Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
(Prof. Dr. med. dent. R. Bürgers)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Klinische Bewährung von vollkeramischen Teilkronen aus einer zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikat-Keramik: 5-Jahres-Ergebnisse

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Tanja Zuck, geb. Philipkowski
aus
Speyer

Göttingen 2022

Dekan: Prof. Dr. med. W. Brück

Betreuungsausschuss

Betreuer:	apl. Prof. Dr. med. dent. S. Rinke, M. Sc., M. Sc.
Ko-Betreuer:	Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann

Prüfungskommission

Referent:	apl. Prof. Dr. med. dent. S. Rinke, M. Sc., M. Sc.
Ko-Referent:	Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann
Drittreferent:	Prof. Dr. med. R. Dressel

Datum der mündlichen Prüfung: 07.06.2022

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel "Klinische Bewährung von vollkeramischen Teilkronen aus einer zirkonoxid-verstärkten Lithiumsilikat-Keramik: 5-Jahres-Ergebnisse" eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den …… ……

(Unterschrift)

Die Daten, auf denen die vorliegende Arbeit basiert, wurden teilweise publiziert:

Rinke S, Zuck T, Hausdörfer T, Leha A, Wassmann T, Ziebolz D (2021): Prospective clinical evaluation of chairside-fabricated zirconia-reinforced lithium silicate ceramic partial crowns – 5-year results. Clin Oral Investig 26, 1593–1603

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis ..... **III**

Tabellenverzeichnis ..... **V**

Abkürzungsverzeichnis ..... **VI**

1 Einleitung **1**

1.1 Literaturübersicht 4
1.1.1 Überblick CAD/CAM-Technologie 4
1.1.2 Auswahl an CAD/CAM-Keramiken 12
1.1.3 Klinische Daten zu CAD/CAM-gefertigten Restaurationen 21
1.1.4 Adhäsive Befestigung 27
1.1.5 Befestigungskomposite 29
1.2 Zielsetzung und Fragestellung 31

2 Material und Methoden **32**

2.1 Studiendesign 32
2.2 Patientenverwaltung und -dokumentation 32
2.3 Kriterien der Patientenauswahl 33
2.4 Klinische Behandlungsdurchführung 34
2.5 Klinische Nachuntersuchung 37
2.6 Fallbeispiele 43
2.7 Studienpopulation 44
2.8 Studienmaterialien 45
2.8.1 CEREC-Komponenten 45
2.8.2 Befestigungsmaterialien 45
2.8.3 Vita Suprinity 48
2.9 Statistische Auswertung der Ergebnisse 51

3 Ergebnisse **56**

3.1 Patienten 56
3.2 Teilkronen 57
3.3 Überlebensrate 60

3.3.1 Gesamt-Überlebensrate 60
3.3.2 Faktor Mindestmaterialstärke 61
3.3.3 Faktor Befestigungsmaterial 62
3.3.4 Faktor Position 64

3.4 Erfolgsrate 64
3.4.1 Gesamt-Erfolgsrate 64
3.4.2 Faktor Mindestmaterialstärke 66
3.4.3 Faktor Befestigungsmaterial 67
3.4.4 Kriterien Randschluss und Randverfärbung 67
3.4.5 Faktor Position 69

3.5 Spezifische Erfolgsrate Retentionsverlust 69
3.5.1 Gesamt-Erfolgsrate Retentionsverlust 69
3.5.2 Faktor Mindestmaterialstärke 70
3.5.3 Faktor Befestigungsmaterial 70
3.5.4 Faktor Position 71

3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse 72

4 Diskussion 73

4.1 Material- und Methodendiskussion 73
4.1.1 Studiendesign 73
4.1.2 Studienpopulation 74
4.1.3 Untersuchungsmethodik 76

4.2 Ergebnisdiskussion 77
4.2.1 Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten 77
4.2.2 Faktor Mindestmaterialstärke 83
4.2.3 Faktor Retentionsverlust 84
4.2.4 Position, Randschluss und Randverfärbung 87

4.3 Schlussfolgerung 95

5 Zusammenfassung 96

6 Anhang 98

6.1 CRF-Bogen 98

7 Literaturverzeichnis 102

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufnahmeeinheit, Omnicam, MC XL Fräs- und Schleifeinheit von CEREC 10

Abbildung 2: Virtuelle Konstruktion mittels CEREC 11

Abbildung 3: Unterschiedliche CAD/CAM-Keramikblöcke von verschiedenen Herstellern 12

Abbildung 4: Übersicht über Dentalkeramiken 13

Abbildung 5: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von Vitablocs Mark II-Keramik 15

Abbildung 6: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von Empress CAD-Keramik 16

Abbildung 7: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von IPS e.max CAD-Keramik 18

Abbildung 8: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von Vita Suprinity-Keramik 19

Abbildung 9: Übersicht über Befestigungskomposite 29

Abbildung 10: Präparationsdesign und Gruppenaufteilung nach Mindestmaterialstärken 34

Abbildung 11: Ablaufplan der klinischen Behandlungsdurchführung 36

Abbildung 12: Ablaufplan der klinischen Nachuntersuchung 38

Abbildung 13: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 35 in okklusaler und vestibulärer Ansicht 43

Abbildung 14: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 46 in okklusaler und vestibulärer Ansicht 44

Abbildung 15: Dualhärtender Befestigungskomposit Variolink II 45

Abbildung 16: Mehr-Schritt-Adhäsivsystem Syntac 46

Abbildung 17: Selbstadhäsiver Kompositzement RelyX Unicem Aplicap 47

Abbildung 18: Vita Suprinity-Keramikblock 48

Abbildung 19: Vor- und Feinpolierern Vita Suprinity Polishing Set clinical/technical 50

Abbildung 20: Beispiel einer Kaplan-Meier-Kurve 52

Abbildung 21: Absolute und prozentuale Verteilung der Patienten auf die Geschlechter zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung 56

Abbildung 22: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen bezüglich der Mindestmaterialstärke zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung 58

Abbildung 23: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen bezüglich des Befestigungskomposites zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung 58

Abbildung 24: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen bezüglich der Position zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung 59

Abbildung 25: Gesamt-Überlebenswahrscheinlichkeit (%) in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 60

Abbildung 26: Überlebenswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf die Mindestmaterialstärke in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 61

Abbildung 27: Überlebenswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf den Befestigungskomposit in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 63

Abbildung 28: Gesamt-Erfolgswahrscheinlichkeit (%) in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 64

Abbildung 29: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 36 in okklusaler und vestibulärer Ansicht nach einer distalen Reparatur aufgrund einer Keramik-Fraktur 65

Abbildung 30: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 26 in okklusaler und vestibulärer Ansicht nach einer endodontischer Behandlung 66

Abbildung 31: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf die Mindestmaterialstärke in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 66

Abbildung 32: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf den Befestigungskomposit in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 67

Abbildung 33: Gesamt-Erfolgswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf den Retentionsverlust in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 69

Abbildung 34: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) des Retentionsverlustes bezogen auf die Mindestmaterialstärke in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 70

Abbildung 35: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) des Retentionsverlustes bezogen auf den Befestigungskomposit in Abhängigkeit von der Zeit (Monate) 71

Abbildung 36: CRF-Bogen Seite 1 98

Abbildung 37: CRF-Bogen Seite 2 99

Abbildung 38: CRF-Bogen Seite 3 100

Abbildung 36: CRF-Bogen Seite 4 101

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klinische Daten CAD/CAM- und konventionell gefertigter Teilkronen und Onlays.....23

Tabelle 2: *In-vitro*-Daten zur Mindestmaterialstärke von hochfesten Glaskeramiken.....25

Tabelle 3: Ein- und Ausschlusskriterien für die Studie 33

Tabelle 4: Verlustgründe und Beschreibung von deren Bewertung.....39

Tabelle 5: Interventionsgründe und Beschreibung von deren Bewertung.....40

Tabelle 6: Nachuntersuchungskriterien und Beschreibung von deren Bewertung.....40

Tabelle 7: Modifizierte USPHS-Kriterien und Beschreibung von deren Bewertung.....41

Tabelle 8: Weitere Nachuntersuchungskriterien und deren Bewertung.....42

Tabelle 9: Zusammensetzung des dualhärtenden Befestigungskomposits Variolink II.....46

Tabelle 10: Zusammensetzung der Hauptbestandteile des Adhäsivsystems Syntac.....47

Tabelle 11: Zusammensetzung des selbstadhäsiven Kompositzementes RelyX Unicem 48

Tabelle 12: Zusammensetzung von Vita Suprinity-Keramik.....49

Tabelle 13: Übersicht über technische Daten von Vita Suprinity-Keramik.....49

Tabelle 14: (2×2)-Kontingenztafel 55

Tabelle 15: Positionierung und jeweilige Anzahl der Teilkronen im Ober- und Unterkiefer zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung.....57

Tabelle 16: Zeitabhängige Gesamt-Überlebensrate mit 95 %-Konfidenzintervallgrenzen und Art des Verlustes.....60

Tabelle 17: Überlebenszeit, -rate und 95 %-Konfidenzintervallgrenzen bezogen auf die Mindestmaterialstärke 62

Tabelle 18: Überlebenszeit, -rate und 95 %-Konfidenzintervallgrenzen bezogen auf das Befestigungskomposit.....63

Tabelle 19: Zeitabhängige Gesamt-Erfolgsrate mit 95 %-Konfidenzintervallgrenzen und Art der Ereignisse.....65

Tabelle 20: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen nach ausgewählten USPHS-Kriterien zum Zeitpunkt der Baseline- und 5-Jahres-Nachuntersuchung.....68

Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bisphenol A-Glycidyl Methacrylat
BOP	*Bleeding On Probing*
CAD/CAM	*Computer-Aided-Design* / *Computer-Aided-Manufacturing*
CEREC	*Chairside Economical Restoration Of Aesthetic Ceramic* oder *CEramic REConstruction*
CRF	*Case Report Form*
DZ	Dualzement
FDI	Fédération Dentaire Internationale
HR	*Hazard Ratio*
KI	Konfidenzintervall
REM	Rasterelektronenmikroskopie
SAZ	Selbstadhäsiver Zement
TEGDMA	Triethylen-glycol-dimethacrylat
USPHS	United States Public Health Service
ZLS	Zirkonoxidverstärktes Lithiumsilikat

1 Einleitung

Teilkronen sind eine minimalinvasive Alternative zur klassischen Vollkronen-Restauration (Schmalz und Federlin 2017). Bis vor 30 Jahren wurden noch hauptsächlich Teilkronen aus Metalllegierungen hergestellt und mit konventionellen Zinkphosphatzementen befestigt (Ahlers et al. 2009). Die Nachfrage nach Vollguss-Teilkronen ist seitdem jedoch aufgrund der ungünstigen Ästhetik gesunken. Außerdem sind Restaurationen aus Nichtedelmetall-Legierungen wegen ihrer bedenklichen Biokompatibilität in Verruf geraten (Fu et al. 2020). Auf der anderen Seite fand eine stetige Verbesserung von keramischen Materialien statt und es wurden vereinfachte Herstellungsverfahren hierfür entwickelt. Mittels CAD/CAM (*Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing)*-Technologie ist es möglich, eine indirekte Restauration in nur einem Behandlungstermin in der Zahnarztpraxis herzustellen und einzusetzen (Chairside-Methode) (Bohner et al. 2016).

Hauptverlustursache von vollkeramischen Teilkronen sind Keramikfrakturen (Abduo und Sambrook 2018; Vagropoulou et al. 2018). Ein Grund für Frakturen ist, dass Dentalkeramiken eine reduzierte Dauerfestigkeit im Gegensatz zu Metallen besitzen. Keramik ist spröde und kann sich bei höherer Belastung im Gegensatz zu Metall nur bedingt plastisch verformen, bevor sie zerbricht (Lawson und Burgess 2014).

Die ersten CAD/CAM-Keramiken, die zur Herstellung von Teilkronen genutzt wurden, waren Feldspatkeramiken mit einer Biegefestigkeit von 120 MPa (Zaruba und Mehl 2017; Lauvahutanon et al. 2014). Im klinischen Vergleich nach fünfeinhalb Jahren konnten sich feldspatkeramische Teilkronen mit einer Schichtstärke von 1,5 mm (11,2 %ige Ausfallrate) gegen Goldteilkronen (6,4 %ige Ausfallsrate) nicht bewähren (Federlin et al. 2010). In den weiteren Jahren wurden mechanisch stabilere CAD/CAM-Keramiken vorgestellt. Leuzitkeramik besitzt eine Biegefestigkeit von 160 MPa und erreichte nach sieben Jahren Beobachtungszeit eine Ausfallrate von insgesamt 3 % aufgrund einer Keramikfraktur (Guess et al. 2013b).

Daraufhin wurden Materialien auf dem Markt eingeführt, die mit etwa 360 MPa eine dreifach höhere Biegefestigkeit aufweisen als die von Feldspatkeramik oder Leuzitkeramik (Sulaiman 2020). Es handelt sich hierbei um die Gruppe der hochfesten Glaskeramiken. Nach sieben Jahren Tragezeit wurde eine 100 %ige Überlebensrate für Teilkronen aus konventionell hergestellter Lithium-Disilikatkeramik mit einer Schichtstärke von 1,5 mm beobachtet (Guess et al. 2013b).

Im Jahr 2013 wurde mit Zirkonoxidverstärkter Lithiumsilikat(ZLS)-Keramik eine weitere hochfeste Glaskeramik mit sehr guten optischen und mechanischen Eigenschaften vorgestellt (Spitznagel et al. 2018). ZLS-Keramik besitzt eine Biegefestigkeit zwischen 340 MPa und 450 MPa, die der von Lithium-Disilikatkeramik mit 360 MPa vergleichbar ist (Dal Piva et al. 2020; Barchetta et al. 2019; Lawson et al. 2016).

Die hohe Festigkeit von ZLS-Keramik ist auf die homogene duale Mikrostruktur zurückzuführen. Die chemische Zusammensetzung besteht zum einen aus sehr feinen Lithiummetasilikat- und Lithiumdisilikat-Kristallen und zum anderen aus einer Glasmatrix mit etwa 10 Gew.-% dispers verteilten Zirkondioxid-Partikeln (Belli et al. 2017). Die Kristalle sind acht Mal kleiner als die Kristalle von Lithiumdisilikat-Keramik (Vasiliu et al. 2020; Zhang und Kelly 2017). Dadurch besitzt ZLS-Keramik einen höheren Glasphasen-Anteil, der ausschlaggebend für gute optische Eigenschaften und eine verbesserte Polierbarkeit ist (Furtado de Mendonca et al. 2019; da Silva et al. 2017). Trotz des hohen Glasphasen-Anteils besitzt ZLS-Keramik wegen der homogen verteilten Zirkonoxid-Partikel eine ausgeprägte mechanische Festigkeit (Badawy et al. 2016; Hamza und Sherif 2019).

Die klinische Bewährung von ZLS-keramischen Teilkronen im Seitenzahnbereich wurde im Rahmen von Kurzzeitstudien ermittelt. Nach einem Jahr wurde für Teilkronen, die teilweise ohne Glasurbrand eingesetzt wurden und somit eine verminderte Biegefestigkeit von unter 300 MPa aufweisen, eine 97,7 %ige Überlebensrate ermittelt (Zimmermann et al. 2017a). Weitere klinische Kurzzeitstudien über Teilkronen berichten von Überlebensraten zwischen 97 % bis 100 % (Nassar et al. 2019; Rinke et al. 2020; Rinke et al. 2019). Diese Studien erfassen Daten nach ein bis drei Jahren Tragedauer. Studien mit längeren Beobachtungszeiten sind notwendig, um auf eine klinische Bewährung schließen zu können.

Aufgrund der ausgeprägten Festigkeit hochfester Glaskeramiken wurde *in vitro* untersucht, inwieweit eine Reduktion der Mindestmaterialstärke von Teilkronen möglich ist. Selbst mit einer stark reduzierten Schichtstärke bis zu 0,3 mm wurde eine 100%ige Überlebensrate für Okklusalveneers aus chairside gefertigter Lithium-Disilikatkeramik in Kausimulationsprüfungen ermittelt (Sasse et al. 2015; Heck et al. 2019; Zimmermann et al. 2017b).

Basierend auf diesen Erkenntnissen wurde von den Herstellern eine Reduktion der Mindestmaterialstärke für Restaurationen aus hochfesten Keramiken auf 1,0 mm empfohlen. Klinische Daten, die diese Empfehlung bestätigen, fehlen bislang allerdings. Hinzu kommt, dass Keramikfrakturen multifaktoriell bedingt sind und durch patientenbezogene Faktoren wie Bruxismus, Mundhygiene oder der Position der Restauration beeinflusst werden (Naeselius et al. 2008; Frankenberger et al. 2008a; Beier et al. 2012; Morimoto et al. 2016; Baader et al. 2016; de Souza

Melo et al. 2018). Daher wird eine klinische Absicherung zur Reduzierung der Mindestmaterialstärke benötigt. Bislang sind dafür nur Daten aus Kurzzeitbeobachtungen vorhanden (Rinke et al. 2020).

Der zweithäufigste Versagensgrund von Teilkronen ist das Auftreten von Retentionsverlust (Abduo und Sambrook 2018). Um einen Retentionsverlust von Teilkronen zu verhindern, ist die Wahl und die korrekte Durchführung der Befestigungsstrategie ein relevanter Faktor (Abad-Coronel et al. 2019). Für Teilkronen wird eine Befestigung mit dualhärtendem Befestigungszement und der Total-Etch-Technik oder mit selbstätzendem Adhäsivsystem empfohlen (Politano et al. 2018; Schmalz und Federlin 2017). Klinische Studien zu selektiver Schmelzätzung an Teilkronen verzeichneten einen signifikanten Unterschied zwischen den Überlebensraten bezüglich des Retentionsverlustes nach eineinhalb und sechseinhalb Jahren (Vogl et al. 2016; Baader et al. 2016). Bisher untersuchte nur die Vorläuferstudie Rinke et al. (2020) den Einfluss der Schmelzätzung auf das Überleben und den Erfolg von Teilkronen aus hochfester Glaskeramik.

Vor diesem Hintergrund war das Ziel dieser prospektiv klinischen randomisierten Studie, mögliche Einflussfaktoren auf die Überlebens- und Erfolgsrate von Teilkronen aus ZLS-Keramik (Vita Suprinity, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) innerhalb eines Beobachtungszeitraumes von fünf Jahren zu untersuchen.

Im Speziellen wurden drei Risikofaktoren für das Überleben und den Erfolg der Restaurationen untersucht. Zum einen wurde die Position der Restaurationen, ob sie endständig oder nicht endständig platziert wurden, betrachtet. Des Weiteren wurde die Wahl der Befestigungsstrategie, ob mit selbstadhäsivem oder dualhärtendem Komposit mit Total-Etch-Technik zementiert wurde, analysiert. Zudem wurde untersucht, ob eine Reduzierung der Mindestmaterialstärke, einmal mit einer moderaten Reduzierung auf 0,75 mm bis 1,0 mm und einer ausgeprägten Reduzierung auf 0,5 mm bis 0,74 mm, ein Risiko für die Langlebigkeit der Teilkronen darstellt. Die Nullhypothese der vorliegenden Studie sagt aus, dass die Überlebens- und Erfolgsrate unabhängig von der Art der Position, der Befestigungsstrategie und der Mindestmaterialstärke der Restaurationen ist.

1.1 Literaturübersicht

1.1.1 Überblick CAD/CAM-Technologie

1.1.1.1 Entwicklung

Die Abkürzung CAD (*Computer Aided Design*) steht für die rechnerunterstützte Konstruktion. Unter CAM (*Computer Aided Manufacturing*) versteht man den rechnerunterstützte Fertigungsprozess (Sulaiman 2020). In den 1980er Jahren wurden die ersten Entwicklungen in der dentalen CAD/CAM-Technologie von drei Pionieren, Dr. Duret, Dr. Mörmann und Dr. Andersson, vorangetrieben. Dr. Duret gilt als erster Wegbereiter des *Digital Dental Workflows* (Duret und Preston 1991).

Im Jahr 1971 stellte Dr. Duret vollkeramische Kronen mit einer funktionellen Okklusalfläche durch die Verwendung von mehreren maschinellen Systemen vor. Er scannte einen Zahnstumpf mittels optischer Abformung, konstruierte am Monitor eine funktionell angepasste Krone und stellte diese mit einer Fräsmaschine her. Später konzipierte er das Sopha-System, welches jedoch keinen kommerziellen Erfolg erfuhr. Vermutlich war dieses System seiner Zeit voraus, weil damals weder die passenden Materialien, noch die Computerleistung oder präzise Geräte zum digitalen Abformen zur Verfügung standen (Miyazaki und Hotta 2011).

Dr. Mörmann und Dipl. Ing. Brandestini entwickelten im Jahr 1980 das CEREC (*Chairside Economical Restoration Of Esthetic Ceramic* oder *CEramic REConstruction)*-System. Durch das CEREC-System wurde es möglich, den Prozess von einer optischen Abformung der Kavität bis hin zum Einsetzen eines Inlays innerhalb nur eines Behandlungstermines in der Zahnarztpraxis zu vollziehen. Im Jahr 1985 setzte Dr. Mörmann das weltweit erste im sogenannten Chairside-Verfahren hergestellte Keramik-Inlay in nur einer Patientenbehandlung ein (Mörmann 2006). Durch das innovative CEREC-System erhielt die dentale CAD/CAM-Technologie international Aufmerksamkeit (Miyazaki et al. 2009).

Der dritte wichtige Wegbereiter war Dr. Andersson, der das Procera-System einführte (Andersson und Odén 1993). In den 1980er Jahren stellte er mithilfe von CAD/CAM-Technologie Käppchen aus Titan her (Andersson et al. 1996).

Die meisten Zahnarztpraxen haben heutzutage einen Zugang zum digitalen Workflow. Entweder direkt über ein Chairside-System, im Labside-Verfahren in Zusammenarbeit mit einem Dentallabor oder über ein Fräszentrum, in welchem mithilfe von CAD/CAM-Systemen Restaurationen digital hergestellt werden (Lebon et al. 2016a, 2016b).

In den vergangenen Jahren wurden die dentalen CAD/CAM-Systeme fortlaufend verbessert. Leistungsfähigere Computerprozesse, die kostengünstige Massenproduktion von stabileren Materialien und präzisere Geräte zur digitalen Abformung trugen zum Erfolg der CAD/CAM-Entwicklung bei (Birnbaum und Aaronson 2018).

1.1.1.2 Vorteile

Durch die Einführung der CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin werden erhebliche Vorteile erzielt. An erster Stelle ist die Einführung von neuen, hochfesten Materialien wie Oxidkeramiken zu nennen. Mit konventionellen Techniken lassen sich diese Materialien entweder nicht oder nur mit Qualitätseinbußen verarbeiten (da Silva et al. 2017). Die Hochleistungskeramiken zeichnen sich durch ihre ausgeprägte Biegebruchfähigkeit und Risszähigkeit aus (Zarone et al. 2019). Durch diese mechanischen Eigenschaften erweitern sie den Anwendungsbereich von vollkeramischen Restaurationen auf mehrgliedrige Brücken im Molarenbereich (Miyazaki et al. 2009).

Die Standardisierung der Prozesse führt zu einer erheblichen Verbesserung der Qualität der Werkstücke und zu einer Produktivitätsoptimierung (Beuer et al. 2008). Da die Keramik-Blöcke unter kontrollierten Bedingungen maschinell hergestellt werden, ist eine homogene, reproduzierbare Struktur der Materialien erzielbar (Miyazaki et al. 2009). Die Dokumentation und Rückverfolgbarkeit der Arbeitsprozesse ist zudem durch die Speicherung der Herstellungsparameter im digitalen Archiv stark vereinfacht (Fischer 2011). Außerdem wird eine hohe Qualitätssicherung gewährleistet, indem die eingestellten Parameter, die z. B. die Mindestmaterialstärke, approximale Kontaktpunkte oder Konnektorquerschnitte betreffen, jederzeit im Herstellungsprozess automatisch durch die Software überprüft werden. Diese Kontrolle erlaubt eine Limitierung von Fehlerquellen (Zimmermann und Mehl 2018).

Ein weiterer Vorteil des digitalen Workflows im Vergleich zum konventionellen Workflow ist der reduzierte Zeitaufwand sowohl der Abdrucknahme als auch der Restaurationsherstellung. Klinische Studien belegen dies und berichten von qualitativ ähnlichen bzw. besseren Ergebnissen im Vergleich zu konventionell fabrizierten Arbeiten (Mühlemann et al. 2019; Pan et al. 2019; Ahrberg et al. 2016). Zudem bringt die verkürzte Produktionszeit eine Kostenersparnis mit sich (Joda und Brägger 2015). Ein wichtiger Punkt aus Sicht des Patienten ist die Verbesserung des Komforts während der optischen Abformung im Vergleich zu einer konventionellen Abformung. Es wird keine Abdruckmasse verwendet, die den Würgereflex, allergische Reaktionen oder Geschmacksirritationen auslösen könnte (Mangano et al. 2017; Suese 2020).

1.1.1.3 Funktionsprinzip

Die CAD/CAM-Systeme bestehen aus drei Komponenten: Scanner, Design Software und Fertigungsverfahren (additiv und subtraktiv) (Galhano et al. 2012; Rekow 2020).

Zuerst werden die analogen Informationen über die Ausgangsituation, z. B. des präparierten Zahnstumpfes bei einer Einzelzahnrestauration, in digitale Daten umgewandelt. Dies kann entweder mithilfe des optischen oder taktilen Scanverfahrens erreicht werden (Prithviraj et al. 2014).

Die optischen Scanverfahren bestehen aus einer Lichtquelle und einer Detektionseinheit. Beim Scanvorgang wird Licht auf die zu scannende Oberfläche gestrahlt und die daraus resultierenden Reflexionen werden durch die Detektionseinheit gemessen. Das optische Verfahren kann entweder mithilfe eines Intraoralscanners am Patientenstuhl oder im Labor durchgeführt werden (Richert et al. 2017; Ahlholm et al. 2018).

Ein Intraoralscanner wird manuell intraoral an den zu scannenden Bereich geführt. Es gibt verschiedene Ausführungen von Intraoralscannern mit unterschiedlichen Eigenschaften. Unterschieden werden Einzelbild- und Videomodi, puderpflichtig und puderfrei, monochrom und Echtfarben, sowie verschiedene Messprinzipien (Zimmermann und Mehl 2018).

Laborscanner werden extraoral angewendet. Es gibt die Möglichkeit, die digitalen Daten durch das Scannen eines Gipsmodells oder einer konventionellen Abformung zu gestalten. Vorteile dieses Verfahrens gegenüber des Intraoralscanners ist die trockene, gut einsehbare Umgebung außerhalb der Mundhöhle, die das Scannen erleichtert. Nachteilig ist der größere Zeitaufwand, der durch die Herstellung des Gipsmodells und die Kooperation eines Dentallabors notwendig wird (Memari et al. 2019; Ting-Shu und Jian 2015).

Dem optischen Verfahren steht das taktile Scanverfahren gegenüber. Hierbei wird mit einem Taster die gesamte Oberfläche des zu scannenden Objektes abgefahren. Das Verfahren gilt zwar als präzise, jedoch sprechen der hohe Zeitaufwand und hohe Anschaffungskosten dagegen (Hickel et al. 1997; Prithviraj et al. 2014).

Nachdem die digitalen Daten durch ein Scanverfahren ermittelt wurden, werden diese Daten durch den CAD-Prozess zu einer digitalen, dreidimensionalen Restauration auf einem digitalen Modell umgewandelt (Al-Mussawi und Farid 2016).

Das Programm liefert automatisch modellierte Vorschläge zur Gestaltung der Restauration, die anschließend nachbearbeitet werden können. So kann zum Beispiel die Stärke von okklusalen und approximalen Kontaktflächen oder die Materialstärke durch Auf- und Abtragen von Masse

justiert werden (Birnbaum und Aaronson 2018). Mithilfe eines virtuellen Artikulators wird die statische und dynamische Okklusion überprüft (Hsu et al. 2019).

Im CAM-Prozess werden im Wesentlichen die Daten, die zur Steuerung der Produktionseinheit erforderlich sind, berechnet (Baroudi und Ibraheem 2015).

Der letzte Arbeitsschritt ist die Fertigung der Restauration, bei welcher aus den digitalen Datensätzen des CAM-Prozesses die Restauration im jeweiligen Material hergestellt wird. Man unterteilt additive und subtraktive Fertigungsverfahren (Buduru et al. 2019). Die subtraktiven Fertigungsverfahren haben aktuell noch einen größeren Marktanteil, allerdings nimmt der Anteil additiver Fertigungsverfahren immer weiter zu (Prithviraj et al. 2014).

Beim subtraktiven Fertigungsverfahren wird die gewünschte Form des Werkstückes aus einem Materialblock herausgefräst oder geschliffen (Schaefer et al. 2013). Dafür werden CNC (*Comuterized Numerical Controlled)*-Schleif-/Fräsmaschinen angewendet (Zuskova et al. 2019). Sowohl Instrumente zum Schleifen/Fräsen, als auch das Werkstück, z. B. ein Keramik-Block, werden hierfür in Haltern montiert, die in einer spezifischen Achse liegen. In Zahnarztpraxen werden häufig drei- oder vierachsige Maschinen verwendet, während in Fräszentren fünfachsige Maschinen verbreitet sind (Tapie et al. 2015).

Alternativ kann die additive Fertigung, auch 3D-Druck genannt, eingesetzt werden (Barazanchi et al. 2017). Das Grundprinzip aller additiven Fertigungsverfahren ist das Auftragen von Material Schicht für Schicht bis zum dreidimensionalen, physischen Objekt. In der Zahnmedizin werden hauptsächlich die Materialien Metall, Polymer und Keramik zur Herstellung der dreidimensional gedruckten Produkte verwendet (Bhargav et al. 2018). Etablierte Methoden im dentalen Bereich sind *Stereolithography* (SLA), *Selective Laser Manufacturing / Sintering* (SLM/SLS), *Fused Deposition Modeling* (FDM) und *Polyjet 3D-Printing* (PJP) (Lin et al. 2019).

Beim SLA-System handelt es sich um das älteste additive Fertigungsverfahren. Hierbei wird ein lichtempfindliches Polymer, das sich in flüssiger Form in einem Behälter befindet, mittels Laser schichtweise ausgehärtet (Revilla-León und Özcan 2019). Die Verfahren SLM und SLS ähneln sich im Herstellungsprozess. Es wird metallisches Pulver durch einen Laserstrahl geschmolzen, bzw. bei SLS gesintert, und durch Abkühlung verfestigt. Es folgt das Auftragen einer neuen Menge Pulver, die der Laser schmilzt und somit eine weitere Schicht des Produktes gebildet wird (Revilla-León et al. 2019). Die FDM-Methode basiert auf einem erhitzten, thermoplastischen Material, das aus einem Druckkopf mit Düsen gelangt und Schicht für Schicht durch Abkühlung ausgehärtet wird (Javaid und Haleem 2019). Eine vergleichbare Methode ist das PJP-

Verfahren. Über Düsen wird flüssiges, lichtempfindliches Polymer aufgesprüht und durch eine UV-Lampe ausgehärtet (Touri et al. 2019; Lin et al. 2019).

Es gibt mehrere Nachteile der subtraktiven im Vergleich zur additiven Fertigungstechnik. Zum einen ist der Materialverbrauch erhöht durch die große Menge an unbenutztem Material nach dem Schleifen aus dem Monoblock (van Noort 2012). Zudem ist die Abnutzung der Schleif-/Fräsinstrumente sehr groß, so dass nur wenige Zyklen mit einem Schleifkörper möglich sind. Beim Schleifen von sprödem Material können außerdem Mikrorisse in der Keramikoberfläche entstehen, die später zum Bruch des Werkstücks führen können (Torabi et al. 2015).

1.1.1.4 Produktionskonzepte

Im *Digital Dental Workflow* können die einzelnen Arbeitsschritte, je nach Produktionskonzept, an unterschiedlichen Orten ablaufen. Folgende drei Methoden sind geläufig: Chairside-, Lab-side-Verfahren und zentralisierte Fertigung.

Beim Chairside-Verfahren verlaufen alle Arbeitsschritte zur Herstellung einer Restauration direkt am Behandlungsstuhl, bzw. ausschließlich in der Zahnarztpraxis. Dies ermöglicht es, noch im gleichen Behandlungstermin den präparierten Zahn mit einer definitiven Restauration zu versorgen (Mörmann 2006). Die Fertigung der Restauration erfolgt ohne ein konventionelles Gipsmodell und begrenzt sich somit auf monolithische Arbeiten (Baroudi und Ibraheem 2015).

Der Indikationsbereich erstreckt sich sowohl auf den Seitenzahn- als auch Frontzahnbereich und beinhaltet Kronen, Teilkronen, Inlays, Onlays, okklusale Veneers, Veneers, Klebebrücken, dreigliedrige Brücken, Multilayerbrücken, Teleskope und Implantatabutments sowie Suprakonstruktionen. Die Vielfalt an bearbeitbaren Materialien hat sich in den letzten Jahren erweitert und umfasst Feldspat-, Leuzit-, Lithiumdisilikat-, Zirkonoxid-, Aluminiumoxid- und Infiltrationskeramiken, so wie PMMA-Materialien, Hochleistungspolymere und Hybridmaterialien (Arnetzl 2013).

Nach dem Intraoralscan folgt der CAD-Prozess, der im Chairside-Verfahren möglichst automatisiert abläuft. Die Nachbearbeitung der dreidimensionalen Konstruktion durch den Behandler kann direkt an der Aufnahmeeinheit am Monitor vollzogen werden (Arslan et al. 2015). Für das Chairside-Verfahren werden hauptsächlich kleine, subtraktive In-office-Schleif-/Fräsmaschinen verwendet. Das CAD/CAM-System CEREC mit der CEREC AC Aufnahmeeinheit und der dazugehörigen Fräs-/ Schleifmaschine ist ein bekannter Vertreter des Chairside-Verfahrens (Bindl und Mörmann 2003).

Für labortechnisch (labside) hergestellte CAD/CAM-Werkstücke übernimmt ein Dentallabor die CAD-/CAM-Prozesse und das Fertigungsverfahren (Patel 2014). In der Zahnarztpraxis wird die präparierte Situation durch einen Intraoralscan festgehalten und die Dateien an das Dentallabor gesendet. Es besteht auch die Möglichkeit einer konventionellen Abdrucknahme mit der darauffolgenden Gipsmodellherstellung und Digitalisierung durch einen Laborscan im Dentallabor (Birnbaum und Aaronson 2018).

Die laborbasierten Fertigungseinheiten zur Herstellung der Restaurationen bieten einige Vorteile wie ein erhöhtes Indikationsspektrum mit drei- und viergliedrigen Brücken, Stege, Geschiebe, Modellguss, Wax-up und selbstgefrästen Modellen. Die Materialauswahl erweitert sich um Wachs, Nicht-Edelmetalllegierungen und Titan (Arnetzl 2013). Einige typischer Vertreter des Labside-Verfahrens sind die CAD/CAM-Systeme Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Pforzheim), PlanMill (Planmeca Oy, Helsinki) und PrograMill (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen).

Ähnlich wie beim Labside-Verfahren wird bei der zentralisierten Fertigung der Scan und der CAD-Prozess im Dentallabor vollzogen. Die fertigen Daten werden an ein Fräszentrum mit großen Schleif-/Fräsmaschinen gesendet (Jain et al. 2016). Verglichen mit den Chairside- oder Labside-Verfahren, bietet die zentralisierte Fertigung eine erweiterte Auswahl an Materialien und Restaurationsarten an (Lebon et al. 2016b).

1.1.1.5 CEREC-System

Das von Dr. Mörmann und Dipl.-Ing. Brandestini entwickelte CEREC-System wurde 1985 vorgestellt und war das erste chairside angewendete CAD/CAM-Konzept (Mörmann 2006).

In den ersten Jahrzehnten konnten mit dem CEREC-System nur Einzelzahnversorgungen wie Inlays, Onlays, Veneers, Teilkronen und Kronen im Front- und Seitenzahnbereich hergestellt werden (Fasbinder 2006). Diese bestanden aus Materialien wie Feldspatkeramik, Leuzitkeramik oder Komposit mit Zirkoniumdioxid-Partikeln (Giordano 2006). Die Hard- und Software der CEREC AC Aufnahmeeinheit und Fräs-, Schleifeinheit wurde verbessert und stabilere Materialien zur Chairside-Benutzung wurden entwickelt. Hochfeste Keramiken wie Lithiumdisilikat und Zirkonoxid erweiterten das Indikationsspektrum auf dreigliedrige Brücken und Suprakonstruktionen für Implantate (Ahlholm et al. 2018; Birnbaum und Aaronson 2018).

Mit Neuheiten wie den Intraoralkameras Blue- und Omnicam (2009/2012), der Biogenerik für Kronen (2009), dem virtuellen Artikulator (2013) und dem Biokiefer-Algorithmus (2015) verbesserte sich das CEREC-System fortlaufend (Schneider 2016; Fritzsche und Schenk 2014; Wang et al. 2020).

Im Gegensatz zur Bluecam wird die Omnicam puderfrei angewendet, die Darstellung ist in Echtfarbe und der Scan wird im Videomodus durchgeführt (Ahlholm et al. 2018; Ting-Shu und Jian 2015). Abbildung 1 zeigt die CEREC AC Aufnahmeeinheit, Omnicam und MC XL Fräs- und Schleifeinheit, die in der vorliegenden Studie benutzt wurden.

Abbildung 1: Aufnahmeeinheit, Omnicam, MC XL Fräs- und Schleifeinheit von CEREC (Arnetzl 2013). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Springer Medizin Verlags.

Zu Beginn der Entwicklung des CEREC-Systems beruhte die Gestaltung der Okklusalfläche des zu ersetzenden Zahnes auf einer standardisierten Zahnmorphologie, die individuell angepasst werden musste (Mattiola et al. 1995; Jedynakiewicz und Martin 2001). Daraufhin folgte eine Software-Weiterentwicklung, die eine passende Okklusalfläche aus einer Zahndatenbank automatisch an die Bissregistrierung anpasste und diese modifizierte, bis noch leichte Kontaktpunkte vorhanden waren (Reich et al. 2005).

Eine vollautomatisierte Gestaltung der Okklusalfläche unter Berücksichtigung der morphologischen und funktionellen Kriterien stellt die Biogenerik für Kronen dar (Abbildung 2) (Mehl et al. 2005b; Richter und Mehl 2006; Ender et al. 2011). Dies ist ein mathematisches Verfahren zur Berechnung von Zahnformen. Die Informationen stammen aus einer 3D-Datenbank, die aus Hunderten von Scans von intakten Okklusalflächen besteht (Mehl et al. 2005a). Zunächst

konnten nur fehlende Teile der Kaufläche mathematisch konstruiert werden, indem die verbliebene Zahnsubstanz analysiert wurde (Dunn 2007). Mit einer Weiterentwicklung des biogenerischen Verfahrens änderte sich dies, so dass nun eine komplett verloren gegangene Okklusalfläche rekonstruiert werden konnte. Ermöglicht wird dies durch Daten, die von den Nachbarzähnen, den Antagonisten, dem kontralateralen Zahn oder einem Bissregistrat entnommen werden (Kollmuss et al. 2013; Arslan et al. 2015).

Die Erweiterung der Biogenerik für Kronen stellt der Biokiefer-Algorithmus dar. Anstatt nur einzelne Zähne zu rekonstruieren, ist hiermit eine Wiederherstellung von ganzen Zahngruppen bis hin zum gesamten Kiefer möglich (Wang et al. 2020).

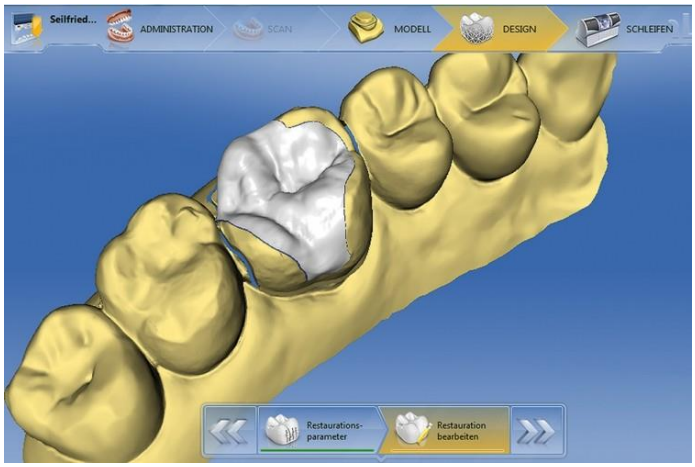

Abbildung 2: Virtuelle Konstruktion mittels CEREC Software 4.2 (Sirona, Bensheim, Deutschland) (Rinke und Schäfer 2015)

Der virtuelle Artikulator simuliert die statischen und dynamischen Bewegungen des Patienten (Maestre-Ferrín et al. 2012). Um die Bisssituation darzustellen, werden beide Kiefer einzeln von okklusaler, bukkaler und oraler Richtung gescannt. Danach wird ein Scan von der habituellen Okklusion der Kiefer von bukkaler Seite aus durchgeführt (Poticny und Klim 2010).

Es besteht die Möglichkeit, patientenbezogene Parameter auf den virtuellen Artikulator zu übertragen, um die individuellen Kieferbewegungen möglichst präzise wiederzugeben (Lepidi et al. 2019). Dies kann rein virtuell gelingen ohne einen Gesichtsbogen und mechanisch einartikulierte Gipsmodelle. Hierbei sind Kopplungsteile notwendig, welche die Bewegungen des Patienten aufzeichnen und auf die virtuellen Modelle übertragen (Solaberrieta et al. 2013).

Die klinische Bewährung von CEREC-gefertigten Restaurationen wurde in zahlreichen Studien untersucht. Insgesamt haben sich die chairside-gefertigten Restaurationen bewährt und sind zur

Anwendung für minimalinvasive, zahnfarbene Versorgungen geeignet (Fasbinder 2006; Zaruba und Mehl 2017; Bohner et al. 2016; Santos et al. 2013).

Feldspatkeramik und Leuzitkeramik gehören zu den ältesten Materialien, die mittels des CEREC-Systems verarbeitet wurden und sind somit bisher am häufigsten klinisch untersucht worden. Die Überlebensrate nach etwa fünf Jahren lag bei 88 % bis 97 % (Bindl und Mörmann 2003; Bindl et al. 2005; Federlin et al. 2010; Nejatidanesh et al. 2015; Nejatidanesh et al. 2018). Nach 9 bis 27 Jahren Tragedauer lagen die Überlebensraten bei 85 % bis 95 % (Otto und de Nisco 2002; Posselt und Kerschbaum 2003; Sjögren et al. 2004; Otto und Schneider 2008; Zimmer et al. 2008; Otto und Mörmann 2015; Otto 2017). CEREC-gefertigte Restaurationen aus Lithium-Disilikatkeramik zeigten eine Überlebensrate von 91,5 % bis 100 % nach vier bis fünf Jahren (Reich und Schierz 2013; Archibald et al. 2017; Nejatidanesh et al. 2018). Auffällig ist, dass Keramikfrakturen die am häufigsten vorkommende Versagensursache waren.

1.1.2 Auswahl an CAD/CAM-Keramiken

Dentalkeramiken werden in drei Hauptgruppen unterteilt: Silikatkeramik, Oxidkeramik und Verbundwerkstoffe (Kern et al. 2015). In diesem Kapitel wird eine Auswahl an CAD/CAM-gefertigten Silikatkeramiken vorgestellt, da sich diese Studie mit der ZLS-Keramik Vita Suprinity befasst (Abbildung 3 und 4).

Abbildung 3: Unterschiedliche CAD/CAM-Keramikblöcke von verschiedenen Herstellern (Lambert et al. 2017). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Elsevier.

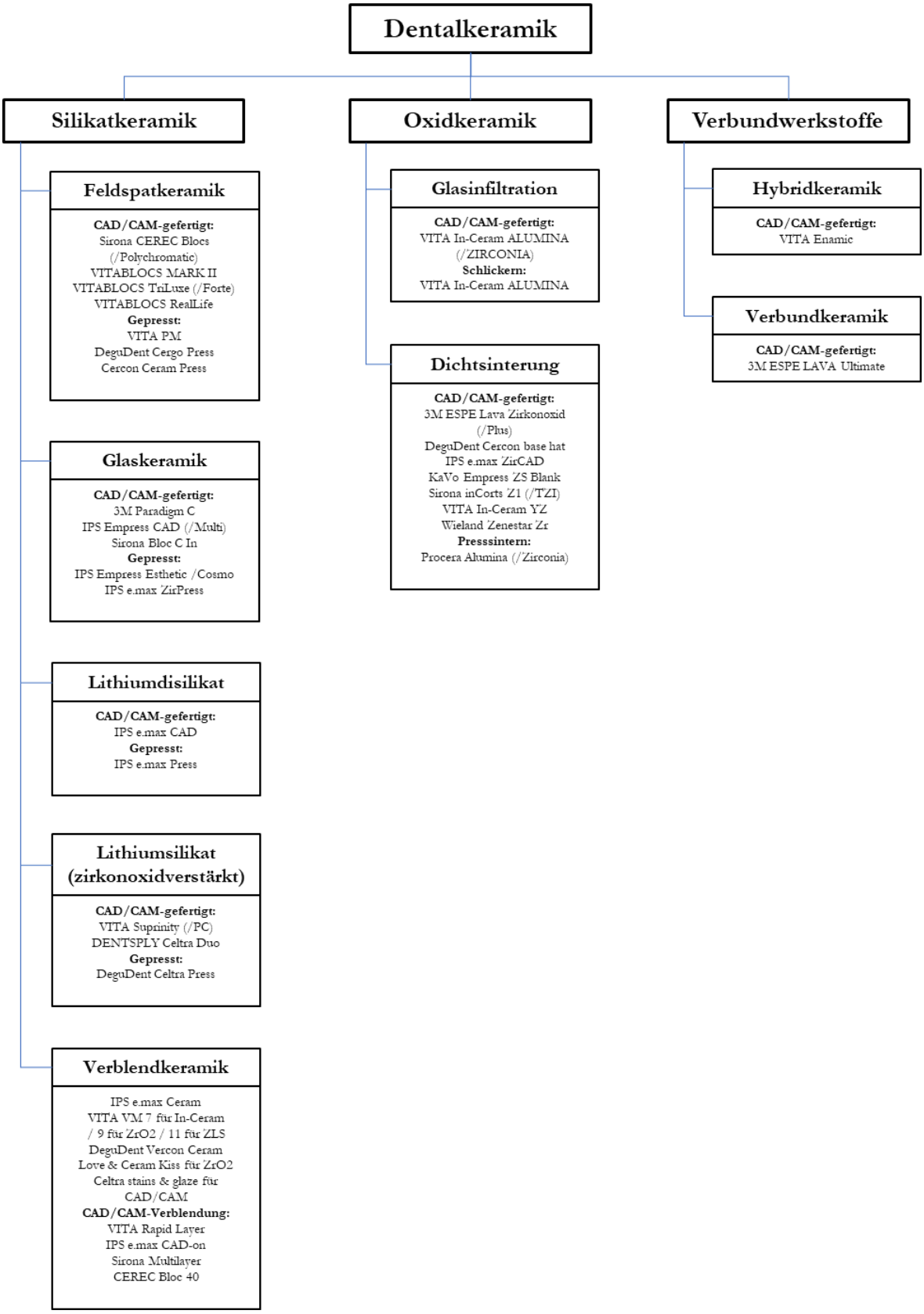

Abbildung 4: Übersicht über Dentalkeramiken ohne Anspruch auf Vollständigkeit; nach Kern et al. (2015)

1.1.2.1 Feldspatkeramik

Feldspatkeramiken bestehen hauptsächlich aus einer Glasphase, in der etwa 15 – 25 Vol.-% Leuzitkristalle eingebettet sind (Denry und Holloway 2010). Je höher der Glasphasen-Anteil einer Keramik ist, desto besser werden die optischen und niedriger die mechanischen Eigenschaften (Kelly 2008; Lambert et al. 2017).

Daher werden Feldspatkeramiken unter anderem als Verblendmaterial (z. B. VITA VM-Reihe, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) mithilfe der Schlickertechnik eingesetzt (Lohbauer et al. 2018). Maschinell gefertigte Keramikblöcke aus Feldspat, die zum Einsatz im CAD/CAM-Bereich produziert werden, besitzen einen höheren kristallinen Anteil als konventionell hergestellte Feldspatkeramiken (Peampring und Sanohkan 2014). Somit können diese zur Herstellung von Veneers, Inlays, Onlays, Overlays, anterioren und posterioren Einzelkronen genutzt werden (Pallesen und van Dijken 2000).

Das erste chairside gefertigte Inlay wurde 1985 aus einem Keramikblock aus Feldspatkeramik, Vita Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), hergestellt und eingesetzt (Mörmann 2006). Danach folgte 1991 die Einführung von Vitablocs II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), welche eine höhere Festigkeit als sein Vorgänger aufweist (Vidya et al. 2016). Weitere Nachfolger sind Vitablocs Triluxe, Triluxe Forte und RealLife. Feldpatkeramik-Blöcke von anderen Herstellern sind z. B. CEREC Blocs (Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland). Diese haben eine ähnliche Mikrostruktur wie Vitablocs Mark II und wurden 2007 vorgestellt (Fasbinder 2010).

Die Mikrostruktur der Vitablocs Mark II-Keramik besteht aus zwei Phasen. Zum einen besteht sie überwiegend aus Natrium-Kalium-Aluminium-Silikat ($Al_8K_2Na_6O_34Si_9$) und einer Kristallphase hauptsächlich aus Kalium-Natrium-Aluminium-Silikat ($AlK_{0,29}Na_{0,71}O_8Si_3$) (Ramos et al. 2016). Die eine Phase ist ein hochätzbares Glas und die andere eine säurebeständige Kristallphase. In rasterelektronenmikroskopischen(REM)-Aufnahmen wird dies am Ätzmuster deutlich, da sich die Glaspartikel durch das Ätzmittel auflösen, während die Matrix säurebeständig ist (Abbildung 5) (Belli et al. 2017).

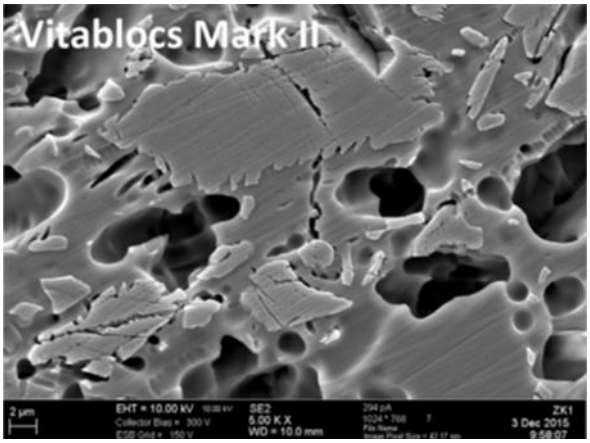

Abbildung 5: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von Vitablocs Mark II-Keramik nach dem Anätzen mit Flusssäure (Belli et al. 2017). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlags.

Restaurationen aus Vitablocs Mark II weisen eine Biegefestigkeit von etwa 120 MPa auf (Lauvahutanon et al. 2014). Die Werte für die Risszähigkeit liegt bei 1,52 MPa√m und für die Vickers Härte bei 6240 MPa (Lambert et al. 2017; Porto et al. 2018; Coldea et al. 2013). Durch das feinkörnige, homogene, nahezu porenfreie Gefüge mit einer durchschnittlichen Korngröße von 4 µm erreicht Vitablocs Mark II-Keramik eine gute Polierbarkeit (Fasbinder 2010, 2002). Das Weibull-Modul, ein Maß für die Datenstreuung und Zuverlässigkeit des Materials, beträgt 19,9 und die charakteristische Festigkeit liegt bei σ 0,11865 MPa (Wendler et al. 2017).

1.1.2.2 Leuzitkeramik

Leuzitkeramik ist eine Glaskeramik, deren Glasphase durch einen erhöhten Leuzitgehalt verstärkt ist (Fu et al. 2020). Im final kristallisierten Zustand ähneln sich Leuzit- und Feldspatkeramik, da sie beide einen hohen Anteil an Glasphase (50 – 70 %) besitzen (Vichi et al. 2014). Dies verleiht der Keramik eine erhöhte Transluzenz und ähnelt dem natürlichen Schmelz und Dentin sehr (Kelly 2004).

Im Gegensatz zu Feldspatkeramiken besitzen Leuzitkeramiken anfänglich jedoch keine Leuzitkristalle. Diese werden erst durch eine spezielle Wärmebehandlung gebildet, die ein kontrolliertes Wachstum der Kristalle erzeugt (Kelly und Benetti 2011). Daraus resultiert eine erhöhte Festigkeit der Leuzitkeramik im Vergleich zur Feldspatkeramik (Vidya et al. 2016). Die Leuzitkristalle sind homogen, dicht verteilt und nehmen einen Anteil von etwa 40 % des Volumens ein (Poticny und Swift 2014). Indiziert ist Leuzitkeramik für Veneers, Inlays, Onlays, anteriorer und posteriore Kronen (Belli et al. 2017).

Im Jahr 1998 wurde die zur CAD/CAM-Fertigung entwickelte Leuzitkeramik ProCAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) eingeführt. Daraufhin wurde 2006 IPS Empress CAD als Nachfolger auf dem Markt vorgestellt (Li et al. 2014).

Die Mikrostruktur von Empress CAD besteht aus einer Glasmatrix ($SiO_2Al_2O_3K_2O$) mit Leuzitkristallen ($KA_lSi_2O_6$), welche die Festigkeit erhöhen und die Rissausbreitung verlangsamen oder ablenken (Abbildung 6) (Santos et al. 2013).

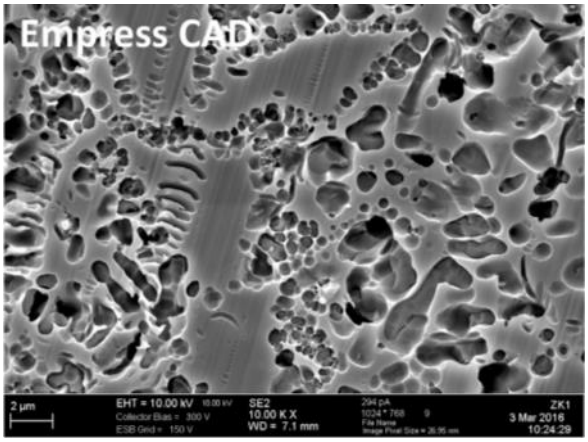

Abbildung 6: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von Empress CAD-Keramik nach dem Anätzen mit Flusssäure (Belli et al. 2017). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlags.

Die Biegefestigkeit von IPS Empress CAD beträgt etwa 160 MPa und die Vickers Härte 6200 MPa (Lambert et al. 2017; Sonmez et al. 2018; Gönüldaş et al. 2019). IPS Empress CAD hat mit der durchschnittlichen Partikelgröße von 1 bis 5 µm eine feinere Korngröße als Feldspatkeramik (Giordano und McLaren 2010). Zudem besitzt das Material eine charakteristische Festigkeit von σ 0,1877 MPa und ein Weibull-Modul von 16,1 (Wendler et al. 2017). Die Risszähigkeit liegt bei 1,3 MPa√m (Vidya et al. 2016).

1.1.2.3 Lithium-Disilikatkeramik

Lithium-Disilikatkeramik (LS_2) besteht wie Leuzitkeramik aus zwei Phasen, einer Glasphase und einer kristallinen Phase. Der Anteil an Kristallen ist jedoch bei LS_2-Keramik verstärkt und die Glasmatrix ist auf 30 % des Volumens reduziert (Lambert et al. 2017). Dadurch erlangt die LS_2-Keramik eine erhöhte Festigkeit und bietet trotzdem gute optische Eigenschaften wie eine natürliche Transluzenz und eine Vielfalt an Farbtönen (Maunula et al. 2017).

Im Jahr 1998 wurde die Presskeramik IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) auf den Markt gebracht (da Silva et al. 2017). Diese Gerüstkeramik beinhaltet etwa 65 Vol.-% LS_2 mit einer Korngröße von 3 bis 6 µm x 0,8 µm eingebettet in einer Glasmatrix (Denry und Holloway 2010). Sie wird mit Sinter-Keramik, deren kristalline Phase ausschließlich aus Apatit-Kristallen besteht, verblendet und erreicht eine Biegefestigkeit von 350 MPa (Zarone et al. 2019). Dank der verbesserten mechanischen Eigenschaften können hiermit nicht nur Einzelzahnrestaurationen hergestellt werden, sondern auch anteriore und posteriore metallfreie, dreigliedrige Brücken bis zum Prämolarenbereich (Zhang und Kelly 2017).

Der Nachfolger IPS e.max Press kam 2005 auf den Markt (Willard und Chu 2018). Diese Presskeramik besteht aus einer Glasmatrix mit etwa 70 Vol.-% Leuzitkristallen, die eine Korngröße von 4 µm x 0,6 µm aufweisen (Zhang und Kelly 2017). Durch die verbesserten optischen Eigenschaften, wie eine ausgeprägte Transluzenz und eine mit 370 – 460 MPa höhere Biegefestigkeit, konnte die Indikation auf die Herstellung von vollanatomischen, monolithischen Restaurationen erweitert werden (Zarone et al. 2019).

IPS e.max CAD wurde 2006 speziell für die CAD/CAM-Produktion entwickelt (Li et al. 2014). Dieses Material ist erhältlich im teilkristalliserten, blauen Zustand, der aus 40 % Metasilikat-Kristallen in einer Glasmatrix besteht (Abbildung 7). In diesem Stadium ist die Biegefestigkeit mit 130 ± 30 MPa gering, wodurch eine effizientere Bearbeitung der Keramikblöcke und eine geringere Abnutzung der Fräsinstrumente erreicht wird (Zarone et al. 2016). Nach der maschinellen Verarbeitung werden die Restaurationen einer speziellen Wärmebehandlung unterzogen, wodurch sich die Metasilikat(Li_2SiO_3)-Kristalle zu Lithiumsilikat($Li_2Si_2O_5$)-Kristallen umwandeln (Kelly und Benetti 2011). In diesem zahnfarbenen, vollkristallisierten Zustand ist die Biegefestigkeit auf bis zu 370 ± 70 MPa erhöht (Lawson et al. 2016).

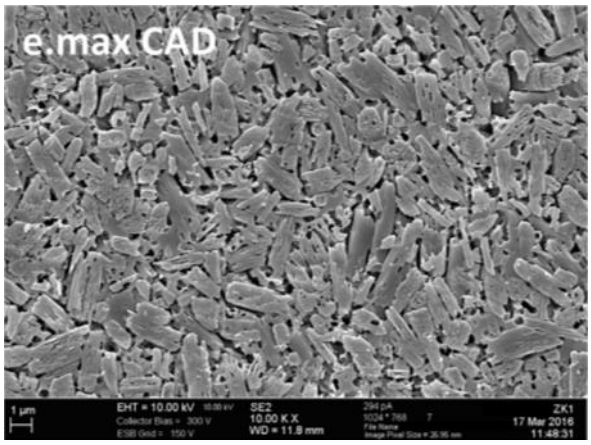

Abbildung 7: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von IPS e.max CAD-Keramik nach dem Anätzen mit Flusssäure (Belli et al. 2017). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlags.

Der Indikationsbereich umfasst sowohl Veneers, Inlays, Onlays, anteriore und posteriore Vollkronen und Implantat-Abutments, als auch dreigliedrige Brücken bis zum Prämolarenbereich (Belli et al. 2017).

Im vollkristallisierten Zustand ist der LS_2-Kristallanteil bei 70 Vol.-% und die Korngröße beträgt 2 – 3 µm mit einer nadelartigen Form (Zhang und Kelly 2017; da Silva et al. 2017). Die charakteristische Festigkeit ist bei σ 0,6098 MPa und das Weibull-Modul bei 13,4 (Wendler et al. 2017). Die Vickers Härte beträgt etwa 5300 MPa, die Risszähigkeit etwa 4,20 MPa√m (da Silva et al. 2017; Porto et al. 2018).

1.1.2.4 Zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikat-Keramik

ZLS-Keramik ist seit 2013 auf dem Markt und wird aktuell unter den Produktnamen Vita Suprinity PC (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) und Celtra Duo (DeguDent, Hanau, Deutschland) vertrieben (Spitznagel et al. 2018). In der vorliegenden Studie wurde Vita Suprinity-Keramik untersucht, welche der werkstoffkundlich identische Vorläufer von Vita Suprinity PC ist und in Kapitel 2.8.3 detaillierter beschrieben wird.

Die zu den hochfesten Glaskeramiken zählenden ZLS-Keramiken zeichnen sich durch ihre sehr guten lichtoptischen Eigenschaften bei gleichzeitig ausgeprägter Festigkeit aus (Sen und Us 2018). Die Herstellung von Restaurationen ist zeitsparend und die Polierbarkeit wurde verbessert (da Silva et al. 2017). Vita Suprinity-Keramikblöcke sind vorkristallisiert, dadurch effizient bearbeitbar und benötigen einen kurzen Kristallisationsbrand. Celtra Duo-Keramikblöcke wer-

den im final kristallisierten Zustand geschliffen und können durch einen optionalen Glasurbrand ihre Festigkeit erhöhen. Das Indikationsspektrum umfasst Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen und Einzelzahnkronen im Front- und Seitenzahnbereich (Lambert et al. 2017).

Im vorkristallisierten Zustand besteht die Vita Suprinity-Keramik hauptsächlich aus Lithiummetasilikat-(Li_2SO_3) und Lithiumorthophosphat-Kristallen (Li_3PO_4). Nach dem Kristallisationsbrand im final kristallisierten Stadium erscheint dazu zusätzlich eine neue Kristallphase aus Lithiumdisilikat ($Li_2Si_2O_5$) (Belli et al. 2017). Die ZLS-Keramiken enthalten im final kristallisierten Zustand eine duale Mikrostruktur aus sehr feinen Li_2SiO_3- und $Li_2Si_2O_5$-Kristallen und einer Glasmatrix, in der etwa 10 Gew.-% gelöstes Zirkondioxid (ZrO_2) eingebettet ist (Krüger et al. 2013). Aufgrund der reduzierten Kristallgröße verfügen ZLS-Keramiken über eine homogene, duale Mikrostruktur (Abbildung 8) (Belli et al. 2017).

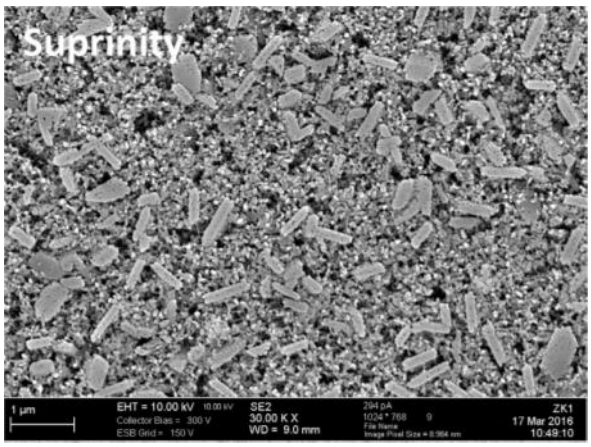

Abbildung 8: REM-Aufnahme der Mikrostruktur von Vita Suprinity-Keramik nach dem Anätzen mit Flusssäure; modifiziert nach Belli et al. 2017 Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlags.

Die optimierten lichtoptischen und mechanischen Eigenschaften erhält die ZLS-Keramik durch ihre mikrostrukturelle Zusammensetzung. Die in der Lithiumsilikat-Glasmatrix gelösten Zirkonoxid-Partikel stärken die Glasmatrix, indem sie für eine Rissunterbrechung sorgen (Furtado de Mendonca et al. 2019). Außerdem behindern diese Partikel das Kristallwachstum der Silikatkristalle in der Glasmatrix. Dies führt zur Bildung von sehr feinen Silikatkristallen der Größe 0,5 – 0,7 µm in der Glasmatrix (Vasiliu et al. 2020; Furtado de Mendonca et al. 2019). Diese Kristalle sind 4 – 8 Mal kleiner als von Lithiumdisilikat-Keramik (Rinke et al. 2015). Je kleiner die Kristalle in der Glasmatrix sind, desto höher ist der Anteil der Glasphase und somit ist auch eine verbesserte Transluzenz und Polierbarkeit der Restaurationen gegeben (Awad et al. 2015).

Die biaxiale Biegefestigkeit von final kristallisierter Vita Suprinity-Keramik liegt bei 240 – 540 MPa (Sen und Us 2018; Barchetta et al. 2019; Dal Piva et al. 2020; Nishioka et al. 2018). Für Celtra Duo-Keramik, die im final kristallisierten Zustand geliefert wird, liegt der Wert bei etwa 210 MPa und nach dem optionalen Glasurbrand wurde eine biaxiale Biegefestigkeit von 370 MPa gemessen. Diese Werte ähneln der Festigkeit von Lithiumdisilikat-Keramik (Lambert et al. 2017).

Für Vita Suprinity und für Celtra Duo ist ein Weibull-Modul von 5,4 – 9,9 bekannt (Ramos et al. 2016; Riquieri et al. 2018). Nach dem Glasurbrand sinkt der Wert für Celtra Duo auf 5,8 (Schweitzer et al. 2020). Die charakteristische Festigkeit liegt im Vergleich zu Glaskeramik und Zirkonoxidkeramik im mittleren Bereich ($\sigma 0$: Celtra Duo 565,9 MPa; Suprinity 537,0 MPa) (Wendler et al. 2017; Sen und Us 2018). Im Gegensatz zu IPS e.max CAD besitzt Vita Suprinity eine höhere Risszähigkeit (1,9 – 4,7 MPa√m), ein höheres Elastizitätsmodul (70,0 GPa) und eine höhere Vickershärte (6,7 – 6,8 GPa) (Traini et al. 2016; Tribst et al. 2018; Ottoni et al. 2018; Badawy et al. 2016; Hamza und Sherif 2019). Nur der hohe Sprödigkeitsindex von 2,8 $\mu m^{-1/2}$ weist auf eine schlechtere maschinelle Bearbeitbarkeit im Vergleich zu Lithiumdisilikat-Keramiken hin (Elsaka und Elnaghy 2016).

1.1.3 Klinische Daten zu CAD/CAM-gefertigten Restaurationen

Aus klinische Studien zu CAD/CAM-gefertigten Teilkronen aus Feldspatkeramik mit einem Beobachtungszeitraum von ein bis drei Jahren liegen Daten von Überlebensraten zwischen 73 % und 97 % vor (Bindl und Mörmann 2003; Federlin et al. 2007; Federlin et al. 2014; Lu et al. 2018; Reich et al. 2004). Ähnliche Ergebnisse sind auch für konventionell gefertigte Teilkronen und Onlays aus Leuzitkeramik nach drei Jahren Beobachtungszeit bekannt (Murgueitio und Bernal 2012). Nach einer Beobachtungszeit von fünf bis sieben Jahren, ähnlich der vorliegenden Studie, wurden für chairside-gefertigte Teilkronen aus Feldspat- und Leuzitkeramik eine Überlebensrate von 60 % bis 97 % festgestellt (Baader et al. 2016; Federlin et al. 2010; Guess et al. 2013b; Nejatidanesh et al. 2015).

Konventionell hergestellte Teilkronen aus Lithium-Disilikatkeramik erreichten nach drei bis vier Jahren eine Überlebensrate von 96,7 % bis 100 % (Archibald et al. 2017; Ferrari et al. 2019; van den Breemer et al. 2019). Guess et al. (2013b) berichtet von einer 100%igen Bewährung nach sieben Jahren Tragezeit. Onlays und Inlays aus chairside gefertigten Lithium-Disilikatkeramik erzielten nach einer kurzen Tragedauer von zwölf Monaten eine 100%ige Überlebensrate (Aslan et al. 2019). Dagegen berichtet Archibald et al. (2017) von einer 91,5%ige Überlebensrate nach vier Jahren.

Zu ZLS-Keramik wurden bisher ausschließlich klinische Kurzzeitstudien oder Fallberichte publiziert (Rinke et al. 2015; Rinke et al. 2016; Saavedra et al. 2017; Maenosono et al. 2019; Abou-Steit et al. 2019). Die klinischen Studien stellten Überlebensraten zwischen 96,7 % und 100 % nach einer Beobachtungszeit von ein bis drei Jahren fest (Zimmermann et al. 2017a; Rinke et al. 2019; Rinke et al. 2020; Nassar et al. 2019). Es liegen keine klinischen Ergebnisse zu chairside-gefertigten ZLS-keramische Teilkronen über eine Tragedauer von mehr als drei Jahren vor (Tabelle 1).

Keramikfrakturen sind der häufigste Versagensgrund vollkeramischer Restaurationen (Abduo und Sambrook 2018; Vagropoulou et al. 2018). Eine geringe Materialstärke begünstigt die Bildung von Frakturen (Tribst et al. 2018; Sieper et al. 2017). Die empfohlene Mindestmaterialstärke für Teilkronen aus hochfester Glaskeramik wurde aufgrund von *In-vitro*-Daten auf 1,0 mm reduziert (Sasse et al. 2015; Heck et al. 2019; Zimmermann et al. 2017b). Die Ergebnisse von *In-vitro*-Studien sind für die erste Bewertung eines Materials wichtig und werden deshalb im Folgenden für hochfeste Glaskeramiken vorgestellt. Klinische Studien am Patienten können durch *In-vitro*-Untersuchungen jedoch nicht ersetzt werden (Heintze und Zimmerli 2011).

In der aktuellen Literatur sind zahlreiche *In-vitro*-Studien zu finden, die sich mit dem Einfluss der Mindestmaterialstärke von Restaurationen aus hochfester Glaskeramik befassen (Tabelle 2). Diese Untersuchungen zeigen, dass ZLS-keramische Versorgungen mit einer Mindestmaterialstärke von 1,0 mm eine hohe Bruchfestigkeit von 1240 N bis 1467 N bei maximalen physiologischen Kaukräften aufweisen (Monteiro et al. 2018a; Choi et al. 2017; Bergamo et al. 2019). Eine stark reduzierte Bruchfestigkeit von 471 N bis 718 N wurde bei 0,5 mm dicken Restaurationen festgestellt (Kasem et al. 2020; Bergamo et al. 2019; Abu-Izze et al. 2018; Zimmermann et al. 2017b). Ähnliche *In-vitro*-Daten wurden auch für Teilkronen aus der hochfesten Glaskeramik Lithiumdisilikat publiziert (Guess et al. 2013a; de Kok et al. 2018; Chen et al. 2014). ZLS-Keramiken und Lithium-Disilikatkeramik erreichten eine 100%ige Überlebensrate im Kausimulator bei einer Reduktion der Schichtstärke auf 1,0 mm (Zimmermann et al. 2017b).

Okklusalveneers mit einer stark reduzierten Mindestmaterialstärke von sowohl 0,7 mm bis 1,0 mm als auch 0,3 mm bis 0,5 mm aus chairside gefertigter Lithium-Disilikatkeramik erzielten eine 100%ige Überlebensrate in einer Kausimulationsprüfung (Sasse et al. 2015; Heck et al. 2019) (Tabelle 2). Dies führte dazu, dass die Hersteller ihre Empfehlungen zur Mindestmaterialstärke von Restaurationen aus hochfesten Glaskeramiken auf 1,0 mm reduzierten.

Bisher hat noch keine klinische Studie den Effekt der Mindestmaterialstärke auf die Überlebensrate nachgewiesen. Lediglich die Vorläufer-Studie mit den Daten der 2-Jahres-Nachuntersuchung lieferte erste orientierende Ergebnisse. Teilkronen mit einer Materialstärke von 0,75 bis 1,0 mm erreichten eine 100%ige Überlebensrate und von 0,5 mm bis 0,74 mm eine 94%ige Überlebensrate nach einem 2-jährigen Beobachtungszeitraum. Dabei konnte kein statistisch signifikanter Effekt der Mindestmaterialstärke auf die Überlebens- und Erfolgsrate nachgewiesen werden (Rinke et al. 2020).

Tabelle 1: Klinische Daten CAD/CAM- und konventionell gefertigter Teilkronen und Onlays

Autor(en) Jahr	Material	Restaurationsart; Region	Restaurationen; *n*	Versagensanzahl; Versagensursache	Zeit (Jahre); Überlebensrate
Feldspatkeramik (CAD/CAM-gefertigt)					
Baader et al. 2016	Vitablocs Mark II	Teilkronen; posterior	68	16 Verluste (hauptsächlich Frakturen)	6,5 Jahre; 59,8 – 82,1 %
Bindl und Mörmann 2003	Vitablocs Mark II	Teilkronen; posterior	818	Eine Keramikfraktur	3 Jahre; 97 %
Federlin et al. 2007	29 Vitablocs Mark II, 29 Degulor C	Teilkronen; posterior	58	2 Vitablocs Mark II (6,9 %): Keramikfraktur, Retentionsverlust	3 Jahre; 93,1 % Vitablocs Mark II 100 % Degulor C
Federlin et al. 2010	29 Vitablocs Mark II, 29 Degulor C	Teilkronen; posterior	58	4 Vitablocs Mark II (Keramikfraktur, Retentionsverlust, Sekundärkaries); 1 Degulor C	5,5 Jahre; 88,8 % Vitablocs Mark II, 93,3 % Degulor C
Federlin et al. 2014	Vitablocs Mark II	Teilkronen; posterior	68	Frakturen (8,8 %) und Retentionsverlust (3 – 8,8 %)	3 Jahre; 72,9 – 87,6 %
Lu et al. 2018	Vitablocs Mark II, Vita Enamic	Teilkronen; posterior	101	Frakturen (2,9 %) und Retentionsverlust (5,8 %)	3 Jahre; 90,7 % Vitablocs Mark II, 97,0 % Vita Enamic
Reich et al. 2004	Vitablocs Mark II	Teilkronen; posterior	58	2 Verluste (Keramikfraktur und insuffizienter Randschluss)	3 Jahre; 97 %
Vogl et al. 2016	Vitablocs Mark II	Teilkronen; posterior	150	12 Verluste (3 Frakturen, 10 Retentionsverlust)	1,5 Jahre; 75,6 – 97,8%
Leuzitkeramik (konventionell gefertigt)					
Murgueitio und Bernal 2012	IPS Empress (40 n: 1-1,4 mm, 55 n: 1,5-1,9 mm, 115 n: > 2 mm)	Teilkronen, Onlays; posterior	210	7 Keramikfrakturen (darunter 6 n < 2 mm)	3 Jahre; 96,67 %
Leuzitkeramik (CAD/CAM-gefertigt)					
Guess et al. 2013b	40 ProCAD, 40 IPS e.max Press	Teilkronen; posterior	80	Eine Keramikfraktur	7 Jahre; 97 % ProCAD, 100 % IPS e.max Press
Nejatidanesh et al. 2015	57 IPS Empress CAD, 102 CEREC Blocks;	Teilkronen, Inlays; posterior	159	7 Verluste (4,5 %) (3 Keramikfrakturen)	5 Jahre; 94,6 % IPS Empress CAD, 96 % CEREC Blocks
Lithium-Disilikatkeramik (konventionell gefertigt)					
Archibald et al. 2017	6 IPS e.max Press, 31 IPS e.max CAD (6 n chairside, 25 n labside)	Onlays Inlays; posterior	37	5 Verluste (3 Frakturen, eine endodontische Maßnahme, eine Sekundärkaries)	4 Jahre; 100 % IPS e.max Press, 91,5 % IPS e.max CAD
Guess et al. 2013b	40 IPS e.max Press, 40 ProCAD	Teilkronen; posterior	80	Eine Keramikfraktur	7 Jahre; 100 % IPS e.max Press, 97 % ProCAD
Ferrari et al. 2019	LiSi Press GC (60 Prämolaren, 60 Molaren, mit und ohne Glasfaserstift)	Teilkronen; posterior	120	2 Wurzelfrakturen	3 Jahre; 100 % Prämolaren und Molaren mit Glasfaserstift, 93,3 % Prämolaren ohne Glasfaserstift
van den Breemer et al. 2019	IPS e.max press (30 sofortige Dentinversiegelung, 30 verzögerte Dentinversiegelung)	Teilkronen; posterior	60	Ein Verlust durch Sekundärkaries	3 Jahre; 100 % sofortige Dentinversiegelung, 96,7 % verzögerte Dentinversiegelung

Autor(en) Jahr	Material	Restaurati-onsart; Region	Restaurati-onen; *n*	Versagensanzahl; Versagensursache	Zeit (Jahre); Überlebensrate
Lithium-Disilikatkeramik (CAD/CAM-gefertigt)					
Archibald et al. 2017	31 IPS e.max CAD (6 n chairside, 25 n labside), 6 IPS e.max Press	Onlays, Inlays; posterior	37	5 Verluste (3 Frakturen, eine endo-dontische Maßnahme, Sekundärkaries)	4 Jahre; 91,5 % IPS e.max CAD, 100 % IPS e.max Press
Aslan et al. 2019	25 IPS e.max CAD, 25 n!ce Blocks Straumann, 25 Cerasmart GC	Onlays, Inlays; posterior	75	-	1 Jahr; 100 % aller Gruppen
Nassar et al. 2019	23 IPS e.max CAD, 23 Vita Suprinity	Teilkronen; posterior	46	-	1 Jahr; 100 %IPS e.max CAD, 100 % Vita Suprinity
Zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikat-Keramik					
Nassar et al. 2019	23 Vita Suprinity, 23 IPS e.max CAD	Teilkronen; posterior	46	-	1 Jahre; 100 % Vita Suprinity, 100 % IPS e.max CAD
Rinke et al. 2019	Celtra Duo (glasiert)	Teilkronen; posterior	92	Eine Keramikfraktur und eine Zahnfraktur	3 Jahre; 99 %
Rinke et al. 2020	Vita Suprinity	Teilkronen; posterior	59	2 Keramikfrakturen	2 Jahre; 97 %
Zimmermann et al. 2017a	Celtra Duo (32 poliert; 28 glasiert)	Teilkronen, Inlays; posterior	60	2 Keramikfrakturen	1 Jahre; 96,7 %
Fallberichte zu zirkonoxidverstärkter Lithiumsilikat-Keramik					
Autor(en) Jahr	**Material**	**Restaurati-onsart; Region**	**Restaurati-onen, *n***	**Ergebnis**	
Abou-Steit et al. 2019	13 Vita Suprinity, 13 IPS e.max CAD	Vollkronen; anterior	26	Direkt nach der Behandlung: 100%ige Patientenzufriedenheit beider Gruppen (Visual Analogue Scale), 100%ige Alfa-Bewertung der Farbanpassung beider Gruppen	
Maenosono et al. 2019	4 Vita Suprinity, 2 ZrO_2-Gerüst mit IPS e.max Ceram ver-blendet	Anteriore Veneers, posteriore Vollkronen	6	Nach 6 Monaten: 100%ige Patientenzufriedenheit	
Saavedra et al. 2017	Vita Suprinity	Vollkronen; anterior	2	Nach 2 Jahren: 100%iges Überleben	
Rinke et al. 2016	Celtra Duo	Teilkrone; posterior	1	Zeitsparende Teilkronen-Herstellung mit gutem optischem Ergebnis	
Rinke et al. 2015	Vita Suprinity	Teilkronen; posterior	2	Zeitsparende Teilkronen-Herstellung mit gutem optischem Ergebnis	

Tabelle 2: *In-vitro*-Daten zur Mindestmaterialstärke von hochfesten Glaskeramiken

Autor(en) Jahr	Material, Restaurationsart	Mindestmaterial-stärke	Bruchfestigkeit	Überlebensrate
		Lithium-Disilikatkeramik		
Chen et al. 2014	IPS e.max CAD, Lava Ultimate (abge-strahlt); Onlay-ähnliche Proben	0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 3,0 mm, 3,5 mm	**IPS e.max CAD:** 0,5 mm: 1418 N, 1,0 mm: 1516 N, 1,5 mm: 1613 N, 2,0 mm: 2288 N, 3,0 mm: 2754 N **Lava Ultimate:** 0,5 mm: 2221 N, 1,0 mm: 1764 N, 1,5 mm: 1771 N, 2,0 mm: 1994 N, 3,0 mm: 2174 N	-
Choi et al. 2017	Vita Suprinity, Celtra Duo, Vita Enamic, Kontrollgruppe: IPS e.max CAD; Vollkronen	1,0 mm, 1,5 mm	**Vita Suprinity:** 1,0 mm: 1446,5 N, 1,5 mm: 2203,5 N **Celtra Duo:** 1,0 mm: 1467,1 N, 1,5 mm: 1795,8 N **Vita Enamic:** 1,0 mm: 1467,9 N, 1,5 mm: 1567 N **IPS e.max CAD:** 1,5 mm: 2437,6 N	-
de Kok et al. 2018	IPS e.max CAD, Lava Ultimate; Direkte Komposite	0,5 mm, 1,0 mm, 2,0 mm	Bis zu 1,0 mm eine hohe Bruchfestigkeit	-
Guess et al. 2013a	IPS e.max Press; Teilkronen	0,5 mm, 1,0 mm, 2,0 mm	0,5 mm: 883 N, 1,0 mm: 1087 N, 2,0 mm: 1361 N	-
Heck et al. 2019	IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Lava Ultimate; Okklusale Veneers	0,3 mm, 0,5 mm	-	**50 N, 1 mio. Zyklen:** IPS e.max CAD: 100% **50 N, 100 000 Zyklen:** IPS Empress CAD: 60 % Lava Ultimate: 95 %
Sasse et al. 2015	IPS e.max CAD; Teilkronen	0,3 – 0,6 mm, 0,5 – 0,7 mm, 0,7 – 1,0 mm	0,3 – 0,6 mm: 610 – 2765 N, 0,5 – 0,7 mm: 1105 – 2270 N, 0,7 – 1,0 mm: 2070 – 3390 N	**98 N, 7500 Zyklen:** 0,3 – 0,6 mm: 12,5 – 50 %, 0,5 – 0,7 mm: 37,5 – 75 %, 0,7 – 1,0 mm: 100 %
Zimmer-mann et al. 2017b	IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Celtra Duo (mit Gla-surbrand), Vita Enamic, Vitablocs Mark II; Vollkronen	0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm	**IPS e.max CAD:** 0,5 mm: 636,1 N, 1,0 mm: 774,2 N, 1,5 mm: 1240,8 N **Vita Suprinity:** 0,5 mm: 660,1 N, 1,0 mm: 615 N, 1,5 mm: 1092,5 N **Celtra Duo:** 0,5 mm: 600 N, 1,0 mm: /, 1,5 mm: 755,6 N **Vita Enamic:** 0,5 mm: / N, 1,0 mm: 771,7 N, 1,5 mm: 1063,6 N **Vita Mark II:** 0,5 mm: / N, 1,0 mm: 482 N, 1,5 mm: 634,8 N	**49 N, 1.2 mio. Zyklen:** 0,5 mm: 37,5 % Vita Suprinity beste Überlebensrate 1,0 mm: 100 % Vita Suprinity und IPS e.max CAD 1,5 mm: 100 % alle Keramiken

Autor(en) Jahr	Material, Restaurationsart	Mindestmaterial-stärke	Bruchfestigkeit	Überlebensrate
		Zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikat-Keramik		
Abu-Izze et al. 2018	Vita Suprinity, Vita Enamic; Tabletops	0,5 mm, 1,0 mm	-	**450 N, 500.000 Zyklen:** **Vita Suprinity:** 0,5 mm: 25 %; 1,0 mm: 41,7 % **Vita Enamic:** 0,5 mm: 83,3 %; 1,0 mm: 83,3 %
Bergamo et al. 2019	Vita Suprinity; Vollkronen	0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm	**Vita Suprinity:** 0,5 mm: 718 N; 1,0 mm: 1276 N; 1,5 mm: 2109 N	**200 – 400 N, 100.000 Zyklen:** 0,5 mm: 19 – 69 %; 1,0 mm: 87 – 99 %; 1,5 mm: 99 – 100 %
Choi et al. 2017	Vita Suprinity, Celtra Duo, Vita Enamic, Kontrollgruppe IPS e.max CAD; Vollkronen	1,0 mm, 1,5 mm	**Vita Suprinity:** 1,0 mm: 1446,5 N, 1,5 mm: 2203,5 N **Celtra Duo:** 1,0 mm: 1467,1 N, 1,5 mm: 1795,8 N **Vita Enamic:** 1,0 mm: 1467,9 N, 1,5 mm: 1567 N **IPS e.max CAD:** 1,5 mm: 2437,6 N	-
Kasem et al. 2020	Celtra Duo, KATANA; Vollkronen	0,5 mm	**Celtra Duo:** 0,5 mm: 471 N **KATANA:** 0,5 mm: 1255,6 N	-
Monteiro et al. 2018a	Vita Suprinity, Celtra Duo; Proben	1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm	**Vita Suprinity:** 1,0 mm: 1240 N, 1,5 mm: 1530 N, 2,0 mm: 1866 N, 2,5 mm: 1963 N **Celtra Duo:** 1,0 mm: 886 N, 1,5 mm: 11340 N, 2,0 mm: 1333 N, 2,5 mm: 1996 N	-
Zimmer-mann et al. 2017b	Vita Suprinity, Celtra Duo (mit Glasurbrand), Vita Enamic, IPS e.max CAD, Vitablocs Mark II; Vollkronen	0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm	**Vita Suprinity:** 0,5 mm: 660,1 N, 1,0 mm: 615 N, 1,5 mm: 1092,5 N **Celtra Duo:** 0,5 mm: 600 N, 1,0 mm: /, 1,5 mm: 755,6 N **IPS e.max CAD:** 0,5 mm: 636,1 N, 1,0 mm: 774,2 N, 1,5 mm: 1240,8 N **Vita Enamic:** 0,5 mm: / N, 1,0 mm: 771,7 N, 1,5 mm: 1063,6 N **Vitablocs Mark II:** 0,5 mm: / N, 1,0 mm: 482 N, 1,5 mm: 634,8 N	**49 N, 1.2 mio. Zyklen:** 0,5 mm: 37,5 % Vita Suprinity beste Überlebensrate 1,0 mm: 100 % Vita Suprinity und IPS e.max CAD 1,5 mm: 100 % alle Keramiken

1.1.4 Adhäsive Befestigung

Silikatkeramische Teilkronen werden mit Befestigungskompositen adhäsiv eingesetzt. Diese stellen den Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration dar. Vor dem Einsetzen ist eine Vorbehandlung der Keramik notwendig. Je nach Wahl des Befestigungszementes wird zudem eine Vorbehandlung der Zahnoberfläche gefordert (Kern et al. 2015).

1.1.4.1 Keramikverbund

Für silikatkeramische Restaurationen wird eine Vorbehandlung mit Flusssäure und anschließendem Silanisieren empfohlen, um den mikromechanischen und chemischen Verbund zwischen Befestigungskomposit und Restauration zu erhöhen (Tian et al. 2014; Frankenberger et al. 2015; Peumans et al. 2016).

In-vitro-Untersuchungen mit ZLS-Keramik zeigten, dass das Ätzen mit Flusssäure effektiver ist als alternative Vorbehandlungen der Versorgung mit Sandstrahlen oder mit tribochemischer Silikatisierung (Altan et al. 2019; Sato et al. 2016; Bömicke et al. 2019). Teilweise wird darauf hingewiesen, dass ein längeres Ätzen mit Flusssäure von 40 sec oder 60 sec anstatt 20 sec eine bessere Haftung der Vita Suprinity-Keramik erzielt (Barchetta et al. 2019; Monteiro et al. 2018b; Straface et al. 2019). In *In-vitro*-Untersuchungen mit ZLS-Keramik erreichte man bessere Ergebnisse mit einer Konzentration von 5 % als bei einer Vorbehandlung mit 10%iger Flusssäure (Fonzar et al. 2020; Vandeberg et al. 2019).

1.1.4.2 Schmelz- und Dentinverbund

Ein stabiler Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit gelingt durch das Auftragen eines Adhäsivsystems auf die Oberfläche der Zahnhartsubstanz (van Meerbeek et al. 2003a). Es gibt drei Hauptgruppen von Adhäsivsystemen. Zum einen Adhäsivsysteme mit selektiver Schmelzätzung, Adhäsivsysteme für die Total-Etch-Technik (auch Etch-and-Rinse-Technik genannt) und selbstätzende Adhäsivsysteme ohne vorherige Ätzung (Frankenberger et al. 2008b).

Zunächst wurden nur Adhäsivsysteme mit selektiver Schmelzätzung angewendet. Hierbei wird der Schmelz mit 30- bis 40%iger Phosphorsäure geätzt und anschließend mit Wasser gespült (Konditionieren) (Frankenberger und Tay 2005; Garcia-Godoy et al. 2010). Die nächste Entwicklungsstufe sind Adhäsivsysteme für die Total-Etch-Technik. Schmelz und Dentin werden hierbei zeitgleich konditioniert (Barkmeier und Erickson 1994). Durch das Ätzen entsteht im Schmelz eine stark vergrößerte Oberfläche mit mikroretentivem Relief (Inoue et al. 2004).

Auf der Dentinoberfläche wird durch die Säure die Schmierschicht (*smear layer*), welche beim Präparieren der Zahnhartsubstanz entsteht, entfernt (Oliveira et al. 2003). Zudem wird das Kollagengeflecht im hydrophilen Dentin freigelegt. Das freiliegende Kollagen wird durch einen Primer, der ein hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel beinhaltet, penetriert und anschließend durch ein Adhäsiv, das amphiphile Methacrylate enthält, stabilisiert (Perdigão und Frankenberger 2001; Perdigão et al. 2000). Nach dem Auftragen eines Bondings auf Schmelz und Dentin kommt es beim Lichthärten zu einer mikromechanischen Verankerung (van Meerbeek et al. 2003a; Hickel et al. 2004). Hierbei kommt es im geätzten Schmelz zu einer besseren Haftwirkung als im geätzten Dentin, da sich die funktionellen Monomere einfacher mit den Hydroxylapatit-Kristallen im Schmelz verbinden können, im Gegensatz zum Kollagengeflecht des Dentins (Hikita et al. 2007). Adhäsivsysteme mit der Total-Etch-Technik sind als Zwei-Schritt- oder Drei-Schritt-Produkte verfügbar. Im Drei-Schritt-System wird das Ätzen, das Aufbringen des Primers und des Bondings getrennt durchgeführt. Im Zwei-Schritt-System sind Primer und Bonding in einem Schritt zusammengefasst und nur das Ätzen ist separat (Abad-Coronel et al. 2019).

Daraufhin folgte die Einführung von selbstätzenden Adhäsivsystemen, bei denen die Ätzung mit Phosphorsäure entfällt. Diese Systeme können durch die enthaltenden sauren Monomere im Schmelz ein Ätzmuster bilden (van Meerbeek et al. 2003b). Das Ätzmuster ist jedoch schwächer als nach Phosphorsäureätzung (Blunck und Zaslansky 2011). Das Kollagengeflecht des Dentins wird beim Auftragen des Adhäsivsystems durch die sauren Monomere demineralisiert und gleichzeitig penetriert. Das führt zu einem nahezu vollständigen Eindringen der Monomere in das Kollagennetzwerk bis zur jeweiligen Ätztiefe. Daraus resultiert eine Hybridschicht. Diese besteht zum einen aus dem penetrierten Kollagengeflecht und zum anderen aus der durch das Adhäsivsystem modifizierten Schmierschicht an der Oberfläche des Dentins (Tay et al. 2000; Osorio et al. 2003). Durch die Hybridschicht entsteht eine mikromechanische Retention, die essentiell für die gute Haftwirkung zwischen Dentin und Adhäsivsystem ist (Albaladejo et al. 2010). Selbstätzende Adhäsivsysteme sind als Ein- und Zwei-Schritt-Produkte verfügbar. Ein-Schritt-Produkte sind im Gebrauch zeitsparender und weniger techniksensibel als Mehr-Schritt-Produkte (Ozer und Blatz 2013).

Für silikatkeramische Teilkronen wird eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit Drei-Schritt-Adhäsivsystemen in der Total-Etch-Technik oder mit selbstätzenden Zwei-Schritt-Adhäsivsystemen empfohlen (Collares et al. 2016; Politano et al. 2018). Für CAD/CAM-Restaurationen wurde in *In-vitro*-Studien ein erhöhtes Aufkommen an Mikroleakages und Retentionsverlusten bei Anwendung von selbstadhäsivem Befestigungskomposit im Vergleich zu Mehr-

Schritt-Produkten ermittelt (Stamatacos und Simon 2013; Abad-Coronel et al. 2019). Proben aus ZLS-Keramik und Lithium-Disilikatkeramik wiesen *in vitro* einen besseren Haftverbund bei einer Befestigung mit Drei-Schritt-Adhäsivsystemen und der Total-Etch-Technik auf als bei einer Befestigung mit selbstadhäsivem Kompositzement (Itthipongsatorn und Srisawasdi 2020; Ustun und Ayaz 2021; Rodrigues et al. 2019; Román-Rodríguez et al. 2015; Frankenberger et al. 2015).

1.1.5 Befestigungskomposite

Befestigungskomposite sind die Verbindung zwischen Zahnhartsubstanz und indirekter Restauration (Tian et al. 2014). Die Einteilung der Befestigungskomposite erfolgt in Gruppen nach deren Aushärtungsart, der Viskosität und nach der Art des benötigten Adhäsivsystems (van den Breemer et al. 2015) (Abbildung 9). Es wird empfohlen, silikatkeramische Teilkronen mit lichthärtendem oder dualhärtendem Befestigungskomposit zu befestigen (Ahlers et al. 2009; Politano et al. 2018).

Klinische Studien, die Teilkronen aus Silikatkeramiken untersuchten, ermittelten signifikant bessere Überlebensraten und ein niedrigeres Retentionsverlusts-Risiko für Teilkronen, die mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit und der Total-Etch-Technik einzementiert wurden als für Teilkronen, die mit selbstadhäsivem Komposit befestigt wurden (Baader et al. 2016; Vogl et al. 2016). Da in der vorliegenden Studie die Befestigungskomposite Variolink II und RelyX Unicem benutzt wurden, wird auf die jeweiligen Gruppen nachfolgend genauer eingegangen.

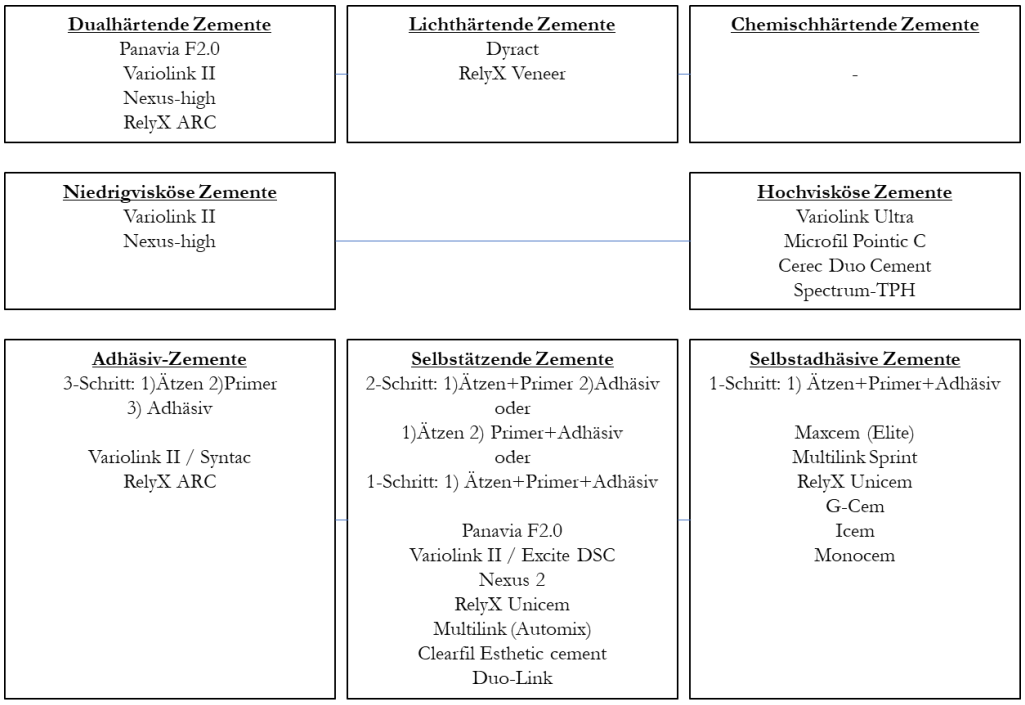

Abbildung 9: Übersicht über Befestigungskomposite; nach van den Breemer et al. (2015)

1.1.5.1 Dualhärtende Befestigungskomposite

Dualhärtende Befestigungskomposite können sowohl chemisch als auch durch Licht ausgehärtet werden. Dies gelingt durch selbsthärtende Initiatoren und Photoinitiatoren, die durch ein Polymerisationslampe zur Aushärtung des Zementes aktiviert werden (Simon und Darnell 2012). Indiziert sind dualhärtende Befestigungskomposite bei dicken oder opaken Keramikrestaurationen, die kein Licht durchscheinen lassen (Pegoraro et al. 2007). Studien zufolge ist eine Lichthärtung jedoch notwendig, um einen hohen Polymerisationsgrad zu erreichen (Hasegawa et al. 1991; El-Badrawy und El-Mowafy 1995). Für dualhärtende Befestigungskomposite werden Adhäsivsysteme mit Mehr-Schritt- anstatt Ein-Schritt-Applikation empfohlen, da die sauren Bestandteile der selbstkonditionierenden Adhäsive zur Inhibitation des Selbsthärtungsmechanismus führen können (Kern et al. 2015).

Politano et al. (2018) befürwortet für silikatkeramische Teilkronen eine Befestigung mit lichthärtendem Komposit anstatt mit dualhärtendem Befestigungskomposit. Eine klinische Studie berichtet von keinem signifikanten Unterschied zwischen den beiden Befestigungskonzepten (Roggendorf et al. 2012). Dagegen sprechen eine klinische Langzeitstudie und *In-vitro*-Daten mit Inlays, Onlays und Overlays nach zwölf Jahren. Diese befürworten die Verwendung von dualhärtendem Befestigungskomposit und der Total-Etch-Technik anstelle von lichthärtendem Befestigungskomposit (Frankenberger et al. 2008a; Goldberg et al. 2016).

1.1.5.2 Selbstadhäsive Kompositzemente

Selbstadhäsive Kompositzemente beinhalten saure Monomere, die den Schmelz und das Dentin demineralisieren und infiltrieren. Durch diesen Mechanismus wird keine Vorbehandlung der Zahnoberfläche benötigt. Da die Säureeinwirkung milder ist als bei einer Behandlung mit Phosphorsäure und die Schmierschicht nicht entfernt, sondern modifiziert wird, wird der Schmelz geringer demineralisiert als bei der Anwendung eines Adhäsivsystems mit Total-Etch-Technik (Goracci et al. 2006; Schenke et al. 2008). Durch die Verringerung der techniksensiblen Schritte ist dieses vereinfachte System weniger fehleranfällig in der Handhabung. Komplikationen wie postoperative Hypersensibilitäten tauchen seltener auf als bei einer Total-Etch-Anwendung (Farias et al. 2014; Blatz et al. 2013). Nachteilig ist jedoch, dass Restaurationen, die schmelzbegrenzte Präparationsgrenzen haben, eine verringerte Haftung am Zahn aufweisen, da die milde Säureeinwirkung von selbstadhäsiven Kompositzementen ein reduziertes Ätzmuster im Schmelz mit sich bringt (de Munck et al. 2004). Aus diesem Grund sind Restaurationen wie Veneers und Adhäsivbrücken für selbstadhäsive Kompositzemente nicht freigegeben (Kern et

al. 2015). Für feldspatkeramische, CAD/CAM-gefertigte Teilkronen wurde in klinischen Studien gezeigt, dass durch eine selektive Schmelzätzung ein signifikant besserer Haftverbund vorliegt (Vogl et al. 2016; Baader et al. 2016).

Die meisten selbstadhäsiven Kompositzemente sind dualhärtend. Sowohl Kronen, Brücken aus Keramik, Kunststoff und Metall, als auch postendodontische Stifte sind bewährte Anwendungsbereiche für selbstadhäsive Kompositzemente (Radovic et al. 2008).

1.2 Zielsetzung und Fragestellung

Materialfrakturen sind der Hauptgrund für den Verlust von vollkeramischen CAD/CAM-gefertigten Teilkronen (Vagropoulou et al. 2018). Eine geringe Mindestmaterialstärke begünstigt Materialfrakturen, daher ist diese ein wichtiger Einflussfaktor zur Vermeidung von Materiafrakturen (Bergamo et al. 2019). Bislang beruhte die Empfehlung der Hersteller, Teilkronen aus hochfester Glaskeramik mit einer Mindestmaterialstärke von 1,0 mm zu verwenden, nur auf *In-vitro*-Daten (Zimmermann et al. 2017b; Sasse et al. 2015; Bergamo et al. 2019; Heck et al. 2019; Abu-Izze et al. 2018). Ausschließlich die Vorläuferstudie Rinke et al. (2020) präsentierte klinische Ergebnisse zu ZLS-keramischen Teilkronen mit reduzierter Mindestmaterialstärke. Diese waren jedoch nicht statistisch signifikant und hatten einen Beobachtungszeitraum von nur zwei Jahren. Eine klinische Absicherung zu einer Mindestmaterialstärke von 1,0 mm fehlt bislang in der aktuellen Literatur.

Die zweite Hauptursache für das Versagen von vollkeramischen Teilkronen ist der Retentionsverlust (Abduo und Sambrook 2018). Klinische Studien mit CAD/CAM-gefertigten Restaurationen aus Feldspatkeramik zeigten, dass ein signifikant besserer Haftverbund bei Teilkronen mit selektiver Schmelzätzung vorlag (Vogl et al. 2016; Baader et al. 2016). Die Vorläuferstudie Rinke et al. (2020) ist bisher die einzige klinische Studie mit Teilkronen aus hochfester Glaskeramik, die den Einfluss der Schmelzätzung auf das Überleben und den Erfolg von CAD/CAM-gefertigten Teilkronen untersucht hat. Hierbei konnte allerdings kein statistisch signifikantes Ergebnis ermittelt werden.

Vor diesem Hintergrund war das Ziel dieser prospektiv klinischen Studie, mögliche Einflussfaktoren auf die zeitabhängige Überlebens- und Erfolgsrate von Teilkronen aus ZLS-Keramik innerhalb eines Beobachtungszeitraumes von fünf Jahren zu untersuchen. Folgende Nullhypothese sollte überprüft werden: Die Überlebens- und Erfolgsrate von Teilkronen aus Vita Suprinity-Keramik ist unabhängig von der Art der Position, der Befestigungsstrategie und der Mindestmaterialstärke.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine klinisch prospektive, randomisierte Studie, die in der Poliklinik für Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie der Universitätsmedizin Göttingen durchgeführt wurde.

Die Erlaubnis zur Durchführung der Studie wurde bei der Ethik-Kommission des Fachbereichs Medizin der Georg-August-Universität Göttingen beantragt und unter der Antragsnummer 27/7/13 genehmigt.

Die in dieser Studie untersuchten Materialien sind CE-gekennzeichnete Medizinprodukte, die im Rahmen der bestimmungsgemäßen Anwendung genutzt wurden. Die Richtlinien der aktuellen Version der Deklaration von Helsinki des Weltärztebundes (World Medical Association, WMA) wurden eingehalten (WMA 2013).

Die freiwillige Teilnahme der Patienten war eine Voraussetzung für diese Untersuchung. In einem Eingangsgespräch wurden die Probanden über die Studie aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme. Telefonisch wurde mit den Patienten ein Termin zur Nachuntersuchung vereinbart.

2.2 Patientenverwaltung und -dokumentation

Die Patientendaten und die klinischen Untersuchungsergebnisse wurden in Befundbögen in Papierform, den sogenannten CRFs (*Case Report Forms*, siehe Anhang), erfasst. Hierbei wurden die Patientendaten durchnummeriert und pseudonymisiert. Die Pseudonymisierung wurde mithilfe eines sechsstelligen Codes (z. B. VSS-001) durchgeführt. Dies erfolgte durch die Zusammenfassung der Anfangsbuchstaben der Vita Suprinity Studie (VSS) und der aufsteigenden Nummern, die mit dem jeweiligen Einsetzdatum der Restauration korrelierte. Zusätzlich wurden alle evaluierten Restaurationen ebenfalls pseudonymisiert über einen sechsstelligen Code (z. B. TK 01-16). Dies erfolgte zum einen nach der Reihenfolge des Einsetzdatums (z. B. 01) und nach der Position im FDI (Fédération Dentaire Internationale)-Schema (z. B. 16). Die pseudonymisierten Befundbögen wurden in einem Prüfordner gesammelt und beim Leiter der Prüfung verwahrt. Zur statistischen Auswertung wurden die Daten in eine Exceltabelle übertragen, auf die nur der Leiter der Prüfung und die Prüfärzte Zugriff hatten. Die Patientendaten wurden ausschließlich für Untersuchungszwecke verwendet.

2.3 Kriterien der Patientenauswahl

Die Ein- und Ausschlusskriterien dienten zur Auswahl der Patienten, die an der Studie teilnehmen durften (Tabelle 3).

Tabelle 3: Ein- und Ausschlusskriterien für die Studie

Einschlusskriterien
- Männer und Frauen im Alter über 18 Jahren - erfolgte Einwilligung in die Teilnahme - Einzelkronen im Seitenzahnbereich (Prämolaren/Molaren) mit antagonistischer natürlicher Bezahnung - vitale und symptomlose Pfeilerzähne mit unauffälligem radiologischem Ausgangsbefund - parodontal saniertes (suffizientes) Restgebiss oder keine parodontologische Behandlungsnotwendigkeit
Ausschlusskriterien
- fehlende antagonistische Bezahnung - antagonistische Bezahnung auf Implantaten - endodontische Versorgung - Bruxismus - Patienten unter 18 Jahren - Pfeilerzähne mit Schmerzsymptomatik - Implantate als Pfeiler - nicht durchführbare zahnärztliche Behandlung und/oder Untersuchung aufgrund eines schlechten Allgemeinzustands - Vorliegen von Allgemeinerkrankungen: Diabetes mellitus, Niereninsuffizienz - immunsupprimierte Patienten: Organtransplantierte, Autoimmunerkrankungen (z. B. rheumatische Arthritis, chronische Darmerkrankungen) - infektiöse Patienten (z. B. Vorliegen von Hepatitis A, B, C, TBC, HIV) - suchtkranke Patienten (z. B. Alkoholabhängigkeit) - Patienten mit Anfalls- oder Nervenleiden - bestehende Schwangerschaft

2.4 Klinische Behandlungsdurchführung

Alle Behandlungen, welche die Präparation, das Herstellen und das Einsetzen der hier untersuchten Teilkronen umfassten, wurden von zwei erfahrenen Zahnärzten in der Poliklinik für Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie in der Universitätsmedizin Göttingen durchgeführt. Hierfür wurde der Zeitraum vom 01.01.2014 bis 31.07.2014 genutzt. Vor Beginn der Behandlung erhielten alle Patienten eine professionelle Zahnreinigung mit Mundhygiene-Instruktion.

Die Präparation erfolgte entsprechend den Richtlinien für CAD/CAM-gefertigte vollkeramische Teilkronen (Ahlers et al. 2009). Durch die werkseitige Voreinstellung der Konstruktions-Software (CEREC Software 4.2) auf eine Mindestmaterialstärke von 0,7 mm wurde dieser Wert unbeabsichtigt für die Konstruktion und Herstellung der Teilkronen aus ZLS-Keramik angewendet. Diese Abweichung vom eigentlichen Studiendesign bedeutet eine Unterschreitung der vom Hersteller empfohlenen okklusalen Mindestmaterialstärke von 1,0 mm. Dies wurde zu einem Zeitpunkt erkannt, nachdem die Behandlungen abgeschlossen und die Teilkronen zur Herstellung freigegeben waren. Die Ethik-Kommission wurde über die Abweichung vom Studienprotokoll informiert und genehmigte die Fortsetzung der Studie. Dank der gespeicherten Daten im Archiv der Konstruktions-Software konnten die Mindestmaterialstärken der Restaurationen ermittelt werden. Es wurden zwei Gruppen gebildet: Gruppe 1 mit 31 Teilkronen und einer Mindestmaterialstärke von 0,5 mm bis 0,74 mm und Gruppe 2 mit 28 Teilkronen und einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm (Abbildung 10).

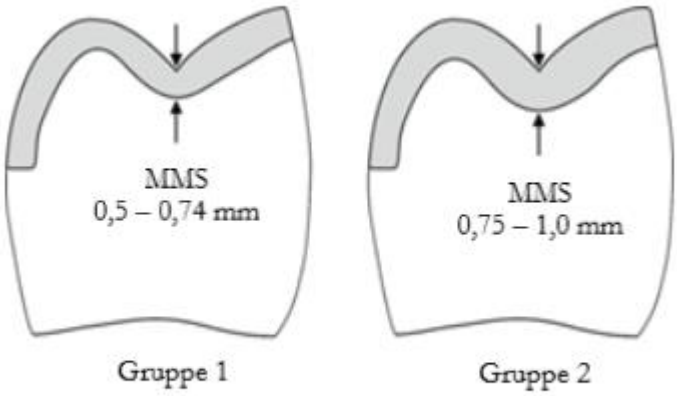

Abbildung 10: Präparationsdesign und Gruppenaufteilung nach Mindestmaterialstärken (MMS) (Rinke et al. 2020)

Die digitale Abformung erfolgte mit einem puderfreien Intraoralscanner (CEREC AC Omnicam, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland), der in Echtfarben und im Videomodus den zu scannenden Bereich digitalisiert. Danach wurde die Teilkronenrestauration am Bildschirm der Aufnahmeeinheit dreidimensional konstruiert (CEREC Software 4.2, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland).

Darauf folgte das Fräsen der Restauration in der Fräs- und Schleifmaschine (CEREC MC XL, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) und anschließend wurde der Kristallisations- und Malbrand der monolithischen Teilkrone entsprechend den Herstellerempfehlungen durchgeführt.

Der erste Schritt des Konditionierens der Teilkrone ist das Ätzen der inneren Restaurationsoberfläche mit Flusssäure für 20 Sekunden (5 %, Vita Ceramic Etch, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland). Es folgte das Reinigen mit Wasser für 20 Sekunden und das Silanisieren mit einer Einwirkzeit von einer Minute (Monobond S, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Das adhäsive Einsetzen der Restaurationen wurde mit zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen durchgeführt, jeweils unter absoluter Trockenlegung durch Nutzung von Kofferdam. Die Versorgungen wurden randomisiert mithilfe der Software *random.org* und in zwei Gruppen aufgeteilt. Gruppe A umfasste 30 Teilkronen, die mit dualhärtendem Befestigungskomposit und einem Mehr-Schritt-Adhäsivsystem in der Total-Etch-Technik (Syntac / Variolink II, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) befestigt wurden. Gruppe B beinhaltete 29 Teilkronen, die mit selbstadhäsivem Kompositzement (RelyX Unicem, 3M, Seefeld, Deutschland) zementiert wurden.

Nach dem Einsetzen wurden zunächst die Zementüberschüsse entfernt, danach erfolgte die Lichthärtung. Die Okklusion wurde, je nach vorheriger Ausgangssituation, in Front-Eckzahnführung oder Gruppenführung mit einem feinen Diamanten eingeschliffen. Abschließend wurden die Teilkronen mit den Vor- und Feinpolierern (Vita Suprinity Polishing Set clinical) auf Hochglanz poliert.

Zusammenfassend erfolgte die klinische Behandlungsdurchführung gemäß dem entsprechenden Ablaufplan (Abbildung 11).

Behandlungsdurchführung

Präparation und optische Abformung

Herstellen der Restauration:

- Konstruktion mittels CEREC-Software
- Fräsen der Restauration mittels Nassschleifeinheit (CEREC MCXL)
- Kristallisations-Malbrand

Randomisierte Zuordnung des Befestigungszementes:

Gruppe A:
Variolink II mit Adhäsivsystem Syntac

Gruppe B:
RelyX Unicem

Konditionierung der Restauration:

- Ätzen der Restaurationsinnenfläche mit Flusssäure 20 sec (Ceramic Etch)
- Silanisieren 1 min (Monobond S)

Einsetzen der Restauration:

- Zementüberschuss entfernen
- Restauration polymerisieren
- Okklusionskontrolle, ggf. einschleifen

Analyse der CAD-Datensätze

Zuordnung der Mindestmaterialstärke der Restaurationen:

Gruppe 1:
0,5 mm – 0,74 mm

Gruppe 2:
0,75 mm – 1,0 mm

Abbildung 11: Ablaufplan der klinischen Behandlungsdurchführung

2.5 Klinische Nachuntersuchung

Die klinischen Nachuntersuchungen begannen mit dem Tag der Zementierung (Baseline-Untersuchung) und wurden im Zwölf-Monats-Intervall durchgeführt. Die Untersuchungsparameter umfassten das Überleben (ohne einen Verlust der Restauration), den Erfolg (interventionsfreie Funktionsdauer der Restauration), die modifizierten USPHS (United States Public Health Service)-Kriterien und weitere Untersuchungen an den Studienzähnen.

Die vorliegende Studie wertet die Ergebnisse der 5-Jahres-Nachuntersuchungen aus. Sie erfolgten zwischen Februar 2019 und April 2019. Der klinische Nachuntersucher war nicht der Behandler der Restaurationen und hatte somit weder Kenntnis über die jeweilige Mindestmaterialstärke der Teilkronen, noch über den verwendeten Befestigungskomposit (Verblindung). Die Reihenfolge der Terminierung der Patientenuntersuchungen war willkürlich und abhängig vom Terminwunsch der Patienten.

Die zahnärztliche Untersuchung erfolgte mithilfe von Mundspiegel, zahnärztlicher Sonde, Zahnseide, Luftpuster und Parodontalsonde. Mit einem CO_2-Kältetest wurde die Vitalität überprüft. Zusätzlich wurden intraorale Fotoaufnahmen zur Dokumentation der aktuellen Situation angefertigt.

Der zeitliche Umfang der Untersuchung mit nachfolgender Fotodokumentation betrug etwa 20 Minuten. Es bestanden bei der Untersuchung keine Risiken und es wurden keine studienbedingten zusätzlichen Röntgenaufnahmen durchgeführt.

Die Durchführung der klinischen Nachuntersuchung wurde entsprechend dem Ablaufplan vollzogen (Abbildung 12).

Klinische Nachuntersuchung

Trocknung der Zähne

↓

Untersuchung der Studienzähne nach:

- Verlust der Restauration
- Intervention an der Restauration

↓

Befragung des Patienten nach:

- Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit an den Studienzähnen
- Schmerzen an den Studienzähnen

↓

Dokumentation im CRF-Bogen

↓

Untersuchung der Studienzähne nach modifizierten USPHS-Kriterien:

- Randschluss
- Randverfärbung
- Farbanpassung
- Anatomische Form
- Sekundärkaries

↓

Weitere Untersuchungen an den Studienzähnen:

- Approximalkontakte
- Sensibilitätstest
- Sondierungstiefen
- BOP-Index

↓

Dokumentation im CRF-Bogen

↓

Intraorale Fotoaufnahme

Abbildung 12: Ablaufplan der klinischen Nachuntersuchung

Zu Beginn jeder klinischen Nachuntersuchung wurde die Patientenakte kontrolliert, ob ein Verlust oder eine funktionserhaltende Intervention dokumentiert wurde.

Falls der Verlust einer Teilkrone aktenkundig war, wurde das Datum des Verlustes auf dem CRF-Bogen notiert. Der Verlustgrund wurde für statistische Zwecke nummeriert (*Score*) (Tabelle 4).

Tabelle 4: Verlustgründe und Beschreibung von deren Bewertung

Verlustgrund		
	Score	**Beschreibung**
biologisch	0	kein biologisch bedingter Misserfolg
	1	parodontologisch bedingter Misserfolg
	2	endodontologisch bedingter Misserfolg
	3	Zahnfraktur
	4	Sekundärkaries
technisch	0	kein technisch bedingter Misserfolg
	1	komplette Fraktur der Keramikrestauration mit Exposition von Zahnhartsubstanz
	2	ausgedehnte Keramikfraktur ohne Exposition von Zahnhartsubstanz
	3	Retentionsverlust ohne Möglichkeit der Rezementierung
planerisch	0	keine Entfernung der Restauration aufgrund einer Änderung der prothetischen Planung
	1	Entfernung der Restauration aufgrund einer Änderung der prothetischen Planung

Des Weiteren wurde die Akte auf Interventionen geprüft. Interventionen sind jegliche Maßnahmen zum Funktionserhalt der Teilkrone. Falls eine Intervention vorlag wurde das Datum der Intervention notiert. Der Interventionsgrund wurde anhand eines *Scores* auf dem CRF-Bogen notiert (Tabelle 5).

Tabelle 5: Interventionsgründe und Beschreibung von deren Bewertung

Interventionsgrund		
	Score	**Beschreibung**
biologisch	0	keine biologische Intervention
	1	parodontologische Behandlung
	2	Wurzelkanalbehandlung nach Vitalitätsverlust
	3	Revision oder chirurgische Therapie an einem endodontisch behandelten Zahn
	4	Füllungstherapie aufgrund von Sekundärkaries
	5	Versiegelung bei Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit
technisch	0	keine technisch bedingte Intervention
	1	Rezementierung nach Retentionsverlust
	2	Politur einer Keramikfraktur < 2mm² (*Chipping*)
	3	Politur einer Keramikfraktur >2mm² (*Chipping*)

Die Patienten wurden nach Heiß-/Kalt-Empfindlichkeiten und Schmerzen an den Studienzähnen befragt. Die Antworten wurden anhand von *Scores* auf dem CRF-Bogen erfasst (Tabelle 6).

Tabelle 6: Nachuntersuchungskriterien und Beschreibung von deren Bewertung

Nachuntersuchungskriterien		
	Score	**Beschreibung**
Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit	0	keine Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit
	1	leichte Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit
	2	starke Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit (Intervention notwendig)
Schmerzen	0	keine Schmerzen
	1	gelegentlich spontane Schmerzen
	2	leichte Beschwerden bei Nahrungsaufnahme
	3	starke Schmerzen mit Beeinträchtigung der Nahrungsaufnahme
	4	starke Empfindlichkeit (Intervention notwendig)

Als Nächstes wurden die Studienzähne nach den modifizierten USPHS-Kriterien untersucht. Diese Kriterien umfassen die Randverfärbung, Randschluss, Farbanpassung, anatomische Form und Sekundärkaries (Cvar und Ryge 2005). Die Klassifikation Alfa bedeutet, dass keine Intervention an der Versorgung notwendig ist. Restaurationen mit der Klassifikation Beta stellen eine Intervention in Frage, die Klassifikation Charlie steht für eine notwendige Erneuerung der Restauration. Delta ist die Klassifikation des Randschluss-Parameters für Restaurationen, die teilweise oder vollständig frakturiert sind oder fehlen. Das Kriterium Sekundärkaries umfasst nur zwei Klassifikationen. Beta beschreibt dabei ein Auftreten von Karies und führt zur Erneuerung der Versorgung (Tabelle 7).

Tabelle 7: Modifizierte USPHS-Kriterien und Beschreibung von deren Bewertung (Cvar und Ryge 2005)

Modifizierte USPHS-Kriterien		
	Klassifikation	**Beschreibung**
Randschluss	Alfa	keine Spaltbildung mit zahnärztlicher Sonde tastbar und klinisch keine Restaurationskanten sichtbar
	Beta	Spaltbildung mit zahnärztlicher Sonde tastbar und klinisch Restaurationskanten sichtbar
	Charlie	tiefe Spaltbildung bis zur Schmelz-Dentin-Grenze mit zahnärztlicher Sonde tastbar und klinisch sichtbar
	Delta	Restauration ist frakturiert oder fehlt
Randverfärbung	Alfa	keine sichtbare Randverfärbung
	Beta	oberflächliche Randverfärbung
	Charlie	in die Tiefe reichende Randverfärbung (Richtung Pulpa)
Farbanpassung	Alfa	keine Farbdifferenz zu den Nachbarzähnen
	Beta	geringe klinische Farbdifferenz
	Charlie	ästhetisch nicht akzeptable Farbdifferenz
Anatomische Form	Alfa	anatomische Form entsprechend dem natürlichen Vorbild
	Beta	geringe Veränderung der anatomischen Form ohne Erneuerungsbedarf
	Charlie	ausgeprägte Veränderung / Verschleiß der Restauration
Sekundärkaries	Alfa	Kein Sekundärkaries klinisch sichtbar und tastbar
	Beta	Sekundärkaries klinisch sichtbar und tastbar

Es folgten weitere Untersuchungen der Teilkronen. Der Approximalkontakt wurde mesial und distal mit Zahnseide getestet und die Vitalität der Studienzähne wurde mittels CO_2-Kältetest überprüft. Mithilfe der Parodontalsonde wurden die Sondierungstiefen der vestibulär mesialen und distalen Messpunkte in Millimeter gemessen. Beim Sondieren der mesialen und distalen Messpunkte der Taschen wurde der BOP (*Bleeding On Probing*)-Index ermittelt. Die ermittelten Daten wurden in codierter Form auf dem CRF-Bogen notiert (Tabelle 8).

Tabelle 8: Weitere Nachuntersuchungskriterien und deren Bewertung

Nachuntersuchungskriterien		
	Score	**Beschreibung**
Approximalkontakt (mesial, distal)	0	straffer Approximalkontakt
	1	leichter Approximalkontakt und bei visueller Betrachtung geschlossen
	2	kein Approximalkontakt
Sensibilitätstest	0	positiv (kein Vitalitätsverlust)
	1	negativ (Vitalitätsverlust)
BOP-Index (mesial, distal)	0	keine Blutung nach Sondieren sichtbar
	1	Blutung nach Sondieren sichtbar
Sondierungstiefe (mesial, distal)	-	Sondierungstiefe in Millimeter

2.6 Fallbeispiele

Die nachfolgende Abbildung (Abbildung 13) zeigt exemplarisch eine Teilkronen-Versorgung auf einem unteren zweiten Prämolaren mit einer durchgängigen Alfa-Bewertung. An diesem Zahn waren weder Interventionen zum Funktionserhalt notwendig, noch traten Heiß-/Kalt-Empfindlichkeiten oder Schmerzen auf, deshalb wurden diese Parameter mit dem *Score* 0 vermerkt. Die modifizierten USPHS-Kriterien Randschluss, Randverfärbung, Farbanpassung, anatomische Form und Sekundärkaries wurden mit der Klassifikation Alfa bewertet. Für die weiteren Nachuntersuchungskriterien, die die Approximalkontakte, Vitalität und BOP-Index umfassten, wurde ebenfalls ein *Score* 0 ermittelt. Die Sondierungstiefen lagen mesial und distal jeweils bei 2 mm.

Abbildung 13: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 35 in okklusaler und vestibulärer Ansicht

Das nachfolgende klinische Beispiel (Abbildung 14) zeigt eine Teilkronenversorgung mit einer Beta-Bewertung nach 5-jähriger Tragedauer. Interventionen, Heiß-/Kalt-Empfindlichkeiten oder Schmerzen traten während der Beobachtungszeit nicht auf. Die modifizierten USPHS-Kriterien Randschluss und die Randverfärbung wurden mit der Klassifikation Beta beurteilt, da eine Spaltbildung mit der zahnärztlichen Sonde tastbar und klinisch visuell sichtbar war und eine oberflächliche Randverfärbung existierte. Es bestand keine Farbdifferenz zu den Nachbarzähnen, die anatomische Form entsprach dem natürlichen Vorbild und es war kein Sekundärkaries sichtbar oder tastbar. Diese Parameter wurden mit einem Alfa bewertet. Der mesiale Approximalkontakt war leicht und bei visueller Betrachtung geschlossen, deshalb wurde dies mit dem *Score* 1 vermerkt. Der distale Approximalkontakt war straff und die Vitalität positiv, somit erhielten diese Kriterien einen *Score* 0. Aufgrund der sichtbaren Blutung nach dem Sondieren

mesial und distal, wurde der BOP-Index mit einem *Score* 1 gewertet. Die Messung der Sondierungstiefe ergab mesial 3 mm und distal 2 mm.

Abbildung 14: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 46 in okklusaler und vestibulärer Ansicht

2.7 Studienpopulation

Es wurden 45 Patienten, darunter 28 Frauen und 17 Männer, mit insgesamt 61 chairside-gefertigten ZLS-keramischen Teilkronen auf vitalen, symptomfreien Seitenzähnen versorgt. Von den 45 Patienten nahmen 44 Patienten und damit 59 Teilkronen an der 5-Jahres-Nachuntersuchung der vorliegenden prospektiven, randomisierten, monozentrischen, klinischen Studie teil.

2.8 Studienmaterialien

2.8.1 CEREC-Komponenten

Zur chairside gefertigten Herstellung der Teilkronen wurde das CEREC-System benutzt. Das digitale Erfassen der Studienzähne wurde mit dem Intraoralscanner CEREC AC Omnicam durchgeführt. Mithilfe der CEREC Software 4.2 und des Designmodus Biogenerik Individuell wurde eine virtuelle Konstruktion der Restaurationen erstellt. Zur Fertigung der Restaurationen wurde die CEREC MC XL Fräs- und Schleifeinheit im Bearbeitungsmodus Fein verwendet.

2.8.2 Befestigungsmaterialien

2.8.2.1 Befestigungssystem Syntac / Variolink II

Variolink II (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Schaan) ist ein adhäsiver Befestigungskomposit, der dualhärtend (licht- und selbsthärtend) wirkt und zur Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen dient. Er besteht aus einem Katalysator und einer Base, die manuell im Verhältnis 1:1 angemischt werden (Abbildung 15). Der Katalysator wird in zwei Viskositätsstufen angeboten und die Verarbeitungszeit beträgt 3,5 min bei 37 °C (Variolink II 2003). Die chemische Zusammensetzung von Variolink II unterscheidet sich je nach Viskosität des Katalysators (Tabelle 9).

Abbildung 15: Dualhärtender Befestigungskomposit Variolink II. Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Ivoclar Vivadent.

Tabelle 9: Zusammensetzung des dualhärtenden Befestigungskomposits Variolink II; nach Ortengren et al. (2000)

Chemische Komponente	Basismaterial in Gew.-%	Katalysator (hoch viskos) in Gew.-%	Katalysator (niedrig viskos) in Gew.-%
Bis-GMA (Bisphenol A-Glycidyl Methacrylat)	12,3	11,1	15,2
UDMA (Urethan-Dimethacrylat)	6,2	5,6	7,6
TEGDMA (Triethylen-glycol-dimethacrylat)	6,2	5,6	7,6
Bariumgläser	40,0	42,0	33,5
Mischoxid	10,0	10,0	10,0
Ytterbium-trifluoride	25,0	25,0	25,0

Syntac (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Schaan) gehört zu den lichthärtenden Mehr-Schritt-Adhäsivsystemen. Es kann sowohl in der Selective-Etch als auch in der Total-Etch-Technik angewendet werden. Das Adhäsivsystem besteht aus den drei Komponenten Syntac Primer, Syntac Adhäsiv und Heliobond (Abbildung 16, Tabelle 10) (Syntac 2012).

Abbildung 16: Mehr-Schritt-Adhäsivsystem Syntac. Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Ivoclar Vivadent.

Tabelle 10: Zusammensetzung der Hauptbestandteile des Adhäsivsystems Syntac; nach Hikita et al. (2007)

Syntac Primer	Syntac Adhäsiv	Heliobond
- Maleinsäure	- Maleinsäure	- Bis-GMA
- TEGDMA	- TEGDMA	- TEGDMA
- Wasser	- Glutaralgehyd	
- Aceton	- Wasser	

2.8.2.2 RelyX Unicem

RelyX Unicem (3M, Seefeld, Deutschland) ist ein selbstadhäsiver, universaler Kompositzement, der dualhärtend wirkt (Abbildung 17). Dieses Pulver-/Flüssigkeitssystem wird in den Kapseln Aplicap und Multicap angeboten, die sich in der Füllmenge unterscheiden. Aplicap, welches auch in der vorliegenden Studie benutzt wurde, deckt den Bedarf einer Einzelrestauration, Multicap den einer mehrgliedrigen Restauration ab. Die Verarbeitungszeit von Aplicap beträgt fünf Minuten. Zusammengesetzt ist RelyX Unicem aus einer organischen Methacrylatmatrix und einem 72 Gew.-%igen Anteil von anorganischen Füllkörpern (Tabelle 11) (3M Espe 2004).

Abbildung 17: Selbstadhäsiver Kompositzement RelyX Unicem Aplicap. Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung von 3M.

Tabelle 11: Zusammensetzung des selbstadhäsiven Kompositzementes RelyX Unicem; nach 3M Espe (2004)

Pulver	Flüssigkeit
- Glaspulver (silanisiert) - Initiator - Kieselsaure (silanisiert) - Substituiertes Pyrimidin - Calciumhydroxid - Peroxo-Verbindung - Pigment	- Methacrylierter Phosphorsäureester - Dimethacrylat - Acetat - Stabilisator - Initiator

2.8.3 Vita Suprinity

In der vorliegenden Studie wurde die ZLS-Keramik Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) verwendet (Abbildung 18). Vita Suprinity zeigt eine duale Mikrostruktur. Sie enthält Kristalle aus Lithiummetasilikat (Li_2SiO_3) und Lithiumdisilikat (Li_2SiO_5) und eine Glasmatrix in der etwa 10 Gew.-% gelöstes Zirkondioxid (ZrO_2) eingebettet ist (Tabelle 12) (Krüger et al. 2013). Die optischen und mechanischen Eigenschaften von Vita Suprinity resultieren aus der neuartigen chemischen Zusammensetzung (Tabelle 13).

Abbildung 18: Vita Suprinity-Keramikblock (Vita Suprinity 2013). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung von VITA Zahnfabrik.

Tabelle 12: Zusammensetzung von Vita Suprinity-Keramik; nach Gracis et al. (2015); Vita Suprinity (2013)

Inhaltsstoff	Summenformel	Gewichtsprozent
Siliziumdioxid	SiO_2	56 – 64 %
Lithiumoxid	Li_2O	15 – 21 %
Zirkondioxid	ZrO_2	8 – 12 %
Phosphorpentoxid	P_2O_5	3 – 8 %
Kaliumoxid	K_2O	1 – 4 %
Aluminiumoxid	Al_2O_3	1 – 4 %
Pigmente	-	0 – 6 %
Ceriumoxid	CeO_2	0 – 4 %

Tabelle 13: Übersicht über technische Daten von Vita Suprinity-Keramik; nach Elsaka und Elnaghy (2016); Vita Suprinity (2013)

Prüfung	Ermittelter Wert
Drei-Punkt-Biegefestigkeit	final kristallisiert ca. 420 MPa (vorkristallisiert ca. 180 MPa)
Biaxialfestigkeit	ca. 540 MPa
Risszähigkeit	ca. 2,0 MPa√m
Elastizitätsmodul	ca. 70 GPa
Weibull-Modul	ca. 8,9
Vickershärte	ca. 7000 MPa
Sprödigkeitsindex	ca. 2,84 $\mu m^{-1/2}$
Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)	ca. 11,9 – 12,3 ·10-6/K
Transformationstemperatur (TG)	ca. 620 °C
Erweichungstemperatur	ca. 800 °C
Chemische Löslichkeit	ca. 40 $\mu g/cm^2$
Abrasion	ähnliche Werte wie Vitablocs Mark II

Nach Herstellerangaben dauert das Schleifen eines Keramikblocks aus Vita Suprinity in einer Fräs- und Schleifmaschine (z. B. CEREC MC XL, Dentsply Sirona, Deutschland) je nach Restaurationsart und nach Normal- oder Schnellschleifmodus etwa 8 bis 13,5 min. Der anschließende Kristallisationsbrand benötigt etwa 28 min in einem Keramikbrennofen bei max. 840 °C (Vita Suprinity 2013).

Optional kann eine Charakterisierung der Versorgung durchgeführt werden. Hierfür wird die Restauration mit einer Glasurmasse (Vita Akzent Plus Glaze LT) überzogen und darauffolgend mit Malfarben (Vita Akzent Plus Effect und Body Stains) individualisiert. Der Malfarben- und Glasurbrand beträgt 10 min bei max. 800 °C im Keramikbrennofen. Wahlweise kann diese Individualisierung auch vor dem Kristallisationsbrand stattfinden und in einem Kombinationsbrand bei max. 840 °C für 28 min erfolgen (Vita Suprinity 2013).

Die Oberfläche der Restauration kann nach der Kristallisation mit Vor- und Feinpolieren (z. B. Vita Suprinity Polishing Set clinical/technical) extraoral nachgearbeitet werden (Abbildung 19). Nach dem adhäsiven Einsetzen kann mit einem feinen Diamanten die Okklusion eingeschliffen werden und mit den zuvor genannten Polierern die Restauration in 90 Sekunden auf Hochglanz gebracht werden (Vita Suprinity 2013).

Abbildung 19: Vor- und Feinpolierern Vita Suprinity Polishing Set clinical/technical (VITA Zahnfabrik 2020). Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung von VITA Zahnfabrik.

2.9 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Die Überlebens- und Erfolgsraten, auch -wahrscheinlichkeiten genannt, von chairside gefertigten Teilkronen aus ZLS-Keramik nach fünf Jahren Tragezeit wurden mittels einer Überlebenszeitanalyse ausgewertet. Überlebenszeitanalysen werden angewendet, um die Wahrscheinlichkeit zu berechnen, mit der ein Ereignis zu einem bestimmten Zeitpunkt eintritt. Als Bewertungsparameter für die klinische Bewährung wurden die Überlebensrate, die Erfolgsrate und die Erfolgsrate bezüglich des Retentionsverlustes genutzt (Ziegler et al. 2007b).

Die Überlebensrate definiert in Prozent, wie viele Restaurationen *in situ* vorhanden sind bis zum Zeitpunkt der 5-Jahres-Nachuntersuchung ohne das Eintreten eines Totalverlustes. Gründe für einen Totalverlust waren entweder technisch bedingte Misserfolge wie eine klinisch nicht akzeptable Keramikfraktur der Restauration oder biologisch bedingte Ereignisse wie eine Zahnfraktur, Sekundärkaries, parodontale oder endodontologische Erkrankungen. Ein Totalverlust bedingte ein vollständiges Ersetzen der Restauration oder die Extraktion des Zahnes (Anusavice 2012). Die Überlebenszeit beschreibt den Zeitraum zwischen dem Einsetzdatum und der 5-Jahres-Nachuntersuchung, bzw. bei einem Totalverlust bis zu dem Tag, an dem dieses Ereignis in der Patientenakte notiert wurde (Zwiener et al. 2011).

Die Erfolgsrate definiert in Prozent, wie viele Restaurationen unverändert *in situ* waren, ohne dass Komplikationen auftraten, die eine Intervention erforderten. Die Erfolgsrate bezüglich des Retentionsverlustes bezieht sich ausschließlich auf die Versorgungen mit Retentionsverlust als Komplikation (Anusavice 2012).

In der vorliegenden Studie wurde die Kaplan-Meier-Methode (Time-to-Event-Analyse) zur Überlebenszeitanalyse gewählt (Kaplan und Meier 1985). Das Charakteristische an der Kaplan-Meier-Methode ist, dass die Berechnung möglich ist, auch wenn die Beobachtungszeiträume der Patienten nicht identisch sind (Stel et al. 2011). Zudem berücksichtigt dieses Verfahren neben den Patientendaten mit bekannter Überlebenszeit auch zensierte Patientendaten. Dies sind im Falle der behandelten Studie Restaurationen, bei denen bis zu dem Zeitpunkt der Nachuntersuchung kein Totalverlust eintrat oder Interventionen notwendig wurden. Patienten, die nicht mehr zu der Nachuntersuchung erschienen sind, also *Loss to follow-up*, fielen in die zensierte Gruppe (Jager et al. 2008).

Die berechneten Überlebenszeiten können mittels Kaplan-Meier-Kurve grafisch dargestellt werden (Abbildung 20). Hierbei wird auf der x-Achse die Überlebenszeit der Patienten – in dieser Studie der Teilkronen – und auf der y-Achse die mit der Kaplan-Meier-Methode berechnete Überlebenswahrscheinlichkeit abgetragen (Rich et al. 2010).

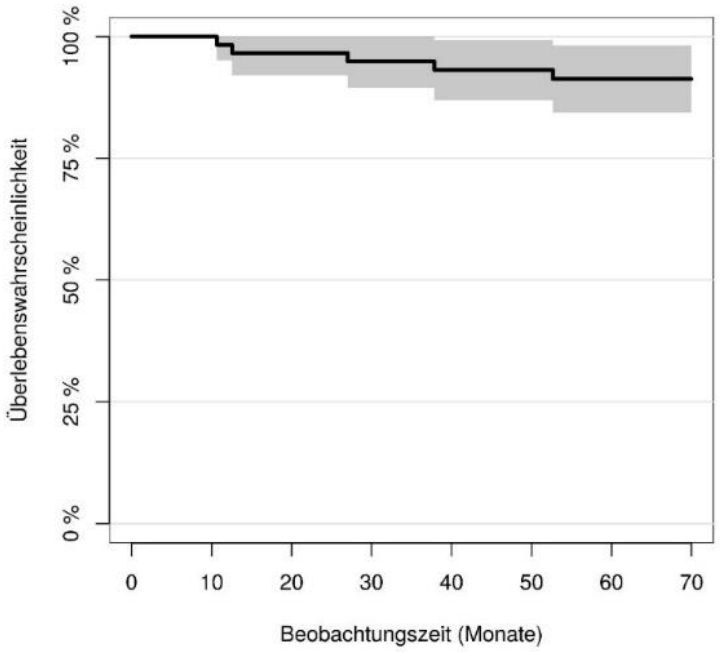

Abbildung 20: Beispiel einer Kaplan-Meier-Kurve für 59 Teilkronen aus Vita Suprinity-Keramik innerhalb einer 5-jährigen Beobachtungszeit

Die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit wird anhand der Daten der dargestellten Grafik im Folgenden erläutert (Ziegler et al. 2007b; Zwiener et al. 2011; Verduijn et al. 2011; Rich et al. 2010; Bland und Altman 1998).

Der erste Totalverlust einer Teilkrone trat nach 10,7 Monaten ein. Die errechnete Wahrscheinlichkeit, mindestens bis zum Monat 10,7 keinen Verlust einer Teilkrone zu erreichen, beträgt hierbei 98 % = $\frac{58}{59}$. Der zweite Verlust trat nach 12,6 Monaten ein. Dies bedeutet, dass die Wahrscheinlichkeit mindestens bis zum Monat 12,6 keinen Verlust zu registrieren bei 97 % = $\frac{58}{59}$ x $\frac{57}{58}$ liegt. Der nächste Verlust folgte nach 27,0 Monaten. Die Wahrscheinlichkeit ohne einen Verlust *in situ* zu verbleiben, liegt hier bei 95 % = $\frac{58}{59}$ x $\frac{57}{58}$ x $\frac{56}{57}$. Nach 37,8 Monaten wurde ein weiterer Verlust notiert. Außerdem sind zwei Teilkronen im Monat 29,9 und eine Teilkrone im Monat 39,0 zensiert, da die Patienten nicht mehr an der Studie teilnahmen. Somit liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit bei 93 % = $\frac{58}{59}$ x $\frac{57}{58}$ x $\frac{56}{57}$ x $\frac{53}{54}$. Ein weiterer Verlust ergab sich nach 52,7 Monaten. Zwei weitere Teilkronen wurden zensiert, eine im Monat 41,2 und eine im Monat 44,1.

Die Überlebenswahrscheinlichkeit beträgt zu diesem Zeitpunkt 91 % = $\frac{58}{59}$ x $\frac{57}{58}$ x $\frac{56}{57}$ x $\frac{53}{54}$ x $\frac{51}{52}$. Es folgten keine weiteren Ereignisse. Es ist jedoch unsicher, was mit den übrigen Teilkronen geschah. Die Kaplan-Meier-Kurve spiegelt dies durch die geschätzte Überlebenswahrscheinlichkeit von 91 % wider.

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss dreier möglicher Kovariablen, die die Überlebens- und Erfolgsraten der Restaurationen beeinflussen, untersucht. Zum einen die Mindestmaterialstärke (0,5 bis 0,74 mm oder 0,75 bis 1,0 mm), die Position der Restauration (endständig oder nicht endständig) und die Art der Befestigungstechnik (selbstadhäsiver Kompositzement oder dualhärtender Befestigungskomposit).

Die Überlebens- und Erfolgsrate wurde unter Berücksichtigung der für diese Studie relevanten Kovariablen mithilfe des Cox-Regressionsmodells berechnet. Die Cox-Regression ist ein Vorhersagemodell, das die Einflussgröße von Kovariablen auf eine Zielvariable, wie die Überlebenszeit, schätzt (Cox 1972). Das Modell erlaubt es, das Risiko (den *Hazard*) für eine Person – in dieser Studie Teilkrone – für ein Ereignis – in dieser Studie einen Totalverlust – zu schätzen. Eine wichtige Voraussetzung dafür ist, dass die Effekte aller Einflussvariablen auf das Überleben über die Zeit hin konstant sind (Ziegler et al. 2007a).

Da teilweise mehrere untersuchte Teilkronen pro Patienten vorlagen, wurden diese unterschiedlichen Beobachtungsdaten abhängig gewertet. Grundlage dafür ist die adjustierte Varianzschätzung im Cox-Regressionsmodell. Folglich wurde ein marginales Modell für die Analyse der Daten verwendet und für jeden Einflussfaktor eine univariate Cox-Regression durchgeführt (Gerds et al. 2009).

Zur Interpretation der Ergebnisse des Cox-Modells wird die *Hazard*-Funktion *h(t)* benötigt. Dies ist das Risiko, dass zum Zeitpunkt *t* ein Ereignis eintritt und wird wie folgt als Quotient beschrieben (Ziegler et al. 2007a).

$$h(t) = \frac{Anzahl\ der\ Personen\ mit\ Zielereignis\ im\ Intervall,\ \ das\ bei\ t\ beginnt}{(Anzahl\ der\ Personen, die\ bis\ t\ überleben) x\ Intervallbreite}$$

Beim *Hazard Ratio* (HR) handelt es sich um ein deskriptives Maß zum Vergleich von Überlebenszeiten zweier verschiedener Gruppen. Man kann für beide Gruppen die *Hazard*-Funktionen $h_1(t)$ und $h_2(t)$ bestimmen. Dieser Quotient beschreibt, um wie viel das Ereignisrisiko in der Gruppe 2 höher ist, verglichen mit dem Ereignisrisiko der Gruppe 1 (Zwiener et al. 2011).

$$\textit{Hazard Ratio} = \frac{h2(t)}{h1(t)}$$

Zur Erläuterung des *Hazard Ratio* dient folgendes Beispiel aus dieser Studie:

Für die Gruppe 2 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm liegt ein *Hazard Ratio* von 0,09 (95 % Konfidenzintervall: 0,001 – 0,821) im Vergleich zur Gruppe 1 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm vor. Dies bedeutet, dass Patienten in Gruppe 2 das 0,09-fache Ausfallsrisiko im Vergleich zu Patienten der Gruppe 1 besitzen. Anders ausgedrückt besteht ein 11,1-fach ($11{,}1 = \frac{1}{0{,}09}$) geringeres Ausfallsrisiko in Gruppe 2 verglichen mit Gruppe 1 (Heinzel 2009).

Das Konfidenzintervall (KI) ist ein Bereich um einen Schätzwert einer Studie, in welchem sich der „wahre“ Wert mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit, dem Konfidenzniveau, befindet (Baulig et al. 2009; Bender und Lange 2007a). Wie auch in dieser Studie wird meist ein Konfidenzniveau von 95 % gewählt. Dieses besagt, dass in 95 von 100 Studien das Konfidenzintervall den wahren Wert überdecken wird (du Prel et al. 2009). Die Stichprobengröße und Standardabweichung beeinflussen die Spanne des Konfidenzintervalls (Lange und Bender 2007). Je kleiner die Stichprobe einer Gruppe ist, desto größer ist die Streuung der Werte. Dies führt zu einem breiten Konfidenzintervall und somit zu „weniger“ Vertrauen (Gardner und Altman 1986; Baulig et al. 2009). Konfidenzintervalle informieren sowohl über die statistische Signifikanz als auch über die Richtung und Größe des Effekts (Shakespeare et al. 2001).

Beim p-Wert handelt es sich um eine Wahrscheinlichkeit, die das Ausmaß der Evidenz gegen die in der Studie aufgestellte Nullhypothese beschreibt. Ein geringer p-Wert spiegelt eine starke Evidenz wider (du Prel et al. 2009). Im Gegensatz zum p-Wert liefert das Konfidenzintervall Informationen in der gleichen Einheit wie die untersuchte Variable. Damit wird eine klinische Interpretation der Unsicherheit über die Stärke eines Effekts ermöglicht (Bender und Lange 2007b).

In dieser Studie wurde ein p-Wert von weniger als 0,05 als ein statistisch signifikantes Ergebnis akzeptiert (Bland und Peacock 2002). Zur statistischen Analyse wurde das Modul *prodlim* des Softwarepaketes *R-Projekt* (Version 3.5.0, *www.r-project.org*) verwendet.

Der p-Wert kann auch mit dem Chi-Quadrat-Vierfeldertest berechnet werden. Dieser Test wird angewendet, um zu prüfen, ob eine Unabhängigkeit von zwei Merkmalen vorliegt (Shih und Fay 2017). Der erste Schritt ist das Erstellen einer (2×2)-Kontingenztafel, in der die Häufigkeitsverteilung der Merkmale festgehalten ist (Tabelle 14) (Singhal und Rana 2015).

Tabelle 14: (2×2)-Kontingenztafel; nach Singhal und Rana (2015)

	Merkmal X		
Merkmal Y	**Kategorie 1**	**Kategorie 2**	**Zeilensumme**
Gruppe 1	a	b	a+b
Gruppe 2	c	d	c+d
Spaltensumme	a+c	b+d	n= a+b+c+d

Über die Formel $\frac{\text{Zeilensumme} \times \text{Spaltensumme}}{\text{Gesamtzahl}}$ kann der Erwartungswert für jedes Feld berechnet werden. Als Voraussetzung für den Chi-Quadrat-Vierfeldertest gilt, dass der Erwartungswert aller vier Felder größer gleich fünf sein sollte. Falls dieser unter fünf liegt, wird der Exakte Fisher-Test empfohlen (Kim 2017). Folgende Formel führt zum Prüfwert Chi-Quadrat x^2, der anzeigt, ob die beiden Merkmale statistisch unabhängig sind (McHugh 2013).

$$x^2 = \frac{n \times (a \times d - c \times b)^2}{(a+c) \times (b+d) \times (a+b) \times (c+d)}$$

Der Prüfwert x^2 wird nun verglichen mit dem zum gewählten Signifikanzniveau $\propto$ gehörenden kritischen Wert, der in der Chi-Quadrat-Verteilungstabelle aufgeführt ist. Es liegt ein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Parametern vor, wenn der Prüfwert größer oder gleich dem kritischen Wert ist (Pandis 2016). Bei einem Signifikanzniveau $\propto$ von 0,05 lässt sich der p-Wert näherungsweise über folgende Formel bestimmen (Bender und Lange 2007a; Singhal und Rana 2015).

$$\mathrm{p} = \frac{1}{2} \times 10^{\frac{-x^2}{3{,}84}}$$

Zur Erläuterung dient ein Beispiel aus der vorliegenden Studie zum Randschluss der Restaurationen, die mit dualhärtendem Befestigungskomposit zementiert wurden. In der Baseline-Untersuchung wurden 29 Restaurationen mit Alfa bewertet und eine mit Beta. In der 5-Jahres-Nachuntersuchung wurden 16 Restaurationen mit Alfa bewertet und sieben mit Beta. Anhand des Chi-Quadrat-Tests ergibt sich ein Prüfwert von x^2= 7,46. Dieser ist größer als der zum Signifikanzniveau $\propto$ von 0,05 gehörende kritische Wert 3,84. Somit ist der Unterschied zwischen den Daten der beiden Untersuchungen statistisch signifikant. Nach der oben genannten Formel beträgt der p-Wert hierbei 0,006.

3 Ergebnisse

3.1 Patienten

In der vorliegenden Studie wurden 45 Patienten mit insgesamt 61 Teilkronen im Zeitraum zwischen Januar 2014 und Juni 2014 versorgt. Eine Patientin hat ihre schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung widerrufen. Somit blieben 44 Studienteilnehmer mit insgesamt 59 Teilkronen zur weiteren Beobachtung in der Studie. Darunter waren 27 Frauen (61,4 %) und 17 Männer (38,6 %) (Abbildung 21). Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 51 Jahren (min. 22 Jahre; max. 70 Jahre).

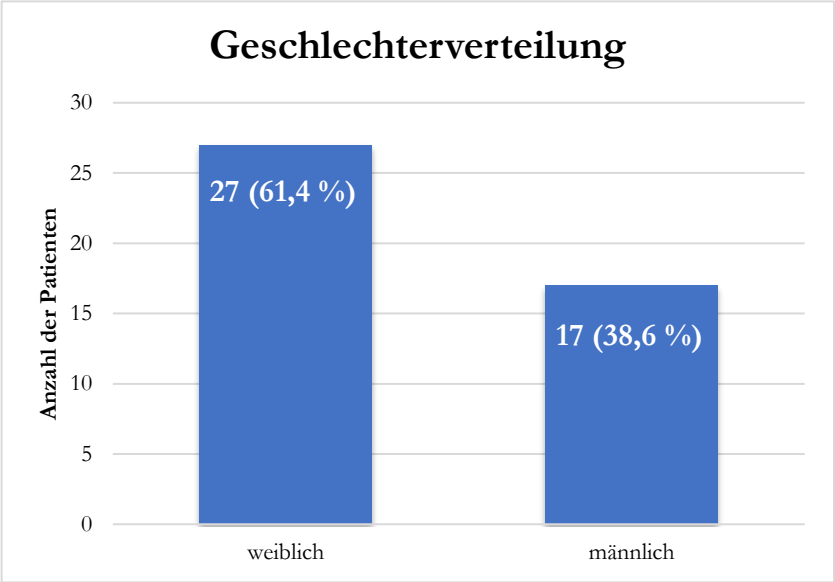

Abbildung 21: Absolute und prozentuale Verteilung der Patienten auf die Geschlechter zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung

Im Laufe der Studie ergaben sich vier Fälle, die der Nachbeobachtung verloren gingen (*Loss to follow-up*). Diese vier Patienten (zwei Frauen und zwei Männer) mit insgesamt fünf Teilkronen an Molaren standen aus unterschiedlichen Gründen der 5-Jahres-Nachuntersuchung nicht mehr zur Verfügung. Gründe für den Nichtteilnahme waren zwei Mal ein Wohnortwechsel, eine schwere Erkrankung und das Versterben eines Studienteilnehmers. Diese Daten wurden bis zu dem Zeitpunkt der zuletzt wahrgenommenen Nachuntersuchung zensiert.

Daraus folgte eine Reduzierung der zu untersuchenden Patienten in der 5-Jahres-Nachuntersuchung. Anstatt 44 Patienten wurden 40 Patienten (Recall-Quote: 90,9 %), darunter 25 Frauen

und 15 Männer, mit insgesamt 54 Teilkronen untersucht. Das Durchschnittsalter der Studienteilnehmer lag bei 50,7 ± 10,6 Jahre und die 5-Jahres-Nachuntersuchung erfolgte zwischen Januar 2019 und Mai 2019 (mittlere Beobachtungszeit: 56 ± 10 Monate).

3.2 Teilkronen

Insgesamt wurden 59 Restaurationen aus Vita Suprinity-Keramik im Seitenzahnbereich inseriert. Davon wurden 34 (57,6 %) Teilkronen im Oberkiefer und 25 (42,4 %) Teilkronen im Unterkiefer zementiert (Tabelle 15). Es befanden sich 23 (39,0 %) Teilkronen in der Position von Prämolaren und 36 (61,0 %) Teilkronen im Bereich von Molaren.

Tabelle 15: Positionierung und jeweilige Anzahl der Teilkronen im Ober- und Unterkiefer zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung

Zahn (FDI)	17	16	15	14	24	25	26	27	OK Summe
Anzahl	4	6	9	3	0	3	4	5	34 (57,6%)
Zahn (FDI)	**47**	**46**	**45**	**44**	**34**	**35**	**36**	**37**	**UK Summe**
Anzahl	2	6	1	1	1	5	8	1	25 (42,4%)

OK = Oberkiefer, UK = Unterkiefer

Die Teilkronen wurden in zwei Gruppen mit unterschiedlicher Mindestmaterialstärke unterteilt. Zu Gruppe 1 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm gehörten 31 Teilkronen, zu Gruppe 2 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm waren 28 Teilkronen zugehörig. Dies ergab eine prozentuale Verteilung von 52,5 % zu 47,5 % (Abbildung 22).

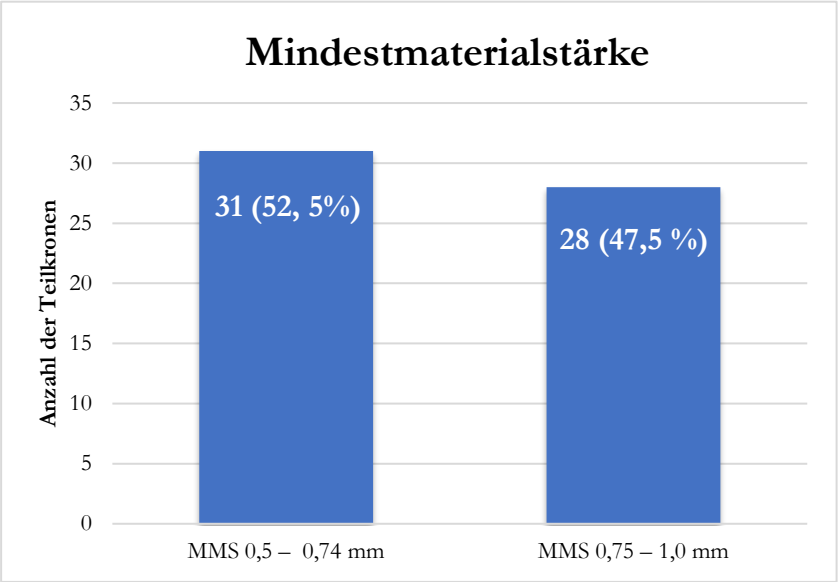

Abbildung 22: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen bezüglich der Mindestmaterialstärke zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung; MMS = Mindestmaterialstärke

Ein weiterer untersuchter Einflussfaktor war das Befestigungskomposit. 30 Teilkronen wurden mit dualhärtendem Befestigungskomposit in der Total-Etch-Technik befestigt und 29 Teilkronen wurden mit einem selbstadhäsiven Kompositzement inseriert. Die prozentuale Verteilung betrug 50,8 % zu 49,2 % (Abbildung 23).

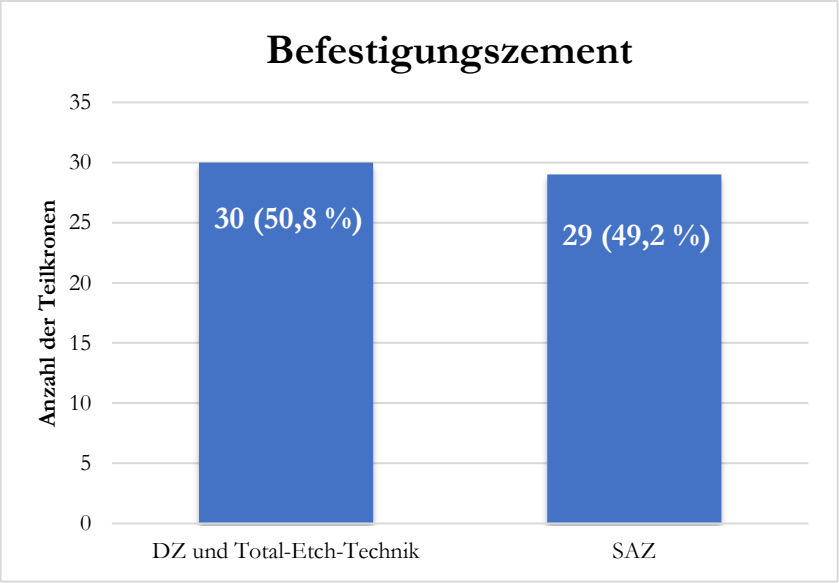

Abbildung 23: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen bezüglich des Befestigungskomposites zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung; DZ = Dualzement, SAZ = Selbstadhäsiver Zement

Die Position der Teilkronen, ob im endständigen oder nicht endständigen Bereich, wurde ebenso untersucht. Die Mehrzahl der Teilkronen, 49 Stück, waren zahnbegrenzte Restaurationen und 10 Stück hatten eine terminale Position in der Zahnreihe. Die prozentuale Verteilung lag hier bei 83,1 % und 17,0 % (Abbildung 24).

Abbildung 24: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen bezüglich der Position zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung

3.3 Überlebensrate

3.3.1 Gesamt-Überlebensrate

Die biometrische Auswertung ergab zum Zeitpunkt der 5-Jahres-Nachuntersuchung einen Verlust von fünf Teilkronen. Dadurch betrug die Gesamt-Überlebensrate 91 % [95 % Konfidenzintervall (95 % KI): 0,84-0,98] (Abbildung 25, Tabelle 16).

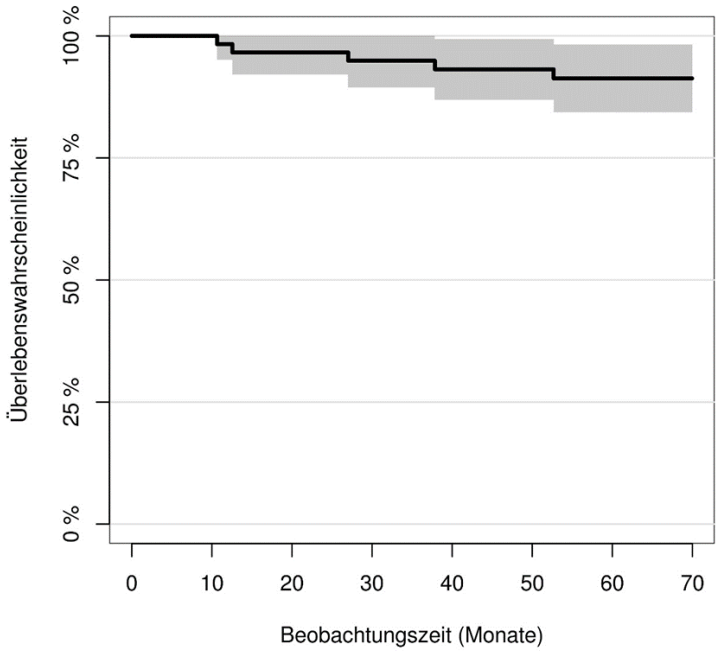

Abbildung 25: Gesamt-Überlebenswahrscheinlichkeit (%) in Abhängigkeit von der Zeit (Monate)

Tabelle 16: Zeitabhängige Gesamt-Überlebensrate mit 95 %-Konfidenzintervallgrenzen und Art des Verlustes

Überlebenszeit in Monaten	Überlebensrate in Prozent	95 %-Konfidenzintervall-grenzen	Art des Verlustes
12	98	0,95 – 1	Fraktur
24	97	0,92 – 1	Fraktur
36	95	0,82 – 1	Fraktur
48	93	0,87 – 0,99	Fraktur
60	91	0,84 – 0,98	Fraktur

Der erste Verlust trat nach 10,7 Monaten auf, der zweite Verlust nach 12,6 Monaten, der dritte Verlust nach 27,0 Monaten, der vierte Verlust nach 37,8 Monaten und zuletzt der fünfte Verlust nach 52,7 Monaten. Der Grund der Verluste war stets eine komplette Keramikfraktur.

3.3.2 Faktor Mindestmaterialstärke

Alle fünf Verluste beruhten auf Materialfrakturen und wurden in Gruppe 1 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm festgestellt. Dagegen wurde kein Verlust in Gruppe 2 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm ermittelt. Die 5-Jahres-Überlebensrate von Gruppe 1 betrug 83 % (95 % KI: 0,71-0,96) und von Gruppe 2 100 % (Abbildung 26, Tabelle 17).

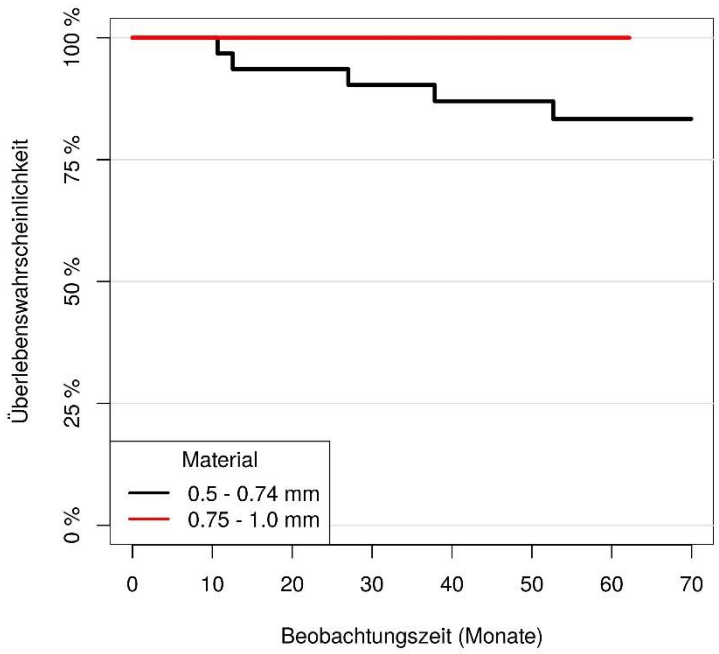

Abbildung 26: Überlebenswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf die Mindestmaterialstärke in Abhängigkeit von der Zeit (Monate)

Tabelle 17: Überlebenszeit, -rate und 95 %-Konfidenzintervallgrenzen bezogen auf die Mindestmaterialstärke

Mindestmaterialstärke 0,5 – 0,74 mm		
Überlebenszeit in Monaten	Überlebensrate in Prozent	95 %-Konfidenzintervall-grenzen
12	97	0,91 – 1
24	94	0,85 – 1
36	90	0,80 – 1
48	87	0,76 – 0,98
60	83	0,71 – 0,96
Mindestmaterialstärke 0,75 – 1,0 mm		
Überlebenszeit in Monaten	Überlebensrate in Prozent	95 %-Konfidenzintervall-grenzen
12	100	-
24	100	-
36	100	-
48	100	-
60	100	-

Durch die statistische Analyse mittels Cox-Regression wurde ein *Hazard Ratio* von 0,09 ermittelt. Dies bedeutete ein um den Faktor 11,1 (Kehrwert von 0,09) geringeres Risiko für das Auftreten einer Materialfraktur bei einer Restauration mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm im Vergleich zu einer Versorgung mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm. Dieser Unterschied war statistisch signifikant mit einem p-Wert von 0,029.

3.3.3 Faktor Befestigungsmaterial

Die 5-Jahres-Überlebensrate lag für Teilkronen, die mit dualhärtendem Befestigungskomposit in der Total-Etch-Technik eingesetzt wurden, bei 93 % (95 % KI: 0,85 – 1,0). Die Teilkronen, welche mit selbstadhäsivem Kompositzement eingesetzt wurden, wiesen eine Überlebensrate von 90 % auf (95 % KI: 0,8 – 1,0) (Abbildung 27, Tabelle 18). Der *Hazard Ratio* lag bei 1,43 und der p-Wert bei 0,677. Somit bestand keine statistisch signifikante Differenz in der Überlebensrate bei der Wahl des Befestigungskomposites.

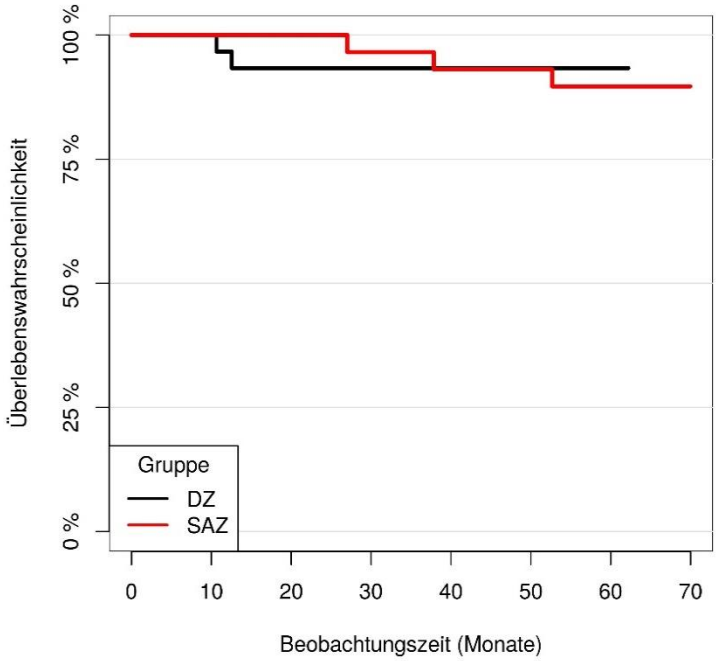

Abbildung 27: Überlebenswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf den Befestigungskomposit in Abhängigkeit von der Zeit (Monate); DZ = Dualzement, SAZ = Selbstadhäsiver Zement

Tabelle 18: Überlebenszeit, -rate und 95 %-Konfidenzintervallgrenzen bezogen auf das Befestigungskomposit

Dualhärtender Zement und Total-Etch-Technik		
Überlebenszeit in Monaten	Überlebensrate in Prozent	95 %-Konfidenzintervallgrenzen
12	97	0,91 – 1
24	93	0,85 – 1
36	93	0,85 – 1
48	93	0,85 – 1
60	93	0,85 – 1
Selbstadhäsiver Zement		
Überlebenszeit in Monaten	Überlebensrate in Prozent	95 %-Konfidenzintervallgrenzen
12	100	-
24	100	-
36	97	0,9 - 1
48	93	0,84 - 1
60	90	0,8 - 1

3.3.4 Faktor Position

Der Unterschied zwischen den Überlebensraten von terminalen und zahnbegrenzten Teilkronen nach fünf Jahren Beobachtungszeit war statistisch nicht signifikant. Hier lag der *Hazard Ratio* bei 1,34 und der p-Wert bei 0,792. Die Teilkronen, die nicht endständig positioniert waren, hatten eine Überlebensrate von 92 % (95 % KI: 0,84 – 0,99), die endständig positionierten hingegen wiesen eine Überlebensrate von 90 % (95 % KI: 0,73 – 1,0) auf.

3.4 Erfolgsrate

3.4.1 Gesamt-Erfolgsrate

Zum Zeitpunkt der 5-Jahres-Nachuntersuchung wurden insgesamt bei sechs Patienten jeweils eine funktionserhaltene Intervention an der Restauration dokumentiert. Mit den fünf Totalverlusten ergab sich die Summe von elf Ereignissen. Somit lag die Gesamt-Erfolgsrate bei 80 % (95 % KI: 0,7 – 0,9) (Abbildung 28, Tabelle 19).

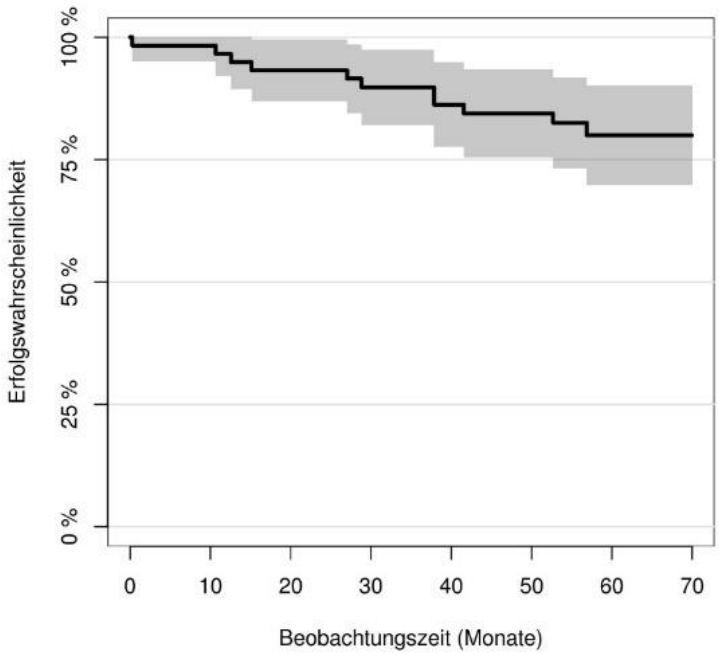

Abbildung 28: Gesamt-Erfolgswahrscheinlichkeit (%) in Abhängigkeit von der Zeit (Monate)

Tabelle 19: Zeitabhängige Gesamt-Erfolgsrate mit 95 %-Konfidenzintervallgrenzen und Art der Ereignisse

Zeit in Monaten	Erfolgsrate in Prozent	95 %-Konfidenzintervall-grenzen	Art der Ereignisse
12	97	0,92 – 1	Rezementierung, Fraktur
24	93	0,87 – 1	Fraktur, Rezementierung
36	90	0,82 – 0,97	Fraktur, Rezementierung
48	84	0,75 – 0,93	Fraktur, Rezementierung, Reparatur
60	80	0,7 – 0,9	Fraktur, Endodontische Behandlung

Unter den sechs klinischen Interventionen wurden vier Rezementierungen dokumentiert. Diese traten bei den Restaurationen auf, die mit einem selbstadhäsiven Zement befestigt wurden. Da diese Restaurationen keine Defekte aufwiesen, wurden sie mit dem gleichen Befestigungsmaterial rezementiert. Die Retentionsverluste traten nach einer Woche, nach 15,1 Monaten, nach 28,8 Monaten und nach 37,9 Monaten auf. Die zwei weiteren Interventionen waren zum einen eine Reparatur einer Keramik-Fraktur unter 2 mm^2 nach 41,5 Monaten und zum anderen eine endodontische Behandlung nach 56,8 Monaten (Abbildungen 29 und 30). Die endodontische Gesamt-Komplikationsrate betrug somit 1,9 %. Weitere Interventionen zum Beispiel aufgrund von Sekundärkaries oder Heiß-/Kalt-Empfindlichkeiten waren nicht notwendig.

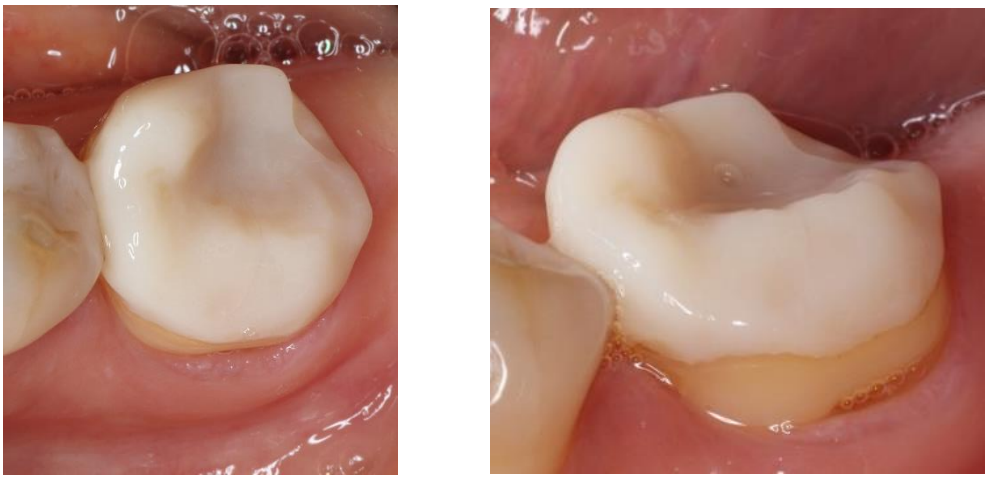

Abbildung 29: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 36 in okklusaler und vestibulärer Ansicht nach einer distalen Reparatur aufgrund einer Keramik-Fraktur

Abbildung 30: ZLS-Teilkrone auf Studienzahn 26 in okklusaler und vestibulärer Ansicht nach einer endodontischer Behandlung

3.4.2 Faktor Mindestmaterialstärke

Die 5-Jahres-Erfolgsrate von Gruppe 1 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm betrug 80 % (95 % KI: 0,67 – 0,93), während für Gruppe 2 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm eine Erfolgsrate von 81 % (95 % KI: 0,66 – 0,95) festgestellt wurde (Abbildung 31). Die Differenz der Ergebnisse war mit einem p-Wert von 0,844 nicht statistisch signifikant.

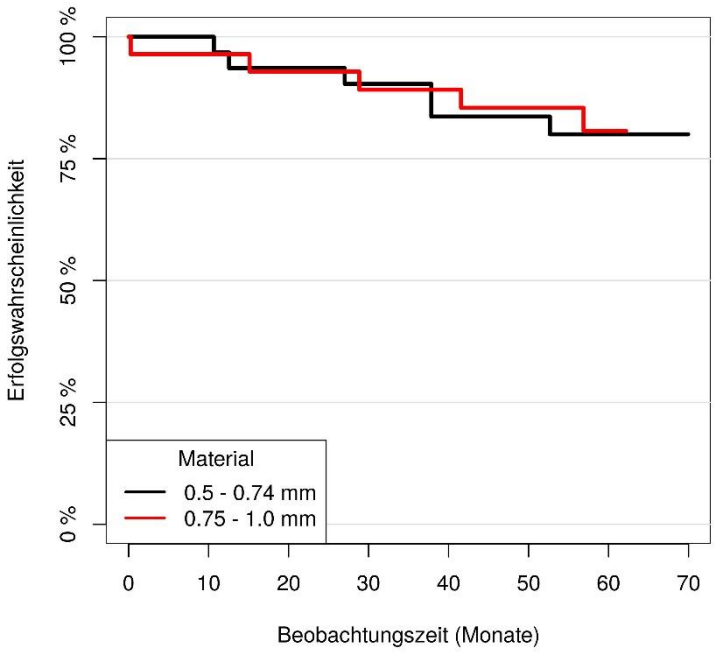

Abbildung 31: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf die Mindestmaterialstärke in Abhängigkeit von der Zeit (Monate)

3.4.3 Faktor Befestigungsmaterial

Für Gruppe A, in der die Teilkronen mit dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt wurden, lag die 5-Jahres-Erfolgsrate bei 88 % (95 % KI: 0,74 – 1) und für Gruppe B mit selbstadhäsivem Kompositzement bei 72 % (95 % KI: 0,58 – 0,87) (Abbildung 32). Mit einem p-Wert von 0,12 war die Differenz nicht statistisch signifikant.

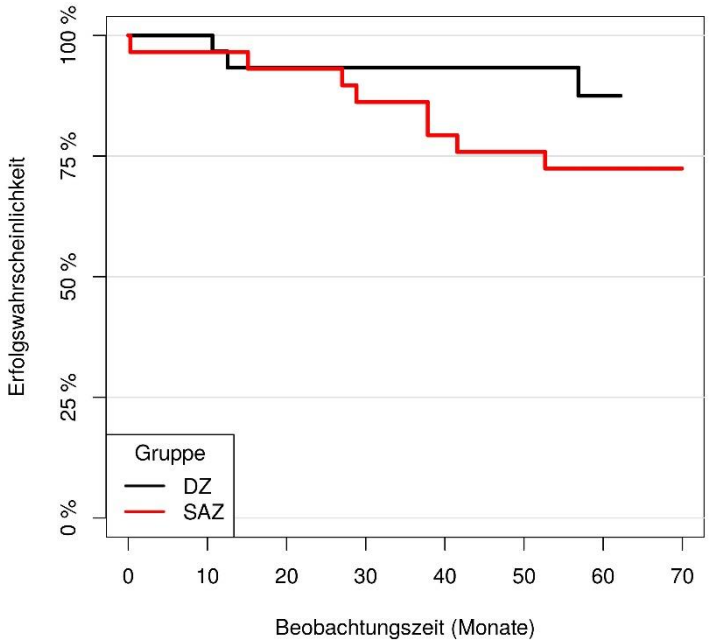

Abbildung 32: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf den Befestigungskomposit in Abhängigkeit von der Zeit (Monate); DZ = Dualzement, SAZ = Selbstadhäsiver Zement

3.4.4 Kriterien Randschluss und Randverfärbung

Es wurde eine Abnahme der Alfa-Klassifikation des Kriteriums Randschluss festgestellt. Zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung zählten dazu 29 Teilkronen (96,7 %), die mit dualhärtendem Befestigungskomposit (DZ) zementiert wurden, und 27 Teilkronen (93,1 %), die mit selbstadhäsivem Kompositzement (SAZ) inseriert wurden. Die restlichen drei Teilkronen wurden mit der Klassifikation Beta bewertet. Nach fünf Jahren Tragedauer sank die Anzahl der Alfa-Bewertungen auf 16 DZ-Teilkronen (69,6 %) und 13 SAZ-Teilkronen (50,0 %). Von den restlichen Versorgungen erhielten 19 Teilkronen die Bewertung Beta und eine SAZ-Teilkrone die Klassifikation Charlie (Tabelle 20).

Der Parameter Randverfärbung wurde bei allen Teilkronen (100 %) in der Baseline-Untersuchung mit der Klassifikation Alfa bewertet. Die 5-Jahres-Nachuntersuchung ergab eine Abnahme der Alfa-Klassifikationen in der DZ-Gruppe auf 12 Teilkronen (52,1 %) und in der SAZ-Gruppe auf 15 Teilkronen (57,7 %). Die restlichen 22 Teilkronen wurden mit Beta bewertet (Tabelle 20).

Es bestand ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Daten zum Randschluss (DZ: $p = 0{,}006$, SAZ: $p = 0{,}012$) und zur Randverfärbung (DZ: $p = 0{,}0001$, SAZ: $p = 0{,}00005$) zum Zeitpunkt der Baseline-Untersuchung und der 5-Jahres-Nachuntersuchung bei jeweils beiden Befestigungskompositen. Zwischen den Gruppen DZ und SAZ der Kriterien Randschluss ($p = 0{,}157$) und Randverfärbung ($p = 0{,}457$) wurde jedoch keine statistische Differenz festgestellt (Tabelle 20). Für die statistische Analyse der Kriterien Randschluss und Randverfärbung wurde der Chi-Square-Vierfeldertest angewendet ($\alpha = 0{,}05$).

Tabelle 20: Absolute und prozentuale Verteilung der Teilkronen nach ausgewählten USPHS-Kriterien zum Zeitpunkt der Baseline- und 5-Jahres-Nachuntersuchung

		Randschluss[3]				Randverfärbung[3]		
Gruppe	**Zeit**	**Alfa**	**Beta**	**Charlie**	**Delta**	**Alfa**	**Beta**	**Charlie**
DZ	Baseline (n = 30)	29 (96,7 %)	1 (3,3 %)	0	0	30 (100 %)	0	0
	5 Jahre (n = 23)[1]	16 (69,6 %)	7 (30,4 %)	0	0	12 (52,1 %)	11 (47,8 %)	0
SAZ	Baseline (n = 29)	27 (93,1 %)	2 (6,9 %)	0	0	29 (100 %)	0	0
	5 Jahre (n = 26)[2]	13 (50,0 %)	12 (46,2 %)	1 (3,8 %)	0	15 (57,7 %)	11 (42,3 %)	0

DZ = Dualzement, SAZ = Selbstadhäsiver Zement

[1] Nur 23 Restaurationen verblieben durch den Verlust von zwei und durch *Loss to follow-up* von fünf Teilkronen

[2] Nur 26 Restaurationen verblieben durch den Verlust von drei Teilkronen

[3] Statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Baseline- und 5-Jahres-Nachuntersuchung ($p \leq 0{,}05$)

3.4.5 Faktor Position

Der Unterschied in Bezug auf die Position der Teilkronen war statistisch ebenfalls nicht signifikant. Der *Hazard Ratio* lag bei 2,17 und der p-Wert bei 0,263. Nicht endständig positionierte Teilkronen hatten eine Erfolgsrate von 83 % (95 % KI: 0,73 – 0,93) und endständig positionierte eine Erfolgsrate von 80 % (95 % KI: 0,57 – 1,0).

3.5 Spezifische Erfolgsrate Retentionsverlust

Während des Untersuchungszeitraumes wurden von sechs Interventionen vier Rezementierungen festgestellt. Die Teilkronen, die rezementiert wurden, werden im Nachfolgenden genauer betrachtet. Mithilfe der Kaplan-Meier-Methode und dem Cox-Regressionsmodell wurden die Ergebnisse statistisch ausgewertet.

3.5.1 Gesamt-Erfolgsrate Retentionsverlust

Die Gesamt-Erfolgsrate bezogen auf den Retentionsverlust aller Teilkronen nach fünf Jahren Beobachtungszeit betrug 93 % (95 % KI: 0,86 – 1,0) (Abbildung 33).

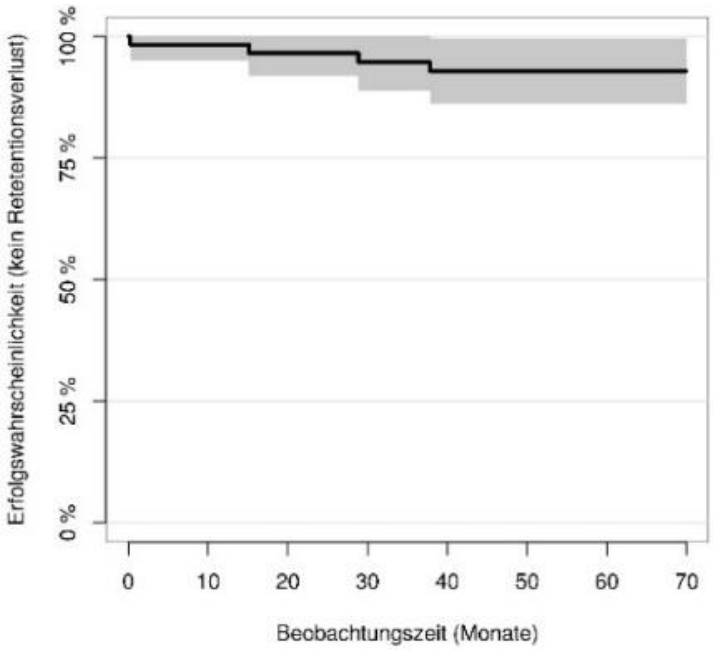

Abbildung 33: Gesamt-Erfolgswahrscheinlichkeit (%) bezogen auf den Retentionsverlust in Abhängigkeit von der Zeit (Monate)

3.5.2 Faktor Mindestmaterialstärke

Für den Retentionsverlust von Gruppe 1 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm lag die 5-Jahres-Erfolgsrate bei 96 % (95 % KI: 0,89 – 1,0) und für Gruppe 2 mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm bei 89 % (95 % KI: 0,78 – 1,0) (Abbildung 34). Der p-Wert von 0,313 deutete auf keinen signifikanten Unterschied hin.

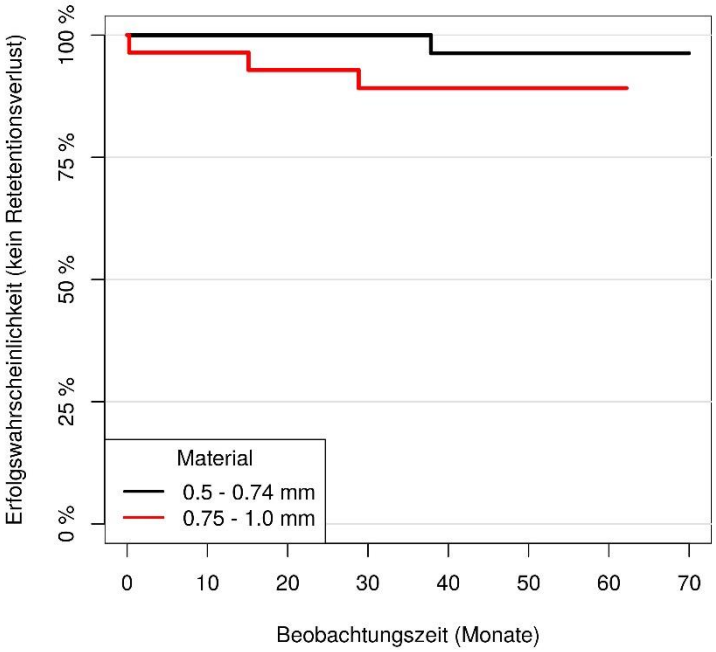

Abbildung 34: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) des Retentionsverlustes bezogen auf die Mindestmaterialstärke in Abhängigkeit von der Zeit (Monate)

3.5.3 Faktor Befestigungsmaterial

Für den Retentionsverlust der selbstadhäsiv befestigten Teilkronen betrug die 5-Jahres-Erfolgsrate 86 % (95 % KI: 0,73 – 0,99). Die Gruppe mit dualhärtendem Befestigungskomposit eingesetzten Teilkronen hatte hingegen eine Erfolgsrate von 100 % ohne Retentionsverlust (Abbildung 35).

Teilkronen, die mit selbstadhäsivem Kompositzement befestig wurden, hatten ein um den Faktor 9,2 höheres Risiko an Retentionsverlust als Teilkronen, die mit dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt wurden. Die Differenz war mit einem p-Wert von 0,053 jedoch nicht statistisch signifikant ($p \leq 0{,}05$), sondern zeigte lediglich eine ausgeprägte Tendenz hinsichtlich der Wahl der Befestigungsstrategie in Bezug auf die spezifische Erfolgsrate von Teilkronen.

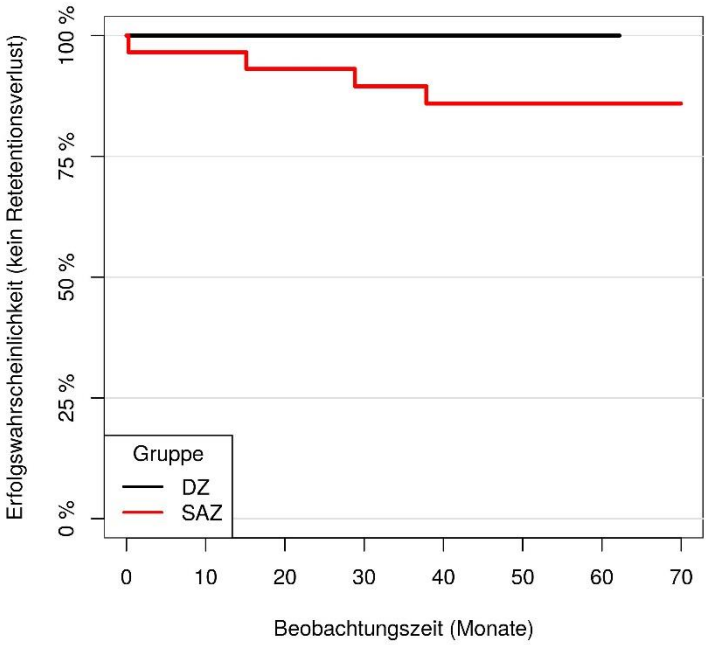

Abbildung 35: Erfolgswahrscheinlichkeit (%) des Retentionsverlustes bezogen auf den Befestigungskomposit in Abhängigkeit von der Zeit (Monate); DZ = Dualzement, SAZ = Selbstadhäsiver Zement

3.5.4 Faktor Position

Der Unterschied der Erfolgsraten bezogen auf den Retentionsverlust der Teilkronen mit spezifischer Berücksichtigung der Position war statistisch nicht signifikant. Der *Hazard Ratio* lag bei 1,88 und der p-Wert bei 0,581. Teilkronen in nicht endständiger Position wiesen eine 5-Jahres-Erfolgsrate von 94 % (95 % KI: 0,87 – 1,0) und endständig positionierte eine Erfolgsrate von 89 % (95 % KI: 0,7 – 1,0) auf.

3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Gesamt-Überlebensrate der Studien-Teilkronen lag aufgrund von fünf Verlusten bei 91 % nach fünf Jahren. Die Gesamt-Erfolgsrate innerhalb der fünf Jahre betrug 80 %, während sich die Erfolgsrate bezogen auf die Retentionsverluste auf 93 % belief.

Insgesamt wurden elf Ereignisse innerhalb der fünf Jahre festgestellt. Darunter waren vier Rezementierungen, eine endodontische Behandlung, eine Reparatur nach Keramikfraktur und fünf Totalverluste aufgrund von Keramikfrakturen.

Die statistischen Auswertungen der Überlebensrate zeigten, dass das Risiko für das Auftreten einer Materialfraktur bei einer Restauration mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm um das 11,1-fache geringer war im Vergleich zu einer Versorgung mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm. Dieser Unterschied war statistisch signifikant mit einem p-Wert von 0,029.

Die Daten zu den modifizierten USPHS-Kriterien Randschluss und Randverfärbung zeigten eine statistisch signifikante Differenz zwischen der Baseline- und der 5-Jahres-Nachuntersuchung für jeweils beide Befestigungskomposite ($p<0,05$). Allerdings bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Befestigungskompositen, weder auf die Überlebensrate ($p = 0,677$) noch auf die Erfolgsrate ($p = 0,124$).

Ebenso wurde zwischen den unterschiedlichen Positionen der Teilkronen, ob im endständigen oder nicht endständigen Bereich, keine signifikante Differenz, weder auf die Überlebensrate ($p = 0,792$) noch auf die Erfolgsrate ($p = 0,263$), festgestellt.

Teilkronen, welche mit selbstadhäsivem Zement befestig wurden, zeigten eine ausgeprägte Tendenz zu einem Retentionsverlust ($p = 0,053$). Diese Restaurationen hatten hierbei ein um den Faktor 9,2 höheres Risiko für einen Retentionsverlust als Teilkronen, die mit dualhärtendem Komposit befestigt wurden.

Die Ergebnisse dieser prospektiv klinischen, randomisierten Studie widerlegen teilweise die anfangs aufgestellte Null-Hypothese für die Überlebens- und Erfolgsrate von Teilkronen aus ZLS-Keramik nach einer Beobachtungszeit von fünf Jahren. Es wurde bestätigt, dass kein statistisch signifikanter Einfluss der Position oder der Art des Befestigungskomposites der Restaurationen auf die Überlebensrate bestand. Die Null-Hypothese wurde jedoch in einem Aspekt widerlegt. Es bestand ein signifikant geringeres Risiko für das Auftreten einer Materialfraktur bei einer Restauration mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm im Vergleich zu einer Teilkrone mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm.

4 Diskussion

4.1 Material- und Methodendiskussion

4.1.1 Studiendesign

Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung der zeitabhängigen Überlebens- und Erfolgswahrscheinlichkeit von Teilkronen aus der ZLS-Keramik Vita Suprinity. Es handelt sich hierbei um eine prospektive, randomisierte, monozentrische, klinische Studie.

Prospektive, randomisierte, kontrollierte Studien sind eine Methode mit einem hohem Evidenzgrad, um medizinische Fragestellungen zu beantworten (Held 2010). Die zufällige Aufteilung der Studienteilnehmer garantiert die Strukturgleichheit auch für unbekannte Einflussfaktoren. Deshalb gelten randomisierte Studien als die aussagekräftigsten Studien (Windeler et al. 2008). In dieser Studie wurde die Aufteilung der Befestigungszemente randomisiert durchgeführt. Die Einteilung der Mindestmaterialstärke verlief nicht randomisiert.

Alle Patienten der vorliegenden Studie waren Patienten der Poliklinik für Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie der Universitätsmedizin Göttingen. Diese monozentrische Durchführung der Studie führte zu einheitlichen Therapie- und Nachsorgeverfahren nach einem einheitlichen Schema. Daraus resultieren repräsentative und vergleichbare Ergebnisse. Ausschließlich zwei erfahrene Zahnärzte führten die Behandlungen durch. Somit ist von einer konstanten Qualität der Behandlungen auszugehen (Frankenberger et al. 2009).

Eine große Stärke dieser Studie ist der Beobachtungszeitraum von fünf Jahren. Dies ermöglicht die Bewertung einer langfristigen Bewährung der Restaurationen. In der Literatur liegt aktuell noch keine klinische Studie zu ZLS-Keramik mit einer vergleichbaren Beobachtungsdauer vor. Alle bisherigen klinischen Studien oder Fallberichte zu ZLS-Keramik umfassen Kurzeitergebnisse von ein bis drei Jahren (Rinke et al. 2016; Saavedra et al. 2017; Zimmermann et al. 2017a; Abou-Steit et al. 2019; Maenosono et al. 2019; Nassar et al. 2019; Rinke et al. 2019; Rinke et al. 2020).

Diese Studie liefert außerdem erstmals klinische Erkenntnisse zum Einfluss von Mindestmaterialschichtstärken auf Teilkronen aus hochfester Glaskeramik. Derartige Untersuchungen sind bislang nicht publiziert. In der vorliegenden Studie sind diese Daten jedoch aufgrund eines Bedienfehlers der Software entstanden. Das stellt eine Abweichung vom Prüfprotokoll dar und führte dazu, dass die Teilkronen bezüglich dieses Parameters nicht randomisiert wurden. In der

Literatur gibt es bisher allerdings keine klinischen Daten zu Restaurationen, bei denen die Mindestmaterialstärke unterschritten wurde, weshalb diese Daten von hoher Relevanz sind. Aufgrund dessen wurde die Untersuchung trotz einer signifikanten Abweichung vom Studienprotokoll nach Zustimmung der Ethik-Kommission fortgeführt.

Eine Limitation der vorliegenden Untersuchung stellt das Fehlen einer Vergleichsgruppe dar. Andere Studien über CAD/CAM-gefertigte Teilkronen sind im Split-Mouth-Design angelegt (Nassar et al. 2019; Baader et al. 2016; Federlin et al. 2010; Guess et al. 2013b; Vogl et al. 2016). Der Vorteil davon ist, dass patientenbezogene Parameter wie Mundhygiene, Ernährungsweise oder Bruxismus für die Interventions- und Vergleichsgruppe identisch sind.

4.1.2 Studienpopulation

Es nahmen 44 Patienten mit insgesamt 59 Teilkronen an der 5-Jahres-Nachuntersuchung teil. Die Altersverteilung von 22 Jahren bis 70 Jahren ähnelt der von anderen prospektiven Studien mit einem Durchschnittsalter der Patienten von 51 Jahren. Auch die Anzahl der Teilkronen liegt verglichen mit anderen klinischen Studien im Durchschnitt. Andere Studienpopulationen haben eine Anzahl von 37 bis 210 Restaurationen (Nassar et al. 2019; Rinke et al. 2019; Aslan et al. 2019; van den Breemer et al. 2019; Guess et al. 2013b; Federlin et al. 2010; Baader et al. 2016; Zimmermann et al. 2017a; Lu et al. 2018; Archibald et al. 2017; Murgueitio und Bernal 2012; Ferrari et al. 2019; Nejatidanesh et al. 2018). Eine mögliche Ursache dafür ist, dass Studien, deren Indikationsspektrum auch Inlays und Onlays oder auch endodontisch behandelte Zähne umfassten, eine größere Population bilden konnten als Studien, die sich ausschließlich mit Teilkronen auf vitalen Pfeilerzähnen befassten. Die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse wird jedoch umso schwieriger, je mehr unterschiedliche Arten von Restauration untersucht wurden. Der Grund, weshalb in der vorliegenden Studie nur vitale Pfeilerzähne gewählt wurden, ist der Ausschluss der endodontischen Behandlung als Kofaktor für Überleben und Erfolg.

In dieser Studie ist eine leichte Tendenz zu mehr weiblichen als männlichen Patienten festzustellen. Es nahmen 27 Frauen (61,4 %) und 17 Männer (38,6 %) teil. Verglichen mit anderen klinischen Studien zu Teilkronen ist oft eine leichte Unausgeglichenheit hinsichtlich männlicher oder weiblicher Patienten vorhanden (van den Breemer et al. 2019; Ferrari et al. 2019; Rinke et al. 2019). Eine mögliche Erklärung sind die Ein- und Ausschlusskriterien, welche die Studienpopulation eingrenzen.

Eine große Stärke dieser Studie ist die hohe Recall-Quote. Im Laufe der Studie standen vier Patienten mit insgesamt fünf Teilkronen der Nachbeobachtung nicht mehr zur Verfügung (*Loss to follow-up*). Die Recall-Quote nach fünf Jahren Beobachtungszeit beträgt somit 90,9 % mit 40

untersuchten Teilkronen. Verglichen mit der Recall-Quote von 53 % von Baader et al. (2016) und 75,8 % bei Federlin et al. (2010) mit ähnlichen Beobachtungszeiträumen ist die Recall-Quote der vorliegenden Untersuchung somit sehr hoch. Mögliche Ursache ist das Split-Mouth-Design der beiden anderen Studien. Es wurden nur die Patienten zur Nachuntersuchung eingeladen, die noch beide Restaurationen *in situ* hatten, um eine bessere Vergleichbarkeit der untersuchten Gruppen zu gewährleisten. Im Vergleich zur Studie von Rinke et al. (2019) mit einer Recall-Quote von 97,2 % oder von Murgueitio und Bernal (2012) mit 100% sind die Recall-Quoten dort zwar höher, jedoch handelt es sich hierbei um 3-Jahres-Nachuntersuchungen. Dies kann eine Erklärung für die höheren Recall-Quoten sein.

Die Verteilung der Teilkronen hinsichtlich der Mindestmaterialstärke betrug 31 (52,5 %) zu 28 (47,5 %). Die Aufteilung der Teilkronen nach Befestigungsmaterialien lag bei 30 (50,8 %) zu 29 (49,2 %) Restaurationen. Es besteht somit eine ausgeglichene Verteilung der Restaurationen auf diese beiden Risikofaktoren. Dies ermöglicht repräsentative und vergleichbare Ergebnisse. Verglichen mit anderen Studien sind die beiden Risikofaktoren ähnlich homogen verteilt (Guess et al. 2013b; Baader et al. 2016; Vogl et al. 2016; Abou-Steit et al. 2019; Zimmermann et al. 2017a; Nassar et al. 2019; Aslan et al. 2019; Federlin et al. 2010). Nejatidanesh et al. (2015) und Archibald et al. (2017) wiesen im Vergleich zu der vorliegenden Studie eine ungleichmäßigere Aufteilung der untersuchten Gruppen auf. Eine mögliche Erklärung ist, dass durch das retrospektive Studiendesign bei Nejatidanesh et al. (2015) und Archibald et al. (2017) nur eine begrenzte Auswahl an Restaurationen möglich war.

Eine Schwäche dieser Studie ist die inhomogene Verteilung der eingegliederten Restaurationen auf zahnbegrenzt und endständig. Zahnbegrenzt waren 49 (83,1 %) und endständig positioniert waren 10 (17,0 %) Restaurationen. Die Position bezüglich des Ober- und Unterkiefers war dagegen mit 34 (57,6 %) zu 25 (42,4 %) ausgeglichener. Die Verteilung zwischen Prämolaren und Molaren mit 23 (39,0 %) zu 36 (61,0 %) stellte eine leichte Tendenz zu mehr Molaren dar. Bisher untersuchten nur wenige Studien endständige und nicht endständige Restaurationen. Somit ist der Risikofaktor Position schwieriger mit anderen Ergebnissen zu vergleichen. Mit 27 Molaren und 9 Prämolaren ist auch die Verteilung von Baader et al. (2016) inhomogen aufgrund der reduzierten Aussagekraft der statistischen Analyse. Nejatidanesh et al. (2015) hatten eine homogene Verteilung von ersten und zweiten Molaren mit 80 zu 76. Eine ausgeglichene Anzahl von Prämolaren und Molaren bestand bei Archibald et al. (2017) und Ferrari et al. (2019).

4.1.3 Untersuchungsmethodik

In der vorliegenden Studie wurden die modifizierten USPHS-Kriterien zur Bewertung der Teilkronen verwendet. Relevante Teilergebnisse zur Qualität des Randschlusses und der Randverfärbung wurden vorgestellt. Diese Methode ist ein gängiges Verfahren zur Bewertung von Restaurationen und wurde in zahlreichen klinischen Studien verwendet (Baader et al. 2016; Bindl und Mörmann 2003; Murgueitio und Bernal 2012; Archibald et al. 2017; Aslan et al. 2019).

Insbesondere die Teilergebnisse hinsichtlich des Randschlusses und der Randverfärbung wurden in ähnlichen Studien zu Teilkronen thematisiert (Nassar et al. 2019; Rinke et al. 2019). Eine Limitation der modifizierten USPHS-Kriterien ist, dass diese nur die Abweichungen zum idealen Zustand beschreiben. Andere klinische Umstände, wie z.B. eine hohe oder niedrige Kariesrisiko des Patienten, werden nicht berücksichtigt (Jokstad et al. 2001).

Zur statistischen Auswertung der Ergebnisse wurden in der vorliegenden Studie die zeitabhängigen Überlebens- und Erfolgsraten der Teilkronen mittels Kaplan-Meier-Methode berechnet. Dies ist eine etablierte Standardmethode in der klinischen Forschung (Nassar et al. 2019; Archibald et al. 2017; Guess et al. 2013b; Murgueitio und Bernal 2012; Vogl et al. 2016; Lu et al. 2018; Baader et al. 2016). Vorteile der Kaplan-Meier-Methode sind die Einbindung von zensierten Daten und das einfache Ablesen der Überlebensraten zu verschiedenen Zeitpunkten aus der Kaplan-Meier-Kurve (Zwiener et al. 2011).

Um den Einfluss verschiedener Faktoren auf das Überleben und den Erfolg zu ermitteln, wurde das Cox-Regressionsmodell angewendet. Dies ist ein bewährtes Verfahren und wurde mehrfach in vergleichbaren klinischen Studien verwendet (Archibald et al. 2017; Ferrari et al. 2019; Murgueitio und Bernal 2012). Ein wichtiger Vorteil dieser Methode ist, dass eine multivariate Analyse mehrerer Variablen gleichzeitig ermöglicht wird. Außerdem werden die stetigen Variablen, wie z.B. das Alter der Patienten, miteinbezogen (Ziegler et al. 2007a).

Im Vergleich zu anderen Studien liegt eine hohe Recall-Quote vor und die Beobachtungszeit ist vergleichsweise lang. Die Studie ist sowohl prospektiv als auch randomisiert und verfügt über einen hohen Evidenzgrad.

4.2 Ergebnisdiskussion

4.2.1 Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten

In dieser Studie wurde festgestellt, dass die Gesamtüberlebensrate von ZLS-keramischen Teilkronen 91 % betrug. Insgesamt lagen fünf Totalverluste durch Materialfrakturen vor. Die Frakturrate belief sich somit auf 9 % innerhalb der fünf Jahre.

Die Gesamterfolgsrate lag bei 80 %. Neben den fünf Totalverlusten sind vier Rezementierungen, eine Reparatur und eine endodontische Behandlung dokumentiert worden. Die endodontische Gesamt-Komplikationsrate lag bei 1,9 %.

Im Folgenden werden die Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten mit den Ergebnissen der Vorläuferstudie verglichen und anschließend in Zusammenhang mit Studien zu CAD/CAM-gefertigten Teilkronen aus hochfesten Glaskeramiken, Leuzit- und Feldspatkeramik diskutiert. Danach werden die Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten mit denen von konventionell hergestellten Teilkronen verglichen und zuletzt das Risiko endodontischer Maßnahmen bei Teilkronen diskutiert.

Die größte Übereinstimmung im Studiendesign besteht zu der Vorläuferstudie nach zwei Jahren Beobachtungszeit von Rinke et al. (2020). Darin wurde eine Gesamtüberlebensrate von 97 % aufgrund von zwei Frakturen ermittelt (Rinke et al. 2020). Verglichen mit der vorliegenden Studie (91 %) lag eine Abnahme der Gesamtüberlebensrate um 6 % innerhalb von drei Jahren vor.

Die Gesamterfolgsrate der 2-Jahres-Nachuntersuchung sank von 93 % mit insgesamt zwei erfolgten Rezementierungen und zwei Frakturen auf 80 % nach fünf Jahren aufgrund von insgesamt elf Ereignissen (Rinke et al. 2020). Um genauere Angaben zur zukünftigen Entwicklung der Überlebens- und Erfolgsgraten machen zu können, sind Studien wie diese mit mehreren Nachuntersuchungen auf einen langen Beobachtungszeitraum nötig.

Die 2-Jahres-Nachuntersuchung ermittelte keinen signifikanten Unterschied zwischen den zwei untersuchten Gruppen zur Mindestmaterialstärke unter 1,0 mm. Erst mit der vorliegenden Nachuntersuchung nach fünf Jahren konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Diese neue Erkenntnis ist noch in keiner klinischen Studie der aktuellen Literatur zu finden und konnte nur durch das langfristige Studiendesign über fünf Jahre und die kontinuierliche Datenerfassung ermittelt werden.

Es bestehen bisher keine Untersuchungen zu ZLS-keramischen Teilkronen, die einen Beobachtungszeitraum von mehr als drei Jahren beinhalten. Aus diesem Grund werden im Folgenden Studien zu ZLS-keramischen Teilkronen mit kürzeren Beobachtungszeiträumen analysiert.

Die Studie von Rinke et al. (2019) stimmt mit den Untersuchungsinhalten dieser Studie in vielen Kriterien überein und lässt somit eine gute Vergleichbarkeit zu. Die 3-Jahres-Gesamtüberlebensrate von ZLS-keramischen Teilkronen betrug hierbei 99 % und die Gesamterfolgsrate 98 %. Diese Ergebnisse bestätigen die Resultate der vorliegenden Studie nach drei Jahren klinischer Bewährung zur Gesamtüberlebensrate (95 %) und Erfolgsrate (90 %). Mögliche Gründe für die übereinstimmenden Ergebnisse sind das ähnliche Studiendesign und die ähnlich hohe Recall-Quote von 97,2 %. Bei Rinke et al. (2019) besaßen alle Teilkronen eine vergleichsweise hohe Mindestmaterialstärke von 1,5 mm. In der präsentierten Studie traten alle Frakturen bei Teilkronen mit einer Mindestmaterialstärke von weniger als 0,75 mm auf. Dies führte zu einer höheren Frakturrate. Für eine noch bessere Vergleichbarkeit wäre eine Mindestmaterialstärke unter 1,0 mm und eine Beobachtungszeit von fünf Jahren nötig.

Zimmermann et al. (2017a) untersuchten Teilkronen und Inlays aus ZLS-Keramik und lieferten Kurzzeitergebnisse nach zwölf Monaten. Die Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten lagen hier bei jeweils 96,7 % aufgrund von zwei Keramikfrakturen an Teilkronen. Dies ist widersprüchlich zu den Überlebensraten der vorliegenden Studie. Mögliche Gründe für diese Differenz sind die unterschiedlichen Nachbearbeitungsstrategien, die bei Zimmermann et al. (2017a) im Fokus lagen. Die Hälfte der untersuchten Restaurationen wurde nur poliert und hatte somit eine ähnlich niedrige Biegefestigkeit wie leuzitverstärkte Glaskeramik. Außerdem wurden nicht nur Teilkronen, sondern auch Inlays untersucht, wodurch eine Schlussfolgerung ausschließlich für Teilkronen nur sehr eingeschränkt möglich ist.

Eine Kurzzeitstudie zu Teilkronen aus chairside gefertigter ZLS-Keramik und Lithium-Disilikatkeramik von Nassar et al. (2019) zeigte, dass nach einem Jahr in beiden Gruppen keine Verluste auftraten und somit die Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsrate bei 100 % lagen. Diese Ergebnisse stehen im Einklang zu den Überlebensraten der vorliegenden Studie nach einem Jahr (98 %). Einer der Gründe dafür könnte unter anderem die gleiche Materialklasse der hochfesten Glaskeramiken sein. Die Mindestmaterialstärke bei Nassar et al. (2019) lag bei 1,5 bis 2,0 mm und ist somit größer als in der vorliegenden Studie. Die Studie wurde im Split-Mouth-Design durchgeführt und die Recall-Quote lag bei 100 %. Da diese Studie jedoch nur Kurzzeitergebnisse liefert, ist der direkte Vergleich mit der vorliegenden Studie mit fünf Jahren Beobachtungszeitraum nicht unmittelbar möglich.

Eine Kurzeitstudie von zwölf Monaten stellte eine 100%ige Überlebensrate an untersuchten Onlays und Inlays aus chairside gefertigter Lithium-Disilikatkeramik fest (Aslan et al. 2019). Verglichen mit der vorliegenden Studie stimmen die Daten überein. Mögliche Erklärung ist hierbei, dass die mechanischen Eigenschaften von Lithium-Disilikatkeramik denen von ZLS-

Keramik ähneln. Beide Keramikarten gehören zu der Gruppe der hochfesten Glaskeramiken (Lawson et al. 2016). Der Indikationsbereich bei Aslan et al. (2019) erstreckte sich jedoch neben Teilkronen auch auf Inlays. Das Frakturrisiko bei Inlays ist kleiner als bei Teilkronen (Schmalz und Federlin 2017). Somit ist die Vergleichbarkeit der Studien nur bedingt gegeben.

Im weiteren Verlauf werden Ergebnisse von Studien mit CAD/CAM-gefertigten Restaurationen aus Leuzitkeramik und Feldspatkeramik mit der vorliegenden Studie verglichen. Diese Keramikklassen sind mechanisch instabiler als hochfeste Glaskeramik (Sulaiman 2020). Da insbesondere Feldspatkeramik seit vielen Jahrzehnten zur Herstellung CAD/CAM-gefertigter Teilkronen benutzt wird, sind zahlreiche klinische Studien zu diesem Werkstoff in der Literatur zu finden (Zaruba und Mehl 2017).

Nejatidanesh et al. (2015) untersuchten im Rahmen einer retrospektiv klinischen Studie mit einem Beobachtungszeitraum von fünf Jahren chairside gefertigte Teilkronen und Inlays. Die Überlebensraten betrugen für die Gruppe der Restaurationen aus Feldspatkeramik 96 % und für die Gruppe aus Leuzitkeramik 94,6 %. Im Vergleich zur vorliegenden Studie sind die Überlebensraten trotz der Verwendung von instabilerer Keramik ähnlich hoch. Dies lässt sich durch das unterschiedliche Indikationsspektrum und Studiendesign erklären. Es wurden Inlays mit in die Studie einbezogen. Diese umfassen keine Höcker und sind für kleinere Kavitäten indiziert. Somit ist die Frakturgefahr niedriger als bei Teilkronen und Onlays, die mindestens einen Höcker mit einbeziehen (Schmalz und Federlin 2017). Zudem sind retrospektive Studien anfälliger für eine Stichprobenverzerrung als prospektiv klinische Studien, da keine Randomisierung der Teilkronen vorgenommen werden kann. Außerdem wurden die Restaurationen mit einer Mindestmaterialstärke von 1,5 bis 2,0 mm hergestellt. Dies könnte als weitere Erklärung der ähnlich hohen Gesamtüberlebensraten dienen.

Baader et al. (2016) erreichten nach sechseinhalb Jahren Überlebensraten von chairside gefertigten feldspatkeramischen Teilkronen zwischen 59,8 % und 82,1 %. Die Überlebensraten waren bis zu 30 % niedriger als in der vorliegenden Studie. Mögliche Gründe dafür sind die unterschiedlichen Studiendesigns, Recall-Quoten und Materialeigenschaften. Baader et al. (2016) untersuchten zwei unterschiedliche Befestigungsstrategien, selbstadhäsives Befestigungskomposit mit und ohne Schmelzätzung. Die Studie wurde im Split-Mouth-Design durchgeführt. Sobald bei einem Patienten ein Verlust einer der zwei eingesetzten Teilkronen auftrat, wurde dieser nicht mehr zur weiteren Nachkontrolle eingeladen, um eine ungleichmäßige Verteilung der untersuchten Teilkronen zu vermeiden. Daraus resultierte eine niedrige Recall-Quote von 52,9 % bei Baader et al. (2016) verglichen mit der Recall-Quote von 90,9 % dieser Studie. Außerdem wurden die Präparationen und das Einsetzen der Teilkronen von verschiedenen Studenten

durchgeführt. Dies kann zu Fehlern während der Behandlung führen und sich auf die klinische Bewährung auswirken (Frankenberger et al. 2009). Im Unterschied dazu wurden in dieser Studie alle Teilkronen ausschließlich von zwei erfahrenen Zahnärzten eingesetzt. Eine weitere mögliche Erklärung für die niedrigen Überlebensraten ist, dass ein Retentionsverlust immer in Kombination mit einer Keramikfraktur stattfand. Rezementierungen wie in der vorliegenden Studie waren somit nicht möglich. Dies ist auf die niedrigere Biegefestigkeit von Feldspatkeramik im Vergleich zu ZLS-Keramik zurückzuführen (Vidya et al. 2016).

Zwei weitere Studien mit Teilkronen aus Feldspatkeramik zeigten ähnlich gute Ergebnisse nach drei Jahren Beobachtungszeit (Bindl und Mörmann 2003; Reich et al. 2004). In beiden Studien wurde eine Überlebensrate von 97 % ermittelt. Eine Studie umfasste 818 Teilkronen, die entweder mit CEREC 1, CEREC 2 oder CEREC 2 mit verbesserter Software hergestellt wurden. Eine Materialfraktur wurde an einer mit CEREC 1 hergestellten Teilkrone festgestellt (Bindl und Mörmann 2003). Reich et al. (2004) berichteten von zwei Verlusten bei 58 Teilkronen. Zum einen eine Materialfraktur und zum anderen ein Versagen durch unzureichenden Randschluss. Die Überlebensraten beider vorgestellten Studien waren nicht viel niedriger als die Überlebensrate dieser Studie. Eine mögliche Erklärung ist, dass bei Bindl und Mörmann (2003) von den 818 Teilkronen nur 25 Stück aus jeder Gruppe nachuntersucht wurden. Es ist demnach nicht sicher, wie viele weitere Keramikfrakturen an den verbliebenen 743 Teilkronen auftraten. Zudem lag bei beiden vorgestellten Studien eine Mindestmaterialstärke von über 1,5 mm vor und nicht wie in dieser Studie unter 1,0 mm. Außerdem ist die Beobachtungszeit mit drei Jahren kürzer und die Ergebnisse somit weniger aussagekräftig als die bei einer Beobachtungszeit von fünf Jahren.

Anschließend werden die Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten dieser Studie im Vergleich zu Ergebnissen aus Studien mit konventionell hergestellten Teilkronen diskutiert. Zur besseren Vergleichbarkeit wird mit Studien begonnen, die sowohl CAD/CAM-gefertigte als auch konventionell gefertigte Teilkronen untersuchten.

Ein 7-Jahres-Vergleich ergab Überlebensraten von 97 % für chairside gefertigte Teilkronen aus Leuzitkeramik und 100 % für konventionell hergestellte Teilkronen aus Lithium-Disilikatkeramik. Versagensursache waren zwei Keramikfrakturen von leuzitkeramischen Teilkronen. Alle Teilkronen besaßen eine Mindestmaterialstärke von 1,5 mm (Guess et al. 2006; Guess et al. 2009; Guess et al. 2013b). Die Überlebensraten von Teilkronen aus konventionell hergestellter Lithium-Disilikatkeramik sind in guter Übereinstimmung mit dieser Studie. In der vorliegenden Studie wurde jedoch eine geringere Mindestmaterialstärke von 0,75 mm bis 1,0 mm verwendet. Die dennoch hohe Überlebensrate trotz verminderter Mindeststärke deutet darauf hin, dass

ZLS-Keramik eine verbesserte Biegefestigkeit verglichen mit gepresster Lithium-Disilikatkeramik aufweist. Außerdem besitzen die beiden hochfesten Glaskeramiken im Vergleich zu Leuzitkeramik eine höhere mechanische Stabilität (Sen und Us 2018).

Eine weitere Studie berichtete von chairside gefertigten feldspatkeramischen Teilkronen mit einer Überlebensrate von 88,8 % nach fünfeinhalb Jahren Tragedauer. Als Kontrollgruppe dienten Goldteilkronen mit einer Überlebensrate von 93,3 % (Federlin et al. 2010). Verglichen mit der Gesamtüberlebensrate von 91 % der vorliegenden Studie sind die Ergebnisse ähnlich. Eine Erklärung für diese Ähnlichkeit trotz verbesserten mechanischen Eigenschaften von ZLS-Keramik könnten die unterschiedliche Mindestmateriastärke und Recall-Quoten sein. Die Studie von Federlin et al. (2010) wurde im Split-Mouth-Design durchgeführt. Wie auch bei Baader et al. (2016) ist die Recall-Quote mit 75,8 % verglichen mit der Recall-Quote von 90,9 % dieser Studie niedrig. Bei Split-Mouth-Studien führt ein Verlust einer der zwei inserierten Restaurationen zum Ausschluss des Patienten, um eine unregelmäßige Verteilung der untersuchten Teilkronen zu verhindern. Daraus kann eine niedrige Recall-Quote resultieren, welche möglicherweise zu inkorrekten Ergebnissen führt.

Im Widerspruch zu den Ergebnissen dieser Studie stehen die Ergebnisse von Archibald et al. (2017). Es wurde eine Überlebensraten von 91,5 % für CAD/CAM-gefertigte Lithium-Disilikatkeramik-Onlays und -Inlays nach einem Zeitraum von vier Jahren ermittelt. Die Kontrollgruppe mit Restaurationen aus gepresster Lithium-Disilikatkeramik verzeichnete keine Verluste oder Interventionen. Die Überlebensrate der digital hergestellten Restaurationen war fast 10 % niedriger als die der konventionell hergestellten Restaurationen. Mögliche Erklärungen für die abweichenden Ergebnisse sind die unterschiedlichen Indikationen, die ungleichmäßige Verteilung der Restaurationen, die Art der Behandlungsdurchführung, die Recall-Quote sowie das Studiendesign. Es wurden Onlays und Inlays in die Studie miteinbezogen. Ähnlich wie bei Aslan et al. (2019) kann dies das Ergebnis verzerren. Außerdem wurden nur sechs Restaurationen im Pressverfahren und 31 im CAD/CAM-Verfahren hergestellt. Diese ungleichmäßige Verteilung begünstigt ebenfalls ein verzerrtes Endergebnis. Außerdem waren verschiedene Studenten die ausführenden Organe mit weniger Erfahrung als langjährige Zahnärzte, wie in der vorliegenden Studie. Die Recall-Quote war mit 61,5 % niedrig, so dass sich das Ergebnis leicht entstellen kann. Aus diesen Gründen ist der Vergleich mit den Überlebensraten dieser Studie nur bedingt möglich.

Im Folgenden werden zwei Studien näher diskutiert, die sich ausschließlich mit konventionell gefertigten Teilkronen befassten.

Ferrari et al. (2019) und van den Breemer et al. (2019) untersuchten Teilkronen aus gepresster Lithium-Disilikatkeramik und stellten jeweils eine 100%ige Überlebensrate nach drei Jahren fest. Darin erzielten sowohl Teilkronen auf Prämolaren und Molaren mit Glasfaserstift als auch Teilkronen mit sofortiger Dentinversiegelung eine 100%ige Überlebensrate. Es liegt eine gute Übereinstimmung der Überlebensrate der vorliegenden Studie mit den Ergebnissen der beiden genannten Studien vor. Abweichungen könnten darin begründet sein, dass zum einen bei Ferrari et al. (2019) und van den Breemer et al. (2019) die Beobachtungszeiträume nur drei Jahre anstatt fünf Jahre betrugen und die Mindestmateriastärke zwischen 1,0 mm und 1,5 mm lag.

In der vorliegenden Studie wurde eine endodontische Behandlung zum Funktionserhalt einer Teilkrone durchgeführt. Die endodontische Gesamt-Komplikationsrate betrug somit 1,9 %. Dies ist vergleichbar mit den Komplikationsraten von 0 % bis 2,7 % anderer Studien mit silikatkeramischen Teilkronen zwischen drei und vier Jahren Tragedauer (Rinke et al. 2019; van den Breemer et al. 2019; Archibald et al. 2017). Ein möglicher Grund für die niedrige endodontische Komplikationsrate ist die minimalinvasive Art der Präparation von Teilkronen. Das Ergebnis deutet darauf hin, dass Teilkronen-Präparationen kein erhöhtes Risiko für einen Vitalitätsverlust darstellen.

Abschließend kann zusammengefasst werden, dass die Gesamtüberlebens- und Gesamterfolgsraten, die der aktuellen Literatur zu CAD/CAM-gefertigten und konventionell gefertigten Teilkronen größtenteils mit der vorliegenden Studie übereinstimmen (Rinke et al. 2019; Nassar et al. 2019; Aslan et al. 2019; Nejatidanesh et al. 2015; Bindl und Mörmann 2003; Reich et al. 2004; Guess et al. 2013a; Federlin et al. 2010; Ferrari et al. 2019; van den Breemer et al. 2019). Mögliche Ursachen für Differenzen der vorgestellten Studien sind die unterschiedlichen Keramikeigenschaften, Herstellungsverfahren, Studiendesigns, Studienpopulationen und Beobachtungszeiträume (Baader et al. 2016; Zimmermann et al. 2017a; Archibald et al. 2017).

Die Ergebnisse zu Gesamtüberlebensraten, Gesamterfolgsraten und den endodontischen Gesamt-Komplikationsraten bestätigten größtenteils die Resultate der vorliegenden Studie (Archibald et al. 2017; Rinke et al. 2019; van den Breemer et al. 2019).

Der größte Unterschied zu den Studien der aktuellen Literatur ist, dass bisher keine klinische Studie den Einfluss des Risikofaktors Mindestmaterialstärke von Teilkronen aus hochfester Glaskeramik untersuchte. Nur die Vorläuferstudie Rinke et al. (2020) befasste sich mit diesem Risikofaktor. Im Unterschied zu der vorliegenden Studie lag kein signifikanter Zusammenhang zwischen den untersuchten Gruppen der unterschiedlichen Mindestmaterialstärken vor. Erst in dieser Studie nach fünf Jahren sind statistisch signifikante Unterschiede aufgetreten, welche im folgenden Kapitel genauer diskutiert werden.

4.2.2 Faktor Mindestmaterialstärke

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass Teilkronen aus hochfester Glaskeramik selbst mit einer moderat reduzierten Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm nach fünf Jahren Tragedauer zu 100 % überleben. Dieses Ergebnis bestätigt erstmals in einer klinischen Studie, dass die Mindestmaterialstärke auf 1,0 mm reduziert werden kann. Basierend auf *In-vitro*-Untersuchungen sprachen Hersteller von hochfester Glaskeramik die Empfehlung einer Reduzierung der Schichtstärke auf 1,0 mm aus (Sasse et al. 2015; Zimmermann et al. 2017b; Abu-Izze et al. 2018; Heck et al. 2019; Bergamo et al. 2019). Bisher fehlte jedoch die klinische Absicherung dazu. Eine stärkere Reduzierung der Mindestmaterialstärke auf 0,5 mm bis 0,74 mm führte in der vorliegenden Studie zu vermehrten Materialfrakturen und einer verminderten Überlebensrate von 83 %.

Die Vorläuferstudie Rinke et al. (2020) ist die einzige klinische Studie in der aktuellen Literatur, die sich ebenfalls mit dem Einfluss der Mindestmaterialstärke von CAD/CAM-gefertigten Teilkronen befasst. Hierbei wurde für die Gruppe der moderat reduzierten Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm eine Überlebensrate von 100 % ermittelt und für die Gruppe mit stärkerer Reduzierung der Mindestmaterialstärke auf 0,5 mm bis 0,74 mm eine Überlebensrate von 94 % nach zwei Jahren Tragedauer. Verglichen mit der vorliegenden 5-Jahres-Nachuntersuchung fand eine Abnahme der Überlebensrate der Gruppe mit stark reduzierter Mindestmaterialstärke um 11 % aufgrund von drei weiteren Totalverlusten durch Materialfraktur statt. Der Unterschied zwischen den zwei Gruppen mit unterschiedlicher Mindestmaterialstärke ist erstmals signifikant. Durch die lange Beobachtungszeit von fünf Jahren ist nun feststellbar, dass das Risiko einer Materialfraktur bei Teilkronen mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm um den Faktor 11,1 geringer ist im Vergleich zu einer Versorgung der Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm.

Murgueitio und Bernal (2012) untersuchten ebenfalls den Einfluss unterschiedlicher Mindestmaterialstärken auf die Überlebenszeit. Hierbei handelte es sich um konventionell hergestellte Restaurationen. Eine Reduktion der Mindestmaterialstärke von gepressten leuzitkeramischen Teilkronen und Onlays auf bis zu 1,0 bis 1,4 mm führte zu einem signifikanten Anstieg der frakturbedingten Verluste nach drei Jahren Beobachtungszeit. Die Gesamt-Überlebensrate betrug 96,67 %. Insgesamt 210 Restaurationen wurden in drei Gruppen mit unterschiedlichen Schichtstärken zwischen 1,0 mm und bis über 2,0 mm und unterschiedlichen Gruppengrößen (n = 40; n = 55; n = 115) aufgeteilt. Die Mindestmaterialstärken sind verglichen mit der vorliegenden Studie bis über das Doppelte größer, die Beobachtungszeit war kürzer und die Restaurationsanzahl unausgeglichener verteilt zugunsten der größeren Schichtstärke. Trotzdem kam

es zu Materialfrakturen. Dies lässt sich durch die erhöhte Biegefestigkeit von ZLS-Keramik erklären. Sie beträgt etwa 420 MPa, womit sie um das Dreifache höher ist als die Biegefestigkeit von Leuzitkeramik (Sulaiman 2020).

Zusammenfassend zeigt sich, dass zurzeit nur zwei klinische Studien zum Einfluss der Mindestmaterialstärken auf die Überlebenszeit von silikatkeramischen Teilkronen vorliegen (Murgueitio und Bernal 2012; Rinke et al. 2020). Die wichtigste neue Erkenntnis der vorliegenden 5-Jahres-Nachuntersuchung im Vergleich zu der Vorläuferstudie ist der signifikante Unterschied der Überlebensrate zwischen Teilkronen mit einer moderat reduzierten Mindestmaterialstärke und einer stark reduzierten Mindestmaterialstärke. Mit dieser Feststellung ist erstmals die von den Herstellern bereits propagierten Reduktion der Materialmindeststärke von 1,0 mm für hochfeste Glaskeramiken klinisch abgesichert. Diese klinische Validierung ist von hoher klinischer Relevanz und wurde vorher nur in *In-vitro*-Untersuchungen bestätigt (Sasse et al. 2015; Zimmermann et al. 2017b; Abu-Izze et al. 2018; Heck et al. 2019; Bergamo et al. 2019).

4.2.3 Faktor Retentionsverlust

In der vorliegenden 5-Jahres-Nachuntersuchung wurde festgestellt, dass alle Retentionsverluste ausschließlich bei Teilkronen auftraten, die mit selbstadhäsivem Zement befestigt wurden (Erfolgsrate von 86 %). Für Restaurationen dieser Studie, welche mit Dualzement und der Total-Etch-Technik eingesetzt wurden, sind keine Retentionsverluste dokumentiert worden.

Im weiteren Verlauf werden die Erfolgsraten hinsichtlich des Retentionsverlustes mit der Vorläuferstudie verglichen, in Bezug zu weiteren klinischen Studien mit CAD/CAM-gefertigten Teilkronen gesetzt und mit klinischen Untersuchungen zu konventionell gefertigten Restaurationen diskutiert. Zudem wird der mögliche Einfluss einer vorherigen Schmelzätzung genauer beleuchtet.

Die größte Vergleichbarkeit aufgrund der methodischen Übereinstimmung liegt mit der Vorläuferstudie Rinke et al. (2020) vor. Die Erfolgsrate bezüglich des Retentionsverlusts lag hier bei 93 % für selbstadhäsiv zementierte Restaurationen nach zwei Jahren. Zwischen der 2-Jahres- und der 5-Jahres-Nachuntersuchung nahm die Anzahl der Retentionsverluste um 7 % zu. Der Grund für diesen geringen Anstieg ist, dass die vier Retentionsverluste ausschließlich in den ersten drei Jahren und 2 Monaten auftraten. Diese Beobachtung zeigt, dass das Risiko eines Retentionsverlustes von selbstadhäsiv zementierten Teilkronen in der Frühphase erhöht ist. Nach fünf Jahren ergab sich für selbstadhäsiv zementierte Teilkronen im Vergleich zu Teilkro-

nen, die mit dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt wurden, ein 9,2-fach höheres Retentionsverlust-Risiko. Der Unterschied ist nicht signifikant, zeigt aber eine ausgeprägte Tendenz.

Eine gute Übereinstimmung im Studiendesign besteht ebenfalls zu Rinke et al. (2019). Darin wurden ZLS-keramische Teilkronen, die mit zwei unterschiedlichen dualhärtenden Befestigungskompositen zementiert wurden, untersucht. Nach drei Jahren Tragedauer ist das Ergebnis bezogen auf den Retentionsverlust mit einer 100 %igen Erfolgsrate deckungsgleich zu den Ergebnissen der mit dualhärtendem Zement befestigten Teilkronen der vorliegenden Studie (Rinke et al. 2019). Mögliche Gründe dieser Übereinstimmung sind die ähnlichen Befestigungsstrategien. Rinke et al. (2019) verwendeten ebenfalls die Total-Etch-Technik vor dem Einsetzen der Versorgungen mit dualhärtendem Befestigungskomposit. Die Bedeutung der Schmelzätzung wurde auch in zwei weiteren Studien mit CAD/CAM-gefertigten Teilkronen untersucht (Vogl et al. 2016; Baader et al. 2016).

Vogl et al. (2016) untersuchten im Rahmen einer Split-Mouth-Studie den Einfluss von selektiver Schmelzätzung. Pro Patienten wurden drei unterschiedlich zementierte Teilkronen eingesetzt. Eine Teilkrone wurde mit selbstadhäsivem Zement ohne vorherige Schmelzätzung inseriert. Die zwei weiteren Teilkronen wurde jeweils mit Dualzement in Kombination mit einem Universal-Adhäsiv mit und ohne vorherige Schmelzätzung befestigt. Ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe mit selbstadhäsivem Zement (Erfolgsrate 75,6 %) und der Gruppe mit dualhärtendem Befestigungskomposit, Universaladhäsiv und selektiver Schmelzätzung (Erfolgsrate 97,8 %) wurde schon nach 18 Monaten festgestellt. Die Erfolgsraten der vorliegenden Studie bestätigen die genannten Ergebnisse und die Feststellung, dass eine selektive Schmelzätzung bei der Anwendung von selbstadhäsiven oder selbstätzenden Adhäsivsystemen zu empfehlen ist. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass Teilkronenpräparationen schmelzbegrenzt sind und somit einen großen Anteil an Schmelz besitzen. Der Haftverbund von selbstadhäsiven Befestigungszementen am Schmelz ist jedoch geringer als an Dentin (Behr et al. 2009; Hikita et al. 2007; Schenke et al. 2008). *In vitro* konnte eine bessere adhäsive Befestigung am Schmelz durch selektives Schmelzätzen bewiesen werden (de Munck et al. 2004; Lin et al. 2010).

Eine weitere klinische Studie bestätigte den verbesserten Haftverbund von CAD/CAM-gefertigten Teilkronen durch selektives Schmelzätzen und untermauerte somit ebenfalls die Ergebnisse der vorliegenden Studie. Nach sechseinhalb Jahren konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Überlebensraten von feldspatkeramischen Teilkronen mit (82 %) und ohne selektive Schmelzätzung (60 %) ermittelt werden (Baader et al. 2016). Im Vergleich zur vorliegen-

den Studie sind die Ergebnisse mit und ohne Schmelzätzung zwar ähnlich, jedoch sind die Überlebensraten der Restaurationen insgesamt deutlich niedriger als in der vorliegenden Studie. Eine Erklärung für diese Beobachtung könnte sein, dass bei Baader et al. (2016) keine Rezementierung der Teilkronen mit Retentionsverlust möglich war, da diese zusätzlich frakturierten. Dies ist auf die deutlich weniger belastbare Feldspatkeramik im Vergleich zur hochfesten Glaskeramik, wie sie in dieser Studie angewendet wurde, zurückzuführen (Silva et al. 2017). Außerdem war die Recall-Quote mit 53 % deutlich niedriger als in der vorliegenden Studie und anstelle erfahrener Zahnärzte führten die Behandlungen Studenten durch. Dies kann zu Fehlern und zu einer Verschlechterung der Langzeitbewährung führen.

In der aktuellen Literatur liegen keine weiteren klinischen Studien mit dem Fokus auf den Einfluss der unterschiedlichen Befestigungsstrategien zu Teilkronen vor. Aufgrund dessen werden im Folgenden klinische Studien mit konventionell hergestellten Restaurationen wie Inlays und Onlays und dem Einfluss verschiedener Befestigungsstrategien mit der vorliegenden Studie verglichen.

Eine gute Übereinstimmung im Studiendesign bezogen auf die Befestigungsmaterialien besteht zu einigen Studien, die sich mit konventionell gefertigten Restaurationen befassen. Es wurden Inlays und Onlays, die entweder mit selbstadhäsivem Zement ohne selektive Schmelzätzung oder mit Dualzement und der Total-Etch-Technik zementiert wurden, untersucht. Nach einer Beobachtungsdauer von ein bis zwei Jahren wurden nur bei selbstadhäsiv zementierten Restaurationen Retentionsverluste ermittelt. Dabei war der Unterschied zwischen den Zementierungsarten nicht signifikant (Emiroğlu et al. 2016; Taschner et al. 2012). Diese Beobachtung bestätigt die Ergebnisse der vorliegenden Studie. Die Beobachtungszeiträume und die Indikationen sind jedoch unterschiedlich und führen somit zu einer bedingten Vergleichbarkeit. Eine mögliche Ursache für die dennoch ähnlichen Ergebnisse ist, dass selbstadhäsiv zementierte Inlays und Onlays sich durch ihren geringeren Schmelzanteil in der Präparation verglichen mit Teilkronen auch ohne eine Schmelzätzung bewähren können (de Munck et al. 2004).

Auch Peumans et al. (2013) berichteten von keiner signifikanten Verbesserung der Haltekraft zwischen Zahn und Restauration durch selektives Schmelzätzen bei Inlays und Onlays nach vier Jahren. Die Überlebensrate mit Schmelzätzung lag bei 97 % und ohne bei 93 %. Diese sind höher im Vergleich zur vorliegenden Studie. Zwar konnte in beiden Studien keine statistisch signifikante Differenz zwischen einer Schmelzätzung und keiner Schmelzätzung festgestellt werden, die Tendenz dazu war jedoch in dieser Studie ausgeprägt. Eine mögliche Erklärung für diese Unstimmigkeit ist, dass insbesondere Inlays eine andere Retentionscharakteristik als Teilkronen haben. Der Effekt der selektiven Schmelzätzung scheint weniger relevant zu sein als bei

Teilkronen. Zudem wurden bei Peumans et al. (2013) nur Onlays mit speziellen Ausschlusskriterien untersucht. Es durfte maximal ein Höcker überkuppelt werden und die Zahnoberfläche durfte zu maximal 50 % aus Dentin bestehen. Inlays und Onlays haben im Vergleich zu komplexen, mehrfach höckerüberkuppelten Teilkronenpräparationen ein geringeres Retentionsverlust-Risiko.

Insgesamt wird deutlich, dass zum Überleben und Erfolg von CAD/CAM-gefertigten Teilkronen eine vorherige Schmelzätzung durchgeführt werden sollte (Baader et al. 2016; Vogl et al. 2016). Diese kann je nach Art des gewählten Befestigungskomposits in Form von Total-Etch-Technik oder der selektiven Schmelzätzung durchgeführt werden. Bei konventionell hergestellten Inlays und Onlays führte eine vorherige Schmelzätzung zu keiner signifikant besseren Überlebens- und Erfolgsrate (Peumans et al. 2013; Emiroğlu et al. 2016; Taschner et al. 2012). Ein möglicher Grund für die Unstimmigkeit zwischen den Versorgungsarten ist der schon erwähnte höhere Schmelzanteil bei Teilkronen verglichen zu Inlays und Onlays. Außerdem könnte die Retentionsform der Kavität eine weitere Erklärung für das geringere Retentionsverlust-Risiko von konventionell gefertigten Keramikrestaurationen im Vergleich zu CAD/CAM-gefertigten Restaurationen sein. Bei konventionell gefertigten Versorgungen ist ein retentiveres Design der Präparation als bei CAD/CAM-gefertigten Restaurationen möglich (Politano et al. 2018; Ahlers et al. 2009).

4.2.4 Position, Randschluss und Randverfärbung

4.2.4.1 Faktor Position

Der in dieser Studie untersuchte Risikofaktor der Position der Teilkronen ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Überlebensraten endständig positionierter (90 %) und nicht endständig positionierter Teilkronen (92 %). Vergleichbare Untersuchungsinhalte zu Teilkronen sind bis auf die Vorläuferstudie in der aktuellen Literatur nicht vorzufinden. Die fünf in dieser Studie aufgetretenen Frakturen wurden ausschließlich an Molaren festgestellt. An Prämolaren wurden keine Frakturen ermittelt. Dies wurde in vielen klinischen Studien zu Teilkronen beobachtet.

Im Folgenden wird näher auf den Einfluss der Position (endständig vs. nicht endständig, Prämolar vs. Molar) eingegangen und die Ergebnisse mit klinischen Studien, die sich mit ebenfalls mit CAD/CAM-gefertigten Teilkronen befassen, verglichen. Daraufhin werden Untersuchungen mit konventionell gefertigten Teilkronen diskutiert.

Die Vorläuferstudie ist die einzige Studie, die sich ebenfalls mit dem Einflussfaktor, ob die Restaurationen endständig oder nicht endständig positioniert sind, befasst (Rinke et al. 2020). Es wurde eine Überlebensraten von 90 % für endständig positionierte und von 98 % für nicht endständig positionierte Teilkronen ermittelt. Verglichen mit der 5-Jahres-Nachuntersuchung wird deutlich, dass mit zunehmender Zeit weitere Frakturen nur an nicht endständig positionierten Teilkronen stattfanden. Die Verteilung der Restaurationen zwischen den beiden Gruppen ist mit zehn endständig positionierten und 49 nicht endständig positionierten Teilkronen inhomogen besetzt. Dies kann einen Einfluss auf das Ergebnis haben. Für eine bessere Vergleichbarkeit wäre eine gleichmäßige Verteilung sinnvoll und eine höhere Fallzahl endständig positionierter Restaurationen notwendig.

Die Ergebnisse von Rinke et al. (2019) bestätigen die vorliegenden Resultate. Es wurden ebenfalls ZLS-keramische Teilkronen untersucht und festgestellt, dass alle Materialfrakturen ausschließlich an Molaren und keine an Prämolaren stattfanden. Ein Vergleich zwischen endständig und nicht endständig positionierten Restaurationen wurde hier nicht durchgeführt. Kritisch zu betrachten ist jedoch, dass die Verteilung mit 71 Molaren und 17 Prämolaren bei Rinke et al. (2019) unausgeglichen ist und somit das Ergebnis beeinflussen kann. Eine mögliche Erklärung für Frakturen ausschließlich im Molarenbereich ist, dass diese Restaurationen einer höheren Kaukraft ausgesetzt sind als Restaurationen im Prämolarenbereich (Abduo und Sambrook 2018).

Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie berichteten Nassar et al. (2019) von einer 100%igen Überlebensrate nach zwölf Monaten Tragezeit von Teilkronen auf Prämolaren und Molaren. Die Restaurationen wurden aus ZLS-Keramik und CAD/CAM-gefertigter Lithiumdisilikat-Keramik hergestellt. Im Unterschied zu der vorliegenden Studie wurden keine Frakturen an Molaren dokumentiert. Diese Unstimmigkeit könnte darin begründet sein, dass in der vorliegenden Studie nur Molaren frakturierten, die eine stark reduzierte Mindestmaterialstärke unter 0,75 mm vorwiesen. Bei Nassar et al. (2019) lag die Mindestmaterialstärke bei 1,5 mm bis 2,0 mm. Außerdem sind zwölf Monate Beobachtungszeit zu kurz um ein wissenschaftlich aussagekräftiges Ergebnis darstellen zu können. Zudem fehlen in dem publizierten Artikel die Angaben zur Verteilung der Anzahl von Molaren und Prämolaren, die jedoch für eine Vergleichbarkeit wichtig wären.

Zimmermann et al. (2017a) untersuchten ZLS-keramische Teilkronen und Inlays ebenfalls mit zwölf Monaten Beobachtungszeit. Materialfrakturen wurden ausschließlich an Molaren festgestellt. Verglichen mit der vorliegenden Studie wird bestätigt, dass Frakturen häufiger an Molaren als an Prämolaren stattfinden. Da jedoch fast doppelt so viele Molaren wie Prämolaren in die

Studie mit einbezogen worden sind und die Beobachtungszeit nur ein Jahr betrug, ist die Aussagekraft nicht besonders hoch.

Eine retrospektive Studie mit Onlays und Inlays sowohl aus gepresster als auch aus CAD/CAM-gefertigter Lithiumdisilikat-Keramik erzielte hinsichtlich des Einflusses der Position ähnliche Ergebnisse wie die vorliegende Studie. Alle Materialfrakturen wurden an Molaren und keine an Prämolaren festgestellt (Archibald et al. 2017). Die Verteilung der Prämolaren (40,5 %) und Molaren (59,5 %) war homogen.

An konventionell hergestellten Teilkronen und Onlays wurden Materialfrakturen ebenfalls ausschließlich an Molaren und keine an Prämolaren festgestellt. Das Studiendesign der Studie ähnelt sehr der vorliegenden Studie aufgrund der Untersuchung verschiedener Mindestmaterialstärken (Murgueitio und Bernal 2012). Auffällig ist, dass nur Restaurationen an Molaren frakturierten, die eine reduzierte Mindestmaterialstärke unter 2,0 mm hatten. Das bestätigt das Ergebnis dieser Studie, in der auch nur Frakturen an Molaren mit Teilkronen einer Mindestmaterialstärke unter 0,75 mm auftraten. Die Restaurationen bei Murgueitio und Bernal (2012) wurden jedoch alle aus konventionell gefertigter Leuzitkeramik hergestellt. Diese hat eine etwa dreifach niedrigere Biegefestigkeit als ZLS-Keramik (Sulaiman 2020). Das ist eine mögliche Erklärung für die erhöhte Frakturrate trotz einer verglichen mit dieser Studie hohen Mindestmaterialstärke zwischen 1,0 mm und 1,9 mm.

Kein übereinstimmendes Ergebnis liegt bezüglich des Risikofaktors Position mit der Studie von Ferrari et al. (2019) vor. Darin wurden konventionell hergestellte Lithiumdisilikat-Teilkronen nach zwei Jahren Tragedauer untersucht. Eine Materialfraktur wurde an einer Teilkrone auf einem Prämolaren ohne vorherige Glasfaserstiftsetzung ermittelt. An Molaren, unabhängig ob mit oder ohne Glasfaserstift, wurde dagegen keine Materialfraktur der Teilkronen festgestellt. Die unterschiedlichen Studiendesigns und Beobachtungszeiträume sind ein möglicher Grund für die Unstimmigkeit. Zudem bestand kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Überlebensraten der Teilkronen auf Prämolaren und Molaren bei Ferrari et al. (2019).

In einer weiteren Studie wurde nach einem Jahr Beobachtungszeit keine Fraktur an konventionell hergestellten Lithiumdisilikat-Teilkronen festgestellt, somit überlebten alle Restaurationen, unabhängig ob auf Prämolaren oder Molaren inseriert (van den Breemer et al. 2019). Dieses Ergebnis stimmt nicht mit dem Ergebnis dieser Studie überein, bei der Materialfrakturen an Molaren auftraten. Gründe könnten zum einen die kurze Beobachtungszeit von einem Jahr sein und zum anderen die unterschiedlichen Materialmindeststärken. In dieser Studie traten nur Frakturen an Molaren mit Teilkronen auf, die eine stark reduzierter Mindestmaterialstärke unter

0,75 mm besaßen. Bei van den Breemer et al. (2019) wurden alle Teilkronen mit einer Stärke von 1,5 mm inseriert.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass bis auf die Vorläuferstudie keine klinische Studie zu Teilkronen den Risikofaktor endständig positionierter und nicht endständiger positionierter Restaurationen untersucht hat (Rinke et al. 2020). Insgesamt ist die Beobachtung, dass alle Materialfrakturen an Molaren auftraten, in guter Übereinstimmung mit vielen Studien zu CAD/CAM-gefertigten und konventionell gefertigten Teilkronen (Rinke et al. 2019; Zimmermann et al. 2017a; Archibald et al. 2017; Murgueitio und Bernal 2012; Nassar et al. 2019; van den Breemer et al. 2019). Im Molarenbereich sind Restaurationen einer höheren Kaukraft ausgesetzt als im Prämolarenbereich, was ein möglicher Grund dafür ist, dass Frakturen vermehrt an Molaren auftreten (Abduo und Sambrook 2018). Stabilere Keramiken wie hochfeste Glaskeramiken können das Frakturrisiko verringern (Sen und Us 2018; Gehrt et al. 2013). Die vorliegende Studie zeigt, dass alle Frakturen nur an Teilkronen mit stark reduzierter Mindestmaterialstärke stattfanden. Eine moderate Reduzierung der Mindestmaterialstärke auf 0,75 mm bis 1,0 mm führte zu keinen Frakturen, weder an Prämolaren noch an Molaren.

4.2.4.2 Kriterien Randschluss und Randverfärbung

Im Rahmen der klinischen Bewertung der Teilkronen wurden die modifizierten USPHS-Kriterien Randschluss und Randverfärbung untersucht. Es wurde eine statistisch signifikante Abnahme der Alfa-Bewertung beider Kriterien, unabhängig davon ob sie mit dualhärtendem oder selbstadhäsivem Befestigungskomposit inseriert wurden, zwischen den Daten der Baseline- und der 5-Jahres-Nachuntersuchung festgestellt. Die Alfa-Bewertung von Teilkronen, die mit dualhärtendem Zement eingesetzt worden sind, sank um 27,1 % für das Kriterium Randschluss und um 47,9 % für das Kriterium Randverfärbung. Die Alfa-Bewertung von selbstadhäsiv zementierten Restaurationen nahm um 43,1 % für den Parameter Randschluss und 42,3 % für den Parameter Randverfärbung ab. Kein statistisch signifikanter Unterschied wurde zwischen den Gruppen der untersuchten Befestigungsstrategien hinsichtlich der Kriterien Randschluss und Randverfärbung ermittelt.

Nachfolgend werden die Vorläuferstudie und weitere klinischen Studien zu CAD/CAM-gefertigten Teilkronen diskutiert, welche die Kriterien Randschluss und -verfärbung in Zusammenhang mit unterschiedlichen Befestigungsstrategien bewertet haben. Anschließend werden die Beobachtungen dieser Studie im Vergleich zu klinischen Studien zu konventionell gefertigten Restaurationen analysiert.

Die Vorläuferstudie berichtete ebenfalls von einer statistisch signifikanten Abnahme der Qualität des Randschlusses und -verfärbung unabhängig der Befestigungsart nach zwei Jahren Beobachtungszeit (Rinke et al. 2020). Die Abnahme der Alfa-Bewertung zwischen der Baseline-Untersuchung und der 2-Jahres-Nachuntersuchung von Teilkronen, die mit dualhärtenden Befestigungskomposit befestigt wurden, beträgt 14,7 % beim Kriterium Randschluss und 25 % beim Kriterium Randverfärbung. Die Abnahme der Alfa-Bewertung von selbstadhäsiv zementierten Restaurationen lag bei 21,1 % für den Parameter Randschluss und 31 % für den Parameter Randverfärbung. Verglichen mit der Abnahme der Alfa-Bewertung zwischen der Baseline-Untersuchung und der vorliegenden 5-Jahres-Nachuntersuchung wird deutlich, dass eine stärkere Abnahme in den ersten zwei Jahren vorliegt, insbesondere beim Kriterium Randverfärbung von selbstadhäsiv zementierten Restaurationen. Der Verlauf ist bei beiden Kriterien unabhängig von der Wahl der Befestigungsstrategie nicht-linear. Ein Grund für die Qualitätsabnahme kann die chemische Zusammensetzung des Befestigungszementes und dessen Viskosität sein (Politano et al. 2018).

Es besteht eine große Übereinstimmung des methodischen Aufbaus zu der Studie Rinke et al. (2019). Darin wurden an ZLS-keramischen Teilkronen, einzementiert mit zwei unterschiedlichen dualhärtenden Befestigungskompositen, nach drei Jahren Tragedauer ähnliche Ergebnisse zur vorliegenden Studie ermittelt. Wie in dieser Studie auch wurde eine statistisch signifikante Abnahme der Alfa-Bewertung der Randverfärbung zwischen der Baseline- und der 3-Jahres-Untersuchung um 13,3 – 14,3 % bei beiden dualhärtenden Befestigungskompositen festgestellt. Außerdem wurde in Übereinstimmung zu dieser Studie kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen den Gruppen mit unterschiedlichen Befestigungskompositen bezüglich der Kriterien Randschluss und -verfärbung ermittelt. Da jedoch bei Rinke et al. (2019) alle Teilkronen mit dualhärtenden Kompositzementen und der Total-Etch-Technik befestigt wurden, ist der Vergleich mit den selbstadhäsiv zementierten Teilkronen der vorliegenden Studie nur bedingt möglich. Widersprüchliche Ergebnisse zu dieser Studie wurden bei Rinke et al. (2019) zum Randschluss der Teilkronen ermittelt. Nach drei Jahren wurde eine statistisch nicht signifikante Alfa-Abnahme um 7,1 – 11,1 % festgestellt. Mögliche Gründe für diese Unstimmigkeit könnten die verschiedenen Beobachtungszeiträume und das Verwenden von unterschiedlichen Befestigungsstrategien sein.

Eine gute Vergleichbarkeit aufgrund des ähnlichen Studiendesigns lag auch bei Baader et al. (2016) vor. Teilkronen aus CAD/CAM-hergestellter Feldspatkeramik wurden selbstadhäsiv zum einen mit selektiver Schmelzätzung und zum anderen ohne selektiver Schmelzätzung eingesetzt. Es wurden der Randschluss und die Randverfärbung in Zusammenhang mit der Art des

Befestigungsmaterials untersucht. Dabei konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Baseline- und der 6,5-Jahres-Untersuchung beider Kriterien in beiden Gruppen festgestellt werden. Die Qualität des Randschlusses nahm ab mit einer Zunahme der Beta-Bewertung um 56,9 % bei der Gruppe ohne vorheriger Schmelzätzung. Mit Schmelzätzung nahm die Beta-Bewertung sogar um 61,1 % zu. Die Beta-Bewertung der Randverfärbung nahm ohne vorherige Schmelzätzung um 87,5 % zu und mit vorheriger Schmelzätzung um 88,9 %. Dieses Ergebnis untermauert das Ergebnis der vorliegenden Studie. Es stellt dar, dass mit zunehmender Zeit unabhängig der Befestigungsstrategie, mit oder ohne Schmelzätzung, eine Abnahme der Qualität des Randschlusses und -verfärbung vorliegen. Zudem wurde kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen den Gruppen mit unterschiedlichen Befestigungsstrategien bezüglich der Kriterien Randschluss und -verfärbung ermittelt. Dieses Resultat kongruiert ebenfalls mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung.

Ein weiteres ähnliches Studiendesign ist bei Vogl et al. (2016) zu finden. Es wurden Teilkronen mit selbstadhäsivem Zement ohne vorherige Schmelzätzung inseriert. Zwei weitere Gruppen bestanden aus Teilkronen, die mit Dualzement in Kombination mit einem Universal-Adhäsiv mit und ohne vorherige Schmelzätzung eingesetzt wurden. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Baseline- und der 18-Monats-Untersuchung wurde ausschließlich zum Parameter Randverfärbung bei Teilkronen festgestellt, welche mit Dualzement in Kombination mit einem Universal-Adhäsiv ohne vorherige Schmelzätzung einzementiert wurden. Weder in den Gruppen mit den zwei übrigen Befestigungsstrategien, noch zum Parameter Randschluss mit allen drei Befestigungsstrategien wurde ein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt. Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zu den Resultaten der vorliegenden Studie. Im Gegensatz zur Studie von Vogl et al. (2016) wurde sowohl eine signifikante zeitabhängige Abnahme der Alfa-Bewertung des Randschlusses in beiden Befestigungsvarianten festgestellt, als auch eine Abnahme der Alfa-Bewertung der Randverfärbung von selbstadhäsiv zementierten Teilkronen dokumentiert. Mögliche Erklärung für diese Unstimmigkeit könnte der kurze Beobachtungszeitraum von 18 Monaten sein. In guter Übereinstimmung zur vorliegenden Studie steht das Ergebnis von Vogl et al. (2016), dass keine statistisch signifikante Differenz zwischen den Gruppen der untersuchten Befestigungsstrategien hinsichtlich der Kriterien Randschluss und Randverfärbung ermittelt werden konnte.

Eine Studie mit konventionell gefertigten On- und Inlays aus Lithiumdisilikat-Keramik besitzt ein ähnliches Studiendesign wie die vorliegende Studie (Peumans et al. 2013). Die Restaurationen wurden entweder selbstadhäsiv ohne vorherige Schmelzätzung oder selbstadhäsiv mit

Schmelzätzung einzementiert. Wie auch in dieser Studie fand eine statistisch signifikante Abnahme der Alfa-Bewertung des Randschlusses zwischen der Baseline- und der 4-Jahres-Untersuchung bei beiden Befestigungsstrategien statt. Dabei sank die Alfa-Bewertung in der Gruppe ohne vorherige Schmelzätzung um 63,4 % und mit vorheriger Schmelzätzung um 64 %. Eine weitere Bestätigung der vorliegenden Studie ist, dass es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen der unterschiedlichen Befestigungsvarianten hinsichtlich des Randschlusses und der Randverfärbung gab. Im Unterschied zur vorliegenden Studie liegt jedoch bei Peumans et al. (2013) keine statistisch signifikante Differenz zwischen der Baseline- und der 4-Jahres-Untersuchung zum Parameter Randverfärbung in beiden Befestigungsvarianten vor. Eine mögliche Ursache für diese Differenz könnten die unterschiedlichen Indikationen von Inlays, Onlays und Teilkronen sein, die in der vorliegenden Studie untersucht wurden. Inlays und Onlays zeigen demnach bessere Alfa-Bewertungen zum Kriterium Randverfärbung nach vier Jahren Tragedauer als Teilkronen dieser Studie.

Azevedo et al. (2012) untersuchten wie auch Peumans et al. (2013) konventionell gefertigte In- und Onlays, die zum einen selbstadhäsiv ohne Schmelzätzung und selbstadhäsiv mit Schmelzätzung inseriert wurden. Übereinstimmend mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie wurde auch hier keine statistisch signifikante Differenz zwischen den beiden unterschiedlich befestigten Gruppen vorgefunden. Eine Bewertung zum Unterschied der Qualität des Randschlusses und der Randverfärbung zwischen der Baseline- und Zwölf-Monats-Untersuchung fand nicht statt.

Eine weitere klinische Untersuchung zu konventionell gefertigten Inlays und Onlays berichtete über eine statistisch signifikante Differenz zum Parameter Randschluss zwischen Restaurationen, die mit selbstadhäsivem Befestigungskomposit ohne vorherige Schmelzätzung und Restaurationen, die mit dualhärtendem Zement und der Total-Etch-Technik eingesetzt wurden. Es wurden insgesamt 33 Beta-Bewertungen zum Parameter Randschluss nach zwei Jahren Tragedauer bei selbstadhäsiv zementierten Restaurationen ermittelt. Dagegen wurden nur insgesamt drei Beta -Bewertungen bei Restaurationen festgestellt, die mit dualhärtendem Zement befestigt wurden. Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zur vorliegenden Studie, bei der kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Befestigungsstrategien hinsichtlich des Randschlusses vorlag. Die Unstimmigkeit zwischen den Ergebnissen kann darin begründet sein, dass Inlays und Onlays untersucht wurden und keine Teilkronen wie in dieser Studie. Das zeigt, dass Inlays und Onlays nach zwei Jahren Beobachtungszeit einen suffizienteren Randschluss haben, wenn sie mit dualhärtendem Zement und der Total-Etch-Technik inseriert wur-

den, anstatt mit selbstadhäsivem Befestigungskomposit ohne Schmelzätzung. Sowohl der Parameter Randverfärbung als auch eine Abnahme der Qualität des Randschlusses zwischen Baseline- und 2-Jahres-Untersuchung wurden bei Taschner et al. (2012) nicht ermittelt.

Emiroğlu et al. (2016) lieferten ähnliche Ergebnisse wie Taschner et al. (2012) zu konventionell gefertigten Inlays und Onlays nach einem Jahr Beobachtungszeit. Hierbei wurde sowohl ein statistisch signifikanter Unterschied zum Parameter Randschluss als auch zum Parameter Randverfärbung zwischen selbstadhäsiv zementierten Restaurationen ohne vorherige Schmelzätzung und Restaurationen, die mit dualhärtendem Zement und der Total-Etch-Technik inseriert wurden, festgestellt. Diese Resultate stimmen aufgrund der fehlenden statistisch signifikanten Differenz zwischen den Befestigungsstrategien bezüglich des Randschlusses und der Randverfärbung nicht mit dem Ergebnis dieser Studie überein. Eine mögliche Ursache für diese Differenz sind wie auch bei Taschner et al. (2012) die unterschiedlichen Indikationsbereiche. Es wird deutlich, dass selbstadhäsiv zementierte Inlays und Onlays ohne vorherige Schmelzätzung schon nach einem Jahr Tragedauer einen insuffizienteren Randschluss aufweisen als Restaurationen, welche mit dualhärtendem Befestigungskomposit und der Total-Etch-Technik einzementiert wurden. Eine Abnahme der Alfa-Bewertung des Parameters Randschluss und Randverfärbung zwischen der Baseline- und der Zwölf-Monats-Untersuchung wurde nur bei selbstadhäsiv zementierten Restaurationen festgestellt. Dies steht nur teilweise in Übereinstimmung mit der vorliegenden Studie, da in dieser Studie eine Abnahme der Alfa-Bewertung beider Parameter und beider Befestigungsstrategien vorlag. Mögliche Gründe für die teilweise widersprüchlichen Resultate sind zum einen die sehr kurze Beobachtungszeit von einem Jahr im Vergleich zu fünf Jahren dieser Studie. Und zum anderen die schon erwähnte unterschiedliche Versorgungsart.

Insgesamt sind die Ergebnisse dieser Studie in guter Übereinstimmung zur aktuellen Literatur. Alle Studien, die sich mit CAD/CAM-gefertigten Teilkronen befassten, bestätigten, dass kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Wahl der Befestigungsstrategie und der Qualität des Randschlusses oder der Randverfärbung vorlag. Zudem wurde größtenteils bestätigt, dass eine statistisch signifikante Differenz zur zeitabhängigen Abnahme der Alfa-Bewertung des Randschlusses und der Randverfärbung beider Befestigungsstrategien von CAD/CAM-gefertigten Teilkronen besteht (Rinke et al. 2019; Rinke et al. 2020; Baader et al. 2016; Vogl et al. 2016). Im Gegensatz dazu berichteten einige Studien mit konventionell hergestellten Inlays und Onlays, dass eine statistisch signifikante Differenz zwischen den Gruppen mit verschiedenen Befestigungsstrategien hinsichtlich des Randschlusses und teilweise auch der Randverfärbung bestand. Außerdem wurde nach ein bis zwei Jahren Tragedauer keine zeitabhängige Abnahme der Alfa-Bewertung beider Kriterien für konventionell gefertigte Inlays und Onlays festgestellt (Taschner

et al. 2012; Emiroğlu et al. 2016). Unstimmigkeiten zwischen den Ergebnissen könnten wie schon erwähnt zum einen durch die kürzeren Beobachtungszeiträume und durch die unterschiedlichen Versorgungsarten begründet sein.

4.3 Schlussfolgerung

Die vorliegende 5-Jahres-Nachuntersuchung analysierte Risikofaktoren, die einen möglichen Einfluss auf die Überlebens- und Erfolgsrate von ZLS-keramischen Teilkronen haben. Es wurden die Position der Restauration, die Wahl des Befestigungszementes und die Wahl der Mindestmaterialstärke untersucht.

Mit dieser Studie wurden erstmals klinische Daten zum Einfluss der Mindestmaterialstärke auf das Überleben und den Erfolg von Teilkronen aus hochfester Glaskeramik ermittelt. Es kann hiermit belegt werden, dass eine Reduzierung der okklusalen Mindestmaterialstärke auf 1,0 mm die Frakturrate der Teilkronen nicht ansteigen lässt ($p = 0{,}029$). Bisher basierte die Empfehlung der Hersteller nur auf *In-vitro*-Daten ohne eine klinische Absicherung (Zimmermann et al. 2017b; Sasse et al. 2015; Bergamo et al. 2019; Abu-Izze et al. 2018; Heck et al. 2019).

Neben der Mindestmaterialstärke ist der Befestigungswerkstoff ein weiterer potentieller Einflussfaktor. In der vorliegenden Studie wurde ermittelt, dass ein 9,2-fach höheres Risiko eines Retentionsverlusts für selbstadhäsiv zementierte Teilkronen als für Teilkronen, die mit dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt wurden, besteht ($p = 0{,}053$). Demnach liegt bei Teilkronen, die mit einem selbstadhäsiven Zement befestigt wurden, eine ausgeprägte Tendenz zu einem Retentionsverlust vor. Diese Studie bekräftigt somit die Empfehlung, dualhärtenden Befestigungskomposit und die Total-Etch-Technik zum Einsetzen von vollkeramischen Teilkronen zu verwenden (Politano et al. 2018; Ahlers et al. 2009).

Insgesamt fehlen in der aktuellen Literatur bislang klinische Studien mit Beobachtungszeiträumen von über drei Jahren zu Teilkronen aus hochfesten Glaskeramiken. Mit Hilfe von klinischen Langzeitstudien sollte der Einfluss der Schmelzätzung auf das Überleben und den Erfolg von vollkeramischen Teilkronen genauer beurteilt werden. Des Weiteren sollten klinische Studien, welche den Risikofaktor Mindestmaterialstärke auf die Bewährung von CAD/CAM-gefertigten Teilkronen untersuchen, durchgeführt werden. Damit würde die Vergleichbarkeit der Ergebnisse dieser Studie erhöht werden.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende prospektiv klinische, randomisierte Arbeit befasst sich mit der Bewährung chairside gefertigter Teilkronen aus der zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikat-Keramik Vita Suprinity über einen mittleren Beobachtungszeitraum von fünf Jahren. Es wurde untersucht, inwiefern eine reduzierte okklusale Mindestmaterialstärke, die Wahl des Befestigungskomposites und die Position der Restauration die Überlebens- und die Erfolgsrate der Restaurationen beeinflussen. Die Daten von 44 Patienten (27 Frauen, 17 Männer) mit 59 Teilkronen (23 Prämolaren, 36 Molaren) mit einem Durchschnittsalter von 51 Jahren wurden in die Studie miteinbezogen. Die Teilkronen wurden in Gruppen, spezifisch die Einflussfaktoren betreffend, unterteilt. Gruppe 1 (n = 31) umfasst Teilkronen mit einer Mindestmaterialstärke von 0,5 bis 0,74 mm und Gruppe 2 (n = 28) mit einer Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm. Gruppe A (n = 30) beinhaltet Teilkronen, die mit Dualzement und Total-Etch-Technik (Syntac / Variolink II) zementiert wurden, während Gruppe B (n = 29) Teilkronen beinhaltet, die mit einem selbstadhäsiven Kompositzement (RelyX Unicem) einzementiert wurden. Zudem wurde der Einfluss der Position der Restaurationen, ob endständig (n = 10) oder nicht endständig (n = 49), untersucht. Die statistische Auswertung erfolgte durch die Kaplan-Meier-Methode. Anhand des Cox-Regressionsmodells wurde die zeitabhängige Überlebens- und Erfolgsrate unter Berücksichtigung der möglichen Kovariablen Mindestmaterialstärke, Position der Restauration und Befestigungsstrategie berechnet. Die Gesamt-Überlebensrate der Teilkronen betrug 91 %, die Gesamt-Erfolgsrate 80 % und die Gesamt-Erfolgsrate bezogen auf die Retentionsverluste 93 % nach fünf Jahren. Es traten insgesamt elf Ereignisse auf, davon fünf Totalverluste durch Keramikfrakturen, vier Rezementierungen, eine endodontische Behandlung und eine Reparatur nach Keramikfraktur. Trotz einer Reduzierung der vom Hersteller empfohlenen Mindestmaterialstärke auf 0,75 bis 1,0 mm trat eine 100%ige Überlebensrate auf, unabhängig von der Wahl des Befestigungskomposites oder der Position. Mit einer weiteren Reduzierung auf 0,5 bis 0,74 mm sank die Überlebensrate auf 83 %. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant mit einem p-Wert von 0,029. Die modifizierten USPHS-Kriterien für Randschluss und Randverfärbung wiesen auf eine statistisch signifikante Differenz zwischen den Daten der Baseline- und der 5-Jahres-Nachuntersung für je beide Befestigungskomposite hin ($p<0,05$). Teilkronen, die mit selbstadhäsivem Komposit einzementiert wurden, zeigten eine erhöhte Tendenz zu Retentionsverlust ($p = 0,0527$) im Vergleich zu Restaurationen, welche mit dualhärtendem Komposit einzementiert wurden. Die Wahl der Position, ob endständig oder nicht endständig, ließ auf keinen signifikanten Unterschied schließen ($p = 0,7923$). Anhand der Ergebnisse kann festgehalten werden, dass chairside gefertigte Teilkronen mit einer reduzierten Mindestmaterialstärke von 0,75 bis 1,0 mm

eine 100%ige Überlebens- und Erfolgsrate nach fünf Jahren aufweisen. Diese Studie ist die initiale Absicherung der Herstellerempfehlung von 1,0 mm Mindestmaterialstärke für Teilkronen aus Vita Suprinity.

6 Anhang

6.1 CRF-Bogen

CRF: Prospektive Studie – Adhäsiv befestigte ZLS-Teilkronen (Suprinity) 1 /3

Studie: **„Klinisch-randomisierte, prospektive Studie zur Beurteilung des klinischen Langzeitverhaltens von vollkeramischen Teilkronen und- Onlays aus VITA Suprinity®“**

Studien-Nummer: 02/13

Untersucher / Behandler:

1. Sven Rinke ☐
2. Torsten Wassmann ☐
3. Tanja Philipkowski ☐

Patientennummer: __ __ __ -__ __ __

Geschlecht: ☐ männlich ☐ weiblich

Geburtsdatum: __ __/__ __/__ __
t t m m j j

Restaurationscode 1: TK __ __-__ __

Restaurationscode 2: TK __ __-__ __

Leiter der Studie:	**PD. Dr. Sven Rinke, M.Sc., M.Sc.** Zentrum der Zahn- Mund- und Kieferheilkunde, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Universitätsmedizin Göttingen Robert-Koch-Str. 40 37075 Göttingen Tel.:0551-3914034 o. 0172-5628341 Email: sven.rinke@med.uni-goettingen.de

Ort Datum Unterschrift des Untersuchers

Clinical Report Form Version 4, vom 10. Januar 2019
DA - CRF 10012019 - KOPIE.DOC19

Abbildung 36: CRF-Bogen Seite 1

CRF: Prospektive Studie – Adhäsiv befestigte ZLS-Teilkronen (Suprinity) 2 /3

Klinische Untersuchung: Nachuntersuchung Datum:

Patientennr.: __ __ __ - __ __ __

1-Jahres-Nachuntersuchung ☐ 2-Jahres-Nachuntersuchung ☐
3-Jahres-Nachuntersuchung ☐ 5-Jahres-Nachuntersuchung ☐

Restauration	Zahnarzt	Randverfärbung	Farbpassung	Anatomische Form	Oberflächenqualität
Code	1/2/3/4	0/1/2	0/1/2/3/4	0/1/2	0/1/2/

Anmerkungen:

Code: Die Patienten werden in der Reihenfolge ihres Einschlusses mit einer Patientennummer nummeriert; daraus ergibt sich z.B. VSS-001 bis 060. Zudem werden alle
Restaurationen werden in der Reihenfolge ihres Einschlusses nummeriert: TK-01-Zahn bis TK-90-Zahn.

Zahnarzt: Kennziffer des nachuntersuchenden Zahnarztes: 1=Rinke, 2= Wassmann, 3= Philipkowski

Randverfärbung: 0=keine Randverfärbung, 1=oberflächliche Randverfärbung, 2= in die Tiefe reichende Randverfärbung (Richtung Pulpa)

Farbpassung: 0=keine Farbdifferenz zu den Nachbarzähnen, 1=geringe klinisch akzeptable Farbdifferenz, 2=ästhetisch nicht akzeptable Farbdifferenz

Anatomische Form: 0=perfekt, entsprechend dem natürlichen Vorbild, 1=geringe Veränderung der anatomischen Form ohne Erneuerungsbedarf, 2=ausgeprägte Veränderung/Verschleiß der Restauration (erneuerungsbedürftig)

Oberflächenqualität: 0=perfekt, vergleichbar mit natürlicher Zahnhartsubstanz, 1=glatte Oberfläche ohne perfekten Hochglanz, 2=glatte, aber matte Oberfläche, minimale Defekte, 3=raue Oberfläche mit sichtbaren Defekten

Vitalitätsverlust: 0=kein Vitalitätsverlust, 1=Vitalitätsverlust (Röntgenbild erforderlich)

Schmerzen:
0=nein, 1=gelegentlich spontane Schmerzen, 2=leichte Beschwerden bei der Nahrungsaufnahme, 3=starke Schmerzen mit Beeinträchtigung der Nahrungsaufnahme, 4=dauernde Schmerzen (Intervention notwendig)

Heiß-Kalt-Empfindlichkeit: 0 = keine Empfindlichkeit, 1 = leichte Empfindlichkeit,
2 = starke Empfindlichkeit (Intervention notwendig)

Ort Datum Unterschrift des Untersuchers

Clinical Report Form Version 4, vom 10. Januar 2019
SEITE ZWEI RICHTIG CRF 10012019 - KOPIE - KOPIE (2).DOC19

Abbildung 37: CRF-Bogen Seite 2

CRF: Prospektive Studie – Adhäsiv befestigte ZLS-Teilkronen (Suprinity) 3 /3

Klinische Untersuchung: Nachuntersuchung Datum:

Patientennr.: __ __ __ - __ __ __

1-Jahres-Nachuntersuchung ☐ 2-Jahres-Nachuntersuchung ☐
3-Jahres-Nachuntersuchung ☐ 5-Jahres-Nachuntersuchung ☐

Restauration	Zahnarzt	Vitalität	Schmerzen	Intervention	Inventionsgrund biologisch	Interventionsgrund technisch
Code	1/2/3/4	0/1	0/1/2/3/4	Datum	0/1/2/3/4/5	0/1/2/3

Restauration	Zahn-arzt	Heiß-/Kalt-Empfindlichkeit	BOP mesial	Sondierungs-Tiefe mesial	BOP distal	Sondierungs-tiefe distal
Code	1/2/3/4	0/1/2	0/1 (n/j)	mesial	0/1 (n/j)	distal

Restauration	Zahn-arzt	Verlust	Verlustgrund Biologisch	Verlustgrund Technisch	Verlustgrund Planung
Code	1/2/3/4	Datum	0/1/2/3/4	0/1/2/3	0/1

Anmerkungen:
Interventionsgrund biologisch
0 = keine biologisch bedingte Intervention
1 = parodontologische Behandlung
2 = Wurzelkanalbehandlung nach Vitalitätsverlust
3 = Revision oder chirurgische Therapie an einem endodontisch behandelten Zahn
4 = Füllungstherapie aufgrund von Sekundärkaries
5 = Versiegelung bei Heiß-Kalt-Empfindlichkeit
Interventionsgrund technisch
0 = keine technisch bedingte Intervention
1 = Rezementierung nach Retentionsverlust
2 = Politur einer Keramikfraktur < 2mm² (Chipping)
3 = Politur einer Keramikfraktur >2mm² (Chipping)

Verlustgrund biologisch
0 = kein biologisch bedingter Misserfolg, 1 = parodontologisch bedingter Misserfolg,
2 = endodontologisch bedingter Misserfolg, 3 = Zahnfraktur, 4 = Sekundärkaries
Verlustgrund technisch
0 = kein technisch bedingter Misserfolg, 1 = komplette Fraktur der Keramikrestauration mit Exposition von Zahnhartsubstanz, 2 = ausgedehnte Keramikfraktur ohne Exposition von Zahnhartsubstanz, 3 = Retentionsverlust ohne Möglichkeit der Rezementierung
Verlustgrund Planung
0 = keine Entfernung der Restauration aufgrund einer Änderung der prothetischen Planung,
1 = Entfernung der Restauration aufgrund einer Änderung der prothetischen Planung

Ort Datum Unterschrift des Untersuchers

Clinical Report Form Version 4, vom 10. Januar 2019
SEITR DREI RICHITG- CRF 10012019 - KOPIE - KOPIE.DOC19

Abbildung 38: CRF-Bogen Seite 3

5-Jahres-Kontrolle Vita Suprinity

Kontrolldatum: **Pat. Nr.:** _____ **Zahnarzt:** 3

TK	**Endodontisch behandelt** (ja/nein)	**Verlust-datum**	**Verlustgrund**			**Vitalität** (+/-)	**Schmerzen** (01234)	**Interventionsgrund**		**Heiß/Kalt** (012)
			bio (01234)	techn. (0123)	Plan (01)			biolog. (012345)	techn. (0123)	

TK	**BOP** (+/-)		**ST (mm)**		**Randschluss** (ABCD)	**Randverfärbung** (ABC)	**Sekundärkaries** (AB)	**Approximal-kontakt** (ABC)		**Farbe**
	mesial	distal	mesial	distal				mesial	distal	

Anmerkungen:

Göttingen,

_____

Abbildung 39: CRF-Bogen Seite 4

7 Literaturverzeichnis

3M Espe: Selbstadhäsiver universaler Composite-Befestigungszement RelyX Unicem: Technisches Produktprofil; 3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland 2004

Abad-Coronel C, Naranjo B, Valdiviezo P (2019): Adhesive Systems Used in Indirect Restorations Cementation: Review of the Literature. Dent J (Basel) 7, 1–18

Abduo J, Sambrook RJ (2018): Longevity of ceramic onlays: A systematic review. J Esthet Restor Dent 30, 193–215

Abou-Steit S, El Guindy J, Zaki A (2019): Evaluation of patient satisfation and shade matching of Vita Suprinity versus lithium disilicate (E-max) ceramic crowns in the esthetic zone: a randomized controlled clinical trial. F1000Res 8, 1–19

Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA (2018): Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. Dent Mater 34, 1401–1409

Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajtó J, Pröbster L, Frankenberger R (2009): Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. Int J Comput Dent 12, 309–325

Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U (2018): Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A review. J Prosthodont 27, 35–41

Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P (2016): Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. Clin Oral Investig 20, 291–300

Albaladejo A, Osorio R, Toledano M, Ferrari M (2010): Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 15, e112-e118

Al-Mussawi RMA, Farid F (2016): Computer-based technologies in dentistry: Types and applications. J Dent (Tehran) 13, 215–222

Altan B, Cinar S, Tuncelli B (2019): Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. Niger J Clin Pract 22, 1475–1482

Andersson M, Odén A (1993): A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand 51, 59–64

Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B (1996): Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. J Prosthet Dent 76, 187–193

Anusavice KJ (2012): Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. Dent Mater 28, 102–111

Archibald JJ, Santos GC, Santos MJMC (2017): Retrospective clinical evaluation of ceramic onlays placed by dental students. J Prosthet Dent 119, 743-748

Arnetzl G (2013): CAD/CAM-Systeme. Stomatologie 110, 10–18

Arslan Y, Karakoca Nemli S, Bankoğlu Güngör M, Tamam E, Yılmaz H (2015): Evaluation of biogeneric design techniques with CEREC CAD/CAM system. J Adv Prosthodont 7, 431–436

Aslan YU, Coskun E, Ozkan Y, Dard M (2019): Clinical Evaluation of Three Types of CAD/CAM Inlay/ Onlay Materials After 1-Year Clinical Follow Up. Eur J Prosthodont Restor Dent 27, 131–140

Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N (2015): Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. J Prosthet Dent 113, 534–540

Baader K, Hiller K-A, Buchalla W, Schmalz G, Federlin M (2016): Self-adhesive luting of partial ceramic crowns: Selective enamel etching leads to higher survival after 6.5 years in vivo. J Adhes Dent 18, 69–79

Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE (2016): Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. Dent Mater 32, 847–852

Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN (2017): Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. J Prosthodont 26, 156–163

Barchetta NF, Amaral M, Prochnow C, Rodrigues FP, Bottino MA, Valandro LF, de Melo RM (2019): Strength of a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic: Acid-Etching Time and Resin Cement Application Effects. Int J Periodontics Restorative Dent 39, 431–437

Barkmeier WW, Erickson RL (1994): Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. Am J Dent 7, 175–179

Baroudi K, Ibraheem SN (2015): Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A review of the literature. J Int Oral Health 7, 96–104

Baulig C, Al-Nawas B, Krummenauer F (2009): Das Konfidenzintervall - die anschauliche Alternative zum p-Wert. Z Zahnärztl Impl 25, 55–57

Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U (2017): Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. Dent Mater 33, 84–98

Bender R, Lange S (2007a): Was ist der p-Wert? Dtsch Med Wochenschr 132, e15-e16

Bender R, Lange S (2007b): Was ist ein Konfidenzintervall? Dtsch Med Wochenschr 132, e17-e18

Bergamo ETP, Bordin D, Ramalho IS, Lopes ACO, Gomes RS, Kaizer M, Witek L, Bonfante EA, Coelho PG, Del Bel Cury AA (2019): Zirconia-reinforced lithium silicate crowns: Effect of thickness on survival and failure mode. Dent Mater 35, 1007–1016

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008): Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J 204, 505–511

Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J (2018): Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater 106, 2058–2064

Bindl A, Mörmann WH (2003): Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM generated partial crowns. Eur J Oral Sci 111, 163–169

Bindl A, Richter B, Mörmann WH (2005): Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. Int J Prosthodont 18, 219–224

Birnbaum NS, Aaronson HB: Digital impression devices and CAD/CAM systems. In: Goldstein RE, Chu SJ, Lee EA, Stapert CFJ (Hrsg.): Digital impression devices and CAD/CAM systems. 3. Auflage; Wiley Blackwell, Hoboken 2018, 1386–1407

Bland M, Altman D (1998): Survival probabilities (the Kaplan-Meier method). Brit Med J 317, 1572

Bland M, Peacock J (2002): Interpreting statistics with confidence. Obstet Gynaecol 4, 176–180

Blatz MB, Mante FK, Saleh N, Atlas AM, Mannan S, Ozer F (2013): Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement - a randomized clinical trial. Clin Oral Investig 17, 793–798

Blunck U, Zaslansky P (2011): Enamel margin integrity of class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. J Adhes Dent 13, 23–29

Bohner LOL, Neto PT, Ahmed AS, Mori M, Laganá DC, Sesma N (2016): CEREC Chairside System to Register and Design the Occlusion in Restorative Dentistry: A Systematic Literature Review. J Esthet Restor Dent 28, 208–220

Bömicke W, Rammelsberg P, Krisam J, Rues S (2019): The Effects of Surface Conditioning and Aging on the Bond Strength Between Composite Cement and Zirconia-reinforced Lithium-Silicate Glass-Ceramics. J Adhes Dent 21, 567–576

Buduru S, Culic B, Talmaceanu D, Pal A (2019): A comparative study of the accuracy of five CAD-CAM systems. Med Pharm Rep 92, 185–191

Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2014): The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. Dent Mater 30, 954–962

Choi S, Yoon H-I, Park E-J (2017): Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. J Adv Prosthodont 9, 423–431

Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013): In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. J Mech Behav Biomed Mater 26, 34–42

Cvar JF, Ryge G (2005): Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. Clin Oral Investig 9, 215–232

da Silva LH, de Lima E, Miranda RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF (2017): Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res 31, 133-146

Dal Piva AMdO, Tribst JPM, Venturini AB, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA, Kleverlaan CJ (2020): Survival probability of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: Effect of surface condition and fatigue test load profile. Dent Mater 36, 808–815

de Kok P, Kleverland CJ, Kuijs RH, Öztoprak MA, Feilzer AJ (2018): Influence of dentin and enamel on the fracture resistance of restorations at several thicknesses. Am J Dent 31, 34–38

de Munck J, Vargas M, van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, van Meerbeek B (2004): Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater 20, 963–971

Denry I, Holloway J (2010): Ceramics for Dental Applications: A Review. Materials 3, 351–368

du Prel JB, Hommel G, Röhrig B, Blettner M (2009): Confidence interval or p-value?: part 4 of a series on evaluation of scientific publications. Dtsch Arztebl Int 106, 335–339

Dunn M (2007): Biogeneric and user-friendly: the Cerec 3D software upgrade V3.00. Int J Comput Dent 10, 109–117

Duret F, Preston JD (1991): CAD/CAM imaging in dentistry. Curr Opin Dent 1, 150–154

El-Badrawy WA, El-Mowafy OM (1995): Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent 73, 515–524

Elsaka SE, Elnaghy AM (2016): Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. Dent Mater 32, 908–914

Emiroğlu ŞA, Evren B, Özkan YK (2016): Effect of Cements at Different Temperatures on the Clinical Performance and Marginal Adaptation of Inlay-Onlay Restorations In Vivo. J Prosthodont 25, 302–309

Ender A, Mörmann WH, Mehl A (2011): Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. Clin Oral Investig 15, 283–289

Farias D, Walter R, Swift EJ (2014): Critic appraisal. Postoperative sensitivity with indirect restorations. J Esthet Restor Dent 26, 208–213

Fasbinder DJ (2002): Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent 23, 911-916

Fasbinder DJ (2006): Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc 137, 22–31

Fasbinder DJ (2010): Materials for chairside CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent 31, 702-704, 706, 708-709

Federlin M, Wagner J, Männer T, Hiller K-A, Schmalz G (2007): Three-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns. Clin Oral Investig 11, 345–352

Federlin M, Hiller K-A, Schmalz G (2010): Controlled, prospective clinical split-mouth study of cast gold vs. ceramic partial crowns: 5.5 year results. Am J Dent 23, 161–167

Federlin M, Hiller K-A, Schmalz G (2014): Effect of selective enamel etching on clinical performance of CAD/CAM partial ceramic crowns luted with a self-adhesive resin cement. Clin Oral Investig 18, 1975–1984

Ferrari M, Ferrari Cagidiaco E, Goracci C, Sorrentino R, Zarone F, Grandini S, Joda T (2019): Posterior partial crowns out of lithium disilicate (LS2) with or without posts: A randomized controlled prospective clinical trial with a 3-year follow up. J Dent (Shiraz) 83, 12–17

Fischer J: Metallische Werkstoffe. In: Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S (Hrsg.): Metallische Werkstoffe: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik. 4. Auflage; Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2011, 463–484

Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Louca C, Ferrari M, Vichi A (2020): Influence of Acid Concentration and Etching Time on Composite Cement Adhesion to Lithium-silicate Glass Ceramics. J Adhes Dent 22, 175–182

Frankenberger R, Tay FR (2005): Self-etch vs. etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 21, 397–412

Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Krämer N (2008a): Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. J Adhes Dent 10, 393–398

Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf M, Naumann M, Taschner M (2008b): Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 10, 339–344

Frankenberger R, Reinelt C, Petschelt A, Krämer N (2009): Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. Dent Mater 25, 960–968

Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M (2015): Adhesive luting of new CAD/CAM materials. Int J Comput Dent 18, 9–20

Fritzsche G, Schenk O (2014): New Cerec software version 4.3 for Omnicam and Bluecam. Int J Comput Dent 17, 253–258

Fu L, Engqvist H, Xia W (2020): Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. Materials (Basel) 13, 1–22

Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, de Gouvêa CVD, de Souza GM, Ellakwa A (2019): Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. J Prosthodont 28, e587–e594

Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ (2012): Optical impression systems for CAD-CAM restorations. J Craniofac Surg 23, e575-e579

Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R (2010): Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. Dent Mater 26, 1113–1118

Gardner MJ, Altman DG (1986): Confidence intervals rather than P-values: estimation rather than hypothesis testing. Brit Med J 292, 746–750

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D (2013): Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. Clin Oral Investig 17, 275–284

Gerds TA, Qvist V, Strub JR, Pipper CB, Scheike TH, Keiding N: Failure Time Analysis. In: Lesaffre E, Feine J, Leroux B, Declerck D (Hrsg.): Failure Time Analysis. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester 2009, 259–277

Giordano R (2006): Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc 137, 14–21

Giordano R, McLaren EA (2010): Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent 31, 682-684, 686

Goldberg J, Güth J-F, Magne P (2016): Accelerated Fatigue Resistance of Thick CAD/CAM Composite Resin Overlays Bonded with Light- and Dual-polymerizing Luting Resins. J Adhes Dent 18, 341–348

Gönüldaş F, Öztürk C, Atalay P, Öztaş D (2019): Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics. Dent Mater J 38, 317–322

Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M (2006): Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. J Adhes Dent 8, 327–335

Gracis S, van Thompson P, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA (2015): A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont 28, 227–235

Guess PC, Stappert CFJ, Strub JR (2006): Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press- and Cerec ProCAD - partial coverage crowns. Schweiz Monatsschr Zahnmed 116, 493–500

Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ (2009): All-ceramic partial coverage restorations -midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. J Dent (Shiraz) 37, 627–637

Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR (2013a): Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. J Prosthet Dent 110, 264–273

Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR (2013b): Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. Int J Prosthodont 26, 21–25

Hamza TA, Sherif RM (2019): Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based Restorations. J Prosthodont 28, e259-e264

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN (1991): Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 66, 187–192

Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzenburger F, Hickel R, Kunzelmann K-H (2019): Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. Dent Mater 35, 1370–1377

Heintze SD, Zimmerli B (2011): Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 121, 1033–1040

Heinzel H: Kaplan-Meier-Kurven und die Hazard Ratio. In: Mittlbröck M, Hanzal E (Hrsg.): Kaplan-Meier-Kurven und die Hazard Ratio. krebs:hilfe!, Wien 2009, 10–11

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L (1997): CAD/CAM-fillings of the future? Int Dent J 47, 247–258

Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, Minnig P, Wilson NHF (2004): Direct composite restorations: extended use in anterior and posterior situations. Clin Oral Investig 8, 43–44

Hikita K, van Meerbeek B, de Munck J, Ikeda T, van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M (2007): Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater 23, 71–80

Hsu MR, Driscoll CF, Romberg E, Masri R (2019): Accuracy of dynamic virtual articulation: trueness and precision. J Prosthodont 28, 436–443

Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, Sano H, Suzuki K (2004): Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. Oper Dent 29, 685–692

Itthipongsatorn N, Srisawasdi S (2020): Dentin microshear bond strength of various resin luting agents to zirconia-reinforced lithium silicate ceramics. J Prosthet Dent 124, 237.e1-237.e7

Jager KJ, van Dijk PC, Zoccali C, Dekker FW (2008): The analysis of survival data: the Kaplan-Meier method. Kidney Int 74, 560–565

Jain R, Takkar R, Jain GC, Takkar RK, Deora N (2016): CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. Ann Prosthodont Restor Dent 2, 33–36

Javaid M, Haleem A (2019): Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. J Oral Biol Craniofac Res 9, 179–185

Jedynakiewicz NM, Martin N (2001): Functionally-generated pathway theory, application and development in Cerec restorations. Int J Comput Dent 4, 25–36

Joda T, Brägger U (2015): Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. Clin Oral Implants Res 26, 1430–1435

Kaplan EL, Meier P (1985): Nonparametric estimation from incomplete observations. J Am Stat Assoc 53, 457–481

Kasem AT, Sakrana AA, Ellayeh M, Özcan M (2020): Evaluation of zirconia and zirconia-reinforced glass ceramic systems fabricated for minimal invasive preparations using a novel standardization method. J Esthet Restor Dent 32, 1–9

Kelly JR (2004): Dental ceramics: Current thinking and trends. Dent Clin North Am 48, 513-530

Kelly JR (2008): Dental ceramics: What is this stuff anyway? J Am Dent Assoc 139, 4–7

Kelly JR, Benetti P (2011): Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. Aust Dent J 56 Suppl 1, 84–96

Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, Pospiech P, Reiss B: Vollkeramik auf einen Blick, 6. Auflage; AG Keramik, Ettlingen 2015

Kim H-Y (2017): Statistical notes for clinical researchers: Chi-squared test and Fisher's exact test. Restor Dent Endod 42, 152–155

Kollmuss M, Jakob F-M, Kirchner H-G, Ilie N, Hickel R, Huth KC (2013): Comparison of biogenerically reconstructed and waxed-up complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology. Clin Oral Investig 17, 851–857

Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W (2013): Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO 2 -bearing lithium disilicate glasses for dental application. Int J Appl Glass Sci 4, 9–19

Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M (2017): Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. J Adv Prosthodont 9, 486–495

Lange S, Bender R (2007): Variabilitätsmaße. Dtsch Med Wochenschr 132 Suppl 1, e5-e6

Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M (2014): Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J 33, 705–710

Lawson NC, Burgess JO (2014): Dental ceramics: A current review. Compend Contin Educ Dent 35, 161-166

Lawson NC, Bansal R, Burgess JO (2016): Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dent Mater 32, e275-e283

Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal J-P (2016a): Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. Int J Comput Dent 19, 45–62

Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal J-P (2016b): Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. Int J Comput Dent 19, 115–134

Lepidi L, Chen Z, Ravida A, Lan T, Wang H-L, Li J (2019): A full-digital technique to mount a maxillary arch scan on a virtual articulator. J Prosthodont 28, 335–338

Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P (2019): 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. Adv Eng Mater 21, 1–28

Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP (2014): Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. J Prosthodont Res 58, 208–216

Lohbauer U, Belli R, Wendler M: Keramische Materialien. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.): Keramische Materialien: Moderne Materialien und Technologien. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2018, 239–309

Lu T, Peng L, Xiong F, Lin X-Y, Zhang P, Lin Z-T, Wu B-L (2018): A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chairside system. J Prosthet Dent 119, 363–368

Maenosono RM, de Freitas Brianezzi LF, Ishikiriama SK, Furuse AY (2019): Clinical perceptions of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: a case report and 6-month follow-up. Gen Dent 67, 47–50

Maestre-Ferrín L, Romero-Millán J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M (2012): Virtual articulator for the analysis of dental occlusion: an update. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 17, e160-e163

Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S (2017): Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. BMC Oral Health 17, 1–11

Mattiola A, Mörmann WH, Lutz F (1995): Computergenerierte Okklusion von Cerec-2 Inlays und Overlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105, 1284–1290

Maunula H, Hjerppe J, Lassila LLV, Närhi TO (2017): Optical Properties and Failure Load of Thin CAD/CAM Ceramic Veneers. Eur J Prosthodont Restor Dent 25, 86–92

McHugh ML (2013): The chi-square test of independence. Biochem Med (Zagreb) 23, 143–149

Mehl A, Blanz V, Hickel R (2005a): A new mathematical process for the calculation of average forms of teeth. J Prosthet Dent 94, 561–566

Mehl A, Blanz V, Hickel R (2005b): Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. Eur J Oral Sci 113, 333–340

Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E (2019): Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: A literature review. J Prosthodont 28, e536-e544

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009): A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J 28, 44–56

Miyazaki T, Hotta Y (2011): CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J 56 Suppl 1, 97–106

Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, de Melo RM, Valandro LF (2018a): Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. Dent Mater 34, 891–900

Monteiro JB, Oliani MG, Guilardi LF, Prochnow C, Rocha PGK, Bottino MA, de Melo RM, Valandro LF (2018b): Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. J Mech Behav Biomed Mater 77, 375–382

Mörmann WH (2006): The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc 137, 7–13

Mühlemann S, Benic GI, Fehmer V, Hämmerle CHF, Sailer I (2019): Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic posterior fixed partial dentures. Part II: Time efficiency of CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. J Prosthet Dent 121, 252–257

Murgueitio R, Bernal G (2012): Three-year clinical follow-up of posterior teeth restored with leucite-reinforced ips empress onlays and partial veneer crowns. J Prosthodont 21, 340–345

Nassar H, Halim CH, Katamish HA (2019): Clinical outcomes of zirconia-reinforced lithium silicate partial coverage crowns compared to lithium disilicate partial coverage crowns. A randomized controlled split-mouth clinical study. F1000Res 8, 1–12

Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O (2015): Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years - A retrospective study. J Dent (Shiraz) 43, 1076–1082

Nejatidanesh F, Savabi G, Amjadi M, Abbasi M, Savabi O (2018): Five year clinical outcomes and survival of chairside CAD/CAM ceramic laminate veneers - a retrospective study. J Prosthodont Res 62, 462–467

Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, de Melo RM (2018): Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. Braz Oral Res 32, 1-8

Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW (2003): The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent Mater 19, 758–767

Ortengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S (2000): Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. Int J Prosthodont 13, 141–147

Osorio R, Toledano M, de Leonardi G, Tay F (2003): Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 66, 399–409

Ottoni R, Griggs JA, Corazza PH, Della Bona Á, Borba M (2018): Precision of different fatigue methods for predicting glass-ceramic failure. J Mech Behav Biomed Mater 88, 497–503

Otto T, de Nisco S (2002): Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont 15, 122–128

Otto T, Schneider D (2008): Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. Int J Prosthodont 21, 53–59

Otto T, Mörmann WH (2015): Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. Int J Comput Dent 18, 147–161

Otto T (2017): Up to 27-years clinical long-term results of chairside Cerec 1 CAD/CAM inlays and onlays. Int J Comput Dent 20, 315–329

Ozer F, Blatz MB (2013): Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. Compend Contin Educ Dent 34, 12-14, 16, 18

Pallesen U, van Dijken J (2000): An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system 108, 239–246

Pandis N (2016): The chi-square test. Am J Orthod Dentofacial Orthop 150, 898–899

Pan S, Guo D, Zhou Y, Jung RE, Hämmerle CHF, Mühlemann S (2019): Time efficiency and quality of outcomes in a model-free digital workflow using digital impression immediately after implant placement: A double-blind self-controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res 30, 617–626

Patel N (2014): Contemporary dental CAD/CAM: modern chairside/lab applications and the future of computerized dentistry. Compend Contin Educ Dent 35, 739-746

Peampring C, Sanohkan S (2014): All-ceramic systems in esthetic dentistry: A review. Mahi Dent J 34, 82–90

Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM (2007): Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am 51, 453-471

Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L (2000): New trends in dentin/enamel adhesion. Am J Dent 13, 25–30

Perdigão J, Frankenberger R (2001): Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. Quintessence Int 32, 385–390

Peumans M, Voet M, de Munck J, van Landuyt K, van Ende A, van Meerbeek B (2013): Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. Clin Oral Investig 17, 739–750

Peumans M, Valjakova EB, de Munck J, Mishevska CB, van Meerbeek B (2016): Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. J Adhes Dent 18, 289–302

Politano G, van Meerbeek B, Peumans M (2018): Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. J Adhes Dent 20, 495–510

Porto TS, Roperto RC, Akkus A, Akkus O, Teich S, Faddoul FF, Porto-Neto SdT, de Campos EA (2018): Effect of thermal cycling on fracture toughness of CAD/CAM materials. Am J Dent 31, 205–210

Posselt A, Kerschbaum T (2003): Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. Int J Comput Dent 6, 231–248

Poticny DJ, Klim J (2010): CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. J Am Dent Assoc 141 Suppl 2, 5–9

Poticny DJ, Swift EJ (2014): Digital process and materials 2014 - where are you? J Esthet Restor Dent 26, 151–153

Prithviraj DR, Bhalla HK, Vashisht R, Sounderraj K, Prithvi S (2014): Revolutionizing restorative dentistry: An overview. J Indian Prosthodont Soc 14, 333–343

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M (2008): Self-adhesive resin cements: A literature review. J Adhes Dent 10, 251–258

Ramos NdC, Campos TMB, Paz ISdL, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, de Melo RM (2016): Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. Dent Mater 32, 870–878

Reich S, Wichmann M, Rinne H, Shortall A (2004): Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. J Am Dent Assoc 135, 605–612

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005): Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci 113, 174–179

Reich S, Schierz O (2013): Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. Clin Oral Investig 17, 1765–1772

Rekow ED (2020): Digital dentistry: The new state of the art - Is it disruptive or destructive? Dent Mater 36, 9–24

Revilla-León M, Özcan M (2019): Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. J Prosthodont 28, 146–158

Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M (2019): Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. Int J Comput Dent 22, 55–67

Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges J-C, Fages M, Ducret M (2017): Intraoral scanner technologies: A review to make a successful impression. J Healthc Eng 2017, 1–9

Rich JT, Neely JG, Paniello RC, Voelker CCJ, Nussenbaum B, Wang EW (2010): A practical guide to understanding Kaplan-Meier curves. Otolaryngol Head Neck Surg 143, 331–336

Richter J, Mehl A (2006): Evaluation for the fully automatic inlay reconstruction by means of the biogeneric tooth model. Int J Comput Dent 9, 101–111

Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K (2015): Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. Case Rep Dent 2015, 1–7

Rinke S, Pabel A-K, Rödiger M, Ziebolz D (2016): Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. Case Rep Dent 2016, 1354186

Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D (2019): Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. J Esthet Restor Dent 32, 1–10

Rinke S, Brandt A, Hausdoerfer T, Leha A, Ziebolz D (2020): Clinical Evaluation of Chairside-Fabricated Partial Crowns Made of Zirconia- Reinforced Lithium Silicate Ceramic - 2-Year-Results. Eur J Prosthodont Restor Dent 28, 1–7

Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, Saavedra GdSFA (2018): Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. Dent Mater 34, 1483–1491

Rodrigues SB, Franken P, Celeste RK, Leitune VCB, Collares FM (2019): CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity: a systematic review and meta-analysis. J Prosthodont Res 63, 389–395

Roggendorf MJ, Kunzi B, Ebert J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM (2012): Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. Clin Oral Investig 16, 1413–1424

Román-Rodríguez J-L, Agustín-Panadero R, Alonso-Pérez-Barquero J, Fons-Font A, Solá-Ruíz M-F (2015): Shear bond strength of partial coverage restorations to dentin. J Clin Exp Dent 7, e396-e399

Saavedra GdSFA, Rodrigues FP, Bottino MA (2017): Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic - A 2-Year Follow-up of a Clinical Experience with Anterior Crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 25, 57–63

Santos GC, Santos MJMC, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O (2013): Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. Gen Dent 61, 36-40

Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M (2015): Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. Dent Mater 31, 907–915

Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA (2016): Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. Oper Dent 41, 284–292

Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, Guentsch A (2013): Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. Dent Mater 29, 851–858

Schenke F, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M (2008): Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. Oper Dent 33, 516–525

Schmalz G, Federlin M (2017): Complete ceramic crowns. Esthetic and tissue conservative restorations: Part I: Posterior teeth. Stoma Edu J 4, 282–288

Schneider O (2016): Cerec Guide: Rapid and streamlined manufacture of surgical guides in dental practice. Int J Comput Dent 19, 239–255

Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Huettig F (2020): Influence of minimal extended firing on dimensional, optical, and mechanical properties of crystalized zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. J Mech Behav Biomed Mater 104, 103644

Sen N, Us YO (2018): Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. J Prosthet Dent 119, 593–599

Shakespeare TP, Gebski VJ, Veness MJ, Simes J (2001): Improving interpretation of clinical studies by use of confidence levels, clinical significance curves, and risk-benefit contours. The Lancet 357, 1349–1353

Shih JH, Fay MP (2017): Pearson's chi-square test and rank correlation inferences for clustered data. Biometrics 73, 822–834

Sieper K, Wille S, Kern M (2017): Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. J Mech Behav Biomed Mater 74, 342–348

Simon JF, Darnell LA (2012): Considerations for proper selection of dental cements. Compend Contin Educ Dent 33, 28-30, 32, 34-35

Singhal R, Rana R (2015): Chi-square test and its application in hypothesis testing. J Pract Cardiovasc Sci 1, 69–71

Sjögren G, Molin M, van Dijken JWV (2004): A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. Int J Prosthodont 17, 241–246

Solaberrieta E, Mínguez R, Barrenetxea L, Etxaniz O (2013): Direct transfer of the position of digitized casts to a virtual articulator. J Prosthet Dent 109, 411–414

Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E (2018): Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. BMC Oral Health 18, 1–13

Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC (2018): CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. J Dent Res 97, 1082–1091

Stamatacos C, Simon JF (2013): Cementation of indirect restorations: An overview of resin cements. Compend Contin Educ Dent 34, 42–46

Stel VS, Dekker FW, Tripepi G, Zoccali C, Jager KJ (2011): Survival analysis I: the Kaplan-Meier method. Nephron Clin Pract 119, c83-c88

Straface A, Rupp L, Gintaute A, Fischer J, Zitzmann NU, Rohr N (2019): HF etching of CAD/CAM materials: influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. Head Face Med 15, 1–10

Suese K (2020): Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. Dent Mater J 39, 52–56

Sulaiman TA (2020): Materials in digital dentistry-A review. J Esthet Restor Dent 32, 171–181

Syntac: Wissenschaftliche Dokumentation, Schaan, Liechtenstein 2012

Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal J-P (2015): Understanding dental CAD/CAM for restorations - accuracy from a mechanical engineering viewpoint. Int J Comput Dent 18, 343–367

Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R (2012): Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. Dent Mater 28, 535–540

Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH (2000): Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. J Adhes Dent 2, 99–116

Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF (2014): Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. Dent Mater 30, e147-e162

Ting-Shu S, Jian S (2015): Intraoral Digital Impression Technique: A Review. J Prosthodont 24, 313–321

Torabi K, Farjood E, Hamedani S (2015): Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. J Dent (Shiraz) 16, 1–9

Touri M, Kabirian F, Saadati M, Ramakrishna S, Mozafari M (2019): Additive Manufacturing of Biomaterials − The Evolution of Rapid Prototyping. Adv Eng Mater 21, 1–30

Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, Caputi S (2016): The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. Dent Mater J 35, 748–755

Tribst JPM, Dal Piva AMdO, Penteado MM, Borges ALS, Bottino MA (2018): Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. Braz Oral Res 32, 1-9

Ustun S, Ayaz EA (2021): Effect of different cement systems and aging on the bond strength of chairside CAD-CAM ceramics. J Prosthet Dent 125, 334-339

Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K (2018): Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. J Oral Rehabil 45, 903–920

van den Breemer CRG, Gresnigt MMM, Cune MS (2015): Cementation of glass-ceramic posterior restorations: A systematic review. Biomed Res Int 2015, 1–16

van den Breemer CRG, Cune MS, Özcan M, Naves LZ, Kerdijk W, Gresnigt MMM (2019): Randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial restorations bonded using immediate or delayed dentin sealing after 3 years of function. J Dent (Shiraz) 85, 1–10

van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003a): Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 28, 215–235

van Meerbeek B, de Munck J, Mattar D, van Landuyt K, Lambrechts P (2003b): Microtensile bond strengths of an etch & rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent 28, 647–660

van Noort R (2012): The future of dental devices is digital. Dent Mater 28, 3–12

Vandeberg D, Monteiro JB, Rodrigues JVM, Prado PHCO, de Melo RM (2019): Impact of Acid Concentration and Firing on the Long-term Bond Strength of a Zirconia-Lithium Silicate Ceramic Following Adhesive Cementation. J Adhes Dent 21, 355–363

Variolink II: Introductions for use, Schaan, Liechtenstein 2003

Vasiliu R-D, Porojan SD, Bîrdeanu MI, Porojan L (2020): Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. Materials 13, 1–17

Verduijn M, Grootendorst DC, Dekker FW, Jager KJ, le Cessie S (2011): The analysis of competing events like cause-specific mortality - beware of the Kaplan-Meier method. Nephrol Dial Transplant 26, 56–61

Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M (2014): Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. J Esthet Restor Dent 26, 224–231

Vidya B, Kamalakanth S, Savita D, Harikishan R (2016): CAD-CAM ceramics - a litrature review. Int J Recent Sci Res 7, 9352–9361

Vita Suprinity: Technical and scientific documentation, Bad Säckingen, Deutschland 2013

Vogl V, Hiller K-A, Buchalla W, Federlin M, Schmalz G (2016): Controlled, prospective, randomized, clinical split-mouth evaluation of partial ceramic crowns luted with a new, universal adhesive system/resin cement: results after 18 months. Clin Oral Investig 20, 2481–2492

Wang F, Tang Q, Xi S, Liu R, Niu L (2020): Comparison and evaluation of the morphology of crowns generated by biogeneric design technique with CEREC chairside system. PLOS ONE 15, e0227050

Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U (2017): Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater 33, 99–109

Willard A, Chu T-MG (2018): The science and application of IPS e.Max dental ceramic. Kaohsiung J Med Sci 34, 238–242

WMA (2013): WMA-Deklaration von Helsinki - Ethische Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen von Juni 1964 in Helsinki (Finnland); revidiert im Oktober 2013 in Fortaleza (Brasilien).

Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R (2016): "Digitally oriented materials": Focus on lithium disilicate ceramics. Int J Dent 2016, 1–10

Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R (2019): Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. BMC Oral Health 19, 1–14

Zaruba M, Mehl A (2017): Chairside systems: a current review. Int J Comput Dent 20, 123–149

Zhang Y, Kelly JR (2017): Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dent Clin North Am 61, 797–819

Ziegler A, Lange S, Bender R (2007a): Überlebenszeitanalyse: Die Cox-Regression. Dtsch Med Wochenschr 132 Suppl 1, e42-e44

Ziegler A, Lange S, Bender R (2007b): Überlebenszeitanalyse: Eigenschaften und Kaplan-Meier Methode. Dtsch Med Wochenschr 132 Suppl 1, e36-e38

Zimmermann M, Koller C, Mehl A, Hickel R (2017a): Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. Quintessence Int 48, 19–25

Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A (2017b): Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. Dent Mater J 36, 778–783

Zimmermann M, Mehl A: CAD/CAM-Technologie. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.): CAD/CAM-Technologie: Moderne Materialien und Technologien. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2018, 425–446

Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WHM, Barthel CR (2008): Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. Oper Dent 33, 484–487

Zuskova L, Mortadi NAA, Williams RJ, Alzoubi KH, Khabour OF (2019): Comparison of overall fit of milled and laser-sintered CAD/CAM crown copings. Int J Dent 2019, 1–5

Zwiener I, Blettner M, Hommel G (2011): Survival Analysis. Dtsch Zahnärztl Z 66, 762–769

Danksagung

An dieser Stelle gilt mein besonderer Dank Herrn apl. Prof. Dr. med. dent. Sven Rinke für die Bereitstellung des spannenden Themas und für die engagierte und freundliche Betreuung mit konstruktiven Ratschlägen sowohl bei der Durchführung der Untersuchungen als auch bei der Verschriftlichung der Doktorarbeit.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Michael Hülsmann danke ich für die effektive und reibungslose Zusammenarbeit und Betreuung.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. med. dent. Torsten Wassmann für die Unterstützung bei der Organisation zur Durchführung der Untersuchungen.

Mein herzlicher Dank gilt außerdem allen, die mich auf jegliche Weise im Rahmen der Dissertation angeregt und unterstützt haben.