

**KLINISCHE BEWERTUNG VON KRONEN UND BRÜCKEN AUS
ZIRKONIUMDIOXID – KERAMIK (TYP LAVA)
NACH 21 MONATEN BEOBACHTUNGSDAUER**

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

vorgelegt von

Katja Nießing

aus

Mönchengladbach

Berichter: Herr Universitätsprofessor
Dr.med.dent. Daniel Edelhoff

Herr Universitätsprofessor
Dr.med.dent. Stefan Wolfart

Tag der mündlichen Prüfung: 9.Juni 2009

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

In großer Dankbarkeit meinen Eltern gewidmet

| | |
|---|---------------|
| 1. Einleitung | - 4 - |
| 2. Grundlagen | - 6 - |
| 2.1. Historische Entwicklung der Dentalkeramik | - 6 - |
| 2.2. Metall und Keramik im Vergleich | - 8 - |
| 2.2.1. Chemischer Aufbau und Materialeigenschaften | - 9 - |
| 2.2.2. Biokompatibilität und Korrosion | - 15 - |
| 2.2.3. Plaqueakkumulation | - 16 - |
| 2.2.4. Ästhetik | - 17 - |
| 2.2.5. Zusammenfassung der Vor- und Nachteile von Vollkeramiken | - 19 - |
| 2.3. Vollkeramiken | - 20 - |
| 2.3.1. Einteilung und Indikationsbereiche | - 20 - |
| 2.3.2. Silikatkeramiken | - 23 - |
| 2.3.3. Oxidkeramiken | - 23 - |
| 2.3.4. Zirkoniumdioxidkeramik | - 24 - |
| 2.3.5. CAD/CAM – Systeme | - 31 - |
| 2.3.6. Das Lava [®] -System | - 37 - |
| 2.4. Klinische Studien | - 38 - |
| 2.4.1. Metallunterstützte Restaurationen | - 38 - |
| 2.4.2. Glaskeramiken | - 40 - |
| 2.4.3. Oxidkeramiken | - 43 - |
| 2.4.4. CAD/CAM-Systeme | - 44 - |
| 2.4.5. CAD/CAM-Systeme mit Zirkoniumdioxid als Werkstoff | - 46 - |
| 3. Material und Methode | - 48 - |
| 3.1. Klinisches Vorgehen im Rahmen der Studie | - 48 - |
| 3.1.1. Vorbehandlung | - 50 - |
| 3.1.2. Farbbestimmung | - 50 - |
| 3.1.3. Präparationsrichtlinien | - 51 - |
| 3.1.4. Gerütherstellung | - 52 - |
| 3.1.5. Einprobe des Keramikgerüsts | - 55 - |
| 3.1.6. Verblendung des Keramikgerüsts | - 56 - |
| 3.1.7. Definitive Befestigung der Arbeit | - 59 - |
| 3.2. Dokumentation der Patienten - Stammdaten | - 60 - |
| 3.2.1. Stammdatenbogen und Patientengut | - 60 - |
| 3.2.2. Aufteilung der Studiengruppen | - 62 - |

| | | |
|-------------|---|---------------|
| 3.2.3. | Parameter für den Zahnstumpf | - 65 - |
| 3.3. | Dokumentation der Nachkontrollen..... | - 68 - |
| 3.3.1. | Nachuntersuchungsbogen | - 68 - |
| 3.3.2. | Erstellung des Plaque- Index nach Silness und Loe 1964 | - 69 - |
| 3.3.3. | Erstellung des Gingiva- Index nach Silness und Loe 1963 | - 69 - |
| 3.3.4. | Erstellung des Papillenblutungsindex..... | - 70 - |
| 3.3.5. | Sensibilität..... | - 71 - |
| 3.3.6. | Randqualität | - 72 - |
| 3.3.7. | Sekundärkaries | - 72 - |
| 3.3.8. | Schmerzen | - 73 - |
| 3.3.9. | Oberfläche..... | - 74 - |
| 3.3.10. | Abrasion und Kaufläche des Antagonisten..... | - 74 - |
| 3.3.11. | Führung über die Restauration..... | - 75 - |
| 3.3.12. | Balancekontakte..... | - 75 - |
| 3.3.13. | Ästhetikbeurteilung des Zahnarztes und des Patienten | - 76 - |
| 3.3.14. | Befunde der Röntgen- Untersuchung | - 76 - |
| 3.3.15. | Misserfolge..... | - 77 - |
| 3.3.16. | Misserfolgsbewertung | - 77 - |
| 4. | Auswertung und Ergebnisse | - 78 - |
| 4.1. | Patientengut..... | - 78 - |
| 4.2. | Untersuchungszeitraum | - 79 - |
| 4.3. | Datenerfassung und statistische Auswertung | - 82 - |
| 4.4. | Ergebnisse | - 83 - |
| 4.4.1. | Plaque- Index nach Silness und Loe | - 83 - |
| 4.4.2. | Gingiva – Index nach Loe und Silness | - 83 - |
| 4.4.3. | Sondierungstiefen | - 84 - |
| 4.4.4. | Papillenblutungsindex (PBI) nach Mühlemann | - 86 - |
| 4.4.5. | Sensibilität..... | - 86 - |
| 4.4.6. | Randqualität | - 87 - |
| 4.4.7. | Auftreten von Karies | - 88 - |
| 4.4.8. | Auftreten von Schmerzen..... | - 88 - |
| 4.4.9. | Oberflächenbeschaffenheit | - 89 - |
| 4.4.10. | Abrasion, Antagonisten und Okklusion | - 89 - |
| 4.4.11. | Beurteilung der Ästhetik | - 91 - |

| | |
|---|----------------|
| 4.5. Misserfolge | - 92 - |
| 4.5.1. Ausschlusskriterien und Zensierungen | - 93 - |
| 4.5.2. Absolute Misserfolge | - 94 - |
| 4.5.3. Relative Misserfolge | - 95 - |
| 4.5.4. Bilder | - 103 - |
| 5. Diskussion | - 104 - |
| 6. Zusammenfassung | - 114 - |
| 7. Literaturverzeichnis | - 115 - |
| 8. Anhang | - 128 - |
| 8.1. Abbildungsverzeichnis | - 128 - |
| 8.2. Tabellenverzeichnis | - 130 - |
| 8.3. Danksagung | - 131 - |
| 8.4. Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung | - 132 - |
| 8.5. Lebenslauf | - 133 - |

1. EINLEITUNG

Definitionsgemäß bezeichnet der Begriff der „Keramik“ alle nichtmetallischen anorganischen Werkstoffe.

Diese sind weitgehend wasserbeständig und nach dem Sinterprozess ganz oder zu einem großen Teil von kristalliner Natur [75,112].

In den letzten Jahren hat das Angebot für vollkeramische Materialien zur Erstellung ästhetisch hochwertiger Restaurationen für den zahnmedizinischen Bereich stetig zugenommen [114].

Alleine in Deutschland wurden im Jahr 2004 circa 8 Prozent aller Kronen und Brücken aus Keramik gefertigt. Davon wurden 40 Prozent in CAD/CAM- Systemen gefräst. Im Jahr 2005 wurden von den mehr als 15 Prozent Keramikversorgungen bereits 60 Prozent CAD/CAM- gefertigt [71].

Betrachtet man speziell die Hochleistungskeramiken auf der Basis von Oxidkeramiken, wie zum Beispiel hoch verdichtetes Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid, so wird festgestellt, dass diese im medizinischen Bereich schon seit längerem etabliert sind.

Sie werden beispielsweise in der Orthopädie in Form von Kniegelenks- oder Hüftgelenksprothesen verwendet. In der Hüftgelenksimplantologie wird der Werkstoff etwa seit 1970 als Knochenersatzmaterial verwendet. „Keramische Hüftgelenke“ bieten heute durch ihre gute Biokompatibilität und wegen der hervorragenden Verschleißigenschaften eine sichere Anwendung und sind weit verbreitet.

Aufgrund der hohen initialen Festigkeit und Langzeitstabilität, begannen in den 1990er Jahren die Versuche Zirkoniumdioxid in der zahnärztlichen Prothetik für Kronen und Brücken zu nutzen [20,54,110,126].

Mit Zirkoniumdioxid als Werkstoff ist es gelungen eine für den dentalen Bereich günstige Kombination von hoher Bruchzähigkeit, Festigkeit, Biokompatibilität und Ästhetik zu realisieren. Die Herausforderung, die sich bei der Anwendung im Dentalbereich stellt, ist die Wirtschaftlichkeit des Herstellungsprozesses bei individuellen Restaurationen [98].

Zurzeit nimmt unter den Oxidkeramiken als Gerüstmaterial die teilstabilisierte Zirkoniumdioxidkeramik (Y-TZP) die bedeutendste Rolle ein. Die höhere Opazität und die hartweiße Farbe dieser Gerüste werden im Vergleich zu Glaskeramiken jedoch als ästhetische Beeinträchtigung empfunden.

Durch eine Einfärbung der Gerüstkeramik und durch die Reduzierung der Wandstärke von Gerüsten für Einzelkronen im Frontzahnbereich, soll bei dem CAD/CAM- System Lava ein höherer ästhetischer Anspruch erzielt werden [13].

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es die Eignung einer Zirkoniumdioxidkeramik (Y-TZP) als Gerüstmaterial in Verbindung mit dem CAD/CAM- System Lava für vollkeramische Kronen und Brücken im Front- und Seitenzahnbereich zu verifizieren.

2. GRUNDLAGEN

2.1. HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER DENTALKERAMIK

Schon einige Jahrtausende vor Jesus Christus war der Werkstoff der Keramik dem Menschen bekannt. Der Begriff der „Keramik“ leitet sich aus dem Griechischen ab. Das Wort „Keramos“ bezeichnet den „Töpferthon“. Bei den Tonen handelte es sich um quellfähige Aluminiumsilikate mit Schichtstruktur. Die Glasur bestand aus einem sogenannten glasartigen „Überzug“, mit dem die poröse Oberfläche versiegelt wurde [17,26,36].

Porzellane zählen zu dem edelsten Tonzeug und werden bereits seit 700 n.Chr. in China hergestellt. Aus diesen und den Glasurmassen entwickelten sich die heutigen dentalkeramischen Massen.

Das Porzellan als solches gelangte erst im 15.Jahrhundert durch die Portugiesen nach Europa und etablierte sich hier Mitte des 18.Jahrhunderts.

Die Geschichte der Keramik als zahntechnisches Material beginnt im Jahre 1776 mit dem französischen Chemiker Duchateau. Erste Versuche zur Herstellung vollkeramischen Zahnersatzes gehen auf Fauchard zurück, der im 18.Jahrhundert Totalprothesen aus Geschirrporzellan brannte. Dieser gedankliche Ansatz wurde dann zwölf Jahre später von Dubois de Chemant weiterentwickelt, er stellte die ersten künstlichen Zähne aus Porzellan her [8,17,75].

1905 entwickelte Charles Henry Land (*1847 - †1919) die erste individuelle, aus Porzellan gebrannte, Vollkrone, die sogenannte Jacketkrone. Wegen ihrer hohen Frakturanfälligkeit musste für eine ausreichende Schichtdicke eine breite zirkuläre Stufe präpariert werden. Dies führte zu einer deutlichen Gefährdung der Zahnpulpa [17,89,114].

In den darauf folgenden Jahrzehnten wurde zum einen das Brennen der Keramik unter Vakuum von der Wienand Zahnfabrik entwickelt und zum anderen

experimentierten McLean und Hughes mit der Zugabe von Aluminiumoxidpartikeln ins Jacketkronenmaterial als Dispersionsverstärkung [17,62,114].

In den 60er Jahren wurden in Verbindung mit neuen Legierungen auf der Grundlage des Weinstein- Patentes die ersten metallkeramischen Restaurationen auf den Markt gebracht.

Diese Technik ist bis heute weitgehend ausgereift und als verarbeitungssicher anzusehen. Hiermit sind fast alle prothetischen Fragestellungen zu lösen. Im festsitzenden Bereich lassen sich für alle Kauregionen sowohl Kronen als auch Brücken fertigen. Auch kombiniert festsitzend-herausnehmbarer Zahnersatz ist je nach Gestaltungswunsch realisierbar [17,39,114,123].

Nachdem 1957 von Stookley der Begriff der „Glaskeramik“ geprägt wurde und McCulloch 1968 die ersten Versuche startete keramischen Zahnersatz durch Heißluftumformung (Gießen oder Pressen) zu gestalten, kamen in den 80er Jahren eine Reihe von glaskeramischen Systemen (z.B. Dicor Glaskeramik) auf den Markt [30,60,114]. Ihr Indikationsbereich war weitestgehend auf Kronen, Inlays und Veneers begrenzt.

Durch den Einzug der bereits industriell genutzten Hochleistungskeramiken auf Aluminium- und Zirkonoxidbasis in die Zahnmedizin und Zahntechnik erweiterte sich der Indikationsbereich für vollkeramischen Zahnersatz auf drei- bis vier- Gliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich.

Da bei diesen Keramiken ein direktes Sintern von Kronen- und Brückengerüsten auf entsprechenden Modellstümpfen nicht möglich ist, wurden für die Verarbeitung von Oxidkeramiken vermehrt CAD/CAM- Verfahren entwickelt [114].

Erste Ideen zur computergestützten Herstellung von Zahnrestaurationen kamen 1971 durch Francois Duret auf. Er gilt als der Begründer der CAD/CAM- Technik in der Zahnmedizin. Allerdings war Durets Annahme, dass die bereits zu diesem Zeitpunkt etablierte Industrie-Technologie mit geringen Modifikationen in die Zahnheilkunde zu übertragen sei, falsch. Der Hauptvorteil der industriellen CAD/CAM- Technik ist viele gleichartige Werkstücke automatisch herzustellen. Im Gegensatz dazu ist Zahnersatz

jedoch immer wieder individuell. Es bestand also die Notwendigkeit einer sogenannten „Unikatfertigung“ [115].

Rückblickend auf die weitere historische Entwicklung der CAD/CAM-Verfahren, gelang es 1985 zum ersten Mal eine dreidimensionale intraorale Kavitätenaufnahme herzustellen. Dies wurde durch einen CCD-Videochip der US-Firma Fairchild ermöglicht, der bis zum damaligen Zeitpunkt ausschließlich militärische Anwendung fand. Technisch gesehen wurde die Aufnahme der Kavität mit einer Triangulationskamera unter Infrarotlicht angefertigt.

Noch im gleichen Jahrzehnt wurden weitere, taktil arbeitende mechanische Sonden und optisch arbeitende Sensoren zur Vermessung von Zahnmodelloberflächen eingesetzt.

Mitte der 90er Jahre beruhigte sich das Interesse an der CAD/CAM- Technik, aufgrund des noch zu geringen Entwicklungsstands der Computer- und Softwaretechnik.

Um die Jahrtausendwende führten sowohl die rasante Entwicklung in den Computerwissenschaften, als auch die neuen Materialien der Oxidkeramiken zu einer raschen Weiterentwicklung der CAD/CAM- Verfahren.

Im Jahr 2006 wurden in Deutschland bereits 1,3 Millionen Restaurationen mit Hilfe der CAD/CAM- Technologie hergestellt [44].

2.2. METALL UND KERAMIK IM VERGLEICH

Ein wesentlicher Unterschied zwischen den beiden Materialien Keramik und Metall liegt darin, dass die Keramik im Gegensatz zum Metall nicht plastisch verformbar ist obwohl beide von ihren Eigenschaften her elastisch sind.

Dieses unterschiedliche Verhalten beruht auf den verschiedenen atomaren Bindungsstruktur der einzelnen Materialien [75].

Im Nachfolgenden wird auf die Unterschiede und die einzelnen Materialeigenschaften explizit eingegangen.

2.2.1. CHEMISCHER AUFBAU UND MATERIALEIGENSCHAFTEN

Betrachtet man zunächst einmal die „herkömmlichen“ dentalen Keramiken, also Feldspatkeramiken, so leiten sich diese im Wesentlichen vom klassischen Porzellan ab. Somit gehören auch die Feldspatkeramiken in das Dreistoffsystem Tonerde – Feldspat – Quarz.

Die Bestandteile dieser sogenannten triaxialen Porzellane sind:

- Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$)
- Feldspat (Kalifeldspat $\text{K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-6SiO}_2$ oder Albit $\text{Na}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-6SiO}_2$)
- Quarz (SiO_2)

Die Hauptbestandteile der Dentalkeramiken aus diesem Dreistoffsystem unterscheiden sich vom Porzellan durch ihren höheren Anteil an Feldspat und Quarz zu Ungunsten von Kaolin. Porzellane weisen eine starke Weißtrübung auf, da ihr höherer Anteil an Kaolin sich beim Brennvorgang in den weißen Mullit umwandelt [59].

Stellt man Metall und Keramik in einem Vergleich gegenüber, so kann man schon in der chemischen Bindung grundsätzliche Unterschiede feststellen.

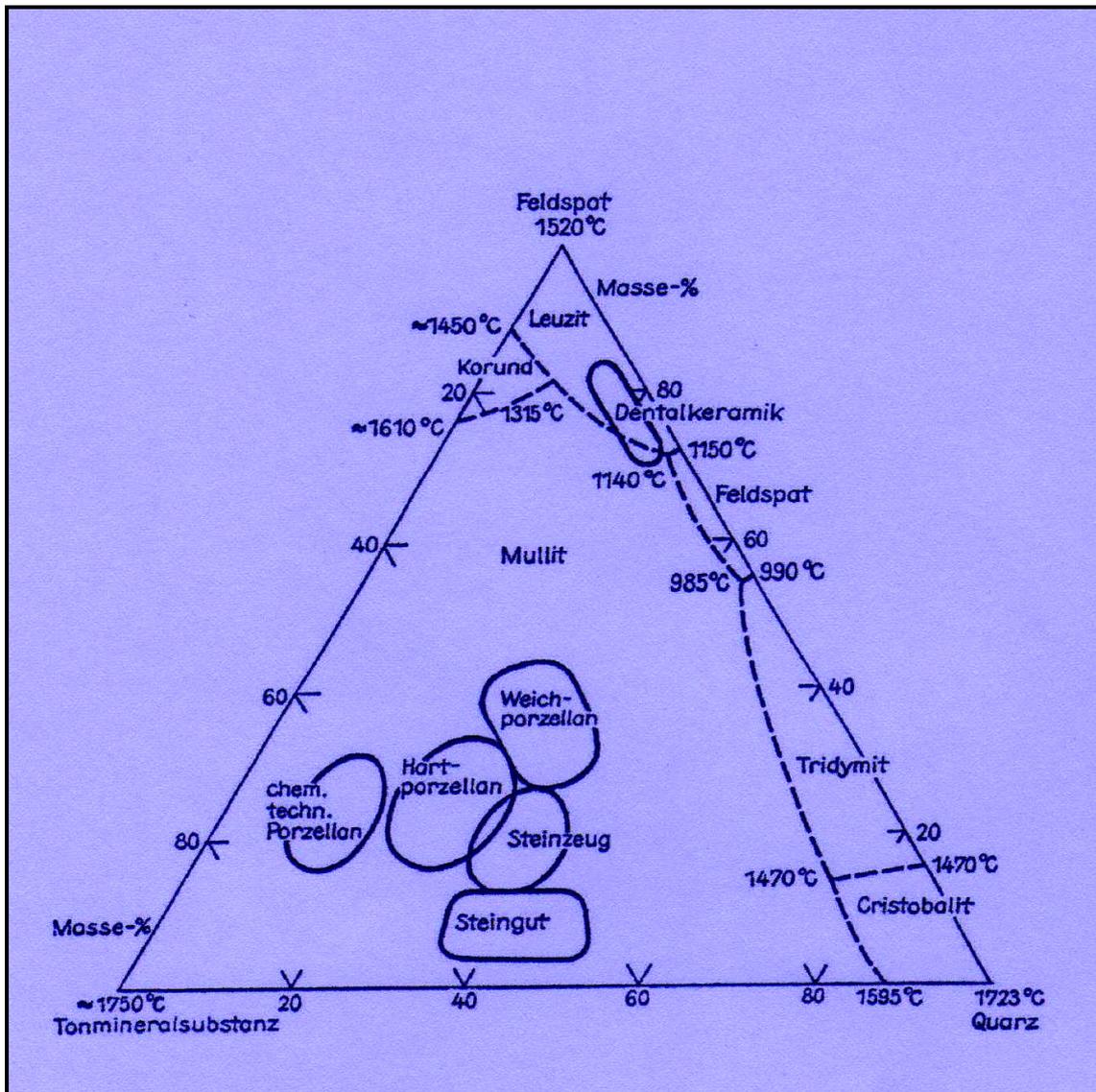


Abbildung 2-1: Lage einiger Produkte im Dreistoffsystem Tonerde-Feldspat-Quarz [17]

Die kennzeichnenden Eigenschaften der Keramik resultieren aus starken kovalenten und ionischen Bindungen, welche die Atomgruppen auf ihren Gitterlätzen fixieren. Aus diesen Bindungskräften ergeben sich hohe Elastizitätsmodule, hohe Härtewerte, hohe Schmelzpunkte, eine geringe Wärmedehnung und die chemische Resistenz [59]. Aufgrund dieser gerichteten kovalenten Bindungen kommt es zu einer mangelnden plastischen Verformbarkeit. Somit ist die Sprödigkeit als kennzeichnendes Merkmal der Keramik festzuhalten [54, 59].

Hier liegt der wesentliche Unterschied zu den Metallen:

Metalle haben keine gerichtete Bindung, da sich die Atome der Elemente fest zusammenlagern und in Gittern anordnen, wobei die Valenzelektronen soweit gelockert sind, dass sie sich zwischen den räumlich fixierten positiv geladenen Atomrümpfen frei bewegen können. Die Elektronen sind somit delokalisiert, frei beweglich und nicht gerichtet [127], wodurch die Eigenschaft der Duktilität, beziehungsweise die der plastischen Verformbarkeit, resultiert [40].

Weitere Eigenschaften sind die Neigung zur Kristallisation, gute elektrische Leitfähigkeit, Glanz, hohe Dichte und gute Wärmeleitfähigkeit [127].

Da Metalle im elementaren Zustand vorliegen, können sie bei einer mangelhaften Verarbeitung korrodieren. Dies kommt selbst bei Edelmetallen vor und kann in seltenen Fällen zu Allergien und toxischen Reaktionen beim Patienten führen [54].

Im Gegensatz dazu ist die Keramik im chemischen Sinne „abgesättigt“, da sie aus Metalloxiden der höchstmöglichen Oxidationsstufe besteht und eine weitergehende Oxidation ausgeschlossen ist [59]. Der Werkstoff ist somit chemisch inert. Aufgrund dessen verhalten sich Keramiken in der Mundhöhle neutral gegenüber anderen Restaurationsmaterialien [54]. Weitere Eigenschaften sind die Lichtleitung, die Lichtbrechung und die hohe Farbbeständigkeit. Darüber hinaus sind sie sehr gute thermische Isolatoren und damit zur Überkappung von vitalem Dentin geeignet [54, 59].

Für die Einschätzung mechanischer Eigenschaften spielen die werkstoffkundlichen Parameter eine wesentliche Rolle, sie sind diejenigen Faktoren, die am objektivierbarsten erhoben werden können [75].

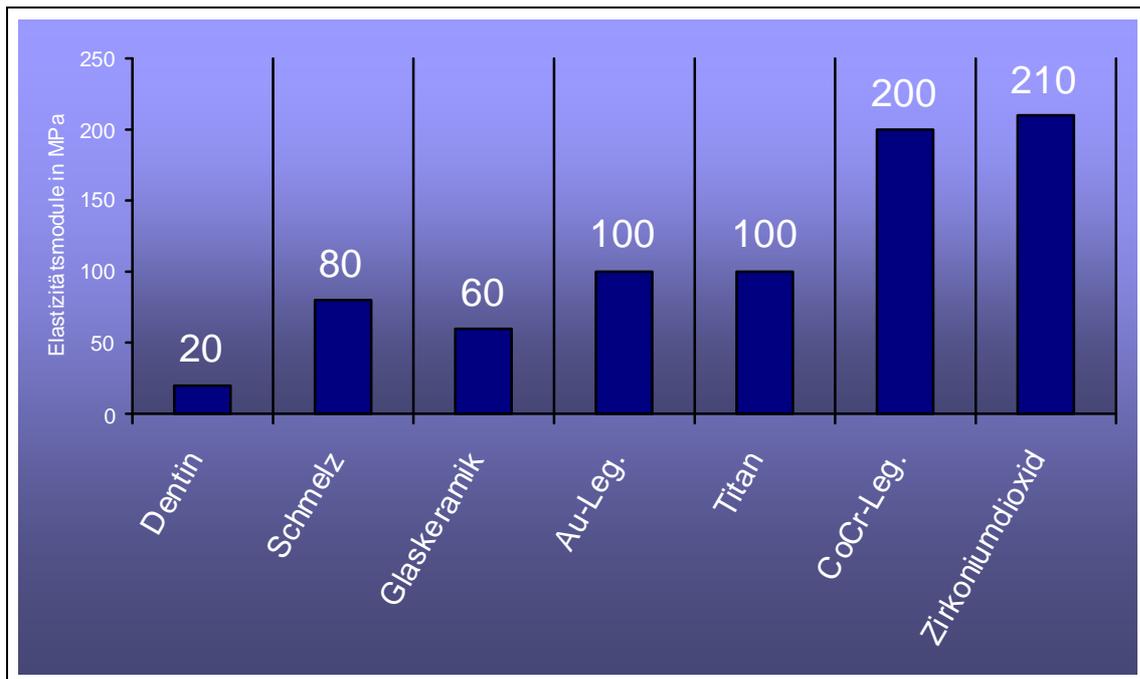


Abbildung 2-2: Elastizitätsmodule verschiedener Werkstoffe [40]

Die Elastizität eines Werkstoffes wird durch das Elastizitätsmodul beschrieben. Dieser gibt der Definition nach den Widerstand gegen eine elastische Verformung an. Abbildung 2-2 zeigt Elastizitätsmodule verschiedener Materialien im Vergleich.

Die Grenze der elastischen Verformung ist durch die Elastizitätsgrenze gekennzeichnet. Diese entspricht der Biegefestigkeit bei Keramiken und bei Metallen in etwa der „0,2 Prozent-Dehngrenze“.

Die Elastizitätsgrenze verschiedener Materialien ist in Abbildung 2-3 dargestellt. Da sich Dentalkeramiken bei den in der Mundhöhle vorherrschenden Temperaturen nicht plastisch verformen lassen, zerbrechen sie beim Erreichen der Elastizitätsgrenze.

Der Werkstoff Keramik lässt sich auf Druck um ein zehnfaches stärker belasten als auf Zugbelastung [40,75].

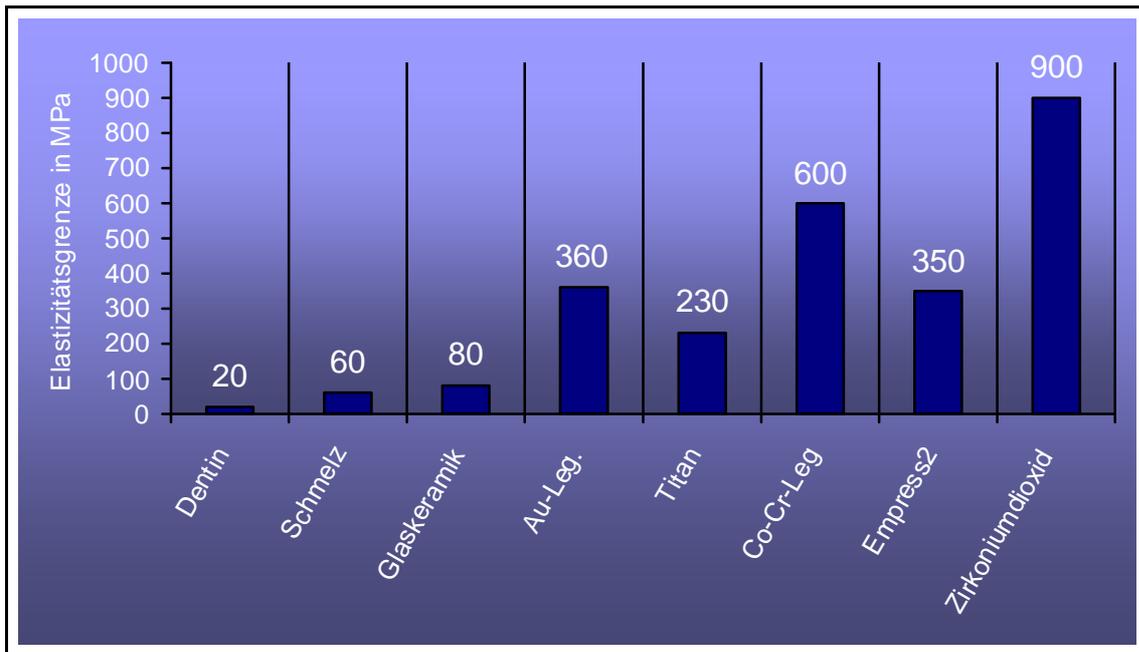


Abbildung 2-3: Biegefestigkeit bzw. 0,2%-Dehngrenze verschiedener Materialien

Die Zug-/Biegebelastung ist somit eine kritische Größe für keramische Werkstoffe, die in speziellen Prüfverfahren ermittelt werden kann. Sie wird an normierten Prüfkörpern bestimmt, wobei die geläufigsten Verfahren der Dreipunkt- und Vierpunktbiegeversuch, sowie der sogenannte „biaxiale Biegetest“ sind. Die Biegefestigkeit ist eine von der Materialdefektverteilung abhängige Materialkenngröße. Sie zeigt im Gegensatz zu einer Gaußschen Normalverteilung eine asymmetrische Wahrscheinlichkeitsverteilung, die durch die Weibullstatistik beschrieben wird. Biegefestigkeiten werden daher auch als Weibullfestigkeiten angegeben [75].

Im Gegensatz zur „Biegefestigkeit“ wird die „Bruchfestigkeit“ nicht an normierten Prüfkörpern, sondern an realen Geometrien, wie z.B. Kronen und Brücken bestimmt. Somit haben Bruchfestigkeitswerte nur orientierenden Charakter und zählen nicht zu den eigentlichen Werkstoffparametern [75].

Der Weibull-Modul ist ein Maß für die sogenannte Festigkeitsstreuung einer Keramik. In Abhängigkeit von der Oberflächenqualität und der Gefügequalität, streuen die Messwerte der Biegefestigkeit und anderer Parameter ziemlich stark.

Mit einem Weibull-Modell kann der Zusammenhang zwischen Geometrie, Größe, Belastungsart, statistischer Fehlerverteilung in den Volumen- bzw. Oberflächenelementen und der Bruchwahrscheinlichkeit erklärt werden [75].

Defekte oder Poren an der Oberfläche einer Keramik fungieren als mögliche Ausgangspunkte, die bei einer entsprechenden Belastung einen Riss auslösen können. Ein weiteres Risswachstum geschieht besonders unter dem Einfluss von Feuchtigkeit und Mastikation, welche in der Mundhöhle durch die Speichelproduktion und Kaufunktion unvermeidbar sind.

Hierbei unterscheidet man zwei Phänomene, die die Festigkeit herabsetzen können: Zum einen handelt es sich um den Rebinder-Effekt, welcher besagt, dass oberflächenaktive Flüssigkeiten die mechanische Festigkeit von Festkörpern herabsetzen können. Bei diesem Mechanismus erzeugt die in den Mikroriss eingedrungene Flüssigkeit einen nach innen gerichteten Druck, der zur Vergrößerung des bestehenden Risses beiträgt.

Das andere Phänomen ist die Spannungsrissskorrosion, durch welche, bei silikatischen Werkstoffen, die unter Zugspannung stehen, Feuchtigkeit in die geöffneten Risse eindringen kann. Diese spaltet dann die Bindungen der Siliziumoxiddetraeder an der Rissspitze [75].

Die sogenannte „Bruchzähigkeit“ oder „Risszähigkeit“ beschreibt den Widerstand eines Materials gegenüber dem Rissfortschritt. Je größer dieser Wert ist, desto zäher ist der entsprechende Werkstoff. Metalle erreichen hierbei Werte von 60 bis 100 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$. Durch die plastische Verformbarkeit können bei metallischen Werkstoffen Spannungsspitzen abgebaut werden. Gläser als spröde Materialien liegen im Bereich von 0,7 bis 1 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$. Der kritische Spannungsintensitätsfaktor stellt den Wert da, bei dem instabiles Risswachstum auftritt, d.h., das Risswachstum kann nicht mehr durch Entlastung gestoppt werden [75,98].

Zirkoniumdioxid gehört zu den strukturkeramischen Werkstoffen mit der höchsten Risszähigkeit ($K_{IC} \approx 8 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$), einem sehr hohen Weibull-Modul ($m \geq 20$, d.h. mit einer geringen Streuung der Festigkeitswerte) und einer extrem hohen Biegefestigkeit (σ bis 1000 MPa) [27,55,66,99].

2.2.2. BIOKOMPATIBILITÄT UND KORROSION

Die Freisetzung von toxikologisch bedenklichen Konzentrationen bestimmter Substanzen aus Zahnersatzmaterialien ist in der heutigen Zeit eine Ausnahme. Trotzdem können bei einer individuellen Suszeptibilität („Empfänglichkeit“) eines Patienten schon kleine Mengen grundsätzlich Symptome auslösen und zu Unverträglichkeiten eines Materials führen [16].

Wird beispielsweise ein metallischer Werkstoff in eine wässrige Lösung gegeben, so können Metallionen das Gitter verlassen [52].

Die durch Korrosionsvorgänge gelösten Metallionen können zu Wechselwirkungen und Unverträglichkeiten führen [124,125].

Selbst bei einer hochgoldhaltigen Legierung kann es aufgrund von Mikrospalten oder Gefügefehlern zu Korrosionserscheinungen kommen. Auch die am Kronenrand und an der Innenseite häufig belassene, für die Keramikhaftung notwendige Oxidschicht, kann zu solchen Erscheinungen führen. Dies kann zu lokaltoxischen Reaktionen wie Gingivahyperplasien, Entzündungen oder Osteolysen führen. Auch Mundtrockenheit, vermehrter Speichelfluss, Mundschleimhautbrennen und leukoplakische Veränderungen sind bekannte Symptome [75].

Im Gegensatz zu Metallen sind keramische Werkstoffe chemisch inert und deshalb biologisch sehr verträglich [54], verantwortlich dafür sind die extrem starken atomaren Bindungen der Keramik, wodurch eine Interaktion auf atomarer Ebene ausbleibt [22]. Die Atomgruppen werden aufgrund der starken kovalenten Bindungen in der Keramik auf ihren Gitterplätzen fixiert [58].

Bei Teilrestorationen, wie zum Beispiel Teilkronen lässt sich durch die Anwendung der sogenannten „Klebertechnologie“ wesentlich schonender und defektspezifischer hinsichtlich der Substanz arbeiten, als mit metallgestützten Restaurationen (reduktive Präparation)[75].

Durch die adhäsive Befestigung von Keramikrestorationen mit einem licht- oder dualhärtenden Zement, lässt sich keine klinisch relevante Fuge mehr darstellen.

Dieser nahezu perfekte Randschluss führt langfristig auch in parodontaler Hinsicht zu einem guten Ergebnis [64].

Zirkoniumdioxid im speziellen ist in seinem natürlichen Vorkommen als Zirkonsilikat durch Unreinheiten, beziehungsweise Anteile von Hafnium und Thorium, grundsätzlich radioaktiv. Ebenso als Begleitelement enthalten ist das radioaktive Isotop Uran ²³⁸. In aufwendigen und teuren Reinigungsprozessen werden die radioaktiven Isotope abgeschieden. Hafnium kann jedoch aufgrund seiner chemischen Ähnlichkeit zu Zirkonium nicht abgetrennt werden.

Demzufolge ist bei allen TZP- Keramiken eine Verunreinigung von circa 1 Gew.- Prozent vorhanden.

Als Grenzwert, für die Radioaktivität wird hier eine Zerfallsaktivität von weniger als 1 Bq/g gefordert [37,98].

2.2.3. PLAQUEAKKUMULATION

Die Plaqueakkumulation an zahnärztlichen Restaurationen wird in der Regel von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Sowohl die Oberflächenrauigkeit, die Passgenauigkeit, als auch die Randqualität der beim Patienten eingesetzten Arbeit spielen eine entscheidende Rolle. Ein weiterer einflussreicher Faktor ist ein subgingivaler Kronenrand. Hier wird bereits durch die traumatische Präparation, die Abformung und eine eventuell unzureichende provisorische Versorgung das Parodontium irritiert.

Nach definitiver Befestigung der Restauration ist dem Patienten selbst nur eine erschwerte Reinigung des subgingivalen Kronenrands möglich [104].

Weiterhin werden konventionelle Zemente nach einer gewissen Zeit nach und nach „ausgewaschen“. Dies bringt eine weitere Irritation des Parodontiums mit sich und bietet Anlagerungsstellen für Bakterien [64].

Für die Zahnmedizin hat das sehr feinkörnige polykristalline Gerüst (Korngrößen unter $0,5\ \mu\text{m}$) den Vorteil, dass die Oberflächen sehr glatt poliert werden können und damit die Plaqueanlagerung auf Zirkoniumdioxid somit gering ist [63].

Studien von Rimondini et al. und Scarano et al. in denen die bakterielle Besiedelung von Zirkoniumdioxid Keramik Oberflächen, sowohl in-vitro als auch in-vivo, untersucht wurden ergaben, dass in-vivo der Werkstoff Y-TZP Zirkoniumdioxid eine deutlich geringere Plaqueanlagerung im Vergleich zu Titan zeigte [88,94].

2.2.4. ÄSTHETIK

Die Ansprüche der Patienten an ästhetischen Zahnersatz sind in den letzten Jahren stark angestiegen. Aufgrund von mangelnder Lichtdurchlässigkeit kann der bislang bewährte Goldstandard der metallkeramischen Versorgung den gewachsenen Ansprüchen nicht mehr standhalten.

Eine nahezu perfekte Imitation der natürlichen Zahnhartsubstanz ist an dieser Stelle nur mit lichtdurchlässigen, also transluzenten Werkstoffen möglich [80,81].

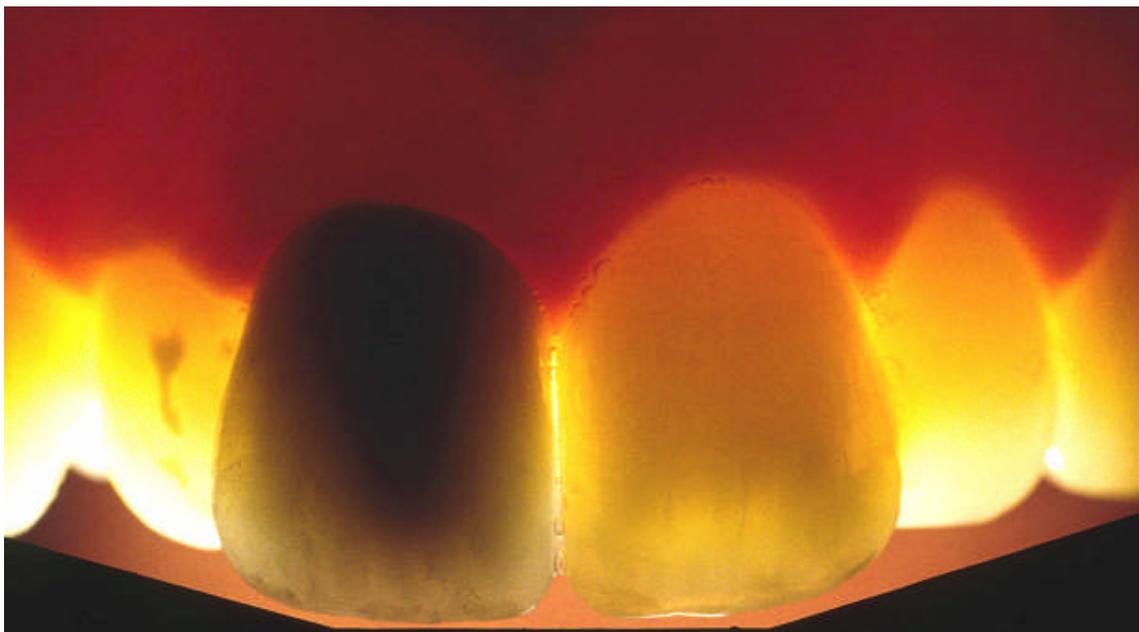


Abbildung 2-4: Metallkeramische Frontzahnkrone im Durchlicht (Foto: Prof.Dr. D. Edelhoff)

Bei vielen Patienten kommt der Wunsch nach einer ästhetisch ansprechenden Neuversorgung auf. Dieser Wunsch beschränkt sich nicht nur auf den Frontzahnbereich. Auch der posteriore Bereich soll den ästhetischen Ansprüchen des Patienten mit einer natürlichen Optik genügen. Hierbei bietet der Werkstoff Zirkoniumdioxid einige Vorteile, da selbst umfangreiche Restaurationen routiniert vorgenommen werden können.

Die unterschiedlichsten technischen Konstruktionen, von der Einzelkrone über die Brücke bis hin zu Teleskopen und Trennungsgeschieben sind hierbei denkbar [85,97].



Abbildung 2-5: Vollkeramische- Frontzahnkrone im Durchlicht mit einem Gerüst aus ZrO₂-Keramik (Foto: Prof.Dr.D.Edelhoff)

Abbildung 2-4 und 2-5 zeigen eine metallkeramische und eine Lava Frontzahnkrone im Vergleich mit einem natürlichen Zahn im Durchlicht.

Es wird deutlich, dass die optische Lichtbrechung der Lava- Krone Gegenüber der metallkeramischen Krone, näher an den Eigenschaften des natürlichen Zahnes ist.

2.2.5. ZUSAMMENFASSUNG DER VOR- UND NACHTEILE VON VOLLKERAMIKEN

In diesem Kapitel sollen noch einmal die Vor- und Nachteile der Vollkeramiken kurz und übersichtlich zusammengefasst werden.

Vorteile der Vollkeramik als Restaurationsmaterial sind:

- hohe Biokompatibilität
- gute Korrosionsbeständigkeit
- geringe Plaqueakkumulation
- gute Ästhetik
- geringe Wärmeleitfähigkeit
- Möglichkeit der supragingivalen Präparationsgrenze
- bei Zirkoniumdioxid hohe Risszähigkeit
- bei Zirkoniumdioxid hohes Weibull-Modul
- bei Zirkoniumdioxid hohe Biegefestigkeit

Als „Nachteile“ für die Vollkeramik können folgende Punkte aufgeführt werden:

- Sprödigkeit des Materials
- Keine plastische Verformbarkeit möglich
- Geringe Radioaktivität
- Geringere Zug-/Biegebelastung als bei Metallen
- Geringere „Risszähigkeit“ als bei Metallen

2.3. VOLLKERAMIKEN

Je nach chemischer Zusammensetzung und Struktur können keramische Werkstoffe mit unterschiedlichen mechanisch-physikalischen Eigenschaften entwickelt werden.

Das für die Keramik typische Spröbruchverhalten bleibt jedoch erhalten.

Vollkeramische Werkstoffe können somit nicht pauschal in einen Topf geworfen werden, sondern müssen differenziert betrachtet und sorgfältig für den jeweiligen Indikationsbereich ausgewählt werden.

Fazit ist: „Vollkeramik ist nicht gleich Vollkeramik“ [75].

2.3.1. EINTEILUNG UND INDIKATIONSBEREICHE

Grundsätzlich gibt es unterschiedliche Möglichkeiten Vollkeramiken einzuteilen, da verschiedene Gesichtspunkte zur Gliederung eingesetzt werden können. Eine Einteilung nach der Herstellungsart, dem chemischem Aufbau und nach dem Anwendungsbereich sind denkbar. Für den zahnmedizinischen Bereich ist eine Einteilung nach Herstellungsart oder chemischem Aufbau sinnvoll [114].

a) Einteilung nach Herstellungsverfahren

| | | |
|-----------------------|----|--|
| Keramikschnitttechnik | => | Keramik-Pulvermassen werden auf feuerfeste Duplikatstümpfe individuell geschichtet und bei 900 °C gesintert. |
| Heißumformung | => | Restauration wird zunächst in Wachs modelliert, eingebettet und durch Wachsaustreibung in eine Hohlraumform umgewandelt. Anschließend werden Keramik-Rohlinge auf ca. 100°C erhitzt und im plastischen Zustand in die Hohlform gepresst. |

| | |
|---|---|
| <p>Manuelles Kopierschleifen</p> | <p>=> Restaurationsmodelle aus Kunststoff werden taktil abgetastet und die Form wird synchron in ein Kopierschleifgerät übertragen. Hier wird die Form aus Keramikrohlingen geschliffen.</p> |
| <p>Schlickertechnik</p> | <p>=> Aluminiumoxid-Pulver wird als wässrige Suspension auf einen feuerfesten Stumpf modelliert und bei ca. 1120 °C porös gesintert. Anschließend Infiltration des porösen Sintergerüstes mit Lanthanglas.</p> |
| <p>Computerunterstützte Herstellung</p> | <p>=> Industriell vorgesinterte Keramikblöcke werden von computergesteuerten Fräsautomaten ausgeschliffen. Die Gewinnung der Messdaten für die Konstruktion können im Mund durch Triangulationskamera, oder extraoral am Gipsmodell durch Laser, Weißlicht oder taktile Abtastung gewonnen werden. Auf dem Bildschirm wird eine virtuelle Restauration konstruiert (CAD). Anschließend schleift oder fräst eine mit der CAD-Station verbundene Maschine die Restauration aus dem Keramik-Rohling (CAM). Je nach Art der Technik muss die Keramik in einem abschließenden Sinterungsprozess noch verfestigt werden.</p> |

Tabelle 2-1: Einteilung der Keramiken nach Herstellungsverfahren[54]

b) Einteilung nach chemischem Aufbau

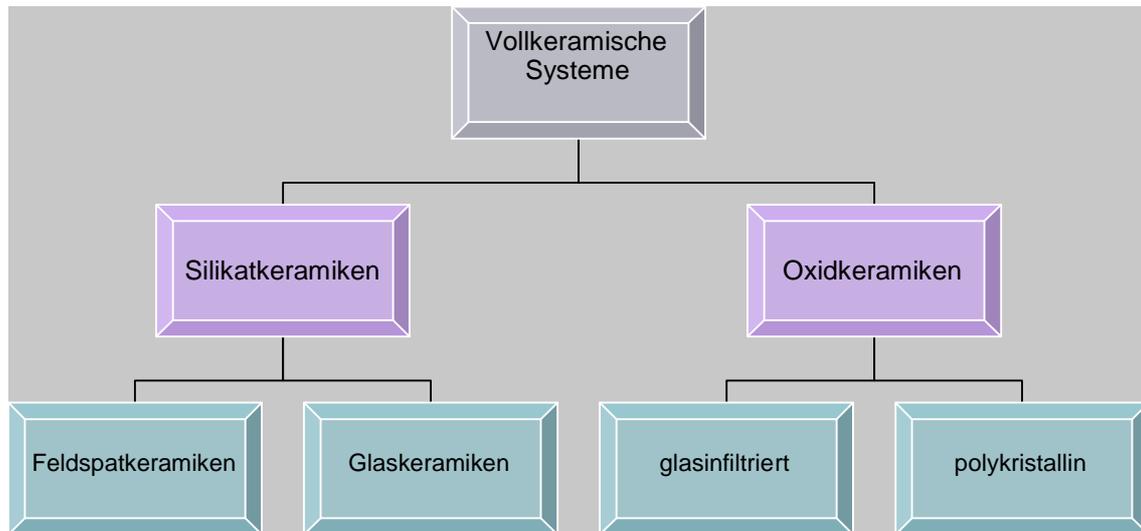


Abbildung 2-6: Einteilung der Keramiken nach chemischem Aufbau [114]

Vollkeramische Systeme lassen sich nach ihrem chemischen Aufbau zunächst in die beiden Hauptgruppen der Silikatkeramiken und Oxidkeramiken einteilen.

Silikatkeramiken können weiter in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken untergliedert werden. Ein Beispiel für Feldspatkeramiken sind die üblichen Verblendkeramiken. Bei Glaskeramiken kann man IPS Empress, IPS e.max Press, Duceraglod oder Dicor als Beispiele anführen [114].

Für Arbeiten aus Silikatkeramik ist meistens eine adhäsive Befestigung erforderlich. Wenn genügend konditionierbare Zahnhartsubstanz zur Verfügung steht, ist der klinische Indikationsbereich für Inlays, Onlays, Teilkronen und Einzelkronen gegeben [54].

Die zweite Hauptgruppe der Oxidkeramiken lässt sich wiederum in die Untergruppen der glasinfiltrierten- und polykristallinen Oxidkeramiken unterteilen [54,114]. Beispiele sind hier In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirconia und Procera AllCeram für die glasinfiltrierten und Cercon Base, DC-Zirkon und Lava Frame für die polykristallinen Oxidkeramiken [114].

Ihr Indikationsbereich erstreckt sich ohne Einschränkung über Kronen und dreigliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich [50].

2.3.2. SILIKATKERAMIKEN

Silikatkeramiken wie zum Beispiel Feldspat- und Glaskeramiken werden aus Quarz, Kaolin und Feldspat in einer Glasschmelze hergestellt [54].

Als wesentliche Merkmale weisen sie eine glasig-amorphe Phase und eine ausgeprägte Porenstruktur auf [32,75,114]. Überwiegend sind es heterogene Werkstoffe, die aus den gleichen oder unterschiedlichen Kristallen bestehen, die von einer Glasphase umgeben sind. [32,75,114].

Feldspatkeramiken bestehen zu mehr als 50 Prozent aus einer amorphen Glasphase aus SiO_2 mit einem geringen Anteil an oxidischen Zusätzen und in die Glasmatrix eingebetteten Leuzitkristallen.

Glaskeramiken haben zwar eine ähnliche Zusammensetzung, sind jedoch trotzdem von der Gruppe der Feldspatkeramiken zu unterscheiden. Diese besitzen zunächst lediglich eine amorphe Glasstruktur, die erst in einem sekundären Kristallisationsprozess mit Füllkristallen durchsetzt wird. Mit Hilfe von mineralischen Zusätzen lässt sich Opazität und Transparenz der Keramik gezielt steuern [32,75,114]. Wobei hier Feldspat zu einer Erhöhung der Transparenz dient [59]. Die Biegefestigkeit der einfachen Glaskeramik ist auf etwa 100 Megapascal (MPa) begrenzt. Die physikalischen Eigenschaften der Glaskeramik kann man durch Lithium und andere Zusätze noch weiter optimieren. Man gewinnt so Festigkeitswerte bis zu 450 MPa. Um einen kraftschlüssigen Verbund am Zahn zu erreichen, ist bei Restaurationen aus Silikatkeramik eine adhäsive Befestigung erforderlich [54].

2.3.3. OXIDKERAMIKEN

Chemisch betrachtet bestehen Oxidkeramiken aus Aluminiumoxid, Zirkoniumdioxid, Magnesiumoxid und Mischungen dieser Verbindungen. Grundsätzlich unterteilt man diese Verbindung in glasinfiltrierte und polykristalline Oxidkeramiken. Glasinfiltrierte Oxidkeramiken bestehen meistens aus Werkstoffen auf der Basis von Aluminiumoxid, die zur Festigkeitssteigerung mit Lanthanglas infiltriert werden [54]. In polykristallinen Oxidkeramiken liegt eine Dominanz der kristallinen Phase und nur ein sehr geringer oder gar kein Anteil einer Glasphase vor [54,75,114].

Der niedrige Glasanteil dieser Keramiken erhöht die Lebensdauer des Werkstoffes in situ. Gläser reagieren mit Wasser bzw. mit Speichel, so dass es unter Belastung zu einer verstärkten Rissbildung kommen kann. Glasfreie Keramiken wie Zirkoniumdioxid oder Aluminiumoxid sind diesbezüglich weniger anfällig [110]. Hochleistungskeramiken auf der Grundlage von Oxidkeramiken entstehen durch die Veredlung der Keramiken mit Borid, Carbid, Nitrid, Silicid, Titanat oder Yttrium. Hierdurch wird eine extreme mechanische, thermische und korrosive Belastbarkeit erzielt [54].

2.3.4. ZIRKONIUMDIOXIDKERAMIK

Bei Zirkoniumdioxid handelt es sich um eine sogenannte Hochleistungskeramik. Sie ist eine chemisch nahezu unlösliche Verbindung, die von Säuren und Laugen nicht angegriffen wird. Die Herstellung erfolgt aus Zirkonsilikat ($ZrSiO_4$, Alvit) und Zirkonerde (ZrO_2 , Baddeleyit, Brasilit) [54]. Die oft verwendeten Begriffe „Zirkoniumdioxid“ oder „Zirkonoxid“ sind für die Bezeichnung dieser Strukturkeramik nicht ganz richtig. Reines ZrO_2 kann nicht zu einem dichten und festen Sinterprodukt verarbeitet werden [98]. Bei der Abkühlung aus der Schmelze bis zur Raumtemperatur durchläuft es mehrere kristallografische Veränderungen.

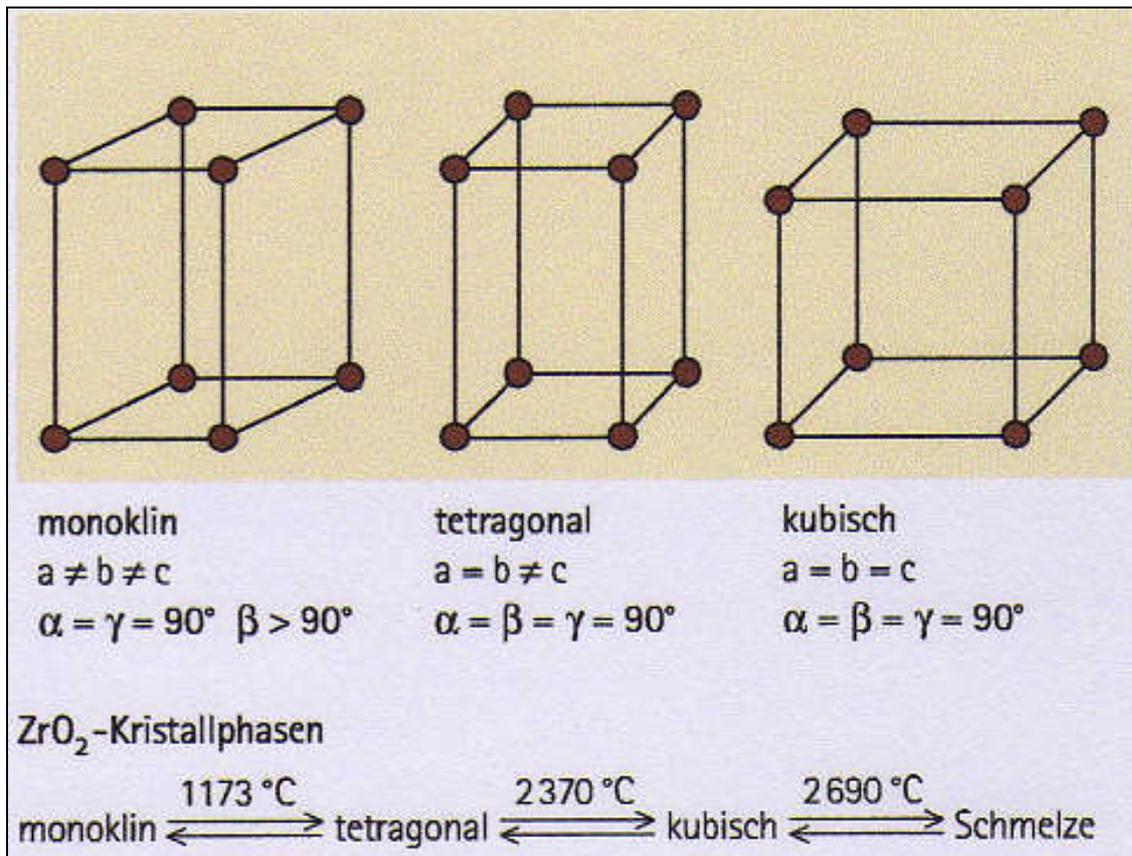


Abbildung 2-7: Schematische Darstellung der Kristallsysteme monoklin, tetragonal und kubisch sowie die Temperaturabhängigkeit der entsprechenden ZrO_2 - Kristallphasen (Polymorphie) [26]

Der Schmelzpunkt von Zirkoniumdioxid liegt bei 2690 Grad Celsius. Bei einer Abkühlung kristallisiert zunächst die kubische Phase, auf die bei 2370 Grad Celsius die tetragonale folgt. Diese geht bei 1173 Grad Celsius in die monokline Phase über. Bei der martensitischen Umwandlung (diffusionslose Umwandlung der Gitterstruktur ohne thermische Aktivierung) von tetragonal zu monoklin tritt eine Volumenzunahme von circa 3 Prozent auf. Bei vollständiger Abkühlung bis auf Raumtemperatur wächst diese auf 4,9 Prozent an. Diese sprunghafte Volumenzunahme in der Abkühlungsphase kann zur Rissbildung in der Struktur führen [54, 75,98,111]. Die tetragonal-monokline Phasenumwandlung kann verhindert werden, indem die Martensit- Umwandlungstemperatur unterhalb der Raumtemperatur gehalten wird. Dieses sogenannte Konzept der Phasentransformationsfestigung wurde erstmalig von Gravier für eine Zirkoniumdioxidverbindung vorgeschlagen und kann auch auf andere Keramik-Matrix-Systeme übertragen werden. Es wird durch die Reduktion der

mittleren Korngröße in der tetragonalen Phase mittels Zugabe von Stabilisierungsoxiden erreicht. Vielfach verwendete Komponenten mit einer stabilisierenden Wirkung sind: Y_2O_3 , CeO_2 , CaO und MgO [21, 75,98].

a) Y-TZP

Y-TZP steht für „Yttrium stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid“. Dies ist die zurzeit am häufigsten eingesetzte ZrO_2 – Keramik. Das „Y“ steht hier für Y_2O_3 und bezeichnet das stabilisierende Oxid. TZP (**t**etragonal **z**irconia **p**oly**c**ystal) bedeutet, dass das vorliegende Gefüge bei Raumtemperatur aus tetragonalem Zirkoniumdioxid besteht.

Durch die Zugabe von drei Mol Prozent Y_2O_3 wird die Martensit-Umwandlungstemperatur auf Raumtemperatur herabgesetzt. Dadurch wird der Zustand der tetragonalen Phase metastabil.

Die mittlere Korngröße beträgt 0,3-0,4 μm . Damit die metastabile tetragonale Phase nicht spontan ohne äußere Einflüsse in die monokline Phase übergeht, ist eine homogene Korngrößenverteilung in diesem Bereich erforderlich. Allerdings dürfen die Körner eine kritische Größe von 0,5 μm nicht überschreiten.

Für die Umwandlungsverstärkung der tetragonalen in die monokline Phase bei Raumtemperatur ist die metastabile tetragonale Phase die Voraussetzung. Der Umwandlungsprozess wird durch äußere Einflüsse, wie Spannungen, Temperatur und Milieu induziert. Bei hoher mechanischer Belastung entstehen zunächst lokale Spannungsspitzen, die zur Bildung von Mikrorissen führen können. Das Spannungsfeld an der Riss Spitze induziert die Umwandlung der Körner in diesem Bereich von tetragonal in monoklin. Durch die Volumenzunahme von circa 4 Prozent werden die Rissflanken zusammengedrückt und der Rissfortschritt ist gebremst. Die verhinderte Umwandlung im Yttrium- stabilisierten Zirkoniumdioxid setzt zudem die Oberfläche unter Kompression, was zu einer Art Vergütung führt und der Rissentstehung bzw. –Ausbreitung schon von vornherein entgegen wirkt. Durch den oben beschriebenen Mechanismus der Umwandlungsverstärkung werden bei Y-TZP-Keramiken Biegefestigkeiten von bis zu 1200 MPa erreicht [50,75,98,110].

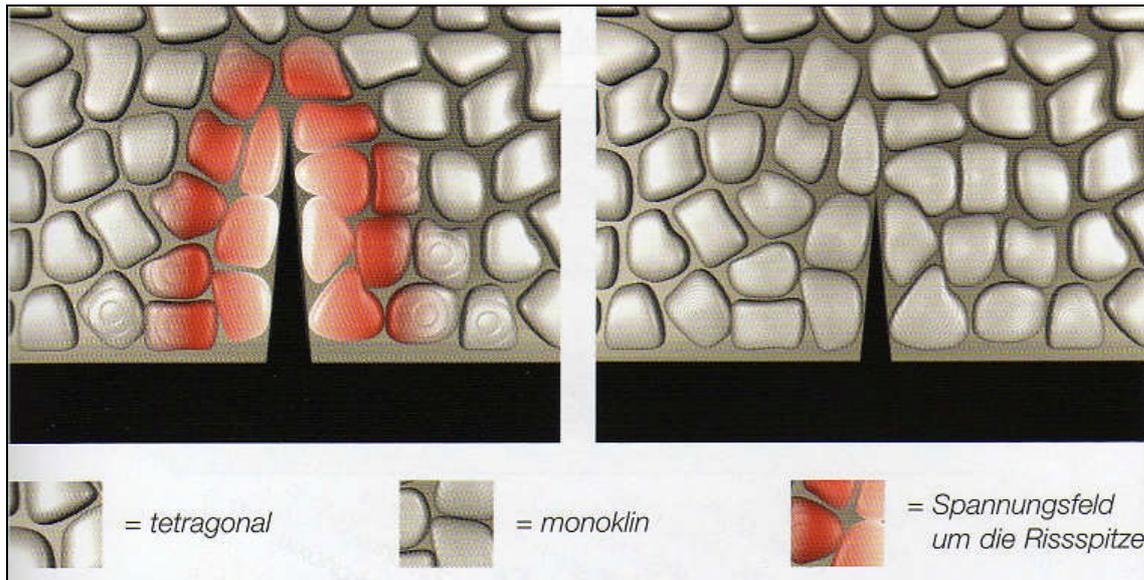


Abbildung 2-8: Spannungsinduzierte Umwandlung metastabiler Zirkoniumdioxidteilchen [55,75]

b) Ce-TZP

CeO₂ wirkt ähnlich, wie Y₂O₃ stabilisierend auf die tetragonale Phase von ZrO₂. Durch den CeO₂-Gehalt von 12 bis 20 Mol Prozent wird die tetragonale- Phase bei Raumtemperatur stabilisiert. Im Vergleich zu einer Y-TZP- Keramik ist das Sintergefüge gröber. Die mittlere Korngröße beträgt 2 bis 3 µm. Im Dentalbereich wird Ce-TZP von Vita bei In-Ceram Zirconia eingesetzt [98].

c) PSZ

PSZ- Keramiken (**p**artially **s**tabilized **z**irconia) haben im Unterschied zu den TZP- Keramiken, die vollständig aus einer tetragonalen Phase bestehen, nur einen gewissen Volumenanteil an tetragonaler Phase. Dieser Volumenanteil ist in einer Matrix aus kubischem ZrO₂ eingebettet. Vertreter der PSZ – Keramik können beispielsweise mit CaO oder MgO teilstabilisiert sein. Bei MgO- PSZ werden zwischen 8 bis 10 Mol Prozent MgO eingesetzt. Das Gefüge besteht nach dem Sinterungsprozess ganz aus kubischem ZrO₂. Die tetragonale- Phase wird im Anschluss durch eine thermische Behandlung bei 1100 Grad Celsius gezielt zur Ausscheidung und zum Wachstum gebracht. Die tetragonalen Kristalle sind kleiner

als ein μm und sind umgeben von der ursprünglichen Matrix aus grobkörnigem kubischen ZrO_2 . Die MgO- PSZ- Keramiken weisen geringere Festigkeits- und Zähigkeitswerte als die TZP- Keramiken auf. Als Beispiel ist das Material Leolux von DSC zu nennen [98].

d) FSZ

Für FSZ (fully stabilized zirconia) werden MgO, CaO und Y_2O_3 als Stabilisierungsoxide verwendet. Die Konzentration an Stabilisierungsoxiden sollte so hoch gewählt sein, dass die kubische Hochtemperaturphase bis auf Raumtemperatur stabilisiert wird. Bei Y_2O_3 ist dies zum Beispiel bei 8 Mol Prozent der Fall. Allerdings hat das kubische Gefüge keine Möglichkeit der Umwandlungsverstärkung, wie es bei TZP- oder PSZ- Keramiken der Fall ist. Daher sind im dentalen Bereich keine FSZ- Keramiken im Einsatz [98].

e) ATZ

Durch die Zugabe von 20 bis 25 Gewichtsprozent Al_2O_3 kann Y-TZP- Keramik zusätzlich verstärkt werden. Der Werkstoff wird als ATZ (alumina toughened zirconia) bezeichnet. Die Al_2O_3 -Körner haben eine Größe von $0,5 \mu\text{m}$ und sind homogen im Gefüge verteilt. ATZ hat zwar eine noch höhere Festigkeit als TZP, weist jedoch eine hohe Opazität und einen hohen Weißheitsgrad auf [98].

| Keramik | Biegefestigkeit σ [mPa] | Bruchzähigkeit K_{IC} [MPa\sqrt{m}] | Härte [HV] | E-Modul [GPa] |
|----------------|--|--|-----------------------|--------------------------|
| MG-PSZ | 600 | 9,0 | 1200 | 210 |
| Ca-PSZ | 650 | 6,6 | - | - |
| Y-PSZ | 650 | 6,4 | - | - |
| Ce-PSZ | 500 | 10,0 | 850 | 210 |
| Y-TZP | 900 | 9,0 | 1200 | 210 |

Tabelle 2-2: Mechanische Kennwerte verschiedener Keramiken auf Zirkoniumdioxidbasis

Die industrielle Herstellung der Y-TZP- Keramik lässt sich in die drei Prozesse Pulverherstellung, Pressformgebung und Sinterprozess unterteilen:

Bei der *Pulverherstellung* ist eine homogene Einarbeitung der Stabilisierungskomponente Y_2O_3 entscheidend für die Qualität im späteren Endprodukt. Der sogenannte „Sol- Gel- Prozess“ beschreibt eine Möglichkeit dieser homogenen Einarbeitung. Die Mischung wird über einen mehrstufigen Prozess auf atomarer Ebene eingestellt, so dass keine Konzentrationsgradienten im fertigen Keramikpulver zu finden sind. Zirkonsilikat wird mit seinen Begleitelementen Hafnium und Uran eingesetzt. Über Reinigungsprozesse werden anschließend die radioaktiven Isotope abgeschieden, wobei es aufgrund seiner chemischen Ähnlichkeit zu Zirkon nicht möglich ist Hafnium abzutrennen. Dies ist in den TZP- Keramiken als Verunreinigung von circa einem Gewichtsprozent zu finden [98]. Als Grenzwert für die Radioaktivität wird laut Normvorschriften für Biokeramik eine Zerfallsaktivität von weniger als 1 Bq/g gefordert [37]. Aus Zirkonsilikat wird $ZrOCl_2$ gewonnen, welches zusammen mit YCl_3 im Sol- Gel- Prozess weiter verarbeitet wird. Hier entsteht durch mehrstufige Wasch-,

Trocknungs- und Kalzinierungsprozesse (thermische Behandlung eines Pulvers und damit verbundene Reaktion) ein keramisches Nanopulver, das nach einem letzten Mahlschritt eine mittlere Primärkorngöße von weniger als 100 Nanometern hat [98].

Bei der *Pressformgebung* wird das Pulver über einen Verdichtungsprozess in Form gebracht. Hierzu wird dem keramischen Nanopulver ein organischer Binder (je nach Hersteller Polyvinylalkohol, Polyethylenglykol oder Polyacrylsäure) beigemischt und das Ganze wird in einem Sprühtrocknungsverfahren zu 100 bis 200 µm großen Agglomeraten aufgebaut. Eine homogene Verdichtung wird durch das anschließende kaltisotonische Pressen (CIP) erreicht. Hierbei wird aus allen Richtungen ein konstanter Druck von mehr als 1000 bar aufgebaut. Der so entstandene Grünling hat eine Porosität von 50 bis 60 Volumenprozent, welche beim anschließenden Sinterungsvorgang vollständig geschlossen wird [98].

Beim *Sinterprozess* wird der entstandene Grünling in einem exakt kontrollierten Temperatur-Zeit-Zyklus dicht gesintert. Der organische Binder wird in der ersten Phase dieses Prozesses zwischen Raumtemperatur und 700 Grad Celsius thermisch zersetzt. Je nach Ofengröße und –Belegung sind Heizraten von 1 bis 20 Kelvin pro Minute und eine Haltezeit von ein bis zwei Stunden erforderlich, damit die gasförmigen Zersetzungsprodukte nicht auf einmal entstehen und der Pressling geschädigt wird. Die für den dentalen Bereich verwendeten offenporigen TZP- Blocks sind in der Regel vor gebrannt und weisen keine organischen Bestandteile mehr auf. Sie werden als „Schrühkörper“ oder „Weißlinge“ bezeichnet. [98]

Durch den *HIP Prozess* (**h**ot **i**sostatic **p**ressing) kann das Sintergefüge nach vergütet werden. Bei einem hohen Druck von 500 bis 2000 bar und Temperaturen bis 1500 Grad Celsius werden die Objekte nach verdichtet. Die mittlere Korngröße nimmt bei diesem Prozess ab und im Gefüge eingeschlossene Poren werden zusammengedrückt. Anschließend hat die Keramik eine schwarz-graue Farbe, welches sich jedoch durch einen einfachen Oxidbrand bei circa 1000 Grad Celsius wieder rückgängig machen lässt. (zum Beispiel bei DCS und KaVo Everest) [98,110].

2.3.5. CAD/CAM – SYSTEME

Aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften sind Oxidkeramiken als solche in einem Dentallabor schwer zu bearbeiten. Die Anwendung herkömmlicher Sinter-, Guss- oder Presstechnologie ist hierbei wegen der hohen Schmelz- und Zersetzungstemperaturen nicht möglich. Für die Herstellung von Oxidkeramik-Gerüsten wurden daher verschiedene CAD/CAM-Verfahren favorisiert [75]. Die einzelnen Verfahren unterscheiden sich im Wesentlichen durch den Zustand in welchem der Fräskörper bearbeitet wird. Hier unterscheidet man die Grünbearbeitung, die Weißbearbeitung und die Hart- oder Endbearbeitung:

- Grünbearbeitung
 - Bearbeitung direkt im Anschluss an die primäre Verdichtung des oxidkeramischen Ausgangspulver mit Bindemittel.

- Weißbearbeitung
 - Bearbeitung an einem bereits durch einen Vorbrand verfestigten Rohling, dessen Brennschwindung jedoch noch nicht abgeschlossen ist.

- Hart- /Endbearbeitung
 - Bearbeitung der endgültig dichtgesinterten Arbeit [75,115]

Charakteristisch für maschinelle Herstellungsverfahren von Zahnersatz ist der subtraktive Arbeitsprozess. Im Vergleich zu den konventionellen Verfahren, wie zum Beispiel die Lost-Wax- oder Sintertechnik, bei denen die Erstellung der Zahnrestauration additiv (modellierend- aufbauend) erfolgt, wird beim subtraktiven Prozess die gewünschte Restauration aus einem Materialblock herausgearbeitet. Dabei können die maschinellen Herstellungsmethoden in computerunterstützte- und analoge Verfahren unterteilt werden. Ein Beispiel für analoge Systeme sind Kopierfräsverfahren. Hier muss in der Regel erst eine Vorform der gewünschten Zahnrestauration angefertigt werden. Nur wenige CAD/CAM- Systeme fertigen Zahnersatz durch einen additiven Aufbau von Werkstoffen an. Beispiele für solche Systeme sind Verfahren der Elektrophorese oder des selektiven Laser-Sinterns. Im

Optimalfall läuft bei den computergestützten Systemen von der Datenerfassung der Präparation bis zum Fräsen der Restauration der vollständige Produktionsprozess automatisch ab [43,63,115].

CAD/CAM Systeme bestehen im Wesentlichen aus drei Komponenten:

- Vermessung:
3D-Datenerfassung der Präparation

- CAD-Konstruktion:
Generierung des Datensatzes für die Restauration

- CNC-Bearbeitung:
Aufbereitung und Fräsung des Datensatzes in der CNC- Fräsmaschine.

a) Vermessung

Bei der dreidimensionalen Erfassung der Präparationsdaten kann zum einen zwischen der mechanischen und der optischen Vermessung und zum anderen zwischen der intraoralen und extraoralen Vermessung unterschieden werden. Der Vorteil von mechanischen Sensoren ist die sehr hohe Genauigkeit (bis zu 1 μm), die bei der Vermessung erzielt werden kann. Nachteile sind die lange Messzeit und die Messfehler, die an steilen Flanken und Kanten entstehen können. Diese liegen in einer Größenordnung von bis zu 100 μm und entstehen durch Verbiegung und Torsion der Abtastnadel. Für eine Vermessung von Inlay- oder Onlaykavitäten ist dieses System somit ungeeignet.

Optische Sensoren arbeiten im Gegensatz zu den mechanischen Verfahren berührungslos. Diese Messsysteme können sowohl als Punktsensoren aber auch als Linien- oder Flächensensoren eingesetzt werden. Bei den Flächen- und Liniensensoren werden mehrere Oberflächenmesspunkte gleichzeitig erfasst. Dies kann zu einem enormen Zeitvorteil führen. Für die intraorale Datenerfassung werden wegen der kurzen Messzeit nur Flächensensoren genutzt (z.B. Cerec).

Triangulation ist das Grundprinzip der meisten optischen Messverfahren. Hierbei wird aus einer Richtung die Oberfläche beleuchtet und aus einer anderen Richtung das entstehende Bild betrachtet. Der Winkel, der zwischen Beleuchtung und Beobachtung entsteht, kann dazu führen, dass im Falle einer tiefen Präparation Kavitätenwände und Nachbarzähne das Messfeld abschatten. Neuere kollineare Messverfahren weisen diese Probleme nicht mehr auf, da hier Beleuchtungs- und Beobachtungsstrahlengang auf der gleichen Achse liegen. Die Genauigkeit der optischen Datenerfassung hängt von der Reflektivität und der Streuung der Oberfläche ab. Bei einer intraoralen Vermessung sollten deshalb vorher eine Trockenlegung und eine Beschichtung mit weißem Lack oder Pulver erfolgen. Der Werkstoff Gips eignet sich gut zur optischen Vermessung. Weitere Vorteile der extraoralen Vermessung sind das Fehlen von Speichelfluss, Sulkusfluid und Blut. Extraoral werden bereits Genauigkeiten von 10-15 µm und intraoral von 25 µm erreicht [42,63,115].

b) CAD-Konstruktion

Bei der CAD- Konstruktion werden je nach Herstellungsart nur Gerüstdatensätze erstellt, oder es wird eine funktionelle Kauflächengestaltung mit herangezogen. Die Erstellung von Gerüstdatensätzen ist bei den meisten Herstellern schon weitgehend ausgereift. Während hierbei die Berücksichtigung approximaler und okklusaler Kontaktpunkte entfällt, müssen diese Relationen bei der Rekonstruktion von Kauflächen beachtet werden. Ebenso muss die Kaubewegung in einem virtuellen Artikulator überprüft werden. Bei der funktionellen Kauflächengestaltung gibt es mehrere Ansätze. Zum einen wird hier die Vermessung eines konventionell modellierten Zahnersatzes herangezogen, was aber keinen großen zeitlichen Vorteil in der Restaurationserstellung bringt. Zum anderen versucht man den konventionellen Modellationsvorgang am Monitor zu simulieren. Die besondere Schwierigkeit liegt hier darin, die dreidimensionale Geometrie auf dem zweidimensionalen Bildschirm zu visualisieren [42,63,115].

c) CNC-Bearbeitung

Das Anfertigen der zuvor vom Computer berechneten Zahnrestauration erfolgt in der entsprechend programmierten Fräsmaschine. Für die meisten klinischen Fälle genügen Drei-Achs-Varianten von Fräsmaschinen. Um jedoch alle denkbaren Geometrien von Restaurationen konstruieren zu können, benötigt man eine Fünf-Achs-Maschine [42,63,115].

| Oxidkeramik (glasinfiltriert) | CAD/CAM | Formgebung | Indikation | Hersteller |
|--|------------------------|-------------------|--|-------------------------------|
| In- Ceram Alumina | Cerec/DCS/ Digident | Weißbearbeitung | Krone, nur 3-gliedrige Fronzahnbrücke | Sirona/DCS Dental/Girrbach |
| In- Ceram Zirconia | Cerec/DCS/ Digident | Weißbearbeitung | Krone, nur 3-gliedrige Brücke | Sirona/DCS Dental/Girrbach |
| Oxidkeramik (polykristallin) | | | | |
| Cercon Base | Cercon | Grünbearbeitung | Krone, 3- und 4- gliedrige Brücken | DeguDent |
| DC-Zircon | DCS | Hartbearbeitung | Krone, 3- und 4- gliedrige Brücken | DCS Dental |
| Digizon | Digident | Hartbearbeitung | Krone, 3- und 4- gliedrige Brücken | Girrbach |
| Everest Z-Blank | KaVo Everest | Hartbearbeitung | Krone, 3- und 4- gliedrige Brücken | KaVo |
| Lava™ Frame | Lava™ | Grünbearbeitung | Krone, 3- und 4- gliedrige Brücken | 3M ESPE |
| Procera AllCeram | Procera | Grünbearbeitung | Krone, nur 3-gliedrige Brücke | Nobel Biocare |
| YZ-Cube | Cerec | Weißbearbeitung | Krone, 3- und 4- gliedrige Brücken | Sirona |

Tabelle 2-3: CAD/CAM- Systeme zur maschinellen Herstellung von Zahnersatz

Grundsätzlich gibt es drei unterschiedliche Konzepte, wie CAD/CAM-Systeme in den Praxisalltag integriert werden können.

Man unterscheidet zwischen Chairside-, Labside- und einem zentralen Labside-Konzept (Fräszentrum).

Beim Chairside- Konzept wird der Zahnersatz direkt nach der Präparation und der intraoralen Vermessung in derselben Sitzung beim Patienten eingliedert.

Im Labside- Konzept wird mit extraoraler Vermessungstechnik gearbeitet, so dass noch eine Abformung notwendig ist, die beim Chairside- Konzept wegfällt.

Arbeitet das zahntechnische Labor mit dem zentralen Labside- Konzept, gibt es die Gerüstfräsung an ein zentrales Fräszentrum ab und verblendet nur noch das fertige Gerüst [42,115].

Auch wenn an dieser Stelle hauptsächlich auf den Einsatz der CAD/CAM- Technik in Bezug auf keramische Werkstoffe eingegangen wird, ist prinzipiell fast jeder Werkstoff aus Keramik, Kunststoff, Titan und NEM Legierungen für diese Technologie geeignet.

So weisen zum Beispiel gefräste Titangerüste gegenüber gegossenen eine bessere Gefügequalität und kaum innere Spannungen auf. Diesen Vorteil macht man sich bereits in der Implantatprothetik zu Nutzen [115].

2.3.6. DAS LAVA[®]-SYSTEM

Das von der Firma 3M ESPE entwickelte Verfahren beruht auf der berührungslosen Erfassung der präparierten Stumpfoberflächen eines Sägeschnittmodells, der Bearbeitung der erfassten Daten, der softwaretechnisch unterstützten Konstruktion der Kronen- und Brückengerüste am Computer, der Generierung von entsprechenden maschinenlesbaren NC-Codes auf Basis dieser konstruierten Gerüste und dem Herausfräsen der jeweiligen Kontur aus einem ZrO₂ Grünkörper. Das System beruht auf einem lichtoptischen Scanner, einem Computer, der entsprechenden Software, einer Fräseinheit, einem Sinterofen, den ZrO₂ Grünkörpern sowie einer speziell für ZrO₂ entwickelten Verblendkeramik [109]. Der Scanner (LAVA Scan) arbeitet mit der lichtoptischen Erfassung der Weisslichttriangulation. Pro Präparationsstumpf aus einem hellen Klasse- IV- Gips werden circa 120.000 Messpunkte ermittelt und digitalisiert. Die Messgenauigkeit des Scanners liegt bei $\leq 20\mu\text{m}$. Die Fräsmaschine (LAVA Form) arbeitet unter Einsatz von Hartmetall-Fräsworkzeugen mit einer simultan NC- gesteuerten 3 ½ -Achsen-Fräseinheit. Die Fräsinstrumente werden nach der Bearbeitung von circa 20 bis 30 Einheiten automatisch ausgetauscht. Im Sinterofen (LAVA Therm) erfolgt der Sinterprozess ohne manuelle Eingriffe in einem Zeitraum von etwa acht Stunden. Eine verzugfreie Sinterschrumpfung wird durch eine spezielle Sinterlagerung gewährleistet [72].

2.4. KLINISCHE STUDIEN

Um die klinische Eignung des Materials Lava Frame zu beurteilen, ist ein Vergleich mit anderen klinischen Studien anderer Autoren notwendig. Hierbei ist sowohl ein Vergleich mit anderen Zirkoniumdioxid-Studien, als auch der Vergleich mit glaskeramischen oder metallkeramischen Restaurationen interessant. Beim Vergleich mit anderen Zirkoniumdioxid-Studien sollte ein besonderer Fokus auf das entsprechende CAD/CAM –Verfahren gelegt werden.

Die Ergebnisse ausgewählter klinischer Studien sind tabellarisch in Tab.2-4, 2-5, 2-6, 2-7 und 2-8 dargestellt.

2.4.1. METALLUNTERSTÜTZTE RESTAURATIONEN

Metallunterstützte Restaurationen sind schon seit Jahren bewährt. Sie gelten im Allgemeinen als sogenannter „Goldstandard“.

Sowohl Kronen als auch Brücken aus dieser Werkstoffklasse gehören immer noch zu den Haupttherapiefeldern im zahnärztlichen Alltag [86]. Tabelle 2-4 zeigt, dass hierbei die keramisch verblendeten Kronen und Brücken deutlich besser abschneiden, als die kunststoffverblendeten [48]. Allerdings ist hierbei die Metallbasis zu beachten, auf die die Keramikverblendung aufgesintert wird. Neuere Versuche gefräste Titangerüste mit keramischen Massen zu verblenden zeigen, dass diese bereits nach einem Jahr Beobachtungszeitraum eine relativ große Misserfolgsrate von 8,1 Prozent aufweisen. Im Vergleich dazu liegen keramisch verblendete Kronen und Brücken herkömmlicher Studien zwischen 1 und 6,3 Prozent nach fünf Jahren Beobachtungszeit [48,83,86].

| Autor | Material | Jahr | Dauer [Jahre] | Anzahl | Befestigung | Misserfolgsrate [%] |
|--------------------|---|-------------|--------------------------|---------------|--------------------|--------------------------------|
| Schlösser [95] | 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 |
| Kerschbaum [48] | Kunststoffverblen. Kr. | 1997 | 5 | 1085 | k.A. | 13,5 |
| | Keramikverblen. Kr. | 1997 | 5 | 533 | k.A. | 6,3 |
| | Kunststoffverblen. Br. | 1997 | 5 | 235 | k.A. | 3,7 |
| | Keramikverblen. Br. | 1997 | 5 | 984 | k.A. | 1 |
| | Kunststoffverblen. Kr. | 1997 | 10 | 1085 | k.A. | 33,2 |
| | Keramikverblen. Kr. | 1997 | 10 | 533 | k.A. | 11,3 |
| | Kunststoffverblen. Br. | 1997 | 10 | 235 | k.A. | 24,7 |
| | Keramikverblen. Br. | 1997 | 10 | 984 | k.A. | 19,8 |
| Psoch [83] | KaVo Everest, Titan Grad 2, keramikverblen. Kr. u. Br. | 2006 | 1 | 162 | k.A. | 8,7 |
| Reitemeier [86] | Keramikverblen. Kr. | 2007 | 8 | 190 | k.A. | 4,2 |
| | Keramikverblen. Br. | | | 276 | | 4,6 |

Tabelle 2-4: klinische Studien mit konventionellen Restaurationen (Kr.= Kronen, Br.= Brücken, k.A.= keine Angaben)

2.4.2. GLASKERAMIKEN

Die aktuellen klinischen Studien zu glaskeramischen Restaurationen sind in Tab.2-5 zusammengefasst. Bei der Betrachtung der Tabelle fällt auf, dass die Misserfolgsrate der Glaskeramiken vor allem im Seitenzahnbereich erheblich höher ist als im Frontzahnbereich. Hier schneiden vor allem die älteren glaskeramischen Werkstoffe schlechter ab, als heute verfügbare Materialien und Herstellungstechniken.

Ein weiterer signifikanter Unterschied besteht zwischen Einzelkronen und Brücken. Hier lag die Misserfolgsrate bei Brücken mit bis zu 30 Prozent erheblich höher als bei Einzelkronen.

Glaskeramische Seitenzahnrestaurationen sind zum größten Teil kontraindiziert, wobei auch hier Tabelle 2-5 zeigt, dass neuere Materialien, wie zum Beispiel Empress 2, deutlich bessere Ergebnisse für das Seitenzahngebiet aufweisen.

| Autor | Material | Jahr | Dauer [Jahre] | Anzahl | Befestigung | Misserfolgsrate [%] | |
|--------------------|--|------|------------------|----------|--------------------------|------------------------|-------------|
| | | | | | | Front | Seite |
| Hankinson [33] | Optec HSP, Einzelkronen | 1994 | 5 | 159 | Adhäsiv | 0 | PM: 2,3 |
| | | | | | | | M: 24 |
| Erpenstein [19] | Dicor, Einzelkronen | 1995 | 4 | 169 | Adhäsiv | 8 | 18 |
| Dumfahrt [9] | Optec HSP, Adhäsivbrücken | 1995 | 2,8 | 19 | Adhäsiv | 5,3 | 0 |
| Richter [87] | Dicor, Einzelkronen | 1996 | 4 | 126 | Adhäsiv | 0 | 28 |
| Fradeani [23] | Empress 1, Einzelkronen | 1997 | 3 | 139 5 | Adhäsiv Konventionell | 4,65 | |
| Malament [56] | Dicor, Einzelkronen | 1999 | 14 | 1044 | Adhäsiv | 5,8 | PM: 10,8 |
| | | | | | | | M: 29 |
| Sjögren [102] | Empress 1, Einzelkronen | 1999 | 3,6 | 110 | Adhäsiv | 2,7 | PM: 12 |
| | | | | | | | M: 7 |
| Edelhoff [11] | Empress 1, Einzelkronen | 2000 | 4 | 154 | Adhäsiv | 2,1 | |
| | | | | 96 | Konventionell | 1,9 | |
| Pospiech [73] | Empress 2 Brücken bis 2.PM, Inlaybrücken, Brücken (M) | 2000 | 2 | 33 | Konventionell | 6,1 | |
| | | | | 32 | Adhäsiv | 12,5 | |
| | | | | 18 | Konventionell | 16,7 | |
| Kistler [49] | Empress 2, Kronen (PM+M) | 2000 | 2 | 107 | Konventionell | 0,9 | |

| | | | | | | | |
|-------------------|---|------|-------|-----------|------------------------------|---------|------|
| Fradeani [24] | Empress 1, Einzelkronen | 2002 | 11 | 125 | Adhäsiv | 1,1 | 15,6 |
| El-Mowafy [18] | Empress 1, Inlays/Onlays | 2002 | 4,5-7 | 537 | Adhäsiv | 4-9 | |
| Krämer [53] | Empress 1, Inlays/Onlays | 2005 | 8 | 96 | Adhäsiv | 8 | |
| Marquardt [57] | Empress 2, Kronen Brücken (bis PM) | 2006 | 5 | 27 31 | Adhäsiv | 0 30 | |
| Böning [6] | Lithiumdisilikat- Kronen (Firma Ivoclar) | 2006 | 3 | 79 | konventionell | 3,0 | |
| Edelhoff [14] | Empress 2, Kronen Brücken und experimentelle Inlaybrücken | 2005 | 3 | 155 49 | Adhäsiv und konventionell | 0,67 | |

Tabelle 2-5: Klinische Studien mit glaskeramischen Materialien (PM= Prämolarenbereich, M= Molarenbereich)

2.4.3. OXIDKERAMIKEN

Tabelle 2-6 zeigt, dass In-Ceram Oxidkeramiken ähnlich gute Ergebnisse erreichen wie glaskeramische Restaurationen aus Empress 2. Auffallend sind auch hier die deutlich besseren Ergebnisse der Einzelzahnrestaurationen gegenüber der Brückenrestaurationen.

Die Misserfolgsrate im posterioren Bereich ist hier ebenfalls erheblich höher als im anterioren.

| Autor | Material | Jahr | Dauer [Jahre] | Anzahl | Befestigung | Misserfolgsrate [%] | |
|-------------------------------------|--|------|------------------|--------|---------------|------------------------|-------|
| | | | | | | Front | Seite |
| Pröbster [78] | In-Ceram, Kronen | 1996 | 4 | 95 | Konventionell | 0 | 0 |
| Pröbster [79] | In-Ceram, Kronen | 1997 | 6 | 135 | Konventionell | 2,8 | |
| McLaren [61] | In-Ceram, Kronen | 1998 | 3 | 223 | Konventionell | 2,7 | |
| Sorensen [105] | In-Ceram, 3-gl.Brücken (F,PM,M,) | 1998 | 3 | 61 | Konventionell | 0 | PM:11 |
| | | | | | | | M24 |
| Vult von Steyern [120] | In-Ceram, 3-gl.Brücken (PM,M) | 2001 | 5 | 20 | Konventionell | - | 10 |
| Olsson [69] (*Trauma) | In-Ceram, 3-gl.Brücken | 2003 | 6,3 | 42 | Konventionell | 12,5* | 11,5 |
| Suárez [108] (*Wurzelfraktur) | In-Ceram Zirkonia, 3-gl.Brücken | 2004 | 3 | 18 | Konventionell | - | 5,6* |

Tabelle 2-6: Klinische Studien mit Oxidkeramiken

2.4.4. CAD/CAM-SYSTEME

Bei den Cerec- und Procera- Systemen handelt es sich um CAD/CAM- Systeme, die bereits seit längerem auf dem Markt befindlich sind und sich als solche schon bewährt haben. Gerade beim Cerec- System können schon Beobachtungszeiträume von 10 Jahren angegeben werden [67,70,103].

Tabelle 2-7 zeigt, dass die Misserfolgsraten im Seitenzahnbereich im Durchschnitt bereits deutlich niedriger sind als bei glaskeramischen Materialien und herkömmlichen Oxidkeramiken. Da vor allem die ersten Cerec- Systeme in ihrem Indikationsbereich auf Inlays, und somit auf den Seitenzahnbereich beschränkt waren, gibt es hier deutlich weniger Studien, die sich mit dem Frontzahnbereich beschäftigen. Die hier aufgeführten Studien über Frontzahngebiete haben einen durchschnittlich kürzern Beobachtungszeitraum als die des Seitenzahngebietes.

| Autor | Material | Jahr | Dauer [Jahre] | Anzahl | Befestigung | Misserfolgsrate [%] | |
|--|---|------|------------------|--------|----------------------------|------------------------|---------|
| | | | | | | Front | Seite |
| Odén [68] | Procera AllCeram, Kronen | 1998 | 5 | 100 | Adhäsiv < Konventionell | 0 | PM: 3,6 |
| | | | | | | | M: 7,3 |
| Ödman [67] | Procera AllCeram, Kronen | 2001 | 10,5 | 87 | Konventionell | 1,2* | Pm:2,3 |
| | | | | | | | M: 1,2 |
| Bindl [4] | Cerec 2, Kronen In-Ceram Spinell In-Ceram Alumina | 2002 | 5 | 19 | Adhäsiv | - | 0 |
| | | | | 24 | | - | 8 |
| Otto [70] (*53% Keramikfraktur) | Cerec 1, Inlays + Onlays | 2003 | 10 | 187 | Adhäsiv | - | 5* |
| Reich [84] | Cerec 2, Kronen, Onlays, Veneers | 2004 | 3 | 58 | Adhäsiv | 0 | M: 1,7 |
| Sjögren [103] | Cerec 1, Inlays | 2004 | 10 | 66 | Adhäsiv | - | 11 |
| Bindl [5] | Cerec 2, Kronen, Mk II, In-Ceram Spinell | 2004 | 3,7 | 18 | Adhäsiv | 5,6 | - |
| | | | | 18 | | 8,3 | - |
| Posselt [77] | Cerec, Inlays | 2004 | 9 | 2328 | Adhäsiv | | 4,5 |
| Fradeani [25] | Procera, Kronen | 2005 | 5 | 200 | Adhäsiv | 0 | 4,85 |

Tabelle 2-7: Klinische Studien mit CAD/CAM-Systemen

2.4.5. CAD/CAM-SYSTEME MIT ZIRKONIUMDIOXID ALS WERKSTOFF

Die Beobachtungszeit für die meisten klinischen Studien über CAD/CAM-Systeme mit Zirkoniumdioxid als Werkstoff ist, wie Tabelle 2-8 zeigt, noch relativ kurz. Der längste Beobachtungszeitraum von den hier aufgeführten Studien liegt bei fünf Jahren. Keine dieser Studien weist absolute Misserfolge auf. Lediglich Abplatzungen der Verblendkeramik sind während der Beobachtungszeiträume aufgetreten. Dies lässt auf einen Indikationsbereich sowohl für den Front- als auch für den Seitenzahnbereich schließen. Auch drei- und mehrgliedrige Brücken im Front- und Seitenzahngebiet weisen keinen absoluten Misserfolg auf. Kritisch zu sehen ist, dass die meisten Studien in Tabelle 2-8 im Vergleich zu Studien mit anderen Keramiken eine relativ geringe Anzahl von Restaurationen beinhalten.

| Autor | Material | Jahr | Dauer [Jahre] | Anzahl | Befestigung | Misserfolgsrate [%] |
|--------------------------|--|------|---------------|----------|--------------------------|---------------------|
| Sturzenegger [45,107] | DCM Seitenzahnbrücken 3-gl. mehr-gl. | 2000 | 1 | 21 1 | k.A. | 0 0 |
| Zembic [45] | DCM Seitenzahnbrücken | 2002 | 2-3 | 58 | k.A. | 0 (Verbl. 6,9) |
| Tinschert [45,117] | DCS 3-4 gl. Brücken Front und Seite | 2002 | 1,5 | 10 36 | Adhäsiv Konventionell | 0 (Verbl. 4,3) |
| Pospiech [45,74] | Lava 3-gl. Seitenzahnbrücken | 2003 | 1,5 | 38 | k.A. | 0 (Verbl. 2,6) |
| Bornemann [7,45] | Cercon Seitenzahnbrücken 3-gl. mehr-gl. | 2003 | 1 | 44 15 | k.A. | 0 (Verbl. 3,4) |

| | | | | | | |
|---------------------------|--|------|-----|----------|--------------------------|----------------------|
| Rinke [90] | Cercon 3-gl. Seitenzahnbrücken | 2003 | <1 | 11 | k.A. | 0 (Verbl. 0) |
| Sailer [91] | DCM Seitenzahnbrücken | 2003 | 3,5 | 58 | k.A. | 0 (Verbl. 11) |
| Tinschert [45,117,116] | DCS 3-4gl. Brücken Front und Seite | 2004 | 3 | 15 50 | Adhäsiv Konventionell | 0 (Verbl. 6,2) |
| Pospiech [45,76] | Lava 3-gl. Seitenzahnbrücken | 2004 | 3 | 35 | k.A. | 0 (Verbl. 2,9) |
| v. Steyern [119] | DCS 3- u. mehr- gl.Front- Seitenzahnbrücken | 2005 | 2 | 20 | k.A. | 0 (Verbl. 3) |
| Sailer [45,92] | DCM 3-5gl. Seitenzahnbrücken | 2006 | 3 | 57 | Adhäsiv | 0 (Verbl. 13) |
| Edelhoff [15] | DigiDent-System 3-6gl. Front-und Seitenzahnbrücken | 2008 | 3 | 21 | Adhäsiv Konventionell | 0 (Verbl. 9,5) |
| Tinschert [45,117] | DCS 3-4gl. Brücken Front und Seite | 2007 | 5 | 15 50 | Adhäsiv Konventionell | 1,5 (Verbl. 6,2) |
| Sailer [93] | DCM 3-5gl. Seitenzahnbrücken | 2008 | 5 | 33 | Adhäsiv | 2,2 (Verbl. 15,2) |

Tabelle 2-8: Klinische Studien mit CAD/CAM- Systemen mit Zirkoniumdioxid als Werkstoff

3. MATERIAL UND METHODE

3.1. KLINISCHES VORGEHEN IM RAHMEN DER STUDIE

Für die Eingliederung des Zahnersatzes aus dem Vollkeramiksystem Lava™ im Rahmen einer prospektiv angelegten klinischen Studie, wurde als Indikation ein Kronen- oder Brückenersatz definiert.

Um das Risiko an Karies, Gingivitis und Parodontitis so gering wie möglich zu halten, wurden Patienten mit einer möglichst guten Mundhygiene ausgewählt.

Patienten mit schwerwiegenden Fehlfunktionen im kranio- mandibulären Bereich wurden aus der Studie ausgeschlossen, da bei Bruxismuspatienten beispielsweise eine bis zu 17mal höhere Kaubeanspruchung vorliegt [29].

Aufgrund der hohen Bruchfestigkeit von 3-gliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken, welche durch In-vitro-Untersuchungen bestätigt wurde [113], kann der Indikationsbereich für das Lava™ Vollkeramiksystem, auch im Vergleich zu anderen Systemen, auf den Seitenzahnbereich ausgedehnt werden. Er umfasst alle Variationen von drei- und viergliedrigen Brücken, bis zu vier verblockten Kronen, sowie Freidendbrücken bis zum ersten Prämolaren. Auch fünf- bis sechsgliedrige Brücken können bei bestimmten Indikationen erstellt werden. Diese sollten eine Länge von 38 mm nicht überschreiten und bei maximal vier Pfeilerzähnen nicht mehr als zwei nebeneinander liegende Brückenglieder aufweisen [13]. Im Gegensatz zu anderen Systemen (z.B. Empress II: 650N, In-Ceram® Alumina:800N) wird eine Festigkeit von über 2000 N erreicht, welche die maximale Kaubelastung um mehr als das vier- fache überschreitet [1].

Weiterhin wurde bei diesem System nur eine minimale Wandstärke der Gerüste von 0,5 mm und erstmals von 0,3 mm für Einzelkronen im ästhetisch relevanten Bereich zugelassen, was wiederum den Indikationsbereich im Gegensatz zu anderen vollkeramischen Restaurationen, z.B. von Empress®, auf jugendlichere Zähne mit einem weiteren Pulpenkavum ausweitet und einen größeren Erhalt von Zahnhartsubstanz gewährleistet [1,13].

Für die hier beschriebene prospektiv angelegte klinische Studie wurden folgende Parameter zur Durchführung festgelegt:

- 0,3 mm Mindestwandstärke des Y- TZP- Käppchens für Einzelkronen im Frontzahnbereich
- 0,5 mm Mindestwandstärke des Y- TZP- Käppchens für Seitenzahnkronen und Brückengerüste
- Mindestens 6 mm² Verbindungsquerschnitt zum Brückenzwischenglied für den Frontzahnbereich
- Mindestens 9 mm² Verbindungsquerschnitt zum Brückenzwischenglied für den Seitenzahnbereich
- Zahnpräparation im Hohlkehldesign
- Zervikaler Abtrag von mindestens 0,8 mm für die Brücken
- Zervikaler Abtrag von mindestens 0,6 Millimetern für die Frontzahnkronen mit reduzierter Wandstärke des Käppchens
- Konvergenzwinkel bei der Präparation von 4 bis 6 Grad [10,13]

Die Patienten der vorliegenden Studie wurden zunächst einer vollständigen intra- und extraoralen Befundung unterzogen. Anschließend folgte eine klinische Funktionsanalyse in der besonders auf Merkmale bestehender Fehlfunktionen, wie z.B. Abrasionsfacetten, bestehende Hyperbalancen und die Lage der antagonistischen Kontakte geachtet worden ist. Im Falle einer Brücke war auch die Stellung der Pfeilerzähne zueinander von Bedeutung [10].

3.1.1. VORBEHANDLUNG

Verlorengegangene Zahnhartsubstanz wurde bei vitalen Zähnen ausschließlich durch einen Aufbau aus Komposit mit einem entsprechenden Dentinadhäsiv ersetzt. Devitale Zähne mit einer endodontischen Vorbehandlung erhielten entweder einen Komposit -Adhäsivaufbau oder einen direkten oder indirekten Stiftaufbau, wobei sowohl FRC- oder ZrO_2 - Stifte als in seltenen Fällen auch gegossene Stiftaufbauten aus Metall verwendet wurden [10].

Bei den direkten Stiften erfolgte eine definitive Weiterversorgung des Zahnes nach abgeschlossener endodontischer Behandlung ohne lange Wartezeit, um dem Risiko einer Reinfektion des Kanals vorzubeugen [12].

Weiterhin galt es einen geringen Hartsubstanzverlust zu erzielen, um den endodontisch behandelten Zahn nicht zu schwächen und eine Präparation im „Ferrule design“ zu ermöglichen [12].

3.1.2. FARBBESTIMMUNG

Um ein ästhetisch überzeugendes Ergebnis zu erzielen, war eine exakte Farbbestimmung wichtig. Die Bestimmung der natürlichen Zahnfarbe erfolgte vor der Präparation durch ein Foto mit einem Muster des Farbrings, um eine Verfälschung des Farbtons durch Austrocknung zu vermeiden. Die Lichtverhältnisse sollten dem Tageslicht entsprechen [10]. Aufgrund der geringen Wandstärke des Lava Gerüsts, erreicht die dicht gesinterte Zirkoniumdioxidkeramik eine ideale Transluzenz.

Weiterhin hatte der Zahntechniker die Option das Gerüst einzufärben, wobei sieben verschiedenen Farben, in Anlehnung an das Vita® Classic Farbsystem, zur Verfügung standen.

Die abschließende definitive Farbauswahl nach der Gerüstanprobe fand im zahntechnischen Labor statt. So konnte sich der Techniker ein besseres Bild von den einzusetzenden Keramikmassen, deren Intensität und idealer Schichtung machen und gegebenenfalls auf spezielle Wünsche des Patienten direkt eingehen [10,13]. Anschließend erfolgte die Verblendung des Gerüsts mit farblich abgestimmten Verblendmassen von Lava Ceram [1].

3.1.3. PRÄPARATIONSRICHTLINIEN

Damit die Kronen und Brücken eine gute Passform haben, sollte nach Herstellerangaben optimalerweise eine Stufen- oder Hohlkehlpräparation angestrebt werden. Bei der Hohlkehle sollte darauf geachtet werden, dass diese in einem Winkel von minimal 4 Grad vertikal angelegt werden muss.

Bei der Verwendung der Stufenpräparation, ist der Innenwinkel mit einem Radius zu versehen. Der Substanzabtrag kann im Vergleich zu anderen vollkeramischen Lösungen relativ geringer gehalten werden, da für das Lava Frame Gerüst nur eine Mindestwandstärke von 0,5 Millimetern bzw. 0,3 Millimetern im Frontzahnbereich gefordert ist [1,13].

In der hier aufgeführten Studie wurde als Präparationsform ausschließlich das Hohlkehldesign verwendet. Der zervikale Abtrag wurde für Brücken mit mindestens 0,8 Millimetern und für Frontzahnkronen mit reduzierter Wandstärke des Käppchens mit mindestens 0,6 Millimetern definiert. Der Konvergenzwinkel sollte bei 4 bis 6 Grad liegen. Außerdem wurden folgende besondere Richtlinien bei der Präparation der Kronen und Brückenpfeiler berücksichtigt:

- Schaffung kontinuierlicher, vom Scanner deutlich erkennbarer Präparationsgrenzen der Hohlkehle
- Keine Präparation paralleler Wände
- Vermeidung dachrinnenartiger, zirkulärer und wieder ansteigender Präparationsgrenzen
- Abrundung scharfer inzisaler und okklusaler Kanten, da diese im keramischen Werkstück Spannungskonzentrationen hervorrufen und im Bereich der Kroneninnenfläche aufgrund der Werkzeuggeometrie nicht fräsbar sind
- Vermeidung von 90 Grad– Schultern an der Präparationsgrenze
- Sorgfältige Beseitigung von Unterschnitten

- Beseitigung jeglicher Divergenz der Pfeilerzähne für Brücken [10,13]

Die Präparationsgrenze lag in den meisten Fällen aus ästhetischen Gründen intrasulkulär oder in einigen Fällen equigingival. Die Möglichkeit einer supragingivale Präparation wurde trotz besserer Reinigungsmöglichkeiten für den Patienten und einer leichteren Eingliederung des Zahnersatzes zu Gunsten der Ästhetik vernachlässigt [10].



Abbildung 3-1: Präparation für eine LAVA- Frontzahnbrücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

3.1.4. GERÜSTHERSTELLUNG

Die Herstellung der gesamten in dieser Studie verwendeten Gerüste (Lava Frame) erfolgte im hauseigenen Labor der Firma 3M Espe in Seefeld. Alle übrigen zahntechnischen Arbeiten wurden im Dentallabor Impladent GmbH in Aachen angefertigt [10,13].

Zu Beginn des Fertigungsprozesses steht die Herstellung eines adäquaten Sägemodells zur Gerüsterstellung.

Bei der hierfür benötigten Abformung wurde zunächst der Zahnkranz mit einem hellen Superhartgips (weiß, beige, hellgrau, hellblau, ISO 6873, Typ4) ohne Kunststoffzusatz und frei von Silikonölrresten (z.B. von Dublierung oder Bissregistrator) ausgegossen. Alle Segmente des Modells sollten leicht abnehmbar und gegen Verdrehen gesichert sein. Der Modellssockel musste an der Unterseite glatt und ohne Split-Cast-Führung sein. Hier wurden magnetische Sockel (z.B. Pindex-System, Zeiser) angebracht. Der abzutastende Stumpf wurde unterhalb der Präparationsgrenze deutlich und scharfkantig unterkehrt, ansonsten blieb er unbehandelt. Untersichgehende Bereiche von Defekten, Blasen sowie eventueller Unterschnitte wurden nach Absprache mit dem behandelnden Zahnarzt mit einem hellen opaken Wachs oder durch Komposite ausgeblockt. Es wurden keine farblichen Markierungen und Lackierungen vorgenommen. Auch auf eine Härtung der Präparationsgrenze wurde verzichtet.

Anhand der ausgegossenen Zahnkränze wurden die Stümpfe auf Präparationsfehler überprüft. Präparationsfehler wie Unterschnitte, dachrinnenartige Ränder oder divergierende Brückenpfeiler konnten zum Ausschluss der Arbeit für das System führen, da der Scanner die im Unterschnitt liegenden Bereiche nicht erfassen kann. Die so vorbereiteten Modelle wurden zunächst einartikuliert. Anschließend wurden sie mit dem entsprechenden Gegenbissmodell, den Registraten zur Kieferrelationsbestimmung, sowie eventuell angefertigten Wax-up's an das Fräslabor gesandt. Weiterhin wurde die entsprechend gewünschte Grundfarbe des Gerüstes an das Fräszentrum übermittelt.

Es wurden reflektierende Stellen am Stumpf, die gegebenenfalls den Scanvorgang beeinträchtigt hätten vorsorglich mit einem Titandioxidspray mattiert. Das daraus angefertigte Sägemodell, wurde im Scanner fixiert und mit dem berührungslosen, lichteoptischen Abtastsystem Lava Scan eingescannt. Anschließend erfolgte die CAD Gestaltung mit der Lava CAD Software am Computer. Hierbei wurden die Präparationsgrenzen automatisch erkannt und auf dem Monitor dargestellt. Die Bearbeitung des Gerüstes erfolgte ebenfalls am Computer. Hierbei waren zum Beispiel beim Einsetzen eines Brückenzwischenliedes sowohl eine freiskalierbare Vorgabe aus der Medienbibliothek als auch eine individuelle Gestaltung möglich. Mit einem digitalen Wachsmesser konnten zum Beispiel im Seitenzahnbereich einige

Segmente der Kaufläche gezielt auf- oder abgetragen werden, um ein möglichst gleichmäßiges Platzangebot für die später aufzutragende Verblendkeramik zu schaffen. Diese Maßnahmen führen zu gleichmäßigeren Schichten der Sinterkeramik Lava Ceram, die eine Stärke von 2,5 Millimetern nicht überschreiten sollte. Mit diesem Vorgehen werden schädliche Spannungskonzentrationen innerhalb der Verblendkeramik auch während der funktionellen Belastungen reduziert und somit vorzeitige Abplatzungen verhindert. Die Gestaltung der Verbindungsstellen erfolgte mit Maus, Tastatur und Softwareunterstützung.

Nach Abschluss der optischen Bearbeitung am Bildschirm wurden die Daten im Computer zur Berechnung der Fräsbahn weiterverarbeitet.

Als nächster Teilschritt in der Herstellung wurde der vorgesinterte Zirkoniumdioxid-Rohling in seine 3D- Form gefräst, wobei durch die Software der Sinterschrumpf des späteren Arbeitsschrittes mit eingerechnet wurde.

Dies erfolgte unter Einsatz von Hartmetall-Fräswerkzeugen (Fräser Typen 4 [Schruppen], 5 [Schlichten], 6 [Feinschlichten]).

Die Fräszeit betrug im Durchschnitt ca. 35 Minuten je Einzelkrone und ca. 75 Minuten je drei-gliedrige Brücke.

Die Heraustrennung des Gerüstrohlings aus der Halterung erfolgte mit einem Turbinenhandstück, da diese weniger vibrieren. Dieses und die manuelle Nachbearbeitung eventueller Unebenheiten, inklusive scharfer Kanten, wurden grundsätzlich am Grünkörper vorgenommen, da es am fertig gesinterten Gerüst bei diesen Arbeiten zu nicht sichtbaren Beschädigungen der Keramik kommen kann, die die Festigkeit des Gerüsts erheblich reduzieren können.

Um Verunreinigungen zu vermeiden durften die Rohlinge in diesem Arbeitsschritt nicht mit Wasser, Fetten oder anderen Flüssigkeiten in Verbindung kommen.

Vor dem Sintern konnten die Gerüste mit Hilfe von Lava Frame Shade Färbelösung eingefärbt werden. Dies hat den Vorteil, dass die Farbe auch nach eventuellen Schleifkorrekturen am Gerüst erhalten bleibt. Entsprechend der Zahnfarbe wurde die passende Lava Shade Färbelösung ausgewählt:

| Lava Frame Shade Färbelösung | FS 1 | FS 2 | FS 3 | FS 4 | FS 5 | FS 6 | FS 7 |
|-------------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------|-----------------|-----------------|
| Zuordnung zu VITA Classic Farben | A1 | B2 | A2 | A3,5 | B3 | C2 C3 | D2 D3 |
| | B1 | C1 | A3 | A4 | B4 | C4 | D4 |

Tabelle 3-1: Zuordnung Lava Frame Shade zu Vita (nach [1])

Das Gerüst wurde mit Hilfe einer Kunststoffpinzette in das Tauchgefäß mit der Färbelösung gegeben. Das Gefäß wurde so hoch gewählt, dass das Gerüst mindestens drei Millimetern mit der Lösung bedeckt war.

Um die Porenstruktur des Lava Gerüstes optimal zu infiltrieren wurde das Tauchgefäß bei Raumtemperatur eine Minute in einen handelsüblichen, leeren Drucktopf gestellt und mit drei bis sechs bar Druckluft beaufschlagt.

Anschließend wurde die überflüssige Lösung mit einem Papiertuch abgesaugt. Der anschließende Sinterprozess erfolgte im Spezialofen Lava Therm bei einer durchschnittlichen Temperatur von 1.500 Grad Celsius, wobei die Ausgangstemperatur nicht über 25 Grad Celsius liegen durfte. Die lineare Schrumpfung beim Sintervorgang betrug in der Regel zwischen 20 bis 25 Prozent. Die Gerüste mussten während des Sinterns beweglich gelagert werden, um Verformungen auszuschließen [1, 10, 13].

3.1.5. EINPROBE DES KERAMIKGERÜSTES

Nach der Lieferung des Zirkoniumdioxid Gerüstes von der Firma 3M Espe wurde dieses noch einmal durch den Zahntechniker auf korrekte Passung hin überprüft. Die zervikalen Randbereiche, welche herstellungsbedingt zirkulär verstärkt sind, um die Keramik im vorgesinterten Zustand zu stabilisieren, wurden ausgedünnt. Auch die Brückenglieder wurden auf eine korrekte Gestaltung in Bezug auf den Kieferkamm und die benachbarten Pfeilerzähne hin überprüft und gegebenenfalls korrigiert. Die

Korrekturen erfolgten mit einer Turbine ohne starken Andruck unter ständiger Wasserzufuhr zur Vermeidung von thermischen Randzonenbeschädigungen der Gerüste. Als zusätzliche Hilfe für den Zahnarzt wurde ein okklusaler Einbiss aus Pattern Resin angefertigt. Dieser ermöglicht während der Gerüsteinprobe die Überprüfung der Gerüstpassung und die Kontrolle beziehungsweise die Feinadjustierung der statischen Okklusion. Am Patienten wurde zunächst die Gerüstpassung der Pfeilerzähne begutachtet. Dieses wurde mit einem niedrigviskösem Silikon (z.B. Xantopren blau, Heraeus Kulzer) überprüft. Neben der Passgenauigkeit durfte sich das Gerüst, im Falle einer Brücke bei punktueller einseitiger Belastung, nicht vom Zahnstumpf der Gegenseite abheben. Die Okklusion wurde mit Hilfe des Kunststoffstops eingestellt. [10, 13]



Abbildung 3-2: Gerüstanprobe Lava-Seitenzahnbrücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

3.1.6. VERBLENDUNG DES KERAMIKGERÜSTES

Die definitive Farbauswahl für die Verblendungen wurde im zahntechnischen Labor vorgenommen, da der Zahntechniker sich unter Laborbedingungen ein besseres Bild von den einzusetzenden Keramikmassen machen konnte. Weiterhin konnten individuelle Wünsche des Patienten besser berücksichtigt werden [10,13].

Die Verblendung des Keramikgerüsts erfolgt mit Lava Ceram, eine Zirkoniumdioxid – Verblendkeramik, die durch die Anpassung des Wärmeausdehnungskoeffizienten genau auf Lava Frame Gerüste abgestimmt ist (-0,2 ppm). Auch hier ist die Farbpalette dem Vita Classic System mit 16 Farben angepasst [1].

Vor dem Verblenden wurden die Gerüste im Verbindungsbereich auf sanfte Übergänge hin überprüft. Weiterhin wurden scharfe Kanten gebrochen, um Spannungen in der Gerüst- und Verblendkeramik zu verhindern [10,13].

Zur Vorbereitung wurde das Gerüst mit Korund (Al_2O_3) der Körnung 50 μm bei einem Strahlendruck von zwei bar abgestrahlt und in einem Ultraschallbad oder durch Abdampfen gereinigt. Um dem fluoreszenzinaktiven Gerüst ein der Natur nach Möglichst ähnliches Erscheinungsbild zu geben, wurde im ersten Schritt der hoch fluoreszierende Gerüstmodifier korrespondierend zur ausgewählten Zahnfarbe aufgetragen und mit den gleichen Werten wie für den ersten Hauptbrand gebrannt. Bei Brückenarbeiten und verblockten Kronen wurde die geschichtete Keramikmasse zwischen den einzelnen Segmenten bis auf die Gerüststruktur separiert, um schädliche Zugspannung durch die Sinterschrumpfung zu vermeiden.

Die Schichtung der Restaurationen dieser Studie erfolgte nach der von ZTM Jan Langner verfassten Broschüre. Die Schichtkeramik wurde nach angegebener Brandführung aufgesintert.

| Keramik | Start-temp. | Trockenzeit | Mit Vakuum | Ohne Vakuum | End-temp. | Haltezeit mit Vakuum | Haltezeit ohne Vakuum |
|--|--------------------|--------------------|-------------------|--------------------|------------------|-----------------------------|------------------------------|
| 1.Schultermassenbrand | 450°C | 4 min | 45°C/min | | 840°C | 1 min | |
| 2.Schultermassenbrand | 450°C | 4 min | 45°C/min | | 830°C | 1 min | |
| 1.Dentin- und Schneidebrand | 450°C | 6 min | 45°C/min | | 810°C | 1 min | |
| 2.Dentin- und Schneidebrand (Korrekturbrand) | 450°C | 6 min | 45°C/min | | 800°C | 1 min | |
| Glasurebrand mit Glasurmasse oder Malfarbe | 480°C | 2 min | | 45°C/min | 790°C | | 1 min |
| Glasurebrand mit Glasurmasse oder Malfarbe | 480°C | 2 min | | 45°C/min | 820°C | | |

Tabelle 3-2: Brandführung für die Schichttechnik mit Lava- Ceram [1]

Vor dem ersten Sinterbrand und in regelmäßigen Abständen wurde der zur Verblendung eingesetzte Keramikofen kalibriert. Es wurden individuelle Brennproben eingesetzt. Als Testmasse wurde hierbei Lava Ceram Clear eingesetzt. Eine dem Muster des Farbringens in Form und Schichtstärke entsprechende Brennprobe wurde mit den Parametern des ersten Hauptbrandes gebrannt. Nach dem Abkühlen wurde diese bezüglich der Farbe, Transluzenz und Oberflächenbeschaffenheit einer optischen Kontrolle unterzogen.

Bei einer zu niedrigen Sintertemperatur war die Probe sehr rau und wies eine starke Opazität auf. Eine extrem glatte Oberfläche und stark abgerundete Kanten waren hingegen Zeichen für eine überbrannte Probe [1,10,13].



Abbildung 3-3: Lava Frontzahnbrücke 12 bis 21 und Einzelkronen mit reduzierter Gerüststärke (0,3mm) 13, 22 und 23. (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

3.1.7. DEFINITIVE BEFESTIGUNG DER ARBEIT

Vor der definitiven Befestigung wurden die Kronen und Brücken zunächst auf Randschluss, Okklusion und Approximalkontakte überprüft. Balance- und Fehlkontakte wurden entfernt. In der Regel wurde die Restauration nach Erfüllung aller Kriterien definitiv eingegliedert. Nur in Ausnahmefällen wurde die Restauration provisorisch eingegliedert. Für die temporäre Befestigung wurde ein eugenol - freier provisorischer Zement verwendet.

Zur endgültigen Befestigung wurde RelyX UniCem®, ein selbstadhäsiver universaler Composite-Befestigungszement von der Firma 3M Espe gewählt. Dieses ist in Kapseln erhältlich, welche zunächst aktiviert und anschließend in der Rüttelmaschine gemischt werden.

Vor der Befestigung wurde der Zahnstumpf mit fluoridfreier Bimssteinpaste und rotierenden Bürstchen gereinigt und anschließend mit Wasser abgesprüht und mit Luft getrocknet. Die Innenflächen der Kronen wurden mit Korund der Korngröße 50 µm und einem Strahldruck von maximal 2 bar vorsichtig abgestrahlt. Anschließend wurde RelyX UniCem® direkt in die Krone appliziert. Nach einer Bestrahlung von 2 Sekunden mit UV-Licht konnten mit einem Scaler die überschüssigen Reste des Befestigungsmaterials entfernt werden. Nach weiteren 5 bis 6 Minuten folgte eine weitere Bestrahlung mit der UV-Lampe von 20 Sekunden. Abschließend wurden die Kronenränder noch poliert.

Die definitive Befestigung erfolgte unter relativer Trockenlegung, da bei einer subgingival gewählten Präparationsgrenze eine absolute Trockenlegung mit Kofferdam nicht möglich war.

Zum Abschluss wurden erneut Okklusion, Randschluss und Approximalkontakte überprüft und der Patient erhielt Instruktionen für eine in seinem individuellen Fall möglichst gute Mundhygiene [1,10].

3.2. DOKUMENTATION DER PATIENTEN - STAMMDATEN

Jeder Patient, der an der hier beschriebenen Studie teilnahm, wurde mittels eines Stammdatenformulars erfasst (s. Abb. 3-4).

3.2.1. STAMMDATENBOGEN UND PATIENTENGUT

Auf dem Stammdatenbogen wurden zunächst die persönlichen Daten des Patienten und der jeweilige Behandler eingetragen. Des Weiteren wurden die Art der Restauration sowie deren klinische Parameter festgehalten:

PATIENTEN – STAMMDATEN

Vollkeramische Restaurationen

| | | | |
|----------------|---|------------------|---|
| Pat.-Nr. | <input style="width: 100%;" type="text"/> | Datum | <input style="width: 100%;" type="text"/> |
| Name | Geburtsname | Vorname | Geburtsdatum |
| Straße | Krankenkasse | PLZ – Ort | Behandler |
| Telefon | | | |

| V.-Nr. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|
| FDI – Position Sensibilität CO ₂ -Eis (0/1) | | | | | | | | | | |
| Art der Restauration B = Brückenglied I = Inlay K = Krone TK = Teilkrone V = Veneer | | | | | | | | | | |
| Art der Keramik 1 DCS (Y-TZP ZrO ₂) 2 Digident (Y-TZP ZrO ₂) 3 Empress Esthetic 4 Empress 2 5 Experimentelle Glaskeramik 6 In-Ceram-Alumina 7 In-Ceram Spinell 8 In-Ceram Zirconia 9 Lava (Y-TZP ZrO ₂) 10 Procera | | | | | | | | | | |
| Aufbaumaterial 1 Glasionomer 2 Komposit/Dentinadhäsiv 3 Gegossener Stiftaufbau Metall 4 ZrO ₂ -Stiftaufbau direkt/indirekt 5 FRC-Stiftaufbau direkt/indirekt | | | | | | | | | | |
| Art der Präparation 1 Stufe mit scharfem Winkel 2 Stufe mit abgerundetem Winkel 3 Hohlkehle | | | | | | | | | | |
| Lage der Präparationsgrenze 1 supragingival 2 equigingival 3 intrasulkulär | | | | | | | | | | |
| Art der Befestigung 1 Silikat/Silan/Variolink II 2 Anätzen/Silan/Variolink II 3 Strahlen/Silan/Panavia 21 4 RelyX Unicem 5 Esthetic Cementation Kit 6 Glasionomerzement 7 Phosphatzement | | | | | | | | | | |
| Art des Dentinadhäsivs 0 kein 1 Syntac classic 2 Dual Bonding 3 Panavia ED Primer 4 Ewcite DSC 5 AdheSE | | | | | | | | | | |
| Komplikationen bei Befestg. 1 Speicherkontamination 2 Blutkontamination | | | | | | | | | | |

OA, Priv.-Doz. Dr. D. Edelhoff, Klinik für Zahnärztliche Prothetik (Direktor: Prof. Dr. Dr. H. Stedemann), Universitätsklinikum der RWTH Aachen

Abbildung 3-4: Stammdaten-Bogen

Insgesamt wurden 31 Patienten in die Studie aufgenommen.

3.2.2. AUFTEILUNG DER STUDIENGRUPPEN

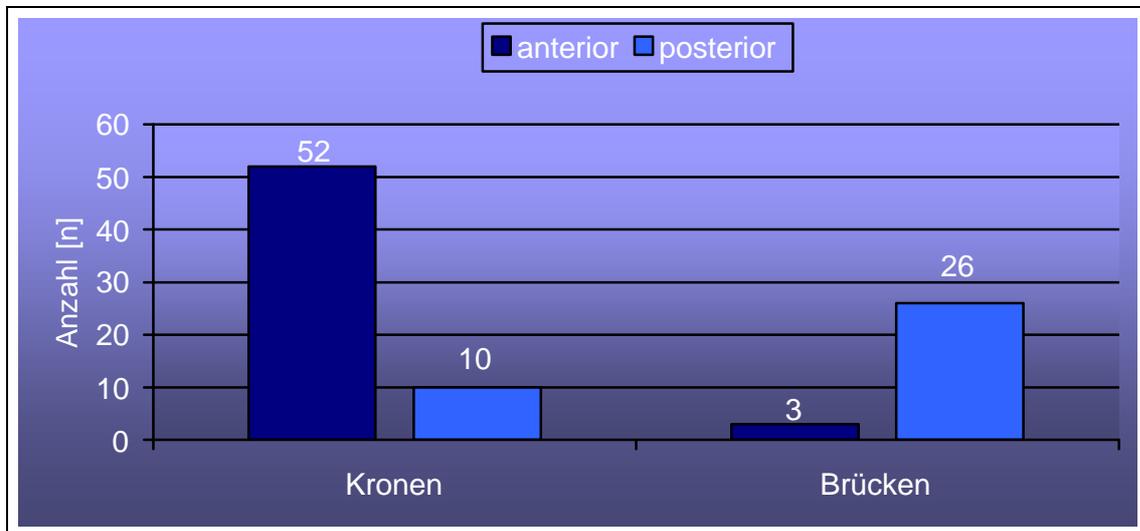


Abbildung 3-5: Verteilung der Kronen und Brücken gemäß ihrer Lokalisation

Die Gesamtanzahl der prothetischen Versorgungen dieser Studie liegt bei 91 Arbeiten, die in den Jahren 2004 bis 2006 in der Klinik für zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums der RWTH Aachen definitiv im Patientenmund eingesetzt wurden. Bei diesen Arbeiten handelt es sich um 62 Einzelkronen und 29 Brücken, von denen sind 28 drei- gliedrig und eine vier- gliedrig. Von den insgesamt 62 Kronen befinden sich 52 im anterioren Bereich und 10 im posterioren. Von den Brückenversorgungen liegen wiederum 3 im anterioren und 26 posteriorem Bereich (Abbildung 3-5).

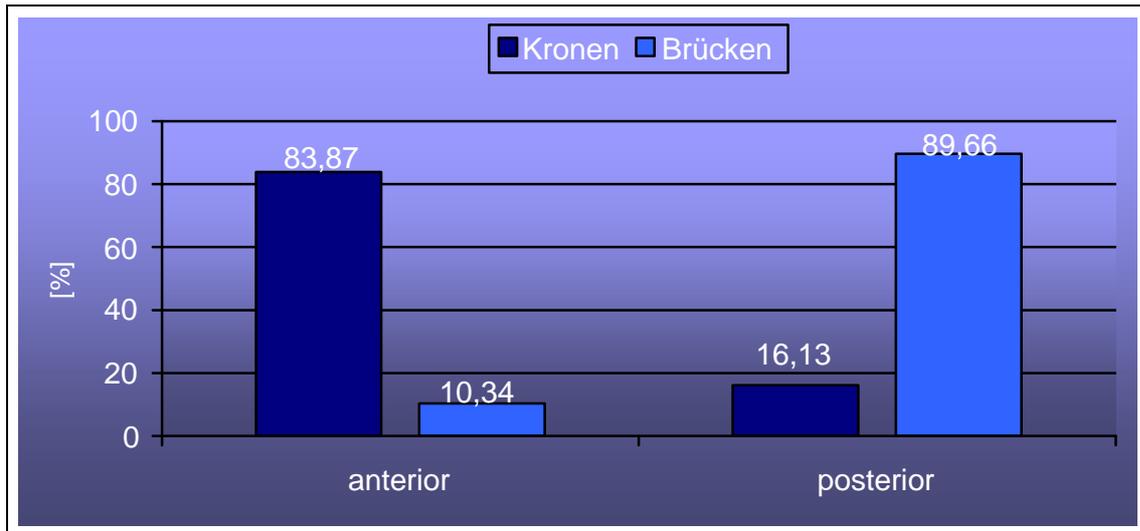


Abbildung 3-6: Verteilung der Kronen und Brücken gemäß ihrer Lokalisation

Bei den Brückenversorgungen ist der größere Anteil mit 89,66 Prozent im Seitenzahnbereich lokalisiert. Dementsprechend handelt es sich bei 10,34 Prozent der Versorgungen um Frontzahnbrücken. Bei den Kronenversorgungen lag folgende Verteilung vor: 83,87 Prozent der Kronen befinden sich im anterioren und 16,13 Prozent im posterioren Bereich der Mundhöhle. (Abbildung 3-6)

Betrachtet man die Versorgungen in ihrer Gesamtheit, befinden sich ca. 60 Prozent im Frontzahnbereich und ca. 40 Prozent im Seitenzahnbereich. Dies entspricht einer Anzahl von 55 Arbeiten im anterioren und 36 Arbeiten im posterioren Bereich. (Abbildung 3-7)

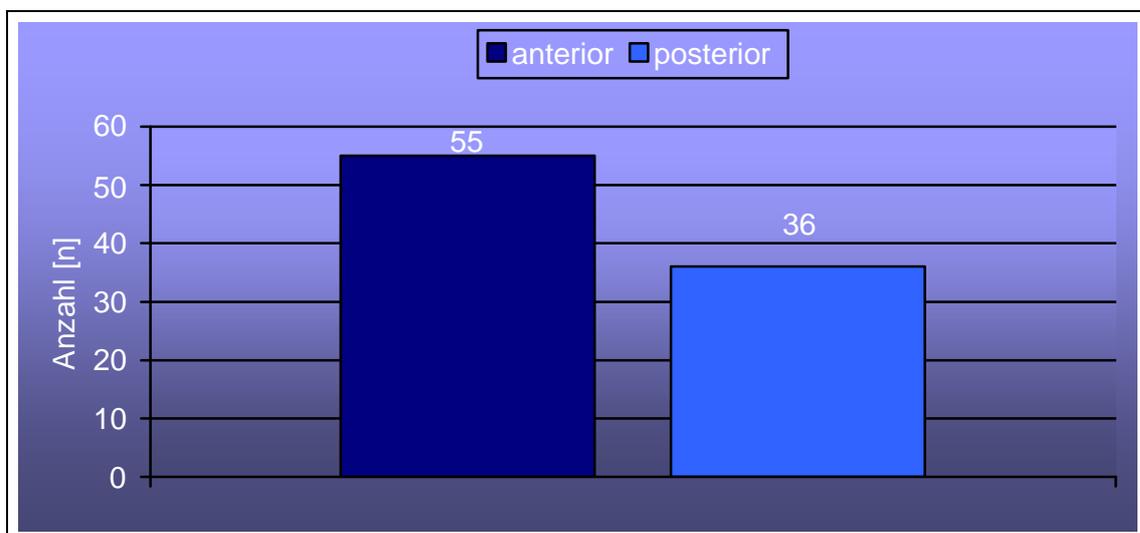


Abbildung 3-7: Verteilung der gesamten Versorgungen nach ihrer Lokalisation

Betrachtet man die Verteilung der Kronen und Brücken in Bezug auf Ober- und Unterkiefer, so stellt man fest, dass sich 78 Prozent der Versorgung der hier vorliegenden Studie im Oberkiefer und 22 Prozent im Unterkiefer befinden. Es fällt auf, dass bei den Kronen 92 Prozent im Oberkiefer und nur 8 Prozent im Unterkiefer lokalisiert sind. Hingegen hält sich bei den Brücken das Verhältnis 49 Prozent im Oberkiefer zu 51 Prozent im Unterkiefer weitestgehend die Waage. (Abbildung 3-8).

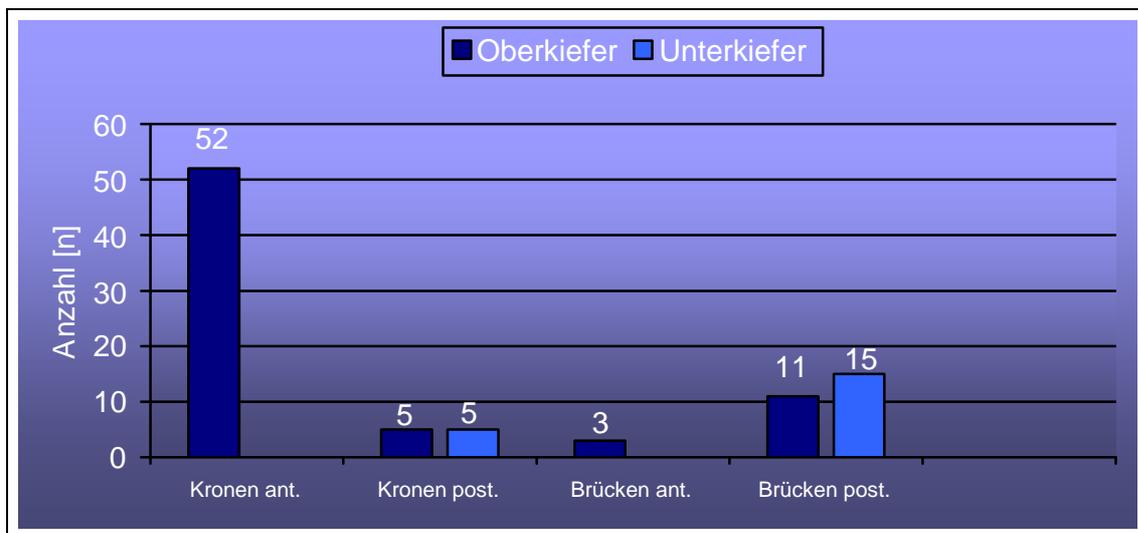


Abbildung 3-8: Verteilung der Kronen und Brücken gemäß ihrer Lokalisation OK und UK

Weiterhin kann man die Verteilung der Einheiten innerhalb des Zahnbogens betrachten. Man versteht eine Einzelkrone als Einheit und bei einer Brücke werden sowohl die Pfeilerkronen, als auch jedes einzelne Brückenglied als einzelne Einheit im Zahnbogen angesehen. Somit entstanden hier 62 Einheiten für die Einzelkronen und aus 29 Brücken (28 drei- gliedrige, 1 vier- gliedrige) ergaben sich 88 Einheiten, was im Gesamtergebnis 150 Einheiten ergibt.

Die genaue Aufteilung der Einheiten auf den Zahnbogen ist Abbildung 3-9 zu entnehmen.

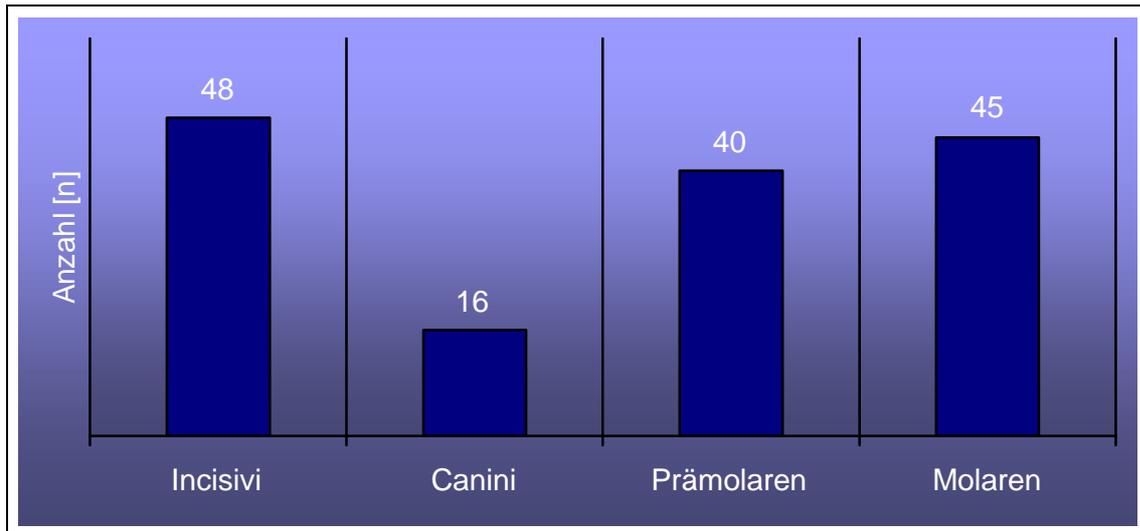


Abbildung 3-9: Aufteilung der Einheiten innerhalb des Zahnbogens

3.2.3. PARAMETER FÜR DEN ZAHNSTUMPF

Für jeden Zahn wurden vor der definitiven Befestigung der prothetischen Arbeit folgende Parameter erhoben:

a.) Vitalität

Für das Kriterium der Vitalität wurde auf dem Stammdatenbogen entweder die Kennziffer 0 oder 1 vergeben. Die „0“ besagte hier für eine negative, die „1“ für eine positive Vitalität. Brückenglieder bekamen keine Kennziffer im Bogen. Implantate als Pfeiler sind in der vorliegenden Studie nicht vorhanden.

Insgesamt wurden 120 Zahnstümpfe vor der Befestigung der Restaurationen auf ihre Vitalität überprüft. Von diesen wiesen 16 eine negative Vitalität auf. Von diesen 16 Zähnen hatten wiederum sechs einen gegossenen Stiftaufbau aus Metall, einer einen Zirkoniumdioxid Stiftaufbau und weitere neun einen direkten oder indirekten FRC- Stiftaufbau.

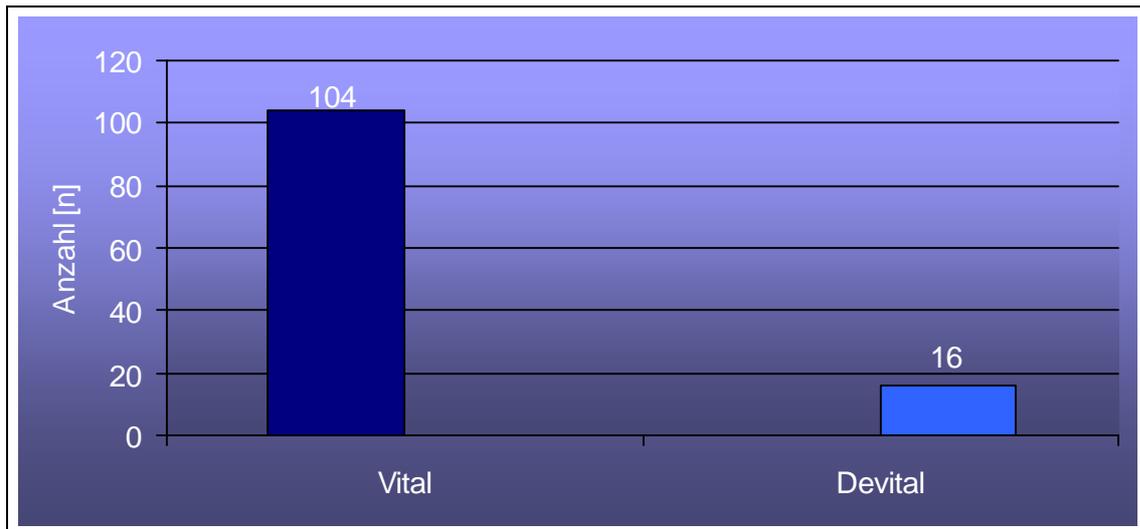


Abbildung 3-10: Verteilung der vitalen und devitalen Pfeilerzähne

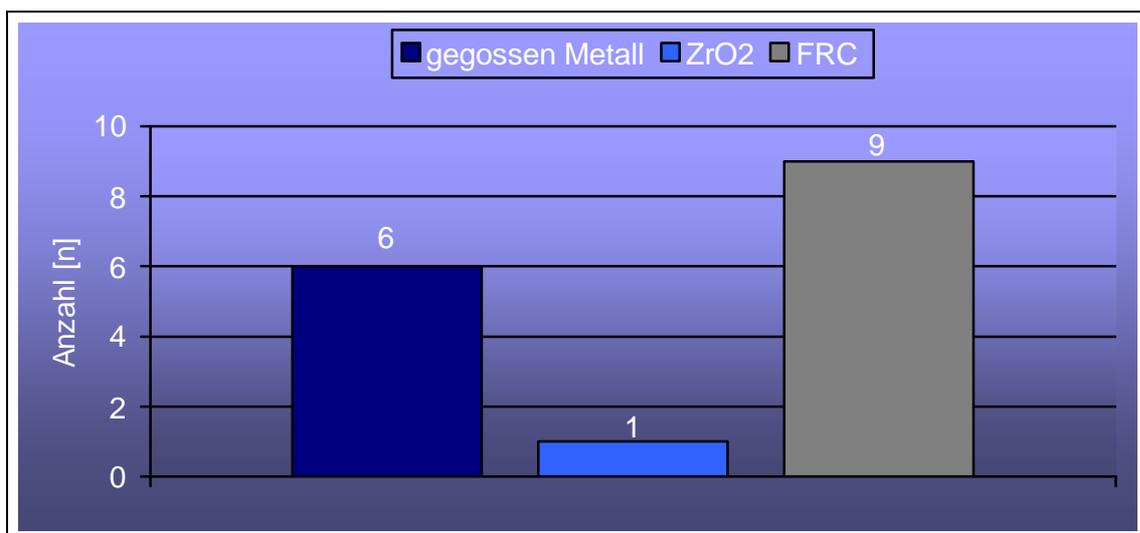


Abbildung 3-11: Aufteilung der devitalen Zähne

b.) Zahnstumpfvorbehandlung

In verschiedenen Fällen war es notwendig den Zahn vor der Präparation einer entsprechenden Vorbehandlung zu unterziehen. Hierbei bestand die Möglichkeit den Zahn bei endodontischer Vorbehandlung mit einem adhäsiven Aufbau oder einem Stiftaufbau zu versehen (Abbildung 3-11). Vitale Zähne mit erheblichem Hartsubstanzverlust wurden mit Komposit adhäsiv aufgebaut.

c.) Art der Präparation

Vom Hersteller wurden sowohl eine zirkulär umlaufende Stufen- als auch eine solche Hohlkehlpräparation als optimal empfohlen. Bei der Hohlkehle sollte der horizontal angelegte Winkel > 5 Grad und der vertikale Konvergenzwinkel des Zahnstumpfes 4 Grad oder größer sein [1].

Bei der hier vorliegenden Studie wurde ausschließlich die Hohlkehlpräparation umgesetzt [10].

d.) Lage der Präparationsgrenze

Die Präparationsgrenze lag bei den meisten Zahnstümpfen intrasulkulär (93,3 Prozent). Nur 6,6 Prozent von den 120 beschliffenen Zähnen hatten eine equigingivale Präparationsgrenze. Eine supragingivale Präparationsgrenze kam aufgrund der ästhetisch ungünstigen Lage des Kronenrandes nicht in Frage [10].

e.) Art der Befestigung

Die Befestigung des Lava Frame Gerüsts ist sowohl adhäsiv als auch in Form von konventioneller Zementierung möglich. Bei Letzterem wird vom Hersteller ein Glasionomer-Zement empfohlen [1].

Durch die adhäsive Befestigung entstehen keine weiteren mechanischen Vorteile, da das Material weder angeätzt noch direkt silanisiert werden kann. In der vorliegenden Studie wurden die Kronen und Brücken ausschließlich mit RelyX UniCem®, einem selbstadhäsivem universalem Composite-Befestigungszement, eingesetzt [10].

3.3. DOKUMENTATION DER NACHKONTROLLEN

3.3.1. NACHUNTERSUCHUNGSBOGEN

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

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

Abbildung 3-12: In der vorliegenden Studie verwendeter Nachuntersuchungs-Bogen

3.3.2. ERSTELLUNG DES PLAQUE- INDEX NACH SILNESS UND LÖE 1964

Beim Plaque- Index nach Silness und Loe von 1964 (kurz PI), handelt es sich um einen graduellen Index. Hierbei wird die Plaque im Bereich des Gingivarandes mit Hilfe von Spiegel und Sonde erfasst. Eine Anfärbung der Plaque ist nicht erforderlich. Der PI lässt eine objektive Beurteilung des Mundhygienezustandes des Patienten zu.

| | |
|--------|--|
| Grad 0 | Keine Plaque (Inspektion und Sondierung) |
| Grad 1 | Dünnere Plaquefilm am Gingivarand, erkennbar nur durch Sondierung |
| Grad 2 | Mäßig Plaque entlang des Gingivarandes, erkennbar mit bloßem Auge, Interdentalräume frei |
| Grad 3 | Viel Plaque entlang des Gingivarandes, Interdentalräume mit Plaque gefüllt |

Tabelle 3-3: Gradeinteilung des Plaque-Index

Für die Indexberechnung wird die Summe der Indexwerte durch die Summe der bewerteten Flächen dividiert. Eine hohe Indexzahl entspricht somit einer schlechten und eine niedrige Indexzahl einer guten Mundhygiene [122].

3.3.3. ERSTELLUNG DES GINGIVA- INDEX NACH SILNESS UND LÖE 1963

Der Gingiva- Index (kurz GI) nach Silness und Loe von 1963 ist ebenfalls ein gradueller Index. Dieser Index soll eine Erfassung und Bewertung der gingivalen Entzündungen ermöglichen. Die Messpunkte werden jeweils facial, oral und mesial mit einem Spiegel und einer Parodontalsonde erhoben.

| | |
|--------|---|
| Grad 0 | Normale Gingiva, keine Entzündung, 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 zur Spontanblutung, Ulzeration |

Tabelle 3-4: Gradeinteilung des Gingiva-Index

Anschließend wird für die Indexberechnung die Summe der Indexwerte pro Zahn mit den Messpunkten multipliziert. Dies wird durch die Summe der Messpunkte dividiert. Ein hoher Indexwert spricht für eine ausgeprägte Gingivitis [122].

3.3.4. ERSTELLUNG DES PAPILLENBLUTUNGSINDEX

Der Papillenblutungsindex (kurz PBI) nach Saxer und Mühlemann von 1975 erfasst die Intensität der Blutung aus den Interdentalräumen als Grad der Entzündung. Es handelt sich um einen graduellen Index mit maximal 28 Messpunkten. Zur Erstellung des PBI sondiert man vorsichtig den Sulkus mit einer stumpfen Parodontalsonde, anschließend wird 20 bis 30 Sekunden abgewartet. Anhand der Blutungspunkte kann der Grad einer entzündlichen Parodontalerkrankung abgeschätzt werden [122].

| | |
|--------|---|
| Grad 0 | Keine Blutung |
| Grad 1 | Auftreten eines Blutpunktes |
| Grad 2 | Auftreten mehrere Blutpunkte oder Blutlinie |
| Grad 3 | Ausfüllen des interdentalen Dreiecks mit Blut |
| Grad 4 | Perfuse Blutung über Zahn und Gingiva |

Tabelle 3-5: Gradeinteilung des Papillenblutungsindex

3.3.5. SENSIBILITÄT

Es gibt verschiedene Möglichkeiten die Pulpa eines Zahnes auf ihre Vitalität zu überprüfen. Die gängigsten Methoden sind die Überprüfung durch Wärme, Kälte und Strom. In der klinischen Prüfung der Lava Kronen der vorliegenden Studie wurde der Kältetest durch CO₂-Schnee angewandt. Die Kälte wurde an einer pulpennahen Stelle appliziert, worauf entweder eine positive oder negative Reaktion beobachtet werden konnte.

Bei einer positiven Reaktion kommt es aufgrund einer temporären Temperaturschwankung zu einer Verschiebung der Flüssigkeit in den Dentintubuli und somit zu einer Reizung der Pulpa [35].

Im Falle einer negativen Reaktion ist die Pulpa nekrotisch und der Zahn devital. Die Vitalität wurde in ihrem Verlauf seit der Eingliederung des Zahnersatzes beobachtet. Hierbei ist der Verlust der Vitalität als Misserfolg zu werten, da ein Zahn mit dieser Diagnose endodontisch zu behandeln ist.

Bei der endodontischen Behandlung eines Zahnes nach der endgültigen Eingliederung des Zahnersatzes kommt es zunächst durch die Trepanation zu einer Teilbeschädigung und somit zum Qualitätsverlust der Krone. Weiterhin erleidet der Zahn einen erheblichen Substanzverlust.

Auch in Betracht gezogen werden muss, dass der Misserfolg einer Wurzelbehandlung zu Komplikationen führen kann, die im schlimmsten Fall sogar mit einem Verlust des Zahnes einhergehen.

3.3.6. RANDQUALITÄT

Bei der Randqualität gab es vier Parameter, die unabhängig von einander zu beurteilen waren:

- Perfekt
- Unregelmäßig
- Überschüsse
- Unterschüsse

Die Addition dieser Parameter ergab immer 100 Prozent (100% = Gesamtumfang des Kronenrandes).

Der Kronenrand wurde mit einer dünnen Häckchensonde abgetastet und anschließend bewertet.

Die Randqualität ist von entscheidender Bedeutung für die Lebensdauer einer Krone, da ein unregelmäßig gestalteter Kronenrand einerseits zu einer iatrogenen Reizung des Parodonts, andererseits aber auch zu einer übermäßigen Plaqueanlagerung und dadurch zur Bildung von Sekundärkaries führen kann.

3.3.7. SEKUNDÄRKARIES

Unter einer Sekundärkaries versteht man einen neuen kariösen Defekt im Randbereich von zahnärztlichen Restaurationen, die meist durch eine Spalt- oder Stufenbildung zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz verursacht werden [35].

Sobald bei der klinischen Inspektion eine Karies am Kronenrand entdeckt wurde, erfolgte im Nachkontrollbogen ein Eintrag der Kennziffer „1“ für diese.

Diese kann einerseits durch eine ungenügende Passung der Krone im Randbereich oder durch eine unzureichende Mundhygiene des Patienten bedingt sein.

Die Entstehung von kariösen Defekten am Rand der zahnärztlichen Restauration im Rahmen dieser Studie wurde als Misserfolg gewertet.

3.3.8. SCHMERZEN

Schmerz ist eine komplexe Sinneswahrnehmung unterschiedlicher Qualität [82]. Die sensorische Funktion, durch diese Schmerzen am Zahn wahrgenommen werden, wird durch die afferenten Nerven der Pulpa, die Schmerzempfindungen an das Gehirn weiterleiten, gewährleistet. Hier wird zwischen sogenannten A- und C-Fasern unterschieden. Die A-Fasern sind für die Dentinempfindlichkeit verantwortlich und werden durch eine Flüssigkeitsverschiebung in den dentintubuli aktiviert. Die C-Fasern können durch thermische, mechanische und chemische Reize aktiviert werden [122].

Grundsätzlich gibt es verschiedene Schmerzqualitäten an einem Zahn.

Für die Nachkontrolle der Patienten, der hier vorliegenden Studie wurden zwischen folgenden Schmerzarten unterschieden:

- Schmerzen beim Aufbiss
- Schmerzen bei der Entlastung
- Schmerzen bei süß oder sauer
- Schmerzen bei heiß oder kalt

Aufbißschmerzen können beispielsweise auf eine akute apikale Parodontitis, einen apikalen Abszeß, eine Kontusion oder auf eine Subluxation hinweisen, wobei gerade bei endodontisch vorbehandelten Zähnen das Augenmerk auf die akute apikale Parodontitis zu legen ist.

Loslaßschmerz nach einer okklusalen Belastung könnte mit dem „Cracked-tooth-Syndrom“ zusammenhängen.

Bei Schmerzen auf heiß/kalt oder süß/sauer handelt es sich um sogenannte osmotische Reize, die sowohl auf freiliegendes Dentin, beispielsweise bei

insuffizientem Randschluss der Krone, als auch auf eine beginnende oder bestehende Karies, wie zum Beispiel eine Sekundärkaries, hinweisen können [122].

3.3.9. OBERFLÄCHE

Die Oberflächenbeschaffenheit spielt eine entscheidende Rolle für den Langzeiterfolg einer eingegliederten Restauration. Sie wird für die Nachkontrolle in drei Kriterien gegliedert:

- glatt
- leicht rau
- rau

Raue Oberflächen können die Plaqueakkumulation und somit gingivale/parodontale Probleme fördern und die Bildung von Sekundärkaries begünstigen.

3.3.10. ABRASION UND KAUFÄCHE DES ANTAGONISTEN

Bei der Abrasion handelt es sich definitionsgemäß um einen Zahnhartsubstanzverlust, bedingt durch Fremdkörperabrieb. Die Attrition beschreibt den Zahnhartsubstanzverlust durch direkten Kontakt antagonistischer oder benachbarter Zahnflächen [35]. Da in der Klinik nicht immer die eindeutige Ursache für einen Zahnhartsubstanzverlust festgestellt werden kann und deshalb die Abgrenzung zwischen Abrasion und Attrition nicht sicher möglich ist, werden in der hier vorliegenden Studie beide Begriffe zusammengefasst und als Abrasion beschrieben. Die abrasiven Veränderungen an der Restauration bzw. der Zahnhartsubstanzverlust können verschiedenen Ursachen zu Grunde liegen. Zum einen gibt es eine natürliche Abnutzung zwischen zwei antagonistischen Zähnen. Diese entsteht durch direkten Kontakt der Zähne bei physiologischen Bewegungsvorgängen, wie z.B. dem Schlucken, Sprechen oder Kauen. Zum andern

gibt es eine unnatürliche Abnutzung, die durch pathologische Bewegungsvorgänge, wie z.B. Bruxismus aber auch durch Balancekontakte verursacht sein kann.

Eine weitere Möglichkeit ist die Abnutzung durch Fremdkörperabrieb, verursacht beispielsweise durch Nahrungsmittel, auch als Demastikation bezeichnet oder stark abrasive Zahncreme [35].

Auch Habits können einen Substanzverlust des Zahnes verursachen, wie zum Beispiel das gewohnheitsmäßige Aufbeißen oder Halten von Gegenständen mit meist denselben Zähnen. Derartige Abrasionen werden auch Usuren genannt. In der Nachkontrolle der Patienten wird zunächst durch Inspektion festgestellt, ob an der Keramik oder dem antagonistischen Zahn Abrasionen aufgetreten sind. In einem nächsten Schritt wird ebenfalls visuell die Beschaffenheit der antagonistischen Kaufläche in Augenschein genommen, es wird vor allem das Material unterschieden. Möglich sind hier Schmelz, Komposit, Metall, Keramik und Amalgam. Die Auswirkungen der Verblend-Keramik auf den antagonistischen Zahn sind umso größer, je härter diese ist.

3.3.11. FÜHRUNG ÜBER DIE RESTAURATION

Unter diesem Punkt im Nachuntersuchungsbogen wurde geschaut, ob die eingegliederte Restauration bei Laterotrusionsbewegungen eine Okklusionsführung hat, wenn ja ob diese die alleinige Führung hat oder in einer Gruppe mit weiteren Zähnen führt.

3.3.12. BALANCEKONTAKTE

Balancekontakte sind sogenannte Früh- oder Vorkontakte. Sie sind mit Hilfe eines Okklusionspapiertes zu überprüfen, da sie sich dicker als alle anderen Kontaktpunkte abzeichnen.

Langfristig sollten diese allerdings vermieden werden, da sie die Okklusion nachhaltig beeinflussen können, was sich beispielsweise durch Kiefergelenksbeschwerden bemerkbar machen kann.

3.3.13. ÄSTHETIKBEURTEILUNG DES ZAHNARZTES UND DES PATIENTEN

Bei diesem Punkt der Nachkontrolle beurteilten unabhängig voneinander sowohl der Patient, als auch der nachuntersuchende Zahnarzt, die Ästhetik der eingegliederten Restauration. Als Bewertungsmaßstab wurde das deutsche Schulnotensystem herangezogen. Es gab Noten von eins bis sechs, wobei hier eine eins als beste und eine sechs als schlechteste Note fungierte.

3.3.14. BEFUNDE DER RÖNTGEN- UNTERSUCHUNG

Für die auf dem Nachuntersuchungsbogen vorgesehene Röntgen- Untersuchung standen folgende Kriterien zur Bewertung an:

- ohne besonderen Befund
- Sekundärkaries
- Randspalt
- Retentionsverlust
- Stiftfraktur
- Parodontitis apicalis
- Parodontitis lateralis.

Zur Auswertung gelangten nur Röntgenbilder, die im Rahmen der allgemeinen und nicht studienabhängigen Nachuntersuchung aus verschiedenen Gründen angefertigt wurden. Einer routinemäßige Röntgenuntersuchung innerhalb der Nachkontrollen wurde zum Schutze des Patienten nicht durchgeführt (s. Ethikantrag).

3.3.15. MISSEFOLGE

Unter diesem Punkt im Nachkontrollbogen wurden Misserfolge eingetragen. Hier wurde zwischen folgenden Misserfolgen unterschieden:

- Gerüstfraktur
- Randfraktur
- Keramikabplatzung
- Verfärbung (marginal)
- Verfärbung an der Keramik
- Retentionsverlust mit Teilluxation
- Retentionsverlust mit Totalluxation
- Stiftfraktur

3.3.16. MISSEFOLGSBEWERTUNG

Alle Ereignisse, die zu einer Beschädigung oder zum Verlust der Restauration führten, wurden, wie bereits oben beschrieben, im Nachkontrollbogen dokumentiert. Zusätzlich wurden auch das Datum und das Ereignis, welches zum Misserfolg führte, festgehalten.

Weiterhin ist an dieser Stelle zu unterscheiden, ob es sich um einen relativen oder absoluten Misserfolg handelt. Im Fall eines relativen Misserfolges kann die Kronen- oder Brückenrestauration in situ belassen werden, wohingegen diese bei einem absoluten Misserfolg entfernt werden muss.

4. AUSWERTUNG UND ERGEBNISSE

4.1. PATIENTENGUT

Insgesamt wurden bei 31 Patienten 91 Restaurationen, 62 Kronen und 29 Brücken, eingegliedert. Von den 31 Patienten mussten 5 Patienten von der Studie ausgeschlossen werden, da sie nach einem Umzug nicht mehr erreichbar waren. Weiterhin verlor eine Patientin einen Zahn durch ein Frontzahntrauma, wodurch diese Krone ebenfalls zensiert wurde.

Somit ergibt sich ein Patientengut für die Nachuntersuchung von 26 Patienten und 83 Restaurationen, davon 61 Einzelkronen und 22 Brücken. In einer weiteren Aufschlüsselung ergeben sich insgesamt 105 nachuntersuchte Zähne und 129 Einheiten.

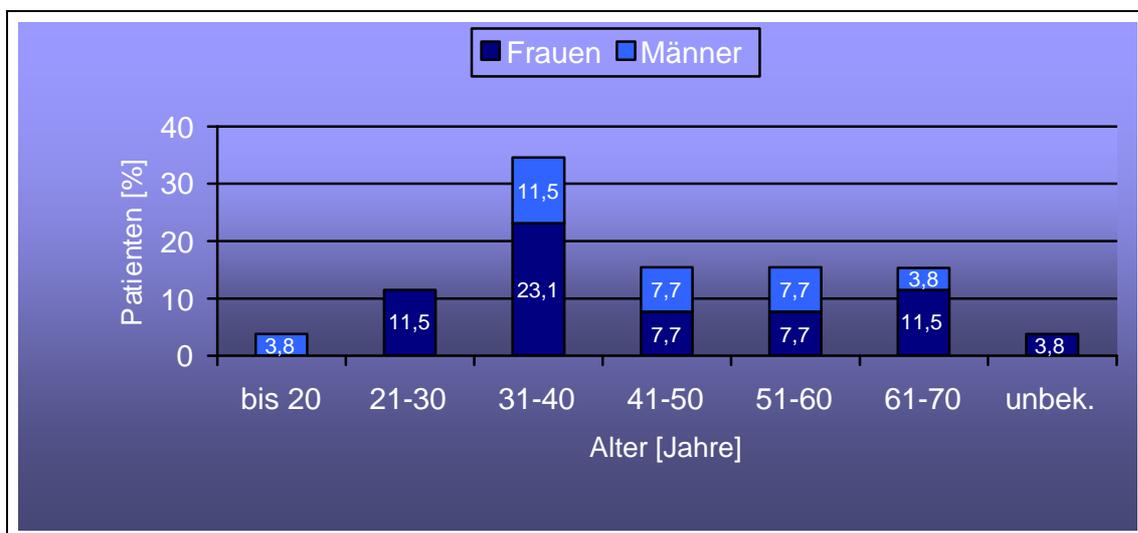


Abbildung 4-1: Aufteilung der Patienten gemäß Altersgruppen

Unter den 26 Probanden befinden sich 17 Frauen (65,4 Prozent) und 9 Männer (34,6 Prozent). Die Altersstruktur zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung lag zwischen 20 und 70 Jahren. Dabei war die Gruppe zwischen 31 bis 40 Jahren mit 34,6 Prozent deutlich am stärksten vertreten. Direkt gefolgt von der Gruppe der 41-50 und der 51-60 Jährigen mit jeweils 15,4 Prozent. Die Gruppe der 21-30 Jährigen machte 11,5

Prozent aus. Den geringsten Anteil hatte mit 3,8 Prozent die Gruppe bis 20 Jahre (Abb.4-1, Tab. 4-1). Dies liegt zum einen daran, dass in diesem Alter noch eine höhere Mundgesundheitslage vorliegt und zum anderen wird definitiver Zahnersatz im Allgemeinen erst nach Abschluss des Wachstums geplant und eingesetzt.

| Alter | Frauen [%] | Männer [%] | Gesamt [%] | Gesamt [n] | Restaurationen |
|---------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| - 20 | 0 | 3,8 | 3,8 | 1 | 2 |
| 21 – 30 | 11,5 | 0 | 11,5 | 3 | 8 |
| 31 – 40 | 23,1 | 11,5 | 34,6 | 9 | 23 |
| 41 – 50 | 7,7 | 7,7 | 15,4 | 4 | 13 |
| 51 – 60 | 7,7 | 7,7 | 15,4 | 4 | 21 |
| 61 - 70 | 11,5 | 3,8 | 15,4 | 4 | 15 |
| unbekannt | 3,8 | 0 | 3,8 | 1 | 1 |
| Gesamt | 65,3 | 34,5 | 99,9 | 26 | 83 |

Tabelle 4- 1: Altersstruktur der nachuntersuchten Gruppen

4.2. UNTERSUCHUNGSZEITRAUM

Der Zeitraum zwischen der Eingliederung einer Restauration und dem Stichtag, bezeichnet man als Liegedauer. Als Stichtag für die hier vorliegende Studie wurde der 27.07.2007 gewählt, da dies der Tag war, an dem die letzte Nachuntersuchung

stattfand. Dies ergab eine durchschnittliche Liegedauer von 30,3 Monaten pro Patient.

Die Zeit zwischen der Eingliederung und der Nachuntersuchung wird als Beobachtungszeitraum bezeichnet. Hier ergab sich ein mittlerer Wert von 21 Monaten pro Patient.

Die kürzeste Liegedauer bis zum Stichtag belief sich auf 17 und die längste auf 46 Monate. Der längste Beobachtungszeitraum lag bei 38 und der kürzeste bei 12 Monaten(Abb.4-2).

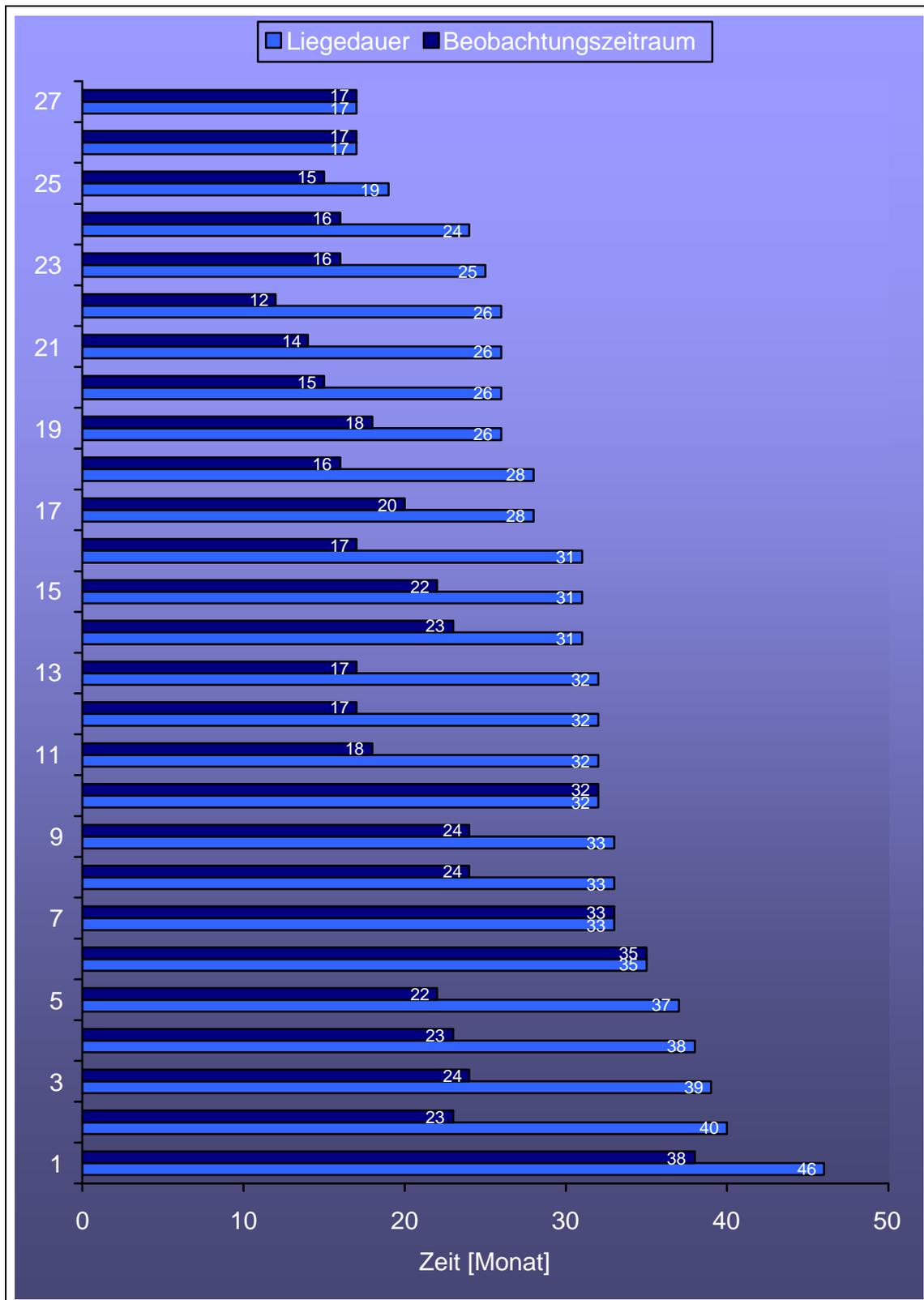


Abbildung 4- 2: Beobachtungs- und Liegedauer pro Patient (n= 26). Ein Patient ist aufgrund von mehreren Restaurationen, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten eingegliedert wurden doppelt aufgeführt.

4.3. DATENERFASSUNG UND STATISTISCHE AUSWERTUNG

Zunächst wurden die Stammdaten der Patienten der klinischen Studie der Lava Kronen und Brücken nach ihrer Eingliederung von den Erhebungsbögen in den PC übertragen. Hierzu wurde das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel verwendet. Die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung wurden ebenfalls in dieser Tabelle ergänzt. Grafiken wurden mit dem Textverarbeitungsprogramm Microsoft® Word erstellt.

Für die Auswertung der Ergebnisse wurden eine Überlebenszeitanalysen angefertigt. Hierbei wird in einer kontrollierten klinischen Studie die Wirksamkeit einer therapeutischen Maßnahme anhand der Zeit bis zum Auftreten eines bestimmten Ereignisses beurteilt. Das Ereignis kann sowohl positiv, als auch negativ sein [3]. Charakteristisch für die Überlebenszeitanalyse ist, dass die Zielvariabel nicht zu einem festen Zeitpunkt erhoben werden kann. Dies bedeutet, dass es zu Beginn einer Studie unbekannt ist, wann das Ereignis eintritt. Ist das Ereignis am Ende eines Beobachtungszeitraums nicht eingetreten, so spricht man von einer zensierten Beobachtungszeit.

Eine Zensierung kann ebenfalls dadurch entstehen, dass der Patient in der Beobachtung verloren geht oder ein konkurrierendes Risiko auftritt [128]. Die Überlebenswahrscheinlichkeit der Restauration wurde mit der Methode von Kaplan und Meier [38] beschrieben.

Das Ziel dieser Methode ist es, trotz der Zensierung für jedes Zeitintervall die Wahrscheinlichkeit für das Überleben zu berechnen. Hierbei sind nicht die Beobachtungsintervalle fest vorgegeben, sondern die Ereignisse definieren die Beobachtungsintervalle.

Die Gesamtwahrscheinlichkeit einen bestimmten Zeitpunkt zu überleben, lässt sich als Produkt der entsprechenden bedingten Wahrscheinlichkeiten darstellen [128]. Ein Problem für diese statistische Erfassung war die für alle Patienten unterschiedlich lange Beobachtungsdauer mit verschiedenen Anfangs- und Endpunkten.

Die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit erfolgte mit dem Programm MedCalc (Mariakerke, Belgien) auf einem PC.

4.4. ERGEBNISSE

4.4.1. PLAQUE- INDEX NACH SILNESS UND LÖE

Der Plaque- Index nach Silness und Loe gibt Auskunft über den Mundhygienezustand des Patienten und lässt somit Rückschlüsse über seine Zahnpflegegewohnheiten zu.

Bereits zu Beginn der Studie wurde darauf geachtet, möglichst Patienten mit einer optimalen Mundhygiene auszuwählen. Dies führte zu einem Ergebnis, bei dem 93 Prozent der Patienten einen Plaque- Index von 0 (keine Plaque erkennbar aufwiesen). Nur 5,4 Prozent hatten einen Plaque- Index von 1 und 1,6 Prozent von 2. Ein Plaque-Index mit dem Grad 3 wurde nicht diagnostiziert (Abbildung 4-3).

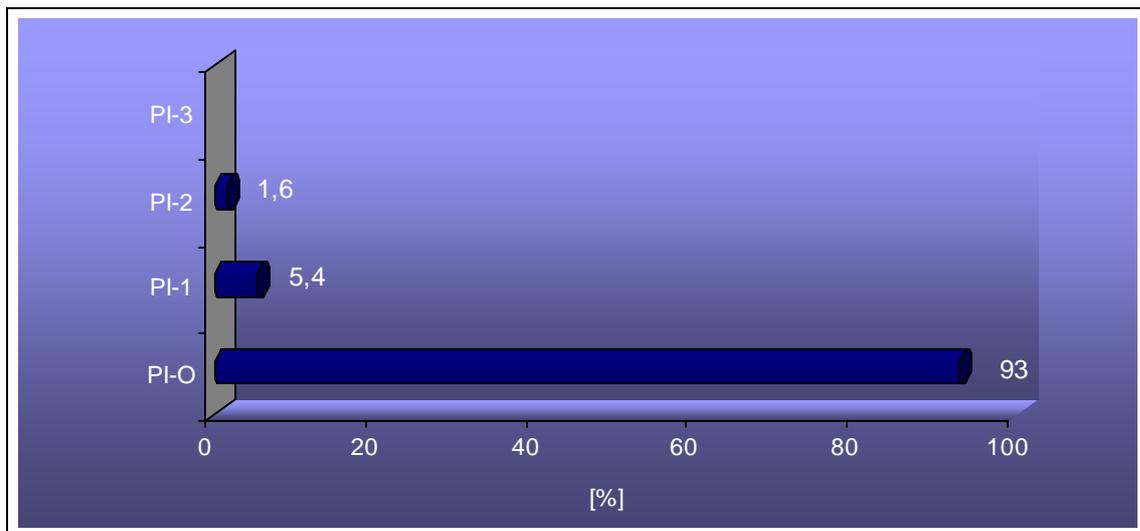


Abbildung 4-3: Plaque – Index nach Silness und Loe in [%]

4.4.2. GINGIVA – INDEX NACH LÖE UND SILNESS

Der Gingiva – Index nach Silness und Loe ist eine Methode mit der sich der Entzündungsgrad des Zahnfleisches bestimmen lässt. Ein hoher Entzündungsgrad entspricht einem hohen Wert im Index.

Ursache einer solchen Entzündung kann zum einen eine mangelnde Mundhygiene zum anderen aber auch ein durch die Restauration irritiertes Parodontium sein. Bei diesem Wert wurden die meisten Patienten mit Grad 0 (normale Gingiva, keine Entzündung, keine Blutung) oder Grad 1 (geringe Entzündung, leichte Farbveränderung, keine Blutung) bewertet (Abbildung 4-4). Grad 3 wurde überhaupt nicht beobachtet. Dies zeigt, dass die Patienten zum größten Teil eine gute Mundhygiene aufweisen und dass vermutlich bis zum Tag der Nachuntersuchung kaum Irritationen in Bezug auf den eingegliederten Zahnersatz aufgetreten sind.

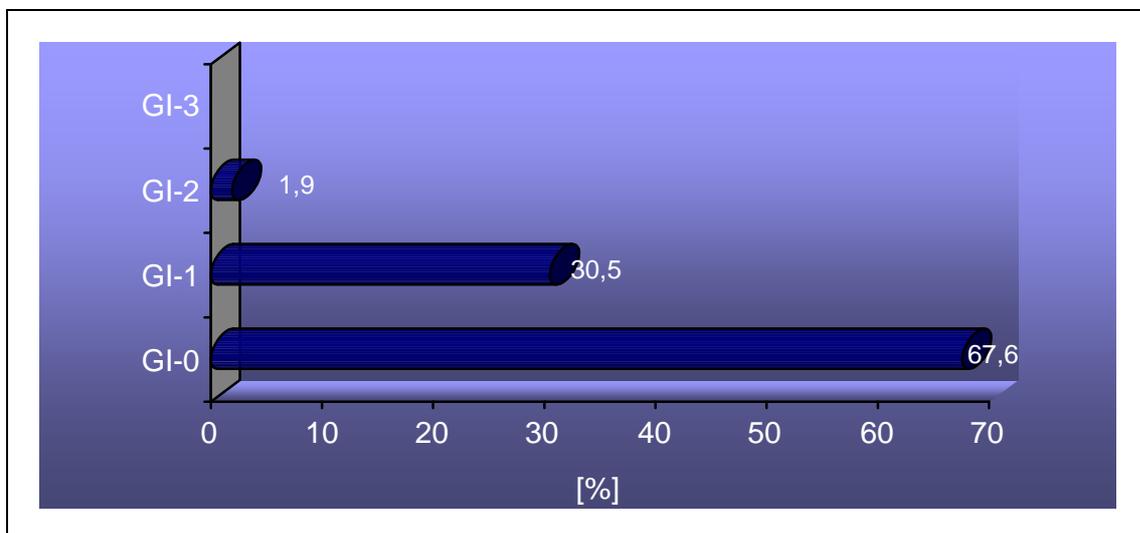


Abbildung 4- 4: Gingiva – Index nach Silness und Loe in [%]

4.4.3. SONDIERUNGSTIEFEN

Die Sondierungstiefen an einem Zahn können als Indikator für Attachmentverlust herangezogen werden, wenn sie mit der Schmelz-Zement-Grenze korreliert werden. An den 105 nachuntersuchten Zähnen wurden jeweils zwei Messpunkte ermittelt, von denen einer vestibulär und der andere oral vom Zahn lokalisiert ist. Die durchschnittliche Sondierungstiefe betrug 2 mm, wobei die Lokalisation der Sondierung keine entscheidende Rolle einnahm, da der durchschnittliche Wert vestibulär bei 1,9 mm und oral bei 2,1 mm lag.

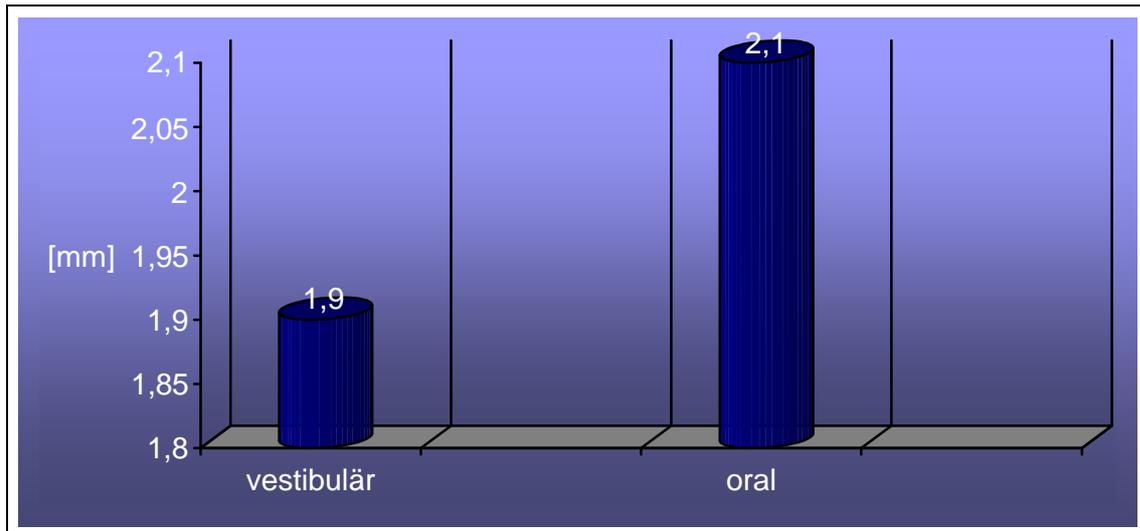


Abbildung 4-5: Durchschnittliche Sondierungstiefen in [mm]

Der niedrigste während der Nachuntersuchung gemessene Wert bei der Sondierung lag bei 0,5 und der höchste bei 5,5 mm (Abbildung 4-5).

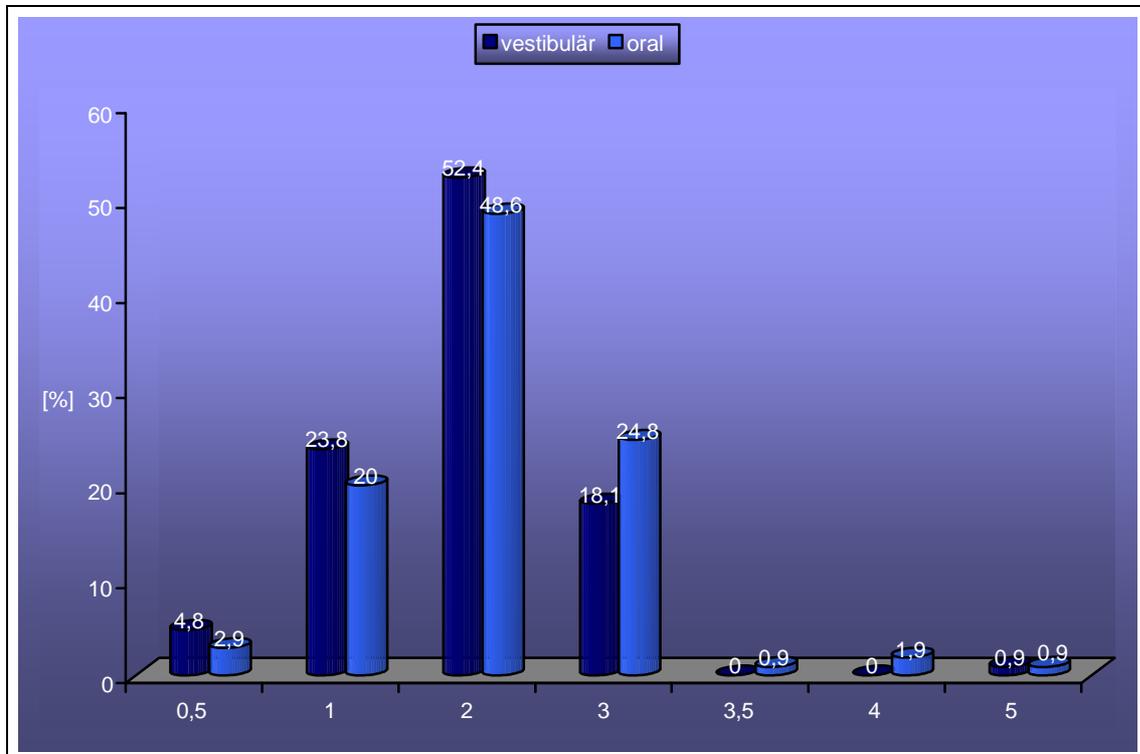


Abbildung 4-6: Anzahl der Sondierungstiefen in [%]

4.4.4. PAPILLENBLUTUNGSINDEX (PBI) NACH MÜHLEMANN

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

Bei insgesamt 64,8 Prozent wurde eine Entzündungsfreiheit (Grad 0) beobachtet. In diesen Fällen wurde bei einer Sondierung mit leichtem Druck keine Blutung im Sulkusbereich festgestellt. 25,5 Prozent wurden mit Grad 1 beurteilt, da nach der Sondierung ein Blutpunkt sichtbar wurde. Der Grad 2 trat in 0,9 Prozent der Fälle auf und bedeutet eine sichtbare Blutlinie oder mehrere Blutungspunkte nach der Sondierung. Das Auffüllen des interdentalen Dreiecks bei Grad 3 wurde bei 5,7 Prozent beobachtet.

Eine großflächige starke Blutung, die dem Grad 4 entspricht, wurde nur bei 2,9 Prozent der nachuntersuchten Restaurationen diagnostiziert (Abbildung 4-6).

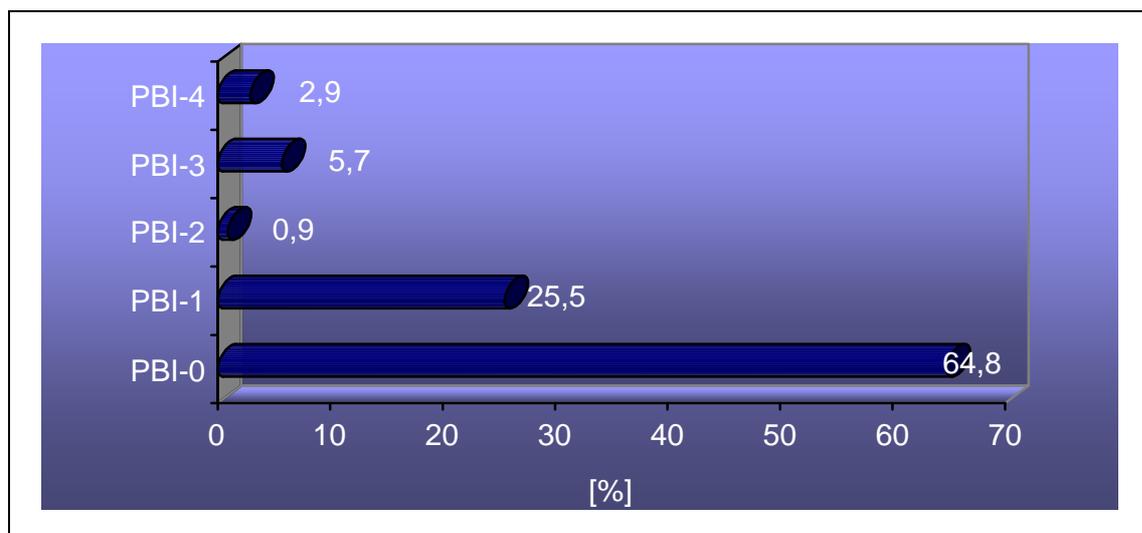


Abbildung 4-7: Papillenblutungsindices aller nachuntersuchten Restaurationen

4.4.5. SENSIBILITÄT

Zu Beginn der Studie wurden 120 Zähne auf ihre Vitalität geprüft. Von diesen waren 16 negativ, dies ergibt einen Wert von 13,3 Prozent devitaler Zähne.

Aus den Ergebnissen der Nachuntersuchung geht hervor, dass von 105 überprüften Zähnen zu diesem Zeitpunkt 30 devital waren, dies entspricht 28,6 Prozent. Es resultiert ein durchschnittlichen Vitalitätsverlust von 15,3 Prozent bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.

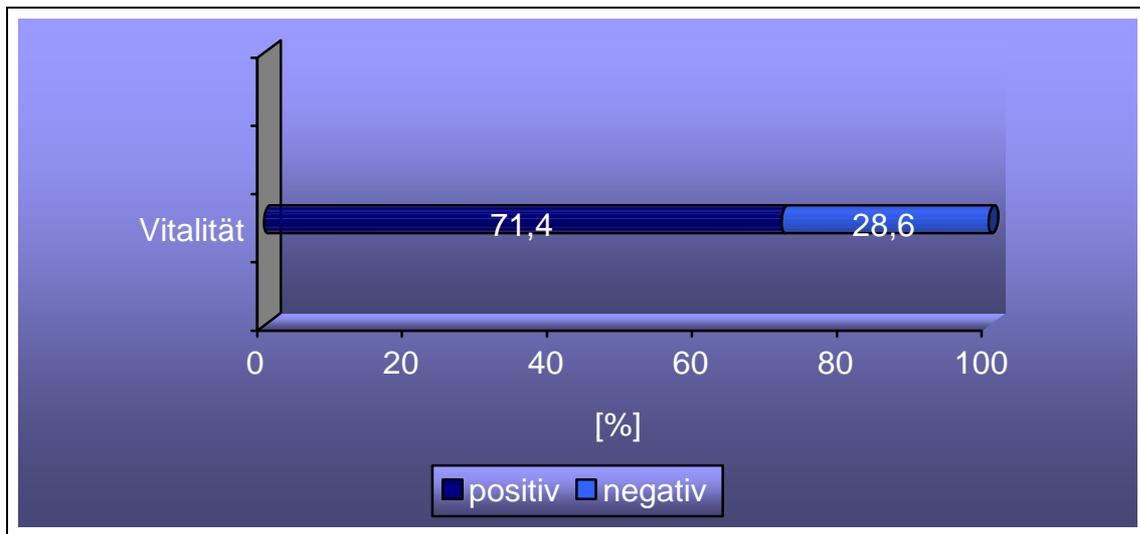


Abbildung 4-8: Vitalität der nachuntersuchten Zähne in [%]

4.4.6. RANDQUALITÄT

Bei der Überprüfung der Randqualität ergab sich für 50,4 Prozent aller überkronen Zähne ein zu 100 Prozent perfekt gestalteter Rand. Für 29,5 Prozent der Kronen ergab sich eine Randgestaltung die vom Nachuntersucher zu mindestens 80 Prozent oder mehr als perfekt eingestuft wurde. Bei nur 20,1 Prozent der überkronen Zähne wurde eine Randgestaltung beurteilt die zu weniger als 80 Prozent perfekt ist. Die nicht zu 100 Prozent perfekt gestalteten Kronenränder wiesen Unregelmäßigkeiten, zum Beispiel in Form von Unter- oder Überschüssen, auf.

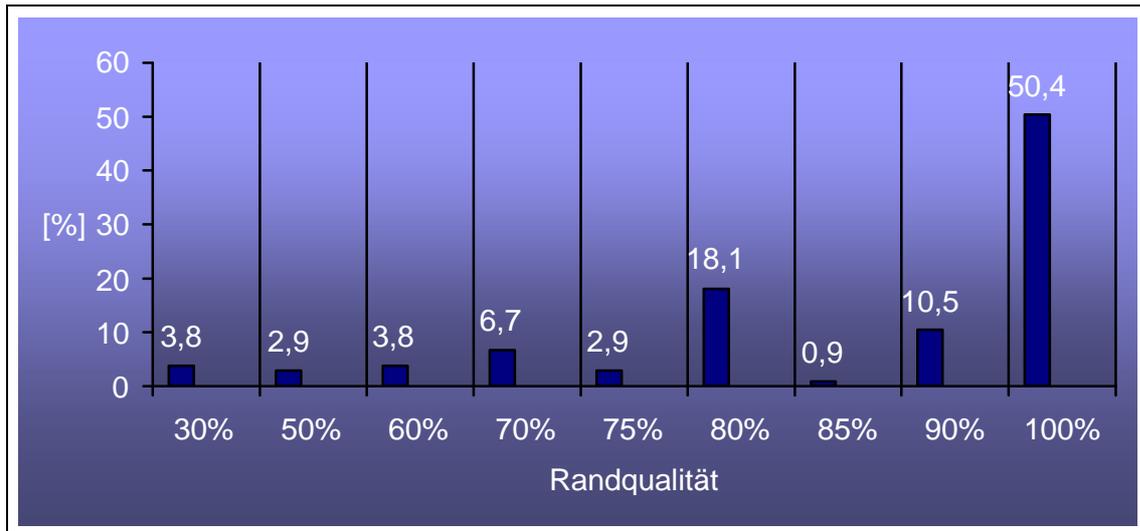


Abbildung 4-9: Anzahl der Kronen in [%] in Bezug auf die Perfektion der Randqualität

Bei den 52 nicht perfekt gestalteten Kronen wiesen 23 einen teilweisen unregelmäßigen Rand auf, 30 haben leichte Überschüsse und bei 11 trat an manchen Stellen eine Unterkonturierung auf.

Durchschnittlich war die Randqualität aller nachuntersuchten Kronen zu 87 Prozent perfekt.

4.4.7. AUFTRETEN VON KARIES

Bei der klinischen Überprüfung der Zirkoniumdioxidkronen und – Brücken konnte bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung an keiner Restauration eine Kariesneubildung diagnostiziert werden.

4.4.8. AUFTRETEN VON SCHMERZEN

Von 105 nachuntersuchten Zähnen trat zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei einem Zahn eine Aufbissempfindlichkeit auf. Ein Entlastungsschmerz wurde nicht diagnostiziert.

Bei einer Patientin wurde jedoch ein Brückenpfeiler aufgrund von pulpitischen Schmerzen zu einem Zeitpunkt vor der Nachuntersuchung trepaniert und

wurzelgefüllt. Eine weitere Patientin klagte über einen parodontal bedingten Schmerz.

4.4.9. OBERFLÄCHENBESCHAFFENHEIT

Die Oberflächenbeschaffenheit der Versorgung wurde von den Patienten selbst beurteilt. Hierbei wurden von den 129 nachuntersuchten Einheiten 120 als glatt und 9 als leicht rau empfunden. Mit „rau“ wurde keine der 129 Einheiten beurteilt. Dies ergibt, dass 93 Prozent der nachuntersuchten Einheiten als glatt zu bezeichnen sind.

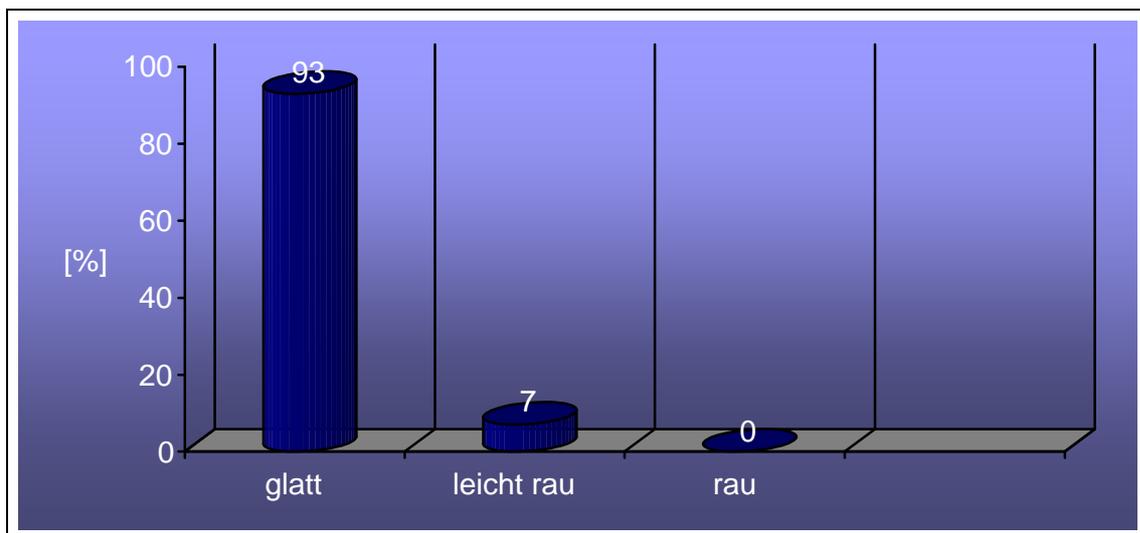


Abbildung 4-10: Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit in [%]

4.4.10. ABRASION, ANTAGONISTEN UND OKKLUSION

Bei dem überwiegenden Anteil der Restaurationen (85,3 Prozent) wurden keine Abrasionen festgestellt. In 10,1 Prozent der Fälle wurden Abrasionen am Antagonisten und in 6,2 Prozent an der Keramik diagnostiziert. Bei einigen Patienten waren Abrasionen sowohl am Antagonist als auch an der Keramik feststellbar.

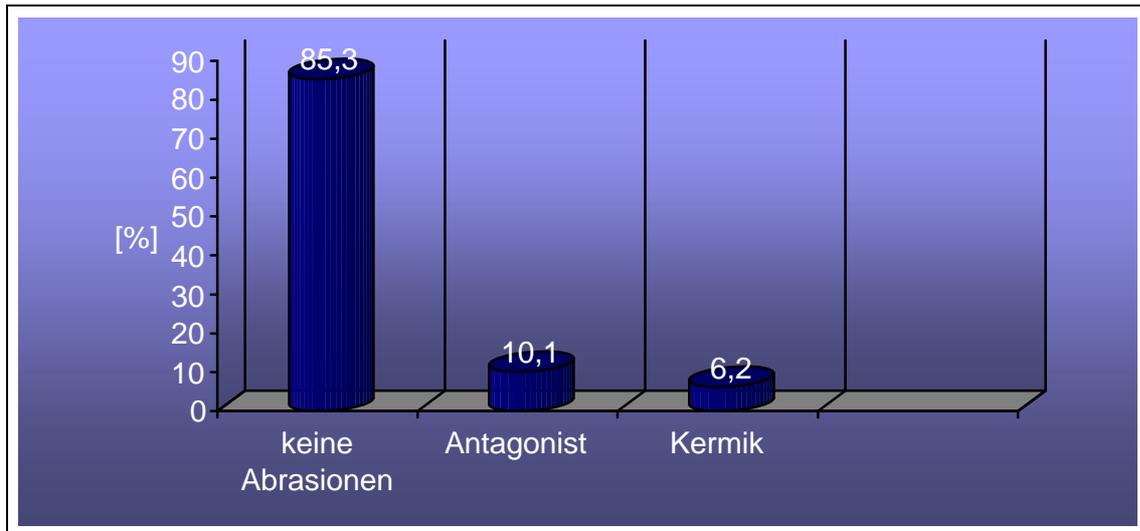


Abbildung 4-11: Abrasionsverhalten

Bei einer festgestellten Abrasion an der Keramik bestand der Antagonist in 75 Prozent aus Schmelz und in 25 Prozent aus Keramik. Komposit, Amalgam und Metall kamen in diesem Zusammenhang nicht vor.

Abrasionen des Antagonisten wurden hauptsächlich im Schmelz beobachtet.

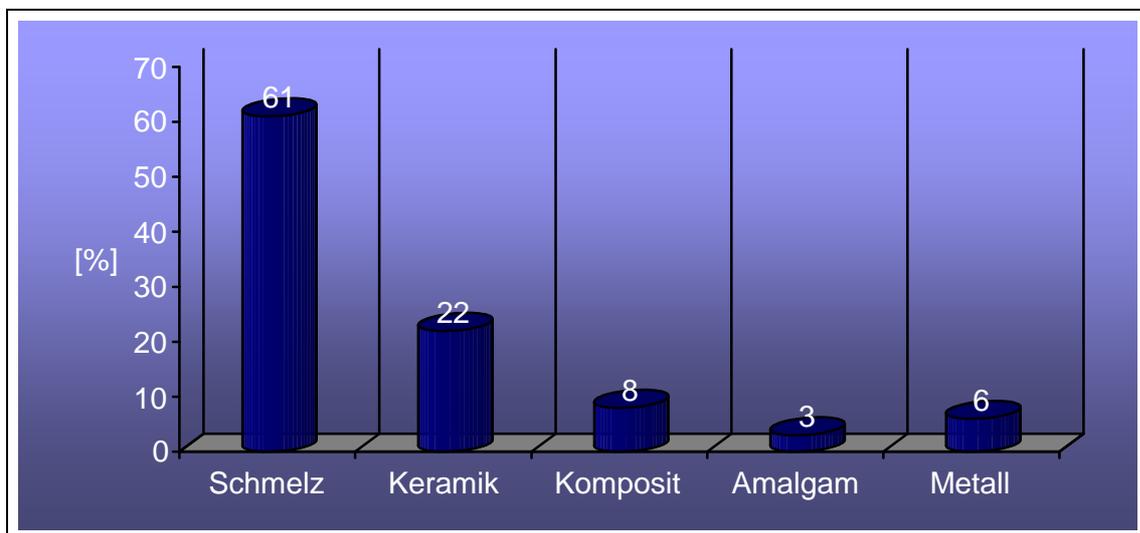


Abbildung 4-12: Beschaffenheit der Antagonisten

Balancekontakte wurden nur bei einer einzigen Restauration festgestellt. Bei der Überprüfung der dynamischen Okklusion wurde zwischen alleiniger Führung oder

Gruppenführung der Restauration differenziert (s. Abb. 4-13). Hier zeigte sich, dass 90 Prozent der Restaurationen keine oder eine Gruppenführung aufwiesen.

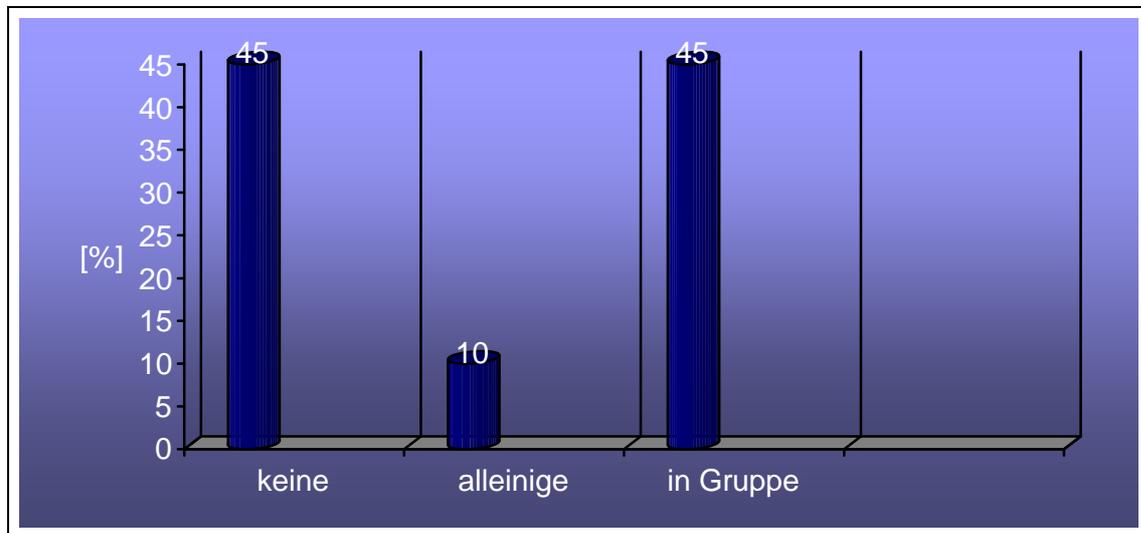


Abbildung 4-13: Führungsverhalten der Restaurationen

4.4.11. BEURTEILUNG DER ÄSTHETIK

Die Ästhetik der Restaurationen wurde in den meisten Fällen sowohl von den Patienten als auch vom nachuntersuchenden Zahnarzt. mit den Noten „sehr gut“ bis „gut“ bewertet, was dem Schulnotensystem von 1-2 entsprach.

Dies entspricht einer durchschnittlichen Bewertung der Arbeiten mit der Noten 1,1 durch den Patienten und 1,4 durch den Zahnarzt.

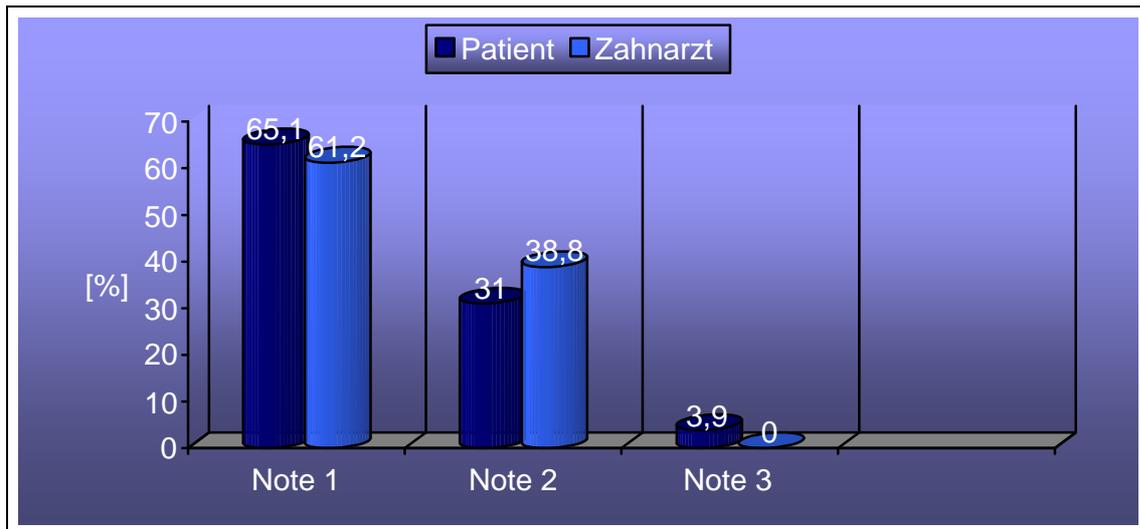


Abbildung 4-14: Ästhetikbeurteilung aus Sicht des Patienten und Zahnarzt

4.5. MISSERFOLGE

Bei Misserfolgen ist grundsätzlich zwischen absoluten und relativen Misserfolgen zu unterscheiden. Ein nicht zu reparierendes Versagen der Keramik wurde als absoluter Misserfolg definiert. Somit musste in einem solchen Fall die Arbeit vollständig erneuert werden.

Ein relativer Misserfolg wurde so definiert, dass im Falle des Versagens der Keramik, die Restauration mit einer Reparatur im Mund des Patienten belassen werden konnte.

Weiterhin kamen Fälle hinzu in denen das Versagen nicht der Keramik zugeschrieben werden konnte.

Tabelle 4-2 gibt eine Übersicht über alle innerhalb der vorliegenden Studie aufgetretenen Misserfolge.

| Datum des Misserfolgs | Art der Restauration | Art des Misserfolgs |
|------------------------------|----------------------------------|-----------------------------|
| Januar 2006 | Krone 21 | Zahnfraktur durch Trauma |
| 03.04.2006 | Brücke 14-16 | Parodontitis apikalis an 14 |
| 05.05.2006 | Krone 11 Krone 21 Krone 22 | Keramikabplatzung |
| 05.05.2006 | Krone 12 Krone 11 Krone 21 | Keramikabplatzung |
| 17.06.2006 | Brücke 21-23 | Keramikabplatzung |
| 30.10.2006 | Brücke 15-17 | Keramikabplatzung |
| 06.11.2006 | Krone 35 Krone 37 | Chronische Parodontitis |

Tabelle 4-2: Auflistung aller Misserfolge

4.5.1. AUSSCHLUSSKRITERIEN UND ZENSIERUNGEN

Für die Auswertung der Misserfolge mussten insgesamt 5 Patienten mit 8 Arbeiten zensiert werden, da sie unbekannt oder ins Ausland verzogen sind und ein Kontakt nicht mehr herstellbar war. Eine Krone musste zensiert werden, da die Patientin einen Zahnverlust durch ein Trauma erlitt.

Insgesamt wurden somit 9 Restaurationen und 25 Einheiten zensiert.

Tabelle 4-3 zeigt welche Arbeiten aus der Studie ausgeschlossen werden mussten:

| | Arbeit | Liegedauer | Zensierungsgrund |
|-----|------------------------------|-------------------|--------------------------|
| 1.) | Brücke 35-37 Brücke 45-47 | 22 Monate | Unbekannt Verzogen |
| 2.) | Brücke 35-37 Brücke 45-47 | 19 Monate | Unbekannt Verzogen |
| 3.) | Brücke 45-47 | 41 Monate | Unbekannt Verzogen |
| 4.) | Brücke 45-47 | 15 Monate | Unbekannt Verzogen |
| 5.) | Brücke 13-16 Brücke 23-26 | 27 Monate | Ins Ausland verzogen |
| 6.) | Krone 21 | 18 Monate | Zahnverlust durch Trauma |

Tabelle 4-3:Auflistung aller zensierter Arbeiten

4.5.2. ABSOLUTE MISSERFOLGE

Insgesamt war nach einer durchschnittlichen Beobachtungsdauer von 21 (mindestens 12) Monaten eine Krone nicht mehr in situ. Diese wurde allerdings zensiert, da der Zahnverlust durch ein Trauma zustande kam.

Da bis zum Tag der Nachuntersuchung kein absoluter Misserfolg, wie z.B. eine Gerüstfraktur, aufgetreten ist, liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit der eingegliederten Restaurationen, sowohl nach der Mindestbeobachtungszeit von 12

Monaten, als auch nach der durchschnittlichen Beobachtungsdauer von 21 Monaten bezogen auf den absoluten Misserfolg, bei 100 Prozent.

4.5.3. RELATIVE MISSERFOLGE

In den 21 Monaten durchschnittlicher Beobachtungsdauer traten insgesamt 8 relative Misserfolge in Form von Keramikabplatzungen auf. Die Fehler waren entweder reparabel oder so gering, dass die Restauration ohne oder mit kleinen Nacharbeiten im Mund des Patienten verbleiben konnte. Bei einem Patienten trat an einer Krone eine apikale Parodontitis auf. Der Zahn wurde zunächst trepaniert und anschließend wurzelgefüllt und mit einem Glasfaserstift versehen, so dass der Zahn mit Restauration in situ verbleiben konnte.

Bei einem weiteren Patienten entwickelte sich während der Beobachtungszeit eine chronische Parodontitis, hier konnte mit einer entsprechenden Parodontitis Therapie die Mundhygiene Situation verbessert werden, so dass auch hier die Zähne mit ihren Kronen in situ verbleiben konnten.

Im Gesamten ergeben sich daraus 6 Patienten mit einem relativen Misserfolg. Es handelt sich zusammengefasst um 11 Arbeiten und 18 Einheiten.

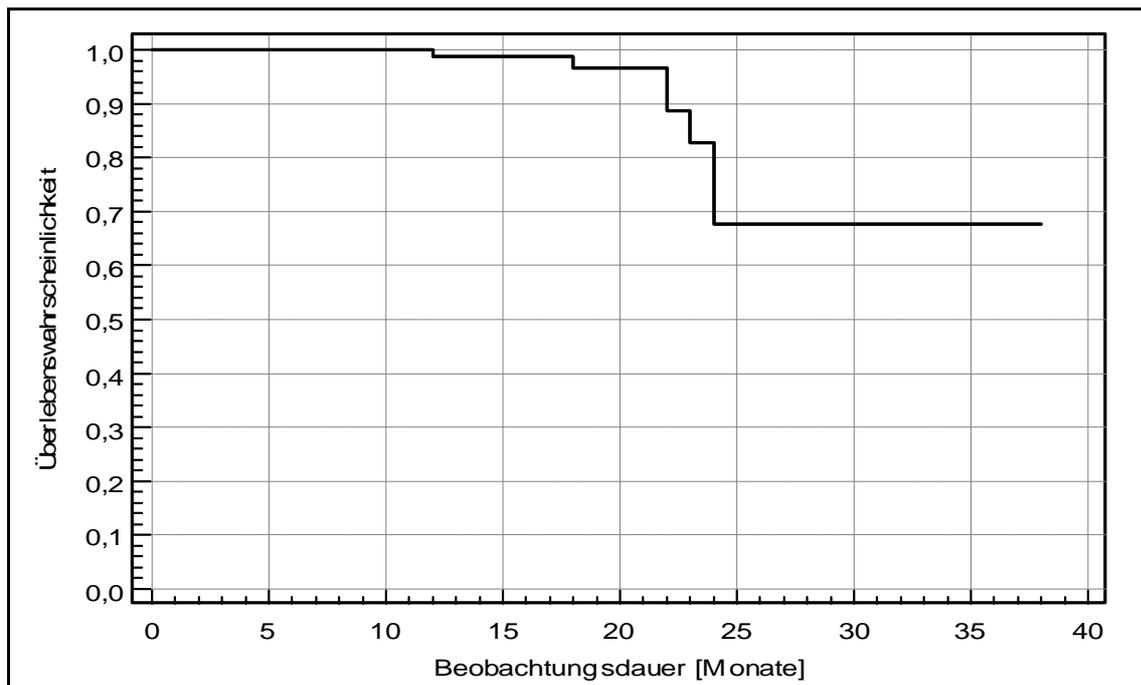


Abbildung 4-15: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Restaurationen (n=83) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

Abbildung 4-15 zeigt, dass die Überlebenswahrscheinlichkeit, bezogen auf den relativen Misserfolg bei allen nachuntersuchten Restaurationen nach 21 Monaten Beobachtungszeit bei 96,5 und insgesamt bei 67,8 Prozent liegt.

Betrachtet man Kronen und Brücken getrennt, fällt auf, dass die Kronen nach 12 Monaten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100 Prozent haben. Im Gegensatz dazu liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit bei den Brücken bei 95,5 Prozent.

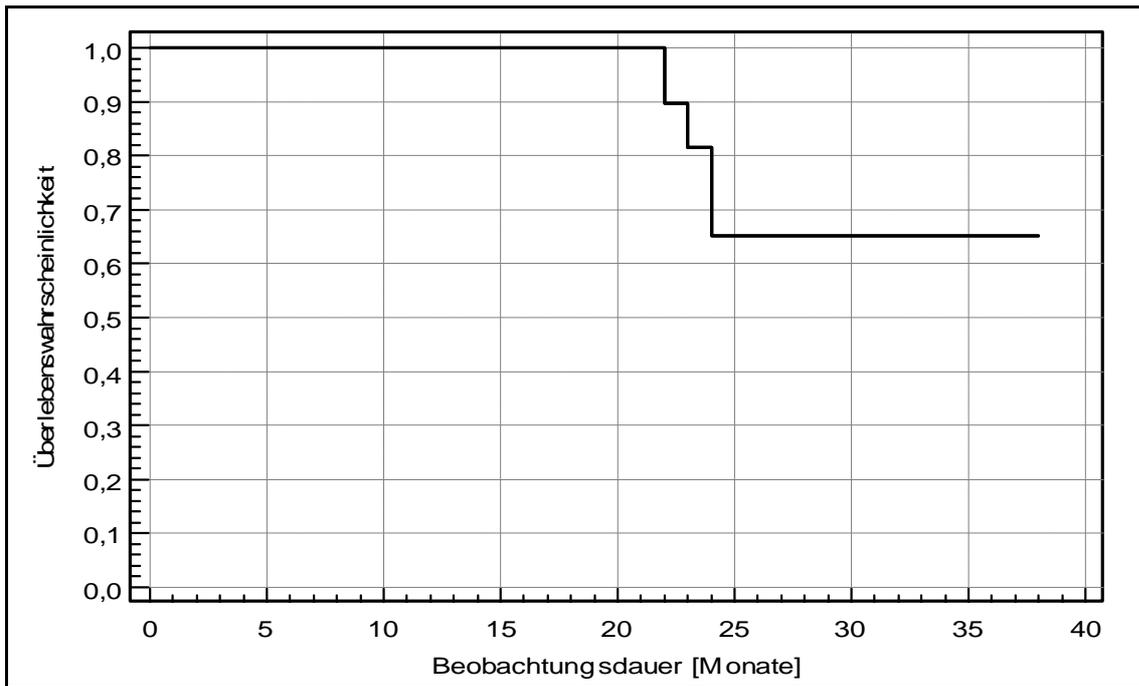


Abbildung 4-16: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Einzelkronen (n=61) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

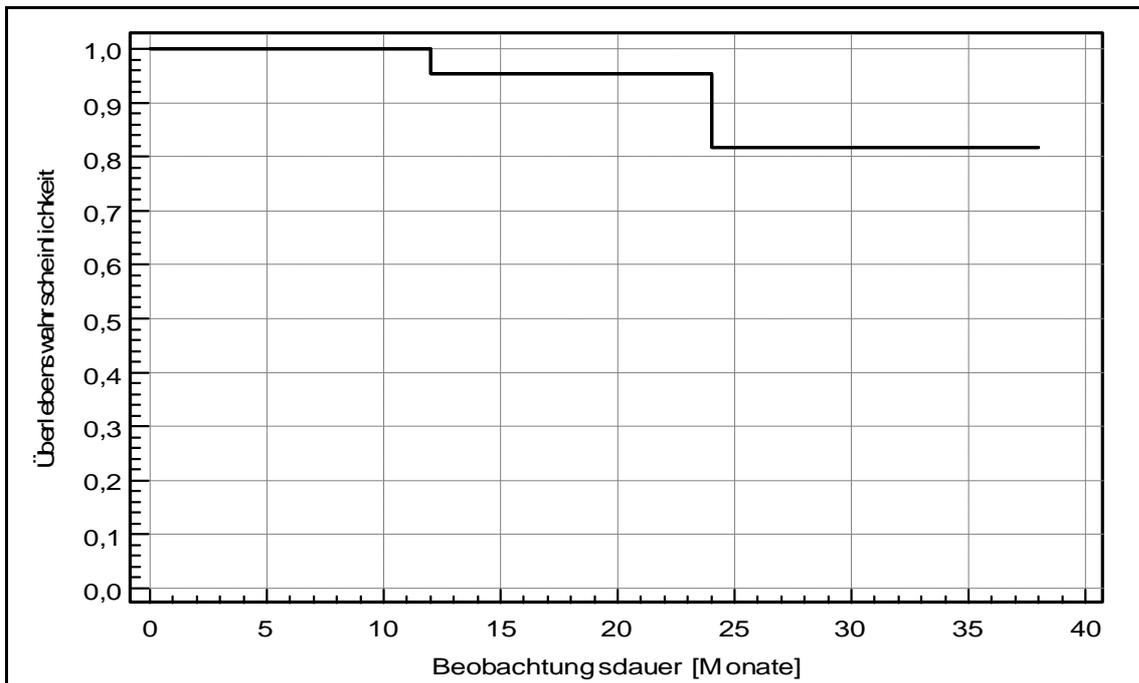


Abbildung 4-17: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Brücken (n=22) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

Teilt man die in dieser Studie vorliegenden Restaurationen nach Front- und Seitenzahnggebiet auf, so ist festzustellen, dass die Kronen und Brücken im

Frontzahnbereich nach 12 Monaten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100 Prozent aufweisen. Bei den Seitenzahnrestaurationen liegt hingegen eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 96,4 Prozent vor (Abbildung 4-18 und 4-20).

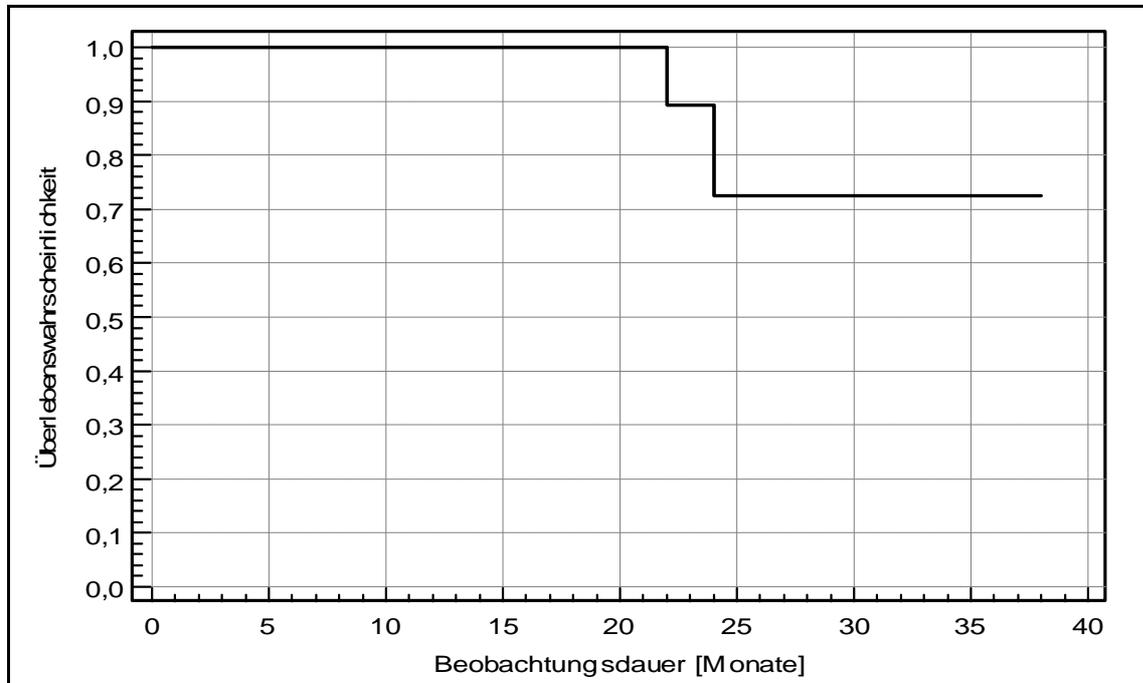


Abbildung 4-18: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Frontzahn-Restaurationen (n=55) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

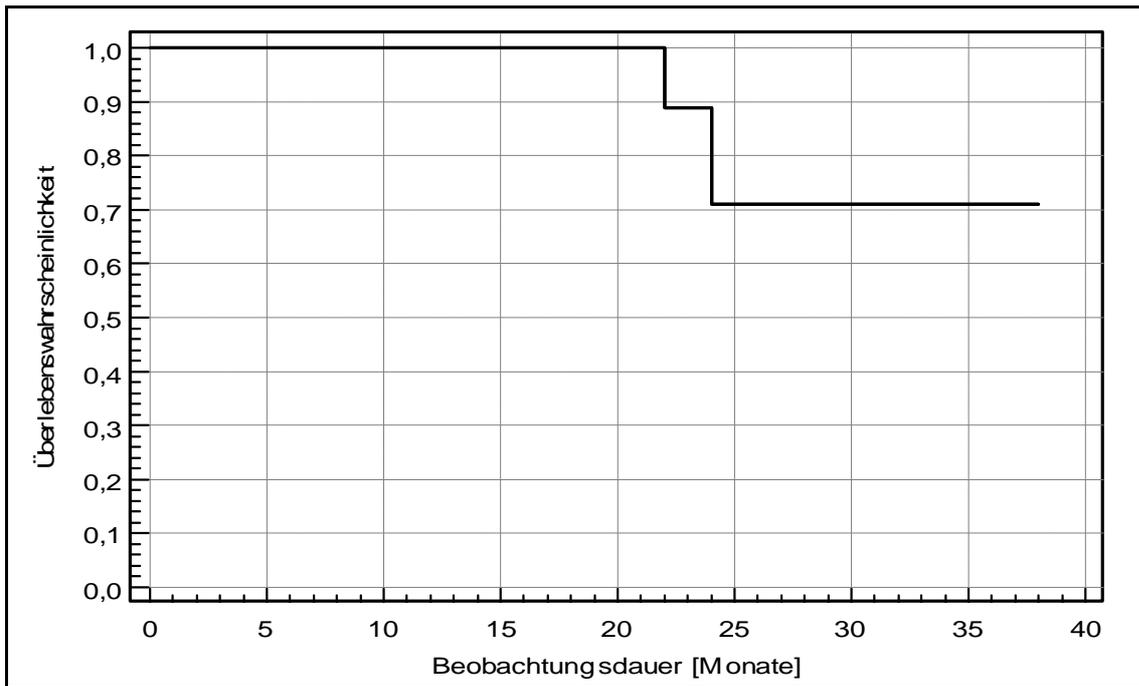


Abbildung 4-19: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Frontzahn-Einzelkronen (n=51) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

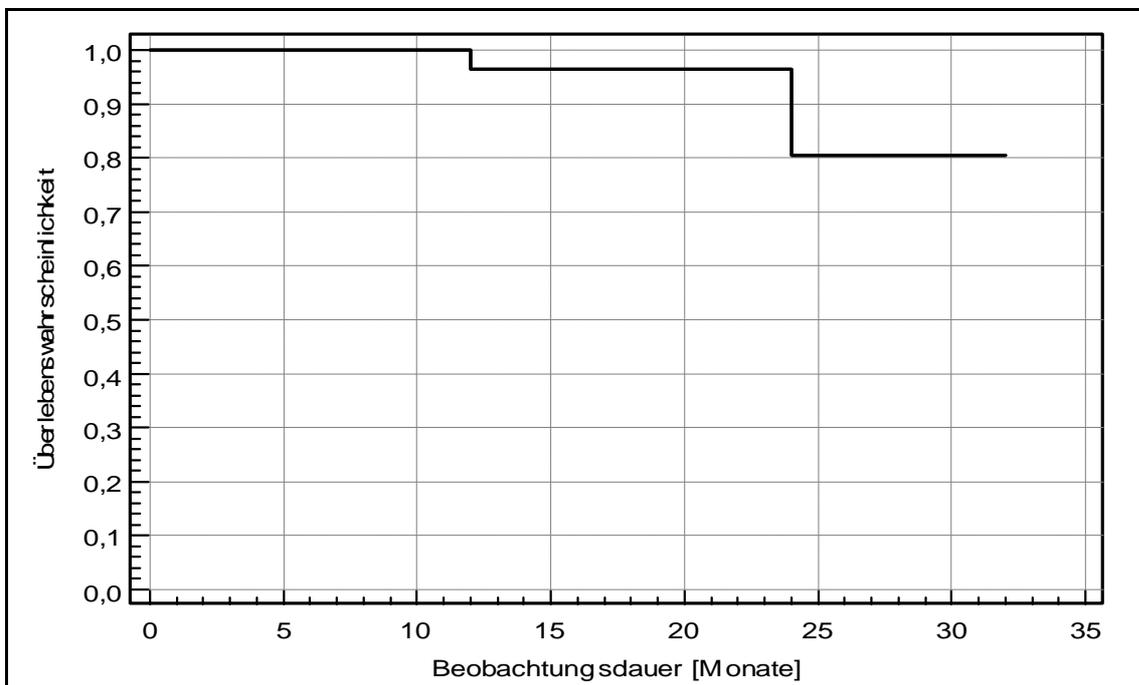


Abbildung 4-20: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Seitenzahnrestorationen (n=28) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

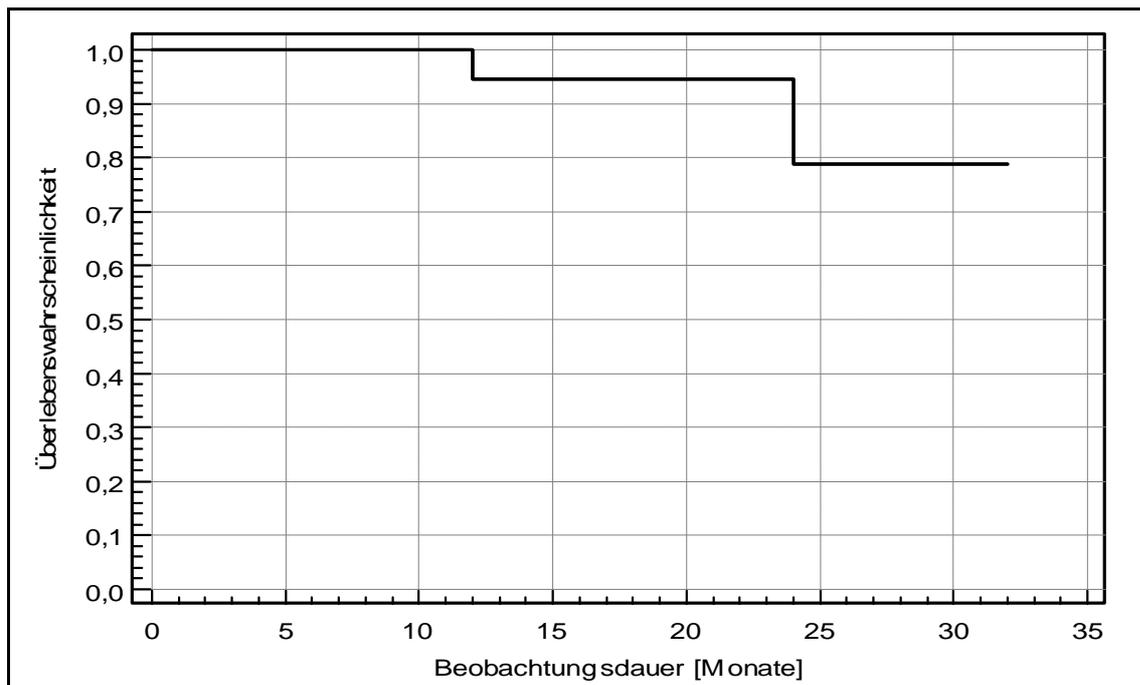


Abbildung 4-21: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Seitenzahnbrücken (n=18) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“

Die Front- und Seitenzahnrestorationen lassen sich jeweils noch in Kronen und Brücken unterteilen.

Frontzahnkronen, Seitenzahnkronen und Frontzahnbrücken weisen nach 12 Monaten Beobachtungszeitraum eine Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan und Meier von 100 Prozent auf. Wobei hier die Anzahl der Frontzahnbrücken mit n=4 sehr gering und weniger aussagekräftig ist.

Bei den Seitenzahnbrücken ergibt sich eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 94,4 Prozent.

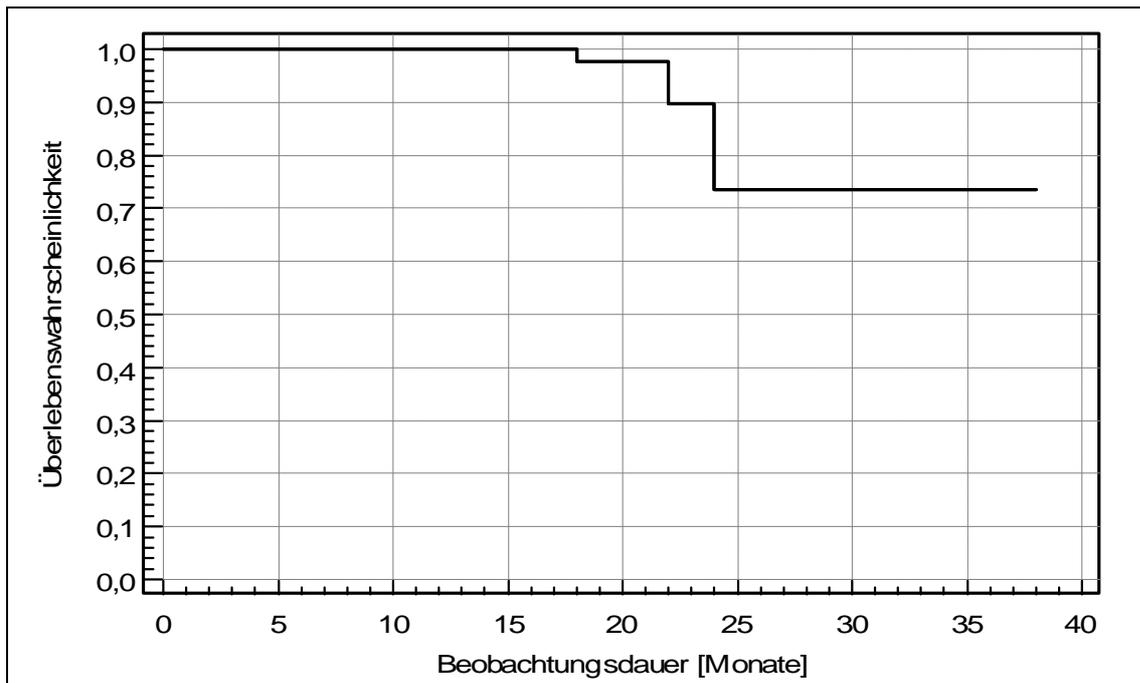


Abbildung 4-22: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Restaurationen (n=83) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „Abplatzung der Verblendkeramik“

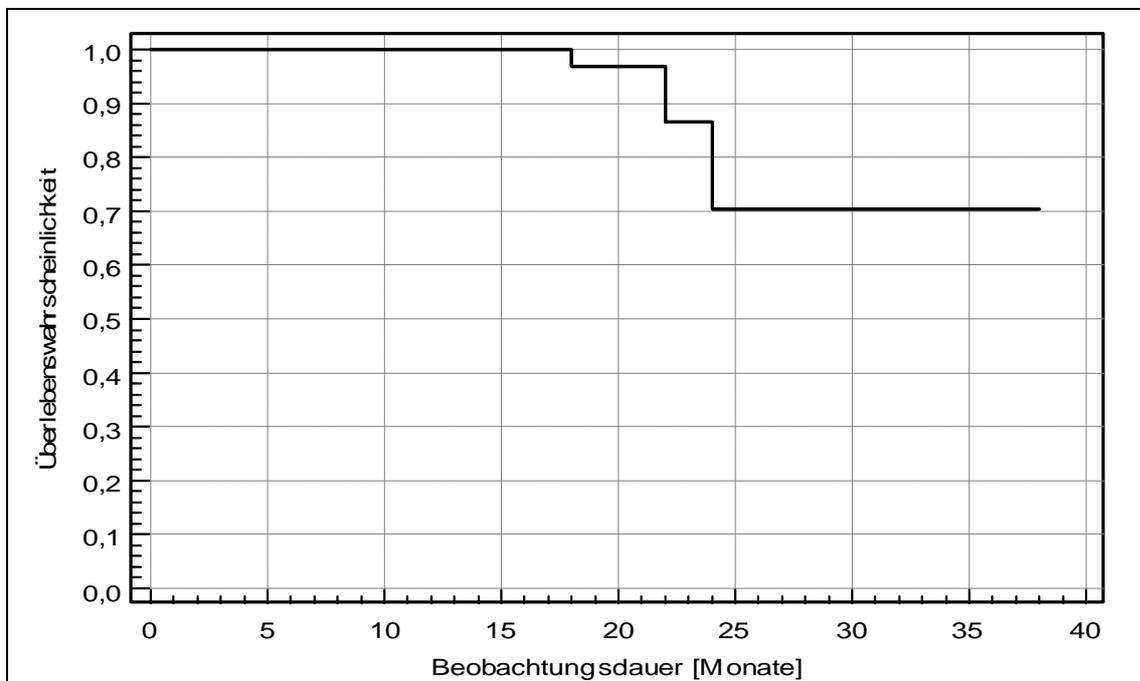


Abbildung 4-23: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Frontzahn-Restaurationen (n=55) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „Abplatzung der Verblendkeramik“

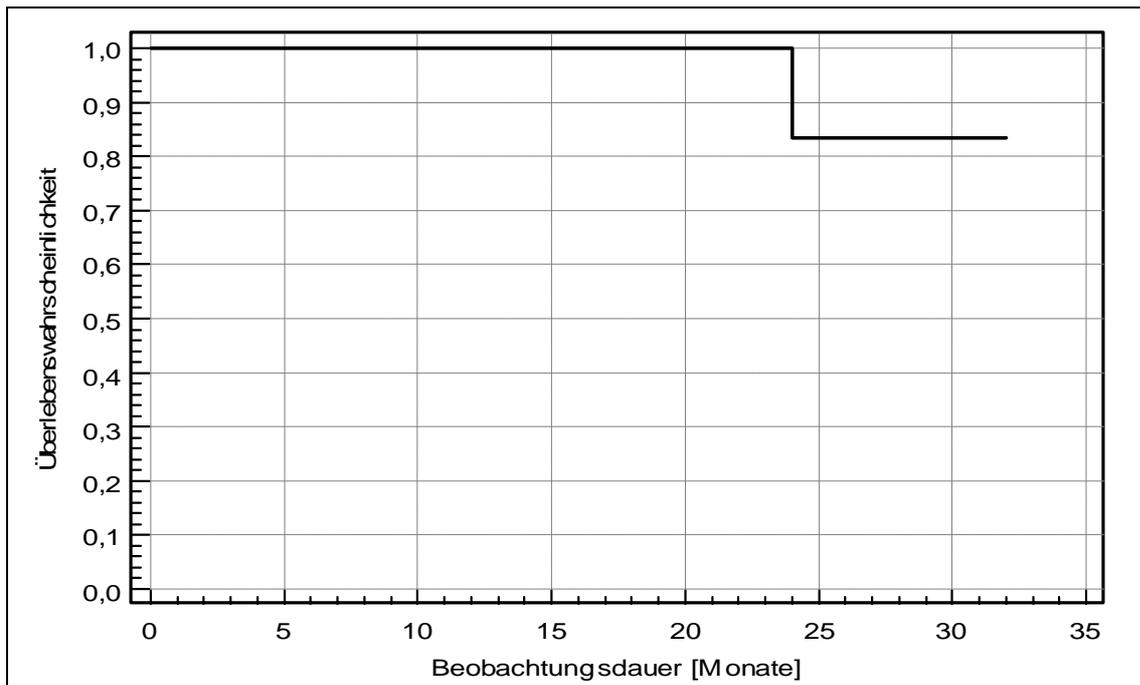


Abbildung 4-24: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Seitenzahnrestaurationen (n=28) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „Abplatzung der Verblendkeramik“

Ein Kriterium des „relativen Misserfolges“ ist die „Abplatzung der Verblendkeramik“. Betrachtet man dieses Kriterium isoliert, so ergibt sich nach einem Beobachtungszeitraum von 12 Monaten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100 Prozent.

Nach 18 Monaten liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit für alle Restaurationen bei 97,7 Prozent, für die Frontzahnrestaurationen bei 96,9 Prozent und für die Seitenzahnrestaurationen bei 100 Prozent. Auch hierbei ist zu berücksichtigen, dass in dieser Studie die Anzahl der Seitenzahnrestaurationen mit n=28 deutlich geringer ist, als die der Frontzahnrestaurationen mit n=55 (Abbildung 4-25, 4-26, 4-27).

4.5.4. BILDER



Abbildung 4-25: Keramikabplatzung an einer Lava- Seitenzahnbrücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)

Diese Keramikabplatzung an einer UK-Seitenzahnbrücke ist nicht in der Tabelle der Abplatzungen aufgeführt. Erläuternd sollte hinzugefügt werden, dass die Brücke provisorisch eingegliedert wurde und eine Vorschädigung der Verblendkeramik und die spätere Abplatzung vermutlich durch den Ansatz des Hirtenstabes hervorgerufen wurden.

5. DISKUSSION

Beim Blick in zahnärztliche Publikationsorgane ist festzustellen, dass CAD/CAM – Systeme in den letzten Jahren stark an Bedeutung gewonnen haben. Dies liegt vor allem daran, dass sich die Zahl der angebotenen Systeme in den 80er Jahren vervielfacht hat. Der Umfang an Anzeigen, die für CAD/CAM – Systeme werben, zeigt welches Wachstumspotential in diesem Markt von Seiten der Anbieter gesehen wird.

Im Jahr 2005 führte die Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Technischen Universität Dresden eine bundesweite repräsentative Umfrage zu CAD/CAM – gefertigtem Zahnersatz durch. Die Auswertung der Fragebögen ergab, dass die CAD/CAM – Technologie bereits als etabliert eingeschätzt werden kann. So gaben 83,2 Prozent aller befragten Zahnärzte an, CAD/CAM – Systeme bereits zu kennen oder bereits selbst damit gearbeitet zu haben. 68,7 Prozent zeigten Interesse an dieser Technologie [121].

Die größten Erwartungen, die laut dieser Umfrage an CAD/CAM – gefertigten Zahnersatz gestellt werden liegen mit 91 Prozent in der konstanten Qualität und in der Präzision (88 Prozent). Mit Angaben von jeweils 71 Prozent werden ebenfalls hohe Erwartungen in Zeit- und Kostenersparnis deutlich.

Die Ergebnisse zeigen, dass CAD/CAM- gefertigte Restaurationen auf dem besten Weg sind, als Standard in der zahnärztlichen Praxis angewendet zu werden [121].

Wichtig für die weitere Etablierung von CAD/CAM- Technologien auf dem Markt sind wissenschaftlich fundierte Langzeitstudien der einzelnen Systeme.

Prospektiv angelegte klinische Langzeitstudien erfüllen diese Aufgabe. Durch diese wird das Verhalten neuartiger Materialien und Herstellungssysteme mit einer technischen und klinischen Erfolgsbewertung der untersuchten Restaurationen evaluiert.

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine solche prospektiv angelegte klinische Langzeitstudie, die sich mit dem LAVA® -System der Firma 3M Espe beschäftigt.

Hierzu wurden Daten von über 83 Restaurationen bei 26 Patienten ausgewertet. Die Arbeiten wurden im Zeitraum von April 2004 bis April 2006 an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik an der Rheinisch- Westfälischen Technischen Hochschule in

Aachen eingegliedert und anschließend mindestens einmal nach einem Beobachtungszeitraum von 12 Monaten nachuntersucht. Die durchschnittliche Beobachtungsdauer lag bei 21 Monaten.

Bevor neue Materialien in klinischen Studien auf ihre Langlebigkeit unter klinischen Bedingungen am Patienten überprüft werden, wird ihre Belastung in „In-vitro-Studien“, also außerhalb des Patienten, überprüft. Die Autoren *Stamouli* und *Scheemann* beschäftigen sich in ihren Studien mit der Belastbarkeit von drei- und vier- gliedrigen Seitenzahnbrücken verschiedener Materialien.

In einer In-vitro-Studie von *Stamouli et al.* [106] wurde die Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid- Seitenzahnbrücken untersucht. Es wurden Materialien von drei verschiedenen Herstellern geprüft: Procera Zirconia, DC- Zirkon und Vita In-Ceram YZ Cubes. Alle drei Materialien wurden mit IPS e.max[®] Ceram verblendet. Die Hälfte der getesteten Brücken wurde vorher einer künstlichen Alterung im Kausimulator (1,2 Mio. Kauzyklen) unterzogen. Es ergaben sich mediane Bruchfestigkeitswerte von 1522 Newton [N] für Procera, 1683 N für DC- Zirkon und 1702 N für Vita In- Ceram YZ Cubes. Die Reduktion der Bruchfestigkeitswerte nach der künstlichen Alterung zeigten Werte zwischen - 4,8 Prozent und -13,3 Prozent für die einzelnen Materialien. Die Frakturen waren immer im Verbinderbereich lokalisiert und traten entweder nur am distalen Verbinder oder an beiden auf.

Da physiologische Kaukräfte im Seitenzahnbereich zwischen 50 N und 400 N liegen [31,34,51] und das unterkritische Risswachstum, nach längerer Tragezeit, die Bruchfestigkeit einer keramischen Restauration um die Hälfte verringern kann [28,100,101], wird eine Anfangsfestigkeit der Restauration von 1000 N gefordert. Damit kommen die geprüften Materialien für eine Versorgung im Seitenzahnbereich in Betracht.

In einer weiteren vergleichenden In-vitro-Untersuchung beschäftigten sich *Schneemann et al.* [96] mit der Belastbarkeit vier- gliedriger- Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid (Y-TZP, Lava) und Lithiumdisilikat- Glaskeramik (Empress-2). Einigen Brücken beider Materialien wurde vor der Verblendung eine definierte Vorschädigung durch einen 30 Mikrometer tiefen Ritz basal zwischen den beiden Brückengliedern zugefügt, um eine ungewollte Beschädigung durch den Zahntechniker zu simulieren. Sowohl von den vorgeschädigten als auch von den unbeschädigten Brücken wurde jeweils bei der Hälfte eine künstliche Alterung durch

Wasserlagerung und Wechselbelastung herbeigeführt, so dass von jedem Brückenmaterial vier Kontrollgruppen entstanden.

Anschließend wurden die Brücken bis zum Versagen belastet. Für die Zirkoniumdioxidbrücken ohne künstliche Alterung ergaben sich Bruchfestigkeitswerte zwischen 1162 und 1369 N. Im Vergleich dazu wurden für die Lithiumdisilikat-Glaskeramikbrücken ohne künstliche Alterung Werte von 382 bis 394 N ermittelt. Die Bruchfestigkeitswerte der Brückengerüste mit künstlicher Alterung zeigten bei beiden Materialien einen Abfall von 25 Prozent. Zwischen den Brücken mit und ohne Vorschädigung ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied. *Schneemann et al.* [96] kommt zu dem Schluss, dass eine Erweiterung des Indikationsbereiches auf vier- gliedrige- Zirkoniumdioxid- Seitenzahnbrücken möglich sei, wobei eine mechanische Vorschädigung keinen entscheidenden Einfluss habe.

Die vorliegende Studie dient dazu, die in den In-vitro-Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse bezüglich der Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen des Lava[®]-System auf ihre klinische Relevanz hin zu prüfen. Die Gerüststärke wurde im Seitenzahnbereich mit 0,5 mm Mindestwandstärke vom Hersteller vorgegeben. Im Frontzahnggebiet wurde bei Einzelkronen aus ästhetischen Gründen allerdings mit einer reduzierten Mindestwandstärke von 0,3 mm und einem zervikalen Abtrag von 0,6 mm gearbeitet. Für die Brückengerüste war ein Verbinderquerschnitt von 6 mm² in der Front- und 9 mm² im Seitenzahnggebiet vorgegeben. Der zervikale Abtrag für die Brückengerüste lag bei 0,8 Millimetern.

Nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 21 Monaten war kein absoluter Misserfolg zu verzeichnen. Keramikabplatzungen traten in 8 Fällen auf. Zusätzlich traten eine apikale und eine chronische Parodontitis auf. Somit lag die Überlebenswahrscheinlichkeit für den relativen Misserfolg bei insgesamt 67,8 Prozent. In Bezug auf die Verblendabplatzungen ergab sich eine Überlebenswahrscheinlichkeit von insgesamt 73,5 Prozent nach einer Beobachtungsdauer von 21 Monaten (Abbildung 4-25).

Um die vorliegenden Ergebnisse zu beurteilen, sollten sie mit denen anderer Studien verglichen werde. Für diesen Vergleich kommen zum einen Studien ähnlicher Materialien und zum anderen Studien mit anderen bereits auf dem Markt befindlichen Materialien in Frage. Die Autoren *Pospiech, Sturzenegger, Zembic, Sailer,*

Bornemann, Rinke, Tinschert, von Steyern und *Edelhoff* beschäftigen sich in ihren Studien ebenfalls mit Restaurationen aus Zirkoniumdioxid- Keramik:

Zu ähnlichen Ergebnissen wie in der vorliegenden Studie kamen *Pospiech et al.* [45,74,76] in ihrer In-vivo-Studie über drei- gliedrige- Lava- Seitenzahnbrücken. Auch hier war weder nach 1,5 noch nach 3 Jahren ein absoluter Misserfolg zu verzeichnen. Lediglich bei den Verblendungen gab es nach drei Jahren einen relativen Misserfolg von 2,9 Prozent. *Sturzenegger et al.* [45,107], *Zembic et al.* [45] und *Sailer et al.* [45,92] beschäftigten sich mit Zirkoniumdioxidrestaurationen des DCM- Systems. *Bornemann et al.* [7,45] und *Rinke et al.* [90] untersuchten Cercon-Brücken im Seitenzahnbereich. Alle untersuchten Zirkoniumdioxid- Seitenzahnbrücken blieben nach Beobachtungszeiträumen von 1 bis 3 1/2 Jahren ohne absoluten Misserfolg. Lediglich im Bereich der Verblendabplatzungen waren zum Teil relative Misserfolge bis 11 Prozent zu verzeichnen. Auch *Tinschert et al.* [45,116,117] und *von Steyern et al.* [119] beschäftigten sich mit CAD/CAM- gefertigten drei- und viergliedrigen Zirkoniumdioxid-Front- und Seitenzahnbrücken. Das Produkt ist hierbei DCS. *Von Steyern et al.* stellt nach zwei Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit bezüglich der Restaurationen von 100 Prozent fest. Für die Keramikabplatzungen erhält er ein Ergebnis von 3 Prozent relativem Misserfolg. Das DigiDent- System wurde von *Edelhoff et al.* [15] untersucht, mit einem Ergebnis von 9,5 Prozent Abplatzungen der Verblendkeramik nach über 3 Jahren Beobachtung. Ein absoluter Misserfolg lag ebenfalls nicht vor. *Tinschert et al.* [45,116,117] hat mit 5-Jahres Ergebnissen neben *Sailer et al. 2008* den längsten Beobachtungszeitraum der hier aufgeführten Studien zu CAD/CAM gefertigten Zirkoniumdioxid- Restaurationen. Er kommt zu einem Ergebnis von 1,5 Prozent für den absoluten und 6,2 Prozent für den relativen Misserfolg. *Sailer et al.* kommen nach ebenfalls 5 Jahren Beobachtung auf 2,2 Prozent absoluten und 15,2 Prozent relativen Misserfolg bezüglich der Verblendkeramik [93].

Ein weiteres vollkeramisches Material ist die Glaskeramik. Dieses ist bisher am längsten etabliert. Um mit den guten optischen Eigenschaften dieser silikatischen Dentalkeramik auch verbesserte werkstoffkundliche Eigenschaften bezüglich der „Festigkeit“ zu erzielen, wird dieses Material häufig mit Fremdpartikeln verstärkt. Dabei handelt es sich beispielsweise um Leucit (z.B. Empress I) oder Lithiumdisilikat (z.B. Empress II) [129]. In den im Folgenden beschriebenen Studien beschäftigten

sich die Autoren *Hankinson, Erpenstein, Richter, Malament, Fradeani, Sjögren, Edelhoff, El-Mowafy, Krämer, Pospiech, Kistler* und *Marquardt* mit diesen Materialien.

Werden Studien mit älteren Materialien betrachtet, so fällt auf, dass diese im Frontzahngbiet gute aber im Seitenzahnbereich keine akzeptablen Ergebnisse erzielt haben. *Hankinson et al.* [33] stellte für das Optec HSR- System eine Misserfolgsrate von 24 Prozent für Einzelkronen im Molarenbereich fest. *Erpenstein et al.* [19], *Richter et al.* [87] und *Malament et al.* [56] beschäftigten sich mit Dicor-Restaurationen. Auch hier waren für das Molarengbiet hohe Misserfolgsraten bis zu 29 Prozent zu verzeichnen. Leicht bessere Werte ergaben die Untersuchungen von *Fradeani et al.* [23], *Sjögren et al.* [102] und *Edelhoff et al.* [11] zu Empress 1. Die höchste Misserfolgsrate lag für den Seitenzahnbereich bei 15,6 Prozent. *El-Mowafy et al.* [18] und *Krämer et al.* [53] erzielten mit ihren Empress 1 In- und Onlays eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 91 bis 98 Prozent nach 4 bis 8 Jahren. Mit dem verbesserten Empress 2 System befassten sich *Pospiech et al.* [73], *Kistler et al.* [49], *Marquardt et al.* [57] und *Edelhoff et al.* [14]. Im Bereich der Einzelkronen waren die Resultate mit Misserfolgsraten unter einem Prozent deutlich besser. Bei den Seitenzahnbrücken ergaben sich absolute Misserfolge bis zu 30 Prozent.

Bei In-Ceram handelt es sich um glasinfiltrierte Oxidkeramiken. Dies ist ebenfalls ein Material, welches sich den Vollkeramiken zuordnen lässt. *Pröbster, Sorensen, Vult von Steyern, Olsson* und *Suárez* beschäftigten sich als Urheber der nachfolgend beschriebenen Studien mit diesem Material:

Pröbster et al. [78,79] und *McLaren et al.* [61] beurteilten die Überlebenswahrscheinlichkeit von In-Ceram Kronen nach einer Verweildauer von 3 bis 6 Jahren in situ. Sie erzielten eine Erfolgsrate von durchschnittlich 97,25 Prozent. *Sorensen et al.* [105], *Vult von Steyern et al.* [120], *Olsson et al.* [69] und *Suárez et al.* [108] kamen hinsichtlich drei- gliedriger In-Ceram Brücken zu anderen Ergebnissen. Das Hauptaugenmerk dieser Studien war auf den Seitenzahnbereich gerichtet. Nach einer Beobachtungsdauer von 3 bis 6 Jahren waren Misserfolge von 5,6 bis 24 Prozent zu verzeichnen.

Um die vorliegenden Ergebnisse auch in Bezug zu anderen bereits auf dem Markt befindlichen Restaurations- Systemen beurteilen zu können, werden ebenfalls

klinische Studien anderer Materialien benötigt. Die metallunterstützten Restaurationen gehören immer noch zu den alltäglichen Therapiefeldern des Zahnarztes. Deshalb sollten sie an dieser Stelle zu einem Vergleich herangezogen werden [86]. Zu diesem Thema haben *Kerschbaum, Schlösser, Reitemeier* und *Psosch* Untersuchungen durchgeführt:

Ältere Studien von *Kerschbaum et al.* [48] und *Schlösser et al.* [95] zeigen eine Überlebenswahrscheinlichkeit für verblendete Restaurationen nach 10 Jahren für Kronen zwischen 66,8 und 88,7 Prozent und für Brücken zwischen 75,3 und 80,2 Prozent. Bei den Vollgusskronen und –Brücken liegt nach neun Jahren ein Ergebnis von 87,3 bis 92,1 Prozent Überlebenswahrscheinlichkeit vor.

Eine neuere Studie von *Reitemeier et al.* [86] beschäftigt sich mit der Überlebenswahrscheinlichkeit von keramisch verblendeten Kronen und Brücken bei niedergelassenen Zahnärzten. Die Misserfolgsrate liegt hier nach acht Jahren zwischen 4,2 und 4,6 Prozent.

Experimentelle Studien in diesem Bereich mit Titan als Gerüstmaterial kommen zu weniger guten Ergebnissen. So konnten *Psosch et al.* [83] bereits nach einem Jahr von einer Misserfolgsrate von 8,7 Prozent berichtet.

Die bis hier aufgeführten Ergebnisse anderer Autoren beziehen sich in ihrem Vergleich zur vorliegenden Studie auf das Material der Restaurationen. Ein weiterer Aspekt ist die Herstellungsart. Hier unterscheiden sich herkömmlich Guss- und Press- sowie Verblend- Techniken von der in der beschriebenen Studie genutzten CAD/CAM- Technologie. Das Cerec- System zählt zu einem der ersten CAD/CAM- Systemen, die sich auf dem Markt etablierten. Im Jahr 2006 waren es bereits 20 Jahre Anwendung und Entwicklung. Anders als andere CAD/CAM- Systeme, wie beispielsweise das LAVA[®]- System, die sich mittlerweile auf dem Markt etabliert haben, arbeitet Cerec hauptsächlich nach dem „Chairside“- Prinzip, das heißt für den Patienten Präparation, Herstellung und Einsetzen in einem Termin [65]. Mit der Langlebigkeit von CAD/CAM- Restaurationen beschäftigten sich unter anderem *Otto, Sjögren, Posselt, Odén, Ödmann* und *Fradeani*:

Die Beobachtungen von *Otto et al.* [70], *Sjögren et al.* [103] und *Posselt et al.* [77] zeigten nach einem Zeitraum von 9 bis 10 Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit für Cerec 1 In- und Onlays von 89 bis 95,5 Prozent. Cerec 2 erreichte für Einzelkronen nach Studien von *Bindl et al.* [4,5] Erfolge von 91,7 bis 94,4 Prozent

nach 3 bis 5 Jahren. *Odén et al.* [68], *Ödmann et al.* [67] und *Fradeani et al.* [25] legten den Fokus ihrer Studien auf Procera Einzelkronen. Im Seitenzahnggebiet lag die Überlebenswahrscheinlichkeit zwischen 92,7 und 98,8 Prozent und in der Front bei 98,8 Prozent.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die vorliegende Studie ähnliche Ergebnisse im Verhältnis zu vergleichbaren Studien desselben Materials zeigt. Bei fast allen CAD/CAM- gefrästen Zirkoniumdioxid- Restaurationen liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit, bezogen auf den absoluten Misserfolg, bei 100 Prozent, lediglich *Tinschert et al.* [45,116,117] und *Sailer et al.* [92,93] verzeichnen hierbei Misserfolgsraten von 1,5 und 2,2 Prozent. Allerdings ist zu bemerken, dass beide Studien mit 5 Jahren die längste Beobachtungszeit haben.

In der vorliegenden Studie wurde mit reduzierten Mindestwand- und Verbinderstärken im Frontzahnbereich gearbeitet. Da die Ergebnisse zu diesem Zeitpunkt der Untersuchungen nicht wesentlich von denen anderer abweichen, lässt dies den Schluss zu, dass die Indikation für reduzierte Wand- und Verbinderstärken im Frontzahnggebiet für das LAVA®- System gegeben zu sein scheint.

Im Vergleich zu den Nachuntersuchungen der Studien mit metallunterstützten Restaurationen, Glaskeramiken und glasinfiltrierten In-Ceram Oxidkeramiken ist das Ergebnis der hier vorliegenden Studie nicht aussagekräftig, da der Beobachtungszeitraum noch zu kurz ist. Ein direkter Vergleich zu metallunterstützten Restaurationen lässt sich lediglich zu der Studie von *Psosch et al.* [83] herstellen, da sich diese ebenso auf eine kurze Beobachtungszeitraum von einem Jahr bezieht. Hier schneiden die vorliegenden Ergebnisse deutlich besser ab, da *Psosch et al.* [83] bereits nach einem Jahr eine Misserfolgsrate von 8,7 Prozent ermittelten. Vergleicht man die 5- Jahres- Ergebnisse der Zirkoniumdioxid- Studie von *Tinschert et al.* [45,116,117] mit den Untersuchungen über metallunterstützten Restaurationen von *Kerschbaum et al.* [48] und *Schlösser et al.* [95] so liegt diese mit einer Misserfolgsrate von 1,5 Prozent deutlich unter dem Durchschnitt der anderen Studien mit 5,05 Prozent.

Im Vergleich mit den Glaskeramiken schneiden die CAD/CAM- gefrästen Zirkoniumdioxidrestaurationen vor allem im Seitenzahnggebiet deutlich besser ab. Selbst bei dem glaskeramischen IPS Empress 2 -System lagen die Misserfolgsraten für Seitenzahnbrücken zum Beispiel bei *Marquardt et al.* [57] bei bis zu 30 Prozent.

Auch bei den glasinfiltrierten In-Ceram Oxidkeramiken sind, wie zum Beispiel bei *Sorensen et al.* [105], Verluste im Seitenzahnggebiet von bis zu 24 Prozent zu beklagen.

Ein direkter Vergleich zu den vorliegenden LAVA- Ergebnissen lässt sich aufgrund der unterschiedlichen Beobachtungsdauer auch hier nicht ziehen.

An dieser Stelle werden weitere Langzeitstudien nötig sein, um zu einem abschließenden Ergebnis zu kommen.

Beim Cerec 1- System [70,103] war die Herstellungsmöglichkeit auf Inlays und Onlays begrenzt. Deshalb besteht an dieser Stelle keine ausreichende Schnittmenge, um die Ergebnisse nebeneinander zu stellen.

Cerec 2 [4,5,84] erzielte Überlebenswahrscheinlichkeiten für Einzelkronen von 92 Prozent bis 94,4 Prozent, wohingegen die vorliegenden Ergebnisse bei 100 Prozent liegen, allerdings besteht erneut ein Unterschied in der Dauer der Beobachtung.

Neben Material und Herstellungsart, auf denen das Hauptaugenmerk dieser Studie liegt, sind die Form der Präparation, die Befestigungsarten und die Mundhygiene als Parameter für die Langlebigkeit einer Restauration herangezogen werden können. Als Präparationsform wurde in der vorliegenden Studie ausschließlich das Hohlkehl – Design eingesetzt. Der zervikale Abtrag lag je nach Lokalisation bei 0,6 Millimetern in der Front und 0,8 Millimetern im Seitenzahnggebiet. Die Hohlkehle ist einfach umzusetzen und Hartschubstanz schonender als das Stufendesign. Vom Hersteller [1] wird für das verwendete Material entweder die hier verwendete Hohlkehlpräparation oder eine zirkuläre Stufe mit abgerundetem Innenwinkel empfohlen.

Aggstaller et al. [2] beschäftigte sich in einer In-vitro-Studie mit dem Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid Kronengerüsten. Er kam zu dem Ergebnis, dass die Stufenpräparation ohne Abschrägung mit einer mittleren Bruchbelastung von 2453 N den anderen Präparationsarten (Tangentialpräparation 1555 N, starke Hohlkehle 1508 N, schwache Hohlkehle 1430 N und abgeschrägte Stufe 1245 N) signifikant überlegen ist. Abschließend stellte er jedoch fest, dass zwar die Stufenpräparation ohne Abschrägung das beste Ergebnis erzielte, die anderen untersuchten Präparationsformen jedoch ebenfalls alle in dem klinisch geforderten Bereich von über 1000 N lagen, so dass unter dem Aspekt der Schonung von Zahnhartschubstanz und der Vermeidung von Präparationstrauma weniger invasive Präparationsarten in Betracht zu ziehen sind.

Die Technik zur Befestigung von Restaurationen sollte biologisch verträglich sein, unterschiedliche Elastizitätsmodule tolerieren und dem Kaudruck Stand halten. Bei konventionellen Zementen, die auch zur Befestigung von metall-keramischen Restaurationen eingesetzt werden, kommt es zu einer mikroretentiven Friktionswirkung der Zementpartikel („Keilwirkung“) nach dem Aushärten [47]. Die Retention kommt zum größten Teil durch die Präparationsgeometrie mit ausreichender Fläche zustande. Hierbei lassen sich für Glasionomerezemente messbar höhere Haftwerte nachweisen als für Zinkoxidphosphatzemente. Für Keramiken mit einer Festigkeit unter 350 MPa, aber mit einer hohen Transluzenz, wird gefordert sie ausschließlich adhäsiv zu befestigen. Dies führt zu einer Erhöhung der Belastbarkeit und verbessert die Ästhetik [47].

Zur Befestigung der eingesetzten Restaurationen wurde RelyX UniCem[®], ein selbstadhäsiver universaler Composite-Befestigungszement von der Firma 3M Espe gewählt. Grundsätzlich sind bei hochfesten Keramiken über 350 MPa Festigkeit aufgrund ihrer Eigenstabilität sowohl eine konventionelle Zementierung mit Zinkoxidphosphatzemen oder Glasionomerezement, als auch eine adhäsive Befestigung denkbar. Adhäsive Befestigungskonzepte kompensieren die Nachteile der konventionellen Zemente wie Auswaschung des Spaltes der Befestigungsfuge, unterstützen die Ästhetik durch Lichttransmission und lösen höhere Verbundkräfte aus [41].

Selbstadhäsive Befestigungscomposite kombinieren die einfache klinische Anwendung der Zemente mit der Ästhetik und den Verbundeigenschaften der Befestigungscomposite [47].

Betrachtet man die nachuntersuchten Mundhygieneparameter wie Plaque- und Gingiva-Index, Taschentiefen und Papillenblutungsindex, so ergeben sich insgesamt akzeptable Werte. Dies ist zum einen auf die Auswahl der Patienten und zum anderen auf die niedrige Plaqueakkumulation keramischer Materialien zurückzuführen [63,88,94].

Es trat mit 15,3 Prozent der nachuntersuchten Zahnstümpfe eine relativ hohe Rate an Vitalitätsverlusten auf. Dieser insgesamt hohe Wert kann sich jedoch ebenso

durch Messfehler oder falsche Angaben der Patienten begründen und sollte daher an dieser Stelle als nicht aussagekräftig betrachtet werden.

Oberflächenbeschaffenheit und Ästhetik sind subjektive Parameter. Hier fallen die Bewertungen erwartungsgemäß positiv aus. In 93 Prozent der Fälle wurde die Oberfläche der Restauration als „glatt“ empfunden. Der Rest urteilte mit „leicht rau“. Ein beeinflussender Faktor kann in diesem Fall auch der Parameter „Abrasion“ sein, der zu dem Urteil „leicht rau“ führen könnte.

Die Ästhetik beurteilten sowohl Patient als auch Zahnarzt durchschnittlich mit der Note 1,4 gemäß dem deutschen Schulnoten- System.

Als Fazit dieser prospektiven Studie ist positiv zu verzeichnen, dass die Ergebnisse trotz der reduzierten Wand- und Verbinderstärken im Bereich der Frontzähne, nicht signifikant von anderen Studien mit dem gleichen Material abweichen. Dies lässt die Prognose zu, dass sich eine Indikation für die reduzierte Wand- und Verbinderstärken im Frontzahnggebiet ergibt.

Derzeit bleibt fest zuhalten, dass sich ein weites Feld von Potentialen sowie Fragen - in den Bereichen „Werkstoff“ und „Herstellung“ - ergibt, wobei Letzteres sich erheblich durch längere „Studien“ abdecken lässt.

Deshalb sollten zu diesem Thema weitere Analysen durchgeführt und Studien, wie die vorliegende, über einen längeren Zeitraum weitergeführt werden, um fundierte Langzeitergebnisse zu erhalten. Denn Ergebnisse einzelner Studien mit einer Tragedauer von 5 Jahren können dazu genutzt werden Prognosedaten für den ebenfalls relevanten Betrachtungszeitraum von 10 Jahren und länger zu erhalten.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden prospektiv angelegten klinischen Studie war es, die Eignung einer neuen Y-TZP verstärkten Zirkoniumdioxid- Hochleistungskeramik (LAVA[®], 3M Espe) als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken im Front- und Seitenzahnggebiet zu prüfen.

Patienten mit schlechter Mundhygiene, schweren Fehlfunktionen und Parodontitis wurden von der Studie ausgeschlossen. Von April 2004 bis April 2006 wurden 91 LAVA[®]-Restaurationen der Firma 3M Espe in der Klinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Aachen bei 31 Patienten eingegliedert (62 Kronen und 29 Brücken).

Die klinische Kontrolle der LAVA[®]-Restaurationen wurde von erfahrenen Zahnärzten anhand eines festgelegten Protokolls durchgeführt. Parameter für die Nachuntersuchungen waren: Plaque- Index nach Silness und Loe, Gingiva- Index nach Silness und Loe, Sondierungstiefen, Papillenblutungsindex nach Mühlemann, Vitalität, Randqualität, Auftreten von Karies oder Schmerzen, Oberflächenbeschaffenheit, Abrasionen, Antagonisten, Okklusion und Ästhetikbeurteilung. Für die Befestigung wurde ein dualhärtender Befestigungszement (RelyX UniCem[®], 3M Espe) verwendet. Bislang (27.07.2007) wurden 61 Kronen und 22 Brücken Restaurationen nachkontrolliert.

Die Beobachtungsdauer lag bei durchschnittlich 21 Monaten. Sowohl in der Gruppe der Kronen als auch in der Gruppe der Brücken war kein absoluter Misserfolg zu verzeichnen. Relative Misserfolge traten hauptsächlich in Form von kleineren oder größeren Abplatzungen (8) des Verblendmaterials auf.

Die Studie hat gezeigt, dass sich LAVA[®]- Restaurationen für ästhetisch anspruchsvolle Kronen und drei- bis viergliedrige Brücken sowohl im Front- als auch im Seitenzahnggebiet grundsätzlich eignen. Um weitere Aussagen über das klinische Langzeitverhalten des Materials in-vivo zu treffen, ist jedoch ein Weiterführen der hier vorliegenden Studie nötig.

7. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 3M Espe
Lava Vollkeramiksystem Technisches Produktprofil
- 2 Aggstaller H., Beuer F., Funk M., Erdelt K.J., Gernet W.,
Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid,
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 61 (2006) 7, 347-352
- 3 Altman D.G., Bland J.M.,
Time to event (survival) data,
Br med J 1998; 317:468-469
- 4 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):, 451-456
- 5 Bindl A., Hörmann W.H.,
Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years,
Eur J Oral Sci, 2004, 112(2): 197-204
- 6 Böning K., Ullmann U., Wolf A., Lazarek K., Walter M.,
Dreijährige klinische Bewährung konventionell zementierter Einzelkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik,
2006, © Deutsche Ärzte-Verlag, Köln, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 61 (11), 604-611
- 7 Bornemann G., Rinke S., Huels A.,
Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures- 18-month results,
J Dent Res 82,117 (2003)
- 8 Duboi de Chemant N.
Sur les avantages des nouvelles dents et rateliers artificiels, incorruptables et sans odeur.
London und Paris 1788
- 9 Dumfahrt H. Schäfer H.,
Vollkeramische Adhäsivbrücken aus Optec Hsp im klinischen Versuch,
Dtsch Zahnärztl Z, 1995, 50(5): 375-378
- 10 Edelhoff D.
Persönliche Mitteilung

- 11 Edelhoff D. Horstkemper Th. Richter E.-J., Spiekermann H. Yildirim M., *Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen*, Dtsch Zahnärztl Z, 2000, 55(5): 326-330
- 12 Edelhoff D., Spiekermann H., *„Alles über moderne Stiftsysteme“*, ZM 93, Nr.7,2003, S.820-826.
- 13 Edelhoff D., Weber C, Weber V., Nießing K.; *Vollkeramische Restaurationen*; Teamwork Interdisziplin J Restaurat Zahnheilkd; 2,140-154; 2006
- 14 Edelhoff D., Spiekermann H., Brauner J., Yildirim M., *IPS Empress 2- Adhäsiv und konventionell befestigt*, 2005, © dental-praxis, XXII, Heft 1/2, 1-13
- 15 Edelhoff D., Breuer F., Weber V., Johnen C., *HIP zirconia fixed partial dentures- Clinical results after 3 years clinical service*, Quintessence Int 2008; 39: 459-471
- 16 Ehrensberger C.; *Aktuelle Aspekte zur ganzheitlich-medizinischen Einschätzung keramischer Werkstoffe*; ZWR-Das deutsche Zahnärzteblatt 3/2007; 118-120
- 17 Eichner K., Kappert H.F., *Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung*, Hüthing Verlag, Heidelberg, 1996, 326-372
- 18 El-Mowafy O and Brochu J.F., *Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review*, J Can Dent Assoc, 2002, 68(4): 233-237
- 19 Erpenstein H., Kerschbaum Th., *Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen*, Dtsch Zahnärztl Z, 1995, 50(9): 668-670
- 20 Ezzet K.A., Hermida J.C., Colwell C.W., D`Lima Darryl D. *Oxidized zirconium femoral components reduce polyethylene wear in a knee wear simulator*, Clin Orthoped Rel Res, 2004, 428: 120-124
- 21 Fischer H., Yildirim M., Schmitz F. Marx R., *Festigkeitsminderung von Zirkonoxid- Abutments infolge der Bearbeitung?*, Dtsch Zahnärztl Z, 1999, 54: 443-445

- 22 Fischer H., Marx R.,
Festigkeit von Dentalkeramik,
2000, ZWR (5): 240-244
- 23 Fradeani M., Aquilano A,
Clinical experience with Empress crowns, Int J Prosthodont,
1997, 10(3): 241-247
- 24 Fradeani M., Redemagni M.,
an 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study.
Quintessenz Int., 2002, 33(7): 503-510
- 25 Fradeani M., D'Amelio M., Redemagni M., Corrado M.,
Five-year follow up with Procera all-ceramic crowns,
Quintessence Int, 2005, 36(2): 105-113
- 26 Gehre G. ;
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band1: Grundlagen und Verarbeitung;
8.Auflage 2005; Georg Thieme Verlag; Stuttgart, New York; 326-329
- 27 Gehrke E., Fett T.,
Bestimmung und Bewertung von Parametern für die Lebensdauervorhersage von Hochleistungskeramiken – Ergebnisse eines Ringversuches,
Ber Dtsch keram Ges, 1996, 11,93
- 28 Geis-Gerstorfer J., Fässler P.,
Untersuchungen zur Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid- TZP und In-Ceram.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694, 1999
- 29 Gibbs C.H., Mahan P.E., Mauderli A., Ludeen H.C., Walsh E.K.,
Limits of human bite strength,
J Prosthet Dent, 1986, 56(2): 226-229
- 30 Grossmann D.G. :
Cast glas ceramics;
Dent Clin North Am 29; 725, 1985
- 31 Hagberg C.,
Electromyography and bite force studies of muscular function and dysfunction in masticatory muscles,
Swed Dent J Suppl 37, 1-64 (1986)

- 32 Hahn R., Löst C.,
Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramik, Dtsch Zahnärztl Z,
1992, (47) 659
- 33 Hankinson J.A., Cappetta E.G.,
Fünffährige klinische Erfahrungen mit einem leuzitverstärkten Keramikronensystem,
Int J Parodont Rest Zahnheilkd, 1994, 10(3): 241-247
- 34 Helkimo E., Carlsson G.E., Helkimo M.,
Bite force and state of dentition,
Acta Odontol Scand 35, 297-303 (1977)
- 35 Hellwig, Klimek, Attin.,
Einführung in die Zahnerhaltung,
München, Jena. Urban & Fischer Verlag, 2003
- 36 Hohmann A., Hielscher W.,
Lehrbuch der Zahntechnik, Bd. 3,
Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio, 2003, 372-417
- 37 ISO/DIS 13356.2 ;
„Implants for surgery – Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)“;
International Organization for Standardization; 1996
- 38 Kaplan EL, Meier P.
Non parametric estimation from incomplete observations.
Jam Stat. Assoc. 1958; 53: 457-65
- 39 Kappert H.F., Krah M.,
Keramiken- eine Übersicht,
Quintessenz Zahntech, 2001, 27(6): 668-704
- 40 Kappert H.;
Zur Festigkeit von Dentalkeramiken;
ZM 93(7) 2003; 42-46
- 41 Kern M.,
Kleben oder Zementieren?,
ZWPextra, 2000

- 42 Kern M., Mehl A.,
Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde?,
Quintessenz Zahntech 28, 11 2002
- 43 Kern M.,
Nur ein Mausklick treibt's schnell voran,
DZ 2 2006, 44-46
- 44 Kern M.,
Digitalisierungstrend setzt sich fort,
DZW ZahnTechnik, 06.06.2007, Ausgabe 6-7/07
- 45 Kern M.,
Feine Formsache- Brücken aus Zirkonoxidkeramik stehen im 6.Jahr unter universitärer Beobachtung. Bisher ohne Gerüstfrakturen.,
2007, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., Ettlingen
- 46 Kern M.
Vollkeramik- langfristig mit guten Perspektiven?,
Aesthetische Zahnmedizin, Heft 2,2008, 58-64
- 47 Kern Mat., Kern Man.,
So hält keramischer Stahl
Dental Magazin, 1/2008, 28-34
- 48 Kerschbaum T., Seth M., Teeuwen U.,
Verweildauer von kunststoff- und metallkeramisch verblendeten Kronen und Brücken,
Dtsch Zahnärztl Z, 1997; 52 (6): S.404-406
- 49 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)
- 50 Klink A., Groten M.,
CAD/CAM-Restorationen aus Zirkonoxid,
ZMK, 2006, (22) 5/06: 268-276
- 51 Körber K.H., Ludwig K.,
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen, Dent Labor 31, 55 (1983)

- 52 Körber K.H., Ludwig K.;
Einführung in die Metallkunde;
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie;
2. Aufl. Stuttgart, New York; Thieme Verlag; 1993: 24-50
- 53 Kramer N. Frankenberger R.,
Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years,
Dent Mater, 2005, 21(3): 262-271
- 54 Kunzelmann K.H., Kern M., Pospiech P. , Mehl A. , Frankenberger R., Reiss B., Wiedhahn K. ;
Vollkeramik auf einen Blick;
2.Auflage November 2006, AG-Keramik, Ettlingen
- 55 Maier H.R.,
Leitfaden Technischen Keramik, Werkstoffkunde II, Keramik,
Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, 3.Auflage, Aachen 1995
- 56 Malament K.A., Scransky 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): 23-32
- 57 Marquardt P., Strub J.R.,
Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-years prospective clinical study,
Quintessenz Int, 2006, 37(4):253-259
- 58 Marx R.,
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen Verstärkung und Bruchzähigkeit,
1993, Dtsch Zahnärztl Z, 48:229-236
- 59 Marx R. ,Weber M.;
Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien;
3.erw. Auflage; Aachen Mai 2000
- 60 McCulloch W.T.:
Advances in dental ceramics;
Br Dent J 124; 361;1968

- 61 McLaren E.A., Withe S.N.,
Clinical performance of IN-Ceram crowns in a private praxis,
J Dent Res, 1998, 77 (IADR Abstracts): S.778 (Abstr. 1176)
- 62 McLean J.W., Hughes, T.H.:
The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides;
Br Dent J 119; 251; 1965
- 63 Mehl A.;
CAD/CAM und Keramik, Eine Symbiose der neuen Entwicklungen; Ästhetische Zahnmedizin;
5/2004; S. 260-267
- 64 Möhrig G.,
Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestorationen,
Quintessenz, 200, 51(9): 891-900
- 65 Mörmann W.H.,
*20 Jahre keramische Cerec CAD/CAM Restaurationen, Technischer Stand und klinische
Bewährung,*
ZM 96 Nr.11, 1.6.2006, 1470-1477
- 66 Munz D., Fett T.,
Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe,
Berlin, Springer, 1998,74
- 67 Ödman P., Andersson B., Procera
AllCeram crowns followed for 5 to 10,5 years: a prospective clinical study,
Int J Prosthodont, 2001, 14(6): 504-509
- 68 Oden A. Andersson M. Krystek-Ondracek I. Magnusson D.,
Five –year cilnical evaluation of Procera AllCeram crowns,
J Prosthet Dent, 1998, 80(4): 450-456
- 69 Olsson K.G., Furst B., Andersson B., Carlsson G.E.,
A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Allumina FDPs,
Int J Prosthodont, 2003, 16(2): 150-156
- 70 Otto T., De Nisco, Sabatino,
Eine prospektive klinische 10-Jahres-Studie von Cerec CAD-CAM- Inlays und Overlays,
2003, Schweiz Monatsschr Zahnmed, 113(2): 157-163
- 71 Pischel J.,
20Jahre CAD/CAM- Die Revolution steht vor der Tür,
DZW, 2006, Ausgabe 12

- 72 Piwowarczyk A., Ottl P. Lauer H.-C., Kuretzky T.,
LAVA- ein innovatives Vollkeramiksistem,
Quintessenz 54, 1, 73-81 (2003)
- 73 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. 230)
- 74 Pospiech P.,
Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: two-year results.
Abstract No. 0817, 81st IDAR meeting, S-Göteborg, June, (2003)
- 75 Pospiech P. Tinschert J. Raigrodski A.,
Keramik-Vollkeramik,
2004, 3M Espe AG, Seefeld
- 76 Pospiech P., Tinschert J., Raigrodski A.,
Vollkeramik Kompendium.
3M Espe, 2005
- 77 Posselt A.,
Langzeitverhalten von CAD/CAM- gefertigten Keramikrestorationen,
2004, ZWR 113 (4): 15-20
- 78 Pröbster L.,
Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns,
Journal of Oral Rehabilitation, 1996, 23: 147-151
- 79 Pröbster L.,
Klinische Langzeiterfahrungen mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram, Quintessenz, 1997,
48 (12): 1639-1646
- 80 Pröbster L.,
Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration- ein historischer Abriss (1), 1997,
Quintessenz, 48: 939-947
- 81 Pröbster L.,
Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration- ein historischer Abriss (2), 1997,
Quintessenz, 48: 1069-1085
- 82 Pschyrembel,
Medizinisches Wörterbuch,
257.Auflage, Berlin 1993

- 83 Psoch A., Stadler A., Setz J.M.,
Bewährung von Keramikverblendungen gefräster Titanrestaurationen nach zwölf Monaten Tragezeit,
2006, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 61 (5): 229-232
- 84 Reich S.M., Wichmann M., Rinne H., Shortall A.,
Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study,
J Am Dent Assoc, 2004, 135(5): 605-612
- 85 Reich S., Wichmann M., Nkenke E. Proeschel P.,
Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems,
2005, EurJOral Sci, 113:174-179
- 86 Reitemeier B., Hänsel K., Kastner C., Walter M.H.,
Prospektive Studie zur Bewährung metallkeramischer Kronen unter Praxisbedingungen: 8-Jahresergebnisse,
2007, Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 62 (2), 104-109
- 87 Richter E.-J.,
Klinische Erfahrungen mit der Dicor- Glaskeramik, ,
Kappert H.F., Vollkeramik- Werkstoffkunde- Zahntechnik-klinische Erfahrung, 1996, 1,
Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin, 119-132
- 88 Rimondini L., Cerroni L., Carrassi A., Torricelli P.,
Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study,
Int J Oral Maxillofac Impl, 2002 , 17: 793-798
- 89 Ring M.,E.:
Geschichte der Zahnmedizin;
Könemann Verlagsgesellschaft, Köln 1997
- 90 Rinke S., Jenatschke R.A.,
Clinical performance of all-ceramic cantilever fixed partial dentures-baseline report,
J Dent Res 82, abstract No. 818 (2003)
- 91 Sailer I., Lüthy H., Feher M., Schumacher M., Schärer P., Hämmerle C.,
3-Year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by direct ceramic machining (DCM),
J Dent Res 82, abstract No. 74 (2003)

- 92 Sailer I., Feher A., Filser A., Lüthy H., Gauckler L.J. Scharer P., Hämmerle C.H.F.,
Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures. 3-year follow up,
2006, Quintessence Int 37
- 93 Sailer I., Fehér A., Filser F., Gauckler L.J., Lüthy H., Hämmerle C.H.F.,
*Klinische 5-Jahrese-Ergebnisse für Seitenzahnbrücken mit Zirkoniumdioxidgerüst, hergestellt
mit einem Prototyp-CAM Verfahren,*
Quintessenz Zahntech 2008; 34(1): 86-95
- 94 Scarano A., Piatelli M., Caputi S., Favero G.A., Piatelli A.,
*Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium an Zirconium Oxide Disks: An In Vivo
Human Study,*
J Periodontol, 2004, 75(2): 292-296
- 95 Schlössser R., Kerschbaum Th., Ahrens F.J., Cramer C.,
Überlebensrate von Teil- und Vollgusskronen,
Dtsch Zahnärztl Z, 1993, 49 (11): 696-698
- 96 Schneemann P., Borchers L., Stiesch-Scholz M.,
Belastbarkeit 4-giedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik,
ZWR 114.Jahrg. Nr. 1+2, 2005, 28-36
- 97 Schnutenhaus S., Pauli H.-W.,
Der Werkstoff Zirkonoxid bei umfangreichen Restaurationen,
2007, ZMK (23) 10, 694-698
- 98 Schweiger M.;
Zirkoniumdioxid, Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik;
Ästhetische Zahnmedizin; 5/2004; 248-257
- 99 SHM Hochleistungskeramik,
Eigenschaften von SHM – Hochleistungskeramik, Firmeninformation,
Aachen 1997
- 100 Schwickerath H.,
Dauerfestigkeit von Keramik,
Dtsch Zahnärztl Z 41, 264-266, 1986
- 101 Schwickerath H.,
Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung,
Quintessenz Zahntech 20, 1495-1499, 1994

- 102 Sjögren G., Lantto R., Granberg B., Sundstorm O., Tillberg A.,
Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study,
Int J Prosthodont, 1999, 12(2): 122-128
- 103 Sjögren G., Molin M., van Dijken J.W.,
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):241-246
- 104 Sorensen J.A.,
A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems,
J Prosthet Dent, 1989, 62 (3): 264-269
- 105 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): 207-214
- 106 Stamouli,K.,Smeekens, S., Att W.,Strub, J.R.,
Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid- Seitenzahnbrücken, Deutsche
zahnärztliche Zeitschrift 61 (2006) 11, 621-626
- 107 Sturzenegger B., Feher A., Lüthy H., Schumacher M. , Loeffel O., Filser F., Kocher P.,
Gauckler L., Schärer P.,
Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem DCM-System,
Acta med Dent Helv 12, 131-139 (2000)
- 108 Suárez M.J., Lozano J.F., Paz Salido M., Martinez F..
Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FDPs,
Int J Prosthodont, 2004, 17(1): 35-38
- 109 Suttor D., Hauptmann H., Höscheler S., Hertlein G., Bunke K.,
Das LAVA ®-System von 3M ESPE für vollkeramische ZrO₂- Kronen und Brückengerüste,
Quintessenz Zahntech 27, 9, 1018-1026 (2001)
- 110 Suttor D.,
Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestorationen: Ob grün, gesintert oder gehippt- ein vergleich lohnt sich,
DZW- Zahntechnik 4, 2002, 20-23
- 111 Swain M.W.,
Structure and properties of ceramics,
VCH Verlagsgesellschaft GmbH, Weinheim 1994

- 112 Tietz H.D.,
Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung,
VDI-Verlag, Düsseldorf 1994
- 113 Tinschert J, Natt G. , Fischer H., Marx R. ;
„Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik“,
DZZ 54, 9, 1999, S.545 – 550.
- 114 Tinschert J., Natt G. , Spiekermann H.,
Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken,
©dental-praxis, Heft 9/10-2001,293-309
- 115 Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H.,
Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin,
International Journal of Computerized Dentistry 2004, 7: 25-45
- 116 Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H.,
Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon- Ein klinisches Konzept mit Erfolg ?, DZZ 60, 435-445
(2005)
- 117 Tinschert J., Natt G., Latzke P., Schulze K.A., Heussen N., Spiekermann H.,
Bewährung von vollkeramischen Brücken aus DC-Zirkon 5-Jahres Ergebnisse,
2007, ZWR 116, 58
- 118 Tinschert J., Natt G.,
Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien,
Dt Ärzte Verlag, 2007, 49-58
- 119 von Steyen P., Carlson P., Nilner K.,
All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year study,
J Oral Rehabil 32, 180-187 (2005)
- 120 Vult von Steyern P., Jonsson O., Nilner K.,
Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs,
Int J Prosthodont, 2001, 14(4): 379-384
- 121 Weber, A., Rudolph, H., Quaas, S., Thöne A., Luthardt, R.,
CAD/CAM – gefertigter Zahnersatz- Eine aktuelle Standortbestimmung aus Sicht der Zahnärzte,
zm 96, Nr.24,16.12.2006, 52-55

- 122 Weber T.,
Memorix Zahnmedizin,
Georg Thieme Verlag Stuttgart- New York, 1999
- 123 Weinstein M., Katz S., Weinstein A.B.:
Fused porcelain to metal teeth;
U.S. Patent no. 3.052.982, Sept. 11, 1962
- 124 Wirz J., Schmidli F., Jäger K.;
Probleme mit Edelmetallegierungen; Teil 1: Goldgußlegierungen;
Quintessenz 1997; 48(6):827-37
- 125 Wirz J., Schmidli F., Jäger K.;
Probleme mit Edelmetallegierungen; Teil 2: Goldreduzierte Legierungen; Quintessenz 1997;
48(7):995-1007
- 126 Witkowski S.,
Hightech-Biokeramiken für die Zukunft,
Quintessenz Zahntechnik, 1/2006, 66-76
- 127 Zeeck A.,
Chemie für Mediziner,
Urban & Schwarzenberg; 3.Auflage,1997; Göttingen; 23-24
- 128 Ziegler A., Lange S. , Bender R. ,
Überlebenszeitanalyse: Eigenschaften und Kaplan-Meier Methode,
Dtsch Med Wochenschr. 2002; 127: T14-T16,©Georg Thieme Verlag, Stuttgart- New York
- 129 Zöllner A., Herzberg S., Sebastian M.T.,
*Keramik- es kommt drauf an, was man daraus macht, Vollkeramik in der Prothetik –
eine Übersicht,*
Cosmetic dentistry, 3_2007, 32-36

8. ANHANG

8.1. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

| | |
|---|--------|
| Abbildung 2-1: Lage einiger Produkte im Dreistoffsystem Tonerde-Feldspat-Quarz [17]..... | - 10 - |
| Abbildung 2-2: Elastizitätsmodule verschiedener Werkstoffe [40] | - 12 - |
| Abbildung 2-3: Biegefestigkeit bzw. 0,2%-Dehngrenze verschiedener Materialien..... | - 13 - |
| Abbildung 2-4: Metallkeramische Frontzahnkrone im Durchlicht (Foto: Prof.Dr. D. Edelhoff)..... | - 17 - |
| Abbildung 2-5: Vollkeramische- Frontzahnkrone im Durchlicht mit einem Gerüst aus ZrO ₂ -Keramik (Foto: Prof.Dr.D.Edelhoff) | - 18 - |
| Abbildung 2-6: Einteilung der Keramiken nach chemischem Aufbau [114]..... | - 22 - |
| Abbildung 2-7: Schematische Darstellung der Kristallsysteme monoklin, tetragonal und kubisch sowie die Temperaturabhängigkeit der entsprechenden ZrO ₂ - Kristall-Phasen (Polymorphie) [26] | - 25 - |
| Abbildung 2-8: Spannungsinduzierte Umwandlung metastabiler Zirkoniumdioxidteilchen [55,75]...- | - 27 - |
| Abbildung 3-1: Präparation für eine LAVA- Frontzahnbrücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff)..... | - 52 - |
| Abbildung 3-2: Gerüstanprobe Lava-Seitenzahnbrücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff) | - 56 - |
| Abbildung 3-3: Lava Frontzahnbrücke 12 bis 21 und Einzelkronen mit reduzierter Gerüststärke (0,3mm) 13, 22 und 23. (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff) | - 59 - |
| Abbildung 3-4: Stammdaten-Bogen | - 61 - |
| Abbildung 3-5: Verteilung der Kronen und Brücken gemäß ihrer Lokalisation | - 62 - |
| Abbildung 3-6: Verteilung der Kronen und Brücken gemäß ihrer Lokalisation | - 63 - |
| Abbildung 3-7: Verteilung der gesamten Versorgungen nach ihrer Lokalisation | - 63 - |
| Abbildung 3-8: Verteilung der Kronen und Brücken gemäß ihrer Lokalisation OK und UK..... | - 64 - |
| Abbildung 3-9: Aufteilung der Einheiten innerhalb des Zahnbogens | - 65 - |
| Abbildung 3-10: Verteilung der vitalen und devitalen Pfeilerzähne..... | - 66 - |
| Abbildung 3-12: In der vorliegenden Studie verwendeter Nachuntersuchungs-Bogen | - 68 - |
| Abbildung 4-1: Aufteilung der Patienten gemäß Altersgruppen | - 78 - |
| Abbildung 4- 2: Beobachtungs- und Liegedauer pro Patient (n= 26). Ein Patient ist aufgrund von mehreren Restaurationen, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten eingegliedert wurden doppelt aufgeführt..... | - 81 - |
| Abbildung 4-3: Plaque – Index nach Silness und Löe in [%]..... | - 83 - |
| Abbildung 4- 4: Gingiva – Index nach Silness und Löe in [%]..... | - 84 - |
| Abbildung 4-5: Durchschnittliche Sondierungstiefen in [mm]..... | - 85 - |
| Abbildung 4-6: Anzahl der Sondierungstiefen in [%] | - 85 - |
| Abbildung 4-7: Papillenblutungsindices aller nachuntersuchten Restaurationen | - 86 - |
| Abbildung 4-8: Vitalität der nachuntersuchten Zähne in [%] | - 87 - |
| Abbildung 4-9: Anzahl der Kronen in [%] in Bezug auf die Perfektion der Randqualität | - 88 - |
| Abbildung 4-10: Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit in [%]..... | - 89 - |
| Abbildung 4-11: Abrasionsverhalten | - 90 - |

| | |
|--|---------|
| Abbildung 4-12: Beschaffenheit der Antagonisten | - 90 - |
| Abbildung 4-13: Führungsverhalten der Restaurationen | - 91 - |
| Abbildung 4-14: Ästhetikbeurteilung aus Sicht des Patienten und Zahnarzt | - 92 - |
| Abbildung 4-15: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Restaurationen (n=83) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 96 - |
| Abbildung 4-16: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Einzelkronen (n=61) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 97 - |
| Abbildung 4-17: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Brücken (n=22) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 97 - |
| Abbildung 4-18: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Frontzahn-Restaurationen (n=55) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 98 - |
| Abbildung 4-19: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Frontzahn- Einzelkronen (n=51) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 99 - |
| Abbildung 4-20: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Seitenzahnrestaurationen (n=28) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 99 - |
| Abbildung 4-21: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Seitenzahnbrücken (n=18) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „relativer Misserfolg“ | - 100 - |
| Abbildung 4-22: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Restaurationen (n=83) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „Abplatzung der Verblendkeramik“ | - 101 - |
| Abbildung 4-23: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Frontzahn-Restaurationen (n=55) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „Abplatzung der Verblendkeramik“ | - 101 - |
| Abbildung 4-24: Überlebenswahrscheinlichkeit aller nachuntersuchten Seitenzahnrestaurationen (n=28) nach Kaplan und Meier hinsichtlich des Kriteriums „Abplatzung der Verblendkeramik“ | - 102 - |
| Abbildung 4-25: Keramikabplatzung an einer Lava- Seitenzahnbrücke (Foto: Prof. Dr. D. Edelhoff) | - 103 - |

8.2. TABELLENVERZEICHNIS

| | |
|---|--------|
| Tabelle 2-1: Einteilung der Keramiken nach Herstellungsverfahren[54]..... | - 21 - |
| Tabelle 2-2: Mechanische Kennwerte verschiedener Keramiken auf Zirkoniumdioxidbasis | - 29 - |
| Tabelle 2-3: CAD/CAM- Systeme zur maschinellen Herstellung von Zahnersatz | - 35 - |
| Tabelle 2-4: klinische Studien mit konventionellen Restaurationen (Kr.= Kronen, Br.= Brücken, k.A.= keine Angaben) | - 39 - |
| Tabelle 2-5: Klinische Studien mit glaskeramischen Materialien (PM= Prämolarenbereich, M= Molarenbereich) | - 42 - |
| Tabelle 2-6: Klinische Studien mit Oxidkeramiken..... | - 43 - |
| Tabelle 2-7: Klinische Studien mit CAD/CAM-Systemen | - 45 - |
| Tabelle 2-8: Klinische Studien mit CAD/CAM- Systemen mit Zirkoniumdioxid als Werkstoff..... | - 47 - |
| Tabelle 3-1: Zuordnung Lava Frame Shade zu Vita (nach [1]) | - 55 - |
| Tabelle 3-2: Brandführung für die Schichttechnik mit Lava- Ceram [1] | - 58 - |
| Tabelle 3-3: Gradeinteilung des Plaque-Index | - 69 - |
| Tabelle 3-4: Gradeinteilung des Gingiva-Index | - 70 - |
| Tabelle 3-5: Gradeinteilung des Papillenblutungsindex | - 71 - |
| Tabelle 4- 1: Altersstruktur der nachuntersuchten Gruppen | - 79 - |
| Tabelle 4-2: Auflistung aller Misserfolge | - 93 - |
| Tabelle 4-3:Auflistung aller zensierter Arbeiten..... | - 94 - |

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.

Ein ganz herzlicher Dank gilt meinem Doktervater Herrn Prof. Dr. Daniel Edelhoff für die hilfreiche und freundliche Unterstützung, die für die Verwirklichung dieser Arbeit maßgeblich waren.

Ein Dank geht an die Assistenzärzte der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, hier besonders an Frau Dr. He Son On, die mich tatkräftig bei den Patientenuntersuchungen unterstützt hat.

Bei meinen Eltern, die mich sowohl während des Studiums als auch während der Promotion liebevoll und moralisch unterstützt haben, möchte ich mich an dieser Stelle ganz besonders bedanken.

Ich danke der Firma 3M Espe für die freundliche Bereitstellung der Materialien.

8.4. ERKLÄRUNG § 5 ABS. 1 ZUR DATENAUFBEWAHRUNG

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten bei mir, Katja Nießing, Dahleener Straße 216, 41239 Mönchengladbach, hinterlegt sind.

8.5. LEBENSLAUF

Persönliche Daten:

Name: Katja Nießing

Geburtsdatum: 08.04.1979

Geburtsort: Mönchengladbach

Eltern: Mercedes Nießing, geb. Schwarz,
Sozialversicherungsangestellte
Wilfried Nießing,
Techniker

Bildungsweg:

1985 – 1989 Montessori Grundschule Mönchengladbach

1989 – 1998 Gymnasium am Geroweier, Mönchengladbach

1999 – 2005 Studium der Zahnmedizin an der RWTH Aachen

Juli 2005 Zahnärztliche Prüfung

Berufstätigkeit:

2005 –2007 Vorbereitungsassistentin in der Praxis
Dr. Sigrid Honold- Jansen - Erkelenz

Seit 2007 angestellte Zahnärztin in der Praxis
Dr. Katja Jung- Morjan - Mönchengladbach