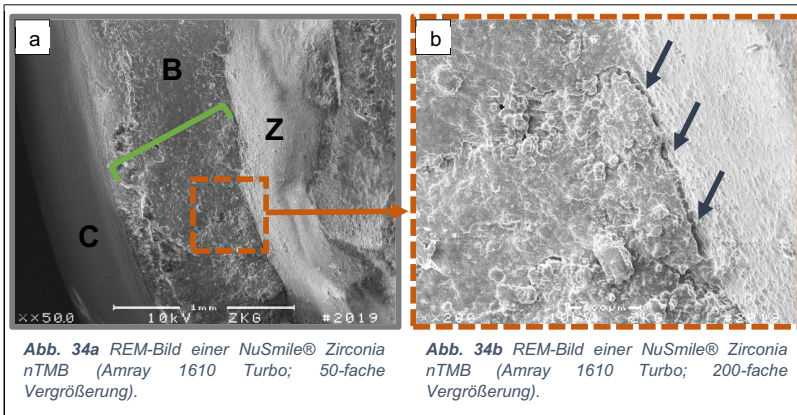


Abb. 34a-b Randspaltverhalten einer Zirkdioxidkrone (NuSmile® Zirkonia) eingesetzt mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (Ketac™ Cem Plus). REM-Bilder zeigen eine Krone von NuSmile® Zirkonia eingesetzt mit Ketac™ Cem Plus nach thermo-mechanischer Belastung. Ansicht von apikal auf die Zementfuge (grüne Klammer; Abb. 34a). Zu sehen ist eine positive Stufe mit Spalten (dunkelblaue Pfeile; Abb. 34b).

Z= Zahnhartsubstanz C= Krone B= Befestigungsmaterial

„Negative Stufen“ stellten nur einen geringen Anteil der Gesamtmesstrecke dar. Dennoch konnten besonders bei den Kompositkronen (Abb. 35 a-b), die mit einem kunststoffmodifizierte Glasionomerzement und zusätzlicher Lichthärtung eingesetzt wurden, Unterschüsse beobachtet werden (ca. 9%).

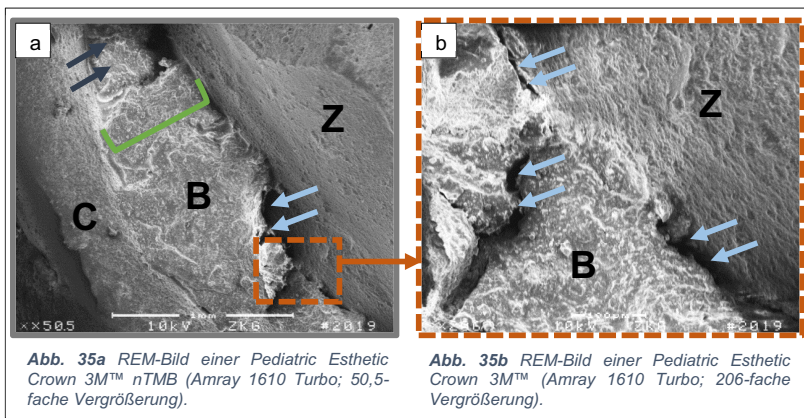


Abb. 35a-b Randschluss einer Kompositkrone (Pediatric Esthetic Crown 3M™) eingesetzt mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (Ketac™ Cem Plus). REM-Bilder zeigen eine Pediatric Esthetic Crown eingesetzt mit Ketac™ Cem Plus nach thermo-mechanischer Belastung. Ansicht von apikal auf die Zementfuge (grüne Klammer; Abb. 35a). Zu sehen ist sowohl eine negative Stufe (dunkelblaue Pfeile; Abb. 35a) als auch eine positive Stufe mit Spaltbildungen (hellblaue Pfeile; Abb. 35a und 35b).

Z= Zahnhartsubstanz C= Krone B= Befestigungsmaterial

6 Diskussion

6.1 Methodendiskussion

6.1.1 In-vitro Studien

Eine Restauration der ersten Dentition sollte für den Erhalt der Milchzähne bis zu ihrer natürlichen Exfoliation dienen. Um eine ideale Versorgung garantieren zu können, sollten folgende Eigenschaften erfüllt werden [34,159]:

- Wiederherstellung der anatomischen Gegebenheiten
- Erhalt der natürlichen Funktion
- Rekonstruktion einer natürlichen Zahnform und –farbe
- Dauerhaftigkeit
- Einfaches Handling
- Einfaches und schnelles Austauschen
- Fertigstellung in einer Sitzung/ Zeiteffizienz
- Biokompatibles Befestigungsmaterial
- Niedrige Kosten

Sekundärkaries, Retentionsverlust, Ermüdungsbruch und eine damit verbundene Zweitbehandlung sollten vermieden werden.

Heutzutage tragen vor allem *in-vitro* Untersuchungen zu einer präklinischen Einschätzung bei. Ziel solcher Studien in der Zahnmedizin ist häufig die Untersuchung biologischer oder mechanischer Eigenschaften dentaler Restaurationsmaterialien und die zeitnahe Einschätzung für die klinische Anwendung am Patienten.

Laborstudien ermöglichen eine Standardisierung des Testverfahrens, indem für jede Versuchsreihe gleiche Bedingungen herrschen. So können dentale Materialien über einen kurzen Zeitraum kostengünstig hinsichtlich Funktion, Randqualität, Ästhetik und Langlebigkeit geprüft werden. Dennoch ist zu beachten, dass die Prüfkörper im Labor unter idealen Bedingungen hergestellt werden. So können erschwerte klinische Gegebenheiten wie schlechte Sicht, Speichelfluss, angrenzende Nachbarzähne oder mangelnde Compliance außer Acht gelassen werden. In der vorliegenden Studie konnte somit die Präparation und das Eingliedern der konfektionierten Milchmolarenkronen an extrahierten Milchmolaren unter direkter Sicht durchgeführt werden. Um den Versuchsablauf mit klinischen Studien annäherungsweise vergleichen zu können, wurde auf eine möglichst realitätsnahe Imitation der oralen Gegebenheiten geachtet.

Gleichwohl sollten zusätzlich klinische Langzeitstudien durchgeführt werden, um eine definitive Aussage über die klinische Eignung eines dentalen Werkstoffes treffen zu können.

6.1.2 Auswahl der Zähne

Für die Durchführung der vorliegenden *in-vitro* Studie wurden sowohl erste als auch zweite humane Milchmolaren des Ober- und Unterkiefers herangezogen. Darunter befanden sich sowohl gesunde als auch kariös-zerstörte Zahnhartsubstanzen. Nach Exkavation kariös infizierter Areale, wurde ggf. eine Aufbaufüllung mittels Komposit für eine Retentionssteigerung gelegt. *Seraj et al.* beobachteten keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Randschlussqualität sowohl zwischen unterschiedlichen Molaren in Ober- oder Unterkiefer als auch zwischen gesunden und kariös-zerstörten Zähnen [180].

Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass nach Kariesexkavation 1 mm Restschmelz im zervikalen Bereich aufzufinden war, sodass eine standardisierte Beurteilung des Randspaltes in Bezug zur Zahnhartsubstanz garantiert werden konnte. Eine Analyse der Haftfläche zwischen Befestigungszement und Kompositfüllung konnte damit ausgeschlossen werden.

Für eine weitere Standardisierung wurden nur bukkale und orale Flächen bei der Bewertung der Zementqualität herangezogen, was einen Vergleich mit vorherigen Studien ermöglicht [4,180].

6.1.3 Replikatherstellung

Es sollte darauf hingewiesen werden, dass in der vorliegenden *in-vitro* Studie Replikat der einzelnen Proben dazu dienten, um eine Aussage über die Randqualität und das Abrasionsverhalten der Materialien treffen zu können. Damit war es möglich zu jedem beliebigen Zeitpunkt und mit verschiedenen Messinstrumenten die jeweiligen Parameter zu bestimmen ohne die Originalproben zerstören zu müssen.

Im Gegensatz zu Originalproben, sollten bei der Replikatherstellung mögliche Verarbeitungsfehler berücksichtigt werden. Verarbeitungsfehler können in mehreren Arbeitsschritten verursacht werden:

- 1) Abformung der Proben
- 2) Entfernung der Abformung von den Proben
- 3) Ausgießen der Abformung mit einem Modellstumpfmateriale
- 4) Aushärtephase des Modellstumpfmateriale

So kann es zu Verzerrungen, Dimensionsveränderungen, Blasenbildung und Materialausprengungen kommen, die eine Beurteilung der Gesamtfläche erschweren bzw. unmöglich machen.

Um dennoch eine möglichst exakte Darstellung des Randspaltes sowie der Kau- und der Antagonistenfläche zu erhalten, wurde im Rahmen dieser Studie die bewährte Doppelmischabformung mittels eines etablierten A-Silikons durchgeführt [169]. Eine Abformung mit Alginat oder C-Silikon wäre aufgrund der limitierten Lagerfähigkeit undenkbar gewesen.

Zwecks Eliminierung weiterer Fehlerquellen wurde der Approximalraum zwischen den Probenpaaren unterhalb des Kontaktes mittels eines leicht zu entfernenden Bienenwachses ausgeblockt. Durch die Verringerung dieser Unterschnitte, konnte im Folgenden ein Ausreißen der Abformmasse verhindert werden.

Das Ausgießen der Abformungen mit AlphaDie MF, einem Modellstumpfmateriale auf Polyurethanbasis mit Füllstoff, gilt aufgrund seiner Präzision, leichten Gießfähigkeit, hohen Dimensionsstabilität und Abrasionsfestigkeit als angemessen [169,177]. Um weitere Blasenbildungen zu reduzieren, wurden die Replikat zusätzlich in einem Drucktopf ausgehärtet.

6.1.4 Thermo-mechanische Belastung

Dentale Restaurationsmaterialien werden im oralen Milieu unterschiedlichsten Einflüssen ausgesetzt. Die Umgebung von Speichel, Temperaturveränderungen und Versauerungen während der Nahrungsaufnahme, aber auch zyklische Belastungen während des Kauvorgangs beeinflussen die mechanische Stabilität [105]. Daher werden heutzutage hauptsächlich thermische und mechanische Belastungstest *in vitro* verwendet, um die klinische Situation zu simulieren [42].

Für einen möglichst realitätsnahen Alterungsprozess, sollten folgende Prozesse durchgeführt und wenn möglich kombiniert werden:

- 1) Chemische Belastung
- 2) Thermische Belastung
- 3) Mechanische Belastung

Chemische Belastung

Nachdem Restaurationsmaterialien der Mundflüssigkeit ausgesetzt werden, können Wassereinlagerungen die Folge sein. Wasser diffundiert mit der Zeit in das Material und dehnt sich bis zu einem bestimmten Gleichgewichtswert aus [52]. Vor allem kunststoffbasierende Materialien erfahren durch die hygroskopische Expansion einen Abbau der polymerisierenden Kontraktionsspannung und dadurch eine Auflockerung der Polymerstruktur [52]. Diese lokalen Scherspannungen können eine Ursache für Adhäsionsverluste sein.

Wenn Keramiken Feuchtigkeit und Wasser ausgesetzt sind, führt dies zur Erhöhung von subkritischem Risswachstum, Strukturveränderungen oder oberflächlichem Phasenübergang [9,158,215].

Um eine chemische Belastung auch *in vitro* provozieren zu können, ist es üblich die Proben in destilliertem Wasser bei einer mundähnlichen Temperatur von 37°C zu lagern. Derzeit gibt es kein standardisiertes Prüfprotokoll bezüglich der Lagerungszeit. Während einige Autoren eine 24-Stunden-Lagerung präferieren, verwahren andere ihre Proben für mehrere Wochen oder sogar Monate im Brutschrank [118,135,182]. *Ehlers et al.* beschrieben wiederum, dass bei Verwendung eines Thermocyclers, eine zusätzliche Wasserlagerung keine signifikante Auswirkung auf das Materialverhalten hat [47].

Thermische Belastung

Die Mundhöhle unterliegt während der Nahrungsaufnahme ständigen Temperaturveränderungen. Temperaturfluktuationen können zu thermischen Stress und hydrolytischer Degradierung führen [42]. Eine Beschleunigung der chemischen Degradierung beeinflusst die Haftfläche negativ [42]. Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeoeffizienten von Restaurationsmaterialien und Zahnhartsubstanz, werden während des thermischen Alterungsprozesses sowohl Kontraktionen als auch Expansionen an der Grenzfläche des Zahns zum Restaurationsmaterial beobachtet [41].

Diese Dimensionsänderungen können durch Beanspruchung des Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterialien die Entstehung von Randspalten begünstigen.

Zirkondioxid kann durch thermische Alterung in seiner Langzeitstabilität negativ beeinflusst werden, indem - wie bei einfacher Wasserlagerung - die oberflächliche Transformation und Mikrorissbildung gefördert und dabei die Kapazität für den sogenannten „Airbag-Effekt“ (Rissvermeidung) erschöpft wird [125,139,158].

Da derzeit für die thermische Belastung kein standardisiertes Prüfprotokoll vorherrscht, wird in der Literatur über unterschiedliche Zyklenzahlen berichtet [49,71,135,155,189]. In der vorliegenden Studie wurden die Proben für 2.500 Zyklen thermischem Stress ausgesetzt, was eine klinische Alterung von ca. 6 Monaten simulieren und eine ausreichende Vorhersage über das Langzeitverhalten von Restaurationsmaterialien treffen soll [169]. *Tanaka et al.* berichteten wiederum, dass nicht die Zyklenzahl, sondern die eingestellten Temperaturunterschiede zwischen den einzelnen Zyklen Einfluss auf die Materialeigenschaften ausübt [192]. Aus diesen Gründen und in Anlehnung an andere Autoren, wurde in der vorliegenden Studie für die präklinische Prüfung verschiedener Restaurationsmaterialien eine künstliche Alterung mittels thermischer Wechsellast von +5°C und +55°C gewählt [49,135,182,189].

Mechanische Belastung

Heutzutage werden vor allem Kausimulatoren für die präklinische Prüfung hinsichtlich Verschleißverhalten und marginaler Randqualität bestimmter Restaurationsmaterialien verwendet. Aufgrund des komplexen Kauvorgangs konnte sich jedoch bisher noch kein standardisiertes Prüfverfahren etablieren. In der Literatur werden unterschiedliche Kausimulatoren vorgestellt. Diese basieren auf verschiedenen Technologien und Methoden mit einer hohen Spannweite an eingestellten Parametern, wodurch ein Vergleich zwischen den einzelnen *in-vitro* Studien erschwert wird [78].

In der vorliegenden Studie wurde der „*Marburger Kausimulator*“ ausgewählt. Basierend auf der Willytec-Technologie, kann lediglich ein Zwei-Körper-Verschleiß simuliert werden. Um eine vollständige klinische Situation nachstellen zu können, sollten Restaurationsmaterialien jedoch zusätzlich auf Drei-Körper-Verschleiß untersucht werden [74].

Um dennoch den Kauvorgang so nah wie möglich *in vitro* imitieren zu können, wurden im „*Marburger Kausimulator*“ realitätsnahe Einstellungsparameter berücksichtigt:

Antagonist

Als Antagonistenmaterial werden in der Literatur sowohl humaner Zahnschmelz, Stahl, Komposite als auch verschiedene Keramiken beschrieben [36,67,118]. Im „*Marburger Modell*“ werden Steatit-Kugeln bevorzugt. Steatit gehört zu den Keramiken und besteht aus Magnesiumsilikat. Wegen der sphärischen Form mit einem Durchmesser von 6 mm kann ein Zahnhöcker nachgeahmt werden. Aufgrund der Materialeigenschaften sind sie reproduzierbar, was einen Vergleich mit anderen Studien zulässt [81]. Humaner Schmelz würde eine Standardisierung nicht ermöglichen, da dieser eine individuelle Substanz darstellt und somit in seiner Zusammensetzung variiert [36,80]. So unterscheidet sich sowohl der Mineralisationsgrad als auch die Schmelzdicke von verschiedenen Zähnen, dies kann bei Untersuchungen die Streuung der Verschleißraten erhöhen (Bias) [36,110]. Zudem wird Zahnschmelz *in vitro* sehr spröde und brüchig. Erklären lässt sich dieses Phänomen durch das fehlende Pellikel, welches sich nur in Anwesenheit von Speichel als Schutzschicht um den Schmelzmantel bilden kann. Dies würde dem klinischen Bild nicht entsprechen. Auch wenn Steatit nicht mit der Komplexität von humanen Schmelz übereinstimmt, stellt das Material aufgrund seiner ähnlichen Eigenschaften eine gute Alternative dar und konnte in den vergangenen Jahren erfolgreich als Antagonist eingesetzt werden [68,158,167,188].

Kraft

Repräsentative Studien zeigten, dass die normale Kaukraft beim Zerkleinern verschiedenster Lebensmittel zwischen 20 N und 120 N liegt [69,172]. Für *in-vitro* Versuche wird deshalb eine mechanische Belastung von 48-52 N empfohlen, was einer durchschnittlichen Kaukraft *in vivo* entsprechen sollte [77].

Kauzyklenzahl

Die in der Literatur angegebene Anzahl von Kauzyklen bei *in-vitro* Studien reichen von 40.000 bis 1.200.000 [63,118]. Die Übertragung auf die klinische Situation ist allerdings kritisch zu betrachten. Nach *Po et al.* liegt die mittlere Kaufrequenz bei 1,6 Hz mit 300 Zyklen per Mahlzeit [156]. Bei der Annahme, dass drei Mahlzeiten am Tag eingenommen werden, kann davon ausgegangen werden, dass 100.000 Zyklen eine mechanische Belastung von circa $\frac{1}{3}$ Jahr *in vivo* demonstrieren. Dies konnten *Barkmeier et al.* in einer Studie bestätigen: im Vergleich zwischen *in vivo* und *in vitro* Verschleißraten verschiedener Komposite, zeigte sich eine Übereinstimmung der Abrasionswerte bei 3,6

Monaten im klinischen Test und 100.000 Zyklen im Kausimulator [13]. Andere Autoren wiederum berichten, dass 1.200.000 Kauzyklen einer klinischen Belastung von fünf Jahren entsprechen sollen [111]. In der vorliegenden Studie wurde sich nach *Frankenberger et al.* orientiert, sie gehen davon aus, dass 100.000 Zyklen zwei Jahre *in vivo* nachstellen [57,59].

6.1.5 Verschleißanalyse

Verschleiß stellt einen funktionellen Parameter bei der Bewertung einer Restauration dar [84]. Für die Messung der Abrasionstiefe können verschiedene subjektive oder objektive Methoden in Betracht gezogen werden. Des Weiteren lassen sich objektive Techniken in volumetrische, mechanische, mechanisch-computergestützte, optische und rasterelektronenoptische Verfahren einteilen [114,128,205].

In der Zahnmedizin werden insbesondere für *in-vitro* Untersuchungen objektive Messmethoden wie die Profilometrie und das 3D-Laser-Scanner Mikroskop eingesetzt. Während das Funktionsprinzip eines 3D-Laser-Scanner Mikroskops auf einem optischen Messfühler basiert, ertastet die Profilometrie die Materialoberfläche mit einem mechanisch-computergestütztem Sensor. Unter Anwendung dieser Messverfahren kann die Oberflächenstruktur von verschleißbeanspruchten Materialien dreidimensional dargestellt werden. Replikat vor und nach subkritischer Belastung dienen vorwiegend der Ermittlung von Vertikal- sowie Volumenverlusten verschiedenster Restaurationsmaterialien.

In einer *in-vitro* Studie verglichen *Heintze et al.* beide Methoden und erzielte kongruente Ergebnisse, wonach sowohl die Profilometrie als auch das 3D-Laser-Scanner Mikroskop für die Verschleißquantifizierung geeignet zu sein scheinen [79]. Zusätzlich zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen dem Vertikal- und Volumenverlust, sodass eine Messung eines Parameters als ausreichend angesehen wird [79]. In der vorliegenden Arbeit wurde daher die Berechnung des Vertikalverlustes mittels 3D-Laser-Scanner Mikroskop ausgewählt.

6.1.6 Randspaltanalyse

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde eine quantitative Randspaltanalyse unter einem Lichtmikroskop durchgeführt. Mittels Anfertigung sogenannter „Z-Stapeln“ konnte eine gute Tiefenschärfe der einzelnen Lichtbilder erzielt werden. Eine Alternative wäre auch die Darstellung des Randspaltes unter einem Rasterelektronenmikroskop gewesen. Beide Methoden werden in der Literatur gleichermaßen empfohlen [195].

Nach Aneinanderfügen der Einzelbilder mit der Software ImageJ konnte die bukkale und orale marginale Zementfuge abgebildet werden. Eine Aussage über die Zementqualität war somit nur am angrenzenden Kronenrand möglich.

Um die innere Passgenauigkeit beurteilen zu können, müssten Schnittpräparate hergestellt werden. Zusätzlich wäre es möglich den kompletten Mikroleakage mittels verschiedener Färbemittel (Methylenblau, Silbernitrat, Fuchsinlösung, Eosin, Fluoreszin) unter dem Fluoreszenzmikroskop darzustellen [4,135,182]. Während die Anfertigung von Schnittpräparaten und die Penetrationstests mit einer Destruktion der Originalproben einhergehen, können bei optischen bzw. elektronenoptischen Verfahren Proben durch die Verwendung von Epoxidharzreplikaten unbeschädigt analysiert werden [194,195]. Um den Vergleich vor und nach thermo-mechanischer Belastung beurteilen zu können, konzentriert sich die vorliegende Studie auf die optische Darstellung des marginalen Randspaltes mittels Epoxidharzreplikaten.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 Verschleißverhalten

Idealerweise sollten Restaurationsmaterialien bezüglich ihrer Verschleißresistenz und reduzierten Abrasivität die gleiche Charakteristik vorweisen wie natürlicher Zahnschmelz [114,179]. *Lambrechts et al.* berichteten über eine durchschnittliche physiologische Abnutzung der bleibenden Molaren von etwa 29 µm pro Jahr [114]. Aufgrund der anatomischen Besonderheiten der Milchzähne unterliegen diese im Vergleich zur zweiten Dentition einer schnelleren Abnutzung. Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass ein Vergleich mit anderen Studien nur eingeschränkt möglich ist, da diese hauptsächlich das bleibende Gebiss untersuchen und nur wenige Studien über das Verschleißverhalten im Milchgebiss berichten.

In der vorliegenden Studie wurden konfektionierte Stahlkronen und verschiedene zahnfarbene Milchmolarenkronen auf ihr Verschleißverhalten getestet. Dabei konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Stahlkronen und den zahnfarbenen Kronen hinsichtlich des Verschleißverhaltens festgestellt werden. Während bei zwei Zirkondioxidkronen (NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crown) keine Oberflächenveränderungen nach thermo-mechanischer Belastung gemessen werden konnten, wiesen KinderKrowns® Zirconia eine ähnliche Verschleißtiefe relativ zu den Kompositkronen auf. Die Stahlkronen zeigten mit ca. 38 µm den deutlich größten Vertikalverlust (*Tab. 6, S. 47*). Aktuelle Studien berichten ebenfalls über höhere Abrasionsraten bei Metall- und Kompositkronen [67,134].

Diese Unterschiede können im Wesentlichen auf die Materialeigenschaften zurückgeführt werden: unterschiedliche Härten und Elastizitätsmodule können einen Einfluss auf das Abrasionsverhalten ausüben. Während Metalle Verschleißraten proportional zu ihrem Härtewert zeigen, kann jedoch bei spröden Materialien kein direkter Zusammenhang festgestellt werden [8,12,148]. So wird das Verschleißverhalten von Keramiken von zusätzlichen Eigenschaften beeinflusst: Mikrostruktur, Porosität, Kristallgröße, Oberflächenrauhigkeit und ihrer Umgebung [51]. Composite wiederum können im feuchten Milieu Wasser in die Polymermatrix aufnehmen oder Silane hydrolysieren, resultierend in einer niedrigeren Verschleißresistenz und einer reduzierten Bruchfestigkeit [70,134].

In der vorliegenden Studie wurde vor allem bei den konfektionierten Kompositkronen ein Materialabrieb identifiziert. Der Materialabrieb entsteht durch das Herauslösen von Mikropartikeln aus dem Kronenmaterial durch den Aufprall des Antagonisten. Wird dieser Vorgang zyklisch wiederholt, wird ein großflächiger Materialverlust erkennbar (*Abb. 22 a-b*, S. 51). Das Verschleißverhalten von Kompositen wird im Wesentlichen von der Größe, Härte und Volumenprozent ihrer Füller bestimmt [45,81,134]. Ein niedriges Elastizitätsmodul geht mit größeren Kontaktflächen und gleichzeitig mit weniger Druck einher, aber auch der Reibungskoeffizient und die Oberflächenrauigkeit des Materials beeinflussen die Abrasionsrate [81].

Gemäß der Firma 3M™ soll die neue Nanotechnologie mit Silikat- und Zirkon-Clustern dem Material eine höhere Stabilität und Verschleißresistenz verleihen. *Villalta et al.* bestätigten zwar, dass durch die Zugabe von Silikat- und Zirkon-Clustern zwischen 0,01 µm und 3,5 µm die Verschleißresistenz von Kompositen im Vergleich zu humanen Zahnschmelz größer ist, stellten aber die Eignung für das Milchgebiss aufgrund der damit verbundenen erhöhten Abrasivität des Antagonisten in Frage [204]. In einer früheren Studie konnte allerdings gezeigt werden, dass bei verblendeten Stahlkronen mit Komposit eine geringe Antagonistenabrasion im Milchzahnschmelz gemessen werden konnte als bei Metallkronen oder Zirkondioxidkronen [5].

Olivera et al. und *Matzinger et al.* untersuchten ebenfalls verschiedene Restaurationsmaterialien auf Antagonistenverschleiß und konnten eine signifikant kleinere Abrasionsrate bei laborgefertigten Kompositen im Vergleich zu Keramiken feststellen [134,149].

Plastische Deformationen und Vorwölbungen im Randbereich wurden ausschließlich bei den Stahlkronen im Bereich der Kontaktflächen der Antagonisten festgestellt (*Abb. 18 a-c*, S. 48). Vereinzelt Mikrorisse konnten zusätzlich unter dem Rasterelektronenmikroskop identifiziert werden (*Abb. 19 a-b*, S. 49; *Abb. 20 a-b*, S. 49). Dieses Phänomen wird auch als Mikrobrechen definiert und konnte in mehreren Studien belegt werden [101,163]. *Kist et al.* erklären dies anhand der typischen Materialeigenschaften von Metallen: ständig wiederholende mechanische Belastungen erhöhen die Anfälligkeit für Ermüdungsrisse bzw. führen über zunehmende plastische Deformationen zur Ausdünnung der Materialoberfläche [101]. Durch die Dehnbarkeit des Stahls können allerdings Kaukräfte absorbiert werden und verursachen eine geringere Abnutzungsrate am Antagonisten [29]. Weiterhin besitzen Stahlkronen eine glatte Oberfläche, die die Abrasivität des Materials heruntersetzen [29]. Eine niedrige

Antagonistenabrasion von Metallkronen konnte bereits in früheren Studien bestätigt werden [5,29,39,208].

Oh et al. berichteten ebenfalls, dass sich Metalle nach mechanischer Belastung plastisch deformieren, während Vollkeramikkkronen eher zu Frakturen neigen [148]. In der vorliegenden Studie wurden drei Zirkondioxidkronen getestet. Während NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crown keine Oberflächenveränderungen nach subkritischer Belastung erkennen ließen (*Abb. 23 a-d, S. 52*), konnten bei der Gruppe KinderKrowns® Zirconia sowohl ein Materialverlust von 19 µm als auch Mikrorisse unter dem Rasterelektronenmikroskop nachgewiesen werden (*Abb. 25 a-b, S. 54*).

Eine vorherige *in-vitro* Studie untersuchte die Bruchfestigkeit verschiedener Milchzahnkronen. Dabei konnte bei den KinderKrowns® Zirconia mit 576 N eine deutlich geringere Bruchfestigkeit im Vergleich zu NuSmile® Zirconia (691 N) oder Sprig EZ-Crown (1091 N) ermittelt werden [200]. Diese Ergebnisse erklären möglicherweise die Verschleißresistenz von NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crowns während thermomechanischer Belastung. Zudem kann die Lagerung in destilliertem Wasser kombiniert mit einer thermischen Wechsellast Strukturveränderungen und oberflächliche Phasentransformationen begünstigen [9,125,139,215]. Die Reduzierung der Langzeitstabilität durch die Ausreizung des „Airbag-Effekts“ geht mit der Bildung von Mikrorissen einher [158]. Das Verschleißverhalten unterschiedlicher Zirkondioxidkronen kann des Weiteren auf die Verarbeitung der einzelnen Kronenmaterialien zurückgeführt werden. Während KinderKrowns® Zirconia eine glasierte Okklusalfäche vorweisen, werden NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crowns einer Politur unterzogen. Im Falle einer mechanischen Belastung zeigen polierte Zirkondioxidkronen keine Veränderungen der Oberfläche, bei glasierten Zirkondioxidkronen kommt es jedoch zum Lösen der oberflächlichen Glasurschicht und somit zu einem Materialverlust von circa 20-50 µm [207]. Raue Oberflächen beeinflussen nicht nur die Materialstärke, sondern auch die Frakturanfälligkeit: So werden oberflächliche Rissbildungen und weitere Rissausbreitungen beschrieben [134]. Dies konnte in der vorliegenden *in-vitro* Studie bestätigt werden. Gleichzeitig provozieren KinderKrowns® Zirconia eine geringere Antagonistenabrasion als NuSmile® Zirconia oder Sprig EZ-Crowns (*Tab. 7, S. 55*). In der bleibenden Dentition berichteten *Daou et al.* sowohl über eine geringere Verschleißresistenz als auch eine niedrigere Abnutzungsrate des Antagonisten bei glasierten Zirkondioxidkronen [39]. Allerdings werden regelmäßige Polituren für den Erhalt glatter Oberflächen empfohlen, da durch den Abrieb der Glasurschicht Rauigkeiten auf der Materialoberfläche resultieren und somit Antagonistenabrasionen begünstigt werden [50,134,140,207]. Alles in allem kann über eine Korrelation zwischen

hoher Verschleißresistenz der Vollkeramikronen und einer größeren Verschleißrate am Antagonisten ausgegangen werden [67,158].

6.2.2 Randschlussqualität

In der bleibenden Dentition gilt eine Zementfugenbreite unter 100 µm als ein perfekter Randspalt und unter 200 µm als akzeptabel [95]. Für das Milchgebiss ist eine individuell perfekt anliegende Kronenversorgung nicht bzw. nur eingeschränkt möglich. Studien zeigen, dass bei der Versorgung tiefzerstörter Milchzähne sowohl mit Stahlkronen als auch mit Zirkondioxidkronen unvermeidbare marginale Stufen entstehen [49,189]. Die Zementfugenbreite gilt besonders bei zahnfarbenden Milchzahnkronen als ausgeprägt [2,16,60].

In der vorliegenden *in-vitro* Studie konnte ebenfalls kein perfekter Randschluss zwischen Zahnhartsubstanz und Kronenmaterial an den Bukkal- und Oralflächen erreicht werden. Während bei den konfektionierten Stahlkronen die geringste Zementfugenbreite (ca. 220 µm) gemessen werden konnte, wurde sowohl bei den Kompositkronen (ca. 320 µm) als auch bei den Zirkondioxidkronen (ca. 400-470 µm) signifikant breitere marginale Stufen beobachtet (Tab. 8, S. 60). Dies liegt vor allem darin begründet, dass die Milchmolarenkronen aus Komposit und Zirkondioxid ebenfalls konfektioniert hergestellt werden. Im Gegensatz zu Stahlkronen ist bei diesen fraktur anfälligen Materialien eine Adaptation an den Zahn nicht möglich. Aufgrund der fehlenden Anpassungsmöglichkeit zahnfarbener Milchzahnkronen, müssen bei der Präparation die Zähne so beschliffen werden, dass die unflexible Krone bei der Anprobe einen passiven Sitz vorweist. Dies und die geforderte höhere Mindestschichtstärke der zahnfarbenen Restaurationsmaterialien führen beim Beschleifen des Milchzahnes zu größeren zirkulären Zahnhartsubstanzverlusten. Infolge des passiven Sitzes und der marginalen positiven Stufe ist für eine gute Retention und Integrität die Auswahl des Befestigungszementes entscheidend [4,17,189].

In der vorliegenden Studie wurde daher auch die Qualität verschiedener Befestigungsmaterialien überprüft: konventionelles GLZ, kunststoffmodifiziertes GLZ und ein selbstadhäsives Befestigungskomposit.

Die Analyse der Stahl- und Kompositkronen zeigten bei Ketac™ Cem Plus und RelyX™ Unicem II den höchsten Anteil marginaler Integrität. Bei allen Zirkondioxidkronen konnte

im Vergleich zu den Stahlkronen ein erheblich geringerer Prozentsatz an spaltfreien Arealen beobachtet werden. Insgesamt wurde bei dem konventionellen Glasionomerzement eine eindeutig niedrigere Verbundfestigkeit beobachtet (Tab. 9, S. 62). Weitere Autoren berichten ebenfalls über eine höhere Überlebensrate adhäsiv eingesetzter Restaurationen sowohl im Milch- als auch im bleibendem Gebiss [47,49,135,154,182]. *In-vitro* Untersuchungen bei Milchmolaren von *Shifflett et al.* und *Memarpur et al.* zeigten für Stahlkronen unter Verwendung eines kunststoffmodifizierten Glasionomerzementes bessere Randschlussqualitäten als unter konventionellen Glasionomer-, Zinkphosphat- oder Polycarboxylatzementen [135,182]. Auch *Erdemci et al.* prüften konfektionierte Stahlkronen auf ihr Randspaltverhalten und konnte eine Überlegenheit von selbstadhäsiven Befestigungskompositen feststellen [49]. Doch während Stahlkronen aufgrund ihrer Adaptationsfähigkeit eine mechanische Retention und die damit verbundene kleinere marginale Stufe ermöglichen, können bei zahnfarbenen Milchzahnkronen gute Retentionen nur durch die chemischen Verbindungen von Befestigungsmaterialien zur Zahnhartsubstanz bzw. Kronenmaterialien garantiert werden [31,64,189]. Derzeit existieren jedoch nur wenige Studien, die über die Randschlussqualität von zahnfarbenen Kronen im Milchgebiss berichten. *Al-Haj Ali et al.* verglichen unterschiedliche Befestigungsmaterialien unter konfektionierten Stahlkronen, Verblendkronen und Zirkondioxidkronen der ersten Milchmolaren [4]. Seine Ergebnisse stimmten mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein: Insgesamt wiesen selbstadhäsive Befestigungskomposite und RMGIZ ohne signifikanten Unterschied die beste marginale Integrität auf. Konventionelle GIZ hingegen zeigten den erheblich größten Mikroleakage. Ein Adhäsionsverlust wurde hauptsächlich zwischen Befestigungszement und Zahnhartsubstanz festgestellt. In der gleichen Arbeit konnte, unabhängig vom Befestigungsmaterial, bei Stahlkronen der geringste und bei konfektionierten Zirkondioxidkronen der größte Mikroleakage beobachtet werden. Auch *Stepp et al.* bekräftigten diese Aussage, indem sie signifikant weniger Mikroleakage bei kunststoffmodifizierten GIZ als bei konventionellen GIZ unter Zirkondioxidkronen feststellten [189].

Während konventionelle Glasionomerzemente nur eine mechanische Verbindung zur Zahnhartsubstanz zulassen, sind adhäsive Befestigungskomposite in der Lage sowohl mechanisch als auch chemisch an die Zahnhartsubstanz zu binden [135]. Im Vergleich zu bisherigen adhäsiven Befestigungszementen bedürfen selbstadhäsive Befestigungskomposit keiner Vorbehandlung des Zahnstumpfes, sondern können in einem Schritt leichter und schneller appliziert werden. Eine effektive Adhäsion von RelyX™ Unicem II wird durch multifunktionelle Phosphorsäuremethacrylaten ermöglicht,

die über komplexe Calciumionenverbindungen oder Wasserstoffbrückenbindungen und Diploe-Diploe-Interaktionen an die Zahnhartsubstanz binden können [155]. Von dieser zeitsparenden und wenig techniksensiblen Handhabung, kann nun scheinbar auch das Milchgebiss profitieren.

Zu beachten sind jedoch die für Komposit typische Polymerisationsschrumpfung und die oberflächliche Sauerstoffinhibitionsschicht [120]. Die Sauerstoffinhibitionsschicht entsteht, wenn Radikale des methacrylatbasierten Komposits mit Sauerstoff reagieren. Dies führt zu einer schwach polymerisierten und nicht vollständig ausgehärteten Kompositoberfläche [38,181]. Diese Schicht beträgt 4-50 µm und ist nicht abrasionsstabil [54,126,181]. Sowohl die Polymerisationsschrumpfungen als auch die oberflächliche Sauerstoffinhibitionsschicht und weite Zementfugen können unterfüllte Bereiche im Befestigungsmaterial verursachen [19]. In der vorliegenden Studie konnte ebenfalls unter dem Rasterelektronenmikroskop Einziehungen beim selbstadhäsiven Befestigungskomposit basierend auf der Polymerisationsschrumpfung oder der Sauerstoffinhibitionsschicht festgestellt werden (*Abb. 32 a-b, S. 64*).

Insbesondere bei Ketac™ Cem ließen sich Riss- und Spaltenbildungen unter dem Rasterelektronenmikroskop erkennen (*Abb. 33 a-b, S. 65*). Dieses Erscheinungsbild konnte bereits bei weiteren konventionellen Glasionomerzementen dargestellt werden [144,168]. Physikalische und mechanische Eigenschaften von konventionelle Glasionomerzementen können sowohl durch Wasserkontamination als auch durch Trockenheit während der Aushärtephase negativ beeinflusst werden. Vor allem die Empfindlichkeit gegenüber Trockenheit verursachen eine Verringerung der mechanischen Stabilität und führen außerdem zu vermehrten Riss- und Spaltbildungen auf der Materialoberfläche [118,144]. Die Durchführung der Zementierung *in vitro* beeinflusst die initiale Aushärtephase [137]. Im Gegensatz zur oralen Umgebung, wird im Labor sowohl unter niedrigeren Temperaturen als auch mit geringerer Feuchtigkeit gearbeitet. Wie mehrere Studien belegen, könnte diese typische Materialeigenschaft von Ketac™ Cem mit Auftragen eines Bondings verhindert werden [87,98,123]. In der vorliegenden Studie wurde allerdings auf die Verwendung eines Schutzlackes verzichtet.

In der vorliegenden Studie zeigte Ketac™ Cem Plus weniger Spaltbildungen als Ketac™ Cem (*Tab. 9, S. 62*). Dies beruht auf der Verbesserung der Materialeigenschaften durch die Beimischung von Monomeren. Dadurch erhalten kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente eine höhere Verbundfestigkeit zur Zahnhartsubstanz, eine verbesserte Biegefestigkeit und eine reduzierte Wassersensibilität während der Aushärtephase [152,209]. Ein höherer Dentinverbund wird über die Penetration der

Polymere in die Dentintubulis ermöglicht [135]. Ketac™ Cem Plus ist ein dualhärtendes Befestigungsmaterial und kann nach Herstellerangaben sowohl mit als auch ohne Unterstützung einer Polymerisationslampe ausgehärtet werden. In der vorliegenden Studie wurden die Kompositkronen Pediatric Esthetic Crown mit zusätzlicher Lichthärtung eingesetzt. Im Gegensatz zu den Gruppen mit Verwendung der Dunkelhärtung (SSC bzw. NSZ), konnte ein größerer Anteil an negativen Stufen erfasst werden (*Abb. 35 a-b*, S. 66). Unterschüsse entstehen, wenn Befestigungsmaterialien nicht vollständig ausfließen können. Durch eine zusätzliche Lichthärtung wird der Aushärtvorgang schneller in Gang gesetzt, sodass sie an Viskosität gewinnen und die damit verbundene Fließfähigkeit reduziert wird [155,210]. Nach *White et al.* könnten diese Materialschwäche durch schnelleres Arbeiten und durch Einsetzen der Krone mit erhöhtem Druck überwunden werden [210].

6.3 Klinischer Bezug

Nach Datenlage der vorliegenden *in-vitro* Studie, sollten Stahlkronen weiterhin als „Goldstandard“ für die Restauration tiefzerstörter Milchmolaren in der Kinderzahnheilkunde gelten.

Klinische Daten liegen derzeit vor allem für die Stahlkronen vor: In einer Übersichtsarbeit von *Chisini et al.* konnte eine Erfolgsrate von über 96,1 % dokumentiert werden [28]. Über die Versorgung von Milchmolaren mit konfektionierten Zirkondioxid- oder Kompositkronen existieren nur wenige Studien. *Lauenstein et al.* stellten eine Verlustrate von 26,5% bei der Versorgung mit Keramikronen fest [116]. Zudem konnte gezeigt werden, dass insbesondere konfektionierte Zirkondioxidkronen einen radikalen Abtrag der Zahnhartsubstanz benötigen [31,60,116]. Zusätzlich weisen sie aufgrund ihren passiven Sitzes eine zirkulär breite marginale Stufe auf. Diese Faktoren können zu provozierten Pulpaexpositionen oder lokalisierten Gingivitiden führen [10,29,31,124,200]. Der höhere Arbeitsaufwand verlangt nach einer guten Patientencompliance oder eine Behandlung unter Sedierung [124]. Bezogen auf die Antagonistenabrasion liegen derzeit noch keine klinischen Daten für zahnfarbene Milchmolarenkronen vor. Der deutlich höhere Antagonistenverschleiß bei der Verwendung verschleißresistenter Zirkondioxidkronen *in-vitro* sollte allerdings kritisch betrachtet werden [29,200]. In Anbetracht der vielzähligen Nachteile, des höheren

Kostenfaktors und der geringen Evidenz, stellen Zirkondioxidkronen keine Alternative für die Versorgung sanierungsbedürftiger Milchmolaren dar.

Sind Stahlkronen aufgrund von Nickelallergien kontraindiziert, könnte die neue Kompositkronen als eine Restaurationsmöglichkeit in Erwägung gezogen werden. Vorteil der konfektionierten Pediatric Esthetic Crown 3M™ ist nicht nur das ästhetische Erscheinungsbild, sondern auch die Option der intraoralen Reparatur bei Materialdefekten. Dennoch sollten die Eltern und die Patienten aufgrund des abstehenden Kronenrandes über eine gute Mundhygiene aufgeklärt werden, um mögliche parodontale Schäden zu vermeiden [124].

Hinsichtlich der Befestigungsmaterialien konnten sowohl das kunststoff-modifizierte Glasionomerzement als auch das selbstadhäsive Befestigungskomposit in den letzten Jahren gute Randschlussqualitäten erzielen und scheinen dank der einfachen Handhabung für das Milchgebiss geeignet zu sein [4,135,182,189]. Allerdings ist die Entfernung von Zementresten aufgrund der guten Adhäsionsbeständigkeit nach Abbindungsvorgang erschwert und könnte bei unvollständiger Entfernung im Verlauf zu Zahnfleischentzündungen führen. Daher sollten Zementüberschüsse vor Lichthärtung gründlich eliminiert werden. Bei der Behandlung von Kindern mit mangelnder Compliance sind konventionelle Glasionomerzemente aufgrund der leichteren Entfernbarkeit von Zementresten vorteilhaft, sollten angesichts der unterlegenen Randschlussqualität aber nicht das Material der ersten Wahl darstellen [17,160].

6.4 Schlussfolgerung

Die vorliegende *in-vitro* Studie untersuchte sowohl verschiedene Zirkondioxidkronen als auch eine neu entwickelte Kompositkronen vor und nach thermo-mechanischer Belastung. Die Ergebnisse zeigten:

- Eine Ablehnung der ersten Nullhypothese: Zahnfarbene Milchmolarenkronen wiesen im Vergleich zur Stahlkronen eine signifikant niedrigere Eigenabrasion auf. Besonders die Zirkondioxidkronen von NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crown waren gegen Verschleiß resistent.
- Eine Ablehnung der zweiten Nullhypothese: Zahnfarbene Milchmolarenkronen bedingten im Vergleich zur Stahlkronen eine signifikant höhere Antagonistenabrasion. Vor allem Zirkondioxidkronen von NuSmile® Zirconia und

Sprig EZ-Crown verursachten einen deutlichen Verschleiß am Antagonisten. Der antagonistische Verschleiß sowohl von Stahl- als auch von Kompositkrone und KinderKrowns® Zirconia war sehr gering und klinisch unbedeutend.

- Eine Ablehnung der dritten Nullhypothese: Zahnfarbene Milchmolarenkronen gingen im Vergleich zur Stahlkrone mit einer signifikant breiteren marginalen Stufe einher. Unter den zahnfarbenen Milchmolarenkronen zeichnete sich die Kompositkrone durch die geringste marginale Stufe aus.
- Eine partielle Ablehnung der vierten Nullhypothese: Während Zirkondioxidkronen ein signifikant höheres Spaltverhalten verglichen mit Stahlkronen zeigten, konnte zwischen Kompositkronen und Stahlkronen kein signifikanter Unterschied gemessen werden. Zusätzlich implizierten konventionelle Glasionomerzemente nach thermo-mechanischer Belastung eine signifikant schlechtere Randspaltqualität als kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente oder selbstadhäsive Befestigungskomposite.

Es ist davon auszugehen, dass breitere marginale Stufen am Kronenrand mit schlechteren Randschlussqualitäten einhergehen. Daher scheint sowohl die Wahl des Befestigungsmaterials als auch die Gestaltung einer kleinen marginalen Stufe klinisch bedeutsam zu sein.

Zirkondioxidkronen scheinen somit nicht für die Versorgung von Milchzähnen geeignet zu sein. Die neu entwickelte Kompositkrone zeigte *in vitro* vielversprechende und mit etablierten Restaurationsmaterialien vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich der marginalen Adaptation. Dennoch sollten klinische Langzeitstudien herangezogen werden, um zu zeigen, ob die Ergebnisse unter Extrembedingungen in der oralen Umgebung Bestand haben. Dabei sollte vor allem der Antagonistenabrasion Aufmerksamkeit geschenkt werden.

7 Zusammenfassung

Hintergrund und Ziele

Noch heute gilt die Stahlkrone als „Goldstandard“ für die Restauration stark zerstörter Milchmolaren. Doch aufgrund mangelnder Ästhetik entwickelten sich im Laufe der Jahrzehnte verschiedene zahnfarbene Milchzahnkronen. Vor allem konfektionierte Zirkondioxid- und Kompositkronen bekamen in der Kinderzahnheilkunde in den letzten Jahren vermehrt Aufmerksamkeit.

Ziel der vorliegenden *in-vitro* Studie war die präklinische Einschätzung verschiedener konfektionierter Milchmolarenkronen. Hierfür wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt: Stahlkronen, Kompositkronen und Zirkondioxidkronen zeigen keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich Eigenabrasion, Antagonistenabrasion und Randspaltqualität nach subkritischer Belastung.

Material und Methode

96 extrahierte Milchmolaren wurden randomisiert in 6 Versuchsgruppen (n=16) unterteilt: 1) Stahlkrone (3M™) mit Ketac™ Cem Plus (3M™); 2) Pediatric Esthetic Crown (3M™) mit Ketac™ Cem Plus; 3) Pediatric Esthetic Crown (3M™) mit RelyX™ Unicem II (3M™); 4) NuSmile® Zirconia mit Ketac™ Cem Plus (3M™); 5) Sprig EZ-Crown mit Ketac™ Cem (3M™) und 6) KinderCrowns® mit Ketac™ Cem (3M™). Nach einer adhäsiven Aufbaufüllung, wurden die Milchzähne nach Herstellerangaben zur Aufnahme einer konfektionierten Milchzahnkrone präpariert. Jeweils zwei versorgte Zähne wurden in Approximalkontakt auf Kausimulatorplatten adhäsiv befestigt und für 21 Tage in destilliertem Wasser (37°C) gelagert. Darauf folgte eine thermische Wechsellast (+5°C/+55°C, 15 Sekunden Verweilzeit, 2.500 Zyklen) der Probenpaare und eine mechanische Belastung im „Marburger Kausimulator“ für 100.000 Zyklen (50 N, 1.6 Hz; CS-4.8 professional SD Mechatronik, Feldkirchen, Deutschland). Mittels Replikatherstellung der Kronen und Steatit-Antagonisten vor und nach thermomechanischer Belastung konnten die Abrasionstiefen mit Hilfe eines 3D-Laser-Scanners (VK-9700, Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg, Deutschland) ermittelt werden. Auch die Randqualität der verschiedenen Kronenmaterialien wurde mit folgenden Kriterien bewertet: 1) positive Stufe 2) negative Stufe 3) Spalt 4) nicht beurteilbar (Nikon AZ 100M, AZ Plan Apo 1x, 4-fach Zoom; Nikon Instruments Europe B.V., Amsterdam, Niederlande). Mit Hilfe der Lichtbilder konnte zusätzlich die marginale

Zementfugenbreite gemessen werden. Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS 15.0 (IBM, Armonk, New York, USA). Für die Erfassung signifikanter Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test oder das One-way ANOVA-Verfahren herangezogen ($p < 0,05$). Für die Veranschaulichung der Ergebnisse wurden mit einem Rasterelektronenmikroskop repräsentative Beispielbilder angefertigt (Amray 1610 Turbo; KLA-Tencor Corp., Milpitas, Kalifornien, USA).

Ergebnisse

In der vorliegenden Studie zeigten die Stahlkronen die höchste Eigenabrasion, welche sich signifikant von den zahnfarbenden Milchzahnkronen unterschieden hat (One-way ANOVA, mod. LSD, $p < 0,05$). Während bei den Zirkondioxidkronen Sprig EZ-Crown und NuSmile® Zirconia keinerlei Abrieb auf der Materialoberfläche zu erkennen war, konnte bei der Verschleißanalyse der Antagonisten ein signifikant höhere Abrasionstiefe gemessen werden (One-way ANOVA, mod. LSD, $p < 0,05$). Die Kompositkrone (Pediatric Esthetic Crown, 3M™) zeigte im Vergleich eine gute Performance in beiden Parametern.

Bei der quantitativen Randspaltanalyse konnte keine Gruppe einen perfekten Zementspalt vorweisen. Die geringste Spaltbildung wurde bei den Stahlkronen gemessen, die sich jedoch nicht signifikant von den zwei Gruppen der Pediatric Esthetic Crown 3M™ unterschieden hat (Mann-Whitney-U-Test, $p > 0,05$). Vor allem die Zirkondioxidkronen, die mit Ketac™ Cem eingesetzt wurden, zeigten signifikant die geringste Kontinuität zwischen Zahnhartsubstanz und Kronenmaterial (Mann-Whitney-U-Test, $p < 0,05$).

Die Ergebnisse der Zementfugenbreite verdeutlichte, dass mittels Stahlkronen eine signifikant kleinere marginale Stufe möglich war (Mann-Whitney-U-Test, $p < 0,05$).

Schlussfolgerung

Verglichen mit der Stahlkrone als „Goldstandard“ zeigte die neue Kompositkrone, Pediatric Esthetic Crown der Firma 3M™, hinsichtlich Verschleißverhalten und Randspaltqualität eine gute Performance nach subkritischer Belastung. Während insbesondere Zirkondioxidkronen mit einer hohen Abrasionsresistenz glänzten, konnte eine hohe Antagonistenabrasion (Steatit) und Zementfugenbreite einhergehend mit schwacher marginaler Integrität erfasst werden. Weitere klinische Studien sollten sowohl

die marginale Qualität als auch die Abrasionsbeständigkeit der Kronenmaterialien gegenüber humanen Zahnschmelz klären.

8 Summary

Background and Aim

Today Stainless Steel Crowns [SSC] are the gold standard to restore deeply decayed primary molars. Because the SSC's metallic appearance is often perceived as unaesthetic, various tooth colored primary molar crowns were developed in recent years. Especially zirconia and composite crowns received more attention in pediatric dentistry.

The aim of the present *in-vitro* study was the preclinical evaluation of various primary molar crowns. Hence, the following null hypotheses were established: SSC, composite crowns and zirconia crowns show no significant difference between abrasion, abrasion of the antagonist and marginal quality after subcritical loading.

Material and Methods

96 extracted primary molars were divided into six groups (n=16). 1) Stainless Steel Crown (3M™) with Ketac™ Cem Plus (3M™); 2) Pediatric Esthetic Crown (3M™) with Ketac™ Cem Plus; 3) Pediatric Esthetic Crown (3M™) with RelyX™ Unicem II (3M™); 4) NuSmile® Zirconia with Ketac™ Cem Plus (3M™); 5) Sprig EZ-Crown with Ketac™ Cem (3M™) and 6) KinderKrowns® with Ketac™ Cem (3M™). After an adhesive filling, primary teeth were prepared for primary molar crowns by manufacturer specifications. Two of the specimens were fixed in proximal contact on special holders and were stored for 21 days in distilled water (37°C). After that, thermocycling (+5°C/ +55°C; 15 seconds dwell time, 2.500 cycles) and mechanical loading in the "Marburger chewing simulator" (50 N, 1.6 Hz, 100.000 cycles; CS-4.8 professional SD Mechatronik, Feldkirchen, Germany) were performed. Using replicas of crowns and steatite-antagonists before and after thermo-mechanical loading, vertical loss could be assessed with a 3D-Laser-Scanner microscope (VK-9700, Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg, Germany). Furthermore, the marginal integrity of the various crown materials were evaluated with respect to the following criteria: 1) positive step 2) negative step 3) gap 4) artefact (Nikon AZ 100M, AZ Plan Apo 1x, 4x zoom; Nikon Instruments Europe B.V., Amsterdam, Netherlands). Additionally, the width of the marginal cement joint was measured with the help of light pictures. The statistical analysis was performed using SPSS 15.0 (IBM,

Armonk, New York, USA). For the registration of significant differences between the single groups, the Mann-Whitney-U-Test or the One-way ANOVA was applied ($p < 0.05$). To illustrate the results, representative exemplary pictures were prepared under a scanning electron microscope (Amray 1610 Turbo; KLA-Tencor Corp., Milpitas, California, USA).

Results

In the present study, SSC showed the lowest abrasion resistance. These results were significantly different to tooth colored primary molar crowns (One-way ANOVA, mod. LSD, $p < 0.05$). Zirconia crowns (NuSmile® Zirconia and Sprig EZ-Crown) did not suffer any wear of the material surface, but high substance loss was identified for antagonists (One-way ANOVA, mod. LSD, $p < 0.05$). The composite crown (Pediatric Esthetic Crown, 3M™) exhibited a good performance with respect to both parameters.

In the analysis of margin quality no crown could yield a perfect cement joint. The best marginal integrity was determined for SSC, which showed no significant differences to both groups of Pediatric Esthetic Crown 3M™ (Mann-Whitney-U-Test, $p > 0.05$). Especially zirconia crowns, which were inserted with Ketac™ Cem, exhibited the lowest continuity between dental hard tissue and crown material (Mann-Whitney-U-Test, $p < 0.05$).

The results of the width of cement joint clarified, that a significantly smaller marginal level was possible with SSC ($p < 0.05$; Mann-Whitney-U-Test).

Conclusion

Compared to SSC as gold standard, composite crowns (Pediatric Esthetic Crown 3M™), showed a good performance regarding wear behavior and marginal quality after subcritical loading. While zirconia crowns showed a particularly high resistance to abrasion, a high antagonist wear and a wider cement joint with weak marginal integrity could be detected. Further clinical studies should aim to explore marginal quality as well as abrasion resistance of crown materials as opposed to primary enamel.

9 Abkürzungsverzeichnis

<u>Abkürzung</u>	<u>Bedeutung</u>
µm	Mikrometer
AAPD	American Academy of Pediatric Dentistry
ANOVA	Analysis of variance
BisGMA	Bisphenolglycidylmethacrylat
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
CHX	Chlorhexamed
DAJ	Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege
Aqua dest	Destilliertes Wasser
DMFT/dmft	decayed (D/d), missing (M/m), filled (F/f) teeth (T/t)
ECC	Early Childhood Caries
g	Gramm
GIZ	Glasionomerzement
GPa	Gigapascal
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HV	Vickershärte
Hz	Herz
KKZ	KinderCrowns® Zirconia
LED	light-emitting diodes
LSD	Least significant difference
mA	Milliampere
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mod	Mesial-okklusal-distal
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
mW/cm ³	Megawatt pro Kubikzentimeter
N	Newton
nm	Nanometer
NSZ	NuSmile® Zirconia
nTMB	Nach thermo-mechanischer Belastung
PEC+K	Pediatric Esthetic Crown 3M™ + Ketac™ Cem Plus
PEC+R	Pediatric Esthetic Crown 3M™ + RelyX™ Unicem II
REM	Rasterelektronenmikroskop
RMGIZ	Kunststoffmodifizierter Glasionomerzement
SC	Sprig EZ-Crown
SD	Standard deviation / Standardabweichung
SiO ₂	Siliciumdioxid
SSC	Stainless Steel Crown
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TMB	Thermo-mechanische Belastung
U/min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
Vol.	Volumen
vTMB	Vor thermo-mechanischer Belastung
ZrO ₂	Zirkondioxid

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung	Beschriftung	Seite
Abb. 1	Entwicklung verschiedener konfektionierter Milchzahnkronen [115,117,124].	4
Abb. 2	Schematische Darstellung einer Probenkammer modifiziert nach Kern et al. [97].	21
Abb. 3	Überblick des Versuchsablaufs.	24
Abb. 4	Konfektierte Stahlkrone 3M™.	28
Abb. 5	Präparationsbeispiel anhand der Pediatric Esthetic Crown 3M™.	30
Abb. 6	NuSmile® Zirconia.	31
Abb. 7	Sprig EZ-Crown.	31
Abb. 8	KinderKrowns® Zirconia.	31
Abb. 9	Vorbereitung der Proben für TMB.	35
Abb. 10	Thermo-mechanische Belastung.	37
Abb. 11	Ansicht einer Zementfuge von apikal mit positiver Stufe ohne Kontinuitätsunterbrechung.	40
Abb. 12	Ansicht einer Zementfuge von apikal mit einer negativen Stufe ohne Kontinuitätsunterbrechung.	40
Abb. 13	Ansicht einer Zementfuge von apikal mit Randspaltverhalten zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz.	41

Abb. 14	Ansicht einer Zementfuge von apikal mit einem Artefakt.	41
Abb. 15	Vorgehen der Randspaltanalyse.	42
Abb. 16	Abrasionsanalyse mittels 3D-Laser-Scanning Mikroskop.	43
Abb. 17a-d	Licht- und REM-Bilder zeigen Frakturlinien einer Kompositkrone nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	46
Abb. 18a-c	Licht- und REM-Bilder einer Stahlkrone nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	48
Abb. 19a-b	Ermüdungsbruch einer Stahlkrone 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	49
Abb. 20a-b	Unterminierende Rissbildungen einer Stahlkrone 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	49
Abb. 21a-c	Licht- und REM-Bilder einer Kompositkrone (PEC+R) nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	50
Abb. 22a-b	Abrasionsverhalten einer Pediatric Esthetic Crown 3M™ nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	51
Abb. 23a-d	REM-Bilder von Zirkondioxidkronen NuSmile® Zirconia und Sprig EZ-Crown nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	52
Abb. 24a-c	Licht- und REM-Bilder einer Zirkondioxidkrone KinderKrowns® Zirconia nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	53
Abb. 25a-b	Risswachstum einer KinderKrowns® Zirconia nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	54
Abb. 26a-b	Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Stahlkrone 3M™.	56
Abb. 27a-b	Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Kompositkrone von Pediatric Esthetic Crown 3M™.	57
Abb. 28a-b	Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone von NuSmile® Zirconia.	58

Abb. 29a-b	Abrieb des Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone von Sprig EZ-Crown.	58
Abb. 30a-b	Abrieb eines Antagonisten verursacht durch eine Zirkondioxidkrone von KinderKrowns® Zirconia.	59
Abb. 31a-b	Randschluss einer Stahlkrone 3M™ eingesetzt mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (Ketac™ Cem Plus).	64
Abb. 32a-b	Randschluss einer Kompositkrone (Pediatric Esthetic Crown 3M™) eingesetzt mit einem selbstadhäsiven Befestigungskomposit (RelyX™ Unicem II).	64
Abb. 33a-b	Randschluss einer Zirkondioxidkrone (Sprig EZ-Crown) eingesetzt mit einem konventionellen Glasionomerzement (Ketac™ Cem).	65
Abb. 34a-b	Randspaltverhalten einer Zirkondioxidkrone (NuSmile® Zirconia) eingesetzt mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (Ketac™ Cem Plus).	66
Abb. 35a-b	Randschluss einer Kompositkrone (Pediatric Esthetic Crown 3M™) eingesetzt mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (Ketac™ Cem Plus).	66

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle	Beschriftung	Seite
Tab. 1	Hauptbestandteile konventioneller Komposite und ihre Eigenschaften [82].	10
Tab. 2	Verschleißmechanismen nach Litonjua et al. [121].	17
Tab. 3	Verschiedene Kausimulatoren und ihre Parameter modifiziert nach Heintze et al. [77,81].	19
Tab. 4	Gruppeneinteilung der konfektionierten Milchmolarenkronen.	26
Tab. 5	Verwendete Befestigungsmaterialien und ihre Inhaltsstoffe.	32
Tab. 6	Ergebnisse der Verschleißanalyse hinsichtlich Kronenmaterialien gemessen am Vertikalverlust.	47
Tab. 7	Ergebnisse der Verschleißanalyse hinsichtlich den Steatit-Antagonisten gemessen am Vertikalverlust.	55
Tab. 8	Ergebnisse der Zementfugenbreite.	60
Tab. 9	Veränderungen der einzelnen Parameter innerhalb einer Gruppe im Verlauf.	62
Tab. 10	Marginalen Randqualität der einzelnen Gruppen nach thermo-mechanischer Belastung (nTMB).	63

12 Diagrammverzeichnis

Diagramm	Bezeichnung	Seite
Diagr. 1	Gegenüberstellung Verschleißverhalten Kronenmaterialien und Steatit-Antagonisten.	45

13 Literaturverzeichnis

1. Ackermann A, Esch J: Lückenkontrolle nach vorzeitigem Milchzahnverlust – Strategien zur Vermeidung eines sekundären Platzmangels. *Quintessence* 2019;70:602-609.
2. Aiem E, Smail-Faugeron V, Muller-Bolla M: Aesthetic preformed paediatric crowns: systematic review. *Int J Paediatr Dent* 2017;27:273-282.
3. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M: Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:641-652.
4. Al-Haj Ali SN, Farah RI: In vitro comparison of microleakge between preformed metal crowns and aesthetic crowns of primary molars using different adhesive luting cements. *Eur Arch Paediatr Dent* 2018;19:387-392.
5. Aly GMM, Ahmed AM, Saad NM: Quantitative and Qualitative Assessment of the Wear of Primary Enamel Against Three Types of Full Coronal Coverage. *OHDM* 2016;15:80-86.
6. American Academy of Pediatric Dentistry A: Policy on Early Childhood Caries (ECC): Classifications, Consequences, and Preventive Strategies. *Oral Health Policies* 2018-19;40:60-62.
7. Anil S, Anand PS: Early Childhood Caries: Prevalence, Risk Factors, and Prevention. *Front Pediatr* 2017;5:1-7.
8. Archard JF: Contact and Rubbing of Flat Surfaces. *J Appl Phys* 1953;24:981-988.
9. Ardlin B: Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.
10. Attari N, Roberts JF: Restoration of primary teeth affected by Early Childhood Caries. *Eur J Paediatr Dent* 2004;5:92-97.
11. Attari N, Roberts JF: Restoration of Primary Teeth with crowns: a systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent* 2006;1:58-62.
12. Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller H, Kielbassa A, Hellwig E: Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. *Arch Oral Biol* 1997;42:243-250.
13. Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Lambrechts P: Comparison of laboratory and clinical wear rates of resin composites. *Quintessence Int* 2004;35:269-274.

14. Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, et al.: Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: a prospective clinical trial begun 2003. *Dent Mater* 2009;25:601-604.
15. Behr M, Spitzer A, Preis V, Weng D, Gosau M, Rosentritt M: The extent of luting agent remnants on titanium and zirconia abutment analogs after scaling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:1185-1192.
16. Belduz Kara N, Yilmaz Y: Assessment of oral hygiene and periodontal health around posterior primary molars after their restoration with various crown types. *Int J Paediatr Dent* 2014;24:303-313.
17. Berg H: Glass ionomer cements. *Pediatr Dent* 2002;24:430-438.
18. Bergholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA: Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 1982;11:439-450.
19. Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF: Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int* 1991;22:739-744.
20. Berkowitz RJ: Causes, Treatment and Prevention of Early. *J Can Dent Assoc* 2003;69:304-307.
21. Bissar AR, Oikonomou C, Koch MJ, Schulte AG: Dental health, received care, and treatment needs in 11- to 13-year-old children with immigrant background in Heidelberg, Germany. *Int J Paediatr Dent* 2007;17:364-370.
22. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J: The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res* 2018;97:132-139.
23. Bolanos-Carmona V, Gonzalez-Lopez S, De Haro-Munoz C, Briones-Lujan MT: Interfacial morphology and bond strength of self-etching adhesives to primary dentin with or without acid etching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:499-507.
24. Braga RR, Mitra SB. *Materials for Adhesion and Luting*. In: Sakaguchi RL, Powers JM (Hrsg) *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Mobsy, 2012, 327-360.
25. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift Jr EJ: Self-Adhesive Resin Cements. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:412-419.
26. Burke FJ, Crisp RJ, Richter B: A practice-based evaluation of the handling of a new self-adhesive universal resin luting material. *Int Dent J* 2006;56:142-146.
27. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA: Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prothet Dent* 2001;85:479-484.

28. Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, et al.: Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent* 2018;28:123-139.
29. Choi JW, Bae IH, Noh TH, et al.: Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. *J Adv Prosthodont* 2016;8:43-52.
30. Cichon J. Eisensulfat im Vergleich zu Formokresol für die Vitalamputation von Milchzähnen. Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie: Ludwig-Maximilians-Universität zu München, 2011.
31. Clark L, Wells MH, Harris EF, Lou J: Comparison of Amount of Primary Tooth Reduction Required for Anterior and Posterior Zirconia and Stainless Steel Crowns. *Pediatr Dent* 2016;38:42-46.
32. Colak H, Dulgergil CT, Dalli M, Hamidi MM: Early childhood caries update: A review of causes, diagnoses, and treatments. *J Nat Sci Biol Med* 2013;4:29-38.
33. Cox CF, Keall CL, Keall HJ, Ostro E, Bergenholtz G: Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *J Prosthet Dent* 1987;57:1-8.
34. Croll TP, Epstein DW, Castaldi CR: Marginal Adaptation of Stainless Steel Crowns. *Pediatr Dent* 2003;25:249-252.
35. Czichos H, Habig KH. Tribologie Handbuch. Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2015.
36. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F: Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent* 2016;115:350-355.
37. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, et al.: Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent* 2014;39:612-618.
38. Dall'Oca S, Papacchini F, Goracci C, et al.: Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;81:493-498.
39. Daou E: Esthetic Prosthetic Restorations: Reliability and Effects on Antagonist Dentition. *Open Dent J* 2015;9:473-478.
40. De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL: Effect of Abrasion Medium on Wear of Stress-bearing Composites and Amalgam in vitro. *J Dent Res* 1986;65:654-658.
41. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al.: A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 2005;84:118-132.

42. De Oliveira Lino LF, Machado CM, de Paula VG, et al.: Effect of aging and testing method on bond strength of CAD/CAM fiber-reinforced composite to dentin. *Dent Mater* 2018;34:1690-1701.
43. Denry I, Kelly JR: State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
44. Dentistry AAoP: Clinical Affairs Committee – Restorative Dentistry Subcommittee. Guideline on Pediatric Restorative Dentistry. *Clinical Guidelines* 2012;214-221.
45. Draughn RA, Harrison A: Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. *J Prosthet Dent* 1978;40:220-224.
46. Drury TF, Horowitz AM, Ismail AI, Maertens MP, Rozier RG, Selwitz RH: Diagnosing and Reporting Early Childhood Caries for Research Purposes. *J Public Health Dent* 1999;59:192-197.
47. Ehlers V, Kampf G, Stender E, Willershausen B, Ernst CP: Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2015;113:609-615.
48. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM: Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995;73:515-524.
49. Erdemci ZY, Cehreli SB, Tirali RE: Hall Versus Conventional Stainless Steel Crown Techniques: In Vitro Investigation of Marginal Fit and Microleakage Using Three Different Luting Agents. *Pediatr Dent* 2014;36:286-290.
50. Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, et al.: Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *J Dent* 2018;68:19-27.
51. Faria ACL, de Oliveira AA, Alves Gomes E, Silveira Rodrigues RC, Faria Ribeiro R: Wear resistance of a pressable low-fusing ceramic opposed by dental alloys. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;32:46-51.
52. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL: Relaxation of Polymerization Contraction Shear Stress by Hygroscopic Expansion. *J Dent Res* 1990;69:36-39.
53. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ: Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38:295-314.
54. Finger WJ, Lee K, Podszun W: Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dent Mater* 1996;12:256-261.
55. Finlayson TL, Siefert K, Ismail AI, Sohn W: Psychosocial factors and early childhood caries among low-income African-American children in Detroit. *Community Dent Oral Epidemiol* 2007;35:439-448.

56. Finucane D: Rationale for restoration of carious primary teeth a review. *Eur Arch Paediatr Dent* 2012;13:281-292.
57. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenkod S, Reiche S: Marginal integrity: Is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007;9:107-116.
58. Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, et al.: Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2012;28:1032-1039.
59. Frensel G: Interview mit Prof. Roland Frankenberger – "Ein Glasionomer mit überlegener Frakturresistenz in der Kausimulation". *ZWR* 2011;120:528-529.
60. Fuks AB, Ram D, Eidelman E: Clinical performance of esthetic posterior crowns in primary molars: A pilot study. *Pediatr Dent* 1999;21:445-448.
61. Full CA, Walker JD, Pinkham JR: Stainless steel crowns for deciduous molars. *J Am Dent Assoc* 1974;89:360-364.
62. Garcia-Godoy F, Bugg JL: Clinical evaluation of glass cementation on stainless steel crown retention. *J Pedod* 1987;11:339-344.
63. Garcia-Godoy F, Kramer N, Feilzer AJ, Frankenberger R: Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 2010;26:1113-1118.
64. Garcia-Godoy F, Landry JK: Evaluation of stainless steel crowns luted with a glass ionomer cement. *J Pedod* 1989;13:328-330.
65. Gardner FM: Margins of complete crowns-Literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48: 396-409.
66. Geurtsen W: Der Kronen- und Füllungsrand. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:380-386.
67. Ghazal M, Albashaireh Z, Kern M: Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prothet Dent* 2008;100:441-448.
68. Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M: Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater* 2008;24:502-507.
69. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB: Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-449.
70. Gilbert AS, Pethrik RA, Phillips DW: Acoustic Relaxation and Infrared Spectroscopic Measurements of the Plasticization of Poly(methyl Methacrylate) by Water. *J Appl Polym Sci* 1977;21:319-330.

71. Gohring TN, Gallo L, Luthy H: Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dent Mater* 2005;21:761-772.
72. Goldberg NL: The Stainless Steel Crown in Pediatric Dentistry. *Dental digest* 1969;75:352-355.
73. Grund K, Goddon I, Schuler IM, Lehmann T, Heinrich-Weltzien R: Clinical consequences of untreated dental caries in German 5- and 8-year-olds. *BMC Oral Health* 2015;15:1-11.
74. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M: Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent* 2009;101:269-278.
75. Harrison A: Wear of combinations of acrylic resin and porcelain, on an abrasion testing machine. *J Oral Rehabil* 1978;4:111-115.
76. He J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L: Effect of low-shrinkage monomers on the physicochemical properties of experimental composite resin. *Acta Biomater Odontol Scand* 2018;4:30-37.
77. Heintze SD: How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22:712-734.
78. Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V: Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators - supplement to the round robin test of 2005. *Dent Mater* 2011;27:e1-9.
79. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V: A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* 2006;22:1051-1062.
80. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V: Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24:433-449.
81. Heintze SD, Reichl FX, Hickel R: Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods -A review. *Dent Mater J* 2019;38:343-353.
82. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. Kompositrestaurationen. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg) Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013, 193-257.
83. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. Restaurationen mit Glasionomerzementen. In: Hellwig E,

- Klimek J, Attin T (Hrsg) Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013, 257-264.
84. Hickel R, Peschke A, Tyas M, et al.: FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig* 2010;14:349-366.
85. Hjerpe J, Narhi TO, Vallittu PK, Lassila LV: Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent* 2016;116:577-583.
86. Holmes JR, Bayne SC, Sulik WD: Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-408.
87. Hotta M, Hirukawa H, Yamamoto K: Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface. *Oper Dent* 1992;17:57-61.
88. Humphrey WP: Uses of chrome steel in children's dentistry. *Dent Surv* 1950;26:945-949.
89. Innes NP, Evans DJ, Stirrups DR: The Hall Technique; a randomized controlled clinical trial of a novel method of managing carious primary molars in general dental practice: acceptability of the technique and outcomes at 23 months. *BMC Oral Health* 2007;7:1-21.
90. Innes NP, Evans DJ, Stirrups DR: Sealing caries in primary molars: randomized control trial, 5-year results. *J Dent Res* 2011;90:1405-1410.
91. Innes NP, Ricketts D, Chong LY, Keightley AJ, Lamont T, Santamaria RM: Preformed crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2015;1-44.
92. Innes NP, Stirrups DR, Evans DJ, Hall N, Leggate M: A novel technique using preformed metal crowns for managing carious primary molars in general practice - a retrospective analysis. *Br Dent J* 2006;200:451-454.
93. Ismail AI, Lim S, Sohn W, Willem JM: Determinants of Early Childhood Caries in Low-income African American Young Children. *Pediatr Dent* 2008;30:289-296.
94. Jivraj SA, Kim TH, Donovan TT: Selection of Luting Agents, Part 1. *CDA Journal* 2006;34:149-160.
95. Karlsson S: The fit of Procera titanium crowns An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-134.
96. Kassebaum NJ, Bernabe E, Dahiya M, Bhandari B, Murray CJ, Marcenes W: Global burden of untreated caries: a systematic review and metaregression. *J Dent Res* 2015;94:650-658.

97. Kern M, Strub J, Lü X: Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26:372-378.
98. Khoroushi M, Keshani F: A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J* 2013;10:411-420.
99. Kindelan SA, Day P, Nichol R, Willmott N, Fayle SA: UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: stainless steel preformed crowns for primary molars. *Int J Paediatr Dent* 2008;18 Suppl 1:20-28.
100. Kisi EH, Howard CJ: Crystal Structures of Zirconia Phases and their Inter-Relation. *Key Eng Mater* 1998;153-154:1-36.
101. Kist S, Stawarczyk B, Kollmuss M, Hickel R, Huth KC: Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *Eur J Oral Sci* 2019;127:369-375.
102. Kitzmueller K, Graf A, Watts D, Schedle A: Setting kinetics and shrinkage of self-adhesive resin cements depend on cure-mode and temperature. *Dent Mater* 2011;27:544-551.
103. Knappworst A: Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle. *Dtsch Zahnärztl Z* 1950;5:1022-1030.
104. Knappworst A: Kapillare Spaltbildung unserer plastischen Füllungsmaterialien als Ursache der hohen Sekundärkariesfrequenz. *Dtsch Zahnärztl Z* 1951;6:602-609.
105. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, et al.: Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater* 2012;8:1213-1220.
106. Krämer N: Füllungstherapie in der Kinderzahnheilkunde. *BZB* 2015;52-59.
107. Krämer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R: Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res* 2006;85:1097-1100.
108. Krämer N, Rudolph H, Garcia-Godoy F, Frankenberger R: Effect of thermo-mechanical loading on marginal quality and wear of primary molar crowns. *Eur Arch of Paediatr Dent* 2012;13:185-190.
109. Kratunova E, O'Connell AC: A Randomized Clinical Trial Investigating the Performance of Two Commercially Available Posterior Pediatric Preveneered Stainless Steel Crowns: A Continuation Study. *Pediatr Dent* 2014;36:494-498.
110. Krejci I, Albert P, Lutz F: The Influence of Antagonist Standardization on Wear. *J Dent Res* 1999;78:713-719.

111. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann J: Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *J Prothet Dent* 1993;69:425-430.
112. Kühnisch J, Bücher K, Tautz A, Hickel R: Frühkindliche Karies. *wissen kompakt* 2014;8:3-12.
113. Kühnisch J, Senkel H, Heinrich-Weltzien R: Comparative Study on the Dental Health of German and Immigrant 8- to 10-Years Olds in the Westphalian Ennepe-Ruhr District. *Georg Thieme Verlag Stuttgart* 2003;65:96–101.
114. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G: Quantitative in vivo Wear of Human Enamel. *J Prothet Dent* 1989;68:1752-1754.
115. Lauenstein-Krogbeumker A: Milchzahnkronen – vom Klassiker zur High-End-Versorgung. *Zahnmedizin up2date* 2019;12:491-501.
116. Lauenstein AS, El Chafei G, Nagel K: Ästhetische Rehabilitation mit Zirkondioxidkronen für das Milchgebiss. *Dtsch Zahnärztl Z* 2019;74:193-199.
117. Lauenstein AS, Sieper A: Kronentherapie in der Kinderzahnheilkunde. Ein Überblick. *Quintessenz* 2015;66:1309–1315.
118. Lazaridou D, Belli R, Kramer N, Petschelt A, Lohbauer U: Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *Eur Arch Paediatr Dent* 2015;16:165-172.
119. Lee H, Chae YK, Lee HS, Choi SC, Nam OH: Three-Dimensional Digitalized Surface and Volumetric Analysis of Posterior Prefabricated Zirconia Crowns for Children. *J Clin Pediatr Dent* 2019;43:231-238.
120. Lee IB, An W, Chang J, Um CM: Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2008;24:1141-1147.
121. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE: Tooth Wear: Attrition, erosion and abrasion. *Quintessence Int* 2003;34:435-446.
122. Livny A, Assali R, Sgan-Cohen HD: Early Childhood Caries among a Bedouin community residing in the eastern outskirts of Jerusalem. *BMC Public Health* 2007;7:1-7.
123. Lohbauer U: Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? – Properties, Limitations and Future Trends. *Materials* 2009;3:76-96.
124. Lopez Cazaux S, Hyon I, Prud'homme T, Dajeau Trutaud S: Twenty-nine-month follow-up of a paediatric zirconia dental crown. *BMJ Case Rep* 2017;1-6.
125. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH: CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-662.

126. Luthardt RG, Stößel M, Hinz M, Vollandt R: Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83:32-39.
127. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH: Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195-200.
128. Lutz F, Phillips R, Roulet J, Setcos J: In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites. *J Dent Res* 1984;63:914-920.
129. Maciel R, Salvador D, Azoubel K, et al.: The opinion of children and their parents about four different types of dental restorations in a public health service in Brazil. *Eur Arch Paediatr Dent* 2017;18:25-29.
130. Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N: The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent* 2000;28:589-594.
131. Mair LH, Stolarskij TA, Vowles RW, Lloyd CH: Wear mechanism manifestations and measurements. Report of a workshop. *J Dent* 1996;24:141-148.
132. Malkoc MA, Sevimay M, Tatar I, Celik HH: Micro-CT Detection and Characterization of Porosity in Luting Cements. *J Prosthodont* 2015;24:553-561.
133. Masumo R, Bardsen A, Mashoto K, Nordrehaug Åstrøm A: Prevalence and socio-behavioral influence of early childhood caries, ECC, and feeding habits among 6 – 36 months old children in Uganda and Tanzania. *BMC Oral Health* 2012;12:1-13.
134. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M: Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig* 2019;23:725-737.
135. Memarpour M, Mesbahi M, Rezvani G, Rahimi M: Microleakage of adhesive and non-adhesive luting cements for stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 2011;33:501-504.
136. Mink JR, Bennett IC: The Stainless Steel Crown. *ASDC J Dent Child* 1968;35:186-196.
137. Mjör IA: Dentin Permeability: The Basis for Understanding Pulp Reactions and Adhesive Technology. *Braz Dent J* 2009;20:3-16.
138. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE: Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Intl Dent J* 2000;50:362-366.
139. Mochales C, Maerten A, Rack A, et al.: Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomater* 2011;7:2994-3002.

140. Monasky GE, Taylor DF: Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prothet Dent* 1971;25:299-306.
141. Mortimer KV: The Relationship of Deciduous Enamel Structure to Dental Disease. *Caries Res* 1970;4:206-223.
142. Moszner N, Salz U, Zimmermann J: Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21:895-910.
143. Nash DA: The nickel-chromium crown for restoring posterior primary teeth. *J Am Dent Assoc* 1981;102:44-49.
144. Nicholson J, Wilson AD: The effect of storage in aqueous solutions on glass-ionomer and zinc polycarboxylate dental cements. *J Mater Sci Mater Med* 2000;11:357-360.
145. Nicholson JW, Brookman PJ, Lacy OM, Wilson AD: Fourier Transform Infrared Spectroscopic Study of the Role of Tartaric Acid in Glass-ionomer Dental Cements. *J Dent Res* 1988;67:1451-1454.
146. Nunn ME, Braunstein NS, Krall Kaye EA, Dietrich T, Garcia RI, Henshaw MM: Healthy eating index is a predictor of early childhood caries. *J Dent Res* 2009;88:361-366.
147. O'Connell AC, Kratunova E, Leith R: Posterior Preveneered Stainless Steel Crowns: Clinical Performance after Three Years. *Pediatr Dent* 2013;36:254-258.
148. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ: Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *J Prosthet Dent* 2002;87:451-459.
149. Olivera A, Marques M: Esthetic Restorative Materials and Opposing Enamel Wear. *Oper Dent* 2008;33:332-337.
150. Palmer CA, Kent R, Jr., Loo CY, et al.: Diet and caries-associated bacteria in severe early childhood caries. *J Dent Res* 2010;89:1224-1229.
151. Pedersen J, Stensgaard K, Meesen B: Prevalence of malocclusion in relation to premature loss of primary teeth. *Community Dent Oral Epidemiol* 1978;6:204-209.
152. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM: Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51:453-471.
153. Petersen PE, Estupinan-Day S, Ndiaye C: WHO's action for continuous improvement in oral health. *Bulletin of the World Health Organization* 2005;83:642-643.
154. Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S: Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent* 2011;36:266-273.

155. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA: Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater* 2005;21:445-453.
156. Po JM, Kieser JA, Gallo LM, Tesenyi AJ, Herbison P, Farella M: Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment. *J Dent Res* 2011;90:1206-1210.
157. Poureslami HR, Van Amerongen WE: Early Childhood Caries (ECC): an infectious transmissible oral disease. *Indian J Pediatr* 2009;76:191-194.
158. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M: Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int* 2013;44:
159. Ram D, Fuks AB, Eidelman E: Long-term Clinical Performance of Esthetic Primary Molar Crowns. *Pediatr Dent* 2003;25:582-584.
160. Randall RC: Prefomed metal crowns for primary and permant molar teeth: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24:489-500.
161. Randall RC, Vrijhoef MM, Wilson NH: Efficacy of prefomed metal crowns vs. amalgam restorations in primary molars: a systematic review. *J Am Dent Assoc* 2000;131:337-343.
162. Rehberg HJ: Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 1971;26:696-699.
163. Roberts JF, Sherriff M: The fate and survival of amalgam and prefomed crown molar restorations placed in specialist paediatric dental practice. *Br Dent J* 1990;169:237-244.
164. Rodd HD, Waterhouse PJ, Fuks AB, Fayle SA, Moffat MA: Pulp therapy for primary molars. *Int J Paediatr Dent* 2006;7:15-23.
165. Roman-Rodriguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, et al.: In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15:e95-100.
166. Rosentritt M: Werkstoffkundliche Grundlagen für eine erfolgreiche Befestigung. *Zahnärztliche Mitteilungen* 2019;109:36-46.
167. 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;22:176-182.
168. Roulet JF, Hussein H, Abdulhameed NF, Shen C: In-vitro-Verschleiß von zwei bioaktiven Kompositen und einem Glasionomerkement. *Dtsch Zahnärztl Z* 2019;74:126-133.
169. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack MJ: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3:147-159.

170. Sakaguchi RL, Mitra SB. Restorative Materials—Composites and Polymers. In: Sakaguchi RL, Powers JM (Hrsg) Craig's Restorative Dental Materials. Elsevier Mobsy, 2012, 161-198.
171. Santamaria RM, Pawlowitz L, Schmoeckel J, Alkilzy M, Splieth CH: Use of stainless steel crowns to restore primary molars in Germany: Questionnaire-based cross-sectional analysis. *Int J Paediatr Dent* 2018;28:587-594.
172. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE: Feedback control during mastication of solid food textures— a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 1998;80:330-336.
173. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B: Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clinical Oral Investigations* 2018;23:511-517.
174. Schneider S, Jerusalem M, Mente J, De Bock F: Sweets consumption of preschool children-extent, context, and consumption patterns. *Clin Oral Investig* 2013;17:1301-1309.
175. Schüler IM, Hiller M, Roloff T, Kuhnisch J, Heinrich-Weltzien R: Clinical success of stainless steel crowns placed under general anaesthesia in primary molars: an observational follow up study. *J Dent* 2014;42:1396-1403.
176. Schulte A, Hetzer G: Stellungnahme Konfektionierte Kronen zur Versorgung stark zerstörter Milchzähne. Wissenschaftliche Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;54:
177. Schütz-Dental GmbH: AlphaDie MF Verarbeitungsanleitung. 2015. Rosbach.
178. Seale NS, Randall R: The Use of Stainless Steel Crowns: A Systematic Literature Review. *Pediatr Dent* 2015;37:147-162.
179. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P: Abrasion of Human Enamel by Different Dental Ceramics in vitro. *J Dent Res* 1991;70:221-225.
180. Seraj B, Shahrazi M, Motahari P, et al.: Microleakage of stainless steel crowns placed on intact and extensively destroyed primary first molars: An in vitro study. *Pediatr Dent* 2011;33:525-528.
181. Shawkat ES, Shortall AC, Addison O, Palin WM: Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dent Mater* 2009;25:1338-1346.
182. Shiflett K, White SN: Microleakage of cements for stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 1997;19:262-266.
183. Silikas N, Eliades G, Watts DC: Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000;16:292–296.

184. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF: Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;31:133-146.
185. Simon A. In vitro Untersuchung von selbstätzenden dualhärtenden Befestigungskompositen. Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie: Ludwig-Maximilians-Universität München 2015.
186. Spinell T, Schedle A, Watts DC: Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater* 2009;25:1058-1066.
187. Splieth H (2017): Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege e.V. (Hrsg.). *Epidemiologische Begleituntersuchungen zur Gruppenprophylaxe* 2016. Bonn: DAJ.
188. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR: Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137:514-522.
189. Stepp P, Morrow BR, Wells M, Tipton DA, Garcia-Godoy F: Microleakage of Cements in Prefabricated Zirconia Crowns. *Pediatr Dent* 2018;40:136-139.
190. Straface A, Rupp L, Gintaute A, Fischer J, Zitzmann NU, Rohr N: HF etching of CAD/CAM materials: influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. *Head Face Med* 2019;15:21.
191. Swanson K, Madison S: An Evaluation of Coronal Microleakage in Endodontically Treated Teeth. Part I. Time Periods. *J Endod* 1987;13:56-59.
192. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M: A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995;74:345-349.
193. Tate AR, Ng MW, Needleman HL, Acs G: Failure rates of restorative procedures following dental rehabilitation under general anesthesia. *Pediatr Dent* 2002;24:69-71.
194. Taylor M, Lynch E: Microleakage. *J Dent* 1992;20:3-10.
195. Taylor M, Lynch E: Marginal adaptation. *J Dent* 1993;21:265-273.
196. Threlfall AG, Pilkington L, Milsom KM, Blinkhorn AS, Tickle M: General dental practitioners' views on the use of stainless steel crowns to restore primary molars. *Br Dent J* 2005;199:453-455.
197. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ: Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26:367-374.

198. Tjandrawinata R, Irie M, Suzuki K: Marginal Gap Formation and Fluoride Release of Resin-Modified Cement: Effect of Silanized Spherical Silica Filler Addition. *Dent Mater J* 2004;23:305-313,.
199. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD: In Vitro Bacterial Penetration of Coronally Unsealed Endodontically Treated Teeth. *J Endod* 1990;16:566-569.
200. Townsend JA, Knoell P, Yu Q, et al.: In Vitro Fracture Resistance of Three Commercially Available Zirconia Crowns for Primary Molars. *Pediatr Dent* 2014;36:125-129.
201. Tran LA, Messer LB: Clinicians' choices of restorative materials for children. *Aust Dent J* 2003;48:221-232.
202. Vadiakas G: Case definition, Aetiology and Risk assessment of Early Childhood Caries (ECC): A revisited review. *Eur Arch of Paediatr Dent* 2008;9 114-125.
203. Valaitis R, Hesch R, Passarelli C, Sheehan D, Sinton J: A Systematic Review of the Relationship Between Breastfeeding and Early Childhood Caries. *Can J Public Health* 2000;91:411-417.
204. Villalta P, Rodrigues C: In vitro occlusal wear of restorative materials on primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2005;29:221-224.
205. Vrijhoef M, Hendriks F, Letzel H: Loss of substance of dental composite restorations. *Dent Mater* 1985;1:101-105.
206. Waggoner WF, Cohen H: Failure strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 1995;17:36-40.
207. Walia T, Brigi C, KhirAllah A: Comparative evaluation of surface roughness of posterior primary zirconia crowns. *Eur Arch Paediatr Dent* 2019;20:33-40.
208. Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z: Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *J Eur Ceram Soc* 2012;32:2599-2606.
209. Wang L, Saki V: Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. *J Oral Rehabil* 2006;33:110-116.
210. White SN, Yu Z, Kipnis V: Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;68:476-481.
211. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM: Mechanism of Adhesion of Polyelectrolyte Cements to Hydroxyapatite. *J Dent Res* 1983;62:590-592.
212. Wyne AH: Early childhood caries nomenclature and case definition. *Community Dent Oral Epidemiol* 1999;27:313–315.
213. Yilmaz A, Ozdemir CE, Yilmaz Y: A delayed hypersensitivity reaction to a stainless steel crown: a case report. *J Clin Pediatr Dent* 2012;36:235-238.

214. Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S: Retentive Force and Microleakage Different Luting Agents of Stainless Steel Crowns Cemented with Three Different Luting Agents. Dent Mater J 2004;23:577-585.
215. Yoshimura M: Phase Stability of Zirconia. Am Ceram Soc Bull 1988;67:1950-1955.
216. Zum Gahr KH: Tribologie: Reibung - Verschleiß - Schmierung. Naturwissenschaften 1985;72:260-267.

14 Publikationsverzeichnis

Juli 2019 Veröffentlichung der Ergebnisse in Form einer Posterpräsentation mit dem Titel „Abrasion of Prefabricated Molar Crowns in Primary Dentition“ im Rahmen der „27th Congress of the International Association of Paediatric Dentistry“ in Cancun (Mexiko). Der Vortrag erhielt die Auszeichnung einer herausragenden Posterpräsentation „THE NUSMILE Restorative Dentistry Award (Research Section)“.



15 Anhang

15.1 Ethikvotum

JUSTUS-LIEBIG

UNIVERSITÄT
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie/Gefäßkstr. 11c, D-35385 Gießen)

Prof. Dr. N. Krämer
Poliklinik für Kinderzahnheilkunde
Schlangenzahl 14
35392 Gießen

**ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. Dr. H. Tillmanns**

Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie)
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470 / 47660
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 28. August 2018
Dr. Kr./

AZ.: 143/09

Titel: *Verwendung extrahierter Weisheitszähne für Forschungszwecke.*

Ihr Schreiben vom 20.08.2018

Sehr geehrter Herr Professor Krämer,

für die in Ihrem Schreiben genannte Situation (Verwendung extrahierter oder ausgefallener Milchzähne für Forschungszwecke analog zur Verwendung der Weisheitszähne) existiert ein positives Votum der Ethik-Kommission. Die Zähne sollen für folgendes in-vitro-Promotionsprojekt (Mirja Möhn) eingesetzt werden: Verschleiß von konfektionierten Kronen im Milchgebiss. Es bestehen keine Einwände der Ethik-Kommission gegen das von Ihnen beschriebene Vorgehen (freiwillige Überlassung nach mündlicher Aufklärung und Einwilligung der Eltern und auch des Kindes, vollständige Anonymisierung des Materials).

Mit freundlichen Grüßen:

Prof. Dr. H. Tillmanns
Vorsitzender

15.2 Materialliste

	Material	Firma	LOT-Nr.	Ablaufdatum
1	Panasil® Putty Impression material	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	182591	30/06/2021
2	Panasil® initial contact Light	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	180801	30/04/2021
3	Alpha Die MF	Dental Schütz Rosbach, DE	2018003329	31/07/2021
4	Dimension™ Garant™ L	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4332933	30/04/2020
5	VPS Tray Adhesion	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4386032	06/2020
6	Filtek™ Z250	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	N899637	28/06/2020
7	Scotchbond™ Universal	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4202499	30/04/2020
8	Ketac™ Cem Aplicap™	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4312722	31/12/2020
9	Ketac™ Cem Plus Automix	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	N978483	28/05/2020
10	Ketac™ Molar Aplicap™	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4315149	31/12/2020
11	RelyX™ Unicem II Automix	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4184095	30/11/2019
12	Scotchbond™ Universal Etchant	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4262955	30/04/2020
13	Dimension Penta™ H	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4517614	31/08/2020
14	Universal Adhesive	Kulzer GmbH Hanau, DE	K010043	08/11/2020
15	Panasil® Putty Basis	Kettenbach GmbH & Co. KG Eschenburg, DE	192731	31/03/2022
16	Panasil® Putty Katalysator	Kettenbach GmbH & Co. KG Eschenburg, DE	192731	31/03/2022
17	Schaumstoffpellet Pete Tim No. 2	Voco GmbH Cuxhaven, DE	1849573	06/2024
18	Epliar™ DeepCure-S	3M™ Deutschland GmbH Seefeld, DE	4367882	/

16 Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen, den 18.11.2020

Ort, Datum

M.möhn

Unterschrift

17 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt *Herrn Prof. Dr. Dr. Norbert Krämer* für die Überlassung des Themas und die stets professionelle Unterstützung im Zuge der Entstehung dieser Arbeit.

Auch besonderer Dank gilt *Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger*, der mir während meiner gesamten Arbeit in allen Belangen stets helfend zur Seite stand und mich großartig unterstützte.

Frau Dr. Lücker danke ich herzlich für ihren Rat und die Bereitstellung ihrer Zeit zur Verwirklichung dieser Studie.

Des Weiteren danke ich der gesamten Abteilung der *Poliklinik für Zahnerhaltung* der Philipps-Universität Marburg für die stets freundliche Hilfe und kollegiale Zusammenarbeit während der gesamten Zeit.

Zuletzt danke ich vom ganzen Herzen meiner *Familie*, die immer an meiner Seite stand und mir so vieles ermöglicht hat.

18 Curriculum Vitae

Der Inhalt wurde aus Datenschutzgründen entfernt.



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6919-3



9 783835 196919 3