

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Untersuchung der Bruchlast und Kausimulation
verschiedener Zirkonoxid- und Stahlkronen für das
Milchgebiss**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Stefan Michael Kist

aus
Bühl

Jahr
2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Karin Christine Huth
Mitberichterstatter:	PD Dr. Anja Liebermann
	Prof. Dr. Andrea Wichelhaus
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hicckel
Tag der mündlichen Prüfung:	29.04.2021

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	5
1.1 Epidemiologische Daten und kurzer Überblick über die Versorgungsmöglichkeiten von Milchzähnen	5
1.2 Zirkonoxid in der Zahnmedizin	7
1.3 Literaturübersicht - Kronenversorgung von Milchzähnen	11
2 Ziel der Dissertation	18
3 Material und Methode.....	19
3.1 Studiendesign.....	19
3.2 Vorstellung der untersuchten Kronen	20
3.3 Präparationsrichtlinien.....	21
3.4 Versuchsvorbereitung	23
3.4.1 Präparation der Zähne.....	23
3.4.2 Herstellung Schmelzantagonisten	24
3.4.3 Scannen der präparierten Stümpfe und Fräsen der Modellstümpfe	25
3.4.4 Sockelherstellung	28
3.4.5 Herstellung der individuell gefertigten CAD/CAM-Zirkonoxidkronen	30
3.4.6 Zementieren der Kronen.....	32
3.5 Versuche	33
3.5.1 Vorversuch	33
3.5.2 Untersuchung der Bruchlast ohne künstliche Alterung der Kronen	34
3.5.3 Untersuchung der Bruchlast nach Alterung der Kronen in menschlichem Speichel	35
3.5.4 Untersuchung der Bruchlast nach Alterung der Kronen im Kausimulator	35
3.6 Statistik.....	37
4 Ergebnisse	38
4.1 Ergebnisse des Vorversuchs.....	38
4.2 Ergebnisse der Hauptversuche	39
4.3 Versuchsbeobachtungen.....	43
4.3.1 Korrosion	43

4.3.2 Abrasion	43
4.3.3 Ermüdungsbruch	45
5 Diskussion	46
5.1 Diskussion der Methode	46
5.2 Diskussion der Ergebnisse	48
5.3 Aussagekraft und Limitierung	50
6 Schlussfolgerung	52
7 Zusammenfassung	53
8 Literaturverzeichnis.....	55
9 Abbildungsverzeichnis	61
10 Tabellenverzeichnis.....	64
11 Abkürzungsverzeichnis	65
12 Anhang	66
12.1 Votum Ethikkommission	66
12.2 Verwendete Materialien.....	67
12.3 Verwendete Geräte und Werkzeuge	69
12.4 Ergänzende Darstellung der Ergebnisse	70
12.4.1 Rohdaten der Bruchlastmessungen und der Kausimulation.....	70
12.4.2 Test auf Normalverteilung	75
12.4.3 Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests - Bruchlast ohne künstliche Alterung der Kronen	75
12.4.4 Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests - Bruchlast nach Alterung der Kronen in menschlichem Speichel	76
12.4.5 Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests - Bruchlast nach Alterung der Kronen im Kausimulator	77
13 Danksagung.....	78

1 Einleitung

1.1 Epidemiologische Daten und kurzer Überblick über die Versorgungsmöglichkeiten von Milchzähnen

Milchzähne dienen den bleibenden Zähnen als Platzhalter und spielen eine wichtige Rolle bei der gesunden Entwicklung des Gebisses. Daher ist die Erhaltung von Milchzähnen bis zum physiologischen Zahnwechsel von großer Bedeutung.

Zwar hat sich seit den 1960er Jahren die Mundgesundheit von Kindern in Deutschland kontinuierlich verbessert, dennoch ist die Behandlung von Karies im Milchgebiss, neben der Prävention, weiterhin eine der Hauptaufgaben in der Kinderzahnheilkunde. (Basner *et al.*, 2017). Die deutsche Arbeitsgesellschaft für Jugendzahnpflege führt in regelmäßigen Abständen epidemiologische Untersuchungen zur Zahngesundheit bei Kindern und Jugendlichen durch. Dabei wurde als Maß für die Zahngesundheit unter anderem der DMFT-Index erhoben (international gebräuchlicher Index zur Einstufung des Kariesbefalls der Zähne, erhebt die Anzahl kariöser, verlorener und gefüllter Zähne). Die kontinuierliche Verbesserung der Mundgesundheit seit 1994/95 ist in *Abbildung 1* dokumentiert. In der Untersuchung 2016 wurde nun auch erstmals die Gruppe der 3-Jährigen mit aufgenommen. Die Karieserfahrung in dieser Gruppe ist recht ungleich verteilt. So hatten 86,3 % der Kinder ein naturgesundes Gebiss. Die Kinder mit Karieserfahrung hatten im Schnitt einen DMFT-Wert von 3,57. In der Gruppe der 6- bis 7-Jährigen hatten 53,8 % ein naturgesundes Gebiss und Kinder mit Karieserfahrung einen mittleren DMFT-Wert von 3,97. Wie schon aus früheren Untersuchungen bekannt, konnte auch hier wieder gezeigt werden, dass die Zahngesundheit stark von sozioökonomischen Faktoren wie Schulbildung und Familieneinkommen abhängig ist (Geyer und Micheelis, 2016). So zeigten in der Untersuchung Kinder, die ein Gymnasium besuchen, einen niedrigeren DMFT-Wert als Kinder anderer Schulformen (Basner *et al.*, 2017).

Diese Entwicklung zeigt, dass Aufklärung und präventive Maßnahmen wie Fissurenversiegelung und der Einsatz von Fluoriden greifen. Allerdings ist die Anzahl behandlungsbedürftiger Kinder nach wie vor hoch. Bei beispielsweise einer Geburtenrate in Deutschland von 787.523 Kindern in 2018 (Statistisches Bundesamt, 2019) würde das für diesen Jahrgang nur in der Gruppe der 6- bis 7-Jährigen

(53,8 % naturgesund → 46,2 % DMFT > 0, mittlerer DMFT-Wert 3,97) in etwa 1.444.427 Zahnbehandlungen entsprechen.

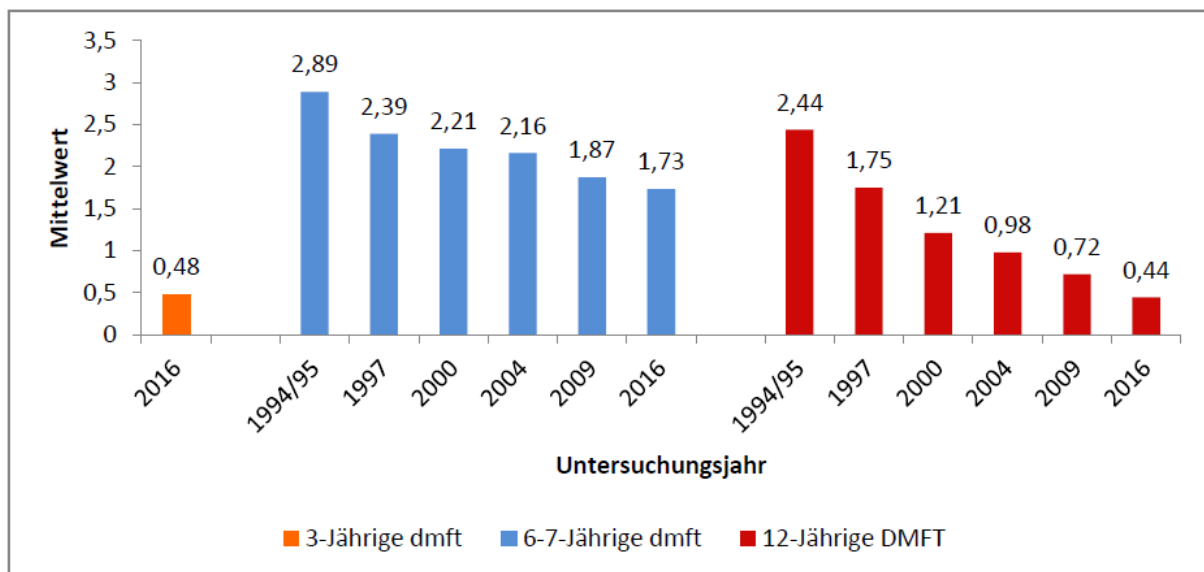


Abbildung 1: Entwicklung der Karieserfahrung bei 3-Jährigen, 6- bis 7-Jährigen und 12-Jährigen in Deutschland (aus Epidemiologische Begleituntersuchung zur Gruppenprophylaxe 2016, DAJ, Bonn 2017)

Zahnrestaurationen von Milchzähnen sollten sowohl zeit- als auch kosteneffizient und aufgrund der oft reduzierten Compliance der Patienten außerdem leicht durchführbar sein. Für die Versorgung kleinerer kariöser Defekte mittels Füllungstherapie stehen verschiedene Materialien wie Glasionomere (GIZ), Komposite und Kompomere zur Verfügung. Amalgame dürfen nach der neuen EU-Quecksilber-Verordnung seit dem 1. Juli 2018 bei Kindern unter 15 Jahren, Schwangeren und Stillenden in der Europäischen Union nur noch in medizinischen Ausnahmefällen verwendet werden (Verordnung EU 2017/852, Art. 10 Abs. 2). Zur Behandlung ausgedehnter kariöser Läsionen bei Milchzähnen und nach Pulpotomien (Entfernung der Kronenpulpa) kommen häufig konfektionierte Stahlkronen zum Einsatz. Deren stahlgraues Aussehen stößt zunehmend bei den Patienten und deren Eltern auf Ablehnung. Wie in allen Bereichen der Zahnmedizin, nimmt auch in der Kinderzahnheilkunde das ästhetische Bewusstsein stetig zu. Eltern und Patienten bevorzugen mehr und mehr zahnfarbene Restaurationen (Zimmerman *et al.*, 2009). Das Aussehen der Stahlkronen passt nicht mehr zu dem Bild der modernen Zahnmedizin. Insbesondere ist, wie oben erwähnt, die Entwicklung von Karies bei

Kindern von sozioökonomischen Faktoren wie Bildung und Einkommen abhängig. Dies soll nicht durch auffällige Restaurationen nach außen für jeden sichtbar sein.

Als zahnfarbene Alternativen stehen folgende kommerzielle Möglichkeiten zur Verfügung: konfektionierte kunststoffverblendete Stahlkronen, konfektionierte Zirkonoxidkronen und Komposit-Strip-Kronen (Huth *et al.*, 2018). Bei den Komposit-Strip-Kronen handelt es sich nicht um Kronen im klassischen Sinne. Die Strip-Krone ist vielmehr eine durchsichtige zahnförmige Matrize, welche mit Komposit gefüllt und nach Lichthärtung wieder entfernt wird.

In jüngster Vergangenheit wurden einzelne Studien durchgeführt, die sich mit individuell gefertigtem Zahnersatz im Milchgebiss beschäftigten. So wurden beispielsweise in einer Studie Bruchlastuntersuchungen von mittels CAD/CAM-Technologie gefertigten Restauration aus Hybridkeramik und zwei verschiedenen PMMA Materialien durchgeführt (Mete *et al.*, 2019). In einem Fallbericht wurde bei einem 8-jährigen Mädchen eine CAD/CAM gefertigte Hybridkeramikkrone eingesetzt, mit hervorragendem ästhetischem Ergebnis (Mourouzis *et al.*, 2019). Der Begriff Hybridkeramiken ist etwas irreführend. Diese werden so beworben, streng genommen handelt es sich werkstoffkundlich hierbei nicht um Keramiken (nach der Definition von Craig), sondern um hochwertige Komposite (Craig, 1989; Pospiech, 2015). Eine weitere besonders belastbare und ästhetisch hochwertige Möglichkeit zur Versorgung sind CAD/CAM gefertigte Zirkonoxidkronen.

1.2 Zirkonoxid in der Zahnmedizin

Die Einführung von konfektionierten Zirkonoxidkronen, als Alternative zu den herkömmlichen Restaurationsarten (siehe oben), erweiterte die Versorgungsmöglichkeiten in der Kinderzahnheilkunde in den letzten Jahren. Vier der hier in der Studie untersuchten Gruppen (Spirg EzCrowns, NuSmile Zirconia, Kinder Crowns und die individuell gefertigten CAD/CAM-Kronen) sind aus Zirkonoxid.

Zirkonoxid, eigentlich wissenschaftlich korrekt Zirkoniumdioxid, gehört zu den Oxidkeramiken. Neben den Oxidkeramiken finden in der Zahnmedizin Glaskeramiken und glasinfiltrierte Keramiken Anwendung, auf die hier nicht näher eingegangen wird.

Der Siegeszug von Zirkonoxid hat in den 2000er Jahren begonnen und ist heute aufgrund seiner vielfältigen Einsatzmöglichkeiten und Festigkeit nicht mehr wegzudenken. So wird Zirkonoxid beispielsweise für Kronen, Brücken, als Primärteile in der Doppelkrontechnik, als Steg für die Verankerung von Prothesen, für Implantat-Abutments und sogar für Zahnimplantate verwendet.

Zirkonoxid ist nicht gleich Zirkonoxid. Inzwischen kann man vier verschiedene Generationen unterscheiden. Diese unterscheiden sich hinsichtlich ihrer mechanischen (Festigkeit) und ästhetischen Eigenschaften (Transluzenz/Opazität) und damit aber auch in ihrem Indikationsspektrum (Kieschnick *et al.*, 2019).

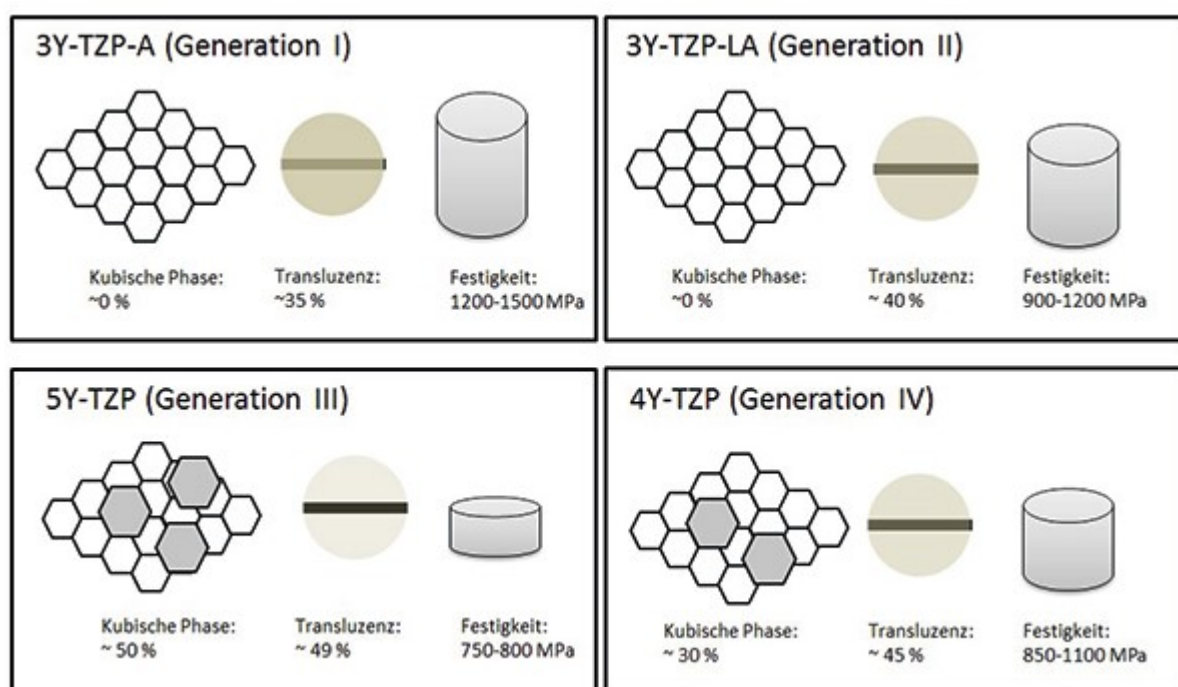


Abbildung 2: Einteilung der Zirkonoxide nach zeitlicher Reihenfolge der Verfügbarkeit am Markt (aus *Kleiner Werkstoffkunde für Zahnärzte – Teil 3, online, Heft 05/2019*)

Zirkonoxid ist ein polymorpher Werkstoff und kann in drei verschiedenen Phasen vorliegen (monoklin, tetragonal und kubisch). Die Benennung der Zirkonoxide erfolgt nach der Menge (z. B. 3 Mol-%) und der Art des hinzugegebenen Stoffs (z. B. Yttriumoxid) sowie der daraus resultierenden Phasenkonfiguration (TZP = tetragonal zirconia polycrystal). Mit dem Anteil der vorliegenden Phasen ändern sich auch die Eigenschaften. Unterhalb von 1170 °C bildet Zirkonoxid die monokline Phase aus, zwischen 1170 °C und 2370 °C die tetragonale und zwischen 2370 °C und 2680 °C die kubische (Jansen *et al.*, 2017). Darüber schmilzt es. Durch Zugabe von

verschiedenen Metalloxiden lassen sich die Hochtemperaturphasen bei tiefen Temperaturen stabilisieren (Greitens 2016; Stawarczyk *et al.*, 2016; Jansen *et al.*, 2017, Kieschnick *et al.*, 2019). Würde diese Phasenstabilisierung nicht stattfinden, so käme es bei Abkühlung auf Raumtemperatur zu einer sprunghaften Volumenzunahme (3 - 5 %) durch die Umwandlung in die volumenmäßig größere monokline Kristallstruktur. Dies würde zu hohen Spannungen und unerwünschter Rissbildung im Zirkonoxid führen. Trotz Stabilisierung kann sich das tetragonale Kristallgitter zu einem Monoklinen umwandeln. Dies kann beispielsweise passieren, wenn Energie in Form von Strahlen oder Schleifen während der Verarbeitung oder im klinischen Einsatz durch Abrasion zugeführt wird, bei der kleinste Risse entstehen. Hier kommt es dann an der Rissspitze zu einer Phasentransformation von tetragonal zu monoklin und durch die damit verbundene Volumenexpansion wird das Risswachstum initial gestoppt.

Neben Yttriumoxid (Y_2O_3) zur Phasenstabilisierung wird Zirkonoxid auch Aluminiumoxid (Al_2O_3) zugesetzt. Aluminiumoxid bewirkt als Sinterungshilfsmittel ein beschleunigtes Dichtsintern bei niedrigeren Temperaturen und begrenzt durch Anlagerung an die Korngrenzen das Kornwachstum. Das Resultat ist ein sehr feinkörniges Gefüge mit hoher Festigkeit (1200 - 1500 MPa), aber auch einer hohen Opazität. Dieses Zirkonoxid der ersten Generation findet deshalb hauptsächlich Anwendung als Gerüstmaterial für mehrgliedrige Brücken. In der zweiten Generation ließ sich durch Optimierung des Sinterungsverfahrens eine Erhöhung der Transluzenz bei nur gering niedriger Festigkeit erzielen. Dies wurde erreicht durch Reduktion des Aluminiumoxidanteils und niedrigeren Sintertemperaturen. Das „A“ am Ende der Typenbezeichnung steht für Aluminiumoxid und bei der zweiten Generation „LA“ oder „NA“ für low oder no Aluminiumoxid. Der Anteil wurde von ca. 0,25 % auf 0,15 % bei LA und auf 0,05 % bei NA gesenkt. Aufgrund der verbesserten Eigenschaften eignet sich das Zirkonoxid der zweiten Generation für den Einsatz als monolithische Kronen und Brücken außerhalb des Frontzahnbereichs und als Gerüstmaterial für mehrgliedrigen Zahnersatz.

In der dritten und vierten Generation wurden Änderung des Yttriumoxidanteils vorgenommen. Durch den erhöhten Anteil an Yttriumoxid konnte auch ein Teil der kubischen Phase stabilisiert werden, sodass sich ein kubisch-tetragonales Kristallgitter ausbildet. Das Zirkonoxid der dritten Generation erzielte bisher die

höchste Transluzenz und eignet sich daher auch für den monolithischen Einsatz von Kronen und Brücken im Frontzahnbereich. Allerdings sind hier aufgrund der niedrigeren Festigkeit nur maximal dreigliedrige Brücken erlaubt. In der vierten Generation wurde der Yttriumoxidanteil wieder etwas gesenkt, was bei immer noch hoher Transluzenz wieder eine erhöhte Festigkeit mit sich bringt. Auch dieses Zirkonoxid eignet sich für den monolithischen Einsatz von Kronen und Brücken.

Die Weiterentwicklungen und damit die Möglichkeit Zirkonoxid monolithisch einzusetzen, führen zu weitreichenden Veränderungen im Bereich der keramischen Restauration. So wird bei der Präparation der Zähne im Vergleich zu verblendeten Metall- und Zirkonoxidkronen oder Kronen aus Lithiumdisilikat weniger Substanzabtrag benötigt (Schwindling *et al.*, 2017). Aufgrund der höheren Festigkeit gegenüber anderen Keramiken und dadurch der Möglichkeit auf ein Gerüst aus Metall oder Zirkon zu verzichten, ergeben sich dünnere Mindestschichtstärken für die Restauration. So zeigte in einer Untersuchung 0,7 mm dickes Zirkonoxid ähnliche Bruchlastergebnisse wie eine 1,5 mm dicke Lithiumdisilikatkeramik (Nordahl *et al.*, 2015).

Mit der Möglichkeit Zirkonoxid monolithisch einzusetzen kann das Problem des „Chipping“ umgangen werden. Hierbei handelt es sich um ein Abplatzen von Teilen der Verblendkeramik, was bei verblendeten Keramiken häufiger auftritt als bei Metallkeramiken (Sailer *et al.*, 2007). In einer systemischen Übersichtsarbeit wurde je die Beständigkeit und die Komplikationsrate von verblendeten Brücken untersucht. Dabei zeigten sich, auf fünf Jahre betrachtet, bei den vollkeramischen Restauration eine kumulative Chippingrate von 13,6 % und bei den Metallkeramiken von 2,9 %. Die Gerüstkeramiken in den untersuchten Studien unterschieden sich. Unter den Studien mit Zirkonoxidgerüst war die Chippingrate im Schnitt noch etwas höher, auch wenn sich hierfür keine gesonderte Berechnung findet. In einer klinischen Studie, welche 148 monolithische Zirkonkronen über durchschnittlich 25 Monate beobachtet, ist eine frakturiert (Gunge *et al.*, 2018). Weitere Daten zur Langzeitstabilität in klinischen Studien, speziell im Hinblick auf die konfektionierten Zirkonoxidkronen für das Milchgebiss, finden sich im nachfolgenden Kapitel.

Dank den Weiterentwicklungen von Zirkonoxid wurde der monolithische Einsatz und die Herstellung und Einführung konfektionierte Zirkonoxidkronen für das Milchgebiss erst möglich.

1.3 Literaturübersicht - Kronenversorgung von Milchzähnen

Die in der Einleitung genannten Füllungsmaterialien sind nicht Gegenstand dieser Arbeit, dennoch sollen diese hier eingangs, hinsichtlich der Vollständigkeit der Behandlungsmöglichkeiten kariöser Milchzähne, kurz Erwähnung finden.

In einer systematischen Übersichtsarbeit zu Milchzahnrestorationen wurden die auf dem Markt verfügbaren Materialien hinsichtlich Erfolgsrate, jährlicher Verlustrate und den Gründen für Misserfolg untersucht (Chisini *et al.*, 2018). Hierbei wurden 31 Studien, welche im Zeitraum zwischen 1996 und 2016 entstanden sind, ausgewertet. Bei den untersuchten Materialien handelte es sich um Amalgam, Kompomer, Komposit, konventionellem GIZ, metallverstärktem GIZ, kunststoffmodifiziertem GIZ und konfektionierten Stahlkronen. Die niedrigste jährliche Verlustrate zeigte Komposit (1,7 - 12,9 %) gefolgt von Kompomer (1,7 - 15,4 %), konventionellen GIZ (0,8 - 16,6 %), kunststoffmodifizierten GIZ (0,9 - 16,9 %), Stahlkronen (1,4 - 19,0 %) und Amalgam (1,0 - 28,0 %). Die höchste jährliche Verlustrate hingegen wurde bei Füllungen aus metallverstärktem GIZ gefunden (10,0 - 29,9 %). Bei der Gesamterfolgsrate zeigte sich folgendes Ergebnis: Stahlkronen 96,1 %, kunststoffmodifizierter GIZ 93,6 %, Kompomer 91,2 %, konventioneller GIZ 88,7 %, Amalgam 82,0 %, Komposit 79,3 % und metallverstärkter GIZ 57,4 %. Weiter wurde in dieser Studie untersucht, wie sich die jährliche Verlustrate und die Gesamterfolgsrate bei Verwendung mit und ohne Kofferdam verhält. Mit Anwendung von Kofferdam war die jährliche Verlustrate 0,9 - 19,0 % und die Gesamterfolgsrate 93,6 %, ohne 2,0 - 28 % und 77,5 %.

Bei den Stripkronen zeigten sich nach durchschnittlich 18 Monaten bei 10 % der Restaurationen ein geringer und bei 2 % ein großer Materialverlust (Kupietzky *et al.*, 2004). In einer anderen Untersuchung waren nach drei Jahren noch 78 % der Restaurationen intakt (Kupietzky *et al.*, 2005). Bei Walia und Mitarbeiter kam es nach sechs Monaten in 5 % der Fälle zu kleinerem Materialverlust und in 17 % der Fälle zu einem Totalverlust (Walia *et al.*, 2014).

Bei den konfektionierten verblendeten Stahlkronen wurden Abplatzungen der Verblendung beobachtet. Die im Verlauf zunehmende Chipping-Rate ging mit einer entsprechenden Abnahme der elterlichen Zufriedenheit einher (O'Connell *et al.*, 2014). Nach einem Jahr wurden 9 % Frakturen der Verblendung auf der bukkalen

Oberfläche und 23 % auf der okklusalen Oberfläche von Seitenzahnkronen beobachtet, nach drei Jahren 24 % bzw. 42 %. Shah und Mitarbeiter untersuchten die klinische Erfolgsrate von kunststoffverblendeten Stahlkronen an Frontzähnen (Shah *et al.*, 2004). Im Schnitt nach 17,5 Monaten fand sich hier in 13 % der Fälle ein Totalverlust, bei 11 % ein Teilverlust der Verblendung und bei 15 % ein Verschleiß der Verblendung an der Inzisialkante. In einer anderen Arbeit wird bereits nach sechs Monaten an 5 % der verblendeten Stahlkronen von kleineren Materialverlusten berichtet (Walia *et al.*, 2014). In einem Vergleich zweier kunststoffverblendeter Stahlkronen (NuSmile, Kinder Crowns) zeigten sich nach zwölf Monaten zwischen 81 % und 83 % der Fälle intakte Verblendungen ohne signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen (Leith und O'Connell, 2011; Kratunova und O'Connell, 2014). Versuche, die verlorengegangenen Verblendungen zu reparieren, zeigten sich in einer klinischen Studie als nicht erfolgversprechend (Kratunova und O'Connell, 2015). Die Erfolgsrate nach drei Monaten betrug gerade einmal 26 %. Bei kunststoffverblendeten Stahlkronen besteht, wie auch bei Stahlkronen, die Möglichkeit, die Passung des Kronenrandes durch Anbiegen an den Zahn zu verbessern. Eine Untersuchung verglich die Bruchlast von Kronen mit und ohne Anpassungen des Kronenrandes (Gupta *et al.*, 2008). Hinsichtlich der Bruchlast zeigten sich keine Unterschiede, wohl aber in der Größe der Veneerabplatzungen (33 % Fläche versus 43 %). Des Weiteren erstreckten sich die Abplatzungen in der Gruppe der individualisierten Kronen häufiger bis zum Kronenrand.

In klinischen Studien scheinen Stahlkronen und Zirkonoxidkronen die höchste Lebensdauer zu haben. So wurde für Stahlkronen in einem Review aus fünf Studien eine Misserfolgsquote von 7 % bei 1210 gesetzten Stahlkronen und einer mittleren Studiendauer von fünf Jahren berechnet (Randall, 2002). Bei Walia und Mitarbeiter waren nach sechs Monaten alle 38 eingesetzten Zirkonoxidkronen intakt (Walia *et al.*, 2014). In einer weiteren klinischen Studie mit 44 Zirkonoxidkronen konnte nach durchschnittlich 21 Monaten in zwei Fällen ein Dezementieren der Kronen beobachtet werden, es traten dabei jedoch keine Absplitterungen oder Frakturen auf (Holsinger *et al.*, 2016). In einer Studie, die das Überleben von konfektionierten Zirkonoxidkronen an Frontzähnen bei Kindern untersuchte, kam es bei 6 von 94 Kronen zu Dezementierungen und elf Extraktionen aufgrund von Infektionen (Seminario *et al.*, 2019). Die Überlebensrate wurde mit 93 % nach zwölf, 85 % nach

24 und 76 % nach 36 Monaten angegeben. Berichte über Frakturen von konfektionierten Zirkonoxidkronen sind rar. In einer Untersuchung zur parodontalen Gesundheit von mit Zirkonoxid- und Stahlkronen versorgten Milchzähnen kam es bei einer von 15 eingesetzten Zirkonoxidkronen zu einer Fraktur innerhalb von zwölf Monaten (Taran und Kaya, 2018). Die oben berichteten Dezentierungen von Zirkonoxidkronen sind auch bei Stahlkronen und verblendeten Stahlkronen zu beobachten. So wird von einer Verlustrate von 7 % bei Stahlkronen nach 27 Monaten und 9 % bei den verblendeten Stahlkronen nach durchschnittlich 17 Monaten berichtet (Lopez-Loverich *et al.*, 2015).

Neben der Langlebigkeit solcher Restaurationen sind ebenso zahlreiche andere Aspekte von Interesse. So wurde in einer *in-vitro*-Studie an Kunststoffzähnen der dafür durch die Präparation notwendige Substanzabtrag untersucht (Clark *et al.*, 2016). Verglichen wurden vier verschiedene Gruppen konfektionierter Zirkonoxidkronen mit konfektionierten Stahlkronen. Dabei war der Substanzabtrag in Gewichtsprozent für die verschiedenen Zirkonoxidkronen fast doppelt so hoch im Vergleich zu den Stahlkronen. Auch zwischen den Zirkonoxidkronen gab es Unterschiede. So war in der Gruppe der Cheng Crowns signifikant mehr Substanzabtrag notwendig als in den anderen drei Zirkonoxidgruppen (NuSmile, Kinder Crowns, EzCrowns).

Es ist ebenfalls interessant zu betrachten, wie sich der Einsatz von konfektionierten Kronen auf die Gesundheit der Gingiva auswirkt. Hierbei fand man heraus, dass der Einsatz von Zirkonoxidkronen im Gegensatz zu kunststoffverblendeten Stahlkronen und Stripkronen einen positiven Einfluss auf die Gesundheit der Gingiva hat (Walia *et al.*, 2014). Während der Gingiva-Index (nach Löe und Silness) bei Stripkronen und kunststoffverblendeten Stahlkronen innerhalb eines halben Jahres angestiegen ist, verbesserte sich die Gesundheit der Gingiva unter Verwendung von konfektionierten Zirkonoxidkronen von 1,67 auf 1,35. Bei Taran und Kaya fanden sich in den Nachuntersuchungen (nach 1, 3, 6 und 12 Monaten) ebenfalls weniger Plaque und gesündere Zahnfleischverhältnisse an Milchzähnen mit konfektionierten Zirkonoxidkronen im Vergleich zu Zähnen mit Stahlkronenversorgung (Taran und Kaya; 2018). Konträr hierzu verhalten sich die Ergebnisse einer prospektiven randomisierten klinischen Studie, welche ebenfalls die Gesundheit des Zahnfleisches, Bisserrhöhung, Oberflächenrauigkeit, Oberflächenverfärbung,

Antagonistenverschleiß, Zahnform, Randschluss, Randverfärbung, Approximalkontakt und Sekundärkaries am Kronenrand über 24 Monate hinweg klinisch untersuchte (Donly *et al.*, 2018). Die einzigen signifikanten Unterschiede bestanden in der erhöhten Zufriedenheit der Eltern im Bezug auf die Ästhetik der Zirkonoxidkronen.

Das Auftreten von Verschleiß an antagonistischen Zähnen durch die Milchzahnkronen wurde in drei klinischen Studien mit beurteilt, hierbei kam es weder durch Zirkonoxidkronen noch durch Stahlkronen, verblendete Stahlkronen oder Stripkronen zu einem nennenswerten Verschleiß (Walia *et al.*, 2014; Holsinger *et al.*, 2016; Donly *et al.*, 2018). Ähnliches zeigte sich auch in einer *in-vitro*-Untersuchung mittels Kausimulation und dreidimensionalem Oberflächenvergleich (Choi *et al.*, 2016). Hier zeigte monolithisches Zirkonoxid an den Milchzahnantagonisten einen gering höheren, sich nicht signifikant unterscheidenden, Verschleiß im Vergleich zu Leucit-Glaskeramik, Lithium-Disilikat-Glaskeramik und Edelstahl. Allgemein lässt sich zu dem durch Zirkonoxid hervorgerufenen Verschleiß an antagonistischem Zahnschmelz sagen, dass dieser durch hochglanzpoliertes Zirkonoxid geringer ist als durch glasiertes Zirkonoxid (Mitov *et al.*, 2012; Janyavula *et al.*, 2013; Chong *et al.*, 2015). Dies konnte in mehreren Studien belegt werden.

Im Hinblick auf die Gefahr der Entstehung von Sekundärkaries ist die Betrachtung des Ausmaßes von Mikroleckage im Randbereich konfektionierter Kronen interessant. In einer Untersuchung traten Stahlkronen, kunststoffverblendete Stahlkronen (NuSmile) und Zirkonoxidkronen (NuSmile) gegeneinander an (Al-Haj Ali und Farah, 2018). Zur Befestigung wurde konventioneller GIZ, kunststoffverstärkter GIZ und selbstadhäsiver Komposit-Befestigungszement verwendet. In der Studie waren hinsichtlich Mikroleckage die Zirkonoxidkronen den kunststoffverblendeten Stahlkronen und den Stahlkronen unterlegen. Auch bei den Zementen zeigten sich große Unterschiede. Konventioneller GIZ war dabei kunststoffverstärktem GIZ und selbstadhäsivem Komposit-Befestigungszement unterlegen, wobei letzterer am besten abschnitt. In einer anderen Arbeit mit den gleichen Zementarten fanden sich vergleichbare Ergebnisse (Yilmaz *et al.*, 2004). Hier zeigte sich weiter ein gewisser Zusammenhang zwischen Mikroleckage und der Zugfestigkeit zementierter Stahlkronen. Der Komposit-Befestigungszement zeigte die geringste Mikroleckage und die höchste Zugfestigkeit. Die oben genannten Ergebnisse zur Mikroleckage

werden in einer weiteren Studie bestätigt (Stepp *et al.*, 2018). Hier wurden zwei verschiedene konfektionierte Zirkonoxidkronen (NuSmile und EzCrowns) miteinander verglichen. Diese wurden jeweils mit einem GIZ und einem kunststoffverstärkten GIZ befestigt. Die geringste Mikroleckage fand sich bei den mit kunststoffmodifizierten GIZ befestigten Kronen, wobei die NuSmile Zirkonkronen im Vergleich zu den EZCrowns etwas besser waren.

Nachfolgend wurde durch einige Studien versucht, die verschiedenen auf dem Markt erhältlichen konfektionierten Zirkonoxidkronen nach werkstoffkundlichen Aspekten zu vergleichen. Diener und Mitarbeiter verglichen vier verschiedene Zirkonoxidkronen (Cheng Crowns Zirconia, EzCrowns, NuSmile, Kinder Krowns) hinsichtlich Oberflächenbeschaffenheit und verschiedener mechanischer Eigenschaften miteinander (Diener *et al.*, 2019). Dabei fanden sich signifikante Unterschiede bei der Oberflächenrauigkeit, Vickershärte und der Bruchzähigkeit, nicht aber bei der Martens Härte und dem Elastizitätsmodul. Für Cheng Crowns und EzCrowns Kronen wurde die höchste Vickershärte gemessen (1365 HV und 1347 HV). Bei der Bruchzähigkeit waren die EzCrowns Kronen (4,7 MPa) den anderen drei (6,0 - 8,0 MPa) unterlegen. Cheng Crowns Kronen zeigten gegenüber den EzCrowns Kronen signifikant höhere Rauigkeitswerte (R_a , R_q , R_z). Die Unterschiede zwischen EzCrowns, NuSmile und Kinder Krowns waren in dieser Arbeit nicht signifikant. Die Ergebnisse der gemessenen Oberflächenrauigkeiten unterscheiden sich von den Ergebnissen einer anderen Studie, welche dies mit denselben Gruppen ebenfalls untersuchte (Walia *et al.*, 2019). Hier zeigten Kinder Krowns Kronen die signifikant höchsten Rauigkeitswerte (R_a , R_z) gegenüber den anderen drei Gruppen. Cheng Crowns Kronen hatten hier sogar die niedrigste Oberflächenrauigkeit. Eine Korrelation zwischen Glanz und Oberflächenrauigkeit von Zirkonoxidkronen wurde von Theriot und Mitarbeiter untersucht (Theriot *et al.*, 2017). Ein Vergleich von Frontzahnkronen lieferte folgendes Ergebnis: NuSmile Zirconia Kronen zeigten den höchsten Glanz bei zugleich niedrigster Oberflächenrauigkeit, Kinder Krowns Kronen zeigten den niedrigsten Glanz bei höchster Oberflächenrauigkeit, EzCrowns Kronen befanden sich dazwischen.

Zu Bruchlastuntersuchungen konfektionierter Milchzahnkronen existieren nur wenige Studien. Die Bruchlast von verblendeten Stahlkronen des ersten unteren Milchmolaren betrug hierbei zwischen 1671 N (NuSmile) und 1937 N (NuSmile)

(Beattie *et al.*, 2011; Townsend *et al.*, 2014), die von Zirkonoxidkronen betrug 576 N für Kinder Krowns, 691 N für NuSmile und 1091 N für EzCrowns Kronen (Townsend *et al.*, 2014). Messungen von Frontzahnkronen ergaben Werte zwischen 416 N (Cheng Crowns) und 482 N (NuSmile) für verblendete Stahlkronen und Werte zwischen 751 N (Cheng Crowns) und 937 N (NuSmile) für Zirkonoxidkronen (Al Shobber und Alkhadra, 2017). Alle Bruchlastuntersuchungen wurden durchgeführt mit Hilfe von idealisierten Modellen präparierter Zähne aus Kunststoff, welche durch Innenabformung der Kronen entstanden sind.

Neben den ganzen klinischen und experimentellen Ergebnissen ist am Ende immer wichtig zu wissen wie die zahnärztliche Arbeit bei den Patienten ankommt. Ästhetik ist in der Zahnmedizin von hohem Stellenwert und deshalb existieren in diesem Bereich zahlreiche Arbeiten, welche sich ausschließlich oder zusätzlich damit beschäftigt haben, wie verschiedene Arten von Milchzahnkronen bei den Patienten bzw. deren Eltern ankommen. Die Studienergebnisse sind nachfolgend in *Tabelle 1* dargestellt. Weitergehend haben sich Salami und Mitarbeiter mit der Frage beschäftigt, ob die Eltern bzw. Patienten sich zukünftig noch einmal für die gleiche Art der Behandlung entscheiden würden. Bei den Strip-Kronen würden dies nur 77 % und bei den kunststoffverblendeten Stahlkronen 83 % wieder tun (Salami *et al.*, 2015). Für eine erneute Behandlung mit Zirkonoxidkronen entschieden sich hingegen 100 %. Die Strip-Kronen erreichten hinsichtlich der Langlebigkeit eine Zufriedenheit von 54 % entgegen der Zufriedenheit bei Zirkonoxidkronen von 100 %. Eine Untersuchung mit kunststoffverblendeten Stahlkronen zeigte, dass nicht nur das initiale Aussehen, sondern auch die Langlebigkeit einer Restauration wichtig ist für die Zufriedenheit (O'Connell *et al.*, 2014). Hier nahm die Zufriedenheit mit zunehmendem Chipping der Verblendung, gemessen auf einer visuellen Analogskala, ab, von 9,3 nach einem Jahr auf 8,3 nach drei Jahren.

Studie	Kronen	Verwendete Skala	Bewertungs-kriterien	Zufrieden-heit	Zufrieden-heit, gesamt
Kupietzky <i>et al.</i> , 2004	Stripkronen im Frontzahn-bereich	Linkert-Skala (1-5)	Aussehen Farbe Größe Langlebigkeit	65 % 58 % 70 % 68 %	78 %
Champagne	kunststoff-	Linkert-Skala (1-5)	Farbton	89 %	93 %

<i>et al.</i> , 2007	verblendete Stahlkronen		Größe Form Retention Langlebigkeit Metallsichtbarkeit Zufriedenheit der Kinder	96 % 94 % 89 % 70 % 74 % 80 %	
O'Connell <i>et al.</i> , 2014	kunststoff- verblendete Stahlkronen	Visuelle Analogskala (0-10)	Gesamteindruck (Größe, Form, Farbton)	-	9,3 nach 1 Jahr 8,28 nach 3 Jahren
Kratunova <i>et al.</i> , 2014	kunststoff- verblendete Stahlkronen	Visuelle Analogskala (0-10)	Gesamteindruck (Ästhetik, Funktion, Langlebigkeit)	-	9,4
Shah <i>et al.</i> , 2004	kunststoff- verblendete Stahlkronen	25-Punkte Skala	Gesamteindruck (Farbe, Form, Größe, Langlebigkeit)	-	21
Holsinger <i>et al.</i> , 2016	Zirkonoxid- kronen	Linkert-Skala (1-5, für Größe, Form und Farbe) Gesamteindruck (Skala 1-10)	Größe Form Farbe	4,5 4,4 4,6	9,3
Salami <i>et al.</i> , 2015	Stripkronen an Front- zähnen kunststoff- verblendete Stahlkronen Zirkonoxid- kronen	Linkert-Skala (1-5, 1 und 2 = zufrieden, 3 = mittelmäßig, 4 und 5 unzufrieden) Zufriedenheit, gesamt ebenfalls Linkert-Skala Ergebnisse auf Linkert- Skala und nach Zufriedenheit in %	Größe Farbe Form Langlebigkeit Größe Farbe Form Langlebigkeit Größe Farbe Form Langlebigkeit	4,3 (92 %) 4,3 (100%) 4,2 (92 %) 3,1 (54 %) 4,0 (92 %) 3,0 (59 %) 4,0 (84 %) 3,9 (83 %) 4,2 (85 %) 4,1 (84 %) 4,3 (92 %) 4,6 (100%)	4,0 (84 %) 3,8 (75 %) 4,6 (100 %)

*Tabelle 1: Studien mit Angabe der Zufriedenheit der Eltern bezüglich zahnfarbenen
Versorgungen*

2 Ziel der Dissertation

Nach unserem Kenntnisstand gibt es derzeit (Stand 04/2018) keine Studien, welche den Einfluss von Speichel oder Kausimulation auf die Bruchlast ästhetischer Milchzahnkronen untersuchen oder eine Überlebensanalyse während Kausimulation durchgeführt haben. In klinischen Studien betrug die maximale Beobachtungszeit für Komposit-Stripkronen, konfektionierte verblendete Stahlkronen und für Zirkonoxidkronen drei Jahre (Kupietzky *et al.*, 2005; O'Connell *et al.*, 2014; Seminario *et al.*, 2019).

Die vorliegende Studie vergleicht daher die Bruchlast und die Überlebensrate (sieben Jahre Kaulast simuliert) von drei verschiedenen Zirkonoxidkronen für Milchmolaren im Vergleich zu individuell angefertigten CAD/CAM-Zirkonoxidkronen, kunststoffverblendeten Stahlkronen und Stahlkronen *in-vitro* unter Berücksichtigung des Einflusses der Alterung.

Im Rahmen dieser Studie wurden folgende Hypothesen untersucht:

1. Es gibt keinen Unterschied in Bezug auf die Bruchlast zwischen den einzelnen Gruppen der konfektionierten Zirkonoxidkronen.
2. Die CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidkronen zeigen eine höhere Bruchlast im Vergleich zu den konfektionierten Zirkonoxidkronen.
3. Konfektionierte verblendete Stahlkronen besitzen eine höhere Bruchlast als Zirkonoxidkronen.
4. Die künstliche Alterung hat einen negativen Einfluss auf die Bruchlast verblendeter Stahlkronen, nicht aber auf die der Zirkonoxidkronen.
5. In der Kausimulation wird für die Gruppe der verblendeten Stahlkronen und der Stahlkronen eine geringere Überlebensrate erwartet im Vergleich zu den Zirkonoxidgruppen.

3 Material und Methode

3.1 Studiendesign

Bei dieser Studie handelt es sich um eine *in-vitro*-Untersuchung zur Bestimmung der Bruchlast und der Langzeitstabilität verschiedener Milchzahnkronen für den Seitenzahnbereich. Die nachfolgende Abbildung liefert einen Überblick über den Aufbau der Studie und über die Versuchsgruppen (Abbildung 3). Die Studie fand mit Zustimmung der Ethikkommission des Universitätsklinikums der Ludwig-Maximilians-Universität statt (Projektnummer 371-16, siehe Anhang 12.1).

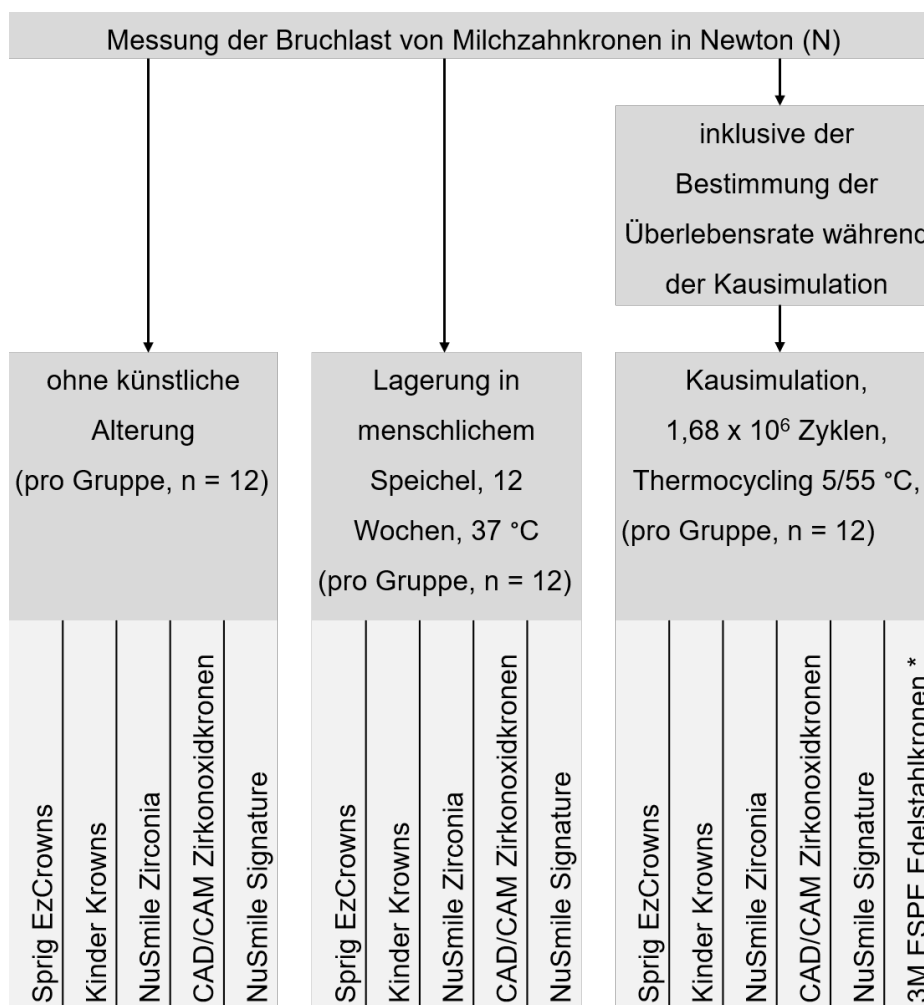


Abbildung 3: Übersicht Experimente

Bestimmung der Bruchlast von Milchzahnkronen mit und ohne künstliche Alterung und Bestimmung der Überlebensrate während der Kausimulation (* bei den Edelmetallkronen wurde nur die Überlebensrate während der Kausimulation bestimmt, es wurden keine Bruchlastmessungen durchgeführt).

3.2 Vorstellung der in dieser Studie untersuchten Kronen

In dieser Studie wurden drei verschiedene Typen von konfektionierten Zirkonoxidkronen (*Abbildung 4A-C*), individuell mittels CAD/CAM-Technologie gefertigte Zirkonoxidkronen (*Abbildung 4D*), kunststoffverblendete Stahlkronen (*Abbildung 4E*) und konventionelle Stahlkronen (*Abbildung 4F*) untersucht. Diese sind nachfolgend in *Tabelle 2* aufgelistet.

Handelsname	Hersteller	Typ
EZCrowns	Sprig Oral Health Technologies, Loomis, CA, USA (früher Ez-Pedo)	
Zirconia paediatric crowns	Kinder Krowns, St. Louis Park, MN, USA	Konfektionierte Zirkonoxidkronen (glasiert)
NuSmile Zirconia	NuSmile, Houston, TX, USA	
	Autor der Studie	Individuell CAD/CAM gefertigte Zirkonoxidkrone (glasiert)
NuSmile Signature	NuSmile, Houston, TX, USA	Kunststoffverblendete Stahlkrone
3M ESPE Edelstahlkronen für Milchmolaren	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	Stahlkrone

Tabelle 2: In der Studie untersuchte Kronen

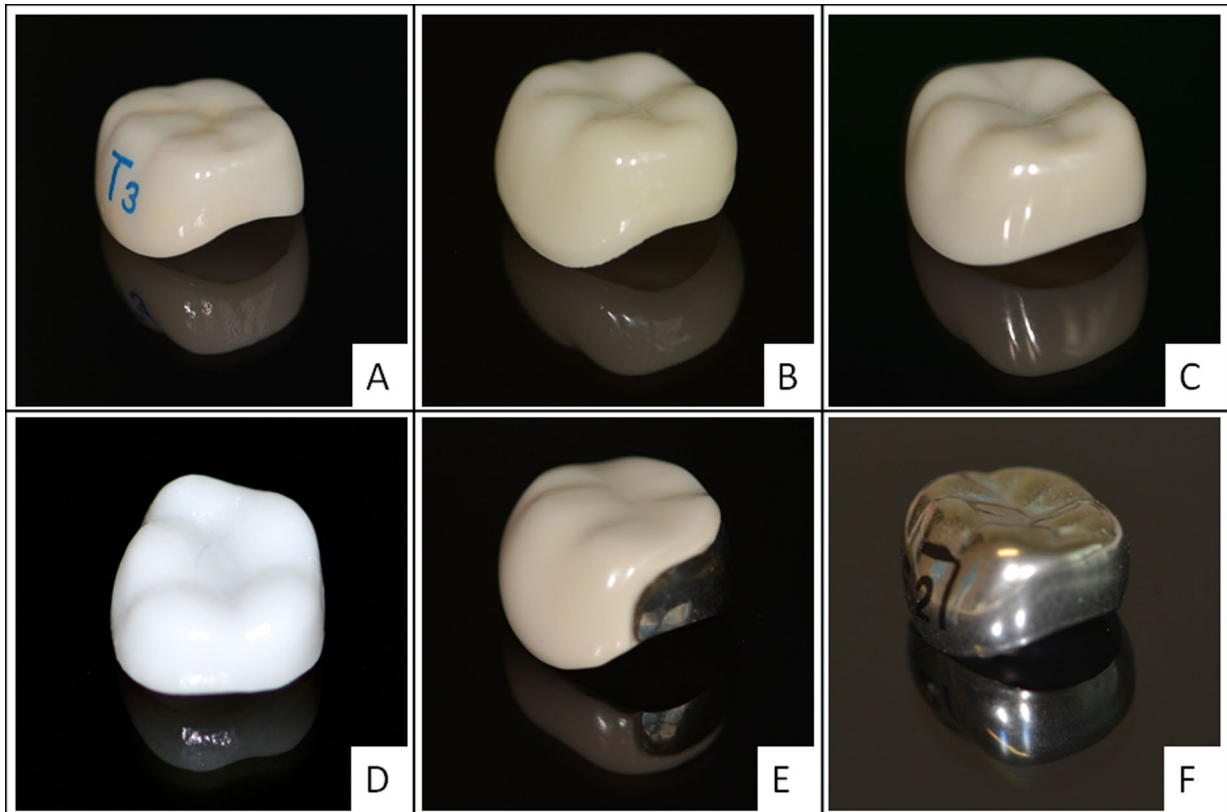


Abbildung 4: Bilder der untersuchten Kronen. (A) Sprig EzCrowns. (B) Kinder Krowns. (C) NuSmile Zirconia. (D) CAD/CAM-Zirkonoxidkronen. (E) NuSmile Signature. (F) 3M ESPE Edelstahlkrone

3.3 Präparationsrichtlinien

Die Präparation der Kronen erfolgte nach den Vorgaben der jeweiligen Hersteller. Die Vorgaben für die konfektionierten Zirkonoxidkronen und für die verblendeten Stahlkronen ähnelten sich dabei sehr. Das gemeinsame Grundgerüst sowie spezielle Empfehlungen bzw. Ergänzungen sind nachfolgend in *Tabelle 3* skizziert. Ebenso finden sich hier die Empfehlungen für die CAD/CAM-Zirkonkronen und die Stahlkronen.

Gruppe	Allgemeine Präparationsrichtlinien	Ergänzungen
EZCrowns*	<ol style="list-style-type: none"> 1. okklusaler Substanzabtrag ca. 1,5 - 2 mm 2. zirkulärer Substanzabtrag ca. 0,85 - 1,5 mm, dem Gingivaverlauf folgend ca. 1 mm supragingival, parallele Führung des Bohrers 	<ul style="list-style-type: none"> - die Höcker werden relativ plan abgetragen, tiefe Fissuren bleiben unpräpariert - zuerst bukkal/lingual präparieren, dann mesial/distal Auflösen der Approximalkontakte
Kinder Crowns*	<ol style="list-style-type: none"> 3. Federrandgestaltung durch ca. 1,5 - 2 mm tiefe subgingivale Präparation, dabei scharfen Ecken und Kanten ggf. abzurunden <p>Ziel: passiver Sitz der Krone</p>	<ul style="list-style-type: none"> - okklusale Reduktion ca. 1 mm - zuerst Auflösen der Approximalkontakte dann bukkale/linguale Präparation
NuSmile Zirconia*		
NuSmile Signature*		<ul style="list-style-type: none"> - ca. 30 % Substanzabtrag nötig - okklusaler Substanzabtrag mind. 2 mm - bukkal und okklusal im Vergleich zu den anderen Flächen mehr Abtrag nötig. - Reduktion des Übergangs von okklusal nach mesial und distal, kleine Abschrägung kann die Passung der Krone erleichtern
CAD/CAM Zirkonoxidkronen	<ol style="list-style-type: none"> 1. okklusaler Substanzabtrag ca. 1 - 1,5 mm anatoform 2. zirkulärer Substanzabtrag ca. 0,8 - 1,2 mm, Präparation einer isogingival verlaufende Hohlkehle, Konvergenzwinkel 2 x 3° 3. finieren, dabei glätten von Ecken und Kanten 	
Stahlkronen	<ol style="list-style-type: none"> 1. okklusaler Substanzabtrag ca. 1 - 1,5 mm 2. Auflösung der Approximalkontakte, Präparation bis ca. 1 mm subgingival 3. Übergänge und scharfe Kanten glätten 	<p>Die bukkale und linguale Fläche bleiben unpräpariert, Halt der Krone aktiv durch Einrasten unterhalb des bukkalen Cingulums (Schmelzwulst)</p>

Tabelle 3: Präparationsrichtlinien

** Zur Umsetzung der Präparationsrichtlinien werden von diesen Herstellern passende Bohrer-Sets angeboten*

3.4 Versuchsvorbereitung

3.4.1 Präparation der Zähne

In einem Kinderzahnmodell (AK-6/2, frasaco GmbH, Tett nang, Deutschland) wurde der Zahn 85 für die einzelnen Versuchsgruppen präpariert. Die Präparation der Zähne erfolgte nach den oben genannten Herstellerangaben.

Um den von den Herstellern geforderten Substanzabtrag besser kontrollieren zu können, wurden zunächst zwei Teilabformungen aus Polysiloxan-Präzisionsabformmaterial (Inlay Abformlöffel Gr. M, SPEIKO - Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland; Optosil® Comfort® Putty und Activator Universal Plus Paste, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) zur Herstellung sogenannter Prep-Guides angefertigt. Sie wurden so zugeschnitten, dass entweder der oro-vestibuläre Substanzabtrag oder der mesio-distale Substanzabtrag kontrolliert werden konnte (*Abbildung 5a und 5b*).

Die Präparation wurde mit den jeweiligen von den Herstellern angebotenen Präparations-Sets durchgeführt. Im Fall der Stahlkronenpräparation wird vom Hersteller kein spezielles Bohrer-Set angeboten. Hierfür sowie für die Präparation der CAD/CAM-Krone stellten wir uns unser eigenes Bohrer-Set zusammen (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland). Eine detaillierte Auflistung der Verwendeten Bohrer findet sich im Anhang (siehe 12.3).



Abbildung 5a: Kontrolle des Substanzabtrages mittels Prep-Guide von mesial



Abbildung 5b: Kontrolle des Substanzabtrages mittels Prep-Guide von bukkal

Alle Zirkonoxidkronen sowie die verblendeten Stahlkronen sollten am Ende, im Gegensatz zu herkömmlichen Stahlkronen, einen spannungsfreien passiven Sitz auf der Präparation haben. Um dies zu gewährleisten, ist ein adäquater Substanzabtrag

notwendig. Die Stahlkronen hingegen sollen beim Zementieren aktiv über dem nicht präparierten bukkalen Schmelzwulst (Cingulum) einrasten. Dieser stellt einen Unterschnitt dar und garantiert die Retention der Stahlkrone.

Nach Beendigung der Präparation wurde der Zahn aus dem Phantommodell herausgeschraubt und die Nummer der Versuchsgruppe sowie die des Behandlers in die Wurzeloberfläche graviert, damit es im weiteren Verlauf der Studie zu keinen Verwechslungen kommt.

Drei verschiedene Zahnärzte, mit mindestens zwei Jahren Berufserfahrung, fertigten von jeder Gruppe je eine Präparation an. Diese Vielfalt an Präparationen soll den Einfluss der Präparationsform auf die Bruchlastergebnisse minimieren und somit verhindern, dass diese von der Präparationsweise eines Behandlers abhängig sind.

3.4.2 Herstellung Schmelzantagonisten

Für die Kausimulation wurden Antagonisten benötigt, welche aus extrahierten kariesfreien Molaren aus Ober- und Unterkiefer gefertigt wurden. Nach Extraktion wurden diese in einer Ringer-Acetat-Lösung mit 2 % Natriumazid (Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland) im Kühlschrank bei 4 °C gelagert. Es wurde mit einer Diamantscheibe für das Handstück (918PB.104.220, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) jeweils der mesio-bukkale Höcker herausgetrennt. Hierzu wurde ein Sägeschnitt von der Mitte der mesialen Randleiste zur Zahnmitte, ein Sägeschnitt von bukkal zwischen mesialem und distalem Höcker zur Zahnmitte und ein weiterer an der Schmelz-Zement-Grenze gesetzt (*Abbildung 6a und 6b*). An der Basis des mesio-bukkalen Höckers wurden Retentionsrillen mit der Diamantsäge angebracht.



Abbildung 6a: Sägeschnitt mesial

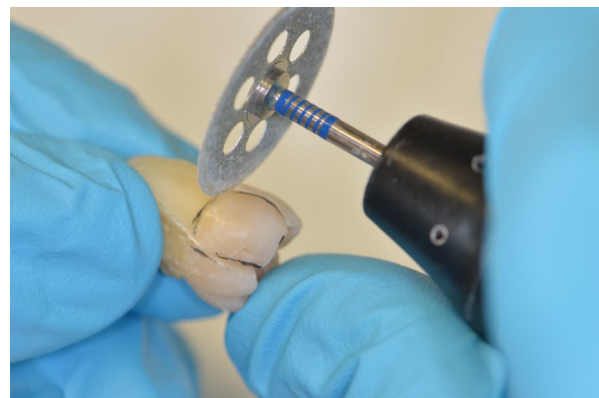


Abbildung 6b: Sägeschnitt an der Schmelz-Zement-Grenze

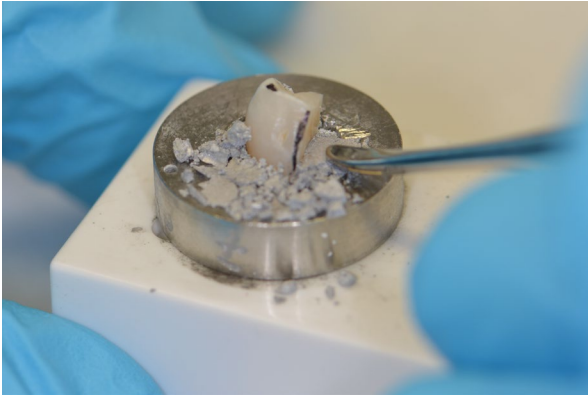


Abbildung 6c: Fixieren des mesio-bukkalen Höckers auf dem Probenhalter



Abbildung 6d: Kapselmischgerät

Im Anschluss wurde der herausgetrennte mesio-bukkale Höcker auf einem Probenhalter fixiert. Der mesio-bukkale Höcker wurde mit seiner Höckerspitze in die Mitte des Probehalters gesetzt. Zirkulär wurde durch Stopfen von Amalgam (Dispersalloy® Fast Set 800 mg, DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) der Höcker eingebettet (*Abbildung 6c*). Das Amalgam wurde 9 s in einem Kapselmischgerät (Silamat® S6, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) gemischt (*Abbildung 6d*). Nach Aushärten des Amalgams wurden die durch den Sägeschnitt entstandenen scharfen Außenkanten mit der Diamantscheibe etwas abgerundet.

Um ein Austrocknen des Zahnschmelzes zu vermeiden, wurde der Schmelzantagonist bis zu seiner Verwendung im Kausimulator im Kühlschrank bei 4 °C in demineralisiertem Wasser gelagert.

3.4.3 Scannen der präparierten Stümpfe und Fräsen der Modellstümpfe

Für die Untersuchung der Langzeitstabilität der Kronen wurden Stümpfe aus Metall benötigt, auf welchen die Kronen zementiert werden konnten. Die präparierten Kunststoffstümpfe wurden mittels CAD/CAM-Technologie vervielfältigt.

Der verwendete Scanner (ceramill map400, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) und die Software (ceramill mind, Amann Girrbach GmbH) sind eigentlich für die Herstellung von Kronen vorgesehen. Erster Schritt in diesem Arbeitsablauf ist der Scan des präparierten Zahnes und als nächster Schritt die Konstruktion der Kronen bzw. Scan des Wax-up. Da bei dieser Arbeit der präparierte Zahn (quasi die Krone) das Ziel war, wurde ein Sockel (quasi der präparierte Zahn) hergestellt, der ersatzweise gescannt werden konnte.

Den Sockel wurde aus Plastilin gefertigt. Damit dieser vom Scanner erkannt werden konnte, wurde dieser mit Okklusions-Spray (Arti-Spray®, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland) hauchdünn eingesprüht. Zuerst wurde der Sockel allein, dann mit präpariertem Zahn (Wax-up in diesem Arbeitsablauf) gescannt (*Abbildung 7*). Dieser wurde ebenfalls hauchdünn mit Okklusions-Spray eingesprüht, damit der Kunststoff beim Scannen weniger spiegelt. Durch diese Technik konnte der festgelegte Arbeitsablauf durchbrochen und die präparierten Zähne aus Metall gefräst werden.



Abbildung 7: Präparierter Zahn auf Plastilinsockel mit einer dünnen Schicht Okklusionsspray im Scanner

Der gescannte Datensatz des präparierten Kronenstumpfes wurde nun für das Fräsen in der Fräseinheit (ceramill motion 2, Amann Girrbach GmbH) bearbeitet. Hierbei mussten in der Software die obligatorischen Schritte wie Präparationsgrenze einzeichnen, Einschubrichtung bestimmen, Dicke des Zementspaltes festlegen und Freiformen (d. h. Auf-, bzw. Abtragen und Glätten) durchlaufen werden. Als Präparationsgrenze wurde ein winziges Rechteck auf dem Sockel eingezeichnet. Durch Einzeichnen der „tatsächlichen Präparationsgrenze“ (hier Standfläche des präparierten Zahnes) wären die präparierten Kronenstümpfe später softwarebedingt innen hohl gewesen mit einem unten offenen Boden. Dies ist dadurch bedingt, dass die Software immer die Konstruktion einer Krone versucht. Durch „manipulieren“ der Präparationsgrenze wurde die vollständige Duplikation der präparierten Zähne mittels CAD/CAM möglich. Als Zementspalt wurde 0 µm gewählt, da die Generierung eines Zementspaltes für die Herstellung der Stümpfe nicht von Bedeutung war. Ebenso irrelevant waren das Festlegen einer Einschubrichtung und das Freiformen. Diese Punkte im Konstruktionsprozess wurden einfach übersprungen.

Im weiteren Herstellungsprozess wurden die Datensätze der nun fertig „konstruierten“ Stümpfe in den ausgewählten Rohling geladen, dort platziert und ausgerichtet. Diesen Schritt nennt man Nesting (*Abbildung 8a*). Jeder zu fräsende Stumpf hatte drei Verbinder zum Rohling mit einer Stärke von 2,8 mm. Hinsichtlich der Ausrichtung musste darauf geachtet werden, dass die Okklusalfäche parallel zur Oberfläche der Ronde war, da die Fräseinheit keine unter sich gehende Stellen im Bereich der Verbinder fräsen kann. Anschließend wurde die Fräsbahnberechnung gestartet.

Die Fräseinheit wurde mit einem Kobalt-Chrom-Fräsrohling (Ceramill Sintron 71L, CoCr-Rohling, h = 20 mm, Amann Girrbach GmbH) bestückt und der Fräsprozess gestartet. Das Ergebnis ist in *Abbildung 8b* dargestellt.

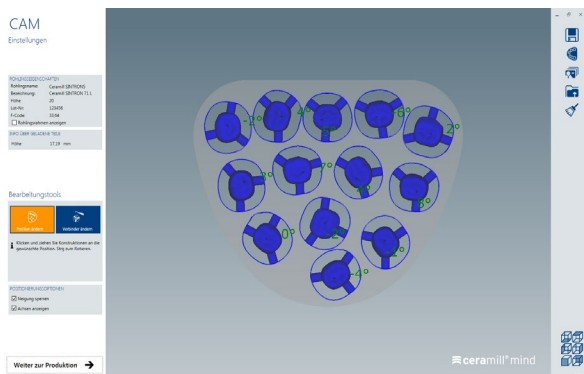


Abbildung 8a: Nesting der Datensätze der präparierten Zähne, Fräsbahnberechnung bereits erfolgt



Abbildung 8b: Ceramill Sintron Ronde nach dem Fräßen mit zahlreichen Duplikaten unserer präparierten Zähne

Nach Beendigung des Fräsprozesses wurden die Stümpfe mit Hilfe eines Hartmetallbohrers (H1S.104.014, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) aus der Ronde herausgefräst, indem die Verbinder am Rand zur Ronde durchtrennt wurden. Die Verbinder wurden belassen. Sie dienen der Retention des Metallstumpfes im späteren Kunststoffsockel.

Nach dem Fräsen gleichen die Metallstümpfe von ihrer Härte her noch eher der von Wachs, da es sich bei dem Werkstoff Ceramill Sintron um ein durch einen Binder zusammengehaltenes ungesintertes Metallpulver, einen sogenannten Grünling, handelt. Durch Sintern in einem Hochtemperaturofen (Ceramill Argothem 2, Amann Girrbach GmbH) unter Argon-Schutzatmosphäre wird die Endhärte von Ceramill Sintron erreicht. Hierfür wurden die Stümpfe in die zum Ofen gehörige, mit

Sinterperlen gefüllte, Sinterschale gegeben (*Abbildung 9*). Es muss darauf geachtet werden, dass die Stümpfe nicht den Rand der Sinterschale berühren, da diese dadurch zu heiß werden und eine gleichmäßige Schrumpfung während des Sinterprozesses nicht mehr gegeben ist. Der Sinterprozess wurde gemäß den Herstellerangaben durchgeführt, d. h. Ofen einschalten, Programm 1 auswählen, Druckluftanschluss für Luftkühlung (6 bar, Volumenstrom 100 l/min) und Argon-Gasflasche für Schutzatmosphäre (1 bar) anschließen.



Abbildung 9: Sinterschale mit den gefrästen Metallstümpfen

3.4.4 Sockelherstellung

Damit die auf die präparierten Stümpfe zementierten Kronen später in den Kausimulator eingespannt werden konnten, mussten die Fraesaco-Kinderzähne gesockelt werden. Hierfür wurde eine quadratische Schablone (Höhe/Breite/Tiefe 15x15x15 mm) aus Pappe gefertigt, mit Vaseline präpariert und mit geschmolzenem rosa Plattenwachs (Modellierwachs rosa, Standard, Stärke 1,25 mm, Orbis Dental Handelsgesellschaft mbH, Münster, Deutschland) portionsweise befüllt. Während des Abkühlprozesses wurden darin die Kronenstümpfe in das noch halbfeste Wachs eingebettet. Nach dem vollständigen Abkühlen des Wachses wurde die Pappe wieder entfernt. Die Gesamthöhe der gesockelten Stümpfe betrug in etwa 25 mm.

Die gesockelten Kronenstümpfe (*Abbildung 10a*) wurden in eine Schale gestellt und mit Dubliersilikon (Adisil® blau 9:1, SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) übergossen. Dieses wurde nach Herstellerangaben gemischt, d. h. Komponente A (weiß) mit Komponente B (blau) im Verhältnis 9:1 und anschließend 40 s unter Vakuum in einem Vakuum-Mischer (Multivac® compact, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland) angerührt. Zur weiteren Reduktion von Blasen

stellten wir die Dubliersilikonmasse während des Abbindevorgangs bei 1 bar für 10 min in einen Drucktopf (Combilabor CL-DE, Heraeus Kulzer GmbH). Anschließend wurden die Metallstümpfe mit Wachssockel entformt und diese mit einem Wachsmesser vom Wachs befreit. Die letzten Wachsreste wurden dann mittels Dampfstrahlgerät abgedampft. Die gereinigten Metallstümpfe wurden nun wieder in die Dubliersilikonform gesteckt.

In einem Mischbecher aus Silikon (Orbis Dental Handelsgesellschaft mbH) wurde Kunststoff (PalaXpress®, Heraeus Kulzer GmbH) im empfohlenen Mischungsverhältnis, 10 g Pulver auf 7 ml Flüssigkeit, durch Hinzufügen des Pulvers zu der Flüssigkeit zu einem homogenen Teig verarbeitet. Der flüssige, für etwa 3 min gießbare, Kunststoff wurde den in der Dubliersilikon steckenden Metallstümpfen zugefügt und anschließend für 20 min bei 55 °C Wassertemperatur und 2 bar zum Aushärten in den Drucktopf (Palamat® elite, Heraeus Kulzer GmbH) gegeben.



Abbildung 10a: (links oben) Kunststoffkronenstümpfe mit Wachssockel
Abbildung 10b: (links unten) Metallkronenstümpfe mit Kunststoffsockel
Abbildung 10c: Kunststoffpulver und Flüssigkeit, Mischbecher aus Silikon, Wachsmesser und Silikonform für die Herstellung der Kunststoffsockel

Die Unterseite der so hergestellten gesockelten Metallstümpfe der Kronenpräparationen wurde an einem Gipstrimmer (HSS-88, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland) noch plan geschliffen. Gegebenenfalls wurden damit auch die Seitenwände noch etwas reduziert, sodass die Modelle später in die Halterung des Kausimulators passten. *Abbildung 10b und 10c* zeigen die benötigten Utensilien sowie die fertigen Kronenstümpfe aus Metall mit Kunststoffsockel.

3.4.5 Herstellung der individuell gefertigten CAD/CAM-Zirkonoxidkronen

Für die Herstellung der individuell gefertigten CAD/CAM-Kronen aus ZrO_2 (Ceramill ZOLID 71L, 20 mm) wurden die präparierten Kunststoffzähne in einen Sockel aus rosa Plattenwachs gestellt, mit Okklusions-Spray (Arti-Spray®, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG) hauchdünn eingesprüht und gescannt (ceramill map400, ceramill mind, Amann Girrbach GmbH). Anschließend wurde der präparierte Kunststoffzahn durch einen nicht präparierten Kunststoffzahn ausgetauscht, ebenfalls mit Okklusionsspray eingesprüht und dieser als Wax-up gescannt. Aus dem gescannten Datensatz (*Abbildung 11a*) wurde nun die CAD/CAM-Krone konstruiert. Zunächst wurde die Präparationsgrenze festgelegt, gefolgt von der Bestimmung der Einschubrichtung und der Festlegung des Zementspaltes auf 50 μm . Die Funktion „Freiformen“ konnte auch hier, wie schon bei der Herstellung der Stümpfe, übergangen werden, da es keine Kontaktpunkte zu Nachbarzähnen oder Antagonisten zum Anpassen gab.

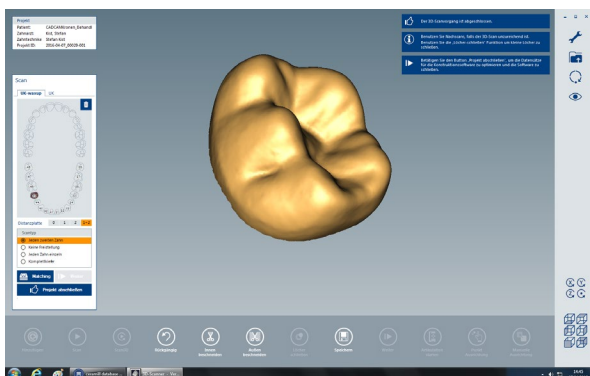


Abbildung 11a: eingescannte Krone



Abbildung 11b: Ceramil Zolid Ronde nach dem Fräßen der Kronen

Die fertig konstruierten CAD/CAM-Kronen wurden dann, wie schon bei der Stumpfherstellung beschrieben, genestet und gefräst. Die gefrästen Kronen

(Abbildung 11b) wurden anschließend mit einem Hartmetallbohrer (H1S.104.014, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) aus dem Rohling herausgetrennt, die Verbinder mit einem diamantkorndurchsetzten Schleifer (DCB7C.104.220, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) entfernt (Abbildung 11c) und gesintert. Für den Sintervorgang wurden die Kronen in eine Sinterschale mit Sinterperlen gelegt (Abbildung 11d) und das vom Ofenhersteller empfohlene Standardsinterprogramm (Programm 1, ceramill therm, Amann Girrbach) gestartet. Hierbei wurde der Ofen mit 8 °C/min auf 1450 °C erhitzt, die Temperatur für 2 h gehalten, gefolgt von einer ca. 10-stündigen Abkühlphase.

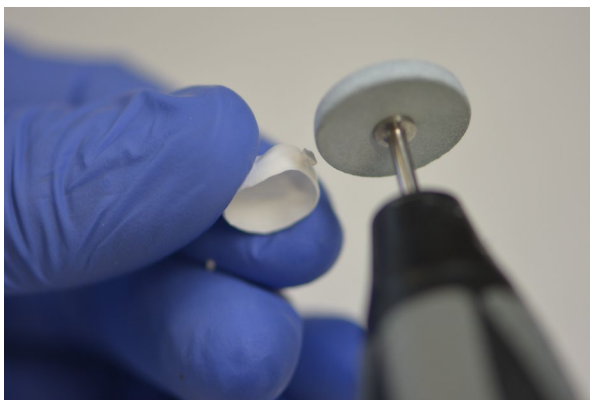


Abbildung 11c: Entfernen der Verbinder



Abbildung 11d: noch nicht gesinterte Kronen in der Sinterschale

Nach abgeschlossenem Sintervorgang wurden die Kronen mit einem Glanzbrand versehen. Hierzu wurde Glaspulver und Flüssigkeit (VITA AKZENT® Plus; Glaze und Powder Fluid, VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland, *Abbildung 11e*) nach Herstellerangaben gemischt und eine dünne Schicht der Glasur mit dem im Kit enthaltenen Pinsel (Nr. 3/0, VITA Zahnfabrik) aufgetragen (*Abbildung 11f*). Anschließend kamen die Kronen für den Brennvorgang in den Ofen (VITA VACUMAT 40, VITA Zahnfabrik, *Abbildung 11g*). Es wurde das für CAD/CAM-Materialien voreingestellte Programm 10 ausgewählt, welche folgende Brennparameter verwendet: Vortrockentemperatur 500 °C, Vortrockenzeit 4:00 min, Temperaturanstieg 80 °C/min, Endtemperatur 950 °C, Haltezeit der Endtemperatur 1 min.



Abbildung 11e: (links oben) Kit für Glanzbrand

Abbildung 11f: (links unten) Auftragen der Glasur

Abbildung 11g: (rechts) Kronen im Ofen beim Glanzbrand zum Zeitpunkt des Vortrocknens

3.4.6 Zementieren der Kronen

Um den Prozess des Zementierens zu standardisieren und sicherzustellen, dass alle Kronen mit demselben Druck befestigt werden, wurde eine in der Abteilung selbstgebaute Zementierhilfe (Abbildung 12) zu Hilfe genommen.

Um den Druck des Stempels (77 g Eigengewicht plus 750 g Gewicht) der Zementierhilfe gleichmäßig flächig auf die Krone zu verteilen, wurde für jeden Kronentyp ein Silikonschlüssel aus K-Silikon (Silikon-Knetmasse Technik und ORBI-Pastenhärter universal, Orbis Dental Handelsgesellschaft mbH) angefertigt. Dieser wies auf der Oberseite eine zentrale Vertiefung für den Stempel der Zementierhilfe und auf der Unterseite einen Abdruck der Kronenoberfläche auf. So konnte eine exakte Positionierung während der gesamten Aushärtungszeit (7 min) des Zementes sichergestellt werden.

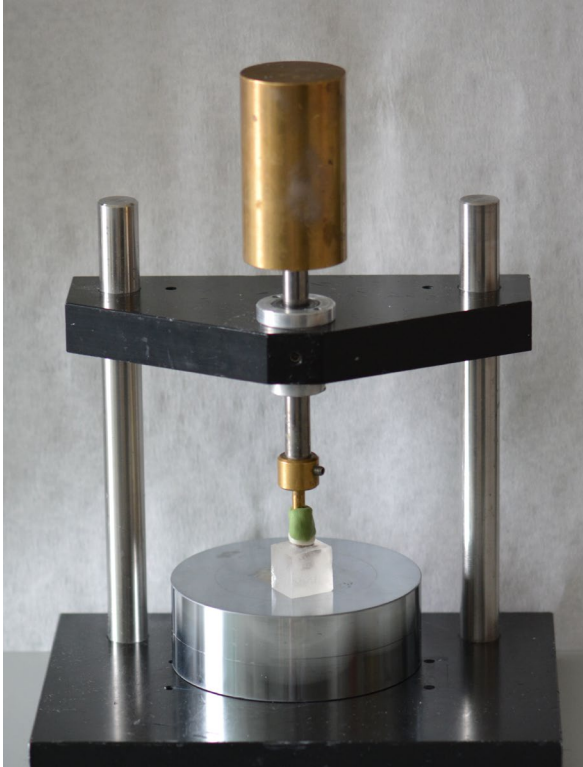


Abbildung 12: Krone während des Zementierens mit der Zementierhilfe

Für die Befestigung der Kronen wurde GIZ verwendet (Ketac™ Cem Amplicap™, 3M Deutschland GmbH). Vom Hersteller wird dieser in portionierte Einzeldosen als Kapseln angeboten. Nach 2-sekündiger Aktivierung (Amplicap™ Activator, 3M Deutschland GmbH) der Kapsel folgte ein 10-sekündiges Anmischen des Zementes in einem Kapselmischgerät (Silamat® S6, Ivoclar Vivadent AG). Der Zement wurde in die Krone appliziert (Amplicap™ Applier, 3M Deutschland GmbH) und diese mit Hilfe der Zementierhilfe auf den Stumpf gedrückt. Nach dem Aushärten wurden die Überschüsse mit Hilfe eines

Scalers (SH6/76, Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland) entfernt. Für den Vorversuch wurden noch, ebenfalls unter Zuhilfenahme unserer Zementierhilfe, 5 Kronen mit BioCem nach Herstellerangaben zementiert. Nach Zementierung wurden die Kronen den nachfolgenden Versuchen zugeführt.

3.5 Versuche

3.5.1 Vorversuch

Wie bereits einleitend erwähnt, liefert NuSmile zu ihren Kronen einen eigenen Zement (BioCem). Hinsichtlich gleicher Studienbedingungen wollten wir alle Kronen mit dem gleichen Zement befestigen. Um auszuschließen, dass der NuSmile Zirkonoxid Gruppe, durch die Verwendung eines anderen als vom Hersteller angebotenen Befestigungsmaterials bei der Ermittlung der Bruchlast ein Nachteil entsteht, wurde eine Vorversuch unternommen.

Hierfür wurden die Bruchlasten von NuSmile Zirkon Kronen, welche entweder mit BioCem® (n = 5) oder mit Ketac™ Cem (n = 5) befestigt wurden, miteinander verglichen.

3.5.2 Untersuchung der Bruchlast ohne künstliche Alterung der Kronen

Während des Abbindevorgangs von Glasionomermertement bildet sich nach 5 - 10 min durch Vernetzung von Calcium und Säure ein stabiles Calcium-Polycarboxylatgel, dieses wird jedoch erst durch eine verzögerte Einlagerung von Aluminiumionen innerhalb der ersten 24 h zu einem wasserunlöslichen Calcium-Aluminium-Carboxylatgel. Dies ist nochmal mit einer deutlichen Steigerung der Härte verbunden (Hellwig *et al.*, 2009). Aufgrund dessen wurden die Proben dieser Gruppe für 24 h bei 37 °C in einer feuchten Kammer gelagert und im Anschluss die Bruchlast wie folgt bestimmt:

Zur Ermittlung der Bruchlast wurden die Proben in eine Materialprüfmaschine (Zwick/Roell 1445, Zwick, Ulm, Deutschland) eingespannt (*Abbildung 13*). Die Probe wurde so positioniert, dass der Prüfstempel (6 mm) der Maschine zentral auf die Okklusalebene der Krone trifft. Zur Vermeidung von Kraftspitzen wurde zwischen Prüfstempel und Krone eine 0,5 mm dicke Zinnfolie (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) gelegt. Die Messung wurde mit einer Geschwindigkeit von 1 mm pro Minute durchgeführt. Die Prüfung wurde gestoppt bei einem sichtbaren Abfall der Kraft im aufgezeichneten Kraft-Dehnungs-Diagramm.

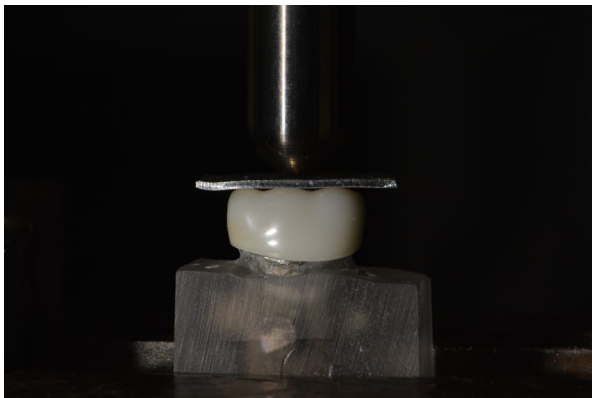


Abbildung 13: Krone in der Materialprüfmaschine bei der Bruchlastuntersuchung

3.5.3 Untersuchung der Bruchlast nach Alterung der Kronen in menschlichem Speichel

Um den Einfluss der physiologischen Mundflora auf die Bruchlast der verschiedenen Kronen zu bestimmen, wurden die Kronen (jede Gruppe $n = 12$, s. oben) über einen Zeitraum von zwölf Wochen dem Einfluss von natürlichem Speichel ausgesetzt.

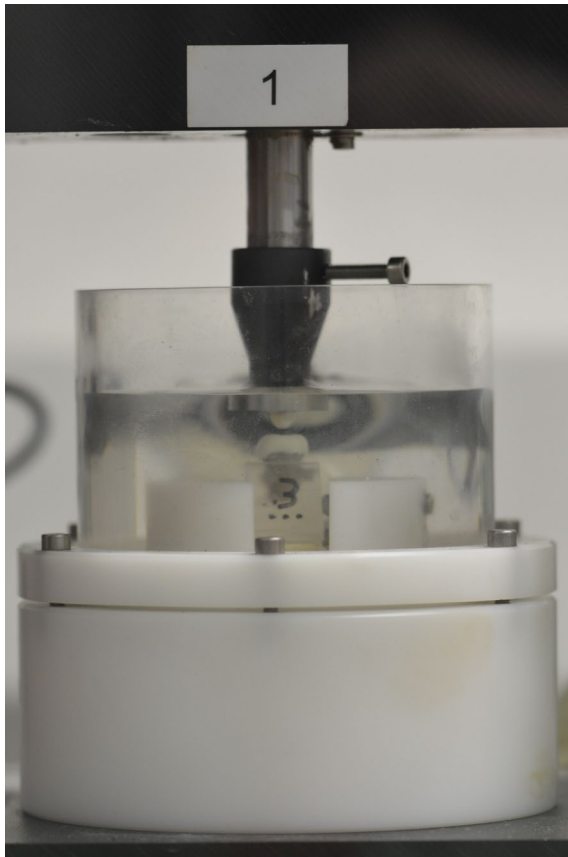
Hierzu wurde der Speichel von zehn gesunden Freiwilligen entnommen und in gleichen Teilen (je 7 ml) zusammengemischt, bevor die Kronen darin für zwei Wochen bei 37 ° C gelagert wurden. Nach zwei Wochen wurde der Speichel durch frischen ausgetauscht. Der pH-Wert wurde täglich kontrolliert und wenn nötig durch Zugabe von Salzsäure (1 %) oder Natronlauge (1 %) im Bereich von 6,5 - 7,5 konstant gehalten (827 pH lab, Deutsche METROHM GmbH & Co. KG, Filderstadt, Deutschland).

Alle Teilnehmer verfügten über ein vollständiges natürliches Gebiss ohne aktive Karies oder parodontalen Erkrankungen. Vor der Probenentnahme sollten die Teilnehmer in den vorangegangenen 24 h keine Zähne geputzt und in den letzten 2 h nichts gegessen oder getrunken haben. Der Speichelfluss wurde durch Kauen auf Parafilm M (Bemis Company, Inc., Neenah, WI, USA) angeregt. Zum Sammeln des Speichels erhielten alle Speichelspender ein 15 ml Proberöhrchen (Zentrifugenröhrchen, Falcon®, Greiner Bio-One, Kremsmünster, Österreich). Die Proben wurden nach Entnahme auf Eis gekühlt gelagert, in der Regel für 2 - 3 h, bis alle Proben eingetroffen waren.

Die nach den zwölf Wochen durchgeführte Untersuchung der Bruchlast wurde bereits unter 3.5.2 näher erläutert.

3.5.4 Untersuchung der Bruchlast nach Alterung der Kronen im Kausimulator

Die natürliche Beanspruchung, welcher die Kronen im Patienten ausgesetzt sind, wurde mittels Kausimulation im Kausimulator (CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) nachempfunden (*Abbildung 14*). Gewählt wurden 1680000 Kauzyklen, was eine Kaubelastung von 7 Jahren simuliert, dies entspricht in etwa dem Zeitraum von der Erkrankung mit einer Early



Childhood Caries (3 - 5 Jahre) bis zum natürlichen Zahnwechsel. Die Kau-simulation wurde simultan mit Thermocycling (TC-4, SD Mechatronik GmbH) betrieben. Dies soll die wechselnden Temperaturbedingungen in der Mundhöhle durch unterschiedlich warme und kalte Getränke und Speisen nachempfinden. Die genauen Einstellungen des Kausimulators und des Thermocyclings finden sich in *Tabelle 4*. Die anschließende Untersuchung der Bruchlast wurde bereits unter 3.5.2 näher erläutert.

Abbildung 14: Krone im Kausimulator

Einstellungen Kausimulator		Einstellungen Thermocycling	
Aufwärtshub	2,0 mm	Spüldauer Kalt/Warm	30/30 s
Abwärtshub	1,0 mm	Sollwert Kaltbad	5 °C
Aufwärtsgeschwindigkeit	60,0 mm/s	Ablaufdauer kalt	11 s
Abwärtsgeschwindigkeit	20,0 mm/s	Sollwert Warmbad	55 °C
Horizontalbewegung	0,7 mm	Ablaufdauer warm	8 s
Horizontalgeschwindigkeit	20,0 mm/s		
Bewegungsrichtung	Vor-Zurück		
Gewicht pro Kammer	100 N		
Minimaler Impuls beim Auftreffen			
Zyklen 1680000			

Tabelle 4: Einstellungen Kausimulator und Thermocycling

3.6 Statistik

Die Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe einer geeigneten Statistiksoftware (Version 22; SPSS, Chicago, IL, USA). Die Daten wurden zunächst deskriptiv angegeben (Mittelwert mit Standardabweichung (SD); Minimum und Maximum). Mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests und des Levene-Tests erfolgte eine Überprüfung der Daten auf Normalverteilung und Homogenität der Varianzen. Unterschiede zwischen den Zementierungsgruppen (für die interne Pilotstudie) wurden ermittelt mit dem Mann-Whitney-U-Test ($\alpha = 0,05$). Unterschiede zwischen den Gruppen in den Hauptexperimenten wurden analysiert mit dem nichtparametrischen Kruskal-Wallis-Test und paarweisen Vergleichen mittels Mann-Whitney-U-Tests. Aufgrund multipler Tests erfolgte eine Anpassung des Signifikanzniveaus nach Bonferroni-Holm (korrigiertes Signifikanzniveau, $\alpha = 0,005$). Der Einfluss der Testparameter (Art der Krone, Alterungsverfahren und Behandler) auf die Bruchlast wurde durch Bestimmung des partiellen η^2 ermittelt. Für jeden Kronentyp wurde der Einfluss der beiden Alterungsprozesse auf die Bruchlast mit einem ungepaarten t-Test ermittelt. Die Zeiten des Überlebens der verschiedenen Kronentypen im Kaulastversuch wurden mit der Kaplan-Meier-Methode ausgewertet und die Überlebenskurven unter Verwendung des Gehan-Breslow-Wilcoxon-Tests verglichen ($\alpha = 0,05$).

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse des Vorversuchs

Die Werte der Bruchlast in der KetacCem Gruppe waren normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test, $p = 0,215$), die der BioCem Gruppe wiesen keine Normalverteilung auf ($p = 0,002$). Die Bruchlast von NuSmile Zirkonoxidkronen betrug bei der Befestigung mit BioCem $1164,31 \text{ N} \pm 195,46 \text{ N}$, bei der Befestigung mit KetacCem $1055,84 \text{ N} \pm 100,00 \text{ N}$ (Abbildung 15). Die Wahl des Befestigungsmaterials hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast von NuSmile Zirkonoxidkronen (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,917$).

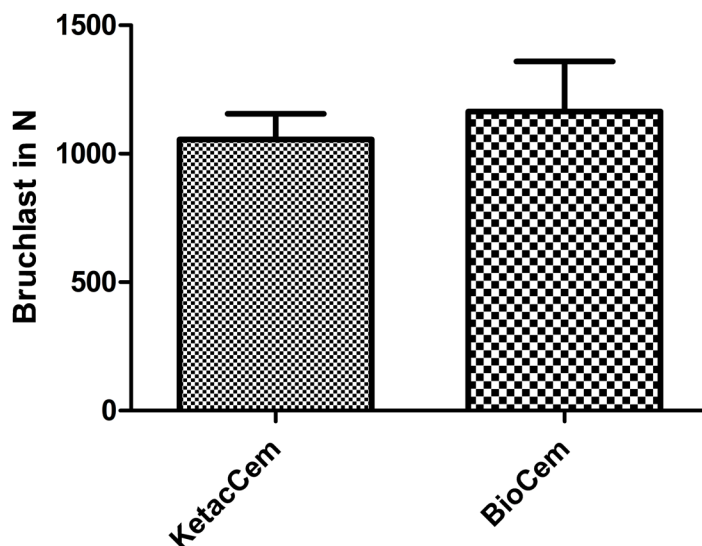


Abbildung 15: Darstellung der Bruchlasten von NuSmile Zirkonia Kronen befestigt mit KetacCem und BioCem im Vergleich

4.2 Ergebnisse der Hauptversuche

Die Ergebnisse der Bruchlastuntersuchungen waren alle normalverteilt (Shapiro-Wilk $p > 0,05$) mit Ausnahme der Gruppe Sprig EzCrowns nach Alterung in natürlichem Speichel ($p = 0,013$). Eine detaillierte Auflistung der Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung findet sich im Anhang (siehe 12.4.2)

Die deskriptive Auswertung der Daten hinsichtlich Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum sind nachfolgend tabellarisch dargestellt (*Tabelle 5 - 7*). Ebenso finden sich hier die Ergebnisse des Tests auf Homogenität der Varianzen und des Kruskal-Wallis-Tests der jeweiligen Versuche.

Die gesamten Einzelergebnisse der Bruchlastuntersuchung sowie die p-Werte der Paarvergleiche mittels Mann-Whitney-U-Tests können im Anhang eingesehen werden (siehe 12.4.1 und 12.4.3-12.4.5).

	Sprig EzCrowns	Kinder Krowns	NuSmile Zirconia	CAD/CAM Zirkonoxid krone	NuSmile Signature
Mittelwert	893 ^d	1570 ^c	1582 ^c	2444 ^b	6251 ^a
SD	223	368	638	360	1170
Minimum	472	1250	1017	1728	4618
Maximum	1295	2613	3384	3002	8671
Levene-Test für Varianzhomogenität	$P < 0.0001$				
Kruskal-Wallis-Test	$P < 0.0001$				

Tabelle 5: Ergebnisse der getesteten Kronen im Bruchlastversuch in N ohne Alterung und die Ergebnisse des Tests auf Varianzhomogenität sowie des Kruskal-Wallis-Tests.

Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden durch Bildung von homologen Subgruppen mittels kleiner Buchstaben in alphabetischer Reihenfolge kenntlich gemacht (Mann-Whitney-U-Test).

	Sprig EzCrowns	Kinder Krowns	NuSmile Zirconia	CAD/CAM Zirkonoxid krone	NuSmile Signature
Mittelwert	797 ^c	1921 ^b	1775 ^b	2650 ^b	5348 ^a
SD	266	615	662	572	606
Minimum	361	743	1033	1281	4070
Maximum	1160	3308	3266	3197	6106
Levene-Test für Varianzhomogenität	$P = 0.461$				
Kruskal-Wallis-Test	$P < 0.0001$				

Tabelle 6: Ergebnisse der getesteten Kronen im Bruchlastversuch in N nach Alterung der Kronen in natürlichem Speichel und die Ergebnisse des Tests auf Varianzhomogenität sowie des Kruskal-Wallis-Tests.

Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden durch Bildung von homologen Subgruppen mittels kleiner Buchstaben in alphabetischer Reihenfolge kenntlich gemacht (Mann-Whitney-U-Test).

	Sprig EzCrowns	Kinder Krowns	NuSmile Zirconia	CAD/CAM Zirkonoxid krone	NuSmile Signature
Mittelwert	920 ^c	2059 ^b	2055 ^b	2559 ^b	3778 ^a
SD	306	581	1010	410	867
Minimum	423	1194	1171	2041	2866
Maximum	1524	3140	4269	3259	5944
Levene-Test für Varianzhomogenität	$P = 0.034$				
Kruskal-Wallis-Test	$P < 0.0001$				

Tabelle 7: Ergebnisse der getesteten Kronen im Bruchlastversuch in N nach Alterung der Kronen im Kausimulator und die Ergebnisse des Tests auf Varianzhomogenität sowie des Kruskal-Wallis-Tests.

Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden durch Bildung von homologen Subgruppen mittels kleiner Buchstaben in alphabetischer Reihenfolge kenntlich gemacht (Mann-Whitney-U-Test).

Die Untersuchung, welchen Einfluss eine künstliche Alterung der Kronen auf die Bruchlast hat, lieferte folgende Ergebnisse: Die Alterung der vier verschiedenen Gruppen von Zirkonoxidkronen mittels natürlichen Speichels hatte keine signifikanten Änderungen der Bruchlast zur Folge (t-Test $p > 0,05$).

Etwas anders sah es bei der Alterung der Zirkonoxidkronen mit Hilfe des Kausimulators aus. Hier konnte bei den Kinder Kronen eine signifikant höhere Bruchlast nach Kaulastsimulation festgestellt werden (t-Test, $p = 0,022$). Die Mittelwerte ohne künstliche Alterung beliefen sich auf $1569,57 \text{ N} \pm 368,13 \text{ N}$, nach Kausimulation auf $2059,28 \text{ N} \pm 581,40 \text{ N}$. Für die übrigen drei Gruppen von Zirkonoxidkronen konnte kein Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlast festgestellt werden. Die deutlichste Veränderung der Bruchlast durch Alterung sowohl mit natürlichem Speichel als auch durch Kausimulation konnte bei den kunststoffverblendeten Stahlkronen festgestellt werden. Ohne künstliche Alterung wurde eine durchschnittliche Bruchlast von $6251,33 \text{ N} \pm 1170,27 \text{ N}$, nach Lagerung in natürlichem Speichel $5347,96 \text{ N} \pm 606,35 \text{ N}$ und nach Kausimulation $3778,11 \text{ N} \pm 866,68 \text{ N}$ ermittelt. Ein Vergleich der Gruppen zeigt, dass sowohl durch die Alterung mit Speichel als auch durch die Alterung mit dem Kausimulator sich signifikant niedrigere Werte für die Bruchlast ergeben als im Vergleich zu der Gruppe ohne künstliche Alterung (t-Test $p = 0,030$; $p < 0,0001$). In der nachfolgenden Abbildung werden die Einflüsse nochmals grafisch dargestellt (*Abbildung 16*).

Die Ermittlung der Effektstärke mittels partiellem η^2 konnte zeigen, dass die Behandler sowie die Versuche nur einen geringen Einfluss auf die Bruchlast hatten ($\text{Eta}^2 = 0,021$ und $\text{Eta}^2 = 0,046$). Einzig die Versuchsgruppen hatten einen wesentlichen Einfluss ($\text{Eta}^2 = 0,974$).

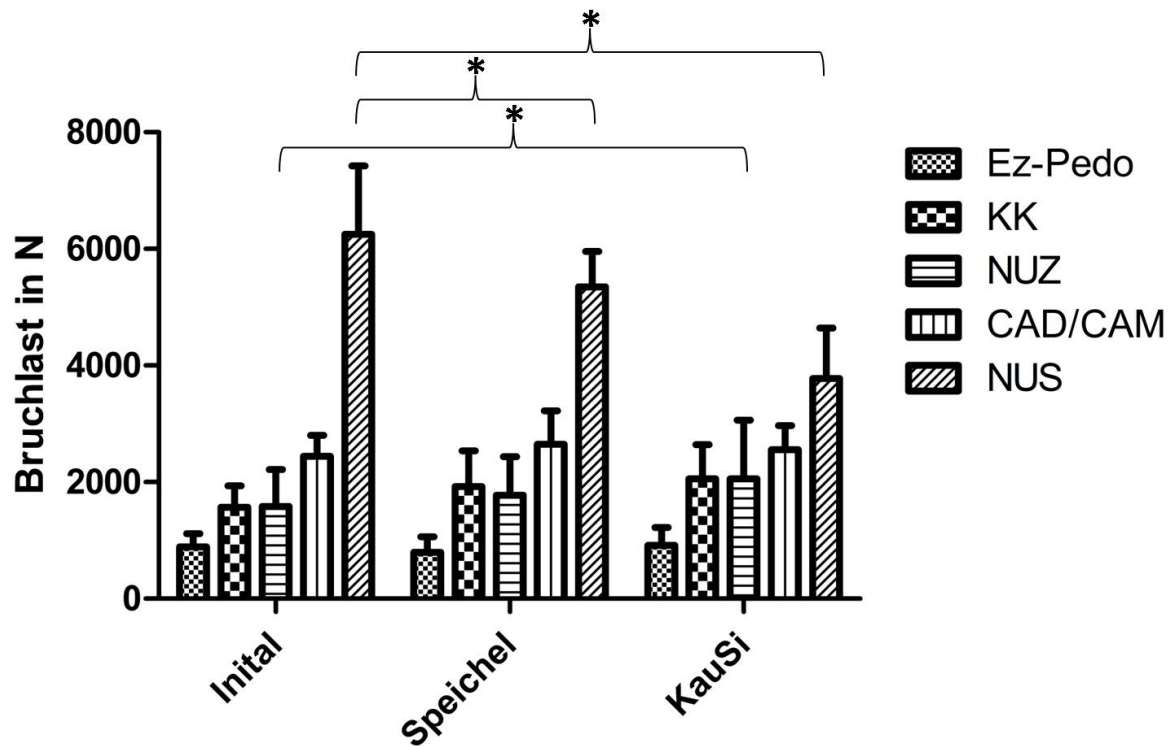


Abbildung 16: Darstellung und Vergleich der Bruchlasten der verschiedenen Kronen in den Versuchen Initial, Alterung durch Speichel und Alterung durch Kausimulation. Signifikante Unterschiede zwischen den Versuchen wurden mit * markiert.

Die verschiedenen Zirkonoxidkronen sowie die kunststoffverblendeten Stahlkronen überlebten alle die künstliche Alterung im Kausimulator ($1,68 \times 10^6$ Zyklen). Bei den Edelstahlkronen allerdings wurden 7 von 12 im Laufe der Kausimulation durchgekaut. In der Kaplan-Meier-Analyse (Abbildung 17) zeigten die Edelstahlkronen eine signifikant schlechtere Überlebensvorhersage im Vergleich zu den anderen in der Studie getesteten Kronentypen (Gehan-Breslow-Wilcoxon-Test, $p < 0,0001$).

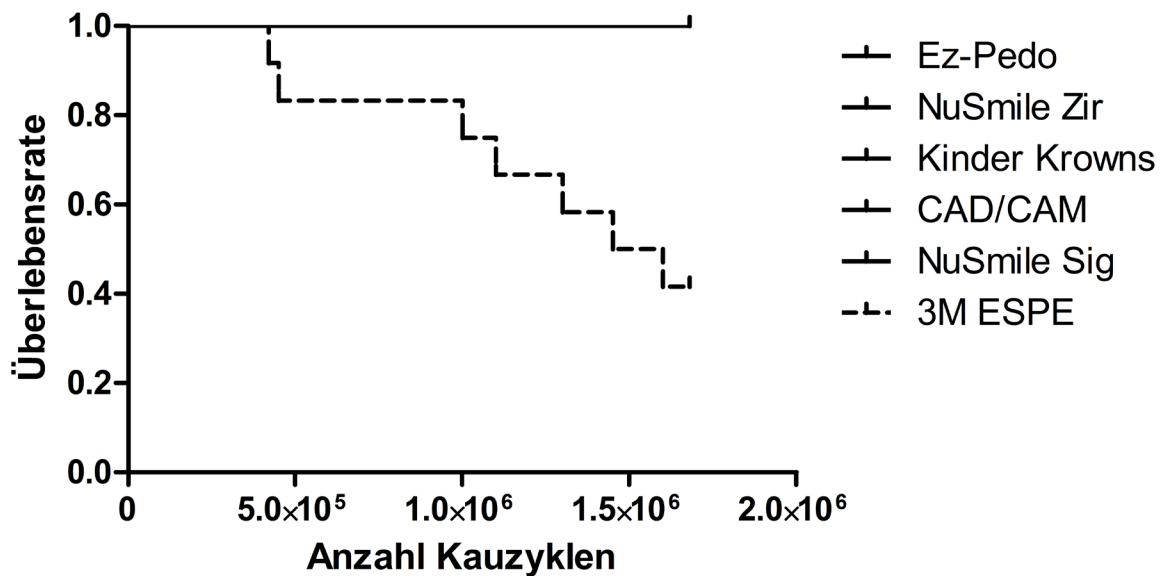


Abbildung 17: Darstellung der Kaplan-Meier-Überlebensvorhersage für die einzelnen Versuchsgruppen bei Kausimulation

4.3 Versuchsbeobachtungen

Nachfolgend werden einige Beobachtungen beschrieben:

4.3.1 Korrosion

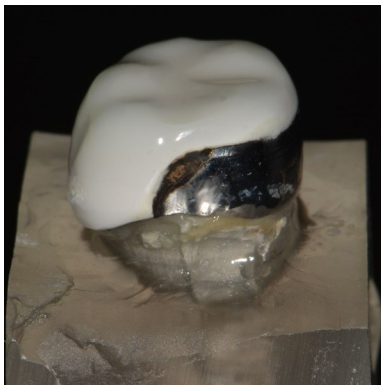


Abbildung 18: NuSmile Signature Krone

Bei den NuSmile Signature Kronen fand sich im Alterungsversuch mit natürlichem Speichel regelmäßig nach 12 Wochen Korrosion an der Grenze zwischen Kunststoffverblendung und Edelstahl (Abbildung 18).

4.3.2 Abrasion

Nach Kausimulation konnte bei den Zirkonoxidkronen im Bereich der Kaubelastung regelmäßig einen Verlust der Glasur beobachtet werden und eine Abrasion an den Schmelzantagonisten (Abbildung 19a-f). Bei den kunststoffverblendeten Stahlkronen

zeigte sich eine sichtliche Ausdünnung des Kunststoffmantels durch die Kaubelastung (*Abbildung 23*).

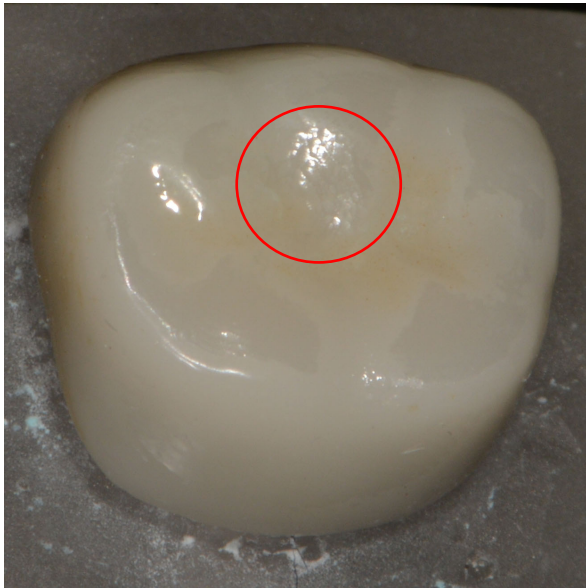


Abbildung 19a: EzCrowns Krone

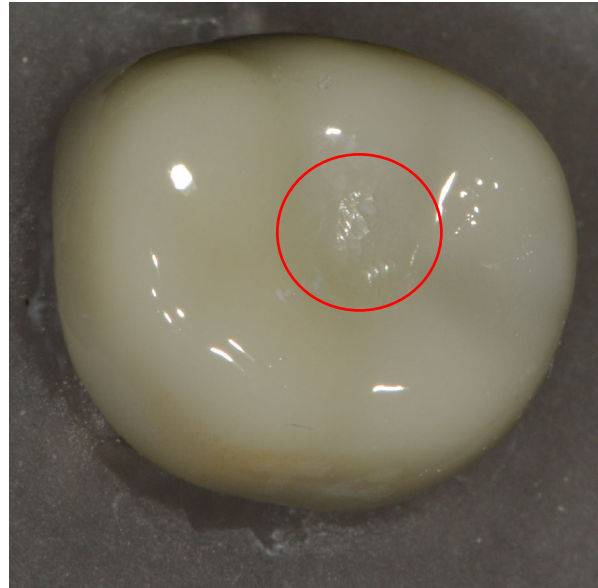


Abbildung 19b: Kinder Crowns Krone



Abbildung 19c: NuSmile Zirconia Krone

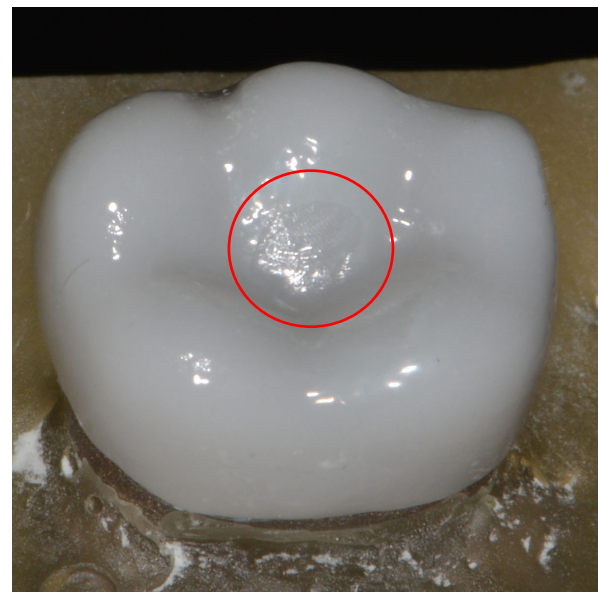


Abbildung 19d: CAD/CAM-Krone

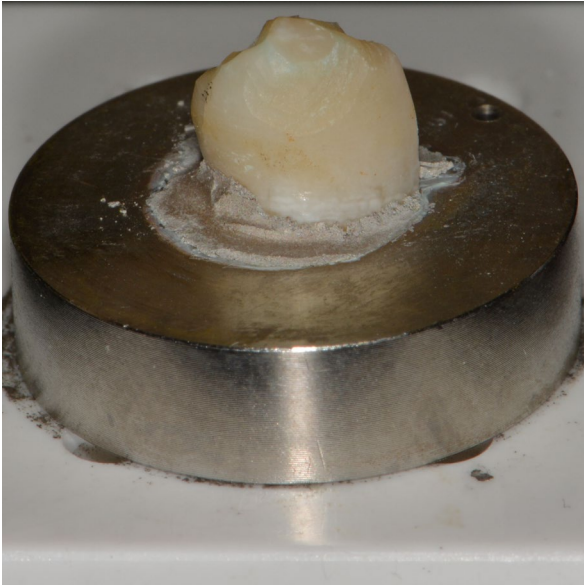


Abbildung 19e: Schmelzantagonist

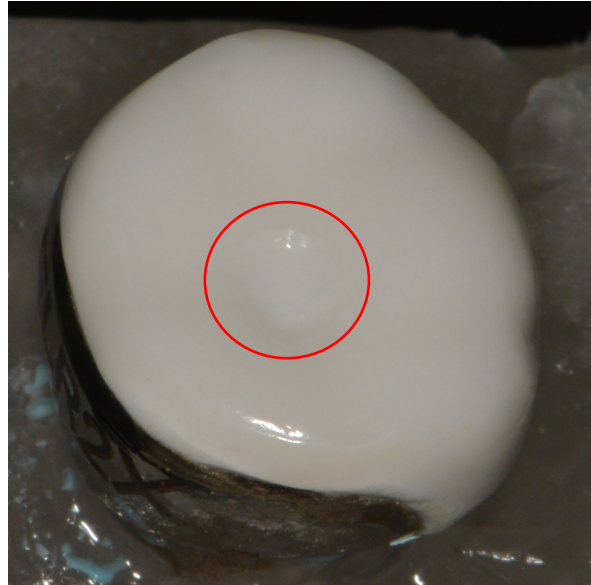


Abbildung 19f: NuSmile Signature Krone

4.3.3 Ermüdungsbruch

Bei den Edelstahlkronen konnten wir in 7 von 12 Fällen beobachten, dass diese durchgekaut waren. Dies stellte sich meist in Form mehrerer durchgängiger Risse dar (Abbildung 20a). Zum Vergleich eine nicht gebrochene Stahlkrone mit oberflächlichen Abrasionsspuren (Abbildung 20b).

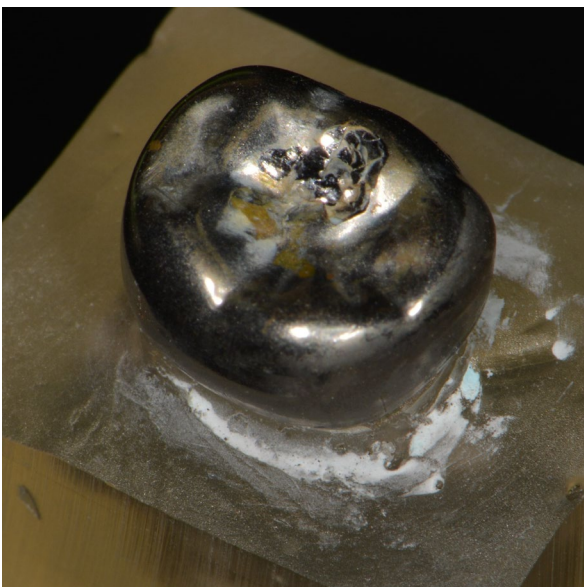


Abbildung 20a: Stahlkrone mit Ermüdungsbruch



Abbildung 20b: Stahlkrone nicht gebrochen

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

Mit dem gestiegenen Bewusstsein für Mundgesundheit sind auch in der Kinderzahnheilkunde die ästhetischen Ansprüche an zahnärztliche Restaurationen gestiegen. In dieser Studie sollten die Bruchlast und die Überlebensrate verschiedener zahnfarbener Kronen für das Milchgebiss untersucht werden (drei verschiedene konfektionierte Zirkonoxidkronen, individuell gefertigte Zirkonoxidkronen, kunststoffverblendete Stahlkronen). Als Kontrolle kamen konventionelle Stahlkronen zum Einsatz.

In dieser Studie wurden alle Kronen einheitlich mit KetacCem befestigt. Die Firma NuSmile empfiehlt für die Befestigung deren Kronen den firmeneigenen Zement BioCem. In der internen Pilotstudie erwies sich die Bruchlast von NuSmile Zirkonoxidkronen unabhängig von dem verwendeten Zement. Dieses Ergebnis zeigt Übereinstimmung mit früheren Untersuchungen, in welchen ebenfalls die gemessene Bruchlast von Zirkonoxidkronen unabhängig war von den jeweils verwendeten Zementen (Okutan *et al.*, 2006; Stawarczyk *et al.*, 2013; Nakamura *et al.*, 2016).

Um die klinische Relevanz der Ergebnisse zu erhöhen, wurden die Kronen vor Messung der Bruchlast künstlich mittels Speichel- oder Kausimulation (7 Jahren klinische Anwendung simuliert) gealtert. Beim menschlichen Speichel wurde hinsichtlich Praktikabilität und ethischen Aspekten auf Speichelspenden junger volljähriger Erwachsener zurückgegriffen, wohl wissentlich, dass kleinere Unterschiede in der Speichelzusammensetzung zwischen Kindern und Erwachsenen existieren (Ben-Aryeh *et al.*, 1990; Przywitowska *et al.*, 2019). Die kindlichen Speicheldrüsen sind noch nicht voll ausgereift. Des Weiteren wurden die Kronen auf CoCr-Stümpfen zementiert, die durch Duplikation von präparierten Zahnmodellen (für jeden Kronentyp individuell nach Herstellerangaben) gefertigt wurden. Im Gegensatz dazu wurden in früheren Studien Epoxy-Stümpfe mit perfekter Passform verwendet, die durch Innenabformungen der Kronen hergestellt wurden (Beattie *et al.*, 2011; Townsend *et al.*, 2014). Die Verwendung präparierter Zahnmodelle war besonders wichtig, um zwischen konfektionierten und CAD/CAM-Kronen Unterschiede aufgrund unterschiedlicher Passung feststellen zu können.

Konfektionierte Kronen unterscheiden sich von individuell gefertigten CAD/CAM-Kronen häufig durch eine dickere und unregelmäßigere Zementschicht, einer schlechteren Passform und einem schlechteren Randschluss. Daraus resultierend ist eine verminderte Belastung von konfektionierten Zirkonoxidkronen im Vergleich zu CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidkronen denkbar. Dies war bereits Gegenstand einer früheren Untersuchung (Schriwer *et al.*, 2017). Dabei wurde herausgefunden, dass ein schlechter Randschluss die Bruchlast negativ beeinflusst, während die Passform und die Dicke der Zementschicht keinen Einfluss hatten. Um sicherzustellen, dass das Ergebnis der Bruchlastuntersuchung der Zirkonoxidkronen nicht durch eine einzelne ungünstige Präparation verfälscht wird, wurde diese auf je drei verschiedenen Stümpfen durchgeführt, die von unterschiedlichen Zahnärzten präpariert wurden. Die Ermittlung der Effektstärke (partielles η^2) zeigte, dass die Bruchlast im Wesentlichen nur von der Versuchsgruppe abhängt, nicht von der Präparation oder den Versuchen. Weiter fand man heraus, dass das Material der Stümpfe, auf welchen die Kronen zementiert werden, die Bruchlast in hohem Maße beeinflusst (Wimmer *et al.*, 2014). Bei der Untersuchung von Brücken aus Zirkonoxid befestigt auf Metallabutments zeigten sich höhere Bruchlastwerte als bei der Befestigung auf Kunststoffabutments. Bei der Untersuchung der Bruchlast von Restaurationen aus Kunststoff verhielt es sich genau andersherum. Eine Erklärung für diesen Sachverhalt findet sich in den unterschiedlichen Elastizitätsmodulen der Werkstoffe. Die verwendete CoCr-Legierung hat ein höheres Elastizitätsmodul (Young's Modul) als Dentin, was dazu führt, dass höhere Bruchlastwerten gemessen werden können als in einem klinischen Setting (Kelly 1999). Um die Ergebnisse verschiedener Studien sinnvoll miteinander vergleichen zu können, sollte der jeweiligen Versuchsaufbau betrachtet werden.

Ein weiterer wichtiger Faktor, der die mechanischen Eigenschaften von Zirkonoxidrestaurationen beeinflusst, ist die Art der Oberflächenbearbeitung und damit verbunden die Oberflächenrauigkeit (Badawi *et al.*, 2008; Manawi *et al.*, 2012). So zeigten Studien, dass glasiertes Zirkonoxid im Vergleich zu finiertem und poliertem Zirkonoxid eine höhere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit besitzt. Um hier den Bias zwischen den in dieser Studie untersuchten Zirkonoxidkronen möglichst gering zu halten, waren alle Zirkonoxidkronen glasiert.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Für die Interpretation und Einordnung der Ergebnisse ist es wichtig zu wissen, dass die durchschnittliche maximale Beißkraft in Studien bei Kindern im Alter von 3 bis 5,5 Jahren zwischen 186,2 N (Kamegai *et al.*, 2005) und 235 N (Gavião *et al.*, 2007) liegt. Bei Kindern im Alter von 6 bis 11 Jahren wurde eine durchschnittliche Beißkraft zwischen 330,5 N und 374,4 N gemessen (Kamegai *et al.*, 2005). Dies bedeutet, dass alle untersuchten Kronen in den Experimenten weit über den geforderten Bruchlastwerten lagen, auch wenn sich Unterschiede zwischen den Gruppen zeigten.

Die mittlere Bruchlast (Mittelwert \pm SD) der ungealterten, konfektionierten Zirkonoxidkronen betrug zwischen 893 ± 223 N für Sprig EzCrowns und 1582 ± 638 N für NuSmile Zirconia sowie 6251 ± 1170 N für die kunststoffverblendeten Stahlkronen. Während die Ergebnisse der Bruchlastuntersuchung der Sprig EzCrowns vergleichbar waren mit Ergebnissen einer früheren Studie, zeigten die anderen Kronen in unserer Studie höhere Bruchlasten (Townsend *et al.*, 2014). Beispielsweise wurden dort, zum Vergleich, für Kinder Krowns 556 ± 132 N und für NuSmile Zirconia 691 ± 113 N gemessen. Die Sprig EzCrowns zeigten bei uns in allen drei Versuchen die signifikant niedrigsten Werte unter den Zirkonoxidkronen. Die Hypothese, dass sich die konfektionierten Zirkonoxidkronen in ihren Bruchlasten nicht unterscheiden, muss abgelehnt werden. Für kunststoffverblendete Stahlkronen wurde in früheren Studien, wie auch hier, die höchsten Werte unter den konfektionierten Kronen gemessen (1937 ± 546 N bei Townsend *et al.*, 2014 und 1826 ± 339 N bei Beattie *et al.*, 2011), wenn auch in dieser Studie noch deutlich höhere Werte gemessen wurden. Diese Diskrepanz kann auf Unterschiede in der Methode, wie oben erwähnt, zurückzuführen sein. Die allgemein hohen Werte der kunststoffverblendeten Stahlkronen lassen sich am ehesten mit der hohen Duktilität der Stahlbasis erklären. Zirkonoxid ist im Gegensatz dazu recht spröde. Die Hypothese, dass konfektionierte verblendete Stahlkronen eine höhere Bruchlast als Zirkonoxidkronen besitzen, kann angenommen werden.

Die CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidkronen liefen in dieser Studie als Kontrollgruppe und bildeten aufgrund ihrer Individualität und Passgenauigkeit das Optimum einer zahnärztlichen Versorgung ab. Wie erwartet, zeigten die CAD/CAM gefertigten Kronen in allen Experimenten die höchsten Bruchlasten unter den

Zirkonoxidrestorationen. Die Unterschiede waren zu allen getesteten konfektionierten Kronen ohne künstliche Alterung signifikant, bei den Experimenten mit Alterung nur gegenüber EzSprig Crowns signifikant. Eine Erklärung hierfür könnte, wie bereits oben erwähnt, der bessere Randschluss der Kronen sein (Schriwer *et al.*, 2017). Die Hypothese, dass die CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidkronen eine höhere Bruchlast im Vergleich zu den konfektionierten Zirkonoxidkronen zeigen, konnte für die Ergebnisse der Untersuchung ohne künstliche Alterung ganz und für die Ergebnisse mit Alterung teilweise angenommen werden.

Die Auswirkung der künstlichen Alterung auf die getesteten Kronen waren sehr unterschiedlich. So wurde die Bruchlast von NuSmile Signature Kronen in hohem Maße durch die künstliche Alterung beeinflusst. Dabei hatte die Kausimulation einen höheren Einfluss auf die Bruchlast als die künstliche Alterung durch Speichel, aber beide Effekte waren signifikant. Die künstliche Alterung reduzierte dabei die mittlere Bruchlast von 6251 auf 5348 N bei Speichel und auf 3778 N bei Kausimulation. Die Hypothese, dass die künstliche Alterung die Bruchlast verblendeter Stahlkronen negativ beeinflusst, darf angenommen werden. Diese Beobachtungen könnten ein Grund für das häufig berichtete Chipping von Verblendmaterial in klinischen Studien sein (Kratunova und O'Connell 2014; O'Connell *et al.*, 2014; Walia *et al.*, 2014). In unserer Studie konnte jedoch kein Chipping während der Kausimulation beobachtet werden. Gründe hierfür können in dem Aufbau solcher *in-vitro*-Studien und den daraus resultierenden Limitationen gesucht werden. Von Interesse wäre an dieser Stelle, wie sich eine gleichzeitige Applikation von Speichel und Kausimulation auf die Bruchlast auswirken würde. Eine weitere Verminderung der Bruchlast dadurch darf vermutet werden.

Bei CAD/CAM-Zirkonoxidkronen und zwei der konfektionierten Zirkonkronen konnte kein Effekt durch künstliche Alterung festgestellt werden. Überraschenderweise wurden im Falle von Kinder Krowns Kronen nach der Kausimulation höhere Bruchlasten gefunden (1570 ± 368 N ohne Alterung, 2059 ± 581 N nach Kausimulation). Ein möglicher Grund könnte die Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin sein, die durch das Aufkommen des Antagonisten auf der Zirkonoxidkrone (Aufbringen von Energie) aufgrund der Kausimulation verursacht wurde (Garvien *et al.*, 1975; Kosmac *et al.*, 1999; Guazzato *et al.*, 2005). Die

Hypothese, dass die künstliche Alterung keinen negativen Einfluss auf die Bruchlast von Zirkonoxidkronen hat, konnte bestätigt werden.

Um auch die Stahlkronen mit den anderen Kronen vergleichen zu können, wurde eine Überlebensratenanalyse durchgeführt. Alle Zirkonoxidkronen und die kunststoffverblendeten Stahlkronen wiesen während der Kausimulation ($1,68 \times 10^6$ Zyklen, entspricht sieben Jahren Kauen) eine Überlebensrate von 100 % auf, während die Stahlkronen nur eine Überlebensrate von 41,7 % zeigten. Die Ausfälle wiesen Ermüdungsrisse und Löcher auf der Kaufläche auf, was mit den allgemeinen Eigenschaften von Metallen in Zusammenhang zu bringen ist. Die wiederholt alternierende Belastung macht Metalle anfällig für Ermüdungsrisse. Eine weitere Erklärung ist das Ausdünnen der Okklusalfäche als Ergebnis der plastischen Verformung während des Kauprozesses.

Unsere Versuche zeigen, dass die Ausfallrate mit mehr als 10^6 Kauzyklen ansteigt. Dies entspricht einer Nutzungsdauer von ca. vier Jahren (Krejci *et al.*, 1990; Krejci und Lutz 1990). Die Hypothese, dass die verblendeten Stahlkronen und die Stahlkronen im Kausimulationsversuch eine geringere Überlebensrate zeigen als die Zirkonoxidkronen, konnte nur teilweise angenommen werden. Für die verblendeten Stahlkronen musste diese abgelehnt werden.

Die von uns beobachtete Korrosion am Übergang zwischen Stahl und Verblendung der verblendeten Stahlkronen nach Alterung in natürlichem Speichel scheint *in-vivo* kein Problem zu sein. In der Literatur fanden sich hierüber keine Berichte.

5.3 Aussagekraft und Limitationen

Diese Arbeit liefert einen guten Überblick über die Möglichkeiten der Kronenversorgung von Milchzähnen. Für die Gewährleistung einer bis zur natürlichen Exfoliation möglichst langlebigen und komplikationsarmen Versorgung sind neben den hier getesteten Bruchlasten und Überlebensraten auch die Ergebnisse eingangs erwähnter Literatur zu berücksichtigen. So wirkt sich die Wahl des Kronenmaterials auf die Gesundheit der Zahnfleischverhältnisse, auf die Abrasion antagonistischer Zähne, auf den Substanzabtrag bei der Präparation und die Ästhetik aus, während die Wahl des Zements Auswirkungen auf Mikroleckage und Dezementierungsrate hat.

In *in-vitro*-Versuchen ist es möglich, Materialien an die Grenzen der Belastbarkeit zu bringen, dies zu messen und zu vergleichen. Der Erkenntnisgewinn (z. B. Kausimulation über sieben Jahren in ca. drei Wochen) ist häufig deutlich schneller und ohne Belastung von Patienten. Trotz des kliniknahen Aufbaus, wie Alterung durch menschlichen Speichel und Kausimulation, haben solche Tests nur eine begrenzte Aussagekraft aufgrund Limitationen der Nachbildung klinischer Verhältnisse.

In einem nächsten Schritt wären klinische Langzeitstudien (länger als drei Jahre, wie bereits aktuell verfügbar, siehe oben) zur Untersuchung der Langlebigkeit von konfektionierten Zirkonoxidkronen im Milch- und Wechselgebiss von großem Interesse. Interessant wäre hierbei auch wie sich die Berücksichtigung aller einflussnehmenden Faktoren (siehe oben) auf die Langlebigkeit und Dezementierungsrate auswirken würde. Zur Erstellung konkreter Handlungsempfehlungen für den praktisch tätigen Zahnarzt, im Umgang mit den relativ neuen ästhetischen Milchzahnkronen, sind noch einige Forschungsarbeiten notwendig.

6 Schlussfolgerung

Alle in dieser Studie getesteten Zirkonoxidkronen zeigten gute Ergebnisse in Bezug auf die Langzeitstabilität. Die Bruchlast konnte durch Kausimulation und durch die Exposition mit Speichel nicht signifikant herabgesetzt werden.

Die Gruppe der verblendeten Stahlkronen zeigte in der Studie die höchste Bruchlast, allerdings wurde diese durch die künstliche Alterung mittels Kausimulation und Speichlexposition signifikant herabgesetzt. Die negative Beeinflussbarkeit der Bruchlast spiegelt sich auch in den Ergebnissen klinischer Studien wider, in denen häufig von Abplatzungen des Verblendmaterials berichtet wurde.

Bei der Überlebensanalyse der Restaurationen in der Kausimulation (7 Jahre simuliert) zeigten die Stahlkronen mit 41,7 % die niedrigste Überlebensrate, während alle anderen Gruppen mit 100 % Überleben keine Ausfälle hatten. In klinischen Studien scheint die Langzeitstabilität von Stahlkronen kein großes Problem zu sein, während die schlechte Ästhetik dem Bild der modernen Zahnmedizin nicht mehr entspricht. Die einfachere Präparationsform mit geringer Substanzenentfernung und ein niedrigerer Preis sind jedoch Vorteile bei der Verwendung von Stahlkronen.

Abschließend betrachtet sind konfektionierte Zirkonoxidkronen eine langzeitstabile, ästhetische, zahnfarbene Alternative zu Stahlkronen.

7 Zusammenfassung

Mit dem gestiegenen Bewusstsein für Mundgesundheit sind auch in der Kinderzahnheilkunde die ästhetischen Ansprüche an zahnärztliche Restaurationen gestiegen. Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Bruchlast und der Langzeitstabilität von ästhetischen Alternativen zu den sehr häufig verwendeten Edelstahlkronen.

In dieser Studie wurden folgende Kronen untersucht: drei verschiedene konfektionierte Zirkonoxidkronen (NuSmile[®] Zirconia, Kinder Crowns[®], Sprig[®] EzCrowns), individuell gefertigte CAD/CAM-Zirkonoxidkronen), konfektionierte kunststoffverblendete Stahlkronen (NuSmile[®] Signature) und konfektionierte Edelstahlkronen (3M[™] ESPE[™]). In einem Zahnmodell wurden für jede Kronengruppe Präparationen des Zahns 85 angefertigt. Von diesen wurden Duplikate aus einer Kobalt-Chrom-Legierung hergestellt, auf welche die Kronen mittels Glasionomermertement befestigt wurden. Die Messung der Bruchlast wurde in einer universellen Materialprüfmaschine (Zwick/Roell 1445, Testgeschwindigkeit 1 mm/min) durchgeführt. Die Bruchlast der Kronen wurde in drei verschiedenen Versuchsanordnungen bestimmt: 1) ohne künstliche Alterung (n = 12), 2) nach künstlicher Alterung in menschlichem Speichel für 12 Wochen (n = 12), 3) nach Kausimulation mit Thermocycling ($1,68 \times 10^6$ Zyklen \cong einer Nutzungsdauer von 7 Jahren; n = 12). Weiter wurde die Langzeitstabilität mittels Überlebenszeitanalyse während der Kausimulation bestimmt. Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mittels Kruskal-Wallis-Test und paarweisen Mann-Whitney-U-Tests analysiert. Es erfolgte eine Anpassung des Signifikanzniveaus nach Bonferroni-Holm (korrigiertes Signifikanzniveau, $\alpha = 0,005$). Für jeden Kronentyp wurde der Einfluss der beiden Alterungsprozesse auf die Bruchlast mit einem ungepaarten t-Test ermittelt. Unterschiede bei der Langzeitstabilität im Kausimulationsversuch wurden mit der Überlebenszeitanalyse nach Kaplan-Meier mit Gehan-Breslow-Wilcoxon-Test analysiert. Ohne Vorbehandlung und nach Speichelexposition zeigten NuSmile Zirconia Kronen unter den konfektionierten Zirkonoxidkronen die höchste Bruchlast (Mittelwert 1582 N, 1775 N), gefolgt von Kinder Crowns und EzCrowns Kronen. Im Vergleich dazu zeigten individuell gefertigte CAD/CAM-Kronen signifikant höhere Bruchlasten (Mittelwert 2444 N, 2650 N). Darüber hinaus zeigte die Gruppe der kunststoffverblendeten Stahlkronen (NuSmile Signature) eine mittlere Bruchlast von

6251 N und 5348 N ($p < 0,0001$). Nach der Kausimulation zeigte NuSmile Signature erneut die höchste Bruchlast, gefolgt von den nicht signifikant unterschiedlichen CAD/CAM-Zirkonoxidkronen, Kinder Crowns und NuSmile Zirconia Kronen. EzCrowns zeigte die niedrigste Frakturlast (920 N). Einen negativen Einfluss durch Speichelexposition und Kausimulation konnte nur für die Gruppe der kunststoffverblendeten Stahlkronen nachgewiesen werden. So veränderte sich die Bruchlast von 6251 N ohne Vorbehandlung zu 5348 N nach Speichelexposition ($p = 0,03$) und zu 3778 N nach Kausimulation ($p < 0,0001$). Die Überlebensrate der Kausimulation betrug 100 % für alle Gruppen mit Ausnahme der Stahlkronen. Diese wiesen nur eine Überlebensrate von 41,7 % auf.

Die Ergebnisse zeigen, dass konfektionierte Zirkonoxidkronen auf Grund ihrer Belastbarkeit, Beständigkeit und ansprechenden Ästhetik eine geeignete Alternative zu den noch weit verbreiteten konfektionierten Stahlkronen sind.

Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden im EUROPEAN JOURNAL OF ORAL SCIENCE im August 2019 (Band 127, Ausgabe 4, Seite 369-375) mit einem Impact Faktor von 1,81 (2018) publiziert.

8 Literaturverzeichnis

- Abd Elhamid M, Mosallam R. Effect of bleaching versus repolishing on colour and surface topography of stained resin composite. *Aust Dent J* 2010; 55 (4): 390-398.
- Al Shobber MZ, Alkhadra TA. Fracture resistance of different primary anterior esthetic crowns. *Saudi Dent J* 2017; 29:179-184.
- Al-Haj Ali SN, Farah RI. In vitro comparison of microleakage between preformed metal crowns and aesthetic crowns of primary molars using different adhesive luting cements. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2018; 19:387-392.
- Basner R, Santamaría RM, Schmoeckel J, Schüler E, Splieth CH. Epidemiologische Begleituntersuchung zur Gruppenprophylaxe 2016, Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege e.V. (DAJ), Bonn 2017
- Beattie S, Taskonak B, Jones J, Chin J, Sanders B, Tomlin A, Weddell J. Fracture resistance of 3 types of primary esthetic stainless steel crowns. *J Can Dent Assoc* 2011; 77:b90.
- Ben-Aryeh H, Fisher M, Szargel R, Laufer D. Composition of whole unstimulated saliva of healthy children: changes with age. *Arch Oral Biol* 1990; 35:929-931.
- Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Hönigle K, Johnson BE. A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthod* 1996; 66:261-264.
- Champagne C, Waggoner W, Ditmyer M, Casamassimo PS, MacLean J. Parental satisfaction with preveneered stainless steel crowns for primary anterior teeth. *Pediatr Dent* 2007; 29:465-469.
- Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, de Oliveira LJC, Conde MCM, Demarco FF, Corrêa MB. Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent*. 2018; 28:123-139.
- Choi JW, Bae IH, Noh TH, Ju SW, Lee TK, Ahn JS, Jeong TS, Huh JB. Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. *J Adv Prosthodont* 2016; 8:43-52.
- Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015; 50:93-103.

- 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.
- Craig RG (Herausgeber). *Restorative dental materials* (8. Auflage), Mosby, St Louis (1989)
- Diener V, Polychronis G, Erb J, Zinelis S, Eliades T. Surface, Microstructural, and Mechanical Characterization of Prefabricated Pediatric Zirconia Crowns. *Materials* (Basel). 2019; 12 (20). pii: E3280. doi: 10.3390/ma12203280.
- Donly KJ, Sasa I, Contreras CI, Mendez MJC. Prospective Randomized Clinical Trial of Primary Molar Crowns: 24-Month Results. *Pediatr Dent*. 2018; 40:253-258.
- Gavião MB, Raymundo VG, Rentes AM. Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. *Braz Oral Res* 2007; 21:146-152.
- Geyer S, Micheelis W. Soziale Schichtindikatoren im Hinblick auf die Karies- und Parodontitislast in Deutschland. In: Jordan AR, Micheelis W (Hrsg) Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Deutscher Ärzteverlag (DÄV), Köln 2016
- Greitens U. Wie transluzent hätten Sie es denn gerne? Trends in der Zirkonoxidentwicklung für monolithische Versorgungen. *Quintessenz Zahntech* 2016; 42:1128-1138.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33:9-18.
- Gunge H, Ogino Y, Kihara M, Tsukiyama Y, Koyano K. Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service. *J Oral Sci*. 2018; 60:154-158.
- Gupta M, Chen JW, Ontiveros JC. Veneer retention of preveneered primary stainless steel crowns after crimping. *J Dent Child* 2008; 75:44-47.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T (2009). Einführung in die Zahnerhaltung – Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV GmbH, 240-241
- Holsinger DM, Wells MH, Scarbecz M, Donaldson M. Clinical Evaluation and Parental Satisfaction with Pediatric Zirconia Anterior Crowns. *Pediatr Dent* 2016; 38:192-197.

- Huth KC, Kieschnick A, Stawarczyk B, Kist S. Kronen zur prothetischen Versorgung von Milchzähnen. *Dentista* 2018 (3): 21-23
- Jansen J, Lümkeemann N, Stawarczyk B. Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um? *ZMK* 2017; 33:492-99.
- Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.* 2013; 109:22-9.
- Kieschnick A, Rosentritt M, Stawarczyk B. Kleine Werkstoffkunde für Zahnärzte – Teil 3: Zirkonoxide. *zm online* 2019 – <https://www.zm-online.de/archiv/2019/05/zahnmedizin/zirkonoxide/seite/alle/> - 16.12.2019)
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15:426-433.
- Kratunova E, O'Connell AC. A randomized clinical trial investigating the performance of two commercially available posterior pediatric veneered stainless steel crowns: a continuation study. *Pediatr Dent* 2014; 36:494-498.
- Kratunova E, O'Connell AC. Chairside repair of veneered primary molar stainless steel crowns: a pilot study. *Pediatr Dent.* 2015; 37:46-50.
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; 100:953-960.
- Kupietzky A, Waggoner WE, Galea J. Long-term photographic and radiographic assessment of bonded resin composite strip crowns for primary incisors: results after 3 years. *Pediatr Dent* 2005; 27:221-225.
- Kupietzky A, Waggoner WF. Parental satisfaction with bonded resin composite strip crowns for primary incisors. *Pediatr Dent* 2004; 26:337-340.
- Leith R, O'Connell AC. A clinical study evaluating success of 2 commercially available veneered primary molar stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 2011; 33:300-306.
- Lopez-Loverich AM, Garcia MM, Donly KJ. Retrospective Study of Retention of Stainless Steel Crowns and Pre-veneered Crowns on Primary Anterior Teeth. *Pediatr Dent.* 2015; 37:530-534.
- Mete A, Yilmaz Y, Derelioglu SS. Fracture resistance force of primary molar crowns milled from polymeric computer-aided design/computer-assisted manufactured resin blocks. *Niger J Clin Pract.* 2018; 21:525-530.

- Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater.* 2012; 28:909-918.
- Mourouzis P, Arhakis A, Tolidis K. Computer-aided Design and Manufacturing Crown on Primary Molars: An Innovative Case Report. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019; 12:76-79.
- Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Læg Reid SJ, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand* 2016; 2:12-19.
- Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015; 57:255-261
- O'Connell AC, Kratunova E, Leith R. Posterior veneered stainless steel crowns: clinical performance after three years. *Pediatr Dent* 2014; 36:254-258.
- Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006; 33:827-832.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18:73-85.
- Pospiech P. Komposit oder Keramik - Werkstoffe hinterfragt und kritisch beleuchtet. *ZTM*, 2015. Online unter https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/werkstoffe-hinterfragt-und-kritisch-beleuchtet__2543.html - 09.12.2019
- Przywitowska I, Kaczmarek U, Bartnicki G, Wrzyszczyk-Kowalczyk, A. Salivary flow rate, total protein and pH in caries-free children and adolescents aged between 5 and 18 years. *Nowa Stomatol* 2019; 24:56-61.
- Randall RC. Prefomed metal crowns for primary and permanent molar teeth: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002; 24:489-500.
- Roberts JF, Sherriff M. The fate and survival of amalgam and prefomed crown molar restorations placed in a specialist paediatric dental practice. *Br Dent J* 1990; 169:237-44.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic

- reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res. 2007; 18:86-96.
- Salami A, Walia T, Bashiri R. Comparison of Parental Satisfaction with Three Tooth-Colored Full-Coronal Restorations in Primary Maxillary Incisors. J Clin Pediatr Dent. 2015; 39:423-428.
- Schwindling FS, Waldecker M, Rammelsberg P, Rues S, Bömicke W. Tooth substance removal for ceramic single crown materials-an in vitro comparison. Clin Oral Investig. 2019; 23:3359-3366
- Seminario AL, Garcia M, Spiekerman C, Rajanbabu P, Donly KJ, Harbert P. Survival of Zirconia Crowns in Primary Maxillary Incisors at 12-, 24- and 36-Month Follow-Up. Pediatr Dent. 2019; 41:385-390.
- Shah PV, Lee JY, Wright JT. Clinical success and parental satisfaction with anterior veneered primary stainless steel crowns. Pediatr Dent. 2004; 26(5):391-395.
- Statistisches Bundesamt. <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Bevoelkerung/Geburten/Tabellen/lebendgeborene-differenz.html> - 12.12.2019
- Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. Dent Mater J 2013; 32:888-895.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann, N. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch. Quintessenz Zahntech 2016; 42:740-765
- Stapp P, Morrow BR, Wells M, Tipton DA, Garcia-Godoy F. Microleakage of Cements in Prefabricated Zirconia Crowns. Pediatr Dent. 2018; 40:136-139.
- Taran PK, Kaya MS. A Comparison of Periodontal Health in Primary Molars Restored with Prefabricated Stainless Steel and Zirconia Crowns. Pediatr Dent. 2018; 40:334-339.
- Theriot AL, Frey GN, Ontiveros JC, Badger G. Gloss and Surface Roughness of Anterior Pediatric Zirconia Crowns. J Dent Child (Chic). 2017; 84:115-119.
- Townsend JA, Knoell P, Yu Q, Zhang JF, Wang Y, Zhu H, Beattie S, Xu X. In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. Pediatr Dent 2014; 36:125-129.
- VERORDNUNG (EU) 2017/852 DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES vom 17. Mai 2017 über Quecksilber und zur Aufhebung der Verordnung

(EG) Nr. 1102/2008 - <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/PDF/?uri=OJ:L:2017:137:FULL&from=PL> vom 08.08.2018

Walia T, Brigi C, KhirAllah ARMM. Comparative evaluation of surface roughness of posterior primary zirconia crowns. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2019; 20:33-40.

Walia T, Salami AA, Bashiri R, Hamoodi OM, Rashid F. A randomised controlled trial of three aesthetic full-coronal restorations in primary maxillary teeth. *Eur J Paediatr Dent* 2014; 15:113-8.

Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S. Retentive force and microleakage of stainless steel crowns cemented with three different luting agents. *Dent Mater J*. 2004; 23:577-584.

Zimmerman JA, Feigal RJ, Till MJ, Hodges JS. Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric dentistry. *Pediatr Dent*. 2009; 31:63-70.

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	<i>Entwicklung der Karieserfahrung bei 3-Jährigen, 6- bis 7-Jährigen und 12-Jährigen in Deutschland (aus Epidemiologische Begleituntersuchung zur Gruppenprophylaxe 2016, DAJ, Bonn 2017)</i>	<i>6</i>
Abbildung 2:	<i>Einteilung der Zirkonoxide nach zeitlicher Reihenfolge der Verfügbarkeit am Markt (aus Kleiner Werkstoffkunde für Zahnärzte – Teil 3, zm online, Heft 05/2019).....</i>	<i>8</i>
Abbildung 3:	<i>Übersicht Experimente Bestimmung der Bruchlast von Milchzahnkronen mit und ohne künstliche Alterung und Bestimmung der Überlebensrate während der Kausimulation (* bei den Edelstahlkronen wurde nur die Überlebensrate während der Kausimulation bestimmt, es wurden keine Bruchlastmessungen durchgeführt).....</i>	<i>19</i>
Abbildung 4:	<i>Bilder der untersuchten Kronen. (A) Sprig EzCrowns. (B) Kinder Krowns. (C) NuSmile Zirconia. (D) CAD/CAM-Zirkonoxidkronen. (E). NuSmile Signature. (F) 3M ESPE Edelstahlkrone.....</i>	<i>21</i>
Abbildung 5a:	<i>Kontrolle des Substanzabtrages mittels Prep-Guide von mesial.....</i>	<i>23</i>
Abbildung 5b:	<i>Kontrolle des Substanzabtrages mittels Prep-Guide von bukkal.....</i>	<i>23</i>
Abbildung 6a:	<i>Sägeschnitt mesial</i>	<i>24</i>
Abbildung 6b:	<i>Sägeschnitt an der Schmelz-Zement-Grenze</i>	<i>24</i>
Abbildung 6c:	<i>Fixieren des mesio-bukkalen Höckers auf dem Probenhalter</i>	<i>25</i>
Abbildung 6d:	<i>Kapselmischgerät.....</i>	<i>25</i>
Abbildung 7:	<i>Präparierter Zahn auf Plastilinsockel mit einer dünnen Schicht Okklusionsspray im Scanner.....</i>	<i>26</i>
Abbildung 8a:	<i>Nesting der Datensätze der präparierten Zähne, Fräsbahnberechnung bereits erfolgt</i>	<i>27</i>
Abbildung 8b:	<i>Ceramill Sintron Ronde nach dem Fräßen mit zahlreichen Duplikaten unserer präparierten Zähne.....</i>	<i>27</i>
Abbildung 9:	<i>Sinterschale mit den gefrästen Metallstümpfen.....</i>	<i>28</i>

<i>Abbildung 10a: (links oben) Kunststoffkronenstümpfe mit Wachssockel</i>	<i>29</i>
<i>Abbildung 10b: (links unten) Metallkronenstümpfe mit Kunststoffsockel.....</i>	<i>29</i>
<i>Abbildung 10c: Kunststoffpulver und Flüssigkeit, Mischbecher aus Silikon, Wachsmesser und Silikonform für die Herstellung der Kunststoffsockel.....</i>	<i>29</i>
<i>Abbildung 11a: eingescannte Krone</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 11b: Ceramill Zolid Ronde nach dem Fräßen der Kronen.....</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 11c: Entfernen der Verbinder.....</i>	<i>31</i>
<i>Abbildung 11d: noch nicht gesinterte Kronen in der Sinterschale.....</i>	<i>31</i>
<i>Abbildung 11e: (links oben) Kit für Glanzbrand.....</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung 11f: (links unten) Auftragen der Glasur</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung 11g: (rechts) Kronen im Ofen beim Glanzbrand zum Zeitpunkt des Vortrocknens.....</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung 12: Kronen während des Zementierens mit der Zementierhilfe.....</i>	<i>33</i>
<i>Abbildung 13: Krone in der Materialprüfmaschine bei der Bruchlastuntersuchung.</i>	<i>34</i>
<i>Abbildung 14: Krone im Kausimulator.....</i>	<i>36</i>
<i>Abbildung 15: Darstellung der Bruchlasten von NuSmile Zirkonia Kronen befestigt mit KetacCem und BioCem im Vergleich</i>	<i>38</i>
<i>Abbildung 16: Darstellung und Vergleich der Bruchlasten der verschiedenen Kronen in den Versuchen Initial, Alterung durch Speichel und Alterung durch Kausimulation. Signifikante Unterschiede zwischen den Versuchen wurden mit * markiert.</i>	<i>42</i>
<i>Abbildung 17: Darstellung der Kaplan-Meier-Überlebensvorhersage für die einzelnen Versuchsgruppen bei Kausimulation.....</i>	<i>43</i>
<i>Abbildung 18: NuSmile Signature Krone.....</i>	<i>43</i>
<i>Abbildung 19a: EzCrowns Krone</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 19b: Kinder Krowns Krone</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 19c: NuSmile Zirconia Krone</i>	<i>44</i>

Abbildung 19d: CAD/CAM-Krone44

Abbildung 19e: Schmelzantagonist.....45

Abbildung 19f: NuSmile Signature Krone.....45

Abbildung 20a: Stahlkrone mit Ermüdungsbruch45

Abbildung 20b: Stahlkrone nicht gebrochen.....45

10 Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Studien mit Angabe der Zufriedenheit der Eltern bezüglich zahnfarbenen Versorgungen</i>	<i>17</i>
<i>Tabelle 2: In der Studie untersuchte Kronen</i>	<i>20</i>
<i>Tabelle 3: Präparationsrichtlinien * Zur Umsetzung der Präparationsrichtlinien werden von diesen Herstellern passende Bohrer-Sets angeboten.....</i>	<i>22</i>
<i>Tabelle 4: Einstellungen Kausimulator und Thermocycling</i>	<i>36</i>
<i>Tabelle 5: Ergebnisse der getesteten Kronen im Bruchlastversuch in N ohne Alterung und die Ergebnisse des Tests auf Varianzhomogenität sowie des Kruskal- Wallis-Tests. Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden durch Bildung von homologen Subgruppen mittels kleiner Buchstaben in alphabetischer Reihenfolge kenntlich gemacht (Mann-Whitney-U-Test). 39</i>	<i>39</i>
<i>Tabelle 6: Ergebnisse der getesteten Kronen im Bruchlastversuch in N nach Alterung der Kronen in natürlichem Speichel und die Ergebnisse des Tests auf Varianzhomogenität sowie des Kruskal-Wallis-Tests. Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden durch Bildung von homologen Subgruppen mittels kleiner Buchstaben in alphabetischer Reihenfolge kenntlich gemacht (Mann-Whitney-U-Test). 40</i>	<i>40</i>
<i>Tabelle 7: Ergebnisse der getesteten Kronen im Bruchlastversuches in N nach Alterung der Kronen im Kausimulator und die Ergebnisse des Tests auf Varianzhomogenität sowie des Kruskal-Wallis-Tests. Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden durch Bildung von homologen Subgruppen mittels kleiner Buchstaben in alphabetischer Reihenfolge kenntlich gemacht (Mann-Whitney-U-Test). 40</i>	<i>40</i>

11 Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM computer-aided design/computer-aided manufacturing

CoCr Kobalt-Chrom

DMFT-Index decay-missing-filled teeth index

GIZ Glasionomerzement

12 Anhang

12.1 Votum Ethikkommission



LUDWIG-
MAXIMILIANS-
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

ETHIKKOMMISSION BEI DER LMU MÜNCHEN



Klinikum der Universität München Zahnklinik
Prof. Dr. med. dent. Karin Huth
ZA Stefan Kist
Goethestr. 70
80336 München

Vorsitzender:
Prof. Dr. W. Eisenmenger
Telefon+49 (0)89 440055191
Telefax+49 (0)89 440055192
Ethikkommission@
med.uni-muenchen.de
www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de

Anschrift:
Pettenkoferstr. 8a
D-80336 München

04.07.2016 EM /sc

Projekt Nr: **371-16** (bitte bei Schriftwechsel angeben)

Beratung nach Fakultätsrecht

Studientitel: *In-vitro*-Bruchlastuntersuchungen von verschiedenen konfektionierten Kronen für das Milchgebiss im Vergleich zu CAD/CAM gefertigten Kronen
Antragsteller: Klinikum der Universität München Zahnklinik, Prof. Dr. med. dent. Karin Huth, ZA Stefan Kist, Goethestr. 70, 80336 München

Sehr geehrte Frau Prof. Huth,

die Ethikkommission hat Ihren Antrag zur o.g. Studie auf der Basis der vorgelegten Unterlagen und Informationen geprüft.

Die Ethikkommission (EK) erhebt keine Einwände gegen die Durchführung der Studie.

Allgemeine Hinweise:

- Änderungen im Verlauf der Studie sind der EK zur erneuten Prüfung vorzulegen.
- Schwerwiegende unerwartete Ereignisse im Rahmen der Studie sind der EK mitzuteilen.
- Das Ende der Studie ist anzuzeigen und das Ergebnis vorzulegen.
- Die ärztliche und juristische Verantwortung bei der Durchführung der Studie verbleibt uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern.

Die Ethikkommission wünscht Ihnen für Ihr Vorhaben viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. W. Eisenmenger
Vorsitzender der Ethikkommission

Mitglieder der Kommission:
Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. E. Held (stellv. Vorsitzender), Prof. Dr. C. Bausewein, PD Dr. Th. Beinert, Prof. Dr. B. Enmerich, Prof. Dr. H. U. Gallwas, Prof. Dr. K. Hahn, Dr. B. Henrikus, Dr. V. Mönch, Prof. Dr. D. Nowak, Prof. Dr. R. Penning, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. A. Yassouridis, Dr. Ch. Zach

12.2 Verwendete Materialien

Material	Hersteller	LOT
EZCrowns	Sprig Oral Health Technologies, Loomis, CA, USA	0013
Zirconia paediatric crowns	Kinder Krowns, St. Louis Park, MN, USA	150828-00 150901-07
NuSmile Signature	NuSmile, Houston, TX, USA	004-014
NuSmile Zirconia	NuSmile	013-00523
3M ESPE Edelstahlkronen für Milchmolaren	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	N872467
NuSmile BioCem	NuSmile	151201
Ketac™ Cem Amplicap™ (50x 300 mg)	3M Deutschland GmbH	611037 620210 624422 636941 646981
Ceramill Sintron R71L (20 mm)	Amann Girschbach GmbH, Pforzheim, Deutschland	1604000-11524 1604000-11528 1604000-11536 1604000-11542 1604000-11543
Ceramill ZOLID 71 (16mm) Ceramill ZOLID 71L (20mm) Ceramill ZOLID 71L (20mm)	Amann Girschbach GmbH	1305001 1505000 1505000
Dispersalloy® Fast Set 800 mg	DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland	130107 151208

Orbis Silikon-Knetmasse Technik	Orbis Dental Handelsgesellschaft mbH, Münster, Deutschland	38664
ORBI-Pastenhärter universal	Orbis Dental Handelsgesellschaft mbH	22724
Optosil Comfort® Putty	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland	R010026
Optosil Activator Universal Plus	Heraeus Kulzer GmbH	R010038
Adisil® blau 9:1	SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland	151084
PalaXpress®, Pulver farblos, 1000g	Heraeus Kulzer GmbH	R012545
PalaXpress®, Flüssigkeit, 500 ml	Heraeus Kulzer GmbH	R010050
0,5 mm dicke Zinnfolie	Dentaurum, Ispringen, Deutschland	432819
Kinderzahnmodell (AK- 6/2)	frasaco GmbH, Tettwang, Deutschland	
Inlay Abformlöffel Gr. M,	SPEIKO - Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland	
rosa Plattenwachs (Modellierwachs rosa, Standard, Stärke 1,25 mm	Orbis Dental Handelsgesellschaft mbH	
Okklusions-Spray (Arti- Spray®)	Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland	
VITA AKZENT® Plus (Glaze und Powder Fluid)	VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland	
Parafilm M	Bemis Company, Inc.,	

	Neenah, WI, USA	
15 ml Proberöhrchen	Zentrifugenröhrchen, Falcon®, Greiner Bio-One, Kremsmünster, Österreich	
Natriumazid	Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland	

12.3 Verwendete Geräte und Werkzeuge

Gerät/Werkzeug	Hersteller
Kausimulator (CS-4.8)	SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen- Westerham, Deutschland
Thermocycling (TC-4)	SD Mechatronik GmbH
Materialprüfmaschine (Zwick/Roell 1445)	Zwick, Ulm, Deutschland
Scanner (ceramill map400)	Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland
Fräseinheit (ceramill motion 2)	Amann Girrbach GmbH
Sinterofen (ceramill Argotherm 2)	Amann Girrbach GmbH
Sinterofen, (ceramill therm	Amann Girrbach GmbH
Kapselmischgerät Silamat® S6	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein
Vakuum-Mischer (Multivac® compact)	DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland
Drucktopf (Combilabor CL-DE)	Heraeus Kulzer GmbH
Drucktopf (Palamat® elite)	Heraeus Kulzer GmbH
VITA VACUMAT 40	VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland
Gipstrimmer (HSS-88)	Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland
827 pH lab	Deutsche METROHM GmbH & Co. KG, Filderstadt, Deutschland
Amplificap™ Activator	3M Deutschland GmbH

Amplcap™ Applier	3M Deutschland GmbH
Scaler (SH6/76)	Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Frankfurt am Main, Deutschland
Hartmetallbohrer (H1S.104.014)	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland
diamantkorndurchsetzten Schleifer (DCB7C.104.220)	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG
Diamantscheibe für das Handstück (918PB.104.220)	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG
Bohrer-Set (Diamantbohrer) für die Präparation der Stahlkronen- und der CAD/CAM-Zirkonoxidkronen - Ei (023, 379.314.023) - Ei (8379.314.023) - konisch rund, lang (850.314.012) - konisch rund, lang (8850.314.014) - Torpedo (878.314.012) - Torpedo (8878.314.014)	Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG

12.4 Ergänzende Darstellung der Ergebnisse

12.4.1 Rohdaten der Bruchlastmessungen und der Kausimulation

Versuch	Gruppe	Probennummer	Behandler	Zensur 0 = nicht gemessen 1 = gemessen	Grund des Versagens* 1 = vorzeitiger Bruch 2 = chipping 3 = durchgekaut	Zeitpunkt des Versagens	Bruchlast in N
Bruchlast ohne künstliche Alterung	EzCrowns	1	1	1			799,683
		2	1	1			820,002
		3	1	1			995,693
		4	1	1			471,978
		5	2	1			1019,077
		6	2	1			1213,366
		7	2	1			877,272
		8	2	1			692,318
		9	3	1			1294,702
		10	3	1			848,723

	11	3	1		742,658
	12	3	1		939,784
Kinder Krowns	1	1	1		2613,450
	2	1	1		1677,020
	3	1	1		1334,888
	4	1	1		1461,838
	5	2	1		1542,579
	6	2	1		1250,080
	7	2	1		1414,833
	8	2	1		1845,304
	9	3	1		1370,062
	10	3	1		1511,500
	11	3	1		1515,672
	12	3	1		1297,616
NuSmile Zirconia	1	1	1		1565,749
	2	1	1		1285,253
	3	1	1		1401,688
	4	1	1		1221,051
	5	2	1		1623,041
	6	2	1		1138,825
	7	2	1		1311,885
	8	2	1		1016,518
	9	3	1		1199,299
	10	3	1		3383,776
	11	3	1		1814,451
	12	3	1		2019,461
CAD/CAM	1	1	1		2809,438
	2	1	1		2595,345
	3	1	1		2348,123
	4	1	1		2380,028
	5	2	1		2305,466
	6	2	1		2481,799
	7	2	1		2843,354
	8	2	1		3002,194
	9	3	1		2579,146
	10	3	1		2256,007
	11	3	1		1997,900
	12	3	1		1728,353
NuSmile Signature	1	1	1		5431,465
	2	1	1		5732,633
	3	1	1		4618,471
	4	1	1		5539,872
	5	2	1		5984,627
	6	2	1		5464,864

		7	2	1		8670,947	
		8	2	1		5672,537	
		9	3	1		7250,963	
		10	3	1		7213,677	
		11	3	1		7642,926	
		12	3	1		5793,002	
Bruch- last nach Alterung in Speichel	EzCrowns	1	1	1		397,763	
		2	1	1		976,351	
		3	1	1		1160,249	
		4	1	1		697,602	
		5	2	1		497,563	
		6	2	1		673,493	
		7	2	1		928,552	
		8	2	1		1033,896	
		9	3	1		904,575	
		10	3	1		904,783	
		11	3	1		1032,051	
		12	3	1		360,710	
		Kinder Krowns	1	1	1		2319,627
			2	1	1		1760,929
			3	1	1		1849,923
			4	1	1		1741,127
			5	2	1		2104,703
			6	2	1		3307,626
			7	2	1		1830,516
			8	2	1		1228,649
			9	3	1		1971,212
			10	3	1		2244,826
			11	3	1		1945,999
			12	3	1		743,364
		NuSmile Zirconia	1	1	1		1765,535
			2	1	1		1282,430
			3	1	1		1412,092
			4	1	1		1391,526
			5	2	1		1613,415
			6	2	1		1340,386
			7	2	1		1032,758
			8	2	1		1758,491
			9	3	1		1901,434
			10	3	1		1627,119
			11	3	1		3265,553
			12	3	1		2905,145
	CAD/CAM	1	1	1		2450,884	
		2	1	1		2802,830	

		3	1	1			3101,367	
		4	1	1			3061,696	
		5	2	1			2760,953	
		6	2	1			2982,333	
		7	2	1			3000,152	
		8	2	1			3197,337	
		9	3	1			2279,721	
		10	3	1			1280,787	
		11	3	1			2948,830	
		12	3	1			1934,856	
	NuSmile Signature	1	1	1			4070,312	
		2	1	1			5347,193	
		3	1	1			5006,955	
		4	1	1			5627,054	
		5	2	1			5710,971	
		6	2	1			6095,411	
		7	2	1			6105,879	
		8	2	1			5449,217	
		9	3	1			5722,305	
		10	3	1			5570,871	
		11	3	1			4749,240	
		12	3	1			4720,068	
Bruch- last nach Alterung durch Kau- simula- tion	EzCrowns	1	1	1			793,530	
		2	1	1			659,892	
		3	1	1			1044,964	
		4	1	1			574,151	
		5	2	1			1117,804	
		6	2	1			958,961	
		7	2	1			1523,858	
		8	2	1			984,723	
		9	3	1			423,050	
		10	3	1			1072,178	
		11	3	1			690,752	
		12	3	1			1195,220	
		Kinder Krowns	1	1	1			1194,048
			2	1	1			1299,225
			3	1	1			2162,887
			4	1	1			2083,231
			5	2	1			1795,803
			6	2	1			3139,505
			7	2	1			2188,437
			8	2	1			2361,626
			9	3	1			1801,280
			10	3	1			1824,980

	11	3	1			2995,749
	12	3	1			1864,642
NuSmile Zirconia	1	1	1			1182,801
	2	1	1			1655,275
	3	1	1			1693,141
	4	1	1			1778,561
	5	2	1			1270,944
	6	2	1			1171,451
	7	2	1			1791,474
	8	2	1			2053,676
	9	3	1			2886,256
	10	3	1			1290,396
	11	3	1			3619,097
	12	3	1			4268,651
CAD/CAM	1	1	1			2996,982
	2	1	1			2337,349
	3	1	1			2950,705
	4	1	1			3259,468
	5	2	1			2041,144
	6	2	1			2225,773
	7	2	1			2610,126
	8	2	1			3026,823
	9	3	1			2534,755
	10	3	1			2041,144
	11	3	1			2373,122
	12	3	1			2308,596
NuSmile Signature	1	1	1			4000,473
	2	1	1			3668,661
	3	1	1			3313,970
	4	1	1			5944,125
	5	2	1			2866,079
	6	2	1			3241,500
	7	2	1			3507,523
	8	2	1			3943,383
	9	3	1			2928,006
	10	3	1			3298,602
	11	3	1			4836,907
	12	3	1			3788,135
Stahl- kronen	1	1	0	3	450000	
	2	1	0			
	3	1	0			
	4	1	0	3	1300000	
	5	2	0	3	1600000	
	6	2	0	3	420000	

	7	2	0	3	1000000	
	8	2	0	3	1100000	
	9	3	0			
	10	3	0	3	1450000	
	11	3	0			
	12	3	0			

* während der Kausimulation

12.4.2 Test auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test (p-Werte)

Versuch	Sprig EzCrowns (n = 12)	Kinder Krowns (n = 12)	NuSmile Zirconia (n = 12)	CAD/CAM Zirkonoxid- krone (n = 12)	NuSmile Signature (n = 12)
Ohne künstliche Alterung	0,753	0,063	0,167	0,857	0,133
Nach Alterung in menschlichem Speichel	0,013	0,556	0,052	0,225	0,255
Nach Kausimulation	0,429	0,598	0,145	0,265	0,668

12.4.3 Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests - Bruchlast ohne künstliche Alterung der Kronen

Gruppe	Gruppen	Mann-Whitney-U
EzCrowns	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	CAD/CAM	0,000
	NuSmile Signature	0,000
Kinder Krowns	EzCrowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,443
	CAD/CAM	0,000
	NuSmile Signature	0,000
NuSmile Zirconia	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,443
	CAD/CAM	0,000

	NuSmile Zirconia	0,000
Individuelle CAD/CAM gefertigte Kronen	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	NuSmile Signature	0,000
NuSmile Signature	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	CAD/CAM	0,000

12.4.4 Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests - Bruchlast nach Alterung der Kronen in menschlichem Speichel

Gruppe	Gruppen	Mann-Whitney-U
EzCrowns	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	CAD/CAM	0,000
	NuSmile Signature	0,000
Kinder Krowns	EzCrowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,178
	CAD/CAM	0,008
	NuSmile Signature	0,000
NuSmile Zirconia	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,178
	CAD/CAM	0,008
	NuSmile Signature	0,000
Individuelle CAD/CAM gefertigte Kronen	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,008
	NuSmile Zirconia	0,008
	NuSmile Signature	0,000
NuSmile Signature	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	CAD/CAM	0,000

12.4.5 Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests - Bruchlast nach Alterung der Kronen im Kausimulator

Gruppe	Gruppen	Mann-Whitney-U
EzCrowns	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	CAD/CAM	0,000
	NuSmile Signature	0,000
Kinder Krowns	EzCrowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,219
	CAD/CAM	0,017
	NuSmile Signature	0,000
NuSmile Zirconia	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,219
	CAD/CAM	0,028
	NuSmile Zirconia	0,000
Individuelle CAD/CAM gefertigte Kronen	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,017
	NuSmile Zirconia	0,028
	NuSmile Signature	0,001
NuSmile Signature	EzCrowns	0,000
	Kinder Krowns	0,000
	NuSmile Zirconia	0,000
	CAD/CAM	0,001

13 Danksagung

Besonderer Dank gebührt meiner Doktormutter Frau Prof. Karin Christine Huth für die Überlassung des anspruchsvollen und spannenden Themas. Sie stand immer mit Rat und Tat zur Seite und hat mich bei der Erstellung der Arbeit unterstützt. Vielen Dank dafür und für die angenehme und produktive Zusammenarbeit die ganze Zeit über!

Bei Herrn Prof. Reinhard Hickel möchte ich mich bedanken, dass ich meine Doktorarbeit in seinem Hause durchführen durfte.

Bedanken möchte ich mich auch recht herzlich bei Prof. Bogna Stawarczyk, Wissenschaftliche Leiterin Werkstoffkunde der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik. Sie stand immer mit Rat und Tat zur Seite und unterstützte uns bei der Durchführung der Studie hinsichtlich technischen Know-how sowie mit technischem Equipment in Bezug auf die angewandten Methoden.

Bei dem Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik Prof. Daniel Edelhoff möchte ich mich ebenfalls bedanken für das zur Verfügung stellen von Räumen und Geräten.

Nicht zuletzt gebührt mein Dank auch der Zahntechnikerin Frau Marlis Eichberger und Herr Dr. Kurt Erdelt. Für die Einweisung in die Benutzung diverser Gerätschaften bin ich sehr dankbar!

Danke sagen möchte ich auch der Firma Amann Girrbach. Die kostenlose Bereitstellung von Ceramill Sintron, für die Herstellung der Modellstümpfe, und die Bereitstellung von Ceramill ZOLID, für die Herstellung der CAD/CAM-Kronen, unterstützten uns sehr. Ebenfalls bedanken möchte ich mich für die Spende der getesteten Kronen bei den Firmen Sprig Oral Health, NuSmile und KinderCrowns.



LUDWIG-
MAXIMILIANS-
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

Promotionsbüro
Medizinische Fakultät



Eidesstattliche Versicherung

Kist, Stefan Michael

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

Untersuchung der Bruchlast und Kausimulation verschiedener Zirkonoxid- und Stahlkronen für das Milchgebiss

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 30.04.2021

Ort, Datum

Stefan Kist

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand