

**KLINISCHE BEWÄHRUNG VON KRONEN UND BRÜCKEN
AUS EINER LITHIUM-DISILIKAT-GLASKERAMIK
NACH 60-MONATIGER BEOBACHTUNGSDAUER**

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Zahnmedizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Bernd Kinnen

aus Mechernich

Berichter: Herr Universitätsprofessor Dr. Dr. Dr. Hubertus Spiekermann
Herr Universitätsprofessor Dr. Friedrich Lampert

Tag der mündlichen Prüfung: 19.03.2007

**Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online
verfügbar.**

Meinen Eltern in großer Dankbarkeit.

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung.....	1
2	Grundlagen.....	2
2.1	Historische Entwicklung der Dentalkeramiken	2
2.2	Feldspatkeramik.....	3
2.3	Metall und Keramik im Vergleich	6
2.3.1	Chemischer Aufbau und Materialeigenschaften.....	6
2.3.2	Biokompatibilität und Korrosion	9
2.3.3	Plaueakkumulation.....	10
2.3.4	Ästhetik.....	11
2.3.5	Zusammenfassung: Vor- und Nachteile der Vollkeramiken	14
2.4	Vollkeramiken	15
2.4.1	Einteilung und Materialeigenschaften	15
2.4.2	Verstärkungsmechanismen	18
2.4.3	Glaskeramiken	22
2.4.4	Oxidkeramiken.....	30
2.4.5	CAD/CAM-Verfahren	35
2.5	Klinische Studien	39
2.5.1	Metallunterstützte Restaurationen	39
2.5.2	Glaskeramiken	40
2.5.3	Empress 2.....	42
2.5.4	Oxidkeramiken.....	42
2.5.5	CAD/CAM-Verfahren	44
3	Material und Methode.....	45
3.1	Klinische Vorgehensweise.....	45
3.1.1	Vorbehandlung.....	45
3.1.2	Farbbestimmung	47
3.1.3	Präparation	48

3.1.4	Gerütherstellung	49
3.1.5	Klinische Gerüstanprobe	51
3.1.6	Auftragen der Verblendmassen und Fertigstellung.....	53
3.1.7	Anprobe der Arbeit und Befestigung	54
3.2	Patientenstammdaten.....	57
3.2.1	Untersuchte Restaurationen.....	57
3.2.2	Zahnschubstanz vor der Eingliederung.....	58
3.2.3	Eingliederung der Restaurationen	61
3.3	Nachuntersuchungen	64
3.3.1	Plaque-Index nach Silness und Löe (PI)	65
3.3.2	Gingiva-Index nach Löe und Silness (GI).....	65
3.3.3	Sondierungstiefen.....	66
3.3.4	Papillenblutungsindex nach Mühlemann (PBI)	66
3.3.5	Sensibilität.....	66
3.3.6	Randqualität	67
3.3.7	Karies	67
3.3.8	Schmerzen	67
3.3.9	Oberfläche	68
3.3.10	Abrasion	68
3.3.11	Kaufläche des Antagonisten.....	69
3.3.12	Führung über die Restauration	69
3.3.13	Balancekontakte	69
3.3.14	Ästhetikbeurteilung	70
3.3.15	Misserfolg.....	70
3.3.16	Röntgen-Untersuchung.....	71
3.4	Auswertung	73
3.5	Untersuchungszeitraum.....	73
4	Ergebnisse	74
4.1	Plaque-Index (PI) nach Silness und Löe	74

4.2	Gingiva-Index (GI) nach Loe und Silness	75
4.3	Sondierungstiefen	76
4.4	Papillenblutungsindex (PBI) nach Mühlemann	78
4.5	Sensibilität	80
4.6	Auftreten von Schmerzen	80
4.7	Oberflächenbeschaffenheit	81
4.8	Abrasionen, Antagonisten und Okklusion	81
4.9	Beurteilung der Ästhetik	84
4.10	Misserfolge	84
4.10.1	Zensierungen	87
4.10.2	Absolute Misserfolge	90
4.10.3	Einfluss der Befestigungsmethode	93
4.10.4	Relative Misserfolge	93
4.10.5	Retentionsverluste	94
4.10.6	Bilder	95
5	Diskussion	97
6	Zusammenfassung	105
7	Literaturverzeichnis	106
8	Anhang	116
8.1	Abbildungsverzeichnis	116
8.2	Tabellenverzeichnis	118
8.3	Danksagung	119
8.4	Lebenslauf	120

1 EINLEITUNG

Vollkeramische Kronen und Brücken gewinnen in der modernen Zahnheilkunde zunehmend an Bedeutung. Sie ermöglichen uns, dem Patienten ästhetisch höchst anspruchsvolle Restaurationen anzubieten, die dem natürlichen Zahn in ihrem Aussehen sehr nahe kommen.

Die bewährten metallkeramischen Materialien können den durch die Vollkeramiken gesetzten Maßstäben diesbezüglich oft nicht genügen. Neben Verfärbungen der Gingiva [1, 2] und den oft grau-schwarz erscheinenden metallischen Rändern im Randbereich stellt sich das Problem des ungünstigen Lichtbrechungsverhaltens am Metallkern. Trotz der theoretischen Möglichkeit, das Metallgerüst durch das Einbringen prismatischer Bestandteile zur Verstärkung der Dispersion zu kaschieren [3], kann man diese Schwierigkeit, vor allem im Laboralltag, nicht hundertprozentig befriedigend lösen.

Ein weiterer Vorteil vollkeramischer Systeme ist in ihrer hohen Bioverträglichkeit zu sehen; bei metallhaltigen Restaurationen wurde mehrfach von lokaltoxischen und Überempfindlichkeitsreaktionen berichtet [2, 4, 5]. Auch die sehr geringe Plaqueakkumulation [6], eine geringe Wärmeleitfähigkeit [7] und die meist höhere Röntgentransluzenz -wichtig für die Kariesdiagnostik- sind auf der Habenseite der Vollkeramiken anzuführen.

Dem gegenüber stehen materialimmanente Nachteile, von denen vor allem ihre Sprödigkeit und ihre geringe Belastbarkeit bei Zugbelastung stark ins Gewicht fallen. An der Lösung dieser Problematiken wird fortwährend gearbeitet und gerade in den letzten zwei Jahrzehnten sind diesbezüglich große Fortschritte erzielt worden.

Da immer mehr neue vollkeramische Materialien in kurzen Zeitabständen auf den Markt gebracht werden, ist es Aufgabe der klinischen Forschung, diese Materialien vor allem hinsichtlich ihrer Langzeithaltbarkeit und ihrer Einsatzmöglichkeiten unter Dauerbelastung in-vivo zu untersuchen. Für eine sichere Anwendung in der Praxis sind, wie auch diese Studie zeigt, klinische Untersuchungen unerlässlich.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Glaskeramik Empress 2 (Ivoclar-Vivadent). Neuartig war bei deren Markteinführung vor allem eine für pressbare Materialien ungewöhnlich hohe Festigkeit, die eine Anwendbarkeit auch für kleine Brücken im Seitenzahnbereich versprach.

Zur Gewinnung von Langzeiterfahrungen wurde das Material über einen Zeitraum von 60 Monaten neben anderen Gesichtspunkten vor allem hinsichtlich der Überlebensrate und seiner Einsetzbarkeit in kritischen Lokalisationen untersucht.

2 GRUNDLAGEN

In diesem Kapitel sollen allgemeine Gesichtspunkte abgehandelt werden. Ein Überblick über Vollkeramiken findet sich unter Punkt 2.4, eine Darstellung der untersuchten Keramik Empress 2 im Speziellen unter Punkt 2.4.3.

2.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER DENTALKERAMIKEN

Keramiken sind dem Menschen schon sehr lange bekannt. Die Anfänge lassen sich bis einige Jahrtausende vor Christus zurückverfolgen. Das Wort „Keramik“ leitet sich vom griechischen „Keramos“ ab und bezeichnet den Töpferton. Unter den Tönen versteht man quellfähige Aluminiumsilikate mit Schichtstruktur. Die plättchenförmigen Tonkristalle sintern durch starkes Erhitzen zu einem Festkörper zusammen. Da bei diesem Vorgang Wasser abgespalten wird, kommt es zu einer nicht unerheblichen Volumenschrumpfung. Man kann nach dem Grad der Sinterung unterscheiden zwischen Tongut (Irdengut) und Tonzeug (Sintergut).

Die Dentalkeramiken gehen auf das Porzellan zurück, das als das edelste Tonzeug gilt. Es wurde 700 Jahre nach Christus zuerst in China hergestellt und kam vermutlich erst im 15. Jahrhundert durch Portugiesen nach Europa [8].

Die Versuche, Keramiken in der Zahnheilkunde anzuwenden, lassen sich bis in das frühe 18. Jahrhundert zurückverfolgen. Nach ersten Versuchen von *Fauchard* (1728) sind in der „Geburtsphase“ der Dentalkeramiken auch die Namen *Duchâteau* und *Dubois de Chemant* erwähnenswert. Der Apotheker *Duchâteau* ließ sich 1774 eine komplette Prothese aus Porzellan anfertigen. *Chement*, selbst Zahnarzt, griff diese Idee auf und stellte 1802 den ersten Stifzahn mit Porzellankrone her. Bislang waren zur Herstellung von Zahnersatz ausschließlich natürliche Materialien wie Knochen, Elfenbein und natürliche Zähne verwendet worden. Einige Zeit später folgte die industrielle Herstellung künstlicher Zähne (*Claudius Ash* 1837, England).

Die Herstellung von Jacketkronen geht auf *C.H. Land*, Detroit, zurück, der nach Vorarbeiten 1896 ein Verfahren zum Brennen von Porzellanmantelkronen veröffentlichte, das gering modifiziert auch heute noch Anwendung findet. Trotz großer Verbreitung dieses Verfahrens im Deutschland der dreißiger Jahre des vergangenen Jahrhunderts blieb die Problematik der Bruchanfälligkeit von Jacketkronen. Mit *Weinsteins* Patent [9] begann der Siegeszug der metallkeramischen Restaurationen, die sich lange Zeit als belastbarer und haltbarer gegenüber den Vollkeramiken erwiesen.

Im Laufe der Jahre wurden vielfältige Verfahren zur Gefügeverstärkung der Dentalkeramiken entwickelt, die die Keramiken hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften konkurrenzfähiger machten. Weitere Fortschritte gelangen durch die Einführung adhäsiver Befestigungstechniken, neue Fertigungsverfahren (gießfähige Keramiken, pressbare Keramiken, CAD/CAM-Verfahren etc.) und dem Entwicklungsstand der Keramik angepasste Präparationsformen. Nach der anfänglichen Skepsis des praktizierenden Zahnarztes bezüglich der Haltbarkeit und der zu opfernden Zahnhartsubstanz (dies gilt vor allem für die frühen, wenig belastbaren vollkeramischen Systeme), ist heute eine zunehmende Verbreitung in der zahnärztlichen Praxis zu verzeichnen. So wurden 2003 bereits 1,8 Millionen Restaurationen aus vollkeramischen Werkstoffen hergestellt [10]. Für die verschiedenen Indikationsbereiche steht heute eine Vielzahl von Materialien zur Verfügung, die eine fortwährende Weiterentwicklung erfahren.

2.2 FELDSPATKERAMIK

Die heutigen herkömmlichen Dentalkeramiken gehen in ihrer Zusammensetzung auf die Porzellane zurück und sind damit dem Dreistoffsystem Tonerde-Feldspat-Quarz zuzuordnen:

Dabei wurde die prozentuale Zusammensetzung gegenüber dem herkömmlichen Porzellan deutlich modifiziert:

	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat [Massenprozent]	70-80	10-30
Quarz [Massenprozent]	10-30	15-35
Kaolin [Massenprozent]	0-3	40-70

Tab. 2-1: Zusammensetzung herkömmlicher Feldspatkeramiken (nach [11])

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) bildet in Gegenwart von Feldspat bei 1160 °C bis 1290 °C den weißen Mullit ($3\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$). Aufgrund der hohen Opazität des Mullits wurde bei den Feldspat-Dentalkeramiken auf Kaolin weitgehend verzichtet, obwohl es bei den herkömmlichen Porzellanen festigkeitssteigernd wirkt. So bestehen die dental-

keramischen Massen hauptsächlich aus Feldspat und Quarz. Meist treten folgende Formen des *Feldspats* auf:

- Kalifeldspat (Orthoklas): $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$
- Natronfeldspat (Albit) : $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$
- Kalkfeldspat (Anorthit): $\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$

Die Feldspäte kommen in der Natur allerdings selten rein vor. In seinem mineralischen Zustand ist Feldspat kristallin und opak mit einer undefinierten Farbe zwischen grau und violett. Lagerstätten sind z.B. Norwegen, Schweden, Finnland, die GUS-Staaten und die USA. Häufig treten Verunreinigungen in Form von Eisen auf.

Für Dentalkeramiken wird der Kalifeldspat bevorzugt. Er weist im Gegensatz zu Natronfeldspat ein besonderes Schmelzverhalten auf (Abb. 2-1).

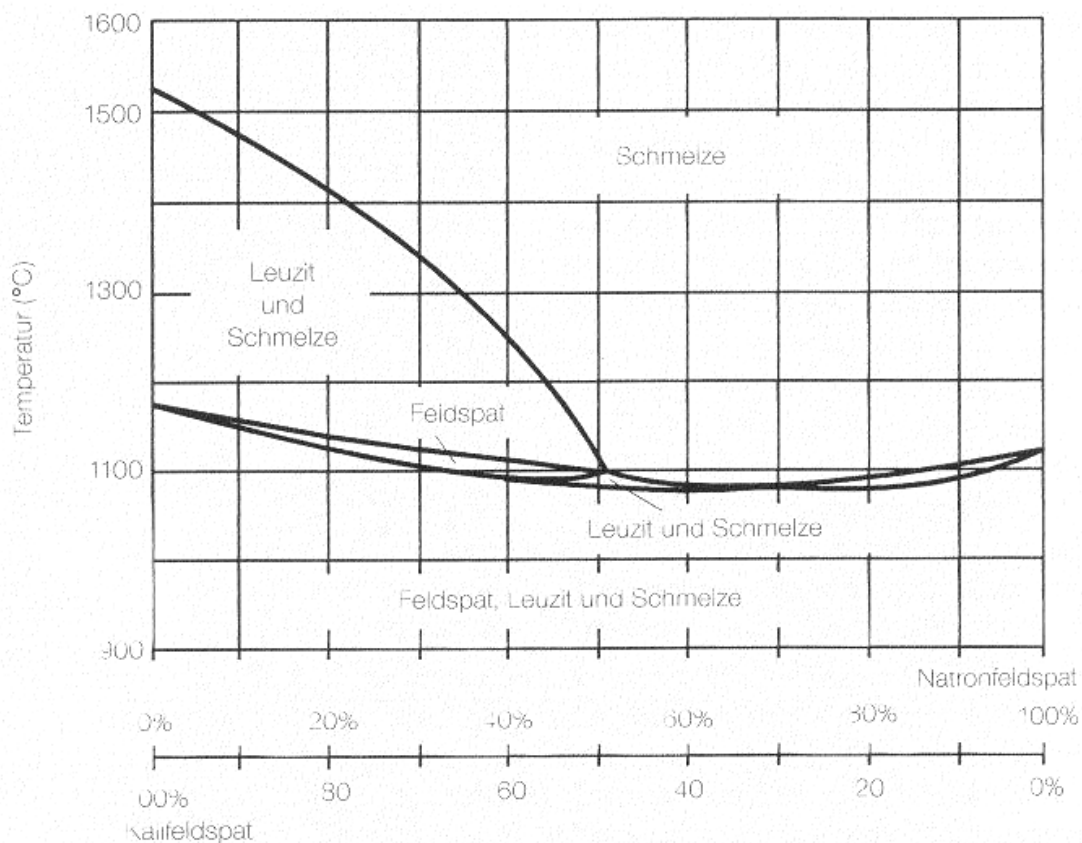


Abb. 2-1: Zweiphasendiagramm Kalifeldspat-Natronfeldspat (aus [11])

Bei Kalifeldspat findet im Gegensatz zum Natronfeldspat bei Erreichen der Schmelztemperatur (1125 °C) ein Übergang in *Schmelze und Leuzit* statt. Erst bei 1540 °C geht dieses Gemisch in die eigentliche Schmelze über.

Das bringt große Vorteile bei der Verarbeitung mit sich: Die Leuzitkristalle ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) verleihen der Schmelze eine hohe Viskosität und Standfestigkeit, wodurch während des Brennvorganges eine viel höhere Kanten- und Formstabilität erzielt wird. Dies ist notwendig, damit die modellierte Form beim Brennen nicht zerfließt. Daneben erhöht Leuzit die mechanische Festigkeit und beeinflusst den Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK). Die letztgenannte Eigenschaft wird bei den Aufbrennkeramiken genutzt, um den WAK dem der verwendeten Metalllegierungen anzupassen. Geschmolzener Feldspat kann große Mengen an Quarz lösen und bildet damit die Grundlage der dental- und glaskeramischen Massen.

Quarz (SiO_2) kommt überall auf der Erde vor. Er kann in verschiedenen Kristallstrukturen auftreten (Quarz (α und β), Tridymit (α , β und χ) und Cristobalit (α und β)). Das Grundmolekül ist das SiO_4 -Tetraeder. Die Umwandlung von der α - in die β -Form geschieht bei 573 °C und geht mit einer Dehnung einher. Quarz verfügt über ein Schmelzintervall zwischen 1400 und 1600 °C und verringert durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Schwindung. Des Weiteren erhöht er die Standfestigkeit und Stabilität beim Brennen, da er die Viskosität der Keramik erhöht. Der Quarzanteil spielt außerdem eine Rolle für Temperaturwechselbeständigkeit, Trübung, Wärmedehnung und Festigkeit.

Neben den beiden Hauptbestandteilen Feldspat und Quarz finden sich weitere Zusätze wie Flussmittel, Farbzusätze, Trübungsmittel, Fluoreszenzbildner und gefügeverstärkende Kristallite zur Optimierung der Verarbeitbarkeit und der geforderten Eigenschaften der Keramik [8, 11].

Die natürlich gewonnenen Mineralien müssen aufbereitet werden. Dazu werden die Feldspatbrocken grob zerteilt und das Material selektiert. Es folgt die Reinigung und feine Zerkleinerung. Eisenrückstände werden mit einem magnetischen Verfahren entfernt. Gleichmaßen wird mit dem Quarz vorgegangen. Die Bestandteile werden in definierter Zusammensetzung unter Zusatz von Flussmitteln gemischt. Es folgt der Vorgang des *Frittens*. Das bedeutet, dass die Mischung aus Feldspat, Quarz und Flussmitteln zusammengeschmolzen wird. Anschließend wird das dabei entstehende Glas in Wasser abgeschreckt. Dieser Vorgang wird mehrfach wiederholt, da sich die physikalischen Eigenschaften mit jedem Schmelzvorgang ändern und so ein möglichst konstantes Verhalten bei der Verarbeitung im Dentallabor erreicht wird. Die so entstandenen Fritten werden fein gemahlen und kommen in dieser Form in das zahntechnische Labor.

Bei klassischen Aufbrennkeramiken ist die Anpassung des Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) von Metall ($13,5 - 15,5 \cdot 10^{-6} / \text{K}$) und Keramik (ca. $4 - 8 \cdot 10^{-6} / \text{K}$; nach [8]) notwendig. Der Weg hierzu wurde 1962 geebnet durch ein Patent von *Weinstein et al.* [9]. Durch den Vorgang des *Temperns* wird die Bildung von Leuzit in der Glasphase induziert. Dazu ist eine genau definierte Temperaturführung notwendig (z.B. 60 Minuten bei 950°C). Durch die Zugabe von Keimbildnern kann die Leuzitkristallbildung beschleunigt werden. Leuzit mit seinem WAK von $25 - 27 \cdot 10^{-6} / \text{K}$ (Tiefleuzit, [8]) erlaubt es bei kontrollierter Kristallisation, einen dem Metallgerüst genau angepassten WAK einzustellen. Daneben bewirkt Leuzit eine Festigkeitssteigerung der Keramik.

Die Massen werden, nachdem sie aus dem Ofen kommen, in Wasser abgeschreckt und fein gemahlen. Die Korngröße sollte dabei zwischen 2 und $100 \mu\text{m}$ betragen und liegt durchschnittlich bei $20 - 30 \mu\text{m}$. Nach einer Qualitätskontrolle werden sie als Grundmassen eingelagert.

Glasurmassen stellen unpigmentierte, sehr fein gemahlene Glasfritten dar, die viel Flussmittel enthalten, um die Brenntemperatur herabzusetzen. Malfarben sind pigmentierte Glasurmassen [11].

2.3 METALL UND KERAMIK IM VERGLEICH

2.3.1 CHEMISCHER AUFBAU UND MATERIALEIGENSCHAFTEN

Die Bindungstypen der beiden Werkstoffe Keramik und Metall unterscheiden sich grundlegend.

In *Keramiken* herrscht die kovalente Bindung und die Ionenbindung vor. Es handelt sich hierbei um sehr starke Bindungen, die keine relative Verschiebung der Atome zueinander zulassen. Daraus resultieren Eigenschaften wie ein hoher Elastizitätsmodul, eine hohe Härte, hohe Schmelzpunkte und eine geringe Wärmedehnung. Aber auch der größte werkstoffkundliche Nachteil resultiert daraus: Keramik ist ein *sprödes* Material, das heißt bei Belastung findet nahezu keine plastische Verformung statt. Bei Erreichen der Elastizitätsgrenze kommt es zum fatalen Versagen, die Restauration bricht. Auf molekularer Ebene bedeutet dies, dass die gebundenen Atome an ihrer Position im Gitter verharren bis die Bindungskräfte überschritten werden. Wegen der Richtungsabhängigkeit der Bindungen ist eine Positionsänderung, ein „Aufrücken“ der Atome auf Belastung, nicht möglich.

Die Sprödigkeit eines Materials wird mit bruchmechanischen Methoden gemessen und als Wert für die kritische Bruchzähigkeit K_{IC} ($\text{MPa m}^{1/2}$) angegeben [12-14]. Sie gibt den Widerstand an, den ein Material Sprödbrüchen entgegenzusetzen vermag und ist bei Metallen besonders gut ausgeprägt [15].

Während Keramiken eine gute *Druckfestigkeit* aufweisen, sind sie auf *Zugbelastung* empfindlich. Die Elastizitätsgrenze der Keramiken, die aufgrund ihres spröden Verhaltens mit der Biegefestigkeit gleichzusetzen ist, wird im Dreipunktbiegeversuch ermittelt. Ihr entspricht die Zweiprozentdehngrenze bei Metallen [16]. Abb. 2-2 gibt Beispiele für die Biegefestigkeitswerte bzw. die Zweiprozentdehngrenze:

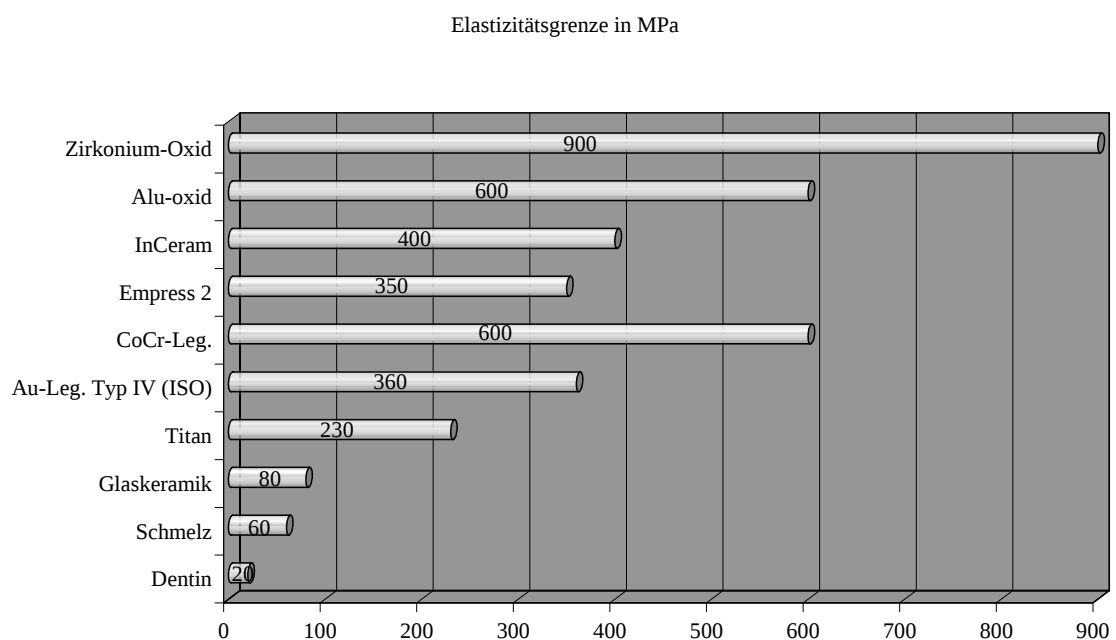


Abb. 2-2: Biegefestigkeit bzw. 0,2 %-Dehngrenzen einiger Materialien (nach [16])

Bereits hier wird die große Variationsbreite innerhalb der keramischen Materialien deutlich. Ähnlich verhält es sich mit den Werten für Elastizitätsmodul und Bruchfestigkeit (Abb. 2-3 und Abb. 2-4).

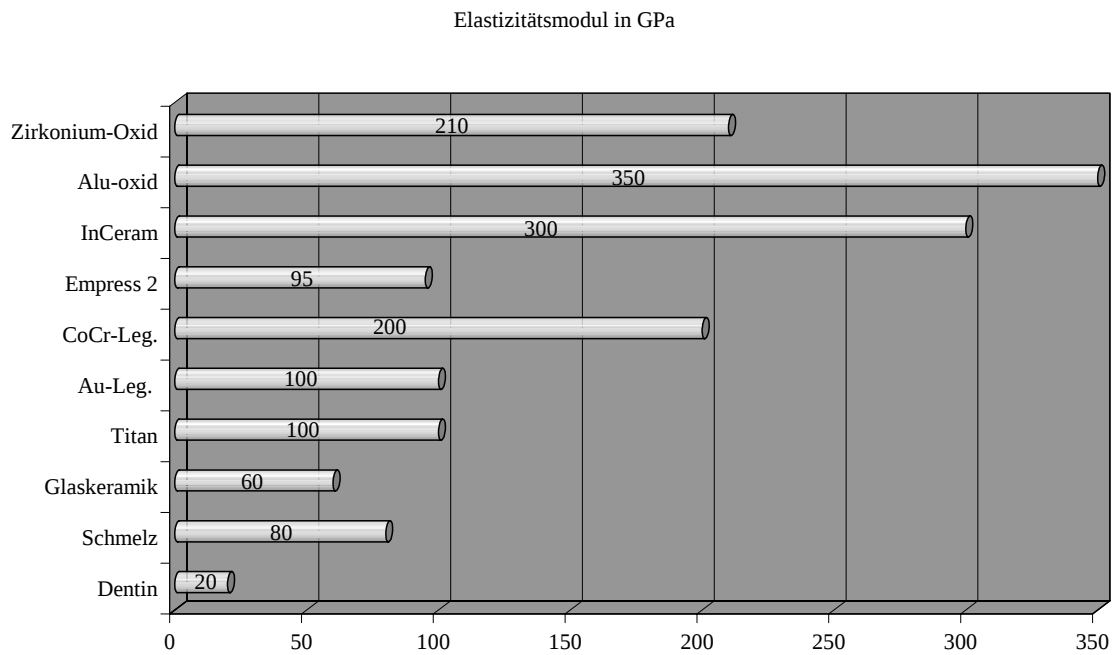


Abb. 2-3: Elastizitätsmodule einiger Materialien (modifiziert nach [16])

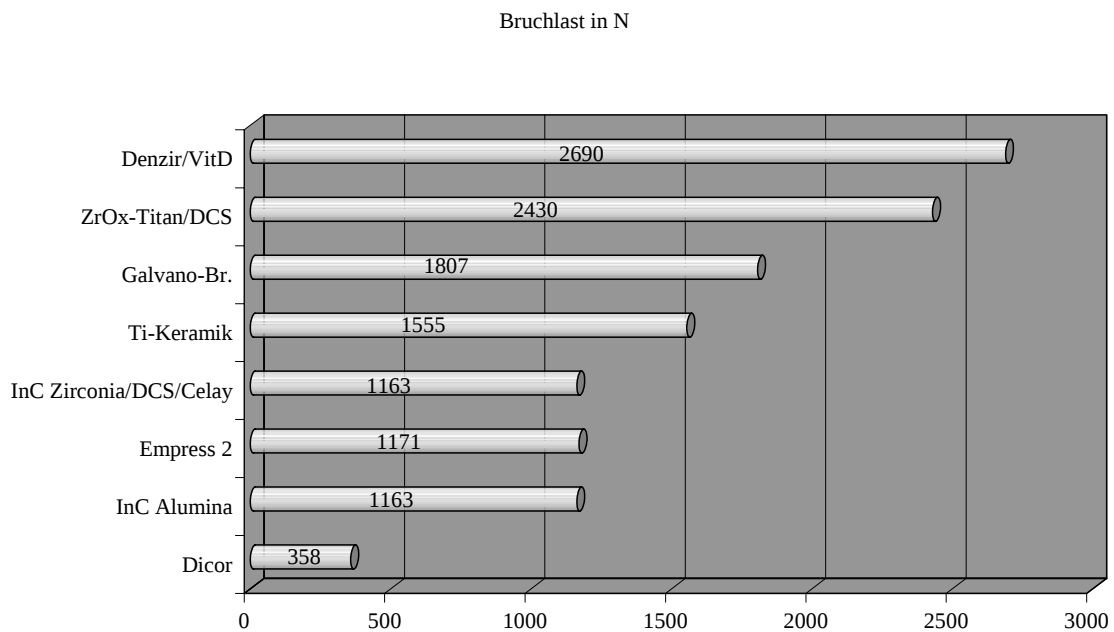


Abb. 2-4: Bruchfestigkeiten einiger Dentalkeramiken (nach [16])

Eine weitere grundlegende Eigenschaft der keramischen Materialien ist ihre chemische Reaktionsträgheit, die ihre gute Bioverträglichkeit bedingt. Keramiken sind aus Metalloxiden der höchst möglichen Oxidationsstufe aufgebaut, die nicht weiter oxidiert werden können. Korrosionsvorgänge im sauren Milieu der Mundhöhle finden nur begrenzt oberflächlich statt und bestehen in einem Austausch von Alkaliionen der Oberfläche gegen Wasserstoffionen des sauren Milieus. Ist die Oberfläche an Alkaliionen verarmt, laufen keine weiteren Korrosionsprozesse ab [17].

Metalle hingegen liegen im elementaren Zustand vor und können oxidiert werden, was sich in der Mundhöhle in Form von Korrosionsprozessen zeigt. Bei der metallischen Bindung werden die Atomrümpfe von einem Elektronengas umgeben und die Valenzelektronen sind delokalisiert. Die Atomverbände zeigen einen regelmäßigen Aufbau und neigen zur Kristallisation [18]. Die Bindungen zwischen den einzelnen Atomen sind nicht gerichtet. Im Gegensatz zu Keramiken sind Metalle somit *plastisch verformbar*: Die verschiedenen Ebenen des Metallgitters können gegeneinander versetzt werden. Es resultiert im elastischen Bereich eine reversible und im plastischen Bereich eine irreversible Verformung. Ein katastrophales Versagen nach dem Alles-oder-Nichts-Gesetz kommt hier also nicht vor. Des Weiteren bedingt die metallische Bindung Eigenschaften der Metalle wie optischen Glanz, hohe Dichte, elektrische Leitfähigkeit und Wärmeleitfähigkeit.

2.3.2 BIOKOMPATIBILITÄT UND KORROSION

Metalle, besonders unedle Metalle, neigen in wässrigen Lösungen wie Speichel zur Korrosion (*lat.* *corrodere*, *ausnagen*). Es bildet sich ein galvanisches Element aus, positive Metallionen verlassen das Gitter und es kommt unter anderem zum so genannten Lochfraß [19].

Die freigesetzten Metallionen führen zu Wechselwirkungen und Unverträglichkeitsreaktionen [4]. Es kommt zu Zungenbrennen, Metallgeschmack und Geschmacksirritationen, die möglicherweise auf Korrosion an einem Lokalelement und auf Spaltkorrosion zurückzuführen sind [20, 21]. *Wirz* sieht den Metallgeschmack als untrügliches Symptom für ein Korrosionsgeschehen [5].

Im klinischen Alltag vermehrt auftretende Unverträglichkeitsreaktionen haben gezeigt, dass z.B. die häufig angewendeten Palladium-Basis-Legierungen unter dem Aspekt der Bioverträglichkeit kaum für den zahnmedizinischen Einsatz geeignet sind. Durch die über längere Zeiträume stattfindenden Korrosionsvorgänge gelangen beständig Metallionen in die Mundhöhle [2, 4, 5].

Freigesetzte Metallionen können Auslöser von Allergien und toxischen Reaktionen sein. Besonders hoch ist das allergieauslösende Potential, wenn ein Material über einen längeren Zeitraum in Kontakt mit dem menschlichen Körper steht. Auf die Mundhöhle bezogen bedeutet dies, dass besonders jene Materialien als kritisch einzustufen sind, die kontinuierlich potentielle Allergene freisetzen und keine Passivierungsschicht bilden. Titan und Chrom-Kobalt-Legierungen z.B. sind hier erheblich positiver einzustufen als das bereits erwähnte Palladium [5, 21]. Einen sehr hohen Stellenwert haben auch bereits bestehende Allergien des Patienten, die durch private und berufliche Exposition manifest geworden sind (z.B. Nickelknöpfe an Jeanshosen). Setzt ein dentaler Werkstoff das allergieauslösende Agens frei, kann es zu erheblichen lokalen, selten auch zu systemischen Reaktionen kommen. Dabei spielen besonders häufig Legierungsbestandteile eine Rolle, die in nur geringen Anteilen in den dentalen Werkstoffen enthalten sind. Bei Anteilen unter 2 % müssen diese nicht vom Hersteller angegeben werden und so kann häufig nicht einmal der Auslöser einer allergischen Reaktion nachvollzogen werden [2, 4, 5].

Auch toxische Reaktionen werden durch einzelne Bestandteile eines metallischen Werkstoffes ausgelöst. Sie manifestieren sich in Form von Zerstörungen an Parodontium und Schleimhaut und sind häufiger als allergische Reaktionen. Im Verdacht stehen hier neben Nickel auch Kupfer, Iridium, Kobalt und Gallium [2, 4, 5].

Schließlich haben Metallionen Einfluss auf die Zellvermehrung: Es kommt zu Enzymschäden und Punktmutationen [22, 23]. Außerdem bewirken sie Verfärbungen der Gingiva und umgebender Gewebe [1, 24]. Hierfür werden vor allem Eisen, Kupfer, Silber und Zink verantwortlich gemacht.

Da die in *keramischen Materialien* enthaltenen Metalloxide hingegen bereits in ihrer höchsten Oxidationsstufe vorliegen, sind sie besonders reaktionsträge und bilden keine galvanischen Elemente in der Mundhöhle. Über Allergien ist bislang nichts bekannt, gleichwohl werden in der DIN EN ISO 6872 Grenzwerte für die chemische Löslichkeit definiert. In deren Einleitung wird allerdings betont, dass in der Norm „keine besonderen qualitativen und quantitativen Anforderungen zum Ausschluss biologischer Risiken gestellt“ werden [25]. Bei der Vielzahl neuer Materialien sind nur wenige Untersuchungen zur Bioverträglichkeit bekannt. Ihre sehr geringe Löslichkeit legt aber nahe, dass konzentrationsabhängige negative Effekte auf das Gewebe eher unwahrscheinlich sind [26].

2.3.3 PLAQUEAKKUMULATION

Mehrere Faktoren beeinflussen die Plaqueakkumulation an zahnärztlichen Restaurationen. Dabei spielen die Rauigkeit der Oberfläche, der Randschluss und das

Kronendesign eine übergeordnete Rolle. Nachteilig wirkt sich zusätzlich eine subgingivale Lage des Präparationsrandes aus. Sie erschwert Präparation und Abformung, lässt nur begrenzt eine Kontrolle der Kronenränder zu und behindert die Plaqueentfernung in diesen Bereich bzw. macht sie für den Patienten unmöglich. Zusätzlich gelangen häufig Befestigungsmaterialien in den Sulkus, die eine weitere Plaqueanlagerung und Irritation des Parodontiums bewirken [27].

Die Oberfläche der Restauration sollte möglichst gut poliert (und damit glatt) sein, um der Plaqueretention entgegenzuwirken. Es findet sich eine direkte positive Korrelation zwischen der Oberflächenrauigkeit und bakterieller Adhäsion. Daneben spielt wahrscheinlich auch die elektrische Leitfähigkeit der Keramikoberfläche eine große Rolle. So wird nach einer Studie von *Scarano et al.* eine Titanoberfläche bei gleicher Oberflächenrauigkeit stärker bakteriell besiedelt als tetragonales Zirkoniumdioxid [28]. Auch frühere Studien mit anderen Materialien kamen zu diesem Schluss: Die höchste Plaqueretention wurde gefunden bei gestrahltem Metall, gefolgt von Keramik ohne Glanzbrand, poliertem Metall und glasierter Keramik [27]. An glaskeramischen Restaurationen wurde eine geringere Plaqueakkumulation als an Schmelz und Wurzelzement gefunden [6, 29, 30].

Hinzu kommt, dass Vollkeramikronen aus ästhetischer Sicht auch supragingival mit dualhärtenden Befestigungskompositen eingesetzt werden können, was die Parodontalhygiene noch einmal verbessert. Konventionelle Befestigungszemente hingegen werden im Laufe der Zeit ausgewaschen [31] und bringen dadurch eine Verschlechterung der marginalen Verhältnisse mit sich.

Auch ein schlechter Randschluss führt zu gingivalen Reaktionen, da hierdurch ebenfalls die Anlagerung von Plaque begünstigt wird. Die Bakterienflora an Restaurationen mit überstehenden Kronenrändern entspricht der einer chronischen Parodontitis [32, 33]. Das Kronendesign sollte keine Überkonturierung aufweisen, da auch dies mit Entzündungszeichen der Gingiva einhergeht [27]. Eine möglichst anatomische Form ist anzustreben.

In der Summe werden die Vorteile des Einsatzes von Keramiken auch bezüglich der Plaqueretention deutlich. In jedem Falle ist aber eine gewissenhafte Ausführung der Arbeit notwendig, um keine iatrogenen Plaqueretentionsstellen zu schaffen.

2.3.4 ÄSTHETIK

Einer der Hauptgründe für die vermehrten Anstrengungen zur Entwicklung vollkeramischer Systeme ist das Bestreben nach einer ästhetisch perfektionierten Restauration. Sehr hohe Bedeutung kommt hierbei dem Zusammenspiel von Licht und

verwendetem Werkstoff zu [3]. Das Licht wird von dem Werkstoff absorbiert, reflektiert und transmittiert. Die Farbe eines Objektes ist abhängig von dem reflektierten und absorbierten Wellenlängenbereich des Lichts und von der spektralen Zusammensetzung der Lichtquelle. Als Extremforderung an das Farbverhalten sei das Schwarzlicht in Diskotheken genannt, bei dem die Fluoreszenz der des natürlichen Zahns möglichst nahe kommen sollte. Die vielfach angeführte Transluzenz bezeichnet das Verhältnis von transmittiertem zu absorbiertem Licht.

Für die ästhetische Wirkung spielen daneben auch einige andere Faktoren eine große Rolle: Die *Oberflächenkontur* sollte der des benachbarten Zahnes angepasst sein und eine entsprechende Oberflächendiffusion des Lichtes erzeugen. Der *Brechungsindex* der verwendeten Materialien, sowohl des Kronen- als auch des Aufbaumaterials, muss idealerweise dem des natürlichen Zahnes entsprechen. Auch das Phänomen der *Dispersion*, der Streuung des Lichtes an prismatischen Partikeln des Werkstoffs, hat eine große Bedeutung und ermöglicht es bei idealer Ausführung, das Metallgerüst weitgehend zu kaschieren [3].

Tan kommt zu dem Schluss, dass sowohl mit metallkeramischen als auch mit vollkeramischen Kronen ein ästhetisch akzeptables Ergebnis erreicht werden kann [34]. Allerdings wird hier auch der Nachteil des grau erscheinenden Randes bei der Metallkeramik angeführt. Dies lasse sich abmildern durch eine subgingivale Lage des Präparationsrandes. Das bringt aber wiederum Probleme bei der Zemententfernung mit sich.

Im direkten visuellen Vergleich üblicher metallkeramischer Restaurationen und vollkeramischer Restaurationen im Durchlicht wird deutlich, dass die Metallkeramik im Gegensatz zur Vollkeramik keine zahnähnlichen Transluzenzeigenschaften erreichen kann (vgl. Abb. 2-5).

Auch wenn die Durchleuchtung sicherlich eine Extremforderung darstellt, so bleibt doch ein deutlicher ästhetischer Vorteil für die Vollkeramik. Durch die sehr zahnähnliche Farbschichtung kann, besonders mit glaskeramischen Systemen, der natürliche Zahn mit einer sehr guten Tiefenwirkung nahezu perfekt nachgeahmt werden. Auch der Gesichtspunkt der „rosa Ästhetik“ ist dabei zu beachten, erlauben doch nur vollkeramische, transluzente Materialien eine Weiterleitung der Lichtstrahlen in die Gingiva und geben ihr so eine gesunde, natürliche Farbe [35].

Bezüglich der Transluzenzeigenschaften schneiden allerdings z.B. die hochfesten Oxidkeramiken In-Ceram Alumina und vor allem In-Ceram Zirconia, das eine gleich hohe Opazität wie ein Metallgerüst aufweist, deutlich schlechter ab. Aufgrund der hellen Farbe kann dies jedoch bei stark verfärbten Zahnstümpfen auch von Vorteil sein. Im Gegensatz zu Metallen wird auch bei stark opaken Keramiken noch einiges Licht transmittiert [36]. Empress 2 erreicht nicht die Transluzenz von In-Ceram Spinell, aber

zeigt gemeinsam mit Empress 1 und Procera eine moderate Transluzenz [37, 38]. Insgesamt ist so die Ästhetik glaskeramischer Materialien besser als die der Oxidkeramiken zu bewerten.

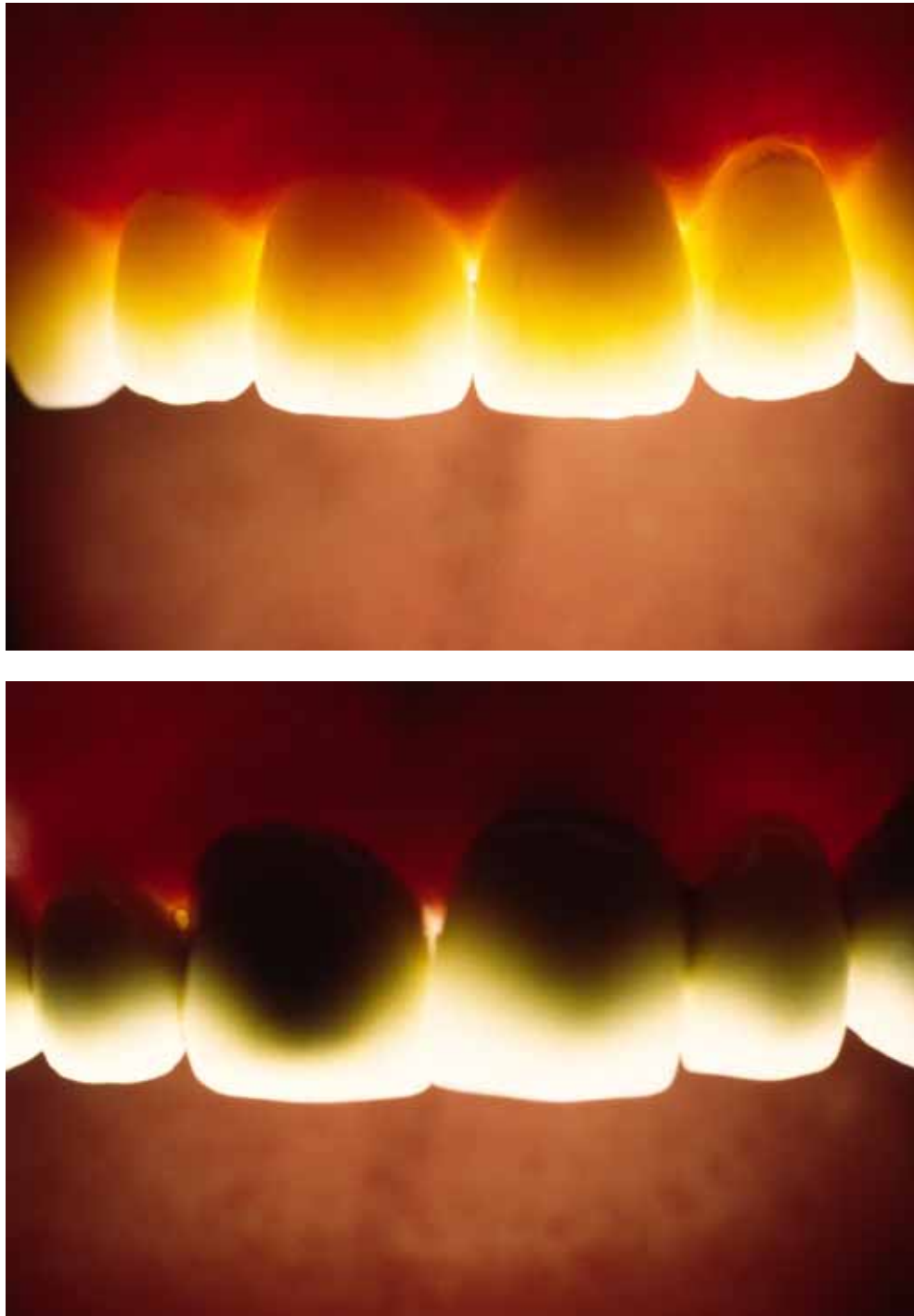


Abb. 2-5: Vollkeramik (oben) und Metallkeramik (unten) im Durchlicht
(Fotos: Prof. Dr. D. Edelhoff)

2.3.5 ZUSAMMENFASSUNG: VOR- UND NACHTEILE DER VOLLKERAMIKEN

Im Folgenden sollen noch einmal kurz Vor- und Nachteile vollkeramischer Systeme zusammengefasst werden:

Eindeutig *für* die Vollkeramiken sprechen:

- Biokompatibilität
- Korrosionsbeständigkeit
- Geringe Plaqueakkumulation
- Ästhetik
- Röntgentransluzenz (mit Ausnahme von Zirkoniumdioxid)
- Geringe Wärmeleitfähigkeit
- supragingivale Lage der Präparationsgrenze möglich

Als *nachteilig* können sich die folgenden Punkte erweisen:

- Sprödigkeit
- Geringe Zug- und Biegefestigkeit
- Materialermüdung
- Zum Teil noch limitierter Indikationsbereich
- Hohe Abrasion der natürlichen Zähne [39]

Der Punkt der Röntgentransluzenz ist dabei sicherlich zu diskutieren, erlauben doch röntgenopake Materialien eine bessere Kontrolle des Randschlusses, behindern aber die Diagnose von kariösen Läsionen unterhalb der Restauration. Zirkonoxidkeramiken z.B. weisen allerdings ohnehin eine metallähnliche Röntgenopazität auf [40].

Vor allem bezüglich der Festigkeitseigenschaften sind in den letzten Jahren deutliche Fortschritte gemacht worden. Durch die Verwendung von computergefrästen Zirkonoxidgerüsten wird eine deutliche Erweiterung des Indikationsgebietes möglich.

2.4 VOLLKERAMIKEN

In diesem Kapitel soll auf die vollkeramischen Systeme im Speziellen eingegangen werden. Die untersuchte Keramik Empress 2 wird unter Punkt 2.4.3 „Glaskeramiken“ behandelt.

2.4.1 EINTEILUNG UND MATERIALEIGENSCHAFTEN

Vollkeramische Systeme lassen sich nach verschiedenen Kriterien einteilen. Die folgende Möglichkeit folgt einem Vorschlag der DGZMK und kann eine gute Übersicht geben [41]:

Oxidkeramische Werkstoffe	Silikatkeramische Werkstoffe
glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Feldspatkeramik
glasinfiltrierter Mg-Al-Spinell	Leuzitkeramik
glasinfiltriertes Zirkonoxid	Lithium-Disilikatkeramik
dichtgesintertes Aluminiumoxid	Fluoro-Apatit-Keramik
dichtgesintertes Zirkonoxid	

Tab. 2-2: Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung (nach [41])

Formsinterung	Gießen	Heißpressen	Kopierschleifen	CAD/CAM/CIM
---------------	--------	-------------	-----------------	-------------

Tab. 2-3: Einteilung nach dem Herstellungsverfahren (nach [41])

Konventionell zementierbare Restaurationen	Adhäsiv zu befestigende Restaurationen
Stiftaufbauten	
Einlagefüllungen	Einlagefüllungen
Kronen	Teilkronen
Brücken	Veneers

Tab. 2-4: Einteilung nach klinischer Anwendung (nach [41])

In der Norm EN ISO 6872 von 1998 wird eine andere Unterteilung der Keramiken in zwei verschiedene Typen und weitere Klassen vorgenommen.

Zum *Typ I* gehören Keramikprodukte, die in Pulverform geliefert werden, während *Typ II* alle anderen Formen von Keramikprodukten umfasst [25].

Zu Typ I gehören folgende acht Klassen [12]:

- (1) Grundmassen zur Herstellung von Kronengerüsten
- (2) Dentinmassen für eine ästhetische Verblendung
- (3) Schmelzmassen für eine ästhetische Verblendung
- (4) Halsmassen
- (5) Transpamassen
- (6) Intensivmassen
- (7) Korrekturmassen
- (8) Glasurmassen

Unter dem *Typ II* werden zwei Klassen zusammengefasst:

- (1) Keramiken für die Herstellung von Gerüsten mit nachfolgender Verblendung durch Massen vom Typ I Klasse 2-8
- (2) Keramiken für die Herstellung von Inlays und Onlays ohne weitere Beschichtung

Nach der Norm soll die *chemische Beständigkeit* für Verblendkeramiken so hoch sein, dass sie nach einer Einlagerung von 16 Stunden bei 80 °C in Essigsäure (4 %) nicht mehr als $100 \mu\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ Materialverlust aufweisen. Für die Kernmassen, die ja normalerweise nicht mit der Mundhöhle in Kontakt kommen, ist ein Massenverlust von maximal $2000 \mu\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ zugelassen [25].

Für die *Biegefestigkeit* werden die folgenden Werte gefordert:

Typ I/Klasse 1 sowie Typ II/ Klasse 1: mind. 100 MPa

Typ I/Klasse 2-5: mind. 50 MPa

Typ II/ Klasse 2: mind. 30 MPa.

Diese Mindestwerte erscheinen klinisch sehr niedrig angesetzt und liegen deutlich unterhalb der entsprechenden Forderung für die 0,2 %- Dehngrenze für Edelmetall-Gusslegierungen [42]. Die für den klinischen Gebrauch benötigten und zum Teil auch von den vollkeramischen Materialien erreichten Werte liegen deutlich höher. *Kappert* teilt die vorherrschenden vollkeramischen Systeme in drei Festigkeitsklassen ein [12]:

Die *klassischen Glaskeramiken* haben einen Elastizitätsmodul von 60-80 GPa und eine Biegefestigkeit von 60-100 MPa. Die Keramiken der *nächsten Festigkeitsklasse*, zu der neben In-Ceram auch das hier untersuchte Empress 2 gehört, weisen Biegefestigkeiten von 300-500 MPa und Elastizitätsmodule von ca. 100 GPa für Glaskeramiken (wie Empress 2) und 250-300 GPa für oxidverstärkte Keramiken (z.B. In-Ceram) auf. Das entspricht den Eigenschaften von Edelmetalllegierungen vom Typ III oder IV. Die *höchste Klasse* schließlich wird repräsentiert von Aluminiumoxid- und vor allem Zirkonoxidkeramiken mit Biegefestigkeiten von 600-1000 MPa und Elastizitätsmodulen von 200-300 GPa. Damit werden Werte erreicht, die den besten CoCr-Legierungen entsprechen.

Ein hoher *Elastizitätsmodul* wird zahntechnisch dazu genutzt, eine größere Belastungsfähigkeit zu erzielen. Zugleich bedeutet die aus einem hohen Wert resultierende hohe Gerüststeifigkeit eine höhere Sicherheit vor Abplatzungen der Verblendkeramik.

Der nächste beachtenswerte Parameter ist die *Bruchzähigkeit*. Sie beschreibt den Widerstand, den ein Werkstoff an einer Risspitze aufbringen kann, um ein weiteres Fortschreiten des Risses zu verhindern [12]. Die Werte für keramische Materialien bewegen sich in folgenden Dimensionen:

- Einfache Gläser: $0,7-1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
- Glaskeramiken mit gut verteilten Leuzitkristallen: $>1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
- Oxidverstärkte Keramiken: $3-6 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
- Zirkonoxid: $10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$

Metalle sind den Keramiken diesbezüglich mit Bruchzähigkeiten von 60 bis 100 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ deutlich überlegen. Aus dieser Eigenschaft resultiert, dass beim Umgang mit vollkeramischen Materialien besonders auf eine defektkontrollierte Herstellung und eine Vermeidung von Rissen und scharfen Kanten zu achten ist.

Der *Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)* muss bei der Verbindung zweier Materialien immer angepasst werden. Das gilt nicht nur für die Verblendung von Metallgerüsten (vgl. 2.2 „Feldspatkeramik“), sondern auch für Verblendmaterialien vollkeramischer Gerüste. Die Werte bewegen sich zwischen $7\text{-}8\cdot 10^{-6}/\text{K}$ für reines Aluminiumoxid und $15\text{-}16\cdot 10^{-6}/\text{K}$ für leuzitverstärkte Feldspat-Verblendkeramiken [12].

2.4.2 VERSTÄRKUNGSMECHANISMEN

Die vollkeramischen Systeme haben sich aus den traditionellen Feldspatkeramiken entwickelt (vgl. 2.2 „Feldspatkeramik“). Die frühen Jacketkronen zeigten eine hohe Frakturnrate, was zum einen zum Vormarsch der metallkeramischen Restaurationen in der Zahnmedizin führte, zum anderen aber die verschiedensten Bestrebungen zur Verbesserung der Materialeigenschaften vollkeramischer Materialien zur Folge hatte.

Die Empfindlichkeit der ursprünglichen Feldspatkeramiken für Risswachstum und kapitaless Versagen geht auf die spröde Glasphase mit ihren Si-O-Bindungen zurück. Sind diese Bindungen einmal getrennt, so können sie im festen Zustand nicht mehr neu geknüpft werden. Verarbeitungsbedingt kommt es an der Oberfläche immer zur Bildung von Mikrorissen. Unter *Zug- oder Biegebelastung* kommt es an den Rissenden zu Spannungsspitzen, die die Bindungskräfte in der Keramik übersteigen und damit zu weiterer Rissausbreitung innerhalb des Objektes [43]:

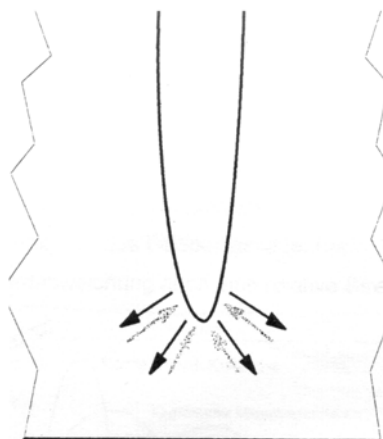


Abb. 2-6: Risswachstum: Zugspannungen öffnen den Rissgrund, Druckspannungen schließen ihn (aus [44]).

Ziel der Werkstoff-Forschung war und ist es, das Risswachstum so weit wie möglich zu stoppen oder zumindest zu verlangsamen.

Wie hoch die zur Rissausbreitung erforderliche Kraft ist, ist im Wesentlichen abhängig von den atomaren Bindungen und dem Mikrogefüge. Werkstoffkundliche Betrachtungen führen zu dem Schluss, dass ein Sprödbbruch sowohl durch eine überhöhte Spannung als auch durch zu große Anrisse hervorgerufen werden kann [15]. So entsteht am Rissende eine umso größere Spannung, je tiefer der Riss bereits ist. Es handelt sich also um einen sich selbst verstärkenden Mechanismus: Je größer der Defekt ist, desto schneller breitet sich der Riss aus, verstärkt durch den mit der Rissausbreitung immer größer werdenden Hebelarm. So kommt es unter dem dynamischen Kaudruck zu einem stetigen Risswachstum bis letztendlich zum Versagen, wenn dem Riss kein Widerstand mehr entgegengesetzt werden kann.

Es bieten sich zwei Alternativen, um Keramiken zuverlässiger zu machen: Zum einen ist eine defektkontrollierte industrielle Herstellung anzustreben, bei der durch eine möglichst perfekte Verdichtung und porenfreie Sinterung die Zahl der Fehlstellen minimiert wird. Zum anderen gehen die Bemühungen dahin, die Eigenschaften der Keramik selbst durch Gefügeverstärkung zu verbessern. So sollen Risse entweder gar nicht erst auftreten oder aber das Risswachstum innerhalb der Keramik gestoppt bzw. der Ausbreitungsweg verlängert werden [13]. Im Folgenden wird insbesondere auf die Mechanismen der Gefügeverstärkung eingegangen:

SCHICHTVERSTÄRKUNG

Ein relativ einfacher Verstärkungsmechanismus ist die Schichtverstärkung: eine mechanisch schwächere Keramikverblendung wird durch eine stabilere Basis verstärkt. Dieses Prinzip ist bei Metallkeramiken durch das Metallgerüst und bei vollkeramischen Systemen durch die Verwendung stärkeker Kernmaterialien verwirklicht [43].

SPANNUNGSVERSTÄRKUNG

Bei der Spannungsverstärkung wird die Oberfläche der Keramik durch Modifikationen der Keramik unter Druck gesetzt. Dazu wird nach Erreichen des plastischen Zustandes an der Keramikoberfläche eine Zone mit geringerer thermischer Ausdehnung erzeugt. Beim Abkühlen kommt es dazu, dass das Glasinnere stärker schrumpft und somit durch die weniger schrumpfende Schicht ein Druck auf das Innere ausgeübt wird. Bei leuzithaltigen Keramiken wird dieser Effekt durch Ionenaustausch an der Oberfläche erreicht. Die Kalium-Ionen werden durch Natrium-Ionen ersetzt und das Zweiphasen-System Kalifeldspat-Natronfeldspat wird in den natriumreichen Bereich verschoben. Es

ist allerdings nur der kaliumreiche Leuzit stabil, während die natriumreiche Phase sich auflöst (vgl. Abb. 2-1, S. 4). Dadurch kommt es hier zu der gewünschten Zone geringerer thermischer Dehnung. Die durch diesen Verstärkungsmechanismus erreichten Festigkeitssteigerungen sind allerdings eher gering. Zusätzlich kommt der Nachteil hinzu, dass lange Tauschzeiten nötig sind, was die labortechnische Umsetzung einschränkt [43].

WHISKERVERSTÄRKUNG

Recht nahe liegend erscheint das Verfahren der Whiskerverstärkung. Dabei werden die Materialien durch die Zugabe keramischer Fasern verstärkt, die in den Rissflanken verankert sind und den Riss so überspannen. So wird das Risswachstum so lange behindert, bis die Fasern aus den Rissflanken herausgezogen worden sind; dazu muss Energie aufgebracht werden, was die Risszähigkeit erhöht [45].

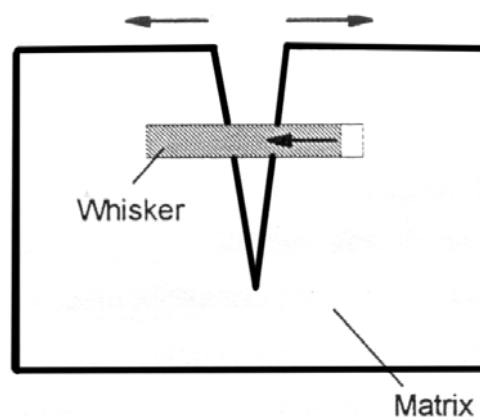


Abb. 2-7: Whiskerverstärkung (aus [45])

TRANSFORMATIONSFESTIGUNG

Ein heute sehr bedeutender Verstärkungsmechanismus ist die Transformationsfestigung. Hierbei wird die Eigenschaft von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid genutzt, seine Kristallstruktur unter Spannung umzuwandeln (vgl. 2.4.4 „Oxidkeramiken“). Zugspannungen am Rissende lösen eine Phasentransformation von der tetragonalen in die monokline Phase aus, die mit einer Volumenzunahme von ca. 4 % einhergeht. Die dadurch entstehenden Druckspannungen sind in der Lage, den Riss wieder zu verschließen und damit der Rissausbreitung entgegenzuwirken [13].

PARTIKELVERSTÄRKUNG

Bei der Partikelverstärkung wird der Riss an einem in die Keramik eingebrachten Partikel gestoppt oder zumindest umgelenkt (was den Rissweg verlängert). Die eingebrachten Teilchen sollten dazu eine höhere Festigkeit und eine höhere Steifigkeit sowie einen deutlich differierenden WAK gegenüber der umgebenden Matrix aufweisen. Damit werden so genannte Misfit-Spannungen erzeugt. Ist der WAK des Partikels kleiner als der der Matrix, werden die Risse aufgrund der *radialen* Druckspannungen eingefangen. Ist der WAK größer (*tangentiale* Druckspannungen), wird der Riss um das Teilchen herum gelenkt. Auch in dem Fall eines gleichen WAK zwischen Matrix und Partikel findet an der Grenzfläche eine, wenn auch geringe, Verlangsamung des Risswachstums statt [45].

Es gibt zwei Möglichkeiten, wie die Partikel in die Glasphase gelangen. Zum einen können sie durch gesteuerte Kristallisation aus dem Glas wachsen (wie z.B. bei Leuzitkeramiken); die Keramiken werden dann als *Glaskeramiken* bezeichnet. Zum anderen können die Kristallite, z.B. *Aluminiumoxid* (Al_2O_3), nachträglich eingebracht werden. Aluminiumoxid ist ein sehr bruchfestes Material, das seit Mitte der achtziger Jahre des 20. Jahrhunderts zur Verstärkung in der Zahnmedizin eingesetzt wird. Von der Firma Vita wurde aus dem ursprünglichen Material Vitadur N über das Hi-Ceram schließlich das Material In-Ceram (heute In-Ceram Alumina) entwickelt. Wies Vitadur N noch eine Partikelgröße von 50 μm auf, so beträgt sie bei In-Ceram nur noch 5 μm . Es handelt sich dabei um eine glasinfiltrierte Keramik, d.h. zunächst wird ein poröses Aluminiumoxidgerüst gebrannt, das dann in einem zweiten Arbeitsgang („Infiltrationsbrand“) mit einem Lanthansilikatglas infiltriert wird. Die Festigkeit des Materials nimmt zu, je homogener die Verteilung der Partikel ist und je kleiner die Partikel sind. So wurde gegenüber dem ursprünglichen Produkt Vitadur N eine Festigkeitssteigerung von 192 % erreicht [43].

VERSTÄRKUNG MIT HILFE VON MIKRORISSEN

Durch das Einbringen von Mikrorissen sollen den Materialien pseudoplastische Eigenschaften verliehen werden. Durch Einlagerung von geeigneten Teilchen entstehen Spannungsfelder zwischen Teilchen und Matrix. Diese haben Mikrorisse von 10-100 nm Tiefe zur Folge, die den effektiven Elastizitätsmodul verringern und so zu einer erhöhten Nachgiebigkeit im Bereich der Risspitze führen. Dabei stellt sich allerdings das Problem, die Spannung so einzustellen, dass die Brüche nicht zu tief werden, da sie ansonsten eine starke Verringerung der Bruchzähigkeit bewirken.

2.4.3 GLASKERAMIKEN

Die Gruppe der Glaskeramiken stellt eine relativ neue Klasse von Keramiken dar, die 1952 eher zufällig durch *S.D. Stookey* gefunden wurde [46]. Ihre mineralischen Massen liegen im geschmolzenen Zustand als Glas vor und bilden in der Abkühlphase Kristalle aus den Bestandteilen des Glases. Dazu müssen dem Glas Keimbildner zugesetzt werden, die das Kristallwachstum initiieren.

Die Moleküle der Glasschmelze finden in der raschen Abkühlphase normalerweise keine Zeit, sich regelmäßig anzuordnen, da sie aus untereinander vernetzten SiO_4 -Tetraedern bestehen. Die Kristallbildung aus der unterkühlten Schmelze erfordert ein Aufbrechen der Bindungen und wird zusätzlich noch durch die zunehmende Zähigkeit der Masse verzögert. Das so entstehende amorphe Material ist im Gegensatz zu den Kristallen, die eine sehr geordnete Anordnung der SiO_4 -Tetraeder aufweisen, unregelmäßig zusammengesetzt und weist oft variierende Bindungswinkel innerhalb der SiO_4 -Tetraeder auf. Aufgrund dieser strukturellen Besonderheiten erklären sich auch die charakteristischen Eigenschaften der Gläser: Sie besitzen isotrope Eigenschaften, ihre physikalischen Eigenschaften sind in alle Raumrichtungen gleich. Beim Erhitzen gehen sie innerhalb eines bestimmten Temperaturintervalls ohne Bildung einer zweiten Phase vom festen in einen zunehmend weichen, dann flüssigen Zustand über.

Zur Bildung von Kristallen werden der Schmelze zuvor Keimbildner zugesetzt. Diese lassen sich den folgenden Hauptgruppen zuordnen: Metallkolloide (1), Flüssigphasenseparatoren (2), Halogenide (3) und Sulfide (4). Die Kristallisation wird durch eine genau definierte Temperaturführung gesteuert. Zunächst müssen sich die Kristallkeime bilden. Hierzu wird das Glas auf eine bestimmte Temperatur gebracht und zwischen fünf Minuten und mehreren Stunden bei dieser Temperatur gehalten. Dann wird die Temperatur erhöht, um ein weiteres Kristallwachstum anzuregen. Diese Vorgänge müssen langsam vonstatten gehen, um die Standfestigkeit des Materials zu gewährleisten. So können die Bindungen innerhalb der Kristalle korrekt geknüpft werden. Auch der Abkühlvorgang darf nicht zu kurz ausfallen, da sonst einer Rissbildung Vorschub geleistet wird [12, 43, 46-48].

Folgende Kristallphasen kommen in Dentalkeramiken vor:

- Fluorglimmerkristalle (z.B. Dicor)
- Leuzit (z.B. Empress)
- Lithium-Disilikat (z.B. Empress 2)

Im Folgenden sollen beispielhaft drei glaskeramische Materialien, darunter die Keramik Empress 2, die in dieser Arbeit untersucht wurde, vorgestellt werden:

DICOR

Heute aufgrund zu hoher Frakturanfälligkeit nicht mehr angewendet, hatte die Glimmer-Glaskeramik *Dicor* (Dentsply, Dreieich) eine hohe Bedeutung für die Verbreitung vollkeramischer Materialien, ließ sie doch eine sehr gute Ästhetik zu und war aufgrund des Gussverfahrens einfach in der labortechnischen Herstellung. Sie wurde bereits 1984 eingeführt [49] und besteht aus einem gießfähigen Glas ($K_2O-MgF_2-MgO-SiO_2$). Wie im bekannten Metallgussverfahren wird eine Wachsmodellation erstellt, aus der ein Glasrohling ohne kristalline Phase hergestellt wird. Erst anschließend erfolgt die Glimmer-Kristall-Bildung durch eine Temperaturbehandlung (sechs Stunden bei 1075 °C). Die Einbettmasse hat dabei eine stabilisierende Funktion für den Rohling und gleicht die Schrumpfung in Höhe von 1,6 % aus. Die verbleibende Glasphase nimmt ca. 45 Volumenprozent ein, wodurch man auch von einem semikristallinen Zustand sprechen kann [29, 50].

Die Schichtung der plättchenartigen Glimmerkristalle erinnert an einen Stapel Papier. Risse breiten sich relativ leicht parallel zu den dünnen, flachen Kristallen aus. Das zufällige Aneinandergrenzen der Kristalle bringt aber den Vorteil, dass entlang dieser Strukturen die Risse umgeleitet, verzweigt und abgestumpft werden, was die Festigkeit der Keramik erhöht [44]. Wird die Glimmerphase mit Flusssäure angeätzt, erhält man eine Korngröße der Kristalle von etwa 2 µm. An der Oberfläche sieht man langprismatische, palisadenförmig angeordnete Enstatitkristalle ($Mg_2[Si_2O_6]$), deren Fortsätze bis zu 80 µm in das Glas hineinragen. Ein Ionenaustausch zwischen der leuzit- bzw. gipshaltigen Einbettmasse und der Glasphase wird beschrieben [51]. Aus dem Gips werden Calcium-Ionen freigesetzt, die an der Oberfläche die Kaliumionen verdrängen. Damit wird die Oberflächenzusammensetzung in den Bereich des Enstatit verschoben. Die Enstatite sind senkrecht zur Oberfläche angeordnet -ähnlich den Schmelzprismen des natürlichen Zahnes- und sorgen so für gute optische Eigenschaften und reduzieren die Transluzenz der Glasphase. Eine adhäsive Befestigung wird begünstigt durch die geringe Säureresistenz der Glasphase. Mit der Säureätztechnik wird ein Ätzmuster ähnlich dem des natürlichen Zahnes erreicht. Die Enstatit-Kristalle ragen etwa 5 µm über das Oberflächenniveau hinaus. Allerdings wird auch davon ausgegangen, dass die Enstatit-Kristalle eine Leitschiene für die Rissausbreitung darstellen und somit den Erfolg der Restauration gefährden. In vitro wurden erhöhte Festigkeitswerte gefunden, wenn die Enstatit-Schicht entfernt wurde.

War das Material früher bahnbrechend für die Verbreitung vollkeramischer Systeme, so ist es heute durch neuere Keramiken verdrängt worden. Sein Indikationsbereich war auf

Einzelkronen, Inlays und Veneers außerhalb des Seitenzahnbereichs eingeschränkt und eine adhäsive Befestigung war für einen Langzeiterfolg unerlässlich [44, 50, 52-55].

IPS EMPRESS

Die gegen Ende der achtziger Jahre von der Firma Ivoclar entwickelte leuzitverstärkte Keramik Empress, die sich seit 1990 auf dem Markt befindet, zeichnet sich vor allem durch ihr damals neuartiges Verarbeitungsverfahren und durch ihr optimiertes Kristallgefüge aus. Sie wird nicht gesintert, aufgebrannt oder gegossen, sondern ein Keramikrohling wird unter hohem Druck und unter Hitze in eine nach dem Lost-Wax-Verfahren hergestellte Muffel gepresst. Als klassische Glaskeramik entsteht das Produkt aus einem Glas, das latente Keimbildner enthält. Bei der industriellen Fertigung der Rohlinge entstehen durch gesteuerte Kristallisation Leuzitkristalle von wenigen Mikrometern Größe [56]. Es handelt sich also um eine typische partikelverstärkte Keramik.

Aus dem Basisglas, das zu großen Teilen SiO_2 , Al_2O_3 und K_2O enthält, soll bevorzugt tetragonaler Tiefleuzit ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$) gebildet werden. Die ersten Keime entstehen an den Korngrenzen der Glasphase, bevor die eigentliche Bildung der 1-3 μm großen Leuzitkristalle durch thermische Behandlung bei ca. 1190 °C hervorgerufen wird. Die Transformation vom kubischen Hochleuzit in den tetragonalen Tiefleuzit bedingt eine Volumenreduktion von 1,2 %. Die für das Material charakteristische hohe Dichte und homogene Verteilung der Leuzitkristalle liegt unter anderem in der plastischen Heißverformung des Rohlings beim Pressen begründet. Die resultierende Festigkeitssteigerung durch die Leuzitkristalle hat aber auch noch andere Gründe: In der Phase des Abkühlens entstehen innerhalb der Keramik anisotrope Spannungen. Spannungen werden auch durch die deutlich differierenden thermischen Expansionskoeffizienten des Leuzits (20 $\mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$) und des Glases (10 $\mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$) hervorgerufen. Somit werden an der Phasengrenze tangentielle Druckspannungen aufgebaut; die beim Abkühlen wirksam werdenden Spannungen hingegen sind Zugspannungen. Beide bewirken zusammen eine Festigkeitssteigerung nach dem Prinzip antiker Torbögen (Abb. 2-8).

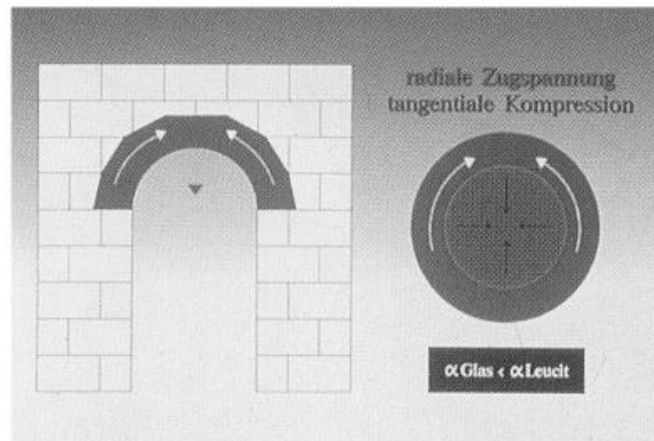


Abb. 2-8: Festigkeitssteigerung nach dem Prinzip alter Torbögen (aus [56])

Auch eine Verstärkung durch Mikrorisse, die spannungsbedingt im Material entstehen, wird postuliert. *Marx und Weber* schätzen diesen Mechanismus allerdings als nicht sehr wirkungsvoll ein [44].

Während Seitenzahnrestaurationen nach Möglichkeit mit der Maltechnik hergestellt werden sollen, wird für den Bereich der Frontzähne die Schichttechnik empfohlen, die bessere ästhetische Ergebnisse bei geringerer Festigkeit zulässt [44, 50, 56, 57].

Das Material hat weite Verbreitung gefunden und erzielte in klinischen Studien mit mittlerweile recht langen Beobachtungszeiten gute Ergebnisse für die Veneer-, Inlay- und Einzelkronenversorgung mit Einschränkungen im Seitenzahnbereich [30, 49, 58-61]. Unter der Produktlinie „IPS Empress Esthetic“ ist das Material heute noch auf dem Markt [62].

IPS EMPRESS 2

Die hier untersuchte Vollkeramik Empress 2 stellt eine Weiterentwicklung des Empress-Systems dar. Ziel der Entwicklung war es, den Indikationsbereich der Presskeramik Empress auszuweiten und dabei die Herstellungsprinzipien (Wax-up und nachfolgendes Heißpressen) beizubehalten. Die Festigkeit sollte so weit gesteigert werden, dass die Herstellung von dreigliedrigen Brücken im Frontzahnbereich und von Kronen und kleinen Brücken im Seitenzahnbereich bis zum zweiten Prämolaren als endständigem Pfeiler möglich wurde [63-65]. Dazu wurde von *Schweiger et al.* eine Lithium-Disilikat-Glaskeramik mit einem sehr hohen Kristallanteil von über 60 % entwickelt [64, 66]. Zum Teil werden auch Werte von 70 % in der Literatur angegeben [67, 68].

Das System besteht aus zwei unterschiedlichen Glaskeramiken. Als Kernmaterial wird eine Lithium-Disilikat-Presskeramik verwendet, darauf wird als Verblendmaterial eine Fluor-Apatit-Glaskeramik aufgesintert [47].

Mit der Forschung an Lithium-Disilikat-Glaskeramiken wurde schon sehr viel früher begonnen: Zuerst von *Stookey* in den fünfziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts entwickelt [69], wurde noch Jahre mit diesem Werkstoff weitergeforscht. Zunächst konzentrierte man sich auf die Mechanismen der Keimbildung sowie die Reaktionskinetik der Hauptphase Lithium-Disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Ein Hauptproblem für die Anwendung in der Zahnmedizin war die unzureichende chemische Beständigkeit. Erst in den frühen neunziger Jahren gelangen diesbezüglich deutliche Verbesserungen durch *Beall* [70] und *Echeverria* [71]. Die drei wichtigsten Charakteristika der Keramik bei diesem Entwicklungsstand waren:

- Ein bestimmtes Verhältnis der Komponenten SiO_2 und Li_2O , die die Hauptkristallphase bilden
- Neue Komponenten zur Keimbildung
- Neue Bestandteile der Glasmatrix, die für eine höhere chemische Beständigkeit sorgten

Trotz dieser Fortschritte blieben einige Probleme weiterhin ungelöst: Die chemische Beständigkeit war weiterhin zu gering, das Material war nicht transluzent genug und es kam zu unkontrollierter Mikrorissbildung in der Glaskeramik. Daneben war auch die technische Herstellung zu aufwendig [47, 66]. Bis zur Markteinführung von Empress 2 konnten auch diese Probleme weitgehend gelöst werden: Das Material weist eine verbesserte Transluzenz und eine gute chemische Beständigkeit auf, die Bildung von Mikrorissen konnte minimiert werden. Zur Verarbeitung wird das bekannte Heißpressverfahren im IPS Empress EP 500-Pressofen bei einer Temperatur von 920 °C angewendet [66].

Die Mikrostruktur der Keramikmassen kann nach Anätzen mit wässriger Schwefelsäure (H_2SO_4) und Flusssäure (HF) im Rasterelektronenmikroskop untersucht werden [47, 67]. Es imponieren in der Hauptkristallphase die länglichen, ca. 0,5-4 μm großen Lithium-Disilikat-Kristalle. Aufgrund der Ätzung nicht mehr direkt sichtbar sind die Lithium-Orthophosphat-Kristalle (Li_3PO_4), die in deutlich geringeren Volumenanteilen im Material vorkommen. Sie sind als kleine Poren erkennbar und befinden sich auf den $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ -Kristallen und in der Glasmatrix. Ihre Größe beträgt 0,1-0,3 μm . Beide Kristalle entstehen bei der Herstellung der industriell vorgefertigten Rohlinge aus der Glasphase. Es handelt sich dabei um Schichtsilikate mit einer sehr engen Vernetzung

der Siliziumoxid-Tetraeder. Nach dem Pressvorgang findet sich ein mit dem Rohling vergleichbares mikroskopisches Bild der Kristalle. Der Pressvorgang unterscheidet sich dabei vor allem in zwei Punkten von dem bei der leuzitverstärkten Keramik Empress 1: Die Presstemperatur beträgt zum einen relativ niedrige 920 °C und zum anderen zeigt Empress 2 ein anderes Pressverhalten, das eine Temperatur-Viskositäts-Funktion aufweist, die das Material sowohl auf zu niedrige als auch auf zu hohe Presstemperaturen sehr empfindlich macht. Daher muss der Ofen so exakt wie möglich kalibriert werden [47].

Auf das gepresste Keramikgerüst muss im nächsten Schritt die Verblendkeramik aufgebrannt werden. Nach dem Ausbetten ist keine weitere Bearbeitung des Gerüsts im Sinne einer thermischen Behandlung erforderlich. Die Verblendkeramik ist aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten nicht zu der von Empress 1 kompatibel. Es handelt sich um eine fluorapatithaltige Glaskeramik, die in Pulverform geliefert und bei einer Temperatur von 800 °C auf das Gerüst gesintert wird. Mikroskopisch sind weniger dicht gepackte Fluorapatitkristalle ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$) erkennbar, die Kristallgrößen von 300 nm bis 3 µm aufweisen. Sie tragen zur Bioverträglichkeit bei und beeinflussen Eigenschaften wie Transluzenz, Helligkeit und Lichtstreuung positiv [47, 67].

Im so genannten Washbrand entsteht eine Fügeverbindung zwischen der Lithium-Disilikat-Keramik und der Fluorapatitkeramik. Die Breite dieser Schicht beträgt 20 µm. In Tab. 2-5 werden die chemischen Zusammensetzungen der Empress 2-Gerüst- und Verblendkeramiken zusammengefasst.

	E2-Gerüstkeramik	E2-Verblendkeramik
Komponente	Ma.-%	Ma.-%
SiO_2	57-80	45-70
Al_2O_3	0-5	5-22
La_2O_3	0,1-6	*
MgO	0-5	*
ZnO	0-8	*
K_2O	0-13	3-9

	E2-Gerüstkeramik	E2-Verblendkeramik
<i>Komponente</i>	<i>Ma.-%</i>	<i>Ma.-%</i>
Li_2O	11-19	*
P_2O_5	0-11	0,5-6,5
Na_2O		4-13
CaO		1-11,0
F		0,1-2,5
<i>Zusätze</i>	0-8	bis zu 10 (z.B. B_2O_3 , $La_2O_3^*$, Li_2O^* , BaO , MgO^* , ZnO^* , SrO , TiO_2 , ZrO_2 , CeO_2)

Tab. 2-5: Chemische Zusammensetzung der E2- Gerüst- und Verblendkeramik (modifiziert nach [47])

Für die dauerhafte Festigkeit des Verbundes der beiden Keramiken ist auch die schon erwähnte Kompatibilität der Wärmeausdehnungskoeffizienten von großer Bedeutung. Er beträgt für die Lithium-Disilikat-Keramik $10,6 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ und für die Fluorapatit-Keramik $9,7 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ [47]. Daraus lässt sich zum einen ableiten, dass die herkömmliche Empress-Gerüstkeramik (WAK $15,4 \pm 0,40 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) nicht kompatibel mit der Empress 2-Kernmasse ist, zum anderen ist der WAK der Verblendkeramik etwas geringer, sodass die Verblendkeramik in der Abkühlphase unter Druckspannung gesetzt wird und so die Festigkeit gesteigert wird [12].

Die weiteren Materialeigenschaften übertreffen die Werte des ursprünglichen Empress-Systems deutlich und dürften das momentane Maximum darstellen, das mit glaskeramischen Materialien möglich ist. Beträgt der Wert für die Biegefestigkeit von Empress 2 ca. $350 \pm 50 \text{ MPa}$, so lag er für Empress bei 120 MPa . Die Literaturwerte weichen dabei von Quelle zu Quelle sowohl nach unten als auch nach oben etwas ab (vgl. z.B. [64, 67]).

Ebenso offensichtlich sind die Vorteile hinsichtlich der Werte für die Bruchzähigkeit (Empress: $1,3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$, Empress 2: $3,2 \pm 0,3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$) und die chemische Löslichkeit (Empress: $<200 \text{ } \mu\text{m}/\text{cm}^2$, Empress 2: $<100 \text{ } \mu\text{m}/\text{cm}^2$). Somit ist die Lithium-Disilikat-Keramik diesbezüglich sowohl als Gerüstmaterial als auch als Verblendmaterial

anwendbar [47]. So kann in nicht sichtbaren Bereichen zur Festigkeitssteigerung die Gerüstkeramik bis an die Oberfläche der Restauration ausgedehnt werden.

Bezüglich des E-Moduls wird ein Wert von ca. 95 GPa angegeben. Dieser Wert ist niedriger als bei Aluminiumoxid-Keramiken, was durchaus vorteilhaft ist, da sich dadurch eine höhere Nachgiebigkeit ergibt.

Eine Finite-Elemente-Analyse an einem Modell einer dreigliedrigen Brücke, die mit der Schichttechnik hergestellt wurde, ergab, dass die höchsten Zugspannungen sich im lingualen Bereich des Verbinders im Interface von Gerüst-Glaskeramik und Schicht-Glaskeramik konzentrieren. Grundlage der Versuche war eine Krafteinleitung an vier Punkten über dem Verbinder [47]. Basierend auf diesen Berechnungen und ersten klinischen Erfahrungen wurde das Mindestmaß für die Verbinderstärke auf 4x4 mm im Querschnitt festgelegt. Des Weiteren sollte nur ein Minimum an Schichtkeramik aufgetragen werden. Besondere Beachtung muss der Vertikaldimension geschenkt werden, die mit der dritten Potenz zur Stabilität des Verbinders beiträgt im Gegensatz zur horizontalen Ausdehnung, die nur einen linearen Effekt besitzt [68]. Bei der Bearbeitung des Werkstücks ist streng darauf zu achten, dass der Verbinder nicht durch rotierende Instrumente eingeschliffen oder separiert wird, da sich hier die Zone der größten Zugspannungen befindet, sonst können Sollbruchstellen durch Kerbbildung entstehen. Auch die durch das Bearbeiten mit hoher Drehzahl bei gleichzeitig hoher Härte des Materials hervorgerufene Hitzeentwicklung wirkt sich nachteilig aus, da sie die Entstehung von Mikrorissen provoziert. Daher sollte nie auf eine Wasserkühlung verzichtet werden [47].

Bezüglich des Abrasionsverhaltens und der Transluzenz haben Empress und Empress 2 recht ähnliche vorteilhafte Eigenschaften. Sie entsprechen denen des natürlichen Zahnes [47], wie auch *Sorensen* in einer Untersuchung der Fluor-Apatit-Keramik konstatierte [72].

Auch die Transluzenz der Verblendkeramik ist als gut einzustufen [47, 67].

Einen zusammenfassenden Überblick über die Materialeigenschaften gibt Tab. 2-6.

Eigenschaften	IPS Empress	IPS Empress 2
Mechanische: ▪ Biegefestigkeit ▪ Bruchzähigkeit ▪ Abrasionsverhalten	120 MPa $1,3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$ ähnlich wie der nat. Zahn	$350 \pm 50 \text{ MPa}$ $3,2 \pm 0,3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$ wie IPS Empress
Optische: ▪ Transluzenz	ähnlich wie der nat. Zahn	ähnlich wie der nat. Zahn
Thermische: ▪ Linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient (alpha)	$14,9 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1} \text{ m/m}$ oder $18,25 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1} \text{ m/m}$	$10,6 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1} \text{ m/m}$
Chemische: ▪ Löslichkeit	$< 200 \text{ } \mu\text{g/cm}^2$	$< 100 \text{ } \mu\text{g/cm}^2$
Technische: ▪ Presstemperatur ▪ Aufbringen der Verblendkeramiken	1075 oder 1180 °C 910 °C	920 °C 800 °C

Tab. 2-6: Eigenschaften der IPS Empress Press-Glaskeramik im Vergleich zur IPS Empress 2-Glaskeramik (modifiziert nach [47])

2.4.4 OXIDKERAMIKEN

Eine weitere, in ihrem Aufbau deutlich abweichende, Gruppe vollkeramischer Materialien wird gebildet von den Oxidkeramiken. Sie weisen, wie die Nomenklatur schon erahnen lässt, einen deutlich geringeren Glasanteil auf als die Glaskeramiken und verfügen über ein polykristallines Gefüge. Zur Anwendung kommen z.B. einfache Oxide wie Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder Zirkoniumdioxid (ZrO_2) [73], die mit ihrer weiß-gelblichen Farbe für die Herstellung von Zahnersatz geeignet sind [48].

ALUMINIUMOXIDKERAMIK

Ein sehr bekannter Vertreter der Aluminiumoxidkeramiken ist das In-Ceram Alumina-System (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen). Vorgängermaterialien hierzu waren Vitadur N und Hi-Ceram (vgl. 2.4.2 „Verstärkungsmechanismen“). So ergab sich bei der Einführung 1989 die erste Möglichkeit, Kronen- und Brückengerüste aus einer Oxidkeramik herzustellen [48]. Eine Besonderheit stellt das Herstellungsverfahren der Lanthanglasinfiltration dar. Aufgrund seiner hohen Bedeutung wird auch dieses Material hier recht ausführlich beschrieben (nach [29, 50, 74]).

Es besteht zu einem Anteil von mehr als 80 % aus Aluminiumoxid und weist eine sehr gute Biokompatibilität auf. Bei der Herstellung wird ein Gerüst aus Aluminiumoxidpartikeln in einem zweiten Brand mit einem farbigen Glas infiltriert.

Die zahntechnische Herstellung beginnt damit, dass der Schlicker aus Aluminiumoxid mit der Flüssigkeit (Wasser mit Additiven) vermischt wird. Das Verhältnis beträgt 5 ml Flüssigkeit zu 38 g Pulver und das Anmischen geschieht portionsweise unter Zuhilfenahme eines Rüttlers und eines Ultraschallgerätes. Dadurch soll erreicht werden, dass jedes einzelne Korn mit der Flüssigkeit benetzt wird. Der entstehende Schlicker ist eine Aufschwemmung von Aluminiumoxidpartikeln in der Flüssigkeit, wobei die einzelnen Partikel durch einen feinen Film voneinander getrennt sind und so aneinander vorbei gleiten können. Der zähflüssige Schlicker wird dann auf einen Spezialgips aufgetragen, der ihm Flüssigkeit entzieht und so eine dichte Aneinanderlagerung der Partikel bewirkt. Es handelt sich also nicht um einen chemischen Abbindeprozess. Dadurch ergibt sich eine Verminderung des Volumens um 10 %, die es unmöglich macht, mit dieser Technik Wurzelstifte und Stiftaufbauten herzustellen. Das Kappchen kann nun im Randbereich noch mit einem Skalpell oder Operationsmesser bearbeitet werden, damit es bündig mit der zuvor eingezeichneten Präparationsgrenze abschließt, und wird dann auf dem Gipsmodell zum ersten Brand in den Ofen gegeben. Im ersten Schritt (45 °C bis 300 °C) findet eine Dehydratation des Gipses statt. Dadurch schrumpft das Modell und das Kappchen löst sich ab. Es folgt die feste Sinterung der Aluminiumoxidmasse bei 1120 °C. Der Begriff „feste Sinterung“ bezieht sich darauf, dass sich während des Sinterprozesses keine flüssige Phase bildet. Dabei kommt es zu einem Verbacken der Partikel an ihren Kontaktpunkten, ohne dass sie schmelzen. Schließlich bilden sich die elektronenmikroskopisch sichtbaren Sinterhalse zwischen den einzelnen Körnern aus. Die Sinterschrumpfung beträgt geringe 0,3 %. Es resultiert ein Gerüst mit einer Materialdichte von 74 %. Die restlichen 26 % werden durch Porositäten ausgefüllt. Zu diesem Zeitpunkt ist die mechanische Festigkeit des Werkstücks noch sehr gering, z.B. beträgt die Biegefestigkeit lediglich 35 ± 8 MPa. Seine endgültige Struktur erhält die Keramik durch die nun folgende Glasinfiltration: Bei einer Temperatur von 1100 °C kann das Lanthanoxidglas schmelzen und die Poren des Aluminiumoxidgerüsts ausfüllen. Das verwendete Glas hat eine geringe Viskosität

und der Schmelzpunkt liegt bei niedrigen Temperaturen. Es stellt eine Verbindung zwischen den Aluminiumoxidpartikeln her; auftretende Spannungen werden nach der Glasinfiltration nur noch zu einem geringen Teil von den Sinterhälsen aufgenommen. Der größere Anteil wird durch die vermittelnde Glasphase weitergeleitet, wodurch sich eine deutliche Vergrößerung der Grenzfläche zwischen Glas und Aluminiumoxid ergibt. Die Spannungsverteilung ist strukturbedingt sehr homogen. Es resultieren sehr gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Bruchzähigkeit (vgl. Tab. 2-7). Die Biegefestigkeit wird von *Sadoun* mit 620 ± 75 MPa angegeben. Auch wenn aus anderen Quellen (vgl. z.B. [12]) geringere Werte hervorgehen, sind diese Werte als gut einzustufen und waren bei Markteinführung sensationell [16].

Nach der Fertigstellung des Gerüsts folgt die Verblendung mit Verblendmassen, deren WAK geringfügig niedriger als derjenige der Gerüstkeramik ist. Wie bei der Empress-Technik auch, wird dadurch eine Druckspannung in der Verblendkeramik erzeugt, die eine weitere Festigkeitssteigerung bewirkt.

Der Indikationsbereich erstreckt sich auf Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich und auf kleinere Frontzahnbrücken [48]. Eine Überschreitung dieser Lokalisation führte schnell zu hohen Misserfolgsraten [75, 76]. Bemerkenswert ist, dass in einer Studie von *Vult von Steyern et al.* [77] über einen Beobachtungszeitraum von fünf Jahren 90 % der Seitenzahnbrücken überlebten. Allerdings wurden bei dieser Studie unter anderem Patienten mit extrem tiefer Okklusion, vertikalem Knochenabbau und Bruxismus ausgeschlossen und es handelte sich lediglich um 20 Restaurationen. Dies zeigt, dass auch bei diesem hochfesten Material noch relativ wenig Sicherheitsreserven vorhanden sind.

Eine Übersicht über die Materialeigenschaften gibt Tab. 2-7.

	In-Ceram Alumina	In-Ceram Spinell	In-Ceram Zirkonia
Kristallanteil (%)	75	75	75
Glasanteil (%)	25	25	25
Biegefestigkeit (MPa)	500	350	600
WAK ($1,2 \cdot 10^{-6}/K$)	7,4	7,7	7,7
E-Modul (GPa)	285	k. A.	265

	In-Ceram Alumina	In-Ceram Spinell	In-Ceram Zirkonia
Löslichkeit ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$)	1115	1025	1118
Bruchzähigkeit ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$)	4,7	2,7	5,7
Gerüst für	Brücke/Krone	Krone	Brücke/Krone
Markteinführung	1989	1993	1999

Tab. 2-7: Materialeigenschaften der In-Ceram-Gerüstmaterialien (nach [12])

Die Materialien In-Ceram Zirkonia und In-Ceram Spinell stellen Weiterentwicklungen des Systems dar. In-Ceram Zirkonia erreicht eine weiter gesteigerte Festigkeit durch den Zusatz von Zirkonoxidpartikeln (35 % teilstabilisiertes Zirkonoxid, [40]), während die Spinell-Zusätze bei In-Ceram Spinell eine Verbesserung der optischen Eigenschaften zu Ungunsten der mechanischen Eigenschaften mit sich bringen.

Ein großes Problem des In-Ceram-Materials liegt in der langwierigen und technisch anspruchsvollen labortechnischen Herstellung. Das wirkt sich negativ auf die damit verbundenen Kosten und die Möglichkeit von Fehlern aus. Heute werden allerdings vorgefertigte Blöcke aus diesem Material häufig in der Kopierschleiftechnik verwendet, was die Arbeitszeiten deutlich verkürzt [40].

Bei stark verfärbten Zähnen oder metallischen Aufbauten ist die hohe Opazität des Materials von Vorteil, während bei helleren Stümpfen mit glaskeramischen Materialien bessere ästhetische Ergebnisse erzielt werden können [48].

ZIRKONOXIDKERAMIKEN

Die Entwicklung der Zirkonoxidkeramiken stellt einen großen Schritt zur Erweiterung des Indikationsspektrums und mehr Sicherheit vollkeramischer Restaurationen dar. Die Keramik wurde in den frühen neunziger Jahren des 20. Jahrhunderts in die Zahnmedizin eingeführt und wurde bis dato schon sehr erfolgreich in anderen Bereichen eingesetzt, in der Medizin z.B. für die Herstellung von Hüftgelenksprothesen [40].

Der korrektere Name des in der Zahnmedizin verwendeten Materials lautet „Zirkoniumdioxid“. Es handelt sich dabei um eine polykristalline Keramik, die in drei verschiedenen Phasen mit jeweils unterschiedlichen Materialeigenschaften vorliegen

kann (monoklin, tetragonal, kubisch). Der Schmelzpunkt von reinem Zirkonoxid liegt über 2300 °C; es liegt bei Hochtemperatur in der tetragonalen Phase vor, die bei niedrigen Temperaturen aufgrund der Phasenumwandlung in die monokline Phase (bei ca. 1170 °C) nur teilweise stabil bleibt [78].

Durch Zugabe von 3-5 mol-% Yttriumoxid (Y_2O_3) wird es möglich, die tetragonale Phase bis auf Raumtemperatur zu stabilisieren. Neben Yttriumoxid kommen als Stabilisatoren auch Magnesiumoxid (MgO) und Calciumoxid (CaO) zum Einsatz [79]. Es entsteht das sogenannte „Y-TZP Zirkonoxid“ (**Y**ttria **S**tabilized **T**etragonal **Z**irconia **P**olycrystals). Das Material weist eine sehr feine Kornstruktur mit Korngrößen von 0,3-0,5 µm auf und verfügt über sehr gute mechanische Eigenschaften. So liegt die Biegefestigkeit bei Werten von ca. 1000-1200 MPa und die Bruchzähigkeit erreicht 10 MPa/m². Wie der Vergleich mit anderen Materialien zeigt, übertreffen diese die Werte anderer Keramiken zum Teil deutlich (vgl. Tab. 2-8). Dies ist unter anderem auf das bereits beschriebene Prinzip der Transformationsfestigung zurückzuführen: Sich ausbreitende Mikrorisse sind als Energiezufuhr anzusehen, die eine Phasenumwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase des Zirkoniumdioxids auslöst. Damit geht eine Volumenzunahme von 4,67 % einher [78]. So geht der risslimitierende Effekt auf zwei Prinzipien zurück: Zum einen wird die Rissenergie für die Phasenumwandlung „verbraucht“, zum anderen kann der Riss durch die Volumenzunahme wieder verschlossen werden [13].

Zirkonoxid ist das derzeit einzige Material, das die geforderte Festigkeit von 1000 N für Seitenzahnrestorationen erreicht (vgl. Tab. 2-8). In einer In-vitro-Studie mit Brücken unterschiedlicher Verbinderstärke wurden Werte von 1800 N bis über 2000 N gemessen [40].

Unter Umständen kann hingegen die Ästhetik des Materials im Vergleich mit Glaskeramiken als etwas problematisch angesehen werden. Das fertige Zirkonoxid-Gerüst hat eine hohe Opazität und eine weißliche Farbe. Dieser Eigenschaft wird durch Einfärben der Gerüste, durch einen Lasurbrand und durch die Wahl eines geeigneten Verblendmaterials entgegengewirkt [78, 79]. Bei so genanntem „gehiptem“ (HIP=**h**eiß**i**sostatisches **P**ressen) Zirkoniumdioxid konnten unabhängig davon sogar höhere Transluzenzwerte gemessen werden als bei einer Aluminiumdioxidgerüstkeramik. Die Zirkonoxidkeramik kann durch das Verfahren des „Heißisostatischen Pressens“ von nahezu allen Poren und Defekten befreit werden.

Die hohe Härte des Materials erforderte neue Herstellungsweisen; dazu stehen heute vielfältige CAD/CAM- Systeme zur Verfügung, die Gegenstand des nächsten Kapitels sind.

Material	Biegefestigkeit (MPa)	Bruchzähigkeit (MPa·m^{1/2})
Zirkonoxid	900	9,00
Alumina industriell	547	3,55
Alumina slip cast	419	2,48
Dicor MGC	220	2,02
IPS Empress	182	1,77
Omega Sinterkeramik	85	0,99

Tab. 2-8: Materialeigenschaften einiger Keramiken (nach [79])

2.4.5 CAD/CAM-VERFAHREN

Im Zuge der schnellen technischen Fortschritte der Computertechnologie haben CAD/CAM-Verfahren, nicht nur in der Zahnmedizin, eine rasante Entwicklung genommen. CAD steht für „Computer Aided Design“ (computergestützter Entwurf), CAM für „Computer Aided Manufacturing“ (computergestützte Herstellung). Der Begriff wurde 1985 von *Duret* erstmals in die Zahnmedizin eingeführt. Den endgültigen Durchbruch erlebte diese Technologie mit der Verbreitung des Zirkonoxids als Gerüstmaterial, dessen Verarbeitung praktisch nur mit Computerfräsverfahren möglich ist. Weitere Vorteile sind z.B. in der Dokumentation aller Verfahrensschritte, der einfachen Reproduzierbarkeit, in höchster Genauigkeit und Präzision, in einem interessanten Preis-/Leistungsverhältnis und in der Nutzung industrieller Materialien mit definierter Qualität zu sehen [80].

Das Arbeiten mit diesen Systemen lässt sich dabei grob in drei Schritte unterteilen: Zunächst wird die Präparation mit einer Kamera oder einem mechanischen Taster eingescannt, dann wird das Design der vorgesehenen Arbeit am Computer entworfen und modifiziert und schließlich computergesteuert in Keramik geschliffen. Abschließend ist meist noch eine manuelle Nachbearbeitung notwendig. Diese sollte immer unter Wasserkühlung unter Verwendung einer Laborturbine erfolgen und die Areale an der Unterseite der Verbinder sollten generell nicht beschliffen werden [78].

Eine weitere Unterteilung ist möglich nach intraoraler „optischer Abformung“ direkt im Mund der Patienten und der klassischen Abformung und nachfolgender Datenaufnahme anhand des Modells. Bezüglich des Scanverfahrens kann man die mechanische Abtastung von optischen Verfahren unterscheiden

Eines der ersten auf dem Markt befindlichen CAD/CAM-Systeme, das Cicero-System, wurde ursprünglich für die Verarbeitung von Titan entwickelt und musste für die Verarbeitung von Aluminiumoxidkeramik umfangreich modifiziert werden [68].

Sehr früh wurde auch das System „Cerec“ für die Chairside-Herstellung von Inlays und bei den neueren Evolutionsstufen auch von Kronen (ab Cerec 2, 1994) vorgestellt. 1985 wurde das erste Inlay am Zahnärztlichen Institut der Universität Zürich eingesetzt, 1987 wurden Feldstudien in Praxen durchgeführt und 1988 kam es zur breiten Markteinführung des Cerec 1-Systems [81, 82]. Es kann damit als Pionier für die Verbreitung der CAD/CAM-Systeme gesehen werden.

Die aktuellste Version dieses Systems ist „Cerec 3D“ als Produkt für den Zahnarzt; für die Laboranwendung kommt das System „inLab“ zum Einsatz. Im Laufe der Entwicklung sind deutliche Fortschritte, nicht nur durch die Erweiterung der Indikation auf Kronen, sondern auch bezüglich der Oberflächenmorphologie, der Rechnerleistung (und damit auch der Bedienbarkeit und Geschwindigkeit), der Detailtreue und der Breite des Randspalts erkennbar [81, 83]. Während für Cerec 1 eine stranggepresste Leuzitkeramik verwendet wurde [44], kann man bei den neueren Entwicklungsstufen verschiedene Keramikblöcke (Vita Mark II, Vita Esthetic Line, Vita TriLuxe, Ivoclar ProCAD, Ivoclar ProCad (TopTouch), Vita In-Ceram und Vita YZ) benutzen. Problematisch war in der ersten Generation das Auftreten von Randspalten bis zu 250 µm Breite [84], die nur initial durch das Befestigungskomposit ausgeglichen werden konnten. Ein generalisierter, selbstlimitierender Verlust von Befestigungskomposit aus der Zementierungsfuge wird beschrieben. Dieser begünstigt allerdings nach *Otto* das Auftreten von Sekundärkaries nicht [82]. Dennoch begründeten die Randspaltbreiten und die wenig differenzierte Kauflächengestaltung der frühen Restaurationen eine gewissen Skepsis der neuen Technologie gegenüber.

Heute stehen viele weitere CAD/CAM-Verfahren zur Verfügung. Sie unterscheiden sich bezüglich ihrer Benutzeroberfläche, der Vielfältigkeit der verwendbaren Materialien, der Präzision und nicht zuletzt bezüglich der Anschaffungskosten, die sie für das Labor mit sich bringen.

Aber auch größere, prinzipielle Unterschiede sind auszumachen. So weist beispielsweise das Procera-System (Nobel Biocare, Göteborg), das ebenfalls zu den sehr früh entwickelten Produkten zählt (Einführung 1988, [85]), zwei Besonderheiten auf: Zum einen wird die Modellsituation anstelle des meist üblichen optischen Verfahrens über einen mechanischen Scanner aufgenommen. Zum anderen findet die

Fertigung der Gerüste in zentralen Procera-Produktionsstätten statt [44, 78]. Durch die industrielle Fertigung wird eine hohe Präzision erreicht und der mechanische Scanner kann auch Bereiche an den Kroneninnenseiten, die von optischen Scannern häufig nicht erkannt werden, gut aufnehmen. Die Daten werden online an die Fertigungsstätten übertragen, wo dann die Gerüste gefertigt werden. Es kommen Zirkonoxid- und Aluminiumoxidkeramiken zum Einsatz. Die Restaurationen haben eine hohe Passgenauigkeit, wenn sie im Labor eintreffen. Die Zementspalten betragen 80 µm im Bereich der Gerüstwandungen und 20 µm im Bereich der zervikalen Restaurationsränder. Die Gerüste können dann im Labor mit den Verblendkeramiken „Nobel Rondo Zirconia“ bzw. „Nobel Rondo Alumina“ verblendet werden [78].

Bei der Herstellung von Zirkonoxidgerüsten mit der Procera-Technologie werden, wie bei einigen anderen CAD/CAM-Systemen auch, vorgesinterte Rohlinge verwendet. Nach der Formschleifung folgt ein Sinterbrand, der mit einer Sinterschrumpfung von 20 bis 26 % einher geht; um dem Rechnung zu tragen muss ein um diesen Faktor vergrößertes Gerüst entworfen und hergestellt werden [78].

Damit wird ein weiteres generelles Unterscheidungsprinzip der verschiedenen CAD/CAM-Systeme angesprochen: Bei der Verwendung des harten Zirkonoxids kann es vorteilhaft sein, das Material in der so genannten „Grünphase“ an Stelle der dichtgesinterten Form zu schleifen. Dabei muss unbedingt angestrebt werden, dass das teilgesinterte Zirkonoxid bereits ein optimiertes und möglichst homogenes Kristallgefüge aufweist, um das Schrumpfungsverhalten kalkulierbar zu halten. Durch dieses Vorgehen können die Fräszeiten verkürzt und der Verschleiß der Werkzeuge, die dabei auch billiger in der Anschaffung sind, minimiert werden. Neben diesen ökonomischen Vorteilen wird auch angeführt, dass das Schleifen dichtgesintertter Rohlinge Mikrorisse hinterlasse. Die Verfechter des Konzepts, dichtgesinterte Rohlinge zu verwenden, hingegen postulieren einen besseren Randschluss. Allerdings werden auch bei Verwendung vorgesinterten Zirkonoxids mit anschließendem Sinterbrand sehr akzeptable Randspaltbreiten erreicht [40, 78, 79, 86].

Vorgesinterte Rohlinge verwenden beispielsweise auch die Systeme Lava, Cercon, Etkon und Xawex, dichtgesinterte das DCS-President-System [40, 80].

Zwischen den Systemen gibt es daneben weitere prinzipielle Unterschiede, die für die persönlichen Präferenzen und die Wirtschaftlichkeit ausschlaggebend sein können. Beispielsweise wird bei Verwendung des Cercon-Systems mit konventionellen Aufwachstechniken gearbeitet [40]; bei DCS President kann eine Vielzahl von Materialien verwendet werden (Titan, Kunststoff, Keramiken (In-Ceram, DC-Ceram, DC-Cristall, Zirkonoxid)) [80].

Es würde im Rahmen dieses Überblicks zu weit führen, alle Systeme hier vorstellen zu wollen. Eine Übersicht gibt Tab. 2-9.

System	Hersteller	Internet-Adresse
Cercon smart ceramics	DeguDent, Hanau	www.degudent.com
Cerec	Sirona Dental Systems, Bensheim	www.sirona.de
DCS President	DCS Dental, Allschwill, Schweiz	www.dcs-dental.com
Digident	Girrbach Dental, Pforzheim	www.girrbach.de
Etkon	Etkon, Gräfelfing	www.etkon.de
Everest	KaVo, Leutkirch	www.kavo-everest.com
i-mes dental	i-mes, Eiterfeld	www.i-mes.de
Lava	3M Espe Dental, Seefeld	www.3m.com
Procera	Nobel Biocare, Göteborg, Schweden	www.nobel-biocare.de
Wol-Ceram	Wol-Dent, Ludwigshafen	www.wolceram.de
Xawex	Xawex, Ebmingen/Zürich, Schweiz	www.xawex.com

Tab. 2-9: Hersteller von verschiedenen CAD/CAM-Systemen im Dentalbereich (modifiziert nach [79])

Es bleibt dem jeweiligen Anwender überlassen, das für ihn beste System auszuwählen. Viele Faktoren können dabei eine Rolle spielen: Neben klinischen Untersuchungen, deren Ergebnisse verständlicherweise für die neu auf den Markt gekommenen Systeme noch nicht vorliegen, den Anschaffungskosten, der Fräszeit oder der Möglichkeit, viele Gerüste parallel herzustellen, spielen auch persönliche Präferenzen eine Rolle. So sollte jeder potentielle Käufer auch die Möglichkeit bekommen, sich mit der Benutzeroberfläche vertraut zu machen. Auch positive oder negative Erfahrungen mit

dem jeweiligen Hersteller oder dessen Service sind für eine Entscheidungsfindung nicht zu unterschätzen.

Einen sehr interessanten Ansatz verfolgt auch die Firma Ivoclar-Vivadent mit dem zur IDS 2005 vorgestellten System „IPS e.max“ [87]. Es ermöglicht die Verwendung eines einzigen Verblendmaterials für verschiedene Gerüstmaterialien (Lithium-Disilikat für die Presstechnik, Zirkonoxid für die Überpresstechnik auf ein Zirkonoxidgerüst, computergefräste Lithium-Disilikat-Gerüste, computergefräste Zirkonoxidgerüste). Die CAD/CAM-Materialien eignen sich sowohl für das Everest-System (KaVo, Leutkirch) als auch für inLab (Sirona Dental Systems, Bensheim). Der Techniker hat so die Möglichkeit, mit einem Keramiksystem verschiedene Indikationsbereiche abzudecken [88]. Das vereinfacht das Handling und senkt, da weniger neue Geräte angeschafft werden müssen, die Kosten.

2.5 KLINISCHE STUDIEN

Will man die klinische Eignung des Empress 2-Materials verifizieren, so ist ein Vergleich mit anderen Materialien und den Studien anderer Autoren unumgänglich. Dabei ist als Referenz die klinische Bewährung von herkömmlichen metallkeramischen Restaurationen heranzuziehen. Interessant ist daneben auch sicherlich der Vergleich mit den neuen CAD/CAM-Systemen, die Zirkonoxid verarbeiten. Hierzu liegen allerdings bislang eher spärliche Langzeitergebnisse vor. Die Ergebnisse ausgewählter klinischer Studien werden tabellarisch dargestellt.

2.5.1 METALLUNTERSTÜTZE RESTAURATIONEN

Die metallunterstützten Restaurationen sind der seit Jahren bewährte Standard, an dem sich vollkeramische Materialien messen lassen müssen (Tab. 2-10). Dabei schneiden metallkeramische Restaurationen deutlich besser ab als die kunststoffverblendeten. Insgesamt sind die Misserfolgsraten für keramikverblendete Kronen bzw. Vollgusskronen am niedrigsten. Während nach fünf Jahren die Zahl der defekten Brücken noch gering ist, steigt sie nach 10 Jahren sehr deutlich auf Werte knapp unter 20 % (keramikverblendet) bzw. deutlich über 20 % (kunststoffverblendet) an. Teilkronen schneiden schlechter ab als Vollgusskronen [89, 90].

Autor	Material	Jahr	Dauer [Jahre]	An- zahl	Befes- tigung	Misserfolgsrate [%]
						Front Seite
Kerschbaum [89]	Kunststoffverblendete Kr.	1997	5	1085	k.A.	13,5
	Kunststoffverblendete Kr.	1997	10	1085	k.A.	33,2
	Keramikverblendete Kr.	1997	5	533	k.A.	6,3
	Keramikverblendete Kr.	1997	10	533	k.A.	11,3
	Kunststoffverblendete Br.	1997	5	235	k.A.	3,7
	Kunststoffverblendete Br.	1997	10	235	k.A.	24,7
	Keramikverblendete Br.	1997	5	984	k.A.	1
	Keramikverblendete Br.	1997	10	984	k.A.	19,8
Schlösser [90]	Vollgusskronen	1993	5	390	k.A.	2,8
	Teilkronen	1993	5	725	k.A.	3
	Vollgusskronen	1993	9	390	k.A.	7,9
	Teilkronen	1993	9	725	k.A.	12,7

Tab. 2-10: Klinische Studien mit konventionellen Restaurationen (Kr.=Kronen, Br.=Brücken, k.A.=keine Angaben)

2.5.2 GLASKERAMIKEN

Die frühen glaskeramischen Materialien (hier Dicor und Optec HSP) können zwar als Meilensteine für die praktische Anwendung der Vollkeramiken gesehen werden, wobei vor allem Dicor aufgrund der Gusstechnik zu nennen ist, die Ergebnisse klinischer Untersuchungen hingegen können nicht in dem Maße überzeugen (Tab. 2-11). Die Misserfolgsraten sind insbesondere bei der Anwendung im Seitenzahnbereich deutlich zu hoch, vor allem wenn man die zum Teil recht kurzen Beobachtungszeiträume der aufgeführten Studien betrachtet. Mit diesen Materialien waren vollkeramische Seitenzahnrestaurationen als kontraindiziert anzusehen [29, 52, 54, 91, 92].

Deutlich bessere Ergebnisse zeigt die Presskeramik Empress 1, die auch im Seitenzahnbereich befriedigende Ergebnisse liefert. Die Daten erstrecken sich zum Teil bereits über recht lange Beobachtungszeiträume [49, 58, 59, 61, 93, 94].

Autor	Material	Jahr	Dauer [Jahre]	An- zahl	Befes- tigung	Misserfolgsrate [%]	
						Front	Seite
Erpenstein [52]	Dicor, Einzelkronen	1995	4	169	Adh.	8	18
Richter [29]	Dicor, Einzelkronen	1996	4	126	Adh.		28
Malament [54]	Dicor, Einzelkronen	1999	14	1044	Adh.	5,8	PM: 10,8
							M:29
Dumfahrt [91]	Optec HSP, Adhäsivbrücken	1995	2,8	19	Adh.	5,3	-
Hankinson [92]	Optec HSP, Einzelkronen	1994	5	159	Adh.	0	PM: 2,3
							M:24
Edelhoff [61]	Empress 1, Einzelkronen	2000	4	154	Adh.	2,1	
				96	Konv.	1,9	
Fradeani [93]	Empress 1, Einzelkronen	1997	3	139 5	Adh. Konv.	4,65	
Fradeani [59]	Empress 1, Einzelkronen	2002	11	125	Adh.	1,1	15,6
Sjögren [94]	Empress 1, Einzelkronen	1999	3,6	110	Adh.	2,7	PM:12
							M:7
Krämer [58]	Empress 1, In- /Onlays	2005	8	96	Adh.	8	
El-Mowafy [49]	Empress 1, In- / Onlays	2002	4,5 – 7	537	Adh.	4-9	

**Tab. 2-11: Klinische Studien mit glaskeramischen Materialien
(PM=Prämolarenbereich, M=Molarenbereich)**

2.5.3 EMPRESS 2

Die Beobachtungszeiträume für die meisten klinischen Studien mit Empress 2 sind noch relativ kurz (Tab. 2-12). Ohne das Ergebnis der Untersuchungen, die Gegenstand dieser Arbeit sind, vorwegzunehmen, lässt sich feststellen, dass die erzielten Ergebnisse mit denen anderer Autoren tendenziell übereinstimmen. Vor allem bei Brücken, die die vom Hersteller angegebenen Indikationen überschreiten, sind hohe Misserfolgsraten zu verzeichnen, die Ergebnisse für Einzelkronen sind gut [95-97].

Autor	Material	Jahr	Dauer [Jahre]	An- zahl	Befes- tigung	Misserfolgsrate [%]
						Front Seite
Pospiech [95]	Brücken bis 2.PM	2000	2	33	Konv.	6,1
	Inlaybrücken			32	Adh.	12,5
	Brücken (M)			18	Konv.	16,7
Kistler [96]	Kronen (PM + M)	2000	2	107	Konv.	0,9
Marquardt [97]	Kronen	2006	5	27	Adh.	0
	Brücken (bis PM)			31		30

Tab. 2-12: Klinische Studien mit Empress 2

2.5.4 OXIDKERAMIKEN

Ähnliche Ergebnisse wie mit Empress 2 wurden mit den In-Ceram-Oxidkeramiken erreicht (Tab. 2-13). Sie erzielten gute Erfolge bei der Versorgung mit Einzelkronen, sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich [98-100]. Bei den Brückenversorgungen mit In-Ceram Alumina waren besonders im Molarenbereich hohe Misserfolgsraten zu verzeichnen [75, 77, 101]. Eine Studie mit Brücken aus zirkonoxidverstärktem In-Ceram zeigt gute Ergebnisse, allerdings sind hier die noch kurze Beobachtungsdauer und die geringe Anzahl der Arbeiten kritisch anzumerken [102].

Anlass zu berechtigt großen Hoffnungen für die vollkeramische Brückenversorgung geben die neuen CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxidgerüste. Die Verfahren sind allerdings noch recht neu, sodass kaum klinische Studien über längere Zeiträume vorliegen.

Autor	Material	Jahr	Dauer [Jahre]	An- zahl	Befes- tigung	Misserfolgsrate [%]	
						Front	Seite
Pröbster [98]	In-Ceram, Kronen	1996	4	95	Konv.	0	0
Pröbster [99]	In-Ceram, Kronen	1997	6	135	Konv.	2,8	
McLaren [100]	In-Ceram, Kronen	1998	3	223		2,7	
Sorensen [75]	In-Ceram,3-gl. Brücken (F,PM,M)	1998	3	61	Konv.	0	PM:11
							M:24
Vult von Steyern [77]	In-Ceram,3-gl. Brücken (PM,M)	2001	5	20	Konv.	-	10
Olsson [101] (*Trauma)	In-Ceram,3-gl. Brücken	2003	6,3	42	Konv.	12,5*	11,5
Suárez [102] (*Wurzelfraktur)	In-Ceram Zirkonia, 3-gl. Brücken	2004	3	18	Konv.	-	5,6*

Tab. 2-13: Klinische Studien mit Oxidkeramiken

2.5.5 CAD/CAM-VERFAHREN

Vor allem über das bereits länger auf dem Markt bewährte Cerec-System sowie Procera finden sich einige klinische Studien mit zum Teil recht langer Beobachtungszeit [82, 103]. Die Ergebnisse (Tab. 2-14) sind bezüglich der Frakturnrate für beide Systeme meist positiv [82, 103-109].

Autor	Material	Jahr	Dauer [Jahre]	An- zahl	Befes- tigung	Misserfolgsrate [%]	
						Front	Seite
Odén [104]	Procera AllCeram, Kronen	1998	5	100	Adh.< Konv.	0	PM:3,6
							M:7,3
Ödman [105] (*Trauma)	Procera AllCeram, Kronen	2001	10,5	87	Konv.	1,2*	PM: 2,3
							M: 1,2
Bindl [106]	Cerec 2, Kronen	2002	5		Adh.		
	In-Ceram Spinell			19		-	0
	In-Ceram Alumina			24		-	8
Otto [82] (*53% Keramikfraktur)	Cerec 1, Inlays+Onlays	2003	10	187	Adh.	-	5*
Reich [107]	Cerec 2, Kronen,Onlays,Veneers	2004	3	58	Adh.	0	1,7 (M)
Sjögren [103]	Cerec 1, Inlays	2004	10	66	Adh.	-	11
Bindl [108]	Cerec 2, Kronen	2004	3,7		Adh.		
	Mk II			18		5,6	-
	In-Ceram Spinell			18		8,3	-
Fradeani [109]	Procera, Kronen[109]	2005	5	200	Adh.	0	4,85

Tab. 2-14: Klinische Studien mit CAD/CAM-Systemen

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 KLINISCHE VORGEHENSWEISE

Bei der Patientenauswahl wurde neben der klinischen Indikation auf eine gute Mundhygiene Wert gelegt; dadurch wurde das Risiko einer Entstehung von Gingivitis oder Parodontitis möglichst gering gehalten.

Kontraindikationen waren zudem das Vorliegen oraler Dysfunktionen sowie das Vorliegen großer Pulpencaven in der Regel jugendlicher Zähne. Die Kaukräfte bei Bruxismuspatienten erreichen Werte von bis zu 4340 N und sind damit ungefähr 17mal so hoch wie bei normaler Kaubeanspruchung [110], was einer Verwendung von Empress 2 bei ihnen entgegensteht. Große Pulpencaven lassen zu wenig Substanzabtrag ($< 0,8$ mm) bei der Präparation für die vollkeramische Restauration zu.

Des Weiteren musste bei Brückenkonstruktionen der Forderung nach einer adäquaten vertikalen Dimensionierung des Verbinders Rechnung getragen werden. Hierfür wurde die Materialstärke des Provisoriums mit Hilfe eines Kronentasters ausgemessen, um das Platzangebot für die geplante Versorgung besser einschätzen zu können. Bei Platzmangel war es dem jeweiligen Behandler überlassen, ob er auf die Eingliederung einer Empress 2-Restauration verzichtete oder unter Berücksichtigung der lokalen Voraussetzungen (z.B. biologische Breite) eine Reduktion der Gingiva vornahm.

Vor Behandlungsbeginn wurde eine sorgfältige intraorale und extraorale Befunderhebung samt Funktionsanalyse und Modellanalyse vorgenommen. Die Situationsmodelle wurden unter Zuhilfenahme eines Gesichtsbogens und eines Bissregistrates einartikuliert. Besondere Beachtung fanden im Rahmen der Modellanalyse bestehende Abrasionsfacetten, die Lage der antagonistischen Kontakte, bestehende Hyperbalancen und die Stellung der Pfeilerzähne. Abschließend wurde ein Behandlungsplan erstellt [111, 112].

3.1.1 VORBEHANDLUNG

Für Maßnahmen zum Aufbau des Zahnes wurden ausschließlich zahnfarbene Materialien verwendet, um das ästhetische Ergebnis nicht zu gefährden. Dentin und Dentinkanälchen mussten in jedem Falle sicher abgedichtet werden, um eine postoperative Überempfindlichkeit des behandelten Zahnes zu verhindern.

Bei der Auswahl des Aufbaumaterials für den Zahnstumpf wurde großes Augenmerk auf dessen mechanische Eigenschaften gelegt. Zur Anwendung kamen hochgefüllte Seitenzahnkompositmaterialien wie Charisma F® (Heraeus Kulzer), Herculite XRV® (Kerr) oder Tetric Ceram® (Ivoclar-Vivadent), die sich durch ein hohes E-Modul, geringe Wasseraufnahme und geringe Wasserlöslichkeit auszeichnen. Glasionomerzemente kamen wegen ihrer geringen mechanischen Festigkeit ebenso wenig in Frage wie Amalgame, die aufgrund ihrer optischen Eigenschaften und ihrer fraglichen Biokompatibilität ausschieden [113]. Auch die Verwendung von Kompomeren gilt als obsolet, da sie aufgrund ihrer hygroskopischen Expansion eine Rissbildung in der Keramik induzieren könnten [65, 114].

Machte die klinische Situation die Anfertigung eines Stiftaufbaus notwendig, so wurde dieser frühestens 6 Wochen nach komplikationsloser Wurzelkanalfüllung angefertigt. Dieser Zeitabstand ist nach einer neueren wissenschaftlichen Stellungnahme der DGZMK nicht mehr erforderlich [115]. Aufgrund der Forderung nach einem zahnfarbenen Unterbau für die Empress 2-Restauration bot sich die Verwendung von Wurzelkanalstiften aus Zirkonoxidkeramik (CeraPost®, Gebr. Brasseler bzw. CosmoPost®, Ivoclar-Vivadent) an. Dabei ließen sich zwei Vorgehensweisen unterscheiden: Bei Verwendung der direkten Technik wurde der Keramikstift adhäsiv befestigt und der Aufbau des Zahnes geschah mit Feinpartikelhybridkompositen. Alternativ wurde bei großem Verlust an Zahnhartsubstanz und wenn die Defektgeometrie dies zuließ, ein laborgefertigter Stiftaufbau verwendet. Labortechnisch wurde dabei an den vorher abgeformten Wurzelkanalstift aus Zirkonoxid ein Stumpfaufbau aus Keramik (IPS Empress Cosmo®-Rohling, Ivoclar-Vivadent) angepresst [111].

Im Falle kleinerer approximaler Kavitäten im Frontzahnbereich und bei genügend verbleibendem Dentin im Seitenzahnbereich wurde auch bei endodontisch vorbehandelten Zähnen auf einen Stiftaufbau verzichtet, da in solchen Fällen durch den Hartsubstanzverlust eine weitere Schwächung des Zahnes herbeigeführt wird und sogar eine höhere klinische Misserfolgsrate resultieren kann. War dennoch die Versorgung mit einem Wurzelkanalstift unumgänglich (meist im Prämolaren- und Molarenbereich bei wurzelkanalgefüllten Zähnen mit ausgeprägten m-o-d-Kavitäten), so wurde besonders darauf geachtet, die verbleibenden Kavitätenwände durch die Präparation im Sinne eines Ferrule Designs zu stabilisieren [115].

Die Stiftbohrung sollte möglichst substanzschonend erfolgen, um den Zahn nicht zusätzlich zu schwächen [116]. Zähne, die mit einem Stift versehen wurden, zeigten in einigen In-vitro-Studien keine höheren Festigkeitswerte als Zähne ohne Stift; zum Teil waren die Werte sogar vermindert [117, 118]. Ausschlaggebend für die Schwächung des Zahnes ist neben dem Substanzverlust durch Kariesexcavation, Kanalaufbereitung und Präparation hauptsächlich die Entfernung des Pulpendaches [119].

Neben einer eventuell erforderlichen perioprothetischen Vorbehandlung wurde verstärkt der „rosa Ästhetik“ Aufmerksamkeit geschenkt. Um eine ästhetische Gestaltung des Brückenzwischengliedes auch bei stärkerem Alveolarknochenverlust erreichen zu können, wurden teilweise Weichteilaugmentationen („site development“) notwendig. Um einen möglichst natürlichen Übergang von der Gingiva zur Restauration zu erhalten, wurde eine ovalförmige Gestaltung des Brückenzwischengliedes angestrebt („ovate pontic“) [120].

3.1.2 FARBBESTIMMUNG

Insbesondere zur Herstellung ästhetisch anspruchsvoller Restaurationen aus vollkeramischen Materialien hat die Farbbestimmung einen sehr hohen Stellenwert. Dabei ist aufgrund der Phänomene der Metamerie nie eine vollkommene Farbgleichheit mit dem natürlichen Zahn zu erreichen [121]. Umso wichtiger ist eine sorgfältige Farbbestimmung. Im Rahmen der Studie wurden dem Zahntechniker hierzu, wenn möglich, extrahierte Zähne des Patienten (aufbewahrt in isotoner Kochsalzlösung) übersandt, anhand derer sich die ursprüngliche Zahnfarbe annähern ließ. Daneben wurden Fotodokumentationen verwendet, womit sich nicht nur Informationen über die Farbe, sondern auch über Zahnstellung und -form gewinnen ließen. Es musste darauf geachtet werden, dass die Farbbestimmung durchgeführt wurde, bevor präparatorische Maßnahmen das Ergebnis verfälschten. Eine Trockenlegung verändert den Farbeindruck und bei nicht beschliffenen Zähnen wäre die individuelle Zahnfarbe bei nicht erfolgter vorangehender Farbbestimmung unwiederbringlich verloren.

Zur Modellherstellung war es auch notwendig, die Dentinfarbe des präparierten Zahnes zu bestimmen. Mit Hilfe dieser Angaben konnte der Techniker einen entsprechenden Kunststoffstumpf erstellen. Dazu standen dem Labor neun unterschiedliche Stumpffarben zur Verfügung. Für ein bestmögliches Ergebnis ist dies notwendig, da unterschiedliche Stumpffarben die Farbwirkung aufgrund der Transluzenz der Glaskeramik deutlich beeinflussen können. Die Farbbestimmung erfolgte mit Hilfe des ChromascopTM-Farbschlüssels (Ivoclar-Vivadent).

In einigen Fällen musste auch die Farbe der Gingiva bestimmt werden. So konnten begrenzte Alveolarkammdefekte mit der Versorgung gedeckt werden.

3.1.3 PRÄPARATION

Die Verarbeitungsanleitung des Herstellers gibt folgende Merkmale für die Präparation vor: Kronen sollen in Form einer zirkulären Stufenpräparation mit abgerundeten Innenkanten bzw. Hohlkehlpräparation im Winkel von 10-30° mit einer Breite von 1 mm präpariert werden. Im inzisalen bzw. okklusalen Kronendrittel soll der Substanzabtrag ca. 1,5 mm betragen und an der Inzisalkante bzw. Okklusalfäche wird eine Reduktion um 1,5-2 mm gefordert. Bei Frontzahnkronen soll die labiale bzw. palatinale/linguale Reduktion 1,0-1,5 mm betragen [122].

Im Rahmen dieser Studie wurde, gestärkt durch die Erfahrung aus früheren Arbeiten mit dieser Präparationsform, in den meisten Fällen eine 1 mm breite Hohlkehle präpariert [61]. Dabei war besonders im Seitenzahnbereich darauf zu achten, dass 6-10° Konvergenzwinkel nicht überschritten wurden. Nur so konnte eine genügend große stabilisierende Fläche zur Verteilung der hier besonders großen Spannungen geschaffen werden.

Vor der Präparation wurden Retraktionsfäden (z.B. Ultrapack #00, Ultradent, Salt Lake City, USA) in den gingivalen Sulkus eingebracht, um das präparatorische Trauma möglichst gering zu halten und die Übersicht zu verbessern.

Für den Präparationsrand wird immer wieder eine supra- oder zumindest äquigingivale Lage gefordert. Dies bringt in mehrfacher Hinsicht Vorteile: Für den Patienten wird die Reinigung des Überganges vom Zahn zur Restauration erleichtert, Überschüsse von Befestigungsmaterial sind leichter zu entfernen, der Restaurationsrand ist leichter zu kontrollieren, die Abformung gestaltet sich leichter und auch eine adhäsive Befestigung ist weniger schwierig. Trotz dieser offenkundigen Vorzüge war es im klinischen Alltag nur selten möglich, diese Forderung einzuhalten, da die Lage der Präparationsgrenze immer den lokalen Gegebenheiten, also in den meisten Fällen der Defektausdehnung, angepasst werden musste.

Die Vorpräparation begann mit Diamantschleifkörpern normaler bzw. grober Körnung (Torpedoform ISO-Form 289/290 und 298/299, Diamantbelegung ISO-Nummer 534 und 524, Durchmesser 014). Die sich anschließende definitive Bearbeitung des Pfeilerzahnes für die Aufnahme einer IPS Empress 2-Krone erfolgte mit rot kodierten Feinkorndiamanten (Torpedoform ISO-Form 289/290 und 298/299, Diamantbelegung ISO-Nummer 514, Durchmesser 016) im roten Winkelstück. Gegebenenfalls wurde ein Finishing mit dem blauen Winkelstück vorgenommen. Dazu wurden bei ausreichender Wasserzufuhr und niedrigem Anpressdruck sowie mittlerer Drehzahl leicht konische Arkansassteine (Dura-White Steine Typ TC 1; Schofu, Ratingen) verwendet.

War bei einem Zahn eine konventionelle Befestigung mit Glasionomierzement vorgesehen, musste besonders auf eine gute mechanische Retention geachtet werden,

welche bei der adhäsiven Befestigung eine geringere Bedeutung hat. Bei beiden Befestigungsformen war streng darauf zu achten, dass keine spitz auslaufenden Ecken und Kanten erzeugt wurden, die für die Keramik eine Prädilektionsstelle für Rissausbreitung und damit in letzter Konsequenz für das Versagen der Restauration darstellen (Abb. 3-1).

Zur Abformung wurden elastomere Abformmassen verwendet (President, Coltène Whaledent oder Permadyne, 3M Espe) und eine Kieferrelationsbestimmung wurde durchgeführt.



Abb. 3-1: Präparation für Frontzahnkronen 13,12,11 und eine Brücke 21-23 (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

3.1.4 GERÜSTHERSTELLUNG

Es wurden Meistermodelle aus Superhartgips der Klasse IV mit Hilfe des dual-pin-Systems hergestellt und in einem teiljustierbaren Artikulator einartikuliert. Die Präparationsgrenzen wurden markiert und die Stümpfe mit Gipshärter behandelt. Zusätzlich wurde Distanzlack (z.B. Margidur, Benzer Dental, Zürich) aufgetragen, um Spannungen beim Eingliedern der Restauration zu verhindern. Der Distanzlack wurde in zwei Schichten bis 1 mm oberhalb der Präparationsgrenze aufgetragen, um den

Randschluss nicht zu gefährden. Bei Brückenkonstruktionen wurde an den dem Zwischenglied zugewandten Stumpfsseiten eine zusätzliche Schicht aufgetragen, um hier jegliche Friktion (Zugspannung) zu vermeiden.

Ein Full-Wax-Up wurde angefertigt, das mit Hilfe eines Silikonschlüssels konserviert wurde. Daraufhin konnte die Modellation reduziert werden. Es wurde darauf geachtet, dass die Gerüststärke mindestens 0,8 mm betrug.

Die Forderungen bezüglich der Stärke des Verbinders bei Brücken trugen den nach posterior ansteigenden Kaukräften Rechnung. Bei Ersatz des ersten Prämolaren musste eine Höhe von mindestens 5 mm und eine Breite von mindestens 4 mm eingehalten werden, während im Frontzahnbereich eine Dimension von 4 x 4 mm als ausreichend angesehen wurde. Für die korrekte Dimensionierung werden vom Hersteller Hilfteile aus Kunststoff (IPS Connector) angeboten, die in die Modellation eingearbeitet werden können. Die Länge des Zwischengliedes durfte eine Prämolarenbreite (maximal 9 mm) bzw. im Frontzahnbereich die mittlere Breite eines Incisivus (maximal 11 mm) nicht überschreiten. Um diese Werte einhalten zu können, konnte die Gerüstkeramik bis an die Oberfläche der Restauration geführt werden. Dies war möglich, da auch das Gerüstmaterial die Grenzwerte für die Löslichkeit nach ISO 6872 deutlich unterschreitet [65].

Auf eine besonders präzise Modellation war zu achten, da spätere Einschleifmaßnahmen die Festigkeit der Arbeit negativ beeinflussen. Es wurden Presskanäle mit einer Länge von 3-8 mm und einem Durchmesser von 2-3 mm angebracht.

Betrug das Gewicht des Wax-Ups 0,5 g oder weniger, wurde die kleine Muffel verwendet, bei einem Gewicht von 0,6-1,3 g die große. Ein Gewicht von 1,3 g durfte nicht überschritten werden.

Die Modellation wurde in eine Spezialeinbettmasse im Vakuumrührverfahren eingebettet; es wurden keine Wachsentspannungsmittel verwendet. Nach einer Stunde wurde der Sockel entfernt und die Muffel wurde in den kalten Vorwärmofen gegeben. Gleichzeitig wurde hierin auch ein gereinigter AlOx-Kolben (ohne Rohling) platziert. Nun wurde die Temperatur um 5 °C pro Minute gesteigert, bis 250 °C erreicht waren, die 30 Minuten lang gehalten wurden. In der zweiten Stufe wurde die Temperatur erneut jede Minute um weitere 5 °C erhöht bis zur Temperatur von 850 °C. Für eine Stunde wurde diese Temperatur gehalten. Dabei wurden keine andersartigen Gussobjekte (wie z.B. eine Metallgussmuffel) gleichzeitig im Ofen vorgewärmt, um den Niederschlag von Oxiden zu verhindern. Schließlich wurde die Muffel mit einem kalten Gerüst-Rohling und einem AlOx-Kolben bestückt. Es bestand die Auswahl zwischen kleinen und großen Rohlingen: die kleinen (2 g) für Einzelkronen und die großen (4 g)

für dreigliedrige Brücken. Daneben konnte zwischen fünf Farben, dem Chromascop™-Farbring entsprechend, ausgewählt werden.

Die eigentliche Pressung im Pressofen EP 500 des Empress-Systems fand bei 920 °C mit einer Haltezeit von 20 Minuten und einem Druck von 5 bar ohne Nachpresszeit statt. Vor der ersten Pressung musste der Ofen mit einem vom Hersteller gelieferten Kalibrationsset eingestellt werden. Die Bereitschaftstemperatur lag bei 700 °C; die Vakuumpumpe wurde bei 500 °C zu- und bei 920 °C abgeschaltet.

Nach Ablauf der Presszeit wurde die Muffel sofort aus dem Ofen genommen. Das mögliche Auftreten von Rissen im Bereich des AlOx-Kolbens war auf die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von AlOx-Kolben, Einbettmasse und Pressmaterial zurückzuführen und bewirkte keine Beeinträchtigung des Pressergebnisses.

Ausgebettet wurde grob mit Glanzstrahlperlen der Größe 50-100 µm und 4 bar Druck, wohingegen bei der Feinausbettung der Druck auf 2 bar verringert wurde. Daraufhin wurde das Objekt 15 Minuten in einem Ultraschallbad mit Invex-Flüssigkeit (enthält < 1 % Flusssäure) gereinigt. Diese diente zum Lösen der Reaktionsschicht. Das Objekt wurde dann unter Wasser abgespült und die eigentliche Entfernung der weißen Reaktionsschicht geschah durch Abstrahlen mit Aluminiumoxid-Pulver (Korund Typ 100-110 µm) bei 1,5 bar. Ein Belassen dieser Schicht kann die Verbindung zur später aufgetragenen Schichtkeramik behindern.

Abschließend wurden die Presskanäle abgetrennt. Dies geschah mit dünnen Diamantscheiben und unter Wasserkühlung, da eine Überhitzung des Werkstücks der Bildung von Mikrorissen Vorschub leistet. Mit keramisch gebundenen Schleifkörpern (z.B. Dura-Green Steine, Schofu, Ratingen) wurde das Werkstück weiter ausgearbeitet; eine Verwendung von Trennscheiben zur Separierung musste unterlassen werden, da damit Sollbruchstellen in das Gerüst eingebracht worden wären.

3.1.5 KLINISCHE GERÜSTANPROBE

Bei der Anprobe der Arbeit im Munde des Patienten wurden zunächst die Passgenauigkeit auf dem Zahnstumpf und der Randschluss kontrolliert (Abb. 3-2). Bei Brückenkonstruktionen musste zudem unbedingt darauf geachtet werden, dass das Gerüst spannungsfrei auf beiden Stümpfen saß, es durfte sich also nicht bei einseitiger Belastung von dem zweiten Pfeilerzahn abheben. War eines dieser Kriterien nicht erfüllt, so musste das Gerüst erneuert werden.

Um die korrekte Passform zu gewährleisten wurden im Zuge der Anprobe Druckstellen mit Hilfe eines niedrigviskosen Silikons (Xantopren blau, Heraeus Kulzer) ausfindig

gemacht und markiert. Mit keramisch gebundenen Schleifkörpern und unter Wasserkühlung wurden diese Stellen dann reduziert. Dabei war es das Ziel, eine gleichmäßige Filmstärke des Silikons - also einen gleichmäßigen Abstand zwischen Stumpf und Kronengerüst - zu erreichen und jegliche Friktion zu vermeiden, da diese zu einer Zunahme der Zugspannungen innerhalb der Keramik führt.

Bei Arbeiten im ästhetisch besonders sensiblen Frontzahnbereich wurde das Gerüst mit Hilfe eines Spezialwachses (z.B. ChromoWax nach A. Wohlwend, Benzer Dental) verblendet und das Ergebnis mit dem Patienten abgestimmt, um so bestmöglich auf die Wünsche des Patienten eingehen zu können, ohne die funktionellen Kriterien zu vernachlässigen. Die Okklusionsverhältnisse wurden mit Hilfe eines Kunststoffschlüssels fixiert und so an das Labor übermittelt. Daraus konnte der Zahntechniker nicht nur die Lage der Kiefer zueinander, sondern auch die für das Verblendmaterial verbleibende Schichtstärke nochmals kontrollieren.



Abb. 3-2: Gerüstanprobe der Restaurationen aus Abb. 3-1
(Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

3.1.6 AUFTRAGEN DER VERBLENDMASSEN UND FERTIGSTELLUNG

Im Dentallabor wurden die Ergebnisse der Gerüstanprobesitzung mit Hilfe eines Silikonschlüssels festgehalten und konnten nun umgesetzt werden.

Dazu wurde das Gerüst erneut mit Aluminiumoxid (1 bar) abgestrahlt und mit Wasserdampf gereinigt. Danach war jegliche Kontamination zu vermeiden. Es folgte der Washbrand, bei dem das Pulver („Wash“) der vorgesehenen Dentinfarbe mit der Modellierflüssigkeit (IPS Empress 2 Modellierliquid) bzw. den Malfarben (IPS Empress 2 Universal Glasur- und Malfarbenfluid) vermischt und auf das Gerüst aufgetragen wurde. Der Brand erfolgte in einem Keramikofen (Programat X1, Ivoclar, Ellwangen). Der Washbrand dient der Herstellung des Verbundes zwischen der Gerüstkeramik und der Schichtkeramik, einer Fluorapatitkeramik. Die Verblendkeramik, erhältlich in 20 Farben des Chromascop™-Farbschlüssels, wurde daraufhin in Sinter-Technik aufgetragen. Zur Platzierung des Objektes im Ofen durften keine Keramikträgerstifte verwendet werden und die Kanten der Trägerstifte sollten abgerundet sein, um ein Verkleben des Trägers mit der Gerüstkeramik zu verhindern. Besonders der Kronenrand durfte nicht mit ihm in Berührung kommen. Die Modellation erfolgte so, dass Spannungsspitzen vermieden wurden. Die Kontaktpunkte wurden in die Nähe der Zentralfissur gelegt und auf den Randleisten wurden nur schwache bis keine Kontakte angelegt. Abschließend erfolgte der Glasurbrand. Die Brandführung ist aus Tab. 3-1 ersichtlich.

	Bereit- schaft [°C]	Heizrate [1/min]	Schließ- zeit [°C]	Halte- zeit [min]	Vakuum [min]	An [°C]	Aus [°C]
Washbrand	403	60	800	6	1	450	799
Dentin- und Schneidebrand	403	60	800	6	1	450	799
Glasur- und Malfarbenbrand	403	60	760	6	2	450	759
Korrektur- und Dentinmassenbrand	403	60	750	4	1	450	749
Korrekturmassen- brand	403	60	700	4	1	450	699

Tab. 3-1: Brandführung für die Schichttechnik (nach [111])

3.1.7 ANPROBE DER ARBEIT UND BEFESTIGUNG

Die Restauration wurde noch einmal hinsichtlich der Okklusion, der Approximalkontakte, des Randschlusses und der Ästhetik im Mund des Patienten beurteilt (Abb. 3-3). Im Normalfall waren aufgrund gründlicher Vorarbeit Änderungen nicht mehr notwendig. Waren dennoch weitere Schleifmaßnahmen erforderlich, so waren diese unter Wasserkühlung und mit besonderer Sorgfalt vorzunehmen und es musste immer eine fehlerfreie Oberfläche angestrebt werden, da Fehlstellen einen entscheidenden Ausgangspunkt für die Bildung von Rissen darstellen. Das beste Mittel, um dies zu gewährleisten, ist ein erneuter Glasurbrand. Der Hersteller bietet auch eine spezielle Korrekturmasse für Korrekturen nach dem Glasieren an, die farblich neutral und tiefsinternd ist und alleinig oder kombiniert mit einer Schmelz- oder Dentinmasse angewendet werden kann („Add-on Brand“).

War die Arbeit bereit zur Eingliederung, so musste der Behandler zwischen zwei Alternativen bezüglich der Befestigung entscheiden. War die adhäsive Befestigung oder die konventionelle mit Glasionomerzement die bessere Wahl? Da unter anderem diese Fragestellung im Rahmen der Studie behandelt werden sollte, wurde, wenn möglich, eine split-mouth-Situation angestrebt: Wurde der Patient in mehreren Quadranten mit Empress 2-Kronen versorgt, so wurden quadrantenweise unterschiedliche Befestigungsmethoden gewählt. Bei der konventionellen Methode wurde der Glasionomerzement Ketac Cem Maxi Cap (3M Espe) verwendet, bei der adhäsiven Befestigung das Variolink II-System (Ivoclar-Vivadent).

Eine Randomisierung fand also nicht statt. Vielmehr wurde die Befestigungsmethode anhand der klinischen Situation gewählt: Ausgedehnte klinische Stümpfe (≥ 4 mm Vertikaldimension), die zudem relativ parallel (Konvergenzwinkel $4-6^\circ$) präpariert wurden, konnten einer konventionellen Befestigung mit Glasionomerzement zugeführt werden. Kurze klinische Stümpfe, Stümpfe mit supragingival ausgelegten Präparationsgrenzen sowie eher konisch gestalteter Präparation (Konvergenzwinkel $\geq 10^\circ$) wurden in jedem Fall einer adhäsiven Befestigung zugeführt.

Für beide Befestigungsarten ist nach Möglichkeit die absolute Trockenlegung mittels Kofferdam vor der Zementierung anzustreben. Dies verhindert die Kontamination des Arbeitsgebietes mit Speichel und Sulkusflüssigkeit, verbessert die Übersicht und stellt einen optimalen Aspirationsschutz dar. Dennoch ließ die klinische Situation, unter anderem durch die oft subgingivale Lage der Präparationsgrenze, dies meist nicht zu, so dass Maßnahmen zur relativen Trockenlegung mit Watterollen und Retraktionsfäden (z.B. Ultrapack #000, Ultradent) getroffen wurden. Besonders bei der adhäsiven Befestigung wurde auf die Verwendung von Retraktionsflüssigkeiten verzichtet, um nicht das Risiko einer Interaktion mit dem Befestigungsmaterial einzugehen.

Auch musste bei adhäsiver Eingliederung bei der Befestigung der Provisorien berücksichtigt werden, dass nur eugenolfreie Materialien verwendet wurden (z.B. Kerr Life, Kerr), da Eugenol den Polymerisationsprozess inhibiert [123]. Um die Farbwirkung des Befestigungsmaterials auszutesten, wurde die Restauration wiederholt mit Glycerinpasten einprobiert, die der Farbe der Befestigungskomposits entsprachen.

Nach der Trockenlegung wurde der Zahnstumpf mit einer fluoridfreien Prophylaxepaste (Zircate Prophy Paste, Dentsply) gereinigt. Eine Verwendung von Wasserstoffperoxid zur Reinigung war bei der Verwendung von Variolink II nicht angebracht, da der frei werdende naszierende Sauerstoff eine Beeinträchtigung der Polymerisation bedingt hätte.

Die Restaurationen wurden mit einer gepufferten Fluorwasserstoffsäure (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar-Vivadent, max. 5 % HF-Anteil) für 20 Sekunden angeätzt; diese wurde 30 Sekunden lang mit fließendem Wasser entfernt und anschließend getrocknet.

Im Gegensatz zum konventionellen Vorgehen wurde beim Kleben mit Variolink II nach dem Anätzen zusätzlich ein Haftsilan aufgetragen, das die Bindung zwischen Keramik und Komposit vermittelte. Auch der Zahnstumpf wurde für die adhäsive Befestigung vorbereitet. Zum Teil noch vorhandene Schmelzbereiche wurden mit 37 %-iger Orthophosphorsäure für 30-60 Sekunden angeätzt; danach wurde das Ätzgel mit Wasser abgesprüht. Das Dentin wurde mit einem Adhäsivsystem (z.B. Syntac Classic, Ivoclar-Vivadent) behandelt. Nach dieser Vorbereitung wurden sowohl der Zahn als auch die Innenseite der Restauration mit Bonding bepinselt und nach 20 Sekunden Einwirkungszeit verblasen. Das Variolink II-System wird für die Dualhärtung aus zwei Komponenten, Base und Katalysator, angemischt. Es ist ein dünnfließender und ein dickfließender Katalysator erhältlich.

Auf die vorher bereits konditionierte Keramik wurde das dünnfließende Befestigungskomposit aufgetragen. Nun konnte die Krone auf den Stumpf gebracht und beispielsweise mit einem Kugelstopfer fixiert werden. Kompositüberschüsse ließen sich zunächst mit Hilfe von Kunststoffpellets (Pele Tim Nr. 1, Voco, Cuxhaven) und Zahnseide entfernen. Daraufhin folgte die erste Lichthärtung für 10-20 Sekunden aus okklusaler Richtung. Dazu musste eine möglichst leistungsstarke Polymerisationslampe verwendet werden, um die Restauration durchdringen zu können (z.B. Demetron Optilux 401 oder 500, Demetron Research Corporation, Danbury Connecticut, USA oder Elipar Highlight, 3M Espe, Bad Seefeld). Die Lichthärtung ist auch bei diesem dualhärtenden Material angezeigt, da dies neben einer einfacheren Lagestabilisierung auch Voraussetzung für das Erreichen der maximalen Endhärte bzw. des maximalen Konversionsgrades sein kann [124]. Reste des Klebers wurden mit einem Scaler (z.B. SH 6/7, Hu-Friedy, Leimen) beseitigt. Nun trug man, um die Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht zu vermeiden, Glyceringel auf den Zementierungsspalt auf.

Jede Fläche musste mindestens 60 Sekunden bestrahlt werden, damit der Kleber vollständig ausgehärtet war. Eine ungenügende Polymerisation kann sowohl die Haftung der Arbeit herabsetzen als auch Ursache postoperativer Überempfindlichkeitsreaktionen sein.

Zum Schluss wurde bei beiden Befestigungsmethoden der Retraktionsfaden entfernt und die Überstände an der Befestigungsfuge wurden geglättet, um Irritationen zu vermeiden. Vor der Feinpolitur kamen Diamant-Finierer (z.B. Composite Finishing System, Kerr) oder EVA-Feilen sowie Polierstreifen (z.B. Sof-Lex Finishing and Polishing Systems, 1954 N, 3M, Borken) zum Einsatz. Eine abschließende Okklusionskontrolle wurde durchgeführt, die Befestigungsfuge wurde fluoridiert und der Patient erhielt nochmals eine Mundhygieneinstruktion.



**Abb. 3-3: fertiggestellte E 2-Kronen 13,12,11 und Brücke 21-23
(Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)**

3.2 PATIENTENSTAMMDATEN

Alle an der Studie teilnehmenden Patienten wurden in speziellen Stammdatenbögen erfasst. Neben den persönlichen Daten (Name, Adresse, Geburtsdatum etc.) und dem Behandler wurde die Position der Restauration, die Befestigungsart (konventionell/adhäsiv), die Art der Präparation, die Lage der Präparationsgrenze und das Datum der Eingliederung festgehalten. Auch eventuell auftretende Komplikationen beim Zementieren wurden erfasst.

3.2.1 UNTERSUCHTE RESTAURATIONEN

Im Zeitraum von Dezember 1997 bis Oktober 1999 wurden im Rahmen der Studie 72 Patienten mit insgesamt 184 Kronen oder Brücken aus Empress 2 versorgt, davon 138 Kronen und 46 Brücken. Von den 46 Brücken waren 25 außerhalb des vom Hersteller vorgegebenen Indikationsbereiches, d.h. mindestens einer der Brückenpfeiler befand sich im Molarenbereich; zweimal handelte es sich um fünfgliedrige Brücken im Frontzahnbereich. Diese Arbeiten wurden als experimentelle Gruppe in der Auswertung gesondert betrachtet.

Dreigliedrige Brücken bestehen aus drei, fünfgliedrige Brücken aus fünf Einheiten. So summieren sich die 46 Brücken zu 144 Einheiten. Addiert man hierzu die 138 Einzelkronen, so ergibt sich eine Gesamtzahl von 282 Einheiten.

Der größere Anteil befindet sich im Seitenzahnbereich und überwiegend im Oberkiefer (Abb. 3-4), in Prozentangaben:

- 57,97 % der *Kronen* sind im Seitenzahnbereich lokalisiert, entsprechend 42,03 % im Frontzahnbereich
- 58,7 % der *Brücken* sind im Seitenzahnbereich lokalisiert, entsprechend 41,3 % im Frontzahnbereich
- 76,63 % aller Versorgungen sind im *Oberkiefer* lokalisiert, entsprechend 23,37 % im *Unterkiefer*

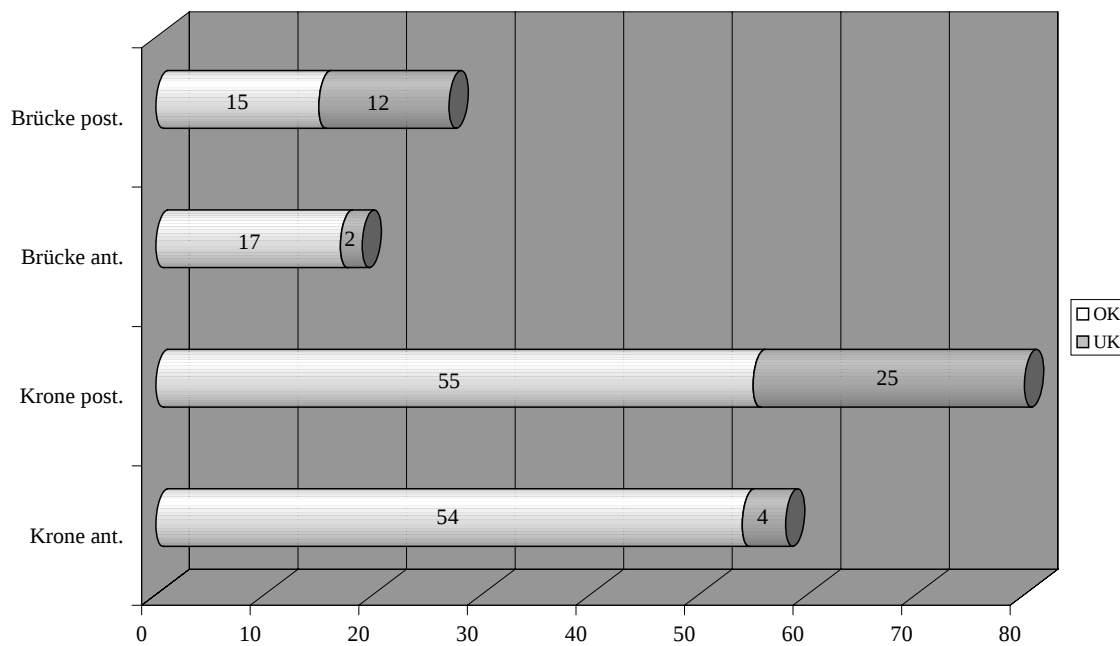


Abb. 3-4: Aufteilung der eingegliederten Restaurationen

3.2.2 ZAHNSUBSTANZ VOR DER EINGLIEDERUNG

Es wurden die Parameter Vitalität, präprothetische Vorbehandlung, Präparationsform, Lage der Präparationsgrenze, verwendetes Befestigungsmaterial und das Auftreten von Komplikationen bei der Zementierung dokumentiert.

Bei der Untersuchung der Vitalität wurden vier Gruppen unterschieden:

- (0) Keine Vitalität nachgewiesen
- (1) Vitalitätsprobe positiv
- (2) Zahn fehlt
- (3) Implantat

Der Parameter 0 unterscheidet dabei z.B. nicht zwischen wurzelkanalgefüllten Zähnen und Zähnen, die mit einem Stiftaufbau versehen wurden. Die weiteren Aussagen über die Vitalität sind selbsterklärend.

Die Vitalitätsprobe erfolgte mit Kohlsäureschnee, der eine Temperatur von $-78,5\text{ °C}$ aufweist [125].

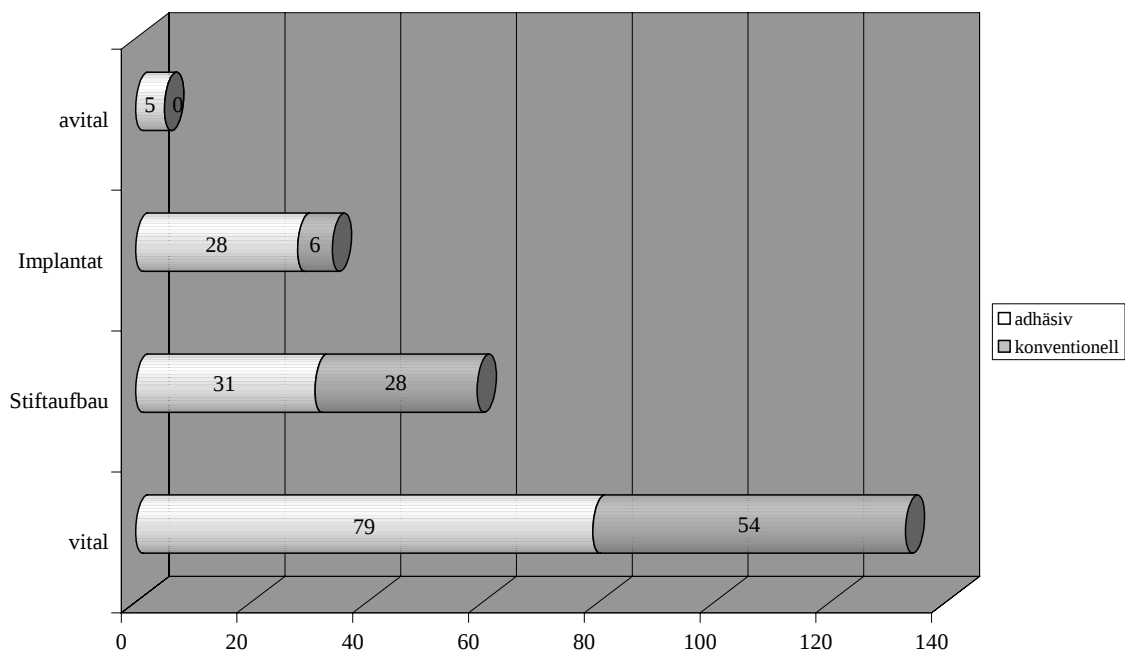


Abb. 3-5: Vitalität vor dem Zementieren

Bei 133 Zähnen (57,58 %) war die Vitalitätsprobe vor der Befestigung positiv. In dieser Gruppe wurden 54 Kronen bzw. Brücken konventionell zementiert und 79 geklebt. 98 Zähne (42,42 %) waren hingegen devital: 5 Zähne waren vor Eingliederung der Restauration devital, 59 Zähne mit einem Stiftaufbau versorgt und 34 Zähne durch ein Implantat ersetzt. Eine genaue Aufschlüsselung ist Abb. 3-5 zu entnehmen.

Den klinischen Erfordernissen entsprechend wurden **Substanzdefekte** durch eine *Aufbauauffüllung* bzw. durch einen *Stiftaufbau* rekonstruiert.

Bezüglich der **Präparationsform** dominierte deutlich die *Hohlkehlpräparation* (79,83 %) vor der *Stufe mit abgerundetem Innenwinkel* (13,73 %) und der *Stufe mit scharfem Innenwinkel*. In 12 Fällen (5,15 %) war die Präparationsform im Nachhinein nicht mehr ausfindig zu machen (Abb. 3-6). Der Hauptvorteil der Hohlkehlpräparation gegenüber der Stufenpräparation liegt in der Schonung von Zahnhartsubstanz (vgl. 3.1.3 „Präparation“).

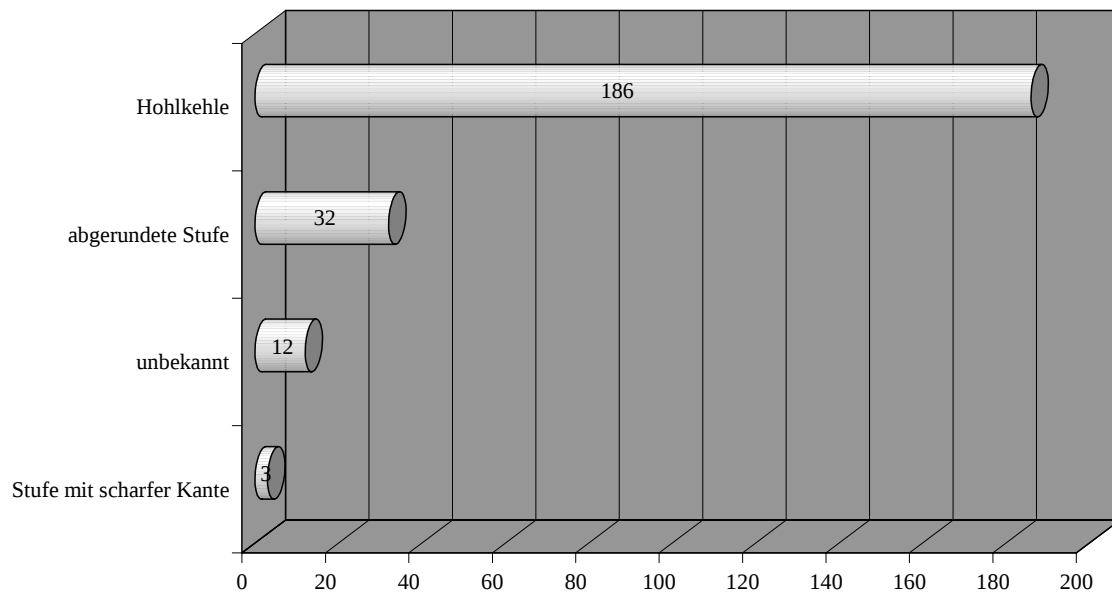


Abb. 3-6: Aufteilung der verwendeten Präparationsgeometrien

Für die Lage der **Präparationsgrenze** war eine supragingivale Präparation das angestrebte Optimum, war aber nur in 13 Fällen zu erreichen. Da die Lage in der Zirkumferenz der Präparation variiert, wurde in der nachfolgenden Aufstellung die jeweils ungünstigste Lage herangezogen (supragingival>äquingival>subgingival): *Subgingival* lagen 63,09 %, *äquingival* 25,32 % und *supragingival* 5,58 % der Präparationsgrenzen (Abb. 3-7).

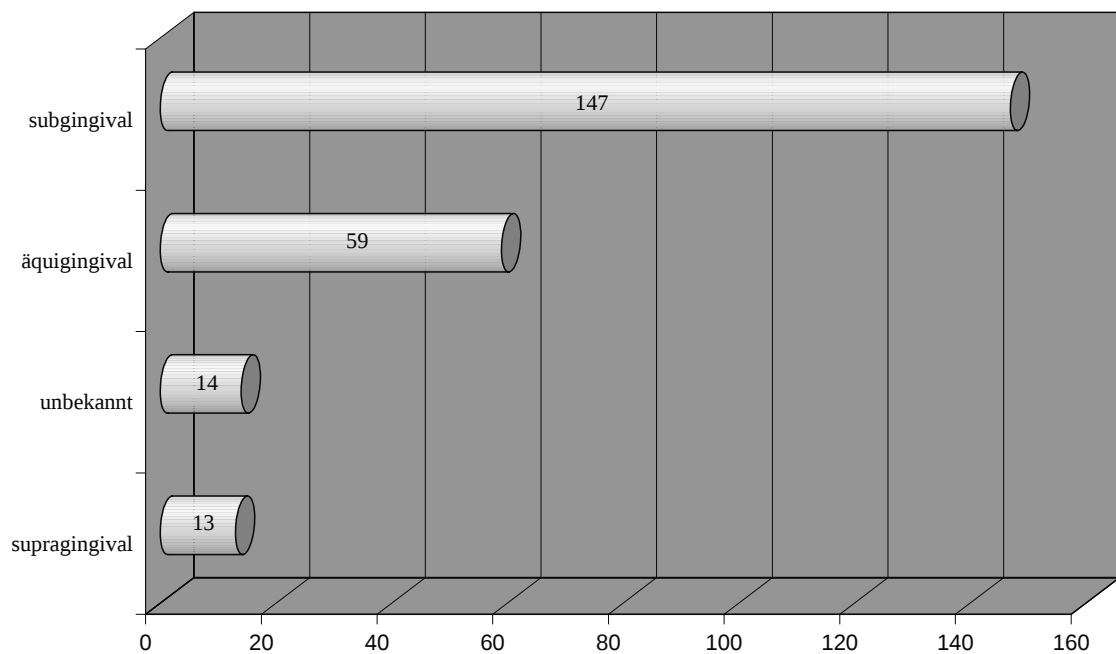


Abb. 3-7: Lage der Präparationsgrenze

3.2.3 EINGLIEDERUNG DER RESTAURATIONEN

Zur Befestigung der Restaurationen wurden die folgenden drei Materialien eingesetzt (Abb. 3-8):

- Variolink II® (Ivoclar- Vivadent): 61,37 %
- Ketac Cem® Maxi Cap (3M Espe): 33,91 %
- Pro Tec Cem® (Ivoclar-Vivadent): 4,72 %

Variolink II dient der adhäsiven Befestigung und wurde am häufigsten verwendet, da es auch der Empfehlung des Herstellers für Restaurationen aus Empress 2 entspricht. Bei den beiden letztgenannten handelt es sich um einen konventionellen Glasionomierzement (Ketac Cem) und einen mit Kunststoff modifizierten Glasionomierzement (Pro Tec Cem).

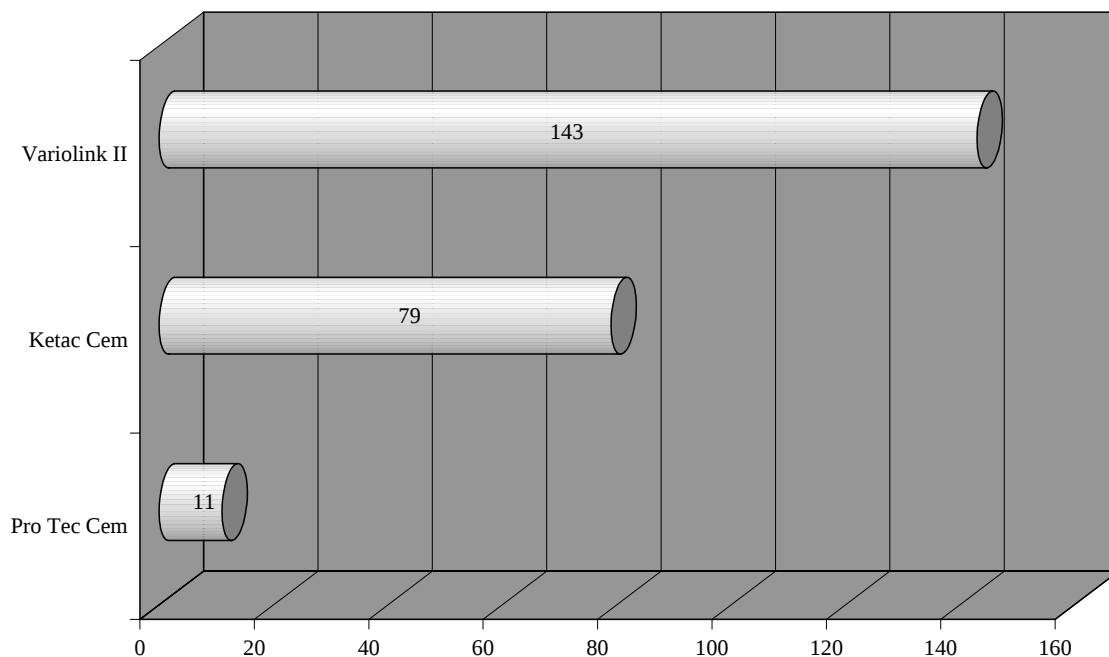


Abb. 3-8: Verwendete Befestigungsmaterialien

Die Auswahl des Befestigungsmodus erfolgte nicht randomisiert. Zur Evaluierung der Befestigungsmethode für die Kronen- und Brückentechnik wurden bestimmte Richtlinien beachtet:

Eine adhäsive Befestigung erfolgte, wenn bei entsprechender Lage des Präparationsrandes (z. B. supragingival) eine absolute Trockenlegung mittels Kofferdam möglich war. Bei kurzen klinischen Kronen/ Stümpfen (< 3 mm) wurde angesichts des hohen Risikos eines Retentionsverlustes infolge kleiner Anbindungsflächen sowie aus ästhetischen Gründen der Adhäsiv-Technik der Vorzug gegeben. In Fällen mit intrasulkulärer Präparationslage wurde während der Befestigungsphase auf eine relative Trockenlegung und das Legen eines ungetränkten Retraktionsfadens ausgewichen.

Beim Vorliegen von Allergien gegen die Inhaltsstoffe adhäsiver Befestigungsmaterialien, bei suboptimalem parodontalem Zustand und in Kieferregionen mit unübersichtlichem Arbeitsfeld wurde die konventionelle Befestigung mit Glasionomerzement eingesetzt. Um einem Retentionsverlust der Restauration vorzubeugen, wurden jedoch die Präparation nur leicht konischer Stumpfflächen (4° bis 6° Konvergenzwinkel) sowie eher lange klinische Stümpfe (> 3 mm) mit einer großen Anbindungsfläche für den Zement als Grundvoraussetzungen festgelegt.

Die Verteilung der Befestigungsmodalitäten gibt Abb. 3-9 wieder. Auch etwaige Komplikationen beim Zementieren wurden dokumentiert (Abb. 3-10). Sie traten in 15,22 % der Fälle auf.

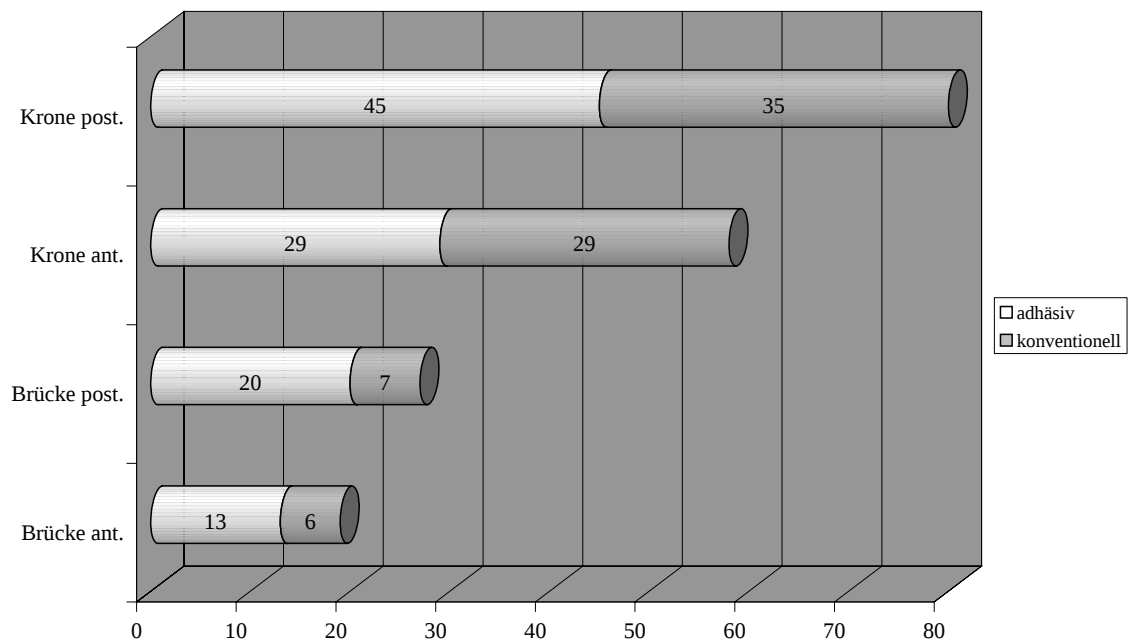


Abb. 3-9: Befestigungsmodalitäten

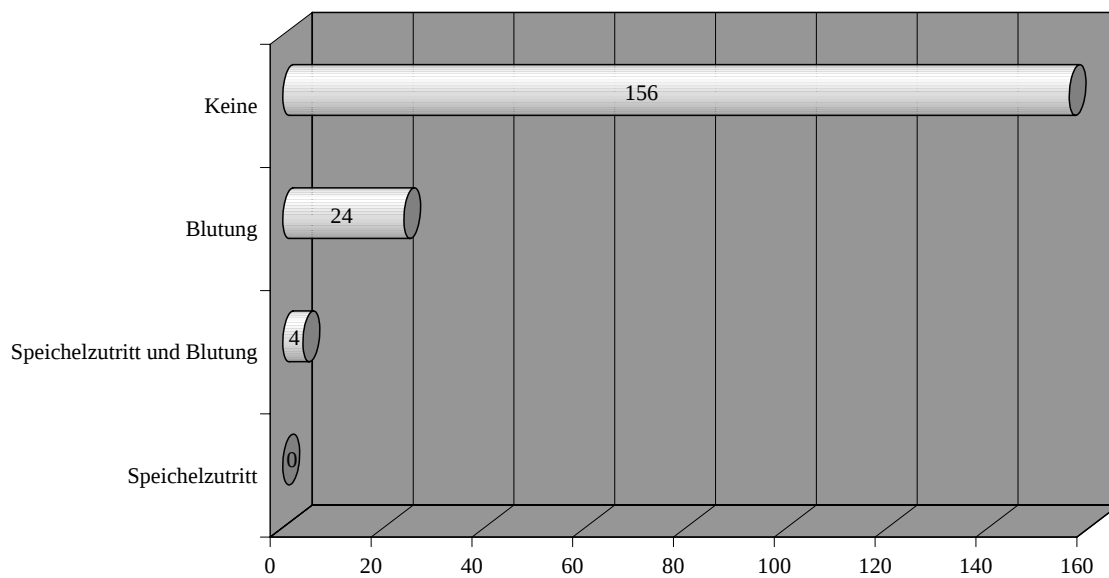


Abb. 3-10: Komplikationen bei der Eingliederung

3.3 NACHUNTERSUCHUNGEN

Die Nachuntersuchungen wurden grundsätzlich anhand eines standardisierten Nachuntersuchungsbogens (Abb. 3-11, S.72) durchgeführt. Darin wurden neben der FDI-Position, den Patientendaten und dem Datum der Nachuntersuchung oder eines möglichen Misserfolges die folgenden Informationen festgehalten:

- Plaqueindex nach Silness und Löe
- Gingivaindex nach Löe und Silness,
- Sondierungstiefe
- Papillenblutungsindex nach Mühlemann
- Sensibilität
- Randqualität
- Karies
- Schmerzen
- Oberfläche
- Abrasion
- Kaufläche des Antagonisten
- Führung über die Restauration
- Balancekontakte
- Ästhetikbeurteilung

- Misserfolg
- Röntgen-Untersuchung

Im Folgenden werden die Punkte einzeln besprochen.

3.3.1 PLAQUE-INDEX NACH SILNESS UND LÖE (PI)

Es wurde der Plaque-Index nach Silness und Löe (1964) verwendet. Dabei wird die Plaque am Gingivarand mit Spiegel und Sonde begutachtet (keine Anfärbung). Es werden die folgenden Grade unterschieden [126]:

- Grad 0: keine Plaque
- Grad 1: dünner Plaquefilm am Gingivarand, erkennbar nur durch Sondierung
- Grad 2: Plaques am Gingivarand, erkennbar mit bloßem Auge, Interdentalräume frei
- Grad 3: viel Plaques entlang des Gingivarandes, Interdentalräume mit Plaques gefüllt

Der PI gestattet eine Orientierung über die Mundhygiene des Patienten und erlaubt es, eine mögliche Korrelation zwischen dem Plaquebefall und einem eventuellen Versagen der Restauration herzustellen. Zudem gibt er Hinweise über das Plaqueakkumulationsverhalten eines Restaurationmaterials.

3.3.2 GINGIVA-INDEX NACH LÖE UND SILNESS (GI)

Der Gingiva-Index nach Löe und Silness (1963) ist ein Indikator für den Entzündungsgrad der Gingiva und kann so auch Auskunft über die längerfristigen Mundhygienegewohnheiten, nicht nur zum Zeitpunkt des Zahnarztbesuchs (im Gegensatz zum PI) geben. Bei einer Untersuchung mit Spiegel und Parodontalsonde sowie visueller Beurteilung wird folgende Graduierung vorgenommen [126]:

- Grad 0: normale Gingiva, keine Entzündung, keine Verfärbung, keine Blutung
- Grad 1: geringe Entzündung, leichte Farbveränderung, keine Blutung
- Grad 2: mäßige Entzündung, Rötung, Ödem, Blutung bei Sondierung
- Grad 3: starke Entzündung, Rötung, Ödem, Tendenz zu Spontanblutung und Ulzerationen

3.3.3 SONDIERUNGSTIEFEN

Die Sondierungstiefen wurden vestibulär und oral an den mit einer Empress 2-Restauration versorgten Zähnen bestimmt. Eine Erhöhung der Sondierungstiefen kann beispielsweise durch Irritationen durch das Befestigungsmaterial oder unregelmäßige Kronenränder verursacht werden und wäre damit eine direkte Folge der prothetischen Versorgung. Zusätzlich wurde der Attachmentverlust, der sich aus der Addition von Gingivarezession und Sondierungstiefe ergibt, bestimmt.

3.3.4 PAPILLENBLUTUNGSINDEX NACH MÜHLEMANN (PBI)

Als letzte Untersuchung der Gingiva wurde der Papillenblutungsindex nach Mühlemann (1978) bestimmt, der eine Beurteilung der approximalen Gingiva erlaubt. Dabei werden die Papillen unter leichtem Druck mit der Parodontalsonde berührt und das Auftreten von Blutungen wird dokumentiert:

- Grad 0: keine Blutung
- Grad 1: einzelner Blutpunkt
- Grad 2: Blutlinie oder mehrere Blutpunkte
- Grad 3: interdentes Dreieck füllt sich mit Blut
- Grad 4: profuse Blutung über Zahn und Gingiva

3.3.5 SENSIBILITÄT

Die Sensibilitätsprüfung wurde mit Kohlensäureschnee, in einigen Fällen auch mit Kältespray (Dichloridfluormethan) durchgeführt. Es handelte sich um eine Ja-/ Nein-Entscheidung:

- (0) Keine Reaktion
- (1) Reaktion auf Kältereize

War der Zahn mit einem Stiftaufbau versehen oder durch ein Implantat ersetzt, konnte das gesondert festgehalten werden. Der Parameter diene vor allem zur Feststellung eines möglichen Sensibilitätsverlustes nach der Befestigung. Zum einen konnte so der Einfluss des Befestigungsmaterials auf die Vitalität untersucht werden, zum anderen stellt es auch eine deutliche Qualitätseinbuße und Gefahr für einen absoluten Misserfolg dar, wenn nach der Eingliederung eine Trepanation und Wurzelkanalbehandlung erforderlich wird.

3.3.6 RANDQUALITÄT

Der Faktor Randqualität ist von besonders hoher Bedeutung für den langfristigen Erfolg einer Restauration. Der Übergang Zahn - Krone wurde mit einer Häkchensonde zirkulär kontrolliert. Vier Qualitäten wurden unterschieden:

- Perfekt
- Unregelmäßig
- Überschüsse
- Unterschüsse

Die Angaben wurden in Prozent gemacht, so dass sich alle Werte in der gesamten Zirkumferenz zu 100 % summieren mussten. Durch diese Vorgehensweise konnten die Randqualitäten differenziert aufgeschlüsselt werden.

3.3.7 KARIES

Das Vorhandensein von Karies, speziell Sekundärkaries, wurde visuell und unter Zuhilfenahme einer Sonde beurteilt. Es handelte sich wiederum um eine Ja-/ Nein-Entscheidung:

- (0) Keine Karies nachweisbar
- (1) Karies

3.3.8 SCHMERZEN

Der Patient musste Angaben zum Auftreten von Schmerzen im Bereich der Restauration machen. Dabei wurde unterschieden zwischen vier schmerzauslösenden Reizen:

- (0) Aufbiss
- (1) Entlastung
- (2) Kalt/warm
- (3) Süß/sauer

Es konnten verschiedene Ursachen in Erwägung gezogen werden, so eine Irritation der Pulpa durch Befestigungsmaterialien, eine nicht absolut korrekte Okklusion, Randspaltbildung oder auch parodontale Probleme.

Abhängig von Grad und Behandlungsmöglichkeit der Schmerzen können diese schlussendlich zum Scheitern der Versorgung führen.

3.3.9 OBERFLÄCHE

Die Beschaffenheit der Oberfläche wurde aufgeteilt in:

- (1) Glatt
- (2) Leicht rau
- (3) Rau

Die Oberfläche wurde durch den untersuchenden Zahnarzt beurteilt, vor allem aber sollte der Patient wiedergeben, ob er beim Betasten der Krone mit der Zunge Unregelmäßigkeiten feststellen konnte.

Glatte Oberflächen sind immer anzustreben, um keine unnötigen Anlagerungsstellen für dentale Plaque zu schaffen, was eine optimale Mundhygiene erschweren oder gar verhindern kann. Gingivalen und parodontalen Entzündungen sowie der Bildung von Sekundärkaries würde ansonsten Vorschub geleistet.

Des Weiteren werden Rauigkeiten von den Patienten meist als unangenehm empfunden und können Habits zur Folge haben, die zu Irritationen der Mundschleimhaut führen. Auch Zahnstellungsänderungen sind bei starker Ausprägung nicht ausgeschlossen.

3.3.10 ABRASION

Abrasionen an Antagonist oder Keramik wurden dokumentiert:

- (1) Antagonist
- (2) Keramik

Zahlreiche Parameter (z.B. Härte, Oberflächenbeschaffenheit etc.) können die Abrasivität beeinflussen und damit die Abrasion (im engeren Sinn: Attrition) an einem natürlichen oder mit einem anderen Material versorgten Zahn verursachen. Daher ist immer ein zahnähnliches Abrasionsverhalten anzustreben. Ursachen für ein verstärktes Auftreten von Abrasionen können z.B. Bruxismus, myofunktionale Störungen, falsche und exzessive Zahnputzgewohnheiten sowie Habits (z.B. Nägelkauen, Stifte mit den Zähnen halten, Piercings an Lippen oder Zunge) sein.

3.3.11 KAUFfläche DES ANTAGONISTEN

Um z.B. das Abrasionsverhalten (vgl. 3.3.10) nachvollziehen zu können, wurde auch festgehalten, aus welchem Material die Oberfläche des Antagonisten bestand:

- (1) Schmelz
- (2) Keramik
- (3) Komposit
- (4) Amalgam
- (5) Metall

3.3.12 FÜHRUNG ÜBER DIE RESTAURATION

Mit Hilfe von Okklusionspapier wurde im Mund des Patienten geprüft, ob bei Artikulationsbewegungen eine Führung über die Restauration vorliegt:

- (0) Keine Führung
- (1) Alleinig
- (2) In Gruppe

Eine Führung über die Restauration bedeutet eine deutlich erhöhte Scherbelastung für die Keramik, besonders bei alleiniger Führung über die Restauration.

3.3.13 BALANCEKONTAKTE

Das Vorliegen von Balancekontakten bei Laterotrusionsbewegungen wurde wiederum mit Hilfe von Okklusionspapier dokumentiert. Als hilfreich erwies sich zur Okklusionsanalyse die Verwendung von verschiedenfarbiger Okklusionsfolie für Laterotrusions- und Mediotrusionsbewegungen.

- (0) Keine Balancekontakte
- (1) Vorliegen von Balancekontakten

Lagen keine speziellen Indikationen hierfür vor, waren Balancekontakte zu vermeiden.

3.3.14 ÄSTHETIKBEURTEILUNG

Da einer der Hauptgründe für den Einsatz vollkeramischer Materialien das Erreichen einer optimalen Ästhetik ist, sollte diese auch in die Bewertung für den Erfolg einer solchen Arbeit eingehen. Sowohl der Patient als auch der Zahnarzt gaben eine Bewertung ab, die zweifelsohne nie frei von dem subjektiven Empfinden des Einzelnen sein kann. Die Bewertung entsprach den Schulnoten 1-6.

- (1) Sehr gut
- (2) Gut
- (3) Befriedigend
- (4) Ausreichend
- (5) Mangelhaft
- (6) Ungenügend

Ist sicherlich das Auge des Zahnarztes geschulter für die ästhetischen Belange einer prothetischen Versorgung, so ist dennoch im klinischen Alltag der Eindruck des Patienten der entscheidende, da er es ist, der die Versorgung tagtäglich trägt. Daher ist die Einbindung des Patienten schon bei den ersten Herstellungsschritten (vgl. 3.1.2 „Farbbestimmung“ und 3.1.5 „Klinische Gerüstanprobe“) von großer Bedeutung.

3.3.15 MISSERFOLG

Unter dem Begriff Misserfolg wurden Geschehnisse zusammengefasst, die die Funktion oder Ästhetik gegenüber dem ursprünglichen Zustand der Restauration beeinträchtigten oder eine Erneuerung der Versorgung notwendig werden ließen:

- (1) Gerüstfraktur (mit Angabe der Lokalisation)
- (2) Randfraktur
- (3) Keramikabplatzung
- (4) Verfärbung (marginal)
- (5) Verfärbung (Keramik)
- (6) Retentionsverlust mit Teilluxation
- (7) Retentionsverlust mit Totalluxation
- (8) Stiftfraktur

3.3.16 RÖNTGEN-UNTERSUCHUNG

Zur eingehenden Untersuchung der Restauration war auch die Durchführung von Röntgenuntersuchungen sehr hilfreich. Aufgrund der (wenn auch geringen) Strahlenbelastung wurden Röntgenaufnahmen jedoch nicht standardmäßig durchgeführt, sondern nur in Einzelfällen, in denen dies klinisch indiziert war. Folgende Befunde wurden dokumentiert:

- (0) Ohne besonderen Befund
- (1) Sekundärkaries
- (2) Randspalt
- (3) Retentionsverlust
- (4) Stiftfraktur
- (5) Parodontitis apicalis
- (6) Parodontitis lateralis

NACHUNTERSUCHUNG IPS EMPRESS 2® - Restaurationen											
Pat.-Nr.											Datum . .0
V.-Nr.		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
FDI - Position											
Plaque-Index (0-3) PI Silness und Loe 1964											
Gingiva-Index (0-3) GI Loe und Silness 1963											
Sondierungstiefe <u>vestibulär</u> in mm <u>oral</u>											
Papillenblutung (0 - 4) PBI Mühlemann 1978											
Sensibilität CO ₂ -Eis (0/1)											
Randqualität (Sonde)											
Anteil von 100 %											
Karies (0/1)											
Schmerzen 1 Aufbiss 2 Entlastung 3 kalt/warm 4 süß/sauer											
Oberfläche 1 glatt 2 leicht rau 3 rau											
Abrasion 1 Antagonist 2 Keramik											
Kaufläche des Antagonisten 1 Schmelz 2 Keramik 3 Komposit 4 Amalgam 5 Metall											
Führung über Restauration 0 keine 1 alleinig 2 in Gruppe											
Balancekontakte (0/1)											
Ästhetikbeurteilung (Schulnoten)											
Patient											
Zahnarzt											
Misserfolg 1 Gerüstfraktur (Lokalisation) 2 Randfraktur (reparierbar) 3 Keramikabplatzung 4 Verfärbung (marginal) 5 Verfärbung (Keramik) 6 Retentionsverlust mit Teilluxation 7 Retentionsverlust mit Totalluxation 8 Stiffraktur											
Röntgen-Untersuchung 0 ohne besonderen Befund 1 Sekundärkaries 2 Randspalt 3 Retentionsverlust 4 Stiffraktur 5 Parodontitis apicalis 6 Parodontitis lateralis											
Datum des Misserfolges											

OA PD Dr. D. Edelhoff, Klinik für Zahnärztliche Prothetik (Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. H. Spiekermann), Universitätsklinikum der RWTH Aachen

Abb. 3-11: Nachuntersuchungsbogen

3.4 AUSWERTUNG

Die Daten wurden computergestützt ausgewertet. Sie wurden mittels des Textverarbeitungsprogramms Word (Microsoft) und des Tabellenkalkulationsprogramms Excel (Microsoft) aufbereitet. Die Berechnungen zur Überlebenswahrscheinlichkeit der Restaurationen wurden mit Hilfe des Programms MedCalc® (Mariakerke, Belgien) in Form von Kaplan-Meier-Kurven [127] durchgeführt.

3.5 UNTERSUCHUNGSZEITRAUM

Die Nachuntersuchungen wurden bis Mitte 2005 durchgeführt. Gemäß Studienprotokoll wurde zu Beginn der Studie als Zielkriterium eine Beobachtungsdauer von 60 Monaten festgelegt. Konnte diese Beobachtungsdauer bei einer Restauration nicht erreicht werden, so führte dies zur Zensierung der betreffenden Arbeit. Gleichzeitig wurden auch Restaurationen mit Beobachtungsdauern, die zum Teil beträchtlich über 60 Monaten lagen, nur bis zum Erreichen der 60-Monats-Marke in die Kaplan-Meier-Berechnung einbezogen. Dadurch konnten Misserfolge, die nach dieser Grenze auftraten, keine Berücksichtigung finden. Dies musste zugunsten einer sauberen Auswertung in Kauf genommen werden. Die zensierten Misserfolge werden dennoch im Ergebnisteil aufgeführt, da sie klinisch von Interesse sind. Eine Änderung der tendenziellen Ergebnisse dieser Studie ergibt sich dadurch nicht.

4 ERGEBNISSE

4.1 PLAQUE-INDEX (PI) NACH SILNESS UND LÖE

Der Plaqueindex nach Silness und Löe gibt hauptsächlich Auskunft über die Zahnpflegegewohnheiten. Bereits bei der Auswahl der Patienten für die Studie wurde auf eine gute Mundhygiene geachtet, sodass größtenteils ein PI vom Grad 0 (keine Plaques erkennbar) attestiert werden konnte (Abb. 4-1).

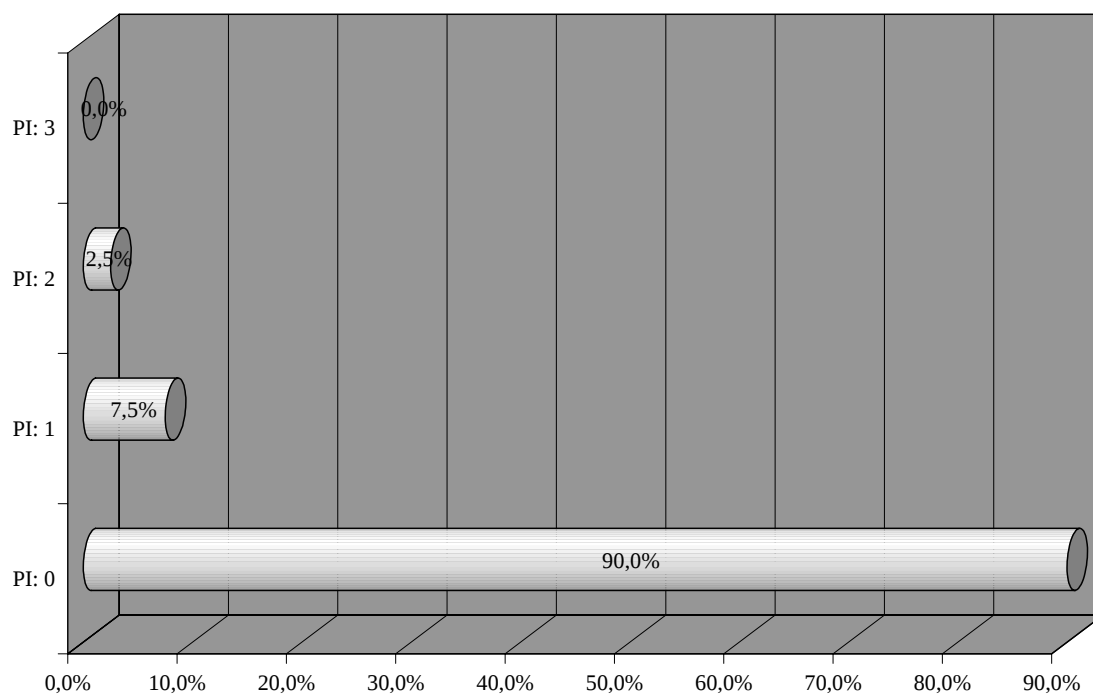


Abb. 4-1: Plaqueindex nach Silness und Löe

4.2 GINGIVA-INDEX (GI) NACH LÖE UND SILNESS

Der Gingiva-Index gibt Aufschluss über den Entzündungsgrad des Zahnfleisches. Hohe Werte, d.h. ein hoher Entzündungsgrad, können z.B. sowohl Zeichen für eine schlechte langfristige Mundhygiene als auch für eine Reizung des Parodontiums durch die Restauration sein. Es überwog deutlich die Einstufung als Grad 1 (leichte Entzündung) vor Grad 0 (keine Entzündung). Nur ein sehr geringer Prozentsatz zeigte einen Grad 2 (Abb. 4-2). Beim Vergleich zwischen der konventionellen und der adhäsiven Befestigungsmethode zeigten sich etwas günstigere Werte für konventionell befestigte Restaurationen (Abb. 4-3). Der Mittelwert betrug für erstere 0,58 und für letztere 0,69.

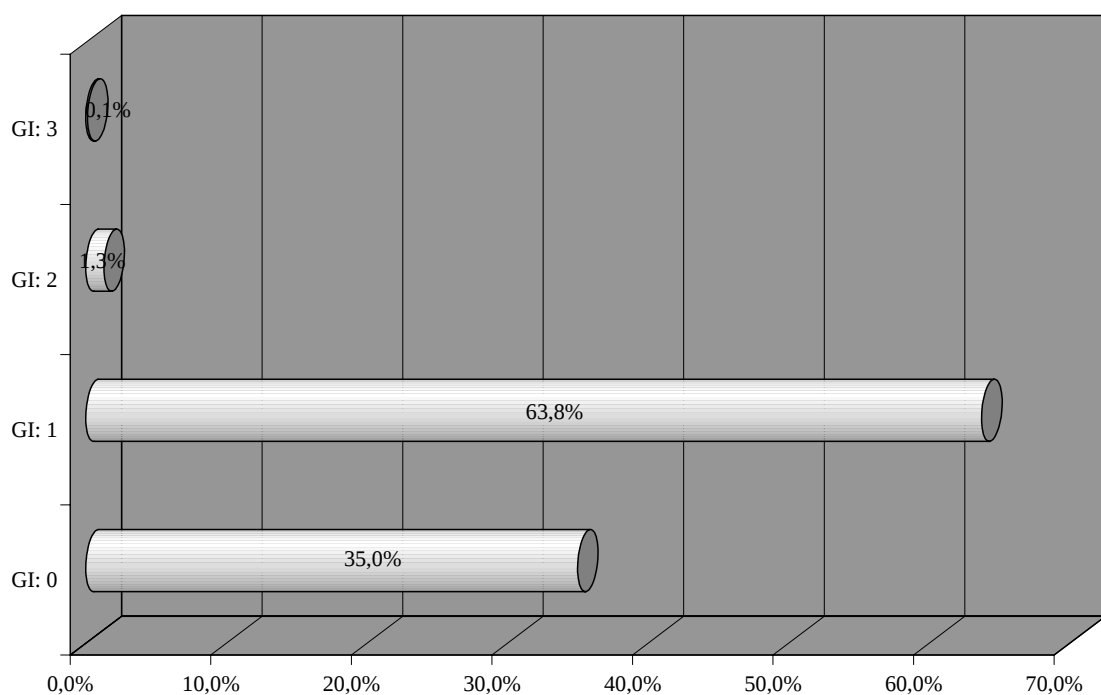


Abb. 4-2: Gingiva-Index aller untersuchten Restaurationen

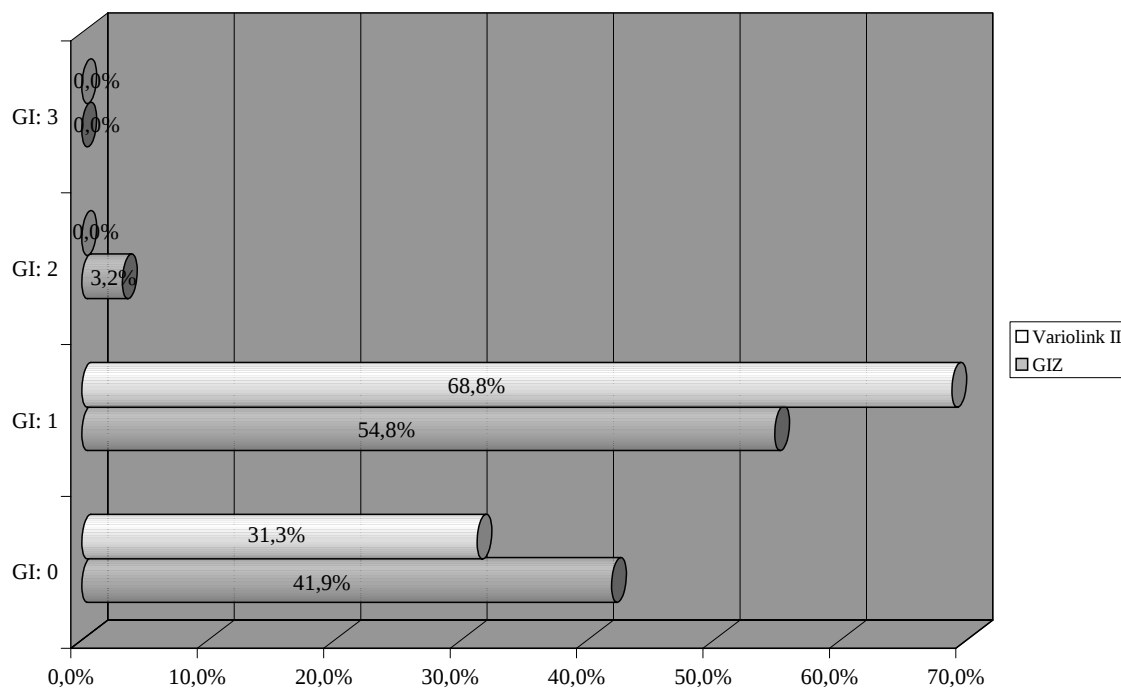


Abb. 4-3: Gingiva-Index der konventionell und adhäsiv befestigten Restaurationen im Vergleich

4.3 SONDIERUNGSTIEFEN

Die ermittelten Sondierungstiefen lagen bei durchschnittlich 2,66 mm. Zwischen den einzelnen Messpunkten waren hier kaum Unterschiede festzustellen.

Im Vergleich fallen die durchschnittlichen Sondierungstiefen (Abb. 4-4) an Zähnen, deren Restauration mit Glasionomerkement befestigt wurde, mit 2,93 mm etwas ungünstiger aus als bei den adhäsiv eingesetzten, die einen Wert von durchschnittlich 2,44 mm zeigen.

Umgekehrt verhalten sich die Ergebnisse für den Attachmentverlust. Bei adhäsiver Befestigung wurden 1,32 mm als Mittelwert festgestellt im Vergleich zu 0,87 mm bei konventioneller (Abb. 4-5).

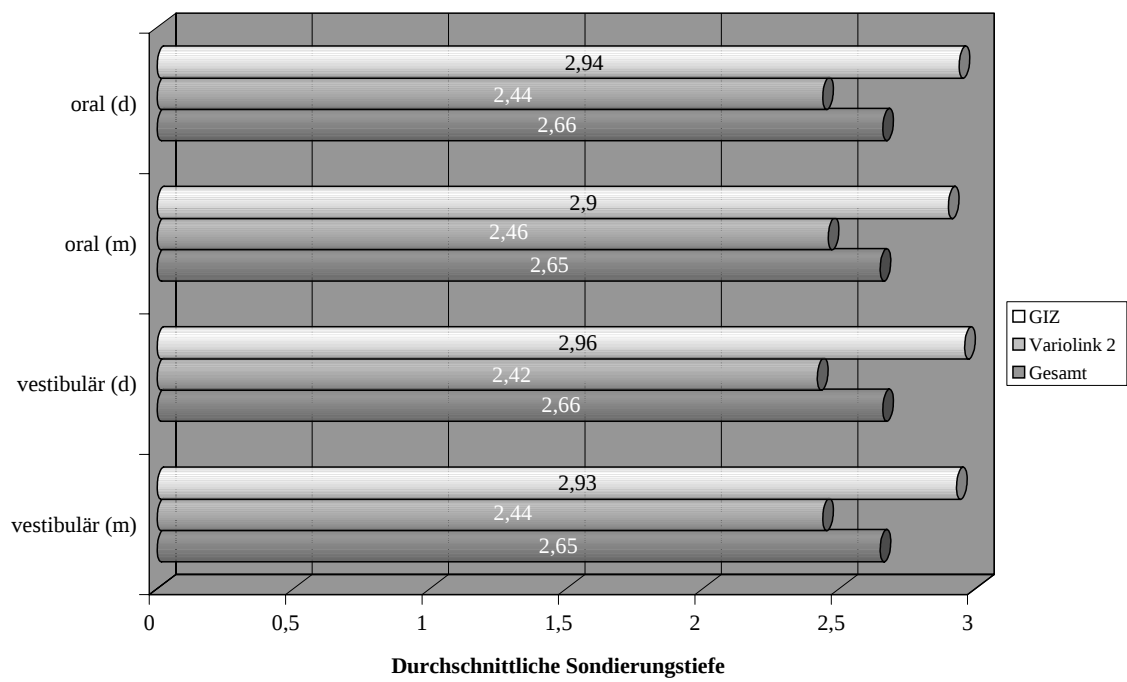


Abb. 4-4: Aufteilung der Sondierungstiefen

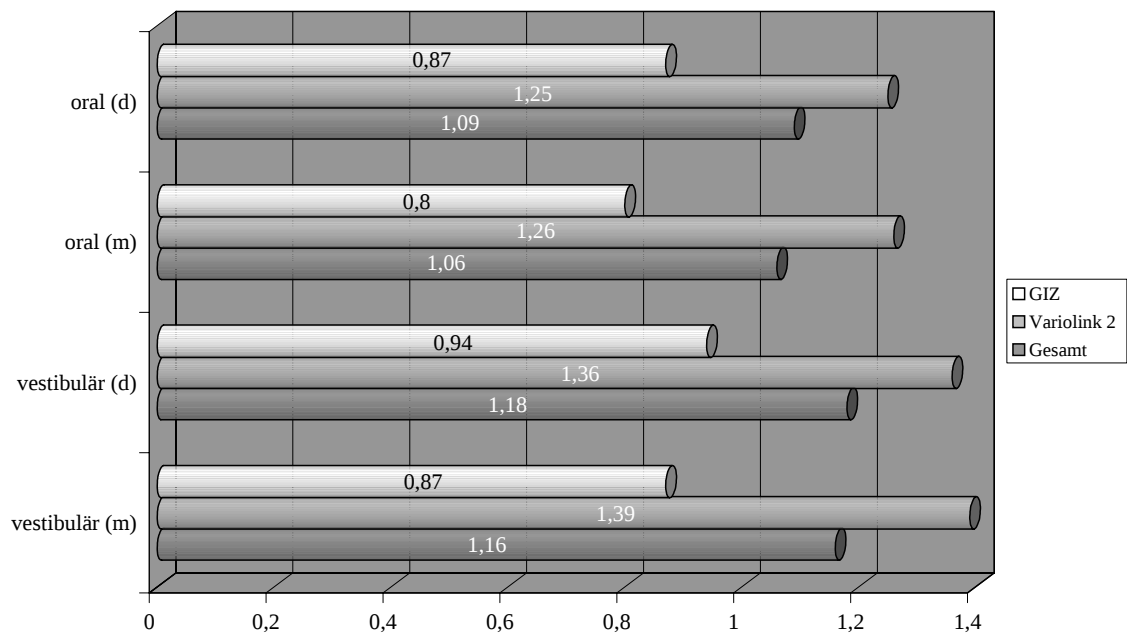


Abb. 4-5: Aufteilung der ermittelten Attachementverluste

4.4 PAPILLENBLUTUNGSINDEX (PBI) NACH MÜHLEMANN

Der Papillenblutungsindex kann als Maß für den Entzündungsgrad der Gingiva herangezogen werden.

Bei Betrachtung der gesamten beobachteten Gruppe überwiegen mit 69,7 % deutlich die Patienten mit einem Papillenblutungsindex Grad 0, was mit Entzündungsfreiheit gleichzusetzen ist. 24 % zeigen einen PBI Grad 1 und nur sehr wenige Papillen neigten zu stärkeren Blutungen vom Grad 2 oder 3 (5,4 % bzw. 0,9 %, Abb. 4-6).

Vergleicht man die Ergebnisse der Gruppe der konventionell befestigten Restaurationen mit denen der adhäsiv befestigten, so stellt man fest, dass der Papillenblutungsindex für die adhäsiv befestigten Restaurationen tendenziell niedriger ist (Abb. 4-7). Das wird auch klar beim Vergleich des *Mittelwertes* für den PBI: Er beträgt 0,25 für Variolink II und 0,55 für Glasionomerzement (GIZ).

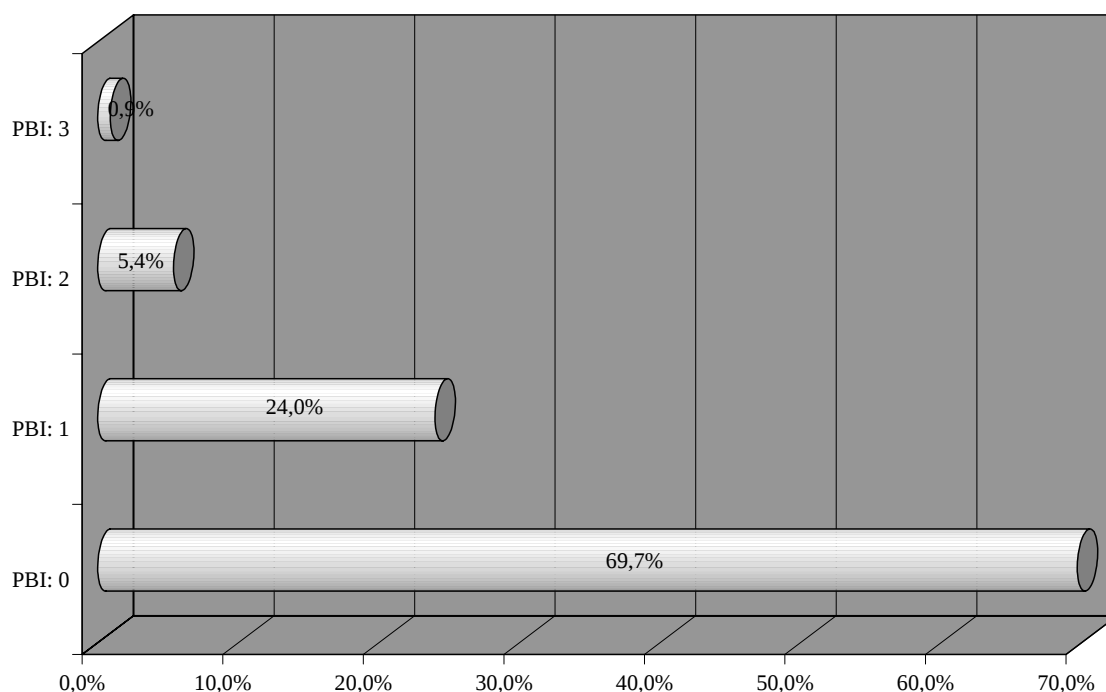


Abb. 4-6: Papillenblutungsindices aller untersuchten Restaurationen

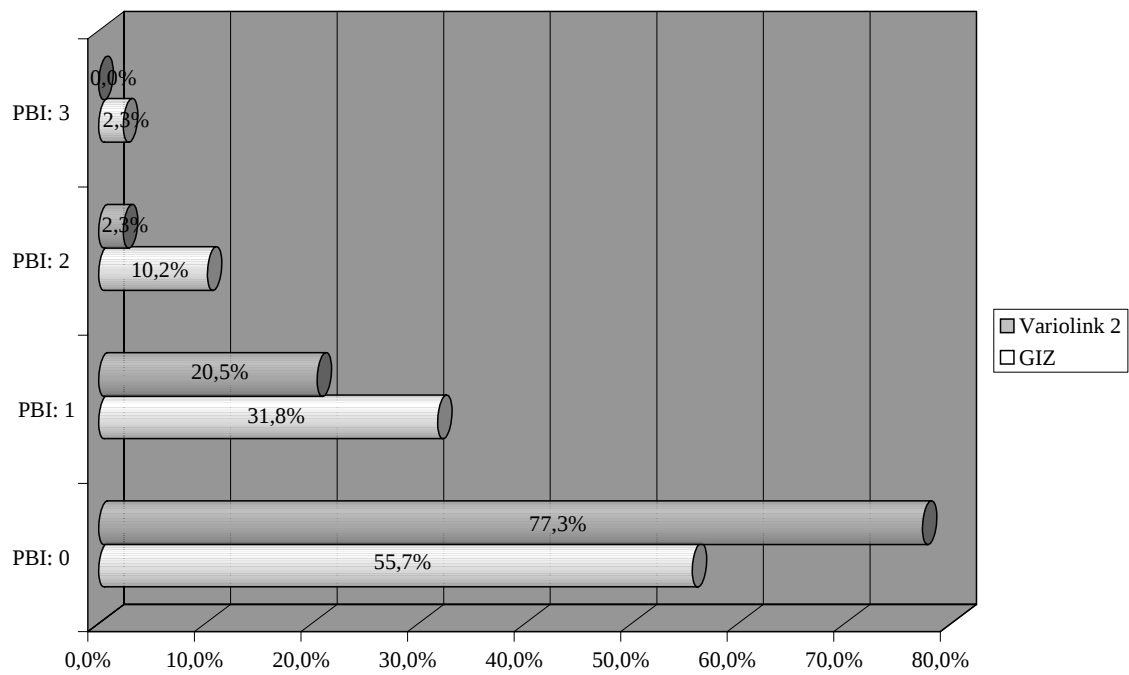


Abb. 4-7: PBI der konventionell und adhäsiv befestigten Restaurationen im Vergleich

4.5 SENSIBILITÄT

Zu Beginn der Untersuchung, d.h. vor dem Zementieren, zeigten 123 Zähne eine positive Vitalitätsprobe (56,7 %) mit Kohlensäureschnee (Abb. 4-8).

Zum Zeitpunkt der jeweils letzten Nachuntersuchung wurde bei insgesamt 13,8 % der Zähne ein Sensibilitätsverlust festgestellt. Innerhalb der Gruppe der vitalen Zähne, die mit Glasionomierzement versorgt wurden (53 Zähne), war in 13,2 % der Fälle ein Sensibilitätsverlust zu verzeichnen, in der adhäsiven befestigten Gruppe (70 Zähne) in 14,2 %.

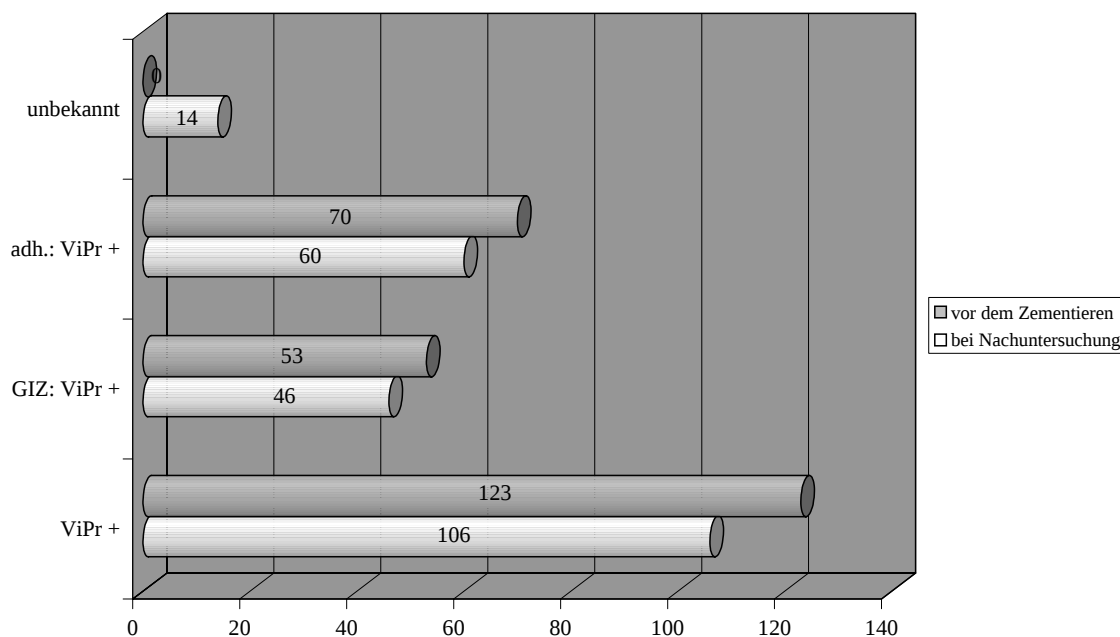


Abb. 4-8: Ergebnisse der Vitalitätsproben

4.6 AUFTRETEN VON SCHMERZEN

Von 233 nachuntersuchten Zähnen wurde lediglich an drei Zähnen (1,3 %) eine Aufbissemphindlichkeit und an einem Zahn (0,4 %) das Auftreten eines Entlastungsschmerzes festgestellt.

4.7 OBERFLÄCHENBESCHAFFENHEIT

Der überwiegende Teil der Restaurationen, nämlich 69,7 %, wurde bezüglich der Oberflächenbeschaffenheit als „glatt“ beurteilt. 27,5 % waren leicht rau, 2,8 % rau.

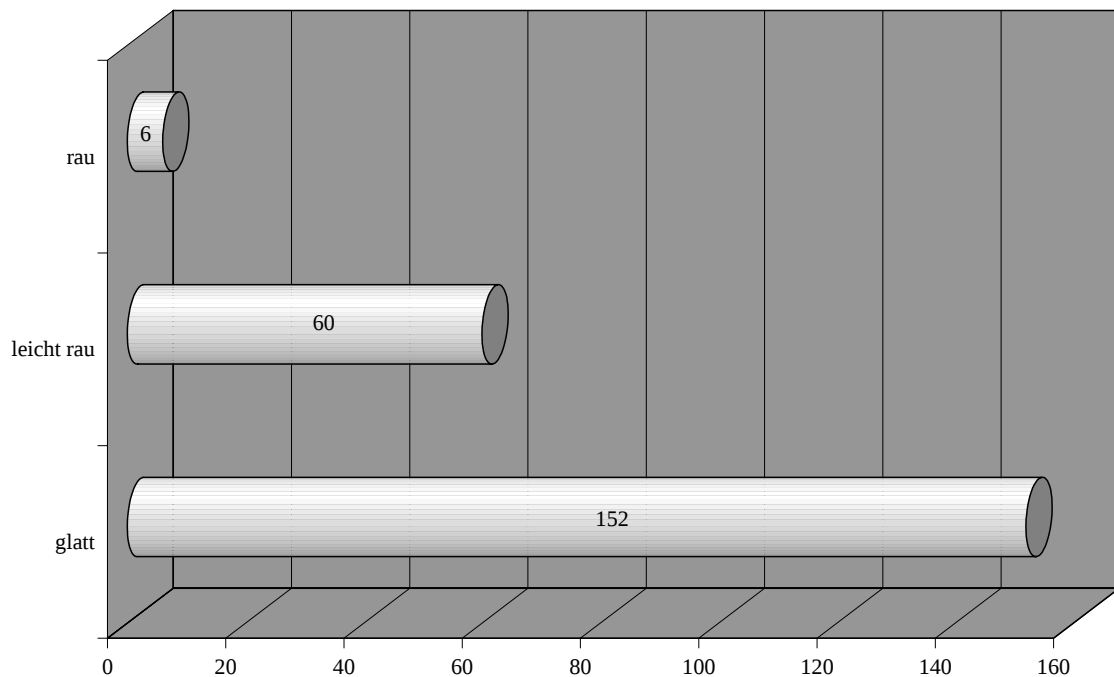


Abb. 4-9: Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit

4.8 ABRASIONEN, ANTAGONISTEN UND OKKLUSION

Bei der überwiegenden Anzahl der Patienten wurden entweder keine Abrasionen (45,1 %) oder Abrasionen an der Keramik (45,1 %) festgestellt. Nur ein geringer Anteil (13,2 %) der antagonistischen Zähne zeigte erhöhte Abrasion. Zum Teil waren auch Abrasionen sowohl am Zahn als auch an der Keramik feststellbar (Abb. 4-10).

Der größte Teil der diesbezüglich untersuchten Restaurationen wies Zahnschmelz am antagonistischen Zahn auf (54,2 %), gefolgt von Keramik (20,8 %), Komposit (13,3 %), Metall (10,8 %) und Amalgam (0,8 %) (Abb. 4-11).

Traten Abrasionen der Keramik auf, hatten 46,2 % der Antagonisten Schmelz, 23,1 % Metall, 15,4 % Keramik, 11,5 % Komposit und 3,8 % Amalgam als Oberfläche (Abb. 4-12).

Abrasionen des Antagonisten wurden ausschließlich an natürlichen Zähnen/Zahnschmelz beobachtet.

Balancekontakte wurden bei keiner der Restaurationen festgestellt. Meist wurde nicht über die Restauration geführt (54,5 %) oder aber, vor allem bei Frontzähnen in Protrusion, in Gruppe (41,41 %). Nur in 5,1 % der Fälle war eine alleinige Führung über die Restauration feststellbar.

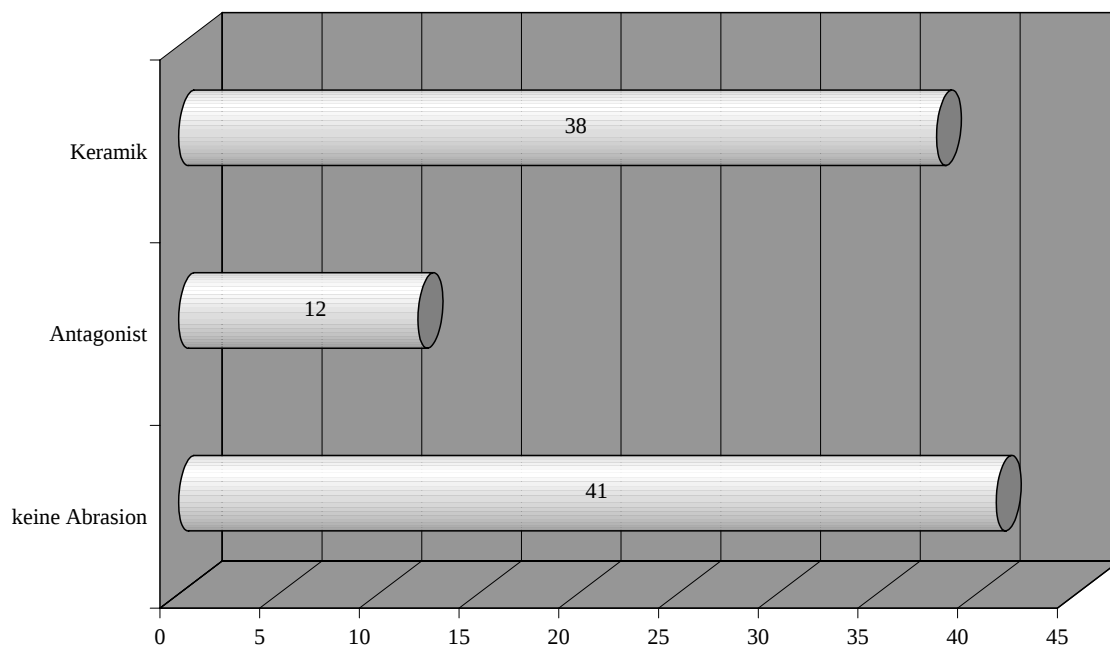


Abb. 4-10: Abrasionsverhalten

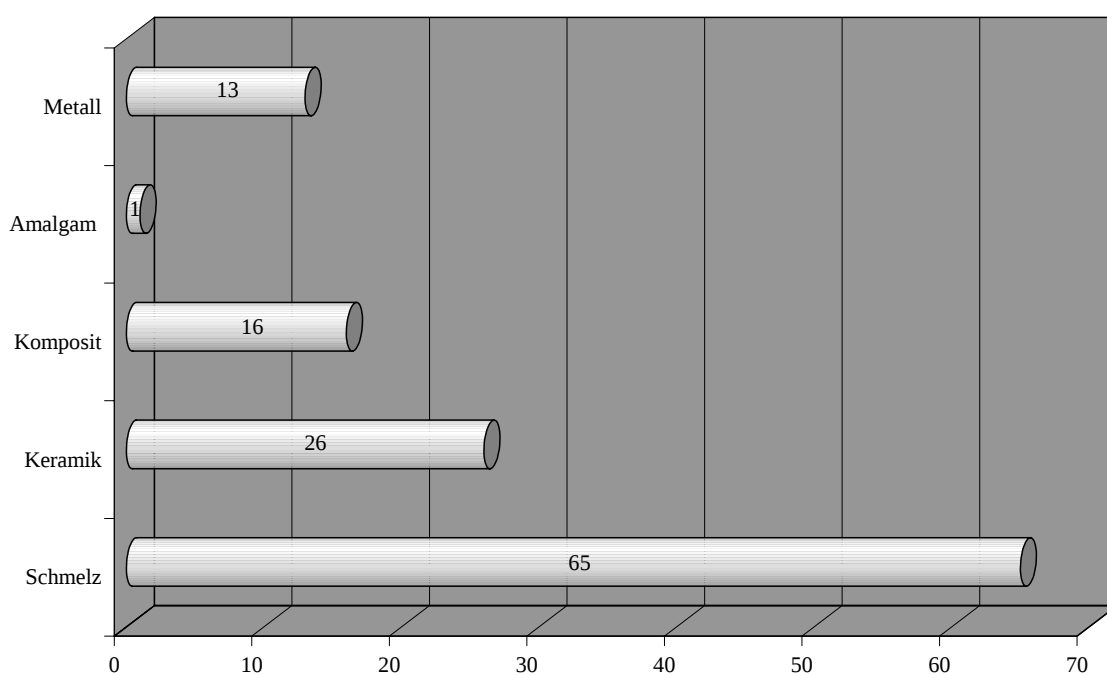


Abb. 4-11: Beschaffenheit der Antagonisten

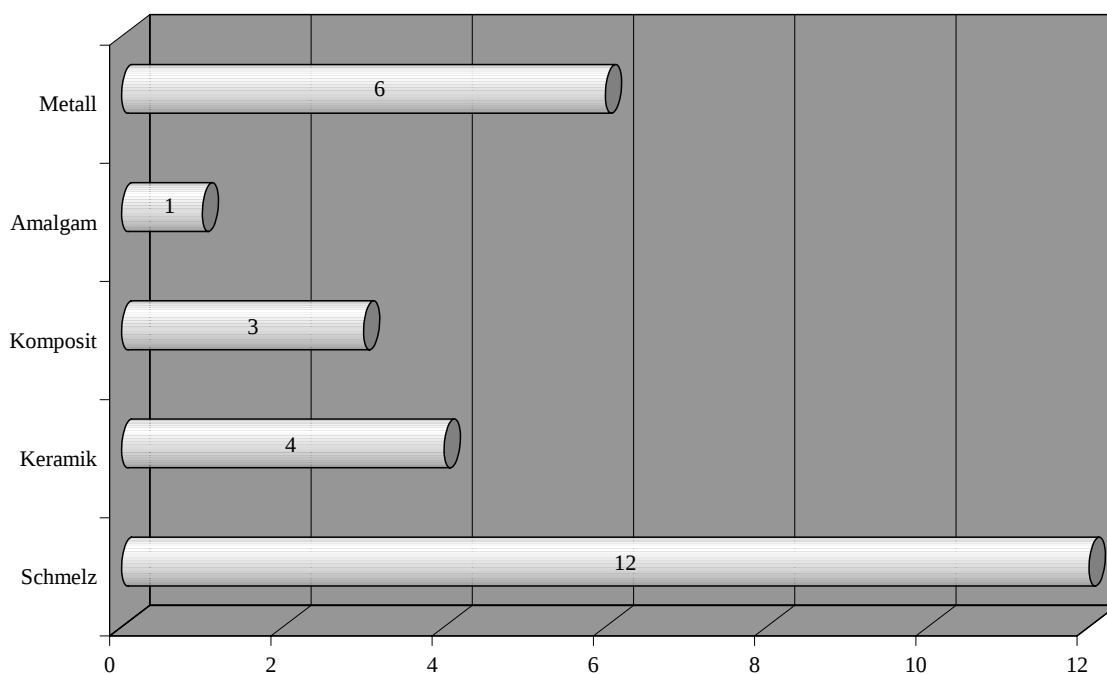


Abb. 4-12: Oberfläche der Antagonisten bei Abrasion der Keramik

4.9 BEURTEILUNG DER ÄSTHETIK

Die Ästhetik wurde in den meisten Fällen mit Noten von „gut“ (2) bis „sehr gut“ (1) bewertet. So ergaben sich Durchschnittsnoten von 1,57 (Patient) und 1,64 (Zahnarzt).

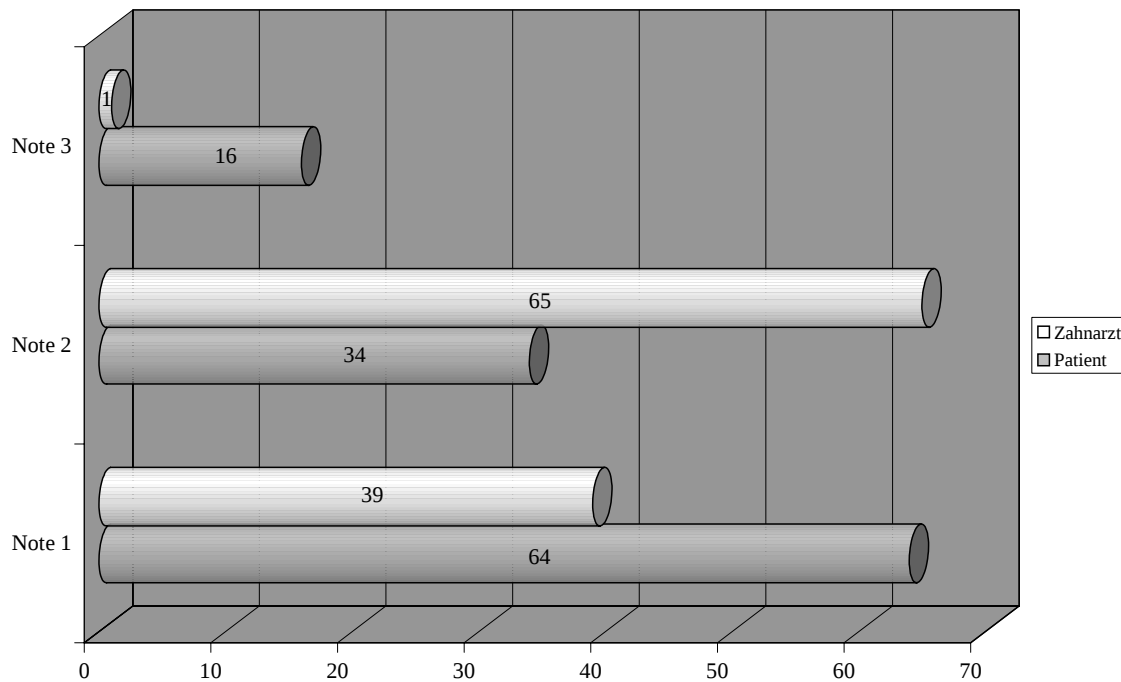


Abb. 4-13: Beurteilung der Ästhetik durch Zahnarzt und Patienten

4.10 MISSERFOLGE

Bei den Misserfolgen ist zu unterscheiden zwischen absoluten und relativen Misserfolgen. Als absoluter Misserfolg wurde das irreparable Versagen der Keramik definiert, das dazu führt, dass die Arbeit erneuert werden musste.

Ein relativer Misserfolg war definiert als eine Versagensform, die eine Reparatur und ein weiteres Verbleiben in situ zuließ.

Hinzu kamen Fälle, in denen das Versagen nicht der Keramik selbst zuzuschreiben war, sondern anderen Faktoren.

Tab. 4-1 gibt einen Überblick über alle aufgetretenen Misserfolge:

Datum des Misserfolgs	Art der Restauration	Art des Misserfolgs
01.12.1998	Inlaybrücke 24-26	Gerüstfraktur
01.01.1999	Krone 11	Keramikabplatzung
01.02.1999	Krone 26	Keramikabplatzung
19.02.1999	Krone 16	Erneuert wegen fortschreitender Keramikabplatzungen
30.03.1999	Inlaybrücke 11-13, Inlaybrücke 21-23	Keramikabplatzung
01.04.1999	Kronen 46,47	Keramikabplatzungen
30.04.1999	Inlaybrücke 11-13	Keramikabplatzung
30.04.1999	Inlaybrücke 21-23	Keramikabplatzung
20.05.1999	Brücke 36-38	Gerüstfraktur
01.10.1999	Brücke 15-17	Gerüstfraktur
01.12.1999	Inlaybrücke 34-36	Keramikabplatzung
01.02.2000	Inlaybrücke 34-36	Gerüstfraktur
01.05.2000	Brücke 12-21-23	Keramikabplatzung
01.06.2000	Brücke 14-16	Gerüstfraktur nach Trepanation
01.06.2000	Brücke 21-23	Keramikabplatzung
01.01.2001	Krone 12	Keramikabplatzung
01.07.2001	Krone 36	Keramikabplatzung
01.07.2001	Krone 11	Zahn extrahiert nach Zahnfraktur
05.07.2001	Krone 37	Keramikabplatzung
15.07. 2001	Inlaybrücke 14-16	Wurzelspitzenresektion

Datum des Misserfolgs	Art der Restauration	Art des Misserfolgs
01.08.2001	Krone 21	Fraktur des Schichtmaterials
01.08.2001	Krone 36	Keramikabplatzung
02.08.2001	Krone 27	Krone ersetzt wegen Randspaltbildung
01.09.2001	Brücke 25-27	Gerüstfraktur
03.12.2001	Krone 17	Keramikabplatzung
04.12.2001	Brücke 45-47	Gerüstfraktur
18.04.2002	Brücke 14-16	Gerüstfraktur
18.4.2002	Krone 22, Brücke 12-21	Arbeiten wegen Materialunverträglichkeit gegenüber dem metallischen Stiftaufbau entfernt
15.06.2002	Krone 11 auf Implantat	Keramikabplatzung
01.02.2003	Inlaybrücke 24-26	Gerüstfraktur
26.03.2003	Brücke 12-14	Keramikabplatzung, Reparatur nicht möglich wegen Materialunverträglichkeit
08.07.2003	Krone 14	Retentionsverlust mit Totalluxation
05.09.2003	Brücke 12-21-23	Gerüstfraktur
04.11.2003	Krone 11	Randspalt
06.11.2003	Krone 15	Retentionsverlust des Stiftaufbaus (CosmoPost)
04.12.2003	Inlaybrücke 25-27	Parodontitis apicalis
15.02.2004	Brücke 12-14	Gerüstfraktur
29.08.2004	Krone 15	Retentionsverlust mit Totalluxation

Datum des Misserfolgs	Art der Restauration	Art des Misserfolgs
18.10.2004	Krone 26	Retentionsverlust mit Totalluxation, Keramikabplatzung
15.01.2005	Krone 16 auf Implantat	Abutmentfraktur
15.03.2005	Krone 11	Keramikabplatzung
03.06.2005	Krone 11	Zahnfraktur auf dem Niveau der Präparationsgrenze (Arbeitsunfall)
23.08.2005	Brücke 11-22-24	Gerüstfraktur

Tab. 4-1: Auflistung aller Misserfolgseignisse

4.10.1 ZENSIERUNGEN

Für die Auswertung der Misserfolge mussten insgesamt 13 Patienten mit 41 Arbeiten (58 Einheiten) zensiert werden, weil sie die zuvor definierte Beobachtungsdauer nicht erreichten. Drei Patienten davon sind verstorben, zwei möchten nicht mehr an der Studie teilnehmen und bei acht Patienten war ein Kontakt nicht mehr herstellbar. Hier erweist sich die Patientenstruktur einer Universitätsklinik als Nachteil: Die Patienten werden häufig explizit für die vollkeramische Behandlung in der Klinik vorstellig, befinden sich ansonsten aber bei ihrem Hauszahnarzt in Behandlung, sodass Änderungen der Adresse nicht immer nachvollzogen werden können.

Tab. 4-2 zeigt, welche Arbeiten zensiert werden mussten:

	Arbeit	Beobachtungsdauer	Zensierungsgrund
1.)	Brücke 14-16 Krone 47	47 47	Unbekannt verzogen
2.)	Brücke 14-16	39	Verstorben
3.)	Inlaybrücke 11-22	25	Unbekannt verzogen

	Arbeit	Beobachtungsdauer	Zensierungsgrund
4.)	Implantat 11 Implantat 12 Implantat 21 Krone 22 Krone 23 Krone 14 Krone 15 Krone 24 Krone 25 Krone 26 Krone 27	41 41 41 41 41 41 41 41 41 41 41	Pat. lehnt weitere Nachuntersuchungen ab
5.)	Krone 41 Brücke 31-33	10 10	Verstorben
6.)	Brücke 44-46	15	Verstorben
7.)	Krone 16 Krone 24 Krone 25	44 44 44	Unbekannt verzogen
8.)	Krone 11 Krone 42 Krone 12	23 23 23	Unbekannt verzogen
9.)	Krone 13 Krone 12 Krone 11 Krone 21 Krone 22 Krone 14 Krone 15	22 22 22 22 22 22 22	Pat. lehnt weitere Nachuntersuchungen ab
10.)	Implantat 26	28	Unbekannt verzogen
11.)	Brücke 13-11	34	Unbekannt verzogen

	Arbeit	Beobachtungsdauer	Zensierungsgrund
	Brücke 21-23	34	
12.)	Krone 11	34	Unbekannt verzogen
	Krone 21	34	
13.)	Implantat 12	51	Unbekannt verzogen
	Implantat 11-21-23	51	
	Krone 25	51	
	Krone 14	51	
	Krone 15	51	

Tab. 4-2: Auflistung aller zensierten Arbeiten

Des Weiteren wurden Misserfolge, die nicht auf ein Versagen der Keramik zurückzuführen waren, in der Kaplan-Meier-Statistik zensiert. Dabei handelte es sich um insgesamt drei Kronen, eine Frontzahnbrücke und eine experimentelle Brücke (Tab. 4-3).

	Arbeit	Beobachtungsdauer	Zensierungsgrund
1.)	Brücke 14-16	18	Gerüstfraktur nach Trepanation
2.)	Krone 27	30	Krone ersetzt wegen Randspaltbildung
3.)	Krone 11	31	Zahn extrahiert nach Zahnfraktur
4.)	Krone 22	47	Arbeiten wegen Materialunverträglichkeit gegenüber Resten des alten metallischen Stiftaufbaus entfernt
5.)	Brücke 12-21	47	

Tab. 4-3: Misserfolge, die nicht auf ein Versagen der Keramik zurückzuführen waren

4.10.2 ABSOLUTE MISSEFOLGE

Insgesamt waren nach 60 Monaten 16 Arbeiten nicht mehr in situ. Davon waren allerdings fünf nicht wegen Materialfehlern, sondern aufgrund anderer Faktoren entfernt worden (Tab. 4-3). Damit reduziert sich die eigentliche Zahl der absoluten Misserfolge auf elf.

Nach 60 Monaten ergab sich so für die Gesamtheit aller nachuntersuchten Restaurationen nach der Kaplan-Meier-Methode eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 92,0 % (Abb. 4-14).

Die niedrigste Überlebenswahrscheinlichkeit zeigte sich für die Gruppe der experimentellen Brücken (Abb. 4-15). Sie betrug nach 60 Monaten 57,1 %. Dabei handelte es sich in allen Fällen um Frakturen des Gerüstmaterials; eine Fraktur nach einer notwendig gewordenen Trepanation wurde zensiert.

Für die Brücken, die innerhalb des vom Hersteller angegebenen Indikationsbereiches platziert wurden, errechnete sich nach 60 Monaten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 93,3 % (Abb. 4-16). Bei dem aufgetretenen Misserfolg handelte es sich um eine Brücke 12-14, die verstärkte Abplatzungen aufwies und aufgrund einer Allergie gegen Methacrylate nicht repariert werden konnte. Eine Brücke 12-21, die aufgrund einer Materialunverträglichkeit gegen Reste des zuvor entfernten metallischen Stiftaufbaus entfernt worden war, wurde nicht mit in die Bewertung einbezogen.

Für die nachuntersuchten Kronen betrug die Überlebenswahrscheinlichkeit nach 60 Monaten 99,0 % (Abb. 4-17). Dieser Wert geht auf den Verlust einer Krone zurück, die wegen fortschreitender Abplatzungen der Verblendkeramik erneuert werden musste. Es lag demnach kein Versagen der Gerüstkeramik vor. Drei Kronen, die ersetzt werden mussten, wurden zensiert, da ihr Misserfolg nicht der Keramik zuzuschreiben war: Ein überkronter Zahn 11 musste nach der Fraktur der Zahnhartsubstanz extrahiert werden, eine Krone (Zahn 27) wurde aufgrund eines Randspaltes ersetzt und eine Krone (Zahn 22) wurde aufgrund einer Materialunverträglichkeit gegenüber Resten eines metallischen Stiftaufbaus entfernt.

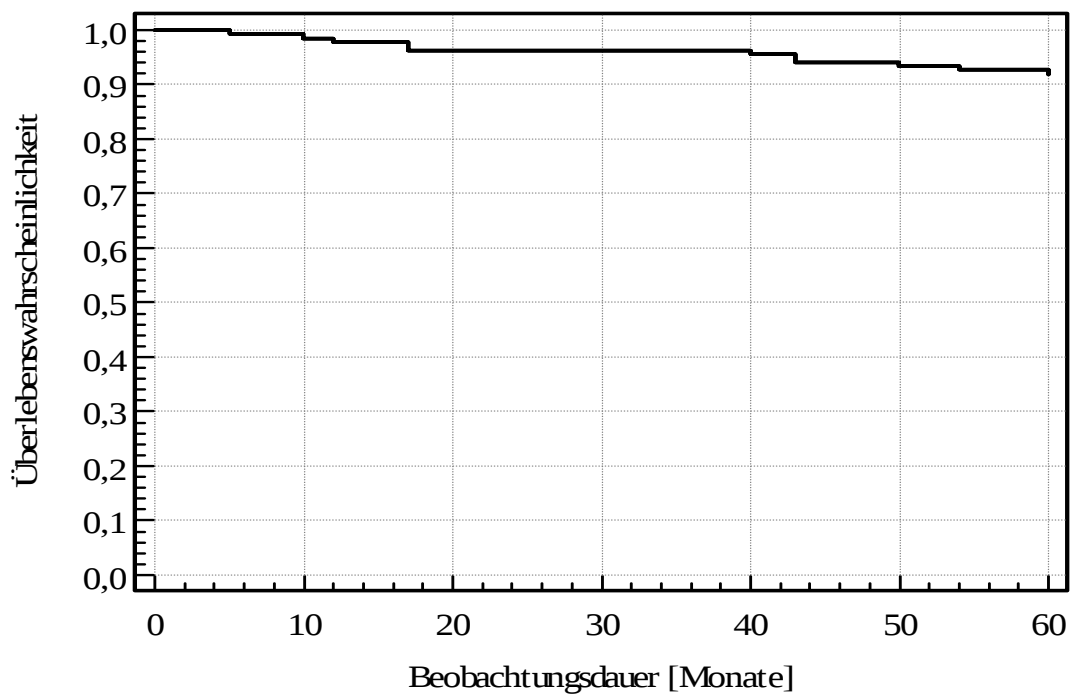


Abb. 4-14: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Restaurationen (n=137) nach *Kaplan und Meier* hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“

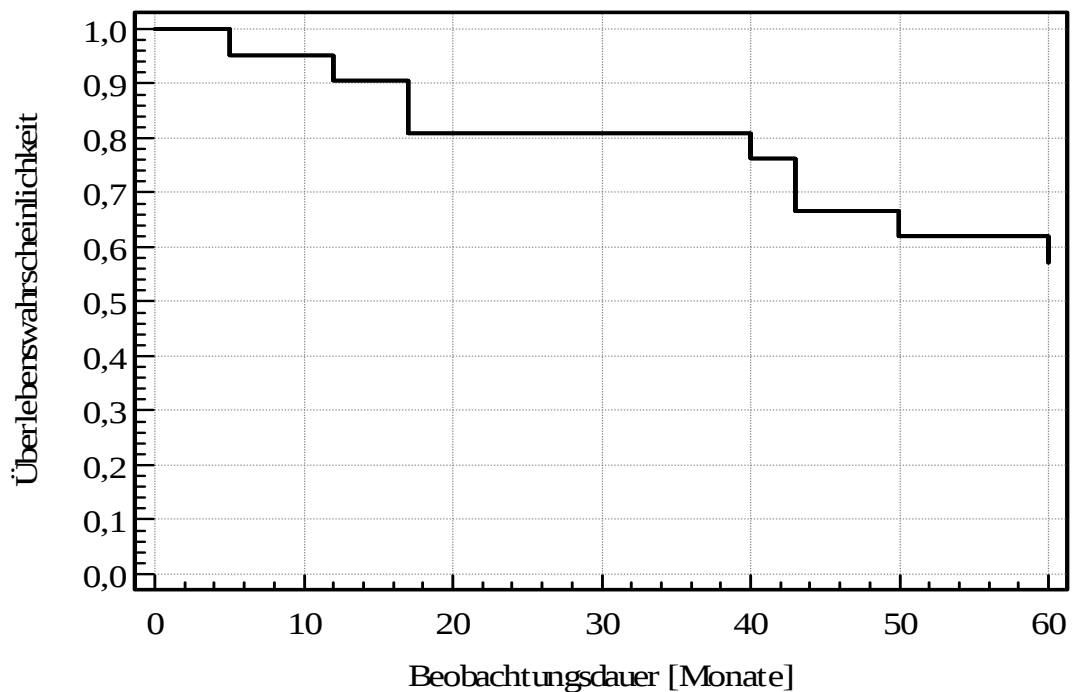


Abb. 4-15: Überlebenswahrscheinlichkeit der nachuntersuchten experimentellen Brücken (n=21) nach *Kaplan und Meier* hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“

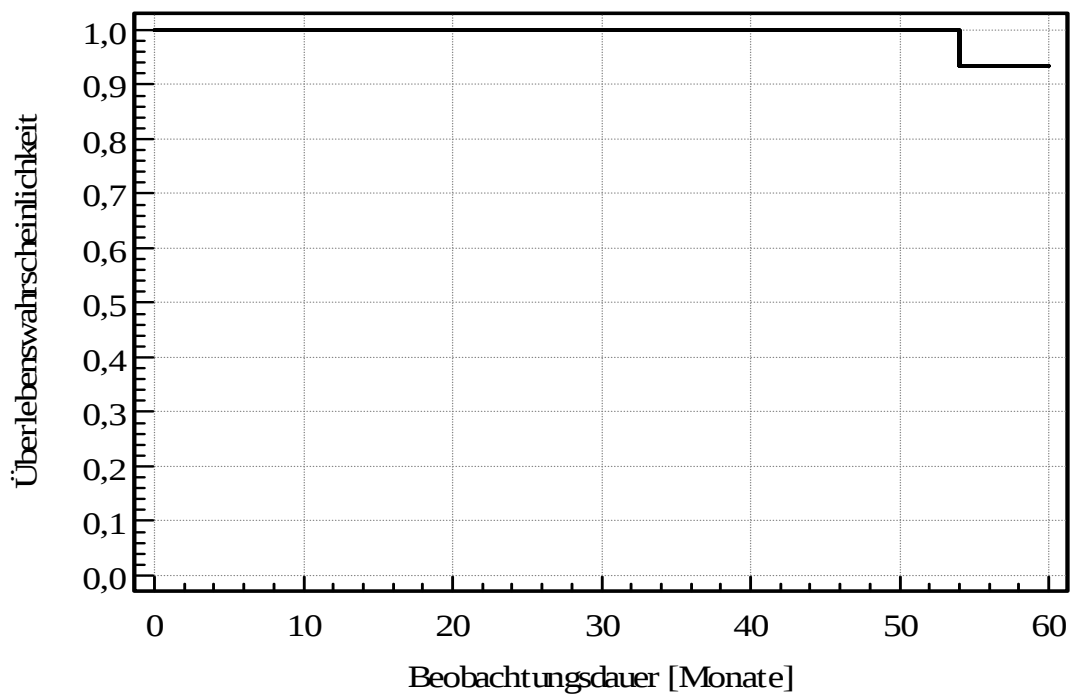


Abb. 4-16: Überlebenswahrscheinlichkeit nach *Kaplan* und *Meier* für die Brücken innerhalb des Indikationsbereiches [n=15] hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“

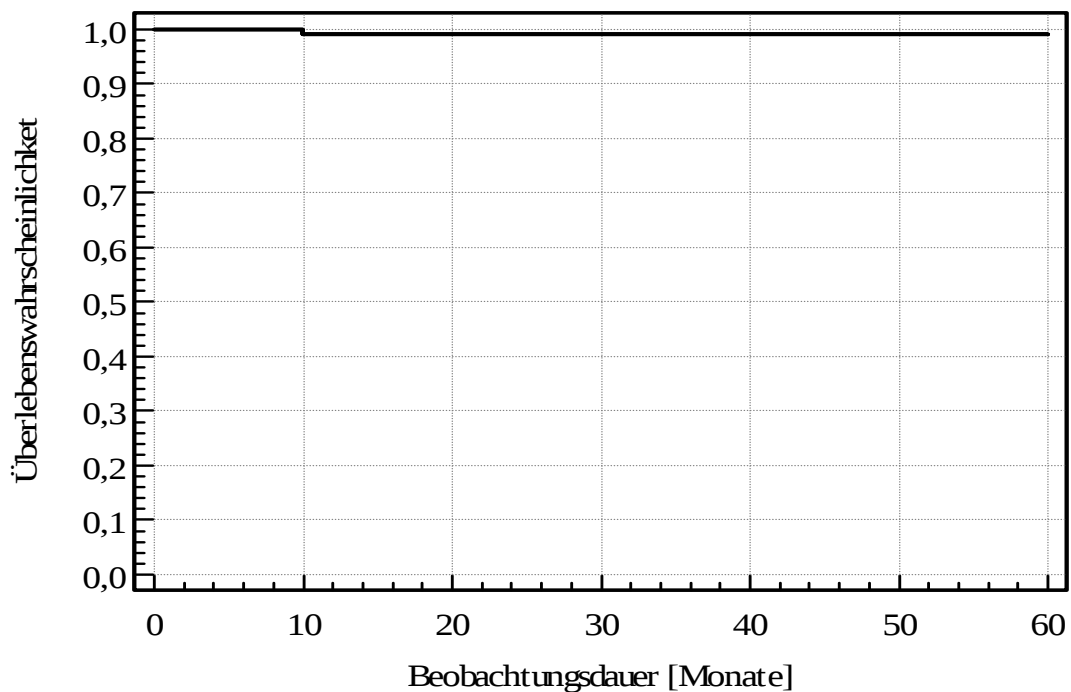


Abb. 4-17: Überlebenswahrscheinlichkeit nach *Kaplan* und *Meier* für die nachuntersuchten Kronen [n=102] hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“

Nach Ablauf der zuvor im Studienprotokoll festgelegten Beobachtungsdauer von 60 Monaten kam es noch zu sechs weiteren Misserfolgseignissen, die jedoch nicht in der 60 Monats-Kaplan-Meier-Statistik einbezogen wurden (Tab. 4-3). Zwei der Misserfolge waren wiederum nicht dem untersuchten Material zuzuschreiben.

Arbeit	Beobachtungsdauer	Art des Misserfolgs
Brücke 12-14	69	Gerüstfraktur
Krone 26	73	Keramikabplatzung
Implantat 16	74	Abutmentfraktur
Krone 11	75	Keramikabplatzung
Krone 11	80	Fraktur nach Arbeitsunfall
Brücke 11-22-24	92	Gerüstfraktur (experimentelle Brücke)

Tab. 4-4: Misserfolge nach mehr als 60 Monaten Beobachtungsdauer

4.10.3 EINFLUSS DER BEFESTIGUNGSMETHODE

Berücksichtigt man bei den absoluten Misserfolgen den Einfluss der Befestigungsmethode, so stellt sich heraus, dass zehn (7,0 %) der adhäsiv befestigten Restaurationen versagten und sechs (4,2 %) der mit Glasionomierzement zementierten. Acht (80 %) der frakturierten adhäsiv befestigte Arbeiten waren der experimentellen Gruppe zuzuordnen, wohingegen lediglich zwei (33 %) der frakturierten konventionell befestigten Arbeiten außerhalb der Herstellerempfehlungen lagen.

4.10.4 RELATIVE MISSERFOLGE

Innerhalb des Beobachtungszeitraumes von 60 Monaten traten insgesamt 16 relative Misserfolge in Form von Keramikabplatzungen auf. Die Fehler waren entweder reparabel oder aber so gering, dass die Restaurationen ohne oder mit kleineren Nacharbeiten in situ verbleiben konnten. In einem Fall war eine Reparatur aufgrund einer Materialunverträglichkeit gegenüber Methacrylaten nicht möglich. Sie wurde unter den absoluten Misserfolgen erfasst.

Es waren 11 (10,4 %) der 106 nachuntersuchten Kronen von Abplatzungen betroffen. Bei den 20 nachuntersuchten Brückenrestaurationen waren 5 relative Misserfolge (25 %) zu verzeichnen.

Die Auswertung nach *Kaplan* und *Meier* ergibt nach einer Beobachtungszeit von 60 Monaten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 87,3 Prozent (Abb. 4-18).

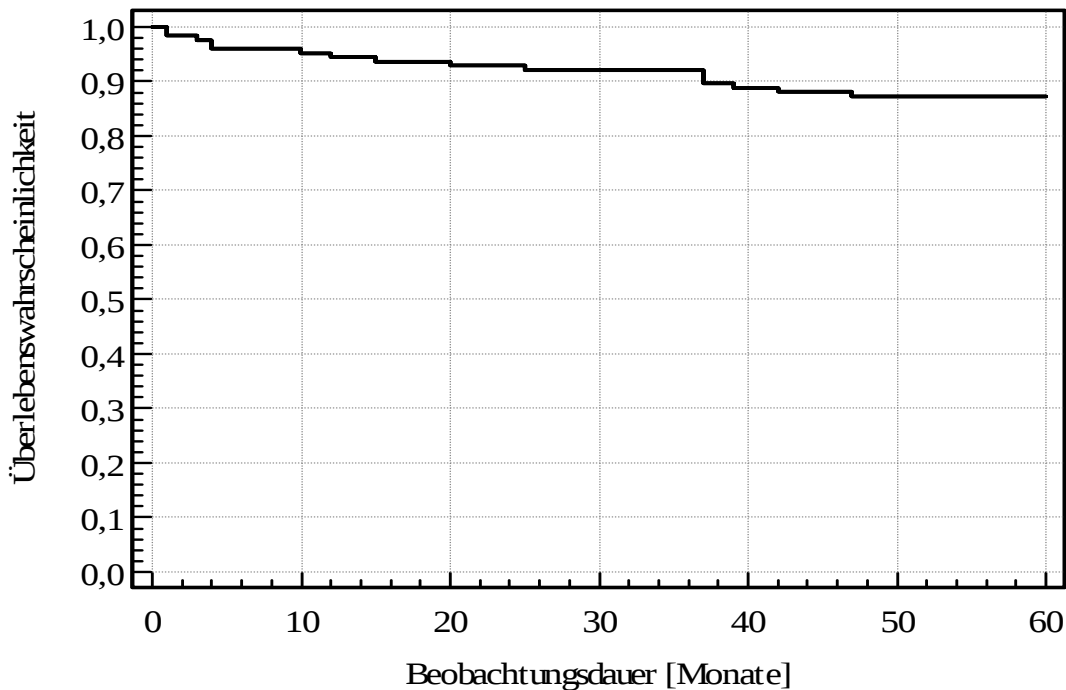


Abb. 4-18: Überlebenswahrscheinlichkeit nach *Kaplan* und *Meier* für alle nachuntersuchten Arbeiten hinsichtlich des Zielkriteriums „relativer Misserfolg“ (n=126)

Nach Ablauf der 60-monatigen Beobachtungsdauer traten zwei weitere Keramikabplatzungen auf, eine an einer Krone (Zahn 26) nach 70 Monaten, die andere an einer Krone (Zahn 11) nach 75 Monaten.

4.10.5 RETENTIONSVERLUSTE

Zu Retentionsverlusten kam es in sechs Fällen. Fünf Restaurationen konnten wieder eingesetzt werden, in einem Fall ist dies unbekannt. Bezüglich dieses Kriteriums ergeben sich keine Unterschiede hinsichtlich der Befestigungsmethode: Drei der dezementierten Kronen waren adhäsiv befestigt gewesen, ebenfalls drei konventionell.

4.10.6 BILDER

Im Folgenden finden sich einige Bilder klinischer Misserfolge.

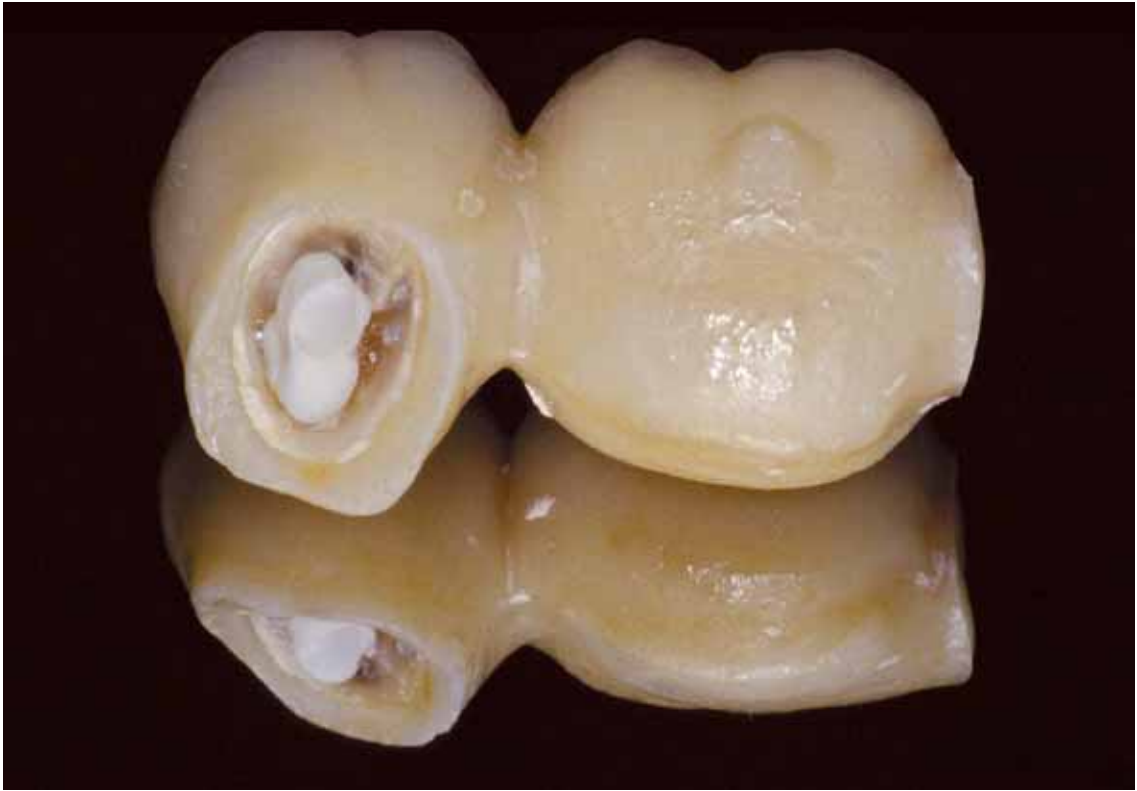


Abb. 4-19: frakturierte Brücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

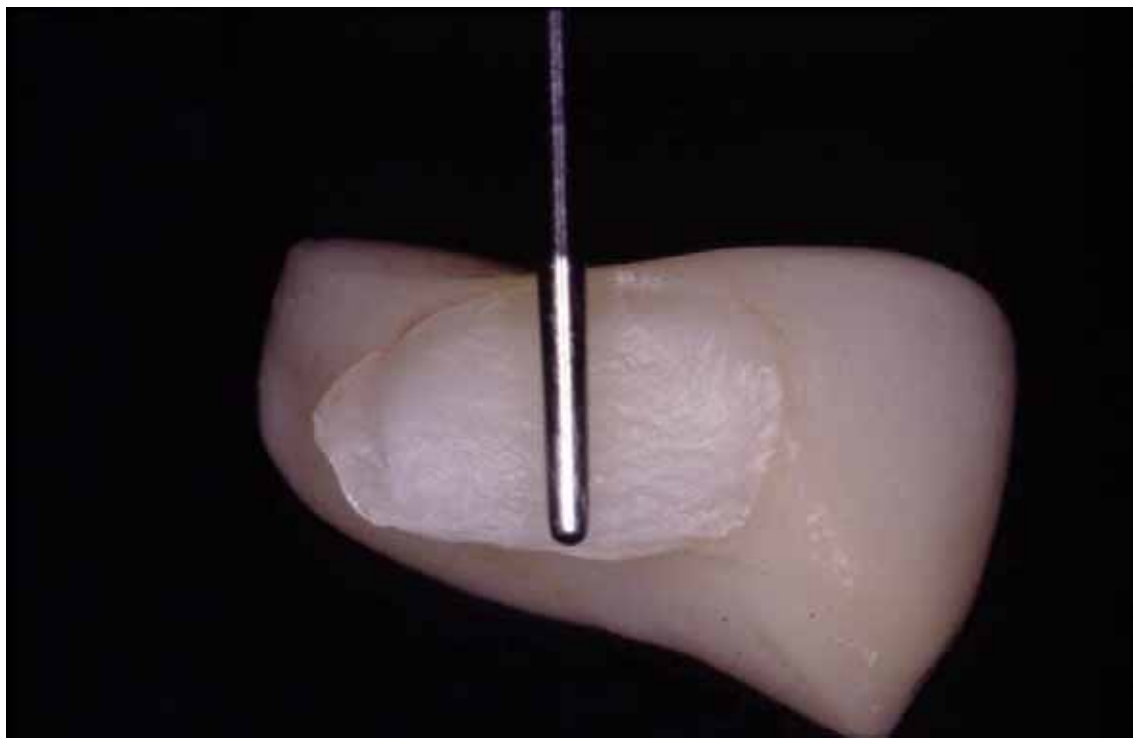


Abb. 4-20: Verbinderfraktur (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)



Abb. 4-21: Verbinderfraktur im REM-Bild (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

5 DISKUSSION

In der vorliegenden Studie wurde die Langzeithaltbarkeit der Lithium-Disilikat-Glaskeramik Empress 2 untersucht. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Fragestellung gerichtet, ob dieses Material auch für die Herstellung kleinerer Seitenzahnbrücken geeignet ist. Es wurden auch 25 Brücken außerhalb des vom Hersteller angegebenen Indikationsbereiches angefertigt. Insgesamt wurden 184 IPS Empress 2-Restaurationen im Zeitraum von Dezember 1997 bis Oktober 1999 eingegliedert und danach regelmäßig untersucht. Die Beobachtungsdauer lag bei 60 Monaten. Dem Autor ist lediglich eine Studie mit ähnlicher Beobachtungsdauer (durchschnittlich 50 Monate) bekannt [97].

In-vitro hingegen sind die mechanischen Eigenschaften des Materials bereits gut untersucht worden. In einer solchen Untersuchung verglichen *Pospiech et al.* [128] die Frakturanfälligkeit der vollkeramischen Materialien Empress 2 und In-Ceram miteinander. Dabei wurden keine relevanten Unterschiede festgestellt. Für konventionell befestigte Kronen aus Empress 2 wurde eine mittlere Bruchfestigkeit von 1613,4 N festgestellt, für adhäsiv befestigte Brücken betrug der Wert 1630,4 N. Die untersuchten Brücken aus In-Ceram, die konventionell befestigt worden waren, zeigten hingegen eine mittlere Bruchfestigkeit von 1301,1 N. *Pospiech et al.* schlussfolgerten daraus, dass Empress 2 für die Herstellung dreigliedriger Brücken durchaus verwendet werden kann.

Eine andere Studie von *Tinschert et al.* [129] kommt zu einem etwas niedrigeren Wert von 1332 ± 131 N hinsichtlich der mittleren Bruchlast von Brücken aus Empress 2. Obwohl nach *Körber und Ludwig* [130] der mittlere Wert für die maximale Kaukraft im natürlichen Gebiss 298,9 N beträgt, fordern *Tinschert et al.* eine Anfangsfestigkeit von mindestens 1000 N für Brücken im Seitenzahnbereich, da unter physiologischen Bedingungen auch höhere Kräfte entstehen können und unterkritisches Risswachstum die Langzeitfestigkeit von Dentalkeramiken verschlechtert. Daraus folgern *Tinschert et al.*, dass der vom Hersteller angegebene Indikationsbereich von Empress 2 auf keinen Fall überschritten werden sollte.

Im Bereich der Kronenrestaurationen, auch im Seitenzahnbereich, wurden bereits in früheren Studien mit anderen Materialien durchaus gute Überlebensraten vollkeramischer Restaurationen gefunden [59, 93, 94, 99, 100]. Die Eignung der Vollkeramiken zur Herstellung von Einzelkronen wird in der vorliegenden Studie auch für Empress 2 bestätigt: Lediglich eine Krone musste wegen starker Abplatzungen der Verblendkeramik erneuert werden, was einer Überlebensrate von 99 % nach *Kaplan und Meier* [127] entspricht. In dieser Gruppe war also keine Gerüstfraktur zu beklagen.

Auffällig ist allerdings die insgesamt recht hohe Anzahl von Kronen, die Keramikabplatzungen aufwiesen, aber in situ verbleiben konnten. Dies waren elf der 106 nachuntersuchten Kronen (10,4 %).

Marquardt et al. [97] erreichten in ihrer Untersuchung von 27 Einzelkronen über durchschnittlich 50 Monate eine Überlebensrate von 100% für Kronen-Restaurationen aus Empress 2. Zu ähnlich guten Ergebnissen kommt auch eine Studie von *Kistler et al.*, die sich allerdings über einen deutlich kürzeren Untersuchungszeitraum erstreckte [96]. Dabei wurden 107 Seitenzahnkronen untersucht. Es kam zu einer Fraktur (0,93 %) und zu sieben Fällen von Abplatzungen der Verblendkeramik (6,54 %). Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die zahntechnische Verarbeitung einen hohen Einfluss auf das Auftreten von Zwischenfällen habe.

Aufgrund der auch in der vorliegenden Untersuchung hohen Abplatzungsrate muss dieser Problematik genauer nachgegangen werden. Bei der labortechnischen Herstellung der Empress 2-Restaurationen wird eine speziell den Materialeigenschaften der Lithium-Disilikat-Keramik angepasste Einbettmasse verwendet. Während des Pressvorganges wird durch Wechselwirkungen zwischen der keramischen Oberfläche und ebendieser Einbettmasse eine weiße Reaktionsschicht gebildet. Wird diese Schicht nicht entfernt, kann es zu Verbundproblemen zwischen dem Keramikgerüst und der Verblendmasse kommen. Auch eine Blasenbildung wurde beobachtet. Daher muss die Reaktionsschicht unbedingt entfernt werden. Dazu wird das Objekt mit einem Spezialstrahlmittel aus Aluminiumoxid-Pulver (Korund Typ 100-110 µm) bei 1,5 bar abgestrahlt. Auch das Einlagern des fertig gepressten Gerüsts in Invex-Lösung kann zur Ablagerung einer Reaktionsschicht (HFSO₄) führen, die durch Korund-Strahlen entfernt werden muss. Entfällt dies bzw. wird dies nicht gründlich durchgeführt, so können die beobachteten Abplatzungen des Schichtmaterials die Folge sein. Dementsprechend führt auch eine zu lange Presszeit zu vermehrten Verbundproblemen, da damit die Kontaktzeit zwischen Einbettmasse und Keramik verlängert wird.

Eine weitere Erklärung ist in zu hohen Presstemperaturen und in zu niedrigen Aufbrenntemperaturen zu suchen. Zu hohe Presstemperaturen führen ähnlich wie zu lange Presszeiten zu einer verstärkten Reaktion der Keramik mit der Einbettmasse. Zu niedrige Aufbrenntemperaturen der Verblendkeramik haben eine unvollständige Sinterung, Entstehung von Mikroporen und vermehrte Lufteinschlüsse zur Folge [111].

Hinsichtlich der Ergebnisse für die Haltbarkeit von Einzelkronen schneidet Empress 2 auch im Vergleich mit den bewährten Vollkeramiken Empress und In-Ceram gut ab.

Die leuzitverstärkte Glaskeramik Empress wies in einer Studie von *Edelhoff et al.* [61] nach durchschnittlich vier Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 97,9 % für die konventionell zementierten Kronen und von 98,1 % für die adhäsiv befestigten Kronen auf. Ähnliche Ergebnisse lieferte eine Untersuchung von *Fradeani et al.* [93], in der

nach dreieinhalb Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit nach *Kaplan und Meier* [127] von 95,4 % errechnet wurde. Eine andere Studie des gleichen Autors bescheinigt Empress-Kronen nach elf Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 95,2 %, wobei die Ergebnisse im Seitenzahnbereich mit 84,4 % erheblich schlechter ausfielen. Aufgrund der deutlich besseren Werte für die Anfangsfestigkeit von Empress 2 lässt sich mutmaßen, dass die Langzeitergebnisse für Empress 2 hier nach einer solchen Liegedauer besser ausfallen könnten. Studien mit einer solchen Beobachtungsdauer liegen allerdings nicht vor. Weitere Untersuchungen zu Empress finden sich z.B. auch bei *Sorensen et al.*; hier wurde nach einer Dauer von drei Jahren eine Erfolgsrate von 98,7 % beobachtet [60]. *Sjögren et al.* [94] erreichten bei 110 Einzelkronen nach fünf Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 91 % nach *Kaplan und Meier* [127].

Auch die Aluminiumoxidkeramik In-Ceram wurde gut untersucht und erzielte für Kronenrestorationen sehr gute Überlebensraten. So findet sich bei *Pröbster* [99] für 135 hauptsächlich im Seitenzahnbereich lokalisierte Kronen eine Überlebensrate nach *Kaplan und Meier* [127] von 97,2 % nach sechs Jahren. Ähnlich gut fallen auch die Ergebnisse anderer Studien aus [98, 100]. Deutliche Vor- oder Nachteile hinsichtlich der Haltbarkeit zeichnen sich zwischen In-Ceram und Empress 2 allerdings nicht ab. Negativ fallen bei Empress 2 die auftretenden Abplatzungen der Verblendkeramik ins Gewicht. In-Ceram weist, wie generell die Oxidkeramiken, eine geringere Transluzenz auf als die Glaskeramiken [48] und ist somit ästhetisch, je nach Einsatzgebiet, als etwas ungünstiger zu beurteilen.

Vergleicht man die Ergebnisse dieser Studien mit denen der frühen Glaskeramiken, können deutliche Verbesserungen festgestellt werden. Für Dicor-Kronen ergab sich so bei *Moffa et al.* [131] eine Frakturnrate von 10,4 % bereits nach drei Jahren; bei Kronen im Seitenzahnbereich lag diese sogar bei 35,5 %. Ähnliche Ergebnisse finden sich z.B. auch bei *Erpenstein* [52], *Richter* [29] und *Malament* [54].

Von *Hankinson* wurde die Keramik Optec HSP untersucht [92] und zeigte im Seitenzahnbereich eine Misserfolgsquote von 7,1 % nach einer durchschnittlichen Beobachtungsdauer von fünf Jahren. Im Molarenbereich lag sie mit 24 % sehr hoch, während im Frontzahnbereich keine Misserfolge auftraten.

Für die Verwendung vollkeramischer Materialien zur Herstellung von Einzelkronen sind also deutliche Fortschritte erzielt worden. Sowohl mit dem untersuchten Empress 2 als auch mit In-Ceram konnten innerhalb der Beobachtungszeiträume vergleichbare Ergebnisse wie mit metallkeramischen Restaurationen erzielt werden. Für Empress gilt dies im Seitenzahnbereich nur mit Einschränkungen, wie die in einigen klinischen Studien aufgetretenen Frakturnraten zeigen [59, 94].

Für eine Erweiterung des Indikationsbereiches auf Brücken, insbesondere auf Brücken im Molarenbereich, sind die Ergebnisse weniger positiv. Die Herstellerfreigabe für

Empress 2 beschränkt sich auf maximal dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren [47]. Innerhalb dieses Bereiches trat lediglich ein Misserfolg, nämlich eine Abplatzung des Verblendmaterials, die nicht repariert werden konnte, auf. Das entspricht einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 93,3 % nach 60 Monaten.

Ähnliche Ergebnisse erzielten *Pospiech et al.*, allerdings nach einer Beobachtungszeit von lediglich zwei Jahren [95]. Dahingegen erreichten *Marquardt et al.* für 31 dreigliedrige Brücken bis in den Prämolarenbereich eine Überlebensrate von lediglich 70 % nach 50 Monaten, wobei die Mehrzahl der Frakturen im Frontzahnbereich auftrat, was die Autoren auf das geringere Platzangebot für eine adäquate Dimensionierung des Verbinders zurückführen [97].

Deutlich schlechter fallen die Werte in der experimentellen Gruppe aus: Die Überlebenswahrscheinlichkeit nach *Kaplan und Meier* liegt hier bei 57,1 % nach 60 Monaten. Für die Anwendung von Empress 2 für Brücken im Seitenzahnbereich müssen somit strikt die Vorgaben des Herstellers eingehalten werden. *Pospiech et al.* hatten für dreigliedrige Brücken im Molarenbereich ebenfalls, bereits nach zwei Jahren, eine Verlustrate von 16,7 % zu beklagen [95].

Auch bei der Aluminiumoxidkeramik In-Ceram fanden sich hohe Frakturnraten bei Brückenrestorationen [75, 77, 101], die allerdings zum Teil etwas geringer ausfielen als für das hier untersuchte Empress 2. So fand *Olsson* [101] für dreigliedrige In-Ceram-Brücken bis zum Ersatz eines Molaren eine Frakturnrate von 12 % nach einer Beobachtungszeit von durchschnittlich 76 Monaten.

Heute wird man aufgrund der sehr guten In-vitro-Ergebnisse [40] und der Möglichkeiten, die die modernen CAD/CAM-Verfahren bieten, für Brückenkonstruktionen, vor allem im stärker belasteten und ästhetisch weniger sensiblen Seitenzahnbereich, auf Zirkonoxidkeramiken zurückgreifen. Langzeitstudien für diese Materialien bleiben allerdings noch abzuwarten.

Wurden die frakturierten Brücken weiter untersucht, so zeigte sich in elektronenmikroskopischen Aufnahmen in allen nachgeprüften Fällen eine Unterdimensionierung der Gerüstkeramik im Bereich des Verbinders. Die meisten Frakturen vollkeramischer Brücken stellen sich als Verbinderfraktur dar, wobei 70 bis 78 Prozent der Risse vom Übergang zwischen Gerüst und Verblendung ausgehen [132]. Das wurde auch in Finite-Elemente-Studien von *Pospiech et al.* [128] bestätigt, in denen bei Krafteinleitung auf den Brückenkörper die höchsten Zugspannungen im gingivalen Drittel des Verbinders auftraten. In diesem Bereich auftretende Mikroporen, Einkerbungen oder scharfe Kanten müssen daher unbedingt minimiert werden. Überschreiten die hier auftretenden Zugspannungen die Festigkeit der Keramik, kommt es zur Bildung eines Risses, der durch die zyklische Dauerbelastung stetig wächst [133, 134]. Die Rissausbreitung wird durch einen zweiten Mechanismus beschleunigt:

Fortschreitendes Risswachstum führt durch die Vergrößerung ungeschützter Oberflächen des vollkeramischen Gerüsts im Mundmilieu zu vermehrter Risspaltkorrosion [135, 136]. Zusammen verursachen diese beiden Vorgänge eine Festigkeitsminderung der Restauration und damit eine Verkürzung ihrer Lebensdauer [137]. So sind neben der Festigkeit des Ausgangsproduktes weitere Faktoren, die die Lebensdauer einer vollkeramischen Restauration beeinflussen, von Bedeutung. Es ergeben sich folgende Anforderungen an das Keramikgerüst: Das Auftreten von Fehlstellen muss minimiert werden, das Gerüst darf keine Einkerbungen und scharfen Übergänge aufweisen, um Spannungskonzentrationen zu vermeiden und die Keramik muss, insbesondere im Bereich des Verbinders, ausreichend dimensioniert sein [138].

Die Dimensionierung des Verbinders wurde aufgrund der spezifischen Festigkeitseigenschaften von Empress 2 1998 entsprechend neuer Empfehlungen von *Sorensen* weiter ausgedehnt [63]. Schon bei der Auswahl der Patienten stellte sich allerdings heraus, dass nur bei 45 bis 50 Prozent der Patienten ausreichend Platz vorhanden war, diese Vorgaben umzusetzen. Auch eine Unterdimensionierung des Gerüsts im Bereich der Pfeilerzähne kommt als Schwachstelle der Vollkeramikbrücken in Betracht. Die Wachsmodellation für das Gerüst sollte eine Mindestwandstärke von 0,8 mm aufweisen, da die Endfestigkeit der Restauration einzig durch das Gerüst bestimmt wird und nicht durch die Verblendkeramik. Die Gerüstkeramik setzt nämlich aufgrund eines leicht höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten die schwächere Verblendkeramik in der Abkühlphase unter Druckspannung und schließt damit potentielle Risse. Damit entsteht aber gleichzeitig eine Zugspannung auf das Keramikgerüst, das daher unbedingt ausreichend fest und ausreichend stark dimensioniert sein muss [12]. Daneben kommen auch ein fehlerhaftes Präparationsdesign und die hohe Empfindlichkeit des Materials auf Ungenauigkeiten in der Brandführung als Fehlerquellen in Frage. Die Sintertemperatur der Verblendkeramik liegt sehr nahe an der Presstemperatur des Gerüsts und könnte während des Aufbrennens der Verblendkeramik zur Entwicklung von Spannungen innerhalb des Gerüsts führen. Laut Herstellerangaben liegt die Sintertemperatur bei 800 °C, während die Presstemperatur bei 920 °C liegt [47]. Wird die Sintertemperatur durch eine fehlerhafte Kalibrierung des Ofens überschritten, werden damit verstärkt Spannungen in dem Keramikgerüst hervorgerufen [12]. Auch Verarbeitungsfehler wie die Bearbeitung des Werkstückes ohne Wasserkühlung führen zu Mikrorissen mit den bereits geschilderten Folgen.

Als Maßstab für die Langzeithaltbarkeit von Kronen- und Brückenmaterialien müssen immer noch die klassischen Metallkeramiken und Vollgussrestaurationen herangezogen werden. In klinischen Studien wurden hierfür Überlebensraten zwischen 79 und 92 % über 10 Jahre ermittelt [90, 139-141]. Für metallkeramische Brückenrestaurationen

betragen die Zehnjahresüberlebenswahrscheinlichkeiten zwischen 75 und 91 % [139, 141]. *Sorensen* gibt für insgesamt 12000 untersuchte Arbeiten mit einer Liegedauer von bis zu 14 Jahren eine maximale Versagensrate von 4,5 % für metallkeramische Kronen und 6,3 % für Brücken an [142]. In einer retrospektiven Studie von *Kerschbaum et al.* waren nach fünf Jahren noch 93,7 % der Kronen und 99 % der Brücken in Funktion [89].

Können die untersuchten Empress 2-Kronen die so ermittelten Werte noch voll erreichen, so fallen die Unterschiede bei den Brücken vor allem im Molarenbereich gravierend aus, so dass für diesen Indikationsbereich keine Empfehlung für eine breite klinische Anwendung ausgesprochen werden kann.

Als Präparationsform wurde in der vorliegenden Studie in der überwiegenden Zahl der Fälle (79,83 %) eine 1 mm tiefe Hohlkehle gewählt. Sie ist einfach umzusetzen und auch hartsubstanzschonender als die Stufenpräparation. Nachteile hinsichtlich der Haltbarkeit konnten in dieser Studie nicht festgestellt werden. Vom Hersteller wird entweder die hier verwendete Hohlkehlpäparation oder eine zirkuläre Stufe mit abgerundetem Innenwinkel empfohlen [65]. In einer Untersuchung von *Meier et al.* [143] konnte in-vitro bestätigt werden, dass es keinen Einfluss auf das Bruchverhalten hat, ob die Präparation des Zahnstumpfes als Hohlkehle oder als Stufe mit oder ohne gerundeten Innenwinkel ausgeführt wurde. Die Untersuchungen wurden an der leuzitverstärkten Keramik Empress und an der Aluminiumoxidkeramik In-Ceram durchgeführt. *Meier et al.* erklären den geringen Einfluss der Präparationsgeometrie damit, dass bei einer Krafteinwirkung die Spannungsspitzen gehäuft im Bereich des okklusalen Plateaus und nicht am Präparationsrand auftreten. Dies wurde in Finite-Elemente-Analysen herausgefunden. Die Fortschritte moderner vollkeramischer Materialien liegen auch darin, dass nur noch wenig mehr Hartsubstanz geopfert werden muss als bei konventionellen Restaurationen. Dadurch sinkt die Gefahr von präparationsbedingten Pulpairritationen oder iatrogenen Pulpaeröffnungen und die verbleibende Zahnschubstanz wird nicht unnötig weiter geschwächt. Bezüglich der Befestigungsmethode wirkte sich die konventionelle Befestigung mit Glasionomierzement nicht nachteilig auf die Frakturnraten aus. Im Gegenteil war der Anteil der absoluten Misserfolgseignisse mit 7,0 % bei den adhäsiv befestigten Kronen und Brücken sogar höher als bei den konventionell zementierten (4,2 %). Dabei darf allerdings nicht unberücksichtigt bleiben, dass die Frakturen innerhalb der adhäsiv befestigten Gruppe zu 80 % an experimentellen Arbeiten auftraten; somit muss die höhere Frakturnrate der adhäsiv befestigten Restaurationen relativiert werden. In einer früheren Studie mit der wenig beanspruchbaren Glaskeramik Dicor fanden beispielsweise *Malament* und *Grossmann* [144] geringere Frakturnraten bei adhäsiver Befestigung. Mit der leuzitverstärkten Keramik Empress konnten jedoch bei *Edelhoff et al.* [61] über einen Zeitraum von vier Jahren keine signifikanten

Unterschiede zwischen adhäsiver und konventioneller Zementierung gefunden werden. *Kappert und Krah* stellten in-vitro fest, dass mit zunehmender Festigkeit der Keramik das Risiko eines Bruchversagens bei konventioneller Befestigung abnimmt [12]. So dürfte die in dieser Studie aufgetretene höhere Frakturnrate bei den adhäsiv befestigten Arbeiten eher auf ihre Positionierung im Zahnbogen als auf einen Effekt des Befestigungsmaterials zurückzuführen sein.

Es trat mit 13,8 % der nachuntersuchten Zahnstümpfe eine relativ hohe Anzahl an Vitalitätsverlusten auf. Bei adhäsiver Befestigung betrug der Wert 14,2 %, bei konventioneller lag er mit 13,2 % etwas niedriger. Die Unterschiede sind allerdings zu gering, um daraus auf eine höhere Pulpatoxizität eines der beiden Materialien schließen zu können. Die insgesamt hohe Zahl der Sensibilitätsverluste kann andererseits auch auf Messfehler oder fehlerhafte Angaben des Patienten zurückzuführen sein und sollte daher kritisch beurteilt werden.

Betrachtet man die Mundhygieneparameter (PBI, PI, GI und Taschentiefen), so ergeben sich im Allgemeinen akzeptable Werte. Neben der Patientenauswahl dürfte das auf die niedrige Plaqueakkumulation keramischer Materialien zurückzuführen sein [6, 29, 30].

Insgesamt fallen die Werte für die konventionelle Befestigungsmethode etwas schlechter aus. Der Attachmentverlust ist im Gegensatz dazu jedoch bei den adhäsiv befestigten Restaurationen höher. Beide Feststellungen lassen sich unter Umständen damit begründen, dass für die adhäsive Befestigung ein getränkter Retraktionsfaden verwendet wurde, der zum einen eine Kontamination der Befestigungsfläche mit Sulkusfluid oder Blut vermeiden sollte, zum anderen aber auch ein Eindringen des Befestigungskomposits in den Bereich des epithelialen Attachments verhindern kann. Letztere Wirkung kann die besseren Entzündungsparameter erklären. Die mehrfache Applikation von Retraktionsfäden kann den erhöhten Attachmentverlust erklären. Das korreliert auch mit Literaturhinweisen, aus denen hervorgeht, dass der Einsatz von Retraktionsfäden während der Abformung und der Präparation mit einer erhöhten Inzidenz von Rezessionen einhergeht [145, 146].

Bezüglich des Kriteriums Retentionsverlust sind keine Unterschiede zwischen adhäsiver und konventioneller Befestigung augenscheinlich geworden, die Gesamtzahl von sechs Fällen, jeweils drei bei konventioneller wie auch bei adhäsiver Befestigung, war gering.

Positiv fielen auch erwartungsgemäß in der ganz überwiegenden Zahl der Fälle die Bewertungen für die subjektiven Parameter Oberflächenbeschaffenheit und Ästhetik aus. Die auch in anderen Studien gefundenen besonders glatten Oberflächen einer gut polierten Glaskeramik bewirken eine sehr geringe Plaqueakkumulation [6, 27, 29, 30]. Auch die Bearbeitung des Materials durch Zahnarzt und Zahntechniker sowie die Abplatzungsrate und das Abrasionsverhalten dürften diese Beurteilung beeinflussen, was den Anteil leicht rauer (27,5 %) und rauer (2,8 %) Arbeiten erklären kann. Daneben

spielt sicherlich auch die Subjektivität dieses Kriteriums eine Rolle, was vor allem daran ersichtlich wird, dass z.B. ein und dieselbe Restauration in einigen Fällen zunächst als „leicht rau“, in einer späteren Untersuchung dann aber als „glatt“ beurteilt wurde.

Ähnlich verhält es sich mit dem Kriterium Ästhetik. Zum Teil ergaben sich hier etwas kritischere Beurteilungen durch den Zahnarzt als seitens des Patienten. Die Durchschnittsnoten von 1,57 (Patient) und 1,64 (Zahnarzt) fallen gut aus. Das unterstreichen auch einige Literaturquellen [34-36] und die klinische Erfahrung mit vollkeramischen Kronen und Brücken. Dabei schneiden die glaskeramischen Materialien unter rein ästhetischen Gesichtspunkten besser ab als die oxidkeramischen [36-38].

Abrasionen fanden sich oft weder am Zahn noch an der Restauration oder aber ausschließlich an der Keramik, dann aber meist, wenn der Antagonist aus Schmelz oder Metall bestand. Selten fanden sich verstärkte Abrasionen am Antagonisten. Damit scheint das vom Hersteller angegebene Antagonisten-freundliche Verhalten des Materials bestätigt zu werden [47]. Um objektivere Aussagen treffen zu können, müssten diesbezüglich jedoch weitere Untersuchungen durchgeführt werden, da die rein visuelle Beurteilung durch den Behandler recht subjektiv ist. Hierzu eignen sich vor allem die Methoden der Replika-Technik, bei der anhand einer Abformung und eines anschließend hergestellten Modells eine genauere Beurteilung der Abrasion möglich ist. Zahlreiche Verfahren hierfür werden beispielsweise in einer Arbeit von *Gschoßmann* vorgestellt [147].

6 ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Studie war die Überprüfung der Langzeitbewährung einer Lithium-Disilikat-Glaskeramik (IPS Empress 2, Ivoclar-Vivadent) für Kronen und Brücken.

Von Dezember 1997 bis Juni 1999 wurden insgesamt 184 Empress 2-Restaurationen (138 Kronen und 46 Brücken) bei 72 Patienten eingegliedert.

Als Befestigungsmaterial wurde entweder ein dualhärtendes adhäsives Verfahren (Syntac/Variolink II, Ivoclar-Vivadent) oder ein konventioneller Zement (Ketac Cem Maxicap, 3M Espe, oder Pro Tec Cem, Ivoclar-Vivadent) verwendet.

Über einen Beobachtungszeitraum von 60 Monaten wurden die Parameter Plaqueindex (PI) nach Silness und Loe, Gingivaindex (GI) nach Loe und Silness, Sondierungstiefen, Papillenblutungsindex (PBI) nach Saxer und Mühlemann, Vitalität, Auftreten von Schmerzen, Oberflächenbeschaffenheit, Abrasion, Antagonisten, Okklusion und Ästhetik untersucht. Die Überlebenswahrscheinlichkeit wurde mittels des statistischen Verfahrens nach Kaplan und Meier ausgewertet. Zudem wurde der Einfluss der Befestigungsmethode und das Auftreten von Retentionsverlusten festgehalten.

Die Studie hat gezeigt, dass Empress 2 sich gut zur Herstellung ästhetisch ansprechender Kronen im Front- und Seitenzahnbereich eignet. Bei der Verwendung als Brückenmaterial traten vor allem bei Überschreitung der Herstellerempfehlungen stark erhöhte Frakturraten auf. Als Alternative stehen heute die CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxidgerüste zur Verfügung.

Ein weiteres Problem bestand in dem Auftreten erhöhter Abplatzungsraten der Verblendkeramik, die wahrscheinlich auf einen mangelnden Verbund zwischen Gerüstkeramik und Verblendkeramik zurückzuführen sind und deren Vermeidung ein präzises zahntechnisches Vorgehen erfordert.

Eindeutige Einflüsse des Befestigungsverfahrens auf die Langzeithaltbarkeit ließen sich in einem Beobachtungszeitraum von 60 Monaten nicht erkennen. Es ist jedoch darauf hinzuweisen, dass die Auswahl des Befestigungsmodus *nicht* randomisiert, sondern nach bestimmten Richtlinien erfolgte.

7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Takeda, T., K. Ishigami, A. Shimada, and K. Ohki, *A study of discoloration of the gingiva by artificial crowns*. Int J Prosthodont, 1996. 9(2): S. 197-202.
2. Wirz, J., Schmidli, F., Jäger, K., *Probleme mit Edelmetalllegierungen, Teil 2: Goldreduzierte Legierungen*. Quintessenz, 1997. 48(7): S. 995-1007.
3. Vlachopoulos, E., *Licht und Farbe - Die Eigenschaften des Lichtes und ihr Einfluss auf die ästhetische Gestaltung von Kronen*. Quintessenz Zahntechnik, 2001. 27(5): S. 524-533.
4. Wirz, J., Schmidli, F., Jäger, K., *Probleme mit Edelmetalllegierungen, Teil 1: Goldgußlegierungen*. Quintessenz, 1997. 48(6): S. 827-837.
5. Wirz, J., Jäger, K., Schmidli, F., *Sind Palladium- Basislegierungen noch zeitgemäß?* Quintessenz, 1997. 48(1): S. 107-117.
6. Savitt, E. D., K. A. Malament, S. S. Socransky, A. J. Melcer, and K. J. Backman, *Effects on colonization of oral microbiota by a cast glass-ceramic restoration*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1987. 7(2): S. 22-35.
7. Combe, E. C., *Teil IV: Dentalkeramiken und Gußlegierungen*, in *Zahnärztliche Werkstoffe - Zusammensetzung, Verarbeitung, Anwendung* 1984, Carl Hanser: München, Wien. S. 231-252.
8. Gehre, G., *Keramische Werkstoffe*, in *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1: Grundlagen und Verarbeitung* 2005, 8, Georg Thieme Verlag: Stuttgart, New York. S. 326-329.
9. Weinstein, M., Katz, S., Weinstein, A.B., *U.S. Patente 3052982 und 3052983*, (1962).
10. Kern, M., Pröbster, L., *Ist die Technik schneller als unsere Lernfähigkeit?* ZWL, 2004(3): S. 38-44.
11. Geis-Gerstorfer, J., *Vom Rohstoff zur Dentalkeramik*, in Kappert, H. F., *Vollkeramik, Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung*, Quintessenz Verlags-GmbH. 1996: Berlin. S. 43-54.
12. Kappert, H. F., Krah, Manfred, *Keramiken-eine Übersicht*. Quintessenz Zahntechnik, 2001. 27(6): S. 668-704.
13. Marx, R., *Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. 48(4): S. 229-236.
14. Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P., Pröbster, L., Weber, H., *Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Rißwachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. 48(11): S. 685-691.

15. Hennicke, H. W., Klein, S., *Nichtmetallisch-anorganische Werkstoffe im Dentalbereich*, in Kappert, H.F. *Vollkeramik - Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung* 1996, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 19-41.
16. Kappert, H. F., *Zur Festigkeit von Dentalkeramiken*. zm, 2003. 93(7): S. 42-46 (802-806).
17. Marx, R., Weber, M., *Mechanische und chemische Eigenschaften*, in *Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien* 2000,3, Universitätsklinikum der RWTH Aachen: Aachen. S. 9-13.
18. Zeeck, A., *Metallische Bindung*, in *Chemie für Mediziner*, Urban und Schwarzenberg. 1997,3: Göttingen. S. 23-24.
19. Körber, K., Ludwig, K., *Einführung in die Metallkunde*, in *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*, Georg Thieme Verlag. 1993,2: Kiel. S. 24-50.
20. Keel, P., *Corrosion manifestations on uncommon dimensions*. Quintessence Int, 1975. 10: S. 63.
21. Wirz, J., Christ R., *Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten - eine In-vitro-Studie*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1982. 92(5): S. 409-428.
22. Küttler, T., *Giftstoffe*, in *Pharmakologie und Toxikologie*, Jungjohann Verlag. 1994,16: Stuttgart. S. 425.
23. Arvidson, K., Madsen, K., Friberg, U., *Biological testing of dental post materials by means of cell culture*. J Dent Res, 1978. 57: S. 257 (Abstr. Nr. 731).
24. Arvidson, K., Wróblewski, R., *Migration of metallic ions from screwposts into dentin an surrounding tissues*. Scand J Dent Res, 1978. 86: S. 200-205.
25. *Europäisches Komitee für Normung, DIN EN ISO 6872 (ISO 6872:1995 einschließlich ISO 6872/A1:1:1997) Dentalkeramik*. 1998.
26. Campbell, S. D., *Biological compatibility of prosthodontic materials*. Int J Prosthodont, 2003. 16 Suppl: S. 52-4; discussion 68-70.
27. Sorensen, J. A., *A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems*. J Prosthet Dent, 1989. 62(3): S. 264-269.
28. Scarano, A., Piatelli, M., Caputi, S., Favero G.A., Piatelli, A., *Bacterial Adhesion on Comercially Pure Titanium an Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study*. J Periodontol, 2004. 75(2): S. 292-296.
29. Richter, E.-J., *Klinische Erfahrungen mit der Dicor-Glaskeramik*, in Kappert, H.F. *Vollkeramik - Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung* 1996,1, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 119-132.
30. Malament, K. A., S. S. Socransky, V. Thompson, and D. Rekow, *Survival of glass-ceramic materials and involved clinical risk: variables affecting long-term survival*. Pract Proced Aesthet Dent, 2003. Suppl: S. 5-11.
31. Mörig, G., *Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestaurationen*. Quintessenz, 2000. 51(9): S. 891-900.

32. Paolantonio, M., S. D'Ercole, G. Perinetti, D. Tripodi, G. Catamo, E. Serra, C. Brue, and R. Piccolomini, *Clinical and microbiological effects of different restorative materials on the periodontal tissues adjacent to subgingival class V restorations*. J Clin Periodontol, 2004. 31(3): S. 200-207.
33. Lang, N. P., R. A. Kiel, and K. Anderhalden, *Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins*. J Clin Periodontol, 1983. 10(6): S. 563-578.
34. Tan, P. L. and J. T. Dunne, Jr., *An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2004. 91(3): S. 215-218.
35. Edelhoff, D., *Vollkeramik von A bis Z für Praktiker*. Vortrag im Karl-Häupl-Institut Düsseldorf am 16.03.2005.
36. Kelly, J. R., *Dental ceramics: current thinking and trends*. Dent Clin North Am, 2004. 48(2): S. viii, 513-530.
37. Heffernan, M. J., S. A. Aquilino, A. M. Diaz-Arnold, D. R. Haselton, C. M. Stanford, and M. A. Vargas, *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials*. J Prosthet Dent, 2002. 88(1): S. 4-9.
38. Heffernan, M. J., S. A. Aquilino, A. M. Diaz-Arnold, D. R. Haselton, C. M. Stanford, and M. A. Vargas, *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials*. J Prosthet Dent, 2002. 88(1): S. 10-15.
39. al-Hiyasat, A. S., W. P. Saunders, S. W. Sharkey, G. M. Smith, and W. H. Gilmour, *Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold*. J Dent, 1998. 26(5-6): S. 487-495.
40. Raigrodski, A. J., *Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review*. Dent Clin North Am, 2004. 48(2): S. viii, 531-544.
41. Pröbster, L., *Sind Vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?* online: <http://www.dgzmk.de/set5.htm>, [25.04.2005].
42. Stümke, M., *Edelmetall-Legierungen*, in Eichner, K., Kappert, H.F., *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung - Band I: Grundlagen und Verarbeitung* 2005,8, Georg Thieme Verlag: Pforzheim. S. 89-118.
43. Fischer, J., *Mikrostruktur und Verstärkungsmechanismen dentalkeramischer Werkstoffe*, in *Vollkeramik - Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung*, H.F. Kappert. 1996, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 55-68.
44. Marx, R., Weber, M., *Vollkeramische Systeme*, in *Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien* 2000,3, Universitätsklinikum der RWTH Aachen: Aachen. S. 60-78.
45. Marx, R., Weber, M., *Verstärkung*, in *Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien* 2000,3, Universitätsklinikum der RWTH Aachen: Aachen. S. 45-53.
46. Grossman, D. G., *Der Werkstoff Gußglas-Keramikmaterial*, in Preston, J.D., *Perspektiven der Dentalkeramik - Berichte vom Vierten Internationalen Keramik-Symposium* 1989, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 117-133.

47. Höland, W., *Werkstoffkundliche Aspekte der IPS Empress 2 Glaskeramik*, in *Ivoclar Vivadent Report Nr. 12: IPS Empress 2: Die Vollkeramik-Brücke und mehr* 1998, Ivoclar-Vivadent: FL-Schaan. S. 3-10.
48. Tinschert, J., Natt, G., Spiekermann, H., *Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken*. dental-praxis, 2001(9/10): S. 293-309.
49. El-Mowafy, O. and J. F. Brochu, *Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review*. J Can Dent Assoc, 2002. 68(4): S. 233-237.
50. Edelhoff, D., *Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenkonditionierung*. 1994, Aachen: TH: Zahnmed. Diss.
51. Fischer, J., Krämer, V., Kappert, H.F., *Qualitative Untersuchungen zur Oberflächen-Kristallisation dentaler Glaskeramik (Dicor)*. Dtsch Zahnärztl Z, 1989. 44: S. 891-893.
52. Erpenstein, H., Kerschbaum, Th., *Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1995. 50(9): S. 668-670.
53. Mc Lean, J. W., *Perspektiven der zahnärztlichen Keramik*, in *Mc Lean, J.W.: Dental-Keramik - Vorträge und Diskussionen anlässlich des 1. Internationalen Keramik-Symposiums* 1984, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 13-40.
54. Malament, K. A., Socransky, S.S., *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age*. J Prosthet Dent, 1999. 81(1): S. 23-32.
55. Meier, M., Richter, E.-J., Küpper, H., Spiekermann, H., *Klinische Befunde bei Kronen aus Dicor-Glaskeramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 1992. 47: S. 610-614.
56. Bischoff, H., *Vollkeramische Restaurationen mit dem IPS-Empress-Verfahren*, in *Vollkeramik - Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung*, H.F. Kappert. 1996, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 163-174.
57. Beham, G., *IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie*, in *Ivoclar-Vivadent Report Nr. 6* 1990, Ivolar-Vivadent: FL-Schaan.
58. Kramer, N. and R. Frankenberger, *Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years*. Dent Mater, 2005. 21(3): S. 262-71.
59. Fradeani, M. and M. Redemagni, *An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study*. Quintessence Int, 2002. 33(7): S. 503-10.
60. Sorensen, J. A., C. Choi, M. I. Fanuscu, and W. T. Mito, *IPS Empress crown system: three-year clinical trial results*. J Calif Dent Assoc, 1998. 26(2): S. 130-136.
61. Edelhoff, D., Horstkemper, Th., Richter, E.-J., Spiekermann, H., Yildirim, M., *Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 2000. 55(5): S. 326-330.

62. Produktinformation, *IPS Empress Esthetic - Neues vom IPS Empress Original System*. 2005, FL-Schaan: Ivoclar Vivadent AG.
63. Sorensen, J. A., M. Cruz, W. T. Mito, O. Raffener, H. R. Meredith, and H. P. Foser, *A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic*. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1999. 11(1): S. 95-106.
64. Sorensen, J. A., *The IPS Empress 2 System: Defining the possibilities*. Quintessence Dent Technol, 1999. 22: S. 153-163.
65. Heintze, S. D., *Brücken aus vollkeramischem Material (IPS Empress 2)*, in *Ivoclar Vivadent Report Nr. 12: IPS Empress 2: Die Vollkeramik-Brücke und mehr* 1998, Ivoclar-Vivadent: FL-Schaan. S. 11-31.
66. Schweiger, M., Höland, W., Frank, M., Drescher, H., Rheinberger, V., *IPS Empress 2: A New Pressable High-Strength Glass-Ceramic for Esthetic All-Ceramic Restorations*. Quintessence Dent Technol, 1999. 22: S. 143-151.
67. Höland, W., M. Schweiger, M. Frank, and V. Rheinberger, *A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics*. J Biomed Mater Res, 2000. 53(4): S. 297-303.
68. Edelhoff, D., *Vollkeramische Aufbau- und Restaurationsmaterialien- Ergebnisse werkstoffkundlicher und klinischer Untersuchungen*. 2003, Essen: TH Aachen, Habil.-Schr., 2003.
69. Stookey, S. D., *Catalyzed crystallization of glass in theory and practice*. Ind Eng Chem, 1959. 51: S. 805-808.
70. Beall, G. H., *Glass-ceramics - Recent developments and application*, in *Nucleation and Crystallization in Liquids and Glasses*, M.C. Weinberg. 1993, 30, Ceram Trans. S. 189-203.
71. Echeveria, L. M., *New lithium disilicate glass-ceramic*. Bol Soc Esp Ceram, 1992. 5: S. 183-188.
72. Sorensen, J. A., Cruz, M., Berge, H.-X., *In Vivo Measurement of Antagonist Tooth Wear Opposing Ceramic Bridges*. J Dent Res, 2000. 79 (IADR Abstracts): S. 172 (Abstr. Nr. 232).
73. Munz, D., Fett, T., *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*. 1989, Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag.
74. Pröbster, L., *Klinische Erfahrung mit vollkeramischem Zahnersatz - Ein Rückblick*, in *Vollkeramik - Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung*, H.F. Kappert. 1996, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 103-116.
75. Sorensen, J. A., Kang, S.-K., Torres, T.J., Knode, H., *In-Ceram Fixed Partial Dentures: Three-Year Clinical Trial Results*. J Calif Dent Assoc, 1998. 26(3): S. 207-214.
76. Kern, M., Strub, J.R., *Klinische Anwendung und Bewährung von Adhäsivbrücken aus der Aluminiumoxidkeramik In-Ceram*. Dtsch Zahnärztl Z, 1992. 47: S. 532-535.

77. Vult von Steyern, P., O. Jonsson, and K. Nilner, *Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs*. Int J Prosthodont, 2001. 14(4): S. 379-84.
78. Hegenbarth, E. A., *Ästhetik und Zirkoniumdioxid - ein Widerspruch?* Quintessenz Zahntechnik, 2005. 31(4): S. 336-354.
79. Brodbeck, U., *Xawex-Zirkonoxid - ein neues Gerüstmaterial zur Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz mittels CAD-/CAM- Bearbeitung*. Quintessenz, 2005. 56(4): S. 407-420.
80. Fritzsche, J., *Zirconium oxide restorations with the DCS precident system*. Int J Comput Dent, 2003. 6(2): S. 193-201.
81. Mörmann, W. H., Bindl, Andreas, *Cerec 3- ein Quantensprung bei Computer-Restaurationen*. Quintessenz, 2000. 51(2): S. 157-171.
82. Otto, T., De Nisco, Sabatino, *Eine prospektive, klinische 10-Jahres-Studie von Cerec CAD-CAM-Inlays und Overlays*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2003. 113(2): S. 157-163.
83. Schmidt, A., Walter, M., *CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin*. Quintessenz, 1998. 49(11): S. 1111-1122.
84. Becker, J., Heidemann, D., *Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. 48(10): S. 611-617.
85. Fa. Nobelbiocare, *Über uns/ History*. online: <http://www.nobelbiocare.com/global/de/About/history/default.htm>, [24.05.2005].
86. Suttor, D., *Lava zirconia crowns and bridges*. Int J Comput Dent, 2004. 7(1): S. 67-76.
87. Fa. Ivoclar-Vivadent, *IDS Highlights/IPS e.max*. <http://www.vivadent.de/>, [26.05.2005].
88. Edelhoff, D., Pecanov-Schröder, A., *Die Keramik verstehen*. Dental Magazin, 2005(2): S. 62-68.
89. Kerschbaum, T., Seth, M., Teeuwen, U., *Verweildauer von kunststoff-und metallkeramisch verblendeten Kronen und Brücken*. Dtsch Zahnärztl Z, 1997. 52(6): S. 404-406.
90. Schlösser, R., Kerschbaum, Th., Ahrens, F.J., Cramer, C., *Überlebensrate von Teil- und Vollgußkronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. 48(11): S. 696-698.
91. Dumfahrt, H., Schäfer, H., *Vollkeramische Adhäsivbrücken aus Optec Hsp im klinischen Versuch*. Dtsch Zahnärztl Z, 1995. 50(5): S. 375-378.
92. Hankinson, J. A., Cappetta, Emil G., *Fünffährige klinische Erfahrungen mit einem leuzitverstärkten Keramikronensystem*. Int J Parodont Rest Zahnheilkd, 1994. 14(2): S. 137-151.
93. Fradeani, M. and A. Aquilano, *Clinical experience with Empress crowns*. Int J Prosthodont, 1997. 10(3): S. 241-247.

94. Sjögren, G., R. Lantto, A. Granberg, B. O. Sundstrom, and A. Tillberg, *Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study*. Int J Prosthodont, 1999. 12(2): S. 122-128.
95. Pospiech, P., Kistler, St., Frasch, C., Rammelsberg, P., *Clinical evaluation of Empress 2 bridges: First results after two years*. J Dent Res, 2000. 79 (IADR Abstracts): S. 334 (Abstr. 1527).
96. Kistler, S., Pospiech, P., Frasch, C., Gernet, W., *Clinical performance of Empress 2 lithium-disilicate-glassceramic posterior crowns: results up to two years*. J Dent Res, 2000. 79 (IADR Abstracts): S. 172 (Abstr. 230).
97. Marquardt, P. and J. R. Strub, *Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study*. Quintessence Int, 2006. 37(4): S. 253-259.
98. Pröbster, L., *Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns*. Journal of Oral Rehabilitation, 1996. 23: S. 147-151.
99. Pröbster, L., *Klinische Langzeiterfahrungen mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram*. Quintessenz, 1997. 48(12): S. 1639-1646.
100. McLaren, E. A., White, S.N., *Clinical performance of In-Ceram crowns in a private praxis*. J Dent Res, 1998. 77 (IADR Abstracts): S. 778 (Abstr. 1176).
101. Olsson, K. G., B. Furst, B. Andersson, and G. E. Carlsson, *A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs*. Int J Prosthodont, 2003. 16(2): S. 150-156.
102. Suárez, M. J., J. F. Lozano, M. Paz Salido, and F. Martinez, *Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs*. Int J Prosthodont, 2004. 17(1): S. 35-38.
103. Sjögren, G., M. Molin, and J. W. van Dijken, *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, 2004. 17(2): S. 241-246.
104. Oden, A., M. Andersson, I. Krystek-Ondracek, and D. Magnusson, *Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns*. J Prosthet Dent, 1998. 80(4): S. 450-456.
105. Ödman, P. and B. Andersson, *Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study*. Int J Prosthodont, 2001. 14(6): S. 504-509.
106. Bindl, A., Hörmann, W.H., *An up to 5-Year Clinical Evaluation of Posterior In-Ceram CAD/CAM Core Crowns*. Int J Prosthodont, 2002. 15(5): S. 451-456.
107. Reich, S. M., M. Wichmann, H. Rinne, and A. Shortall, *Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study*. J Am Dent Assoc, 2004. 135(5): S. 605-612.
108. Bindl, A. and W. H. Mormann, *Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years*. Eur J Oral Sci, 2004. 112(2): S. 197-204.
109. Fradeani, M., M. D'Amelio, M. Redemagni, and M. Corrado, *Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns*. Quintessence Int, 2005. 36(2): S. 105-113.

110. Gibbs, C. H., P. E. Mahan, A. Mauderli, H. C. Lundeen, and E. K. Walsh, *Limits of human bite strength*. J Prosthet Dent, 1986. 56(2): S. 226-229.
111. Edelhoff, D., *Persönliche Mitteilungen*.
112. Mito, W. T., Sorensen, J.A., *Fabrication of Fixed Partial Dentures with Empress 2*. Quintessence Dent Technol, 1999: S. 164-168.
113. Strub, J. R., Türb, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M., *Präprothetische Vorbehandlung, Phase I*, in *Curriculum Prothetik, Band I*1999,2, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin. S. 265-291.
114. Sindel, J., Krämer, N., Frankenberger, R., Bischoff, S., *Are compomers suitable as core build up for All-Ceramic Crowns?* J Dent Res, 1998. 77: S. 928 (Abstr. 2375).
115. Edelhoff, D., Spiekermann, H., *Alles über moderne Stiftsysteme*. zm, 2003. 93(7): S. 820-826.
116. Edelhoff, D., Spiekermann, H., Yildirim, M., *Klinische Erfahrungen mit konfektionierten Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik*. Dtsch Zahnärztl Z, 2000. 55(11): S. 746-750.
117. Assif, D., A. Bitenski, R. Pilo, and E. Oren, *Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns*. J Prosthet Dent, 1993. 69(1): S. 36-40.
118. Sidoli, G. E., P. A. King, and D. J. Setchell, *An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system*. J Prosthet Dent, 1997. 78(1): S. 5-9.
119. Kaelin, D., Schärer, P., *Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1991. 101(4): S. 457-463.
120. Edelhoff, D., Spiekermann, H., Yildirim, M., *Ästhetische Gestaltung des Brückenzwischengliedes*. Quintessenz, 2000. 51(3): S. 233-245.
121. Strub, J. R., Türb J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M., *Farbe, Farbbestimmung und Farbangleichung*, in *Curriculum Prothetik, Band III*1999,2, Quintessenz Verlags GmbH: Berlin. S. 505-519.
122. Fa. Ivoclar-Vivadent, *IPS Empress 2- Verarbeitungsanleitung*. 2002: S. 20.
123. Paul, S. J. and P. Scharer, *Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine*. J Oral Rehabil, 1997. 24(1): S. 8-14.
124. Lutz, F., Krejci, I., Frischknecht, A., *Lichtpolymerisation*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1992. 102(5): S. 575-582.
125. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, Th., *Schmerzsymptomatik, Diagnostik und Behandlung der erkrankten Pulpa*, in *Einführung in die Zahnerhaltung*1999,2, Urban und Fischer: München. S. 235-244.
126. Weber, T., *Zahnärztliche Anamnese/Befunderhebung*, in *Memorix Zahnmedizin*1999,1, Georg Thieme Verlags-GmbH: Stuttgart. S. 45-89.
127. Kaplan, E. L., Meier, P., *Non parametric estimation from incomplete observations*. J Am Stat Assoc, 1958. 53: S. 457-465.

128. Pospiech, P., Rountree, P., Unsöld, F., Rammelsberg, P., *In-vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of Empress 2*. J Dent Res, 1999. 78: S. 307 (Abstr. 1609).
129. Tinschert, J., Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R., *Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken*. Dtsch Zahnärztl Z, 2000. 55: S. 610-616.
130. Körber, K. H., Ludwig, K., *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen*. Dent-Lab, 1983. 31: S. 55.
131. Moffa, J. P., Lugassy, A.A., Ellison, J.A., *Clinical evaluation of castable ceramic material: Three-year study*. J Dent Res, 1988. 67: S. 118 (Abstr. Nr. 43).
132. Kelly, J. R., Tesk, J.A., Sorensen, J.A., *Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling*. J Dent Res, 1995. 74: S. 1253-1258.
133. Evans, A. G., Fuller, E.R., *Crack propagation in ceramic materials under cyclic loading conditions*. Met Trans, 1994. 5: S. 27-33.
134. Jung, Y. G., Peterson, I.M., Kim, D.G., Lawn, B.R., *Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics*. J Dent Res, 2000. 79: S. 722-731.
135. Wiederhorn, S. M., Freiman, S.W., Fuller, E.R., Simmons, C.J., *Effects of water and other dielectrics on crack growth*. J Mat Sci, 1983. 17: S. 265-269.
136. Jones, D. W., Sutow, E.J., *Stress corrosion failure of dental porcelain*. Br Ceram Tran J, 1987. 86: S. 40-43.
137. Fairhurst, C. W., Lockwood, P.E., Ringle, R.D., Twiggs, S.W., *Dynamic fatigue of feldspathic porcelain*. Dent Mater, 1993. 9: S. 269-273.
138. Oh, W.-S., Anusavice, K.J., *Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures*. J Prosthet Dent, 2002. 87: S. 536-542.
139. Erpenstein, H., Kerschbaum, Th., Fischbach, H., *Verweildauer und klinische Befunde bei Kronen und Brücken - Eine Langzeitstudie*. Dtsch Zahnärztl Z, 1992. 47: S. 315-319.
140. Kerschbaum, T., Leempoel, P., *Kronen und Brücken*, in *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*, Bd. 4, R. Voß, Meiners, H. 1989, Hanser: München. S. 109 ff.
141. Kerschbaum, T., Paszyna, Ch., Klapp, S., Meyer, G., *Verweilzeit- und Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahnersatz*. Dtsch Zahnärztl Z, 1991. 45: S. 20-24.
142. Sorensen, J. A., *Restorationen mit Vollkeramik-Kronen - Klinische Erfahrungen und Ergebnisse kontrollierter klinischer Studien*. Phillip J, 1997(7-8): S. 373-375.

143. Meier, M., Fischer, H., Richter, E.J., Maier, H.R., Spiekermann, H., *Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramische Molarenkronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1995. 50: S. 295-299.
144. Malament, K. A., Grossmann, D.G., *Bonded vs non bonded Dicor crowns: Four-year report*. J Dent Res, 1992. 71: S. 321 (Abstr. Nr. 1720).
145. Günay, H., Seeger, A., Tschernitschek, H., Geurtsen, W., *Placement of the preparation line an periodontal health - a prospective 2-year clinical study*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2000. 20: S. 173-181.
146. Kois, J. C., *Clinical techniques in Prosthodontics - Relationship of the periodontium to impression procedures*. Compendium Cont Education Dent, 2000. 21: S. 684-692.
147. Gschoßmann, K., *Laseroptische Untersuchungen zum In-vivo-Kauflächenverschleiß von metallfreien Artglass®-Kronen im Front- und Seitenzahngebiet*. 2002, Bamberg: Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät. 13-17.

8 ANHANG

8.1 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 2-1: Zweiphasendiagramm Kalifeldspat-Natronfeldspat (aus [11]).....	4
Abb. 2-2: Biegefestigkeit bzw. 0,2 %-Dehngrenzen einiger Materialien (nach [16])	7
Abb. 2-3: Elastizitätsmodule einiger Materialien (modifiziert nach [16]).....	8
Abb. 2-4: Bruchfestigkeiten einiger Dentalkeramiken (nach [16]).....	8
Abb. 2-5: Vollkeramik (oben) und Metallkeramik (unten) im Durchlicht (Fotos: Prof. Dr. D. Edelhoff)	13
Abb. 2-6: Risswachstum: Zugspannungen öffnen den Rissgrund, Druckspannungen schließen ihn (aus [45]).	18
Abb. 2-7: Whiskerverstärkung (aus [46])	20
Abb. 2-8: Festigkeitssteigerung nach dem Prinzip alter Torbögen (aus [57])	25
Abb. 3-1: Präparation für Frontzahnkronen 13,12,11 und eine Brücke 21-23 (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)	49
Abb. 3-2: Gerüstanprobe der Restaurationen aus Abb. 3-1 (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)	52
Abb. 3-3: fertiggestellte E 2-Kronen 13,12,11 und Brücke 21-23 (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff).....	56
Abb. 3-4: Aufteilung der eingegliederten Restaurationen	58
Abb. 3-5: Vitalität vor dem Zementieren	59
Abb. 3-6: Aufteilung der verwendeten Präparationsgeometrien.....	60
Abb. 3-7: Lage der Präparationsgrenze	61
Abb. 3-8: Verwendete Befestigungsmaterialien	62
Abb. 3-9: Befestigungsmodalitäten.....	63
Abb. 3-10: Komplikationen bei der Eingliederung.....	64
Abb. 3-11: Nachuntersuchungsbogen	72
Abb. 4-1: Plaqueindex nach Silness und Loe.....	74

Abb. 4-2: Gingiva-Index aller untersuchten Restaurationen	75
Abb. 4-3: Gingiva-Index der konventionell und adhäsiv befestigten Restaurationen im Vergleich.....	76
Abb. 4-4: Aufteilung der Sondierungstiefen.....	77
Abb. 4-5: Aufteilung der ermittelten Attachmentverluste	77
Abb. 4-6: Papillenblutungsindices aller untersuchten Restaurationen	78
Abb. 4-7: PBI der konventionell und adhäsiv befestigten Restaurationen im Vergleich.....	79
Abb. 4-8: Ergebnisse der Vitalitätsproben.....	80
Abb. 4-9: Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit	81
Abb. 4-10: Abrasionsverhalten	82
Abb. 4-11: Beschaffenheit der Antagonisten.....	83
Abb. 4-12: Oberfläche der Antagonisten bei Abrasion der Keramik	83
Abb. 4-13: Beurteilung der Ästhetik durch Zahnarzt und Patienten	84
Abb. 4-14: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Restaurationen (n=137) nach <i>Kaplan</i> und <i>Meier</i> hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“	91
Abb. 4-15: Überlebenswahrscheinlichkeit der nachuntersuchten experimentellen Brücken (n=21) nach <i>Kaplan</i> und <i>Meier</i> hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“	91
Abb. 4-16: Überlebenswahrscheinlichkeit nach <i>Kaplan</i> und <i>Meier</i> für die Brücken innerhalb des Indikationsbereiches [n=15] hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“	92
Abb. 4-17: Überlebenswahrscheinlichkeit nach <i>Kaplan</i> und <i>Meier</i> für die nachuntersuchten Kronen [n=102] hinsichtlich des Zielkriteriums „absoluter Misserfolg“	92
Abb. 4-18: Überlebenswahrscheinlichkeit nach <i>Kaplan</i> und <i>Meier</i> für alle nachuntersuchten Arbeiten hinsichtlich des Zielkriteriums „relativer Misserfolg“ (n=126).....	94
Abb. 4-19: frakturierte Brücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)	95
Abb. 4-20: Verbinderfraktur (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff).....	96
Abb. 4-21: Verbinderfraktur im REM-Bild (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff).....	96

8.2 TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 2-1: Zusammensetzung herkömmlicher Feldspatkeramiken (nach [11]).....	3
Tab. 2-2: Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung (nach [42]).....	15
Tab. 2-3: Einteilung nach dem Herstellungsverfahren (nach [42]).....	15
Tab. 2-4: Einteilung nach klinischer Anwendung (nach [42]).....	15
Tab. 2-5: Chemische Zusammensetzung der E2- Gerüst- und Verblendkeramik (modifiziert nach [48])	28
Tab. 2-6: Eigenschaften der IPS Empress Press-Glaskeramik im Vergleich zur IPS Empress 2-Glaskeramik (modifiziert nach [48]).....	30
Tab. 2-7: Materialeigenschaften der In-Ceram-Gerüstmaterialien (nach [12])	33
Tab. 2-8: Materialeigenschaften einiger Keramiken (nach [80]).....	35
Tab. 2-9: Hersteller von verschiedenen CAD/CAM-Systemen im Dentalbereich (modifiziert nach [80])	38
Tab. 2-10: Klinische Studien mit konventionellen Restaurationen (Kr.=Kronen, Br.=Brücken, k.A.=keine Angaben)	40
Tab. 2-11: Klinische Studien mit glaskeramischen Materialien (PM=Prämolarenbereich, M=Molarenbereich)	41
Tab. 2-12: Klinische Studien mit Empress 2.....	42
Tab. 2-13: Klinische Studien mit Oxidkeramiken	43
Tab. 2-14: Klinische Studien mit CAD/CAM-Systemen.....	44
Tab. 3-1: Brandführung für die Schichttechnik (nach [39]).....	53
Tab. 4-1: Auflistung aller Misserfolgsergebnisse	87
Tab. 4-2: Auflistung aller zensierten Arbeiten.....	89
Tab. 4-3: Misserfolge, die nicht auf ein Versagen der Keramik zurückzuführen waren	89
Tab. 4-4: Misserfolge nach mehr als 60 Monaten Beobachtungsdauer	93

8.3 DANKSAGUNG

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. Dr. H. Spiekermann, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik der RWTH Aachen, für die Möglichkeit, in seiner Abteilung promovieren zu dürfen.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Daniel Edelhoff, der mir ermöglichte, diese Studie durchzuführen und fertig zu stellen. Vor allem für sein immer offenes Ohr bei Fragen rund um die Doktorarbeit und die sehr freundliche und verbindliche Betreuung möchte ich ihm danken.

Auch meinen Kommilitonen, Freunden, den Assistenten des Uniklinikums und meinen Mitbewohnern aus dem Studentenwohnheim Gut Kullen, danke ich für ihre tatkräftige und vor allem moralische Unterstützung während meines Studiums und der Doktorarbeit.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir mein Studium erst ermöglicht haben und mich ideell wie auch finanziell immer voll unterstützt haben.

8.4 LEBENSLAUF

PERSÖNLICHE DATEN

Name: Bernd Kinnen
Geburtsdatum: 10.10.1978
Geburtsort: Mechernich
Familienstand: ledig

BILDUNGSWEG:

1985-1989 Katholische Grundschule, Dahlem
1989-1998 Clara-Fey-Gymnasium, Schleiden
Abitur
1999 Grundwehrdienst
1999-2004 Studium der Zahnheilkunde an der Universitätsklinik der
RWTH Aachen
Staatsexamen
2004 Zahnärztliche Approbation

BERUFSTÄTIGKEIT:

2005-2006 Vorbereitungsassistent in der Gemeinschaftspraxis
Dr. Schömer/ Dr. Haghiri-Schömer, Eschweiler
Seit 2006 Vorbereitungsassistent in der Gemeinschaftspraxis
Dres. Imm, Baesweiler