

Aus der Abteilung Prothetik
(Komm. Direktor: PD Dr. med. dent. Nikolaus Gersdorff)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Evaluation der Abzugskräfte von implantatgetragenen
Kronengerüsten auf Zirkoniumdioxidbasis in Abhängigkeit von der
Abutmentgeometrie und Zementierungsart**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Fenja Ehret-Kleinau
aus Berlin

Göttingen 2013

Dekan : Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

I. Berichterstatter: PD Dr. med. dent. N. Gersdorff

II. Berichterstatter/in:

III. Berichterstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung	8
2	Literaturübersicht	12
2.1	Definition	12
2.2	Historische Entwicklung	14
2.3	Einteilung dentaler Implantate	15
2.3.1	Implantatdesign	16
2.3.1.1	Makrodesign	16
2.3.1.2	Mikrodesign	17
2.3.2	Implantatmaterialien	18
2.3.2.1	Anforderungen an ein Implantatmaterial	19
2.3.3	Implantatsysteme	21
2.4	Implantatprothetik	23
2.4.1	Implantatabutments	24
2.4.2	Zementierte und verschraubte Restaurationen auf Implantaten	27
2.5	Dentalkeramiken	29
2.5.1	Definition der Dentalkeramiken	29
2.5.2	Geschichte der Dentalkeramiken	30
2.5.3	Einteilung der Dentalkeramiken	31

2.5.4	Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung	32
2.5.5	Einteilung nach Herstellungsverfahren	33
2.5.6	Zirkoniumdioxidkeramiken	34
2.5.7	Grünlings- und Weißlingsbearbeitung	35
2.5.8	Verarbeitung im gehippten Zustand	36
2.6	CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von Zahnersatz	36
2.6.1	Definition	37
2.6.2	Entwicklungshintergrund	37
2.6.3	Dentale CAD/CAM-Technologie	37
2.6.4	Aktuelle CAD/CAM-Systeme	39
2.6.5	Befestigungsarten keramischer Restaurationen	39
2.6.6	Befestigung implantatgetragener Restaurationen	40
2.7	Zugversuche	43
3	Material und Methoden	45
3.1	Allgemeines	45
3.2	Implantatsystem	46
3.3	Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid	47
3.4	Befestigungszemente	48
3.4.1	Gewählte Zementsysteme	48
3.4.1.1	Telio CS Cem Implant	48

3.4.1.2	Temp Bond®NE	49
3.5	Vorbereitung der Prüfkörper	50
3.6	Abzugsversuch	52
3.6.1	Die Einstelldaten der Maschine	54
3.7	Das Rasterelektronenmikroskop, Materialanalyse	55
3.7.1	Aufbau und Funktion des Rasterelektronenmikroskops (REM)	56
3.7.2	Probenpräparation	58
3.7.1	Energiedispersive Röntgenspektroskopie (EDX-Analyse)	59
3.8	Pilotstudie	60
3.9	Einteilung der Messserien	61
4	Ergebnisse	62
4.1	Pilotstudie	62
4.2	Abzugsversuch	66
4.2.1	Messserie 1, Abutment individuell hoch	67
4.2.2	Messserie 2, Abutment individuell niedrig	69
4.2.3	Messserie 3, Abutment konfektioniert	71
4.3	Statistische Auswertung	72
4.3.1	Einfluss von Zement und Abutmentgeometrie	73
4.3.1.1	Mittelwerte der Gruppen mit 95% Konfidenzintervallen	73
4.3.2	Analyse mit zweifaktorieller Varianzanalyse	74

4.3.2.1	Abutmentgeometrie individuell hoch: Inferenzstatistik und 95% KI der Differenz	74
4.3.2.2	Abutmentgeometrie individuell niedrig: Inferenzstatistik und 95% KI der Diffeferenz	75
4.3.2.3	Abutmentgeometrie konfektioniert: Inferenzstatistik und 95% KI der Differenz	75
4.4	Rasterelektronenmikroskopische Analyse	76
4.4.1	EDX-Analyse	79
5	Diskussion	82
5.1	Schlussfolgerungen für die Praxis	96
6	Zusammenfassung	99
7	Literaturverzeichnis	100

1 Einleitung und Fragestellung

Dentale Implantate haben in den vergangenen Jahren ihren festen Platz in der Zahnheilkunde zum Ersatz der natürlichen Zähne eingenommen. Als Konsequenz dieses Prozesses kam es zu einer stetigen Weiterentwicklung der einzelnen Implantatsysteme, aber auch der prothetischen Suprakonstruktionen. Sowohl CAD/CAM-System- (Computer-aided design / Computer-aided manufacturing) gefertigte Implantataufbauten, als auch Versorgungen auf der Basis von Zirkoniumdioxid, stellen die aktuelle Entwicklungsstufe implantatgetragener Restaurationen dar.

Neben konventionellen prothetischen Versorgungen bietet das Implantat seit über 30 Jahren eine sinnvolle Therapiemöglichkeit zum Ersatz verloren gegangener natürlicher Zähne (Eriksson und Brånemark, 1994). Eine mögliche Einteilung der Verankerung von dentalen Implantaten bieten Koeck und Wagner (Koeck und Wagner, 2004). Man unterscheidet demnach zwischen submukösen, subperiostalen und enossalen Implantaten. Während submuköse und subperiostale Implantate nach Perforation der Schleimhaut oder der Periostdecke großflächig dem Knochen bzw. dem Periost aufliegen, werden enossale Implantate im Knochen selbst verankert und verwachsen mit diesem. Man spricht hier von einer enossalen Osseointegration nach Brånemark, also dem strukturellen und funktionellen Verbund zwischen organisiertem Knochengewebe und der Oberfläche des Implantats. Diese Methodik hat sich als primäre Verankerungsform durchgesetzt (Brånemark, 1983).

Moderne dentale Implantatsysteme bestehen in der Regel aus zwei Einzelkomponenten. Dies ist zum einen der im Knochen stehende Implantatkörper und zum anderen der Implantataufbau (Abutment), welcher in der Regel mit Hilfe der sog. Abutmentschraube am Implantatkörper befestigt wird und zur Aufnahme der prothetischen Versorgung dient (Steinebrunner et al., 2005 b). Als primäre Ausführungsform für den Implantatkörper hat sich aktuell die zylindrische Schraube durchgesetzt. Bei den Implantataufbauten sind die Ausführungsformen weitaus vielseitiger. Es lassen sich hier jedoch grundlegend konfektionierte von individuell gefertigten Abutments unterscheiden. Neben dem Titan, welches sich in den letzten

Jahrzehnten als Werkstoff für dentale Implantate und deren Aufbauten bewährt hat, kommt es zunehmend zur Verwendung von Hochleistungskeramiken, hier im Speziellen dem Zirkoniumdioxid. Besonders die Implantatabutments werden zunehmend aus diesem Werkstoff gefertigt. Gründe hierfür sind eine hervorragende Biokompatibilität, geringe Plaqueadhäsion, ästhetische Vorteile besonders im Frontzahnbereich sowie sehr hohe Festigkeitswerte (1200 MPa) des Materials.

Das beschriebene, mit Yttriumoxid (Y-TZP) verstärkte Zirkoniumdioxid, erscheint als momentan höchste Entwicklungsstufe der modernen Hochleistungskeramiken (Schweiger, 2004) und dient zudem als Gerüstwerkstoff für Kronen- und Brückenrestorationen, welche sowohl auf natürlichen Zähnen, aber auch auf Implantaten verankert sein können.

Die Verwendung des hochfesten Zirkoniumdioxids in der Zahnmedizin wurde mit Einführung der CAD/CAM-Technologie möglich. Hierunter versteht man zwei nacheinander ablaufende Prozesse. Begonnen wird mit dem Digitalisieren oder einscannen der präparierten Stümpfe oder des Abutments, so dass nun computergestützt die spätere Restauration oder auch das spätere Abutment individuell virtuell gestaltet werden kann (CAD: Computer aided Design). Anschließend wird der so gewonnene Datensatz computergestützt aus einem Zirkoniumdioxidrohling herausgefräst (CAM: Computer aided Manufacturing). Die Vorteile dieser Herstellungsweise liegen in der Möglichkeit individuelle, fallspezifische und ästhetisch hochwertige Abutments sowie Kronen- und Brückengerüste herzustellen. Zusätzlich tritt, im Vergleich zu manuellen Techniken, eine deutliche Zeit- und Kostenersparnis bei konstanter Qualität auf.

Auf Zirkoniumdioxid basierende Kronen- oder Brückenrestorationen, welche sowohl auf Implantaten, aber auch auf natürlichen Zähnen verankert sein können, haben sich in der Vergangenheit als Alternative zu metallkeramischen Versorgungen im genannten Indikationsspektrum etabliert. Implantatgetragene Restorationen können mittels Verschraubung, aber auch durch Zementierung fixiert werden (Karl et al., 2006; Michalakis et al., 2003; Chee et al., 1999; Hebel und Gajjar, 1997).

Im Bereich der festsitzenden Implantatprothetik hat sich die Zementierung als bevorzugte Befestigungsform gegenüber der horizontalen oder vertikalen Verschraubung durchgesetzt. Diese Art der Befestigung bietet optimale ästhetische Ergebnisse und okklusale Gestaltungen, zeigt eine geringere Anfälligkeit bezüglich Keramikabplatzungen und weniger Abutmentschraubenlockerungen (Squier et al., 2001; Hebel & Gajjar, 1997; Singer & Serfaty, 1996; Michalakis et al., 2000). Eine Zementierung in diesem Bereich kann definitiv oder provisorisch erfolgen (Breeding et al., 1992), abhängig vom gewählten Zement. Ein Entfernen mit anschließendem Erhalt der Restauration im Falle einer Abutmentschraubenlockerung ist nur bei provisorischer oder semipermanenter Zementierung möglich und stellt, genau wie die einfache Entfernbareit der Zementreste, einen klaren Vorteil dieser Methodik im Vergleich zum definitiven Zementieren dar. Das Risiko einer möglichen Sekundärkaries durch Zerstörung des Zementfilms bei provisorischer Zementierung, wie es bei einer Befestigung auf natürlichen Zähnen diskutiert wird, entfällt bei Implantatgetragenen Restaurationen. In der Summe lässt dies das provisorische Zementieren im Bereich der festsitzenden Implantatprothetik als ausreichend erscheinen.

Die Retention, welche den Widerstand gegen abziehende Kräfte beschreibt, wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst:

- Die Abutmentgeometrie
- Konvergenzwinkel des Abutments
- Höhe des Abutments
- Größe der Oberfläche
- Oberflächenrauigkeit des Abutments
- Oberflächenrauigkeit der Kronenunterseite
- Passgenauigkeit der Restauration auf dem Abutment
- Materialeigenschaften der Restauration
- Zementzusammensetzung.

Ziel der vorliegenden in-vitro-Studie ist es, die zur Dezementierung von implantatgetragenen, zementierten Kronengerüsten auf Zirkoniumdioxidbasis nötigen Kräfte im Abzugsversuch darzustellen. Mögliche Unterschiede oder Einflüsse,

bedingt durch unterschiedliche Zementtypen, sowie durch verschiedene Abutmentgeometrien, sollen herausgearbeitet und gegenübergestellt werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Definition

Unter einem Implantat (lat.: in: „hinein“; plantare: „pflanzen“) versteht man ein Material, welches in den Körper eingebracht wird, um dort permanent, oder für einen bestimmten Zeitraum, zu verbleiben. In der dentalen Implantologie wird eine „künstliche Zahnwurzel“ operativ in den Knochen eingebracht, um die Voraussetzungen für eine prothetische oder epithetische Versorgung zu schaffen, die Rehabilitation funktionell und ästhetisch zu verbessern, sowie die physiologischen Involutionsprozesse (Knochenatrophie, Funktionsreduktion) zu vermindern.

In den letzten Jahrzehnten hat sich die Implantatform stetig weiterentwickelt. Nach zum Teil wenig praktikablen Formen aus den Anfängen der dentalen Implantologie haben sich aktuell rotationssymmetrische Implantate (meist zylindrische Schraubenimplantate) durchgesetzt. Der Implantatkörper ist hier kreisrund, so dass der zur Aufnahme des Implantates nötige Hohlraum im Knochen des Ober- oder Unterkiefers leicht mit rotierenden Instrumenten präpariert werden kann. Diese Art des chirurgischen Vorgehens ist vergleichsweise einfach und bietet verschiedenste Vorteile gegenüber alternativen Techniken. Die Belastung des Patienten wird vergleichsweise gering gehalten und es kommt nur selten zu Komplikationen in der Wund- oder Einheilungsphase. Schraubenimplantate bieten zudem durch ihr äußeres Gewinde eine sog. Primärstabilität, d.h. sie sitzen bis zu einem gewissen Grad sofort im Knochen fest, wodurch eine verkürzte Einheilzeit erzielt wird.

Bezüglich der Menge der Einzelkomponenten haben sich in der Vergangenheit mehrteilige Implantatsysteme bewährt, da sie durch ihre Kombinationsmöglichkeiten den gegebenen Verhältnissen am besten gerecht werden.

Im Bezug auf die Nomenklatur einzelner Implantatkomponenten können die

Begrifflichkeiten innerhalb der einzelnen Hersteller variieren. Prinzipiell unterscheidet man zwischen zwei grundlegenden Bestandteilen eines modernen Implantatsystems. Dies sind der Implantatkörper oder endossaler Anker, der prothetische Implantatpfosten, oder Abutment, welches die spätere Suprakonstruktion, bzw. den prothetischen Aufbau trägt (siehe Abb. 1).

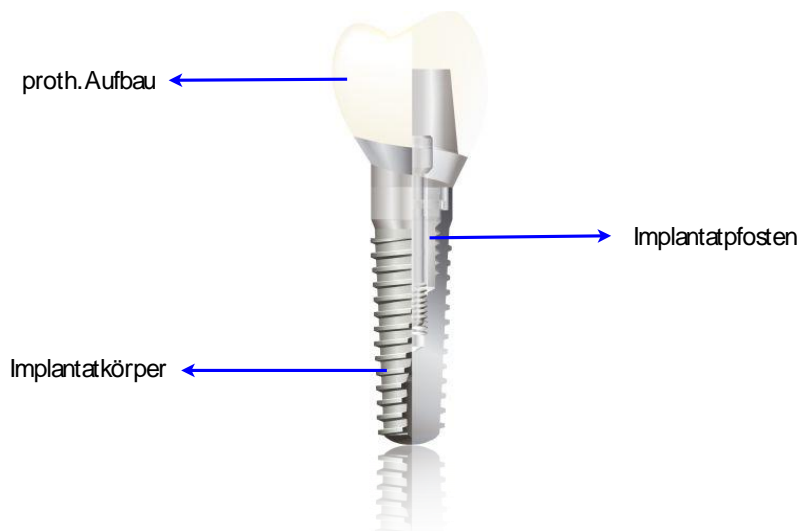


Abb. 1: Implantataufbau (Quelle : www.implantat-infos.de)

Eine optimale Osseointegration, also ein optimales Einheilen des Implantates in den Knochen, lässt sich mit einer gezielten Oberflächengestaltung erreichen. Man unterscheidet zwischen Mikro- und Makroretention. Die makroretentive Variante, welche in Form der bereits beschriebenen Schraubenwindungen vorliegt, ist auf Grund der erwähnten Primärstabilität post operativ als wirkungsvollste Variante anzusehen (Behnke und Behnke, 2004). Die zusätzliche Mikroretention kann in Form von Ätzverfahren, durch additive Plasma-Flame-Spray Beschichtungen oder Hydroxylapatit-Beschichtungen (Wagner und Al Nawas, 2004), die einen physiko-chemischen Verbund erzielen sollen, erfolgen.

Der aktuelle Markt beschäftigt sich weiterhin mit chemisch modifizierten und bioaktiven Implantatoberflächen wie SLActiveTM (Straumann, Freiburg) und OsseoSpeedTM (Astra Tech, Elz), die neben der noch schnelleren mechanischen Implantat-Knochen-Ankylos eine kürzere Einheilzeit erreichen sollen. Die

OsseoSpeed™ (Astra Tech, Elz), Oberfläche stellt als mit Fluorid modifizierte Titanstruktur ein Beispiel für die modernen Implantatbeschichtungen dar.

2.2 Historische Entwicklung

Nach Marziani gehen die ersten Implanationsversuche bis auf die präkolumbianische Zeit zurück (Marziani, 1955). Ein größeres Ausmaß dieser Versuche fand im 20. Jahrhundert statt. Anfänglich wurden überwiegend subperiostale Gerüste implantiert (Müller, 1937; Dahl, 1943; Gershkoff und Goldberg, 1949 und 1952; Ogus, 1951; Hammer, 1955; Reichenbach, 1955; Marziani, 1955; Schwindling, 1958 und 1960; Schmutziger und Obwegeser 1958; Köle, 1963; Wunderer, 1964).

Als erster Vorgänger der heutigen enossalen Implantate gilt eine korbähnliche Konstruktion in Form eines Platin-Iridium-Implantats nach Greenfield (Greenfield, 1913). Die Gebrüder Strock verwendeten an der Harvard Universität eine Vitallium-Schraube und somit ein inertes Material (Strock, 1939). Die Ansätze von Strock wurden von Formiggini aufgegriffen und er entwickelte eine nach ihm benannte Implantatschraube. Linkow und Heinrich entwarfen die Extensionsimplantate, welche das erste Mal Titan als Werkstoff erhielten (Formiggini, 1958; Linkow, 1966; Heinrich, 1972). Linkow stellte mit seinen enossalen Blattimplantaten aus Titan eine Zahnwurzelähnliche Form vor (Linkow, 1966). Koch und Kirsch verfolgten in den siebziger Jahren mit dem IMZ- System (intramobilic cylinder implant) (Kirsch und Ackermann, 1982; Koch, 1976), Schulte mit dem Tübinger Sofortimplantat (Schulte et al., 1976) und Schröder mit den Hohlzylinderimplantaten (Schröder et al., 1976) neue Ansätze.

Grundlegend waren Erkenntnisse der Forschungsgruppe um Brånemark bezüglich der Einheilung dentaler Titanimplantate mit glatter, maschinert behandelte Oberfläche und deren Osseointegration (Brånemark et al., 1977, Schroeder et al., 1976 u. 1981; Brånemark, 1983). Es folgte eine stürmische Entwicklung zwischen 1970 und 1980, die zu einer wissenschaftlich basierten Implantologie als Therapie

fürhte und von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-,Mund- und Kieferheilkunde 1982 anerkannt wurde. Die heutige Wissenschaft betrachtet die Implantologie mit immer anspruchsvolleren Erfolgskriterien bezüglich Funktion, Ästhetik und Langlebigkeit. Die implantologische Versorgung von zahnlosen Kiefern, die Vermeidung von herausnehmbarem Zahnersatz speziell bei Freizuständen und auch ästhetische anspruchsvolle Restaurationen als Einzelzahnersatz sind heute Routineanwendungen.

Der Focus liegt neben der Verbesserung der Kaufunktion häufig auf Regeneration und Erhalt der knöchernen und weichgeweblichen Situation. Der Entwicklungstrend geht also in die Richtung präventiver Maßnahmen für Struktur- und Funktionserhaltung.

2.3 Einteilung dentaler Implantate

Die schnelle Entwicklung in der dentalen Implantologie hat zu einer Vielzahl an verschiedenen Implantatsystemen auf dem Markt geführt. Moderne Systeme bestehen aus einem rotationssymmetrischen, zylindrischen oder konischen Schrauben als Implantatkörper. Als Vorgabe für die Implantatlänge sind je nach Indikation 6-8 mm und maximal 16-18 mm vorgegeben, wobei der Durchmesser bei 3 mm Minimum liegt. Spezielle Indikationen werden bis maximal 5-7,5 mm empfohlen (Wagner und Al Nawas, 2004).

Eine mögliche Orientierung erfolgt nach Koeck und Wagner (2004), die nach bestimmten Gliederungsprinzipien eine Einteilung der Implantatsysteme bietet (siehe Tab. 1).

Bedeckung	<ul style="list-style-type: none"> • Offene Implantation • Geschlossene Implantation
Lage des Implantats	<ul style="list-style-type: none"> • Intramukös • Subperiostal • enossal
Implantatmaterial	<ul style="list-style-type: none"> • Metall (Titan) • Keramik • Kombinationen
Implantatform	<ol style="list-style-type: none"> 1. Pfostenförmig: <ul style="list-style-type: none"> • Schraube • Zylinder 2. Extension: <ul style="list-style-type: none"> • Blätter, Disk
Implantationszeitpunkt	<ul style="list-style-type: none"> • Sofortimplantation • Spätimplantation
Einheilungsmodus	<ul style="list-style-type: none"> • Einphasig • Zweiphasig
Prothetikkonzepte	<ul style="list-style-type: none"> • Rein implantatgetragene Versorgung • Verbundkonstruktionen • Deckprothesen

Tab. 1: Implantateinteilung nach Koeck und Wagner (2004, S.4)

2.3.1 Implantatdesign

Beim Implantatdesign gilt es zwischen der äußeren Form, dem Makrodesign, wie zum Beispiel einer Schraubenform, Zylinderform, Gewindesteigung, und der speziellen Oberflächenbeschaffenheit, dem sog. Mikrodesign, zu unterscheiden.

2.3.1.1 Makrodesign

Der Begriff Makrodesign beschreibt die äußere Form des Implantats. Auf diesem Sektor wurde in den letzten Jahrzehnten viel experimentiert. Die Entwicklungen

bezüglich des äußeren Implantatdesigns führten zu rotationsymmetrischen Formen, die als zylindrische Grundform oder als Schraube mit diversen Gewindemodifikationen erscheinen (siehe Abb. 2). Aktuell haben sich die Schraubimplantate aufgrund einer besseren Primärstabilität und geringerer Mikrobewegungen durchgesetzt. Es handelt sich hierbei um selbstschneidende Implantate, welche nach Präparation eines kreisrunden Implantatbetts in den Knochen eingedreht werden. Die spätere Sekundärstabilität, also der eigentliche Halt des Implantates, entsteht erst während der Einheilphase, in welcher der Knochen mit der Titanoberfläche des Implantates verwächst und einen festen Verbund bildet.

Das in dieser Studie verwendete Ankylos®-Implantatsystem (Dentsply Friadent, Mannheim) erscheint als zweiteiliges Implantat, bestehend aus dem Implantatkörper und dem Abutment. Der Implantatkörper entspricht der in der Literatur geforderten Form einer zylindrischen Schraube.

Das Ankylos® Implantat (Dentsply Friadent, Mannheim) kann als Sofortimplantat direkt nach Zahnverlust oder als Spätimplantat in die bereits ausgeheilte Alveole inseriert werden. Der Trend geht hier zur verzögerten Sofortimplantation (Finne et al., 2007).



Abb. 2 : Konische, zylindrische, zahnwurzelförmige Gestaltung der Implantatkörper (Quelle: www.dr-henzler.de)

2.3.1.2 Mikrodesign

Das Mikrodesign, also die Beschaffenheit der äußeren Implantatoberfläche, hat einen maßgeblichen Einfluss auf die Einheilung eines Implantats. Man unterscheidet

hier im Wesentlichen zwei grundlegende Prinzipien: eine Oberflächenvergrößerung und bioaktive Oberflächen.

Bei der Oberflächenvergrößerung wird eine möglichst große Anlagerungsfläche für den Knochen geschaffen, womit eine flächige Verbundzone zwischen dem Implantat und dem Knochen entsteht. Um dies zu erreichen, wird die Oberfläche des Implantates mikrostrukturiert. Hierbei kommen sowohl abtragende (ablative) Techniken (Säuregeätzte und sandgestrahlte Oberflächen), als auch auftragende (additive) Techniken (Titanplasma beschichtete Oberflächen) zum Einsatz.

Beim Einheilungsprozess eines Implantates läuft eine Vielzahl von Reaktionen auf zellulärer Ebene an der Implantatoberfläche ab. Ziel einer bioaktiven Oberfläche ist es, die Osteoblastentätigkeit an der Implantatoberfläche zu fördern, damit sie möglichst schnell neue Knochensubstanz bilden und sich diese zirkulär um das Implantat ablagern kann. Man spricht in diesem Zusammenhang von einem „Biofilm“ aus verschiedenen molekularen Proteinen. Eine bioaktive Implantatoberfläche hat eine Beschleunigung der Ausbildung dieses Biofilms zur Aufgabe, wodurch die Ausbildung und Anlockung der Knochenzellen zunimmt.

2.3.2 Implantatmaterialien

Als Implantatwerkstoffe kommen vorwiegend alloplastische Materialien zum Einsatz. Hierunter werden Metalle und deren Legierungen, sowie Materialien mineralogischer Herkunft, also Keramiken, zusammengefasst. Die Vorteile dieser alloplastischen Materialien liegen neben der unbegrenzten Verfügbarkeit auch in ihrer einfachen Lagerung. Darüber hinaus lässt sich durch die Standardisierung der Herstellungsbedingungen ein gleichbleibendes Qualitätsniveau festlegen (Willmann, 1990). Nachteile sind sogenannte Fremdkörperreaktionen, bei denen eine Abweichung des normalen Gewebeerhaltens durch Anwesenheit eines Fremdmaterials zu erwarten ist. Somit stellt im pathohistologischen Sinne auch die bereits beschriebene Osseointegration eine besondere und in der Implantologie

durchaus gewünschte Form der Fremdkörperreaktion dar.

Analog zur hervorgerufenen Fremdkörperreaktion können Implantatwerkstoffe in bioinerte (reaktionslos im Gewebe lagernde), in bioaktive (aktiv am Einbau im Gewebe teilnehmende) und biozersetzbare (langsam im lebenden Gewebe auflösbare) Materialien unterteilt werden. Während bioinerte Materialien maximal zu einer Knochenanlagerung (Osseokonduktion) führen, werden bioaktive Stoffe über einen aktiven Verbindungsprozess im Knochen verankert (Osseointegration).

Titan ist nach wie vor der am häufigsten verwandte Werkstoff im Bereich der Implantologie und lagert sich über ein Implantat-Knochen-Verbundsystem ein. Es wird als Reinmetall eingesetzt und hat demnach einen Eisengehalt von 0,5%. Die Vorteile dieses Nichteделmetalls liegen in seinem geringen Gewicht, hoher Korrosionsfestigkeit, sowie einer guten Biokompatibilität bei ausreichenden mechanischen Festigkeitswerten. Bezüglich des E-Moduls und der Härte weisen Titan und seine Legierungen ähnliche mechanische Werte wie der Zahnschmelz auf und zeigen hinsichtlich der Scher- Biege- und Zugkraft sehr gute Eigenschaften (Al Nawas und Wagner, 2004).

Die in den letzten Jahren vermehrt zum Einsatz kommenden Implantate aus Hochleistungskeramiken, wie dem Zirkoniumdioxid, können ebenfalls analog zur hervorgerufenen Fremdkörperreaktion in bio-inert, bio-aktiv und bio-zersetzbar (Hydroxylapatit, Trikalziumphosphat) unterschieden werden. Implantate aus Zirkoniumdioxid sind derzeitiger Mittelpunkt vieler Forschungsprojekte und die Entwicklung deutet auch hier auf gute Ergebnisse mit dieser Hochleistungskeramik hin.

2.3.2.1 Anforderungen an ein Implantatmaterial

Als Grundsatz für alle Implantatmaterialien gilt der Ausschluss einer lokalen und allgemeinen Schädlichkeit. Zur Beurteilung der implantologischen Wertigkeit eines

Materials gelten in der Literatur die in Tabelle 2 aufgeführten Anforderungen.

1. Unschädlichkeit	akarzinogen atoxisch antigenfrei nicht radioaktiv
2. biologische Kompatibilität	keine Fremdkörperreaktion Einbeziehung in den Lagerstoffwechsel Biologische Stabilität (Resorptionsstopp)
3. mechanische Kompatibilität	ausreichende mechanische Festigkeit Korrosionsfestigkeit isoelastische Beziehung zum Lagergewebe
4. Funktionalität	ästhetisch tolerabel gute Reinigungsmöglichkeit röntgenopak
5. Handhabung	Sterilisierbarkeit Entfernbarkeit Bearbeitbarkeit
6. Finanzierbarkeit	

Tab. 2: Anforderungen an Implantatmaterialien (Quelle: Tetsch P, 1991)

Osborn und Weiss (1978) beschreiben das Metall als optimale Lösung dieser Anforderungen, während Keramiken und Gläser, vor allem die Hydroxylapatitkeramik, welche dem Knochen am ähnlichsten scheint, das Ideal der Biokompatibilität darstellen. Die ausgewogene Relation der mechanischen Eigenschaften lässt, wie bereits erwähnt, das Titan immer noch als Implantatwerkstoff der Wahl erscheinen.

Die aktuellen Hochleistungskeramiken, wie das Zirkoniumdioxid, zeigen sich hinsichtlich ihrer physikalischen Eigenschaften mit nahezu unphysiologisch hohen Werten, die sogar die von Stahl zu übertreffen scheinen. Keramiken sind Werkstoffe aus gefertigten Sinterprodukten, die sich aus anorganischen, nicht-metallischen und hochschmelzenden Ausgangsstoffen zusammensetzen. Die Suche nach verbesserten Festigkeitswerten der Oxidkeramiken hat zu den Zirkoniumdioxidkeramiken geführt, welche mit Yttriumoxid oder Magnesiumoxid als Stabilisator

gestützt werden. Für diese Art von Keramik wurden schnell sehr hohe mechanische Festigkeitswerte beschrieben (Christel et al., 1989).

2.3.3 Implantatsysteme

Die Anforderungen an die heutigen dentalen Implantatsysteme unterliegen in erster Linie chirurgischen, prothetischen und parodontalen Kriterien (siehe Abb.3). Neben der Wirtschaftlichkeit und Funktionalität, die auch eine Forderung nach guten Langzeitergebnissen beinhaltet, wird auch die Praktikabilität immer mehr zum Mittelpunkt. Man tendiert zu einfacheren Systemen, die universell einsetzbar sind mit genormten Pfosten, welche zur Aufnahme von individuellen Suprastrukturen dienen können (Spiekermann, 1990).

Chirurgische Bedingungen an eine optimale Implantation zielen auf eine möglichst gewebeschonende Bearbeitung des knöchernen Implantatbetts mittels genormter Instrumentarien ab.

Um bei der Implantation thermische Schäden und eine spätere Nekrose des knöchernen Implantatbetts zu vermeiden, ist die Anwendung von Normbohrern, deren Gestaltung ein niedertouriges Arbeiten erlaubt und eine Ausstattung mit Innenkühlung gewährleistet, heutiger Standard. Weiterhin sollte eine sterile Verpackung des Implantats und der Zubehörteile als Grundvoraussetzung für chirurgisches Arbeiten gewährleistet sein.

Allgemeine Forderungen:

- experimentelle und klinische Prüfung
- Funktionalität
- Ästhetik
- Praktikabilität
- Wirtschaftlichkeit

Chirurgische Forderungen:

- genormtes und klar gekennzeichnetes Instrumentarium
- Präzisionspassung der einzelnen Elemente
- keine Beschichtung des Implantatkörpers,
- schraubenförmiger, konischer oder wurzelanaloger Implantatkörper
- Sterile Verpackung
- Bohrer mit Innenkühlung

Prothetische Forderungen:

- große Bandbreite an individuellen Lösungsmöglichkeiten (Pfeosten)
- übersichtliches Handling der Aufbauteile
- stabile Verbindung zwischen Abutment und Implantat („Tube in Tube“)
- Rotationsschutz (innen oder außen gelegener „Hex“)
- definierte Kräfte (Drehmoment)

Parodontale Forderungen:

- polierte Implantathälse mit ovalem oder runden Querschnitt
- Möglichkeit zur Parodontalhygiene

Abb. 3: Anforderungen an Implantatsysteme (Quelle: Tetsch P, 1991)

Um einen Langzeiterfolg und eine gesicherte Osseointegration des Implantates sicher zu stellen, sollte eine unbelastete Einheilungszeit des Implantats berücksichtigt werden. Im Unterkiefer legt man sich in der Regel auf einen Zeitraum von 3 und im Oberkiefer von 6 Monaten fest.

Um eine große Bandbreite an unterschiedlichen Situationen mittels implantatgetragener Restaurationen versorgen zu können, bieten die verschiedenen Implantatsysteme eine große Palette an unterschiedlichen Aufbaupfeosten. Dies erlaubt eine große Variabilität bei der Planung der späteren prothetischen Versorgung. Übersichtliches Instrumentarium, sowie leicht zu benutzende Systemteile erleichtern zudem das praktische Vorgehen am Patienten. Eine gesicherte und rotationsstabile Verbindung zwischen Implantatkörper und Abutment ist mittlerweile der Standard moderner Implantatsysteme.

Eine nach parodontalhygienischen Gesichtspunkten günstige Implantatgestaltung bzw. Gestaltung der Aufbauteile sollte eine intensive Mundhygiene ermöglichen. Dentale Zwischenräume sollten ausreichend groß dimensioniert sein, um Platz und

eine „Führungsfunktion“ für Hygienemittel wie Interdentalbürsten oder Superfloss zu schaffen. Zudem fördert eine gute Reinigungsmöglichkeit die Motivation und somit auch die Compliance des Patienten. Glatte Oberflächen, idealerweise aus Keramik, bieten zudem den Vorteil einer deutlich verminderten Plaqueakkumulation (D’Hoet und Lukas, 1987; Krekeler et al., 1990; Tetsch und Spörlein, 1986).

2.4 Implantatprothetik

Die prothetische Planung implantatgetragener Restaurationen greift weitgehend auf Methoden der konventionellen prothetischen Therapie zurück. Verglichen zu früheren Jahren werden heute in der Regel deutlich mehr Implantate gesetzt, da Implantate schon frühzeitig im Restzahngebiss als prothetische Pfeiler dienen können. Ein implantologischer Eingriff sollte also unter prothetischen Gesichtspunkten mit dem Ziel einer funktionellen und ästhetischen Rehabilitation des Kauorgans erfolgen und durchgeführt werden. Auch hier gilt der Anspruch an die einzelnen dentalen Implantatsysteme, die Zubehörteile für Abformungen und Aufbauten auf ein Minimum zu reduzieren und eine Präzisionspassung der einzelnen Systemteile zu gewährleisten.

Grundlegend sollte eine detaillierte Analyse der klinischen Situation erfolgen. Neben der Schleimhautdickenmessung sollten spezielle Messvorgänge mittels Messzirkel und Tastlehren stattfinden, um das vertikale und horizontale Knochenangebot festzulegen. Die mit einem Mittelwertartikulator und einer zentrischen Bissnahme einartikulierten Modelle stellen eine weitere Voraussetzung zur adäquaten Diagnostik dar. Komplizierte prothetische Situationen sollten auch durch ein Wax-up und Set-up präoperativ diagnostiziert werden können. Ziel ist es, eine individuell optimale Kraftwirkung auf den Knochen zu erreichen, die durch eine gezielte Belastung des Implantats entsteht.

2.4.1 Implantatabutments

Die Implantatabutments können als Verbindungsglieder zwischen Implantatkörper und einzugliedernder prothetischer Versorgung betrachtet werden. Sie werden bei den meisten modernen Implantatsystemen mit dem Implantatkörper verschraubt und können vom Hersteller konfektioniert oder individualisiert angeliefert werden.

Die Modifikation von vorgefertigten Abutments oder das Individualisieren bringt zum einen ästhetische und funktionelle Vorteile, indem zum Beispiel eine bessere Adaptation der Krone an die gegebene Mundsituation gewährleistet werden kann. Bei den konfektionierten Abutmentgeometrien wird ein natürliches Emergenzprofil häufig nicht erreicht. Vor allem im Bereich der Molarenkronen weicht der Durchmesser stark von dem Implantatdurchmesser ab. Um die konfektionierten Abutments dennoch gingivaformend einzugliedern, muss der Präparationsrand häufig subgingival angelegt werden. Die erschwerte Entfernung der Zementreste und das Versetzen der bakterienbehafteten Schnittstelle zwischen Implantat und Aufbau in die Nähe des pathologischen Bereichs erhöht das Risiko einer Periimplantitis. Ein individuelles Abutment ist außerdem indiziert, wenn der Neigungswinkel des Pfostens an die Achsrichtung der Nachbarzahnkrone angeglichen werden soll.

Einer Studie von Park zufolge, die das Frakturverhalten von konfektionierten und individuellen Zirkoniumdioxidabutments unter Abzugskräften prüft, konnte festgestellt werden, dass die individuellen Abutments stabiler schienen, wobei sich hier die marginale Passgenauigkeit verschlechterte. Die Ergebnisse bezüglich des Frakturverhaltens der verschiedenen Abutmenttypen lagen innerhalb der klinischen Toleranz (Park et al., 2012).

Ein möglicher Einfluss auf das Frakturverhalten der Zirkoniumdioxidabutments könnte sowohl die Präparation des Stumpfes als auch die Wandstärke des Materials sein. Dieser Aspekt war Teil einer Studie von Att, in der für die genannten Parameter zwar eine Relevanz bezüglich des Frakturverhaltens nachgewiesen werden konnte, welche sich aber innerhalb der klinischen Toleranzen bewegte (Att et al., 2012).

Als Werkstoff für Implantatabutments dient meist Titan, welches retrospektiven in-vitro-Studien zufolge weiterhin das stabilere Material darstellt (Gomes et al., 2011). Alternativ können aber auch Hochleistungskeramiken wie das Zirkoniumdioxid, dessen Verwendung in den letzten Jahren speziell in diesem Bereich stetig zugenommen hat, eingesetzt werden.

Bezüglich der Wirkung auf das perimplantäre Gewebe ließen sich Titan und Zirkoniumdioxid als „ähnlich biokompatibel“ einstufen (Kohal et al., 2004). Einer Studie nach Degidi et al. zufolge lässt sich nach der Untersuchung von Einheilkappen aus den beiden Materialien jedoch festhalten, dass das Zirkoniumdioxid durchaus einen positiveren Effekt auf das periimplantäre Weichgewebe zeigte, begründet durch die geringere Bakterienakkumulation und somit einem geringeren inflammatorischen Entwicklungspotentials auf das umliegende Gewebe (Degidi et al., 2006).

Die Indikation für vollkeramische Abutments beläuft sich nach Prestipino und Ingber (1996) sowie Yildirim et al. (2000) auf die folgenden Situationen:

- Eine dünne Gingiva, die auf Grund des durchschimmernden Metalls ein ästhetisches Problem mit sich bringt.
- Das Implantat ist nicht ausreichend tief in das Weichgewebe inseriert
- ästhetisch anspruchsvolle prothetische Restaurationen mit hoher Belastbarkeit

Ungeachtet des Materials kann man zwischen ein und zweiteiligen Aufbauten unterscheiden. Einteilige, verschraubte Aufbauten haben einen Schraubenzapfen, der fest mit dem Prothetikpfosten verbunden ist und sich nicht immer rotationsstabil verankern lässt. Zweiteilige, verschraubte Aufbauten zeichnen sich durch einen Rotationsschutz in Form eines Sech- bzw. Achtkants oder einer speziellen Nut-Federverbindung aus (siehe Abb. 4).



Abb. 4: Konfiguration der Verbindung zwischen Implantat und Pfosten, hier: Innenhexagon links und Außenhexagon rechts abgebildet (Quelle: www.Osseosource.com)

Aufgrund dieser Verdrehsicherung lässt sich der Pfosten individuell und optimal reproduzierbar platzieren. Grundsätzlich lassen sich also bei entsprechender Gestaltung des Implantatkörpers mit zweiteiligen und rotationsstabilen Prothetikaufbauten vielseitigere Anwendungsmöglichkeiten und stabilere Verschraubungen realisieren. Die Festigkeit und Stabilität der Suprakonstruktion wird beeinflusst von der Implantatthals-Prothetikpfostenverbindung, wobei sich eine tief ins Implantat reichende Zapfenverbindung empfiehlt.

Bei den verschiedenen Befestigungsschrauben zur Verankerung des Abutments im Implantatkörper haben sich Einzelverschraubungen durchgesetzt. Tief liegende Teile des Aufbaus können so permanent belassen werden. Wie in vielen Studien beschrieben, ist eine mögliche Ursache für den Misserfolg implantatgetragener prothetischer Konstruktionen die Fraktur oder Lockerung der Abutmentschraube (Naert et al., 1992). Eine Minimierung des Schraubenlockerungs-Risikos durch Weiterentwicklungen der Implantat-Abutment-Verbindung ist diesbezüglich ein Verbesserungsansatz (Steinebrunner et al., 2005 a).

Weiterhin haben sich in der Gestaltung stabile, starre Aufbauten im Gegensatz zu

nachgiebigen etabliert. Man unterscheidet in der Anwendung je nach Implantatachsenrichtung und Ausrichtung der klinischen Krone zwischen geraden und abgewinkelten Prothetikpfosten, wobei letztere bei größeren Abweichungen zwischen den genannten Faktoren eingesetzt werden, um eine prothetische Versorgung des Implantats zu ermöglichen (siehe Abb. 5).



Abb. 5: Verschiedene Implantatabutments von links nach rechts: Konfektionierte Formen, Locator, Kugelkopfanker, abgewinkelte individuelle Formen
(Quelle: www.csimages.smilesavershungary.co.uk/Site/Images/DentallInfo/abutment_selection.jpg)

2.4.2 Zementierte und verschraubte Restaurationen auf Implantaten

Implantatgetragene prothetische Suprakonstruktionen können mittels Schraubensicherung oder Zementierung befestigt werden. Beide Mechanismen weisen im Vergleich Vor- und Nachteile auf.

Auf Grund des limitierten Interokklusionsabstandes lässt sich eine Restauration im hinteren Mundraum durch Zementierung einfacher eingliedern als eine verschraubte Alternative. Auch der Kostenaufwand für zementierte Restaurationen ist labortechnisch und materialbedingt geringer (Hebel & Gajjar, 1997). Im Gegensatz dazu zeigen sich Befestigungsschrauben bei geringer Abutmenthöhe als die bessere Alternative. Die Fixierung einer Restauration kann durch definitive, semipermanente oder provisorische Zementierung erfolgen (Breeding et al., 1992); dabei ist die Auswahl des Zementes von entscheidender Bedeutung (Michalakis et al., 2003).

Bei einer notwendigen Reparatur der Restauration oder einem Lösen des Abutments

ist die Wiederabnahme ein unumgänglicher Schritt, welcher durch die verschraubte Variante problemlos zu bewältigen ist. Bei zementierten Konstruktionen könnte es bei der Abnahme zu Schädigungen der Restauration kommen und bei zu großem Kraftaufwand sogar das Innengewinde des Implantats gefährden (Chee et al., 1999). Die Wiederabnahme steht auch bei Hygienemaßnahmen weiterhin im Mittelpunkt, da aufgrund der steigenden Zahl an funktionstüchtigen Implantaten weiterhin Probleme wie Periimplantitis zu berücksichtigen sind (Becker et al., 1990, Meffert, 1992).

Okklusale Schraubenstollen führen durch farblich unzureichend abgestimmte Kunststoffverschlüsse oder sogar das Sichtbarsein der Schraubenköpfe meist zu einem limitierten ästhetischen Ergebnis. Daher geht der Trend weiter dazu auf einfachen konischen Prothetikpfosten die Zahnersatzkonstruktion zu zementieren.

Verschiedene Faktoren in der aktuellen Entwicklung führen dazu, dass verstärkt keramische Abutments Verwendung finden. Metallische Distanzhülsen lassen die Gingiva häufig dunkel erscheinen und stören so besonders bei Einzelzahnrekonstruktionen im Frontbereich die Gesamtästhetik. Bei weißen Pfosten hingegen haben wir ein natürlicheres Erscheinungsbild. Weiterhin können aus weißen Stümpfen ästhetisch besonders hochwertige Vollkeramikronen eingesetzt werden deren Ränder nur leicht infrasukulär positioniert werden können. Bei eventuellen Gingivarezessionen ist das Gesamtbild bei einem weißen Pfosten weniger gestört.

Kritisch betrachtet lassen sich aber auch einige Einschränkungen dieser Keramikkonstruktionen finden. Die industriell gefertigten Pfosten sind bruchgefährdet und lassen sich schwer bearbeiten und durch das Anziehen der Befestigungsschraube kommt es zum Verspannen der Aufbauten und somit zu Mikrorissen in der Verblendkeramik.

Einen möglichen Lösungsansatz bieten keramische Hülsen mit Metallkern (siehe Abb. 6, Friadent, Ankylos TitaniumBase).



Abb. 6: Ankylos TitaniumBase Aufbau; Äußere Keramikhülse mit Metallkern und vollkeramischer Krone (Quelle: www.dentsply-friadent.com)

2.5 Dentalkeramiken

2.5.1 Definition der Dentalkeramiken

Keramische Werkstoffe sind nichtmetallische, anorganische Verbindungen, die zu mindestens 30% eine kristalline Struktur aufweisen und in Wasser nicht löslich sind.

Die kristallinen Körper werden aus einem Pulver über einen sog. Sinterprozess in den festen Zustand überführt. Man versteht darunter das Grundprinzip des Brennens. Bei diesem Brennprozess kommt es zu einer festen Verbindung, nicht aber zu einem Verschweißen der Teilchen innerhalb des Werkstücks (Pospiech et al., 2004). So ergeben sich die typischen Eigenschaften der Keramiken.

Hohe Festigkeitswerte, Formbeständigkeit, Biokompatibilität und eine geringe Wärmeleitfähigkeit sind die grundlegenden Charakteristika eines keramischen Werkstoffs (Kunzelmann et al., 2007). Entscheidend sind hierbei die beschriebenen chemischen Bindungen der molekularen und atomaren Teilchen im Kristallgitter.

Dentalkeramiken bestehen aus ähnlichen Grundstoffen wie Porzellan. Quarz, Kaolin und Feldspat, deren prozentualer Teil variiert, zählen hierzu.

Aktuell machen vor allem die biologische Verträglichkeit, eine geringe Plaque-

akkumulation an der glasierten Oberfläche und die natürliche Ästhetik den Einsatz keramischer Restaurationen in der Zahnmedizin attraktiv (Strub et al., 2005; Lauer und Weigl, 2005; Abboud und Stark, 2003; Pospiech et al., 2004). Entscheidende Nachteile der keramischen Werkstoffe sind hingegen die Sprödigkeit und die damit verbundene Neigung zum plötzlich auftretenden „Sprödbruch“ des Materials (Ludwig K. et al., 2004).

2.5.2 Geschichte der Dentalkeramiken

Der Begriff „Keramik“ stammt aus dem Altgriechischen. „Keramos“ (gebrannte Erde) und war die Bezeichnung für das Tonmaterial und die aus ihm durch den Brennvorgang entstehenden Werkstoffe.

Heutige Dentalkeramiken entstammen dem Porzellan, ein sehr edles Keramikmaterial, welches seit dem 700 n.Chr. in China hergestellt wird. In Europa wurde Porzellan erst zu Beginn de 18. Jahrhunderts hergestellt.

Böttcher gelang 1709 unter Verwendung von Kaolin die Herstellung des Hartporzellans. Der Apotheker Duchateau stellte 1783 zusammen mit dem Zahnarzt Chémant die ersten künstlichen Porzellanzähne her. Die „Jacketkrone“ von C.H.Land war der nächste Ansatz bei der Herstellung von keramischem Zahnersatz. Das Prinzip der „Jacketkrone“ (Mantelkrone) war das Aufbrennen von Keramik auf Platinfolie. Ein wesentlicher Nachteil dieser Konstruktion war jedoch die mangelnde Stabilität und die Tatsache, dass sich die Platinfolie beim Aufbrennen der Keramik häufig verzog und somit die Passgenauigkeit der Restauration litt (Eichner et al., 1996).

Ein wesentlicher Durchbruch gelang mit Einführung der Metallkeramik in den 50er und 60er Jahren mit dem Patent von Weinstein in den USA. Er stellte eine Aufbrennkeramik mit erhöhtem Kaliumoxidgehalt vor, wodurch eine geringere Differenz des Wärmeausdehnungskoeffizienten von Metall und Keramik erreicht

wurde. Dies ermöglichte ein Aufbrennen der Keramik auf Metall, ohne die Gefahr von Abplatzungen des Materials. Infolgedessen boten auf dieser Basis die Firmen Vita Zahnfabrik 1962 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) und Degussa (Degussa, Düsseldorf) das erste europäisch entwickelte metallkeramische System an (Krumbholz, 1996; Strub, 1992).

Ein ästhetisch zunächst befriedigendes Ergebnis und ein ausreichend hohe klinisches Erfolgsresultat (Kerschbaum, 1995) machen die Metallkeramik bis heute zum am häufigsten eingesetzten Zahnersatz weltweit. Trotzdem führten Faktoren wie unnötig große Legierungsauswahl, schlechte Qualität einzelner Legierungen, Verarbeitungsmängel und Korrosionserscheinungen bei unzureichender Mundhygiene (Kappert et al., 1994) zur Suche nach Alternativen. Ästhetische Mängel wie Gingivaretraktionen, Allergien und mögliche parodontologische Erkrankungen sind weitere klinisch relevante Nachteile metallkeramischer Restaurationen.

So kam es in Kombination mit einem stetig wachsenden Bedürfnis nach verbesserter Ästhetik und Biokompatibilität 1980 zur beginnenden Entwicklung vollkeramischer Systeme. Das Weglassen des opaken metallischen Gerüsts führte zu einer verbesserten Farbanpassung durch natürlicher wirkende Lichtbrechung und Lichtreflexion im Mund. Die höhere chemische Stabilität der Keramiken führt zudem zu einer höheren Biokompatibilität im Vergleich zur Metallkeramik (Marx, 1993).

2.5.3 Einteilung der Dentalkeramiken

Dentalkeramiken unterliegen verschiedenen Einteilungskriterien. Hierzu zählen unterschiedliche Herstellungsverfahren, Anwendungsbereiche, Befestigungsverfahren und die werkstoffkundliche Zusammensetzung. Letztere beinhaltet neben dem chemischen Aufbau auch die Unterscheidung der Festigkeitswerte.

2.5.4 Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung

Nach Pospiech werden zwei Hauptgruppen bezüglich der werkstoffkundlichen Zusammensetzung unterschieden – die Silikatkeramiken und die Oxidkeramiken (Pospiech et al., 2004).

Zu den Silikatkeramiken gehören die Feldspat- und Glaskeramiken. Die Feldspatkeramiken zählen zu den üblichen Verblendkeramiken. Sowohl Metallgerüste als auch Keramikgerüste werden verblendet, wobei die Stabilität von dem Verbund zum Gerüst abhängt (Strub et al., 2005).

Silikatkeramiken weisen neben den üblichen Basisstoffen einen erhöhten Glasanteil auf, was eine verbesserte Ästhetik ermöglicht, aber auch die Festigkeit limitiert. Die gute Ästhetik bietet den Einsatz von Silikatkeramiken als Verblendschalen im Frontzahnbereich und in Form von Inlays oder Onlays im Seitenzahnbereich. Eine adhäsive Befestigung scheint zur Sicherstellung der Stabilität erforderlich (van der Zel, 2007).

Die Oxidkeramiken (Aluminiumoxid, Zirkoniumdioxid) sind feldspatfrei und zählen zu den einphasigen, sogenannten synthetischen Keramiken. Aluminiumoxid, Magnesiumoxid, Zirkoniumdioxid bilden unter anderem die Oxide und hierbei zusammen mit bestimmten Kristallen (Hydroxylapatit, Lithiumdisilikate) das Grundgerüst des Gefüges. Durch den reduzierten bzw. nicht vorhandenen Glasanteil kommt es zu hohen Festigkeitswerten, die auf der anderen Seite jedoch ästhetische Einbußen haben. Als Konsequenz daraus werden aktuelle Hochleistungskeramiken, vor allem als Gerüstwerkstoff für vollkeramische Kronen und Brücken, im Seitenzahnbereich verwendet (Kappert und Krah, 2001; Kappert, 2007).

2.5.5 Einteilung nach Herstellungsverfahren

Grundsätzlich lassen sich zwei Herstellungsverfahren unterscheiden - additive und subtraktive Methoden (Abb. 7). Die Formsinterung, sowie das Guss- und Pressverfahren stellen hierbei die additiven Verfahren.

Zu den subtraktiven Verfahren zählen unter anderem die verschiedenen CAD/CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) Systeme (siehe Abb. 7). Es handelt sich hierbei um computergesteuerte Frässysteme, welche die per Computer erstellte Konstruktion aus einem Rohling herausfräst. Die CAD/CAM-Technologie ermöglicht die Verarbeitung hochfester Keramiken wie der des Zirkoniumdioxids.

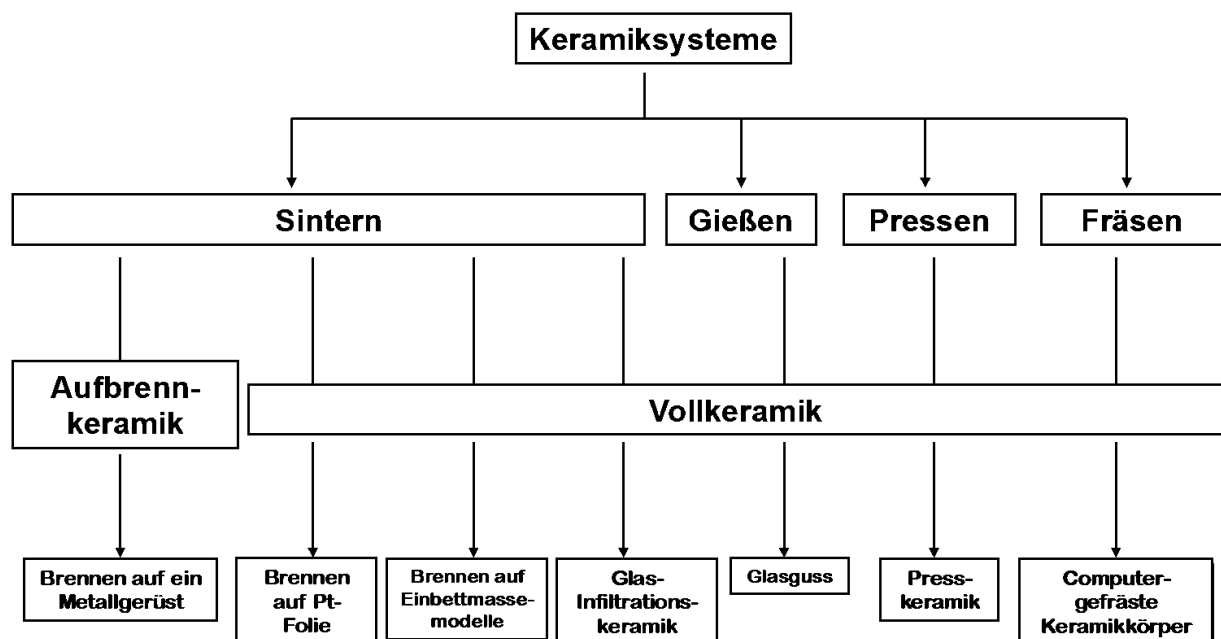


Abb. 7: Keramiksysteme – eine Übersicht (Pospiech, 2007)

2.5.6 Zirkoniumdioxidkeramiken

Die nötigen Ausgangsstoffe zur Gewinnung von Zirkoniumdioxid sind das Zirkon, welches für das Mineral Zirkonsilikat steht ($ZrSiO_4$) und das Baddeleyit, das als monoklines ZrO_2 mit Verunreinigungen durch Siliziumoxid und Eisenoxid vorliegt. In seiner silikatischen Form wird das Zirkonium vor allem bei der Gewinnung der Titanerze Ilmenit und Rutil gebildet. Das Baddeleyit hingegen entsteht bei der Kupfer- und Uranförderung in Südafrika.

Je nach Temperatur liegt das Zirkoniumdioxid in drei verschiedenen Kristallphasen vor (Schweiger, 2004; Pospiech et al., 2004; Manicone et al., 2007). ZrO_2 hat unterhalb des Schmelzpunktes von $3.080^\circ C$ eine kubische Kristallstruktur, welches durch einen Abkühlungsprozess unter $2.370^\circ C$ in eine tetragonale Phase übergeht und unter $1.250^\circ C$ weiter zum monoklinen Baddeleyit wird. Der Volumenzuwachs bei der letzten Umwandlung beträgt ca. 3-5% (siehe Abb. 8).

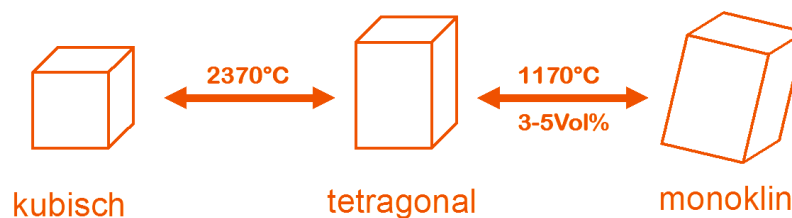


Abb. 8 : Phasentransformation von Zirkoniumdioxid (Pospiech et al., 2004, S.52)

Durch die Expansion während der Abkühlungsphase entstehen Risse und Spannungen, die das gesinterte Material zerstören können (Pilathadka et al., 2007) und den Einsatz von stabilisierenden Oxiden erfordern (Cereoxid oder Yttriumoxid). Durch die Zugabe dieser Stoffe kommt es zu einer Umgehung der Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin (Pospiech et al., 2004; Kelly und Derrry, 2008). Die Kristalle aus Y-TZP („Yttrium-stabilized Tetragonal Zirkonia Polycrystals“) können im metastabilen, tetragonalen Zustand verharren und der Festigkeitssteigerung der Keramik dienen (Weber und Rieger, 2001).

Eine Rissbildung in der Keramik führt zu einer Umwandlung der Kristalle in die monokline Form, welches einen Volumenzuwachs mit sich bringt und somit eine weitere Ausbreitung des Risses an der Spitze unterdrückt (siehe Abb. 9).

Durch das sogenannte „Hot-Isostatic-Pressing“ (HIP), einer speziellen Form der Nachbearbeitung bei hohem Druck (500-2000 bar) und hohen Temperaturen (1500°C) werden Festigkeitswerte des ZrO_2 von bis zu 1500 MPa realisiert.



Abb. 9: Transformationsfestigung des Zirkoniumdioxid (Pospiech, Tinschert, Raigrodski: Keramik- Vollkeramik (2004), 3M Espe AG, Seefeld)

a.): Umwandlung der ZrO_2 -Teilchen ausgelöst durch Spannungsspitzen oder Risse

b.) Rissverzerrung aufgrund der Raumforderung bei Modifikationsumwandlung der ZrO_2 -Teilchen

2.5.7 Grünlings- und Weißlingsbearbeitung

Das Zirkoniumdioxid kann in drei Formen verwendet werden-als Grünling, Weißling oder im gehippten (HIP) Zustand. Eine Verarbeitung der Materialien erfolgt hierbei in der Regel über ein CAD/CAM-System. Kaltisostatische Pressverfahren ermöglichen die Aufbereitung von den reinen Rohstoffen zu porösen, kreideähnlichen Grünlingen. Die Konsistenz des Materials erleichtert die Bearbeitung, bringt aber auch Transport und Handhabungsproblematiken mit sich.

Es erfolgt eine Vorsinterung auf 55-70% Dichte und das festigkeitsgesteigerte Ergebnis wird dann Weißling genannt (Tinschert et al., 2007 b). Der Weißlingskörper hat als bereits vorgesintertes Material eine ausreichende Eigenfestigkeit, was eine sichere Bearbeitung ermöglicht. Das Werkstück unterliegt beim Brennprozess einer Sinterungsschrumpfung und wird somit ca. 20-30 Vol% größer hergestellt.

Die Bearbeitung des Zirkoniumdioxids im vorgesinterten Zustand als Grünling oder

Weißling mit anschließender Durchsinterung ist die heute am häufigsten genutzte Methode. Die Weißlingsbearbeitung wird unter anderem bei den Systemen Cercon[®] (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) und Lava (3M ESPE, Neuss) verwendet (Schweiger, 2004; Lauer und Weigl, 2005; Pilathadka et al., 2007).

2.5.8 Verarbeitung im gehippten Zustand

Bei der Bearbeitung eines Zirkoniumdioxidrohrlings im gehippten Zustand ist das Material vollständig durchgesintert und heiß-isostatisch gepresst. Es hat somit seine maximale Endhärte erreicht. Nach dem Fräsvorgang erfolgt kein Sinterbrand mehr und somit kann es zu keinen Sinterverzügen mehr kommen womit auch die Anschaffung eines Sinterofens entfällt. Der Fräsvorgang mit Diamantwerkzeugen unter Wasserkühlung unterliegt längeren Schleifzeiten und einen höheren Verschleiß an Schleifkörpern (Lauer und Weigl, 2005; Klink, 2006; Pilathadka et al., 2007).

Hartbearbeitungssysteme sind zum Beispiel Precident (DCS), oder das Everest System (KaVo, Biberach) (Schweiger, 2004; Lauer und Weigl, 2005). Aufgrund des erhöhten Zeitbedarfs und des verstärkten Werkzeugverschleißes setzt sich die Bearbeitung teilgesintertter Materialien gegenüber der Bearbeitung von dichtgesinterten durch, was allerdings das Vorhandensein von Sinteröfen fordert. Das Fräsen und spätere Sintern in einem zentralen Fräszentrum erscheint daher oft als sinnvoller und wirtschaftlicher (Luthardt et al., 2007).

2.6 CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von Zahnersatz

2.6.1 Definition

Die CAD/CAM-Technologie beschreibt ein computergestütztes Verfahren, das die Konstruktion (CAD, „Computer-aided-Design“) und Fertigung (CAM, „Computer-aided-Manufacturing“) von Zahnersatz realisiert (Pospiech et al., 2004).

2.6.2 Entwicklungshintergrund

Bereits 1971 begann Francois Duret mit den ersten Überlegungen zu einem CAD/CAM-System. Er gilt seit 1985 mit der ersten Fräsung einer Krone mittels seines Durets-Systems als der Begründer dieser Technologie. Nachdem 1988 das Cerec-System eingeführt wurde (Schmidt et al., 1998, Bornemann et al., 2001) kam es zu vielen Forschungsversuchen bezüglich computergestützter Verfahren zu Herstellung von Zahnersatz. In den neunziger Jahren waren es verstärkt die riesigen Datenmengen, hohen Anschaffungskosten und Bedienungs-Problematiken, die das Interesse wieder zurückgehen ließen (Mehl, 2001).

Die letzten Jahre führten durch rasante Fortschritte in der Computertechnologie zum erneuten Einzug der CAD/CAM-Technologie in die Zahnmedizin und somit zu einer zweiten Entwicklungsphase (Becker 1996; Schmidt et al. 1998; Mehl 2001; Gojowi 2002). Zunächst war die Verarbeitung von Titan von primärem Interesse heute ist es vor allem das Beschleifen von Hochleistungskeramiken (Luthardt und Rudolph, 2001).

2.6.3 Dentale CAD/CAM-Technologie

Beim Digitalisieren eines präparierten Stumpfes wird zwischen intraoraler und extraoraler Datenerfassung unterschieden. Die „Chairside-Systeme“ ermöglichen eine Erfassung der intraoralen Situation mittels Kamera, wobei die Präparation direkt eingescannt wird und die so gewonnenen Daten eine umgehende Herstellung der Restauration ermöglichen (van der Zel, 2007). Bei den sog. „Labside-Systeme“ ist eine konventionelle Abdrucknahme und das Erstellen eines Arbeitsmodells, welches in einem zweiten Schritt eingescannt wird, im zahntechnischen Labor nötig.

Grundsätzlich werden bei CAD/CAM-gestützten Restaurationen die folgenden drei Arbeitsschritte unterschieden (Mehl und Hickel, 1999):

1. Digitalisieren der Präparation mittels Kamera oder Scanner (dreidimensional)
2. Visuelle Gestaltung der Restauration mittels Software (CAD)
3. Fertigung der Versorgung durch eine Fräseinheit (CAM)

Weiterhin unterscheidet man bei der digitalen Datenerfassung zwischen taktil-mechanischen und optisch-berührungsfreien Verfahren (Schmidt et al., 1998; Tinschert et al., 2001; Luthardt et al., 2007).

Die optischen Verfahren haben sich aufgrund der wesentlich schnelleren Verarbeitung durchgesetzt (Mehl et al., 1996; Luthardt et al., 2001). Bei der taktilen Vermessung sind es Punktsensoren (Abtastnadeln), welche die Oberfläche abtasten. Die hohe Genauigkeit dieser Methode bringt jedoch als Nachteil sehr lange Messzeiten mit sich (Mehl, 2001).

Bei den optischen Verfahren unterscheidet man eine Projektor- und eine Detektoreinheit, die zumeist gegenüber angeordnet sind. Das Objekt wird somit aus einer Richtung beleuchtet und aus der anderen optisch erfasst. Zur Vermessung wird ein Laser oder ein Weißlicht punkt- oder flächenhaft auf das Objekt gestrahlt. Punkt- oder Flächensensoren erfassen die Oberfläche und die Daten werden digital gespeichert (Becker, 1996; Willer, 1998). Mit den so gewonnenen Daten kann die Restauration nun am Bildschirm gestaltet werden (CAD).

Beim sich anschließenden Fräsvorgang liegt das zu bearbeitende Material in Form von industriell vorgefertigten Materialblöcken vor, die subtraktiv bearbeitet werden. Die industrielle Fertigung der Blöcke gewährleistet eine einheitliche Qualität der Gefügestrukturen des Materials. Im Vergleich zu konventionellen zahntechnischen Verfahren steht CAD/CAM daher auch für verbesserte Materialeigenschaften.

Heute kommen überwiegend keramische Werkstoffe wie das Zirkoniumdioxid (Raigrodski, 2004; Liu, 2005) in den Fräseinheiten zum Einsatz, wobei die Bearbeitung anderer Materialien (Metalllegierungen) ebenfalls möglich ist.

2.6.4 Aktuelle CAD/CAM-Systeme

Eine Vielzahl der aktuellen CAD/CAM-Systeme arbeitet mit Hilfe der optischen Erfassung und Digitalisierung eines zuvor hergestellten Arbeitsmodells aus Gips.

Das in dieser Studie verwendete Cercon[®]-System (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) verarbeitet vorgesinterte Zirkoniumdioxidrohlinge (Cercon base), die nach dem Fräsvorgang dichtgesintert werden.

Der zum System gehörende Cercon[®] eye Scanner bietet die Möglichkeit, das Modell mittels Laserschnittverfahren optisch abzutasten. Das Design der Kronen- und Brückengerüste erfolgt dann mittels einer speziellen Software. Diese Software (Cercon[®] art) ermöglicht die Gestaltung anatomischer Gerüststrukturen und eine individuelle Festlegung der Präparationsgrenze am Computer.

Der Gerüstentwurf wird dann an ein Fräsgerät übermittelt (Cercon[®] brain expert), welches eine berührungsfreie Abtastung und Generierung eines entsprechenden Datensatzes sowie das Fräsen des Zirkoniumdioxidrohlings ermöglicht. Um die spätere Sinterschrumpfung auszugleichen werden die Rohlinge mit einer vorberechneten Überdimensionierung gefräst. Es ist nicht zwingend notwendig, dass jedes Labor ein eigenes Cercon[®] brain besitzt. Der Gerüstentwurf kann auch via Internet an ein zentrales Fräszentrum der Firma DeguDent (Compartis[®], Hanau/Wolfgang) übermittelt werden (Tinschert, 2007 a).

2.6.5. Befestigungsarten keramischer Restaurationen

Die Befestigungsverfahren vollkeramischer Restaurationen lassen sich in konventionelle und adhäsive Methoden unterteilen. Bei der konventionellen Zementierung kann z.B. Phosphatzement verwendet werden, während bei der adhäsiven Zementierung verschiedene Komposite oder Kompomere zum Einsatz kommen, wobei man nach den werkstoffkundlichen Eigenschaften der Keramik

entscheiden sollte (Behr, 2007).

Bei der konventionellen Zementierung kommt es zu einer rein mechanischen Haftung durch eine Erhöhung der Haftreibung, während die adhäsive Technik auf einem chemischen Verbund mit der Zahnhartsubstanz beruht. Eine in-vitro-Studie von Ernst zur Untersuchung der Retentionskraft selbstadhäsiv befestigter Zirkoniumdioxidkronen ergab, dass nicht die Kompliziertheit eines adhäsiven Befestigungsmaterials die Höhe der Retentionskraft bestimmt. Demnach kann ein sogenanntes „all in one“-Adhäsiv vergleichbare Festigkeitswerte wie ein klassisch adhäsives Mehrschritt-Befestigungsmaterial erreichen. Dies ist allerdings produktabhängig zu betrachten und wurde in der genannten Studie an Dentinstümpfen getestet (Ernst et al., 2008).

Hochleistungskeramiken wie das Zirkoniumdioxid mit einer Biegefestigkeit von über 1200 MPa können konventionell zementiert werden, während die Belastbarkeit der fragilen Glas- und Silikatkeramiken (Biegefestigkeit zum Teil unter 350 MPa) durch adhäsive Befestigung erhöht wird (Kern et al., 2008).

Die Belastbarkeit hängt vor allem von der Eigenfestigkeit der Restauration ab, welche von der Geometrie der Restauration und der physikalischen Eigenschaften der Keramik bestimmt wird. Konventionell befestigte Restaurationen fordern deshalb eine möglichst hohe Eigenfestigkeit und eine retentive Präparation (Frankenberger und Kern, 2004).

2.6.6 Befestigung implantatgetragener Restaurationen

Hinsichtlich der Kronenbefestigung auf Einzelzahnimplantaten ist, wie bereits erwähnt, häufig der Einsatz einer Zementierung angezeigt, um Rotationen zu vermeiden und eine ausreichende Ästhetik zu erreichen. Hier kann eine definitive von einer provisorischen Zementierung unterschieden werden. Die Vorteile einer definitiven Zementierung sind unter anderem die deutlich stärkeren Haftkräfte bei axialer Zugbelastung. Dies ist beim zementieren mit Harvard-Zement zu beobachten

und lässt sich auf die Zusammensetzung zurückführen. Als Zinkoxidphosphatzement weist dieser Zement durch eine sehr niedrige Oberflächenspannung, niedrige Viskosität und geringe molekulare Kohäsion nach dem Anmischen eine sehr gute Benetzbarkeit der zu verbindenden Oberflächen auf, wird dann aber zügig fest. Entsprechend gut kann der frische Zement in kleinste Risse und Spalten der zu verbindenden Flächen eindringen. Die anschließende Bildung von Kristallnadeln führt zu einer mechanischen Verkeilung, was die hohen Abzugskräfte erklärt. Zusätzlich bewirkt der hohe Anteil an Orthophosphorsäure in der flüssigen Phase einen „Reinigungseffekt“, der den Verbund besonders mit keramischen Oberflächen weiter erhöht (Juntavee et al.1992). Im Falle der provisorischen Zementierung, sind die speziell für die Befestigung von Implantataufbauten entwickelten semi-permanenten Zemente als „Sonderfall“ der Befestigungskomposite zu betrachten. Im Gegensatz zu den herkömmlichen Befestigungskompositen müssen diese Retentionskräfte in einem relativ niedrigen Bereich um die 100 N aufweisen, damit die Aufbauten für eventuelle Reparaturen oder Änderungen entfernt werden können, ohne das Implantat selbst zu lockern (Coskun 2012). Die Möglichkeit der Entfernung der Suprakonstruktion bei provisorischer Zementierung ist ein wichtiger Faktor hinsichtlich der Parodontalhygiene. Der zunehmenden Problematik der Periimplantitis kann durch eine regelmäßige Reinigung nach Abnahme der Suprakonstruktion entgegengewirkt werden.

Die relevanten Einflussfaktoren, die unter anderem zu einem Versagen des Haftverbundes führen können, sind die in der Mundhöhle auftretenden Temperaturwechselbelastungen und die Kaubelastung.

Eine verschraubte Kronenbefestigung wäre die Alternative, wobei hier die Ästhetik und das Handling, bedingt durch den okklusalen Schraubenzugang, Einbußen erhält. Es sollte zudem bei der Wahl der Befestigungsmethode individuell entsprechend der Rahmenbedingungen (Implantatsystem, Platzangebot, Verzahnungs- und Führungsverhältnisse, Ästhetik, Kronenrandzugänglichkeiten etc.) entschieden werden. Es werden häufig konfektionierte Schrauben aus Titan eingesetzt. Im Falle metallischer Suprakonstruktionsgerüste ist der Einsatz von Schrauben unbedenklich. Mit zunehmendem Einsatz von keramischen Abutments, aber auch Zirkoniumdioxid-

getragenen Suprakonstruktionen, werden Verschraubungen kritischer betrachtet, da an den Kontaktflächen Spannungen auftreten können, die zu einem Versagen der keramischen Bauteile führen können.

Die zahnärztlichen Zemente sind in der Regel ein Gemisch aus Pulver und Flüssigkeit, aus deren Mischung eine visköse Paste hervorgeht, die zu einem festen Material aushärtet. Die chemischen Grundlagen basieren zumeist auf einer Reaktion von Säure und Lauge, aus der ein Salzgel entsteht.

Vorangegangenen Studien zufolge könnte die Wahl der Befestigungsart einen Einfluss auf das Retentionsverhalten der Abutments haben. Da die Literatur bezüglich des gewünschten Retentionsmaßes bei der Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten noch keine eindeutige Systemempfehlung für die Zementierung hergibt, soll diese Fragestellung das Thema dieser Studie sein.

Die Wahl eines angemessenen Zementes sollte nach diesen Kriterien erfolgen (Agar et al., 1997; Pauletto et al., 1999) :

- Die erwartete Belastung und somit die notwendige Retention
- Die Abnehmbarkeit der Restauration (notwendig / nicht notwendig)
- Der Kostenfaktor
- Die Entfernbarkeit des Zementes.

Neuere Methoden nutzen sowohl die Effekte der adhäsiven Befestigung als auch die mechanische Retentionskraft, indem auf der einen Seite chemische Interaktionen zu den Fügeoberflächen aufgebaut werden und gleichzeitig durch die Fällungsreaktion ein Abbinden stattfindet. In dieser Studie wird unter anderem TempBond (Kerr), ein selbsthärtender Zement auf Zinkoxid-Eugenol-Basis, verwendet, der unter anderem zur Befestigung von provisorischen Kronen oder zur provisorischen Befestigung von Langzeitrestaurationen geeignet ist. Weiterhin wird ein dualhärtendes Kompositzement (Telio CS Cem Implant der Firma Ivoclar Vivadent) untersucht, welches speziell für die semi-permanente Befestigung definitiver Kronen und Brücken auf Implantatabutments hergestellt wurde. In-vivo

sollte beim Zementieren darauf geachtet werden, dass der Zementspalt nicht mehr als 1 mm subgingival angelegt wird, wobei hier individuell gefertigte Abutments mit einem idealen Emergenzprofil eine Lösung bieten.

Subgingival gelegene Zementreste, die nur schwer entfernbar sind gefährden die Konstruktion im Sinne eines Implantatspätverlustes durch eine Periimplantitis. Der Behandler sollte individuell festlegen ob eine provisorische reversible Befestigung der Krone kalkulierbar ist oder eine verschraubte Verfahrensweise notwendig ist (Kern und Wegner, 1998). Ein weitere Schwierigkeit von verschraubtem Zahnersatz auf Implantaten ist die Herstellung einer passgenauen und spannungsfreien Konstruktion. In diesem Zusammenhang bietet die Zementierung den Vorteil, Unebenheiten und Passungenauigkeiten im Mikrometerbereich auszugleichen und damit einen spannungsfreien Sitz des Zahnersatzes sicherzustellen. Der Kronentyp sollte durch die Prothetikpfosten je nach Implantatsystem und ggf. durch die Kronenbasen mitbestimmt werden.

Generell lässt sich aus aktuellen Studien zusammenfassen, dass sich für die Zementierung von Zirkoniumdioxidversorgungen besonders die kunststoffverstärkten Glasinomerezemente und teilweise selbstkonditionierende Universalzemente eignen (Van Meerbeck et al., 2004; Ernst et al., 2005; Nejatidanesh et al., 2012).

2.7 Zugversuche

Verbindliche Richtlinien über die Wahl des Befestigungszementes in der Implantologie sowie Angaben über minimale und maximale Haftkräfte existieren derzeit noch nicht. Um die Haftkraft der Zementssysteme zu bestimmen und zusätzlich den Einfluss der Abutmentgeometrien zu überprüfen, wurde die nötige Kraft in Newton gemessen, die zu einem vollständigen Abriss der Zirkoniumdioxidkrone von dem Implantatabutment führte.

Aus verschiedenen tierexperimentellen Untersuchungen, zum Beispiel der Bråne-

mark-Gruppe gehen Zugkräfte von Titanimplantaten oberhalb von 1000 N hervor. In anderen Untersuchungen werden allerdings häufig deutlich niedrigere Kräfte genannt. Weitere Faktoren wie die Größe und Geometrie von Implantat und Alveolarkamm, Oberflächenaufrauung oder –beschichtung, sowie der Aufbau des Abutments haben einen erheblichen Einfluss auf die Abzugsfestigkeit von Implantatkonstruktionen (Brånemark et al. 1998). In einer weiteren Studie zu gemessenen Abzugskräften von zementierten implantatgetragenen Suprakonstruktionen, ist eine deutliche Abhängigkeit vom verwendeten Zement und den Untersuchungsbedingungen zu beobachten. Keiner der Zemente eignete sich uneingeschränkt für die Befestigung von Vollkeramikronen auf Titanstümpfen. Tendenziell waren die Abzugskräfte bei Verwendung eines semi-permanenten Zementes zu niedrig mit einem Median von 55,5 N. Die Abzugskräfte des Harvard-Zements waren für den untersuchten Anwendungsbereich zu hoch mit einem Median von 645,5 N (Coskun, 2012).

Die Zugversuche werden mit der Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) durchgeführt. Die Maschine dient der statischen Materialprüfung für Zug-, Druck- und Biegeprüfungen an Werkstoffproben, Bauteilen und Komponenten. Eine spezielle Halterung, die für die Proben nötig war wurde neu konstruiert.

3 Material und Methoden

3.1 Allgemeines

Für diese Studie wurden an 60 auf Implantatabutments zementierten Einzelzahnkronengerüsten aus Zirkoniumdioxid Abzugsversuche durchgeführt, um die zur Dezementierung der Kronengerüste nötigen Kräfte zu ermitteln. Als variable Parameter dienten hierbei drei unterschiedliche Abutmentgeometrien, sowie unterschiedliche Zementsysteme:

- Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, semi-permanenter Zement)
- TempBond[®]NE (Kerr, Hamm, provisorischer Zement)

Die Einteilung der einzelnen Versuchsreihen stellte sich wie folgt dar:

Auf jeweils 10 Abutments gleicher Geometrie wurden die zugehörigen Gerüste mit einem der zwei Zemente befestigt und die zur Dezementierung nötigen Kräfte im Abzugsversuch ermittelt. Da die Zementierung mit 3 unterschiedlichen Geometrien erfolgte, ergaben sich also drei Messreihen mit jeweils 20 Gerüsten. Der beschriebene Abzugsversuch wurde mit jedem Zement (Telio CS Cem Implant, Ivoclar Vivadent, Ellwangen; TempBond[®]NE, Kerr, Hamm) durchgeführt. Somit ergab sich eine Gesamtzahl von 60 Messungen.

Mittels des unten beschriebenen CAD/CAM- Verfahrens wurden die Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid hergestellt, um diese auf den Implantatabutments zu zementieren. Die Zugversuche wurden mit der Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) durchgeführt und mittels „TestXpert“ (Software Zwick, Ulm) ausgewertet. Die Maschine dient der statischen Materialprüfung für Zug-, Druck- und Biegeprüfungen an Werkstoffproben, Bauteilen und Komponenten. Die nötige Kraft, welche zu einem vollständigen Abriss der Zirkoniumdioxidgerüste von dem

Implantatabutment führt, wurde in Newton gemessen. Eine spezielle Halterung, die für die Proben nötig war, wurde neu konstruiert (siehe Abb.10).



Abb. 10: Schematische Darstellung der selbst konstruierten Haltevorrichtung für die Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm)

3.2 Implantatsystem

Das in der Studie verwendete Ankylos[®]-Implantatsystem (Dentsply Friadent, Mannheim) verfolgt ein konisches Verbindungsprinzip zwischen Implantatkörper und Abutment. Es erscheint demnach als zweiteiliges Implantatsystem. Das Anzugsdrehmoment für alle Abutments liegt nach Herstellerangaben bei 15 Ncm. Bei den Abutmenttypen wurden folgende differenziert und eingesetzt:

- konfektionierte Abutments, 7,5 mm (supragingival) axiale Höhe, Konuswinkel von 5,7°
- Individuell gefertigte Abutments „niedrig“, 4,31 mm (supragingival) axiale Höhe, Konuswinkel von 4,8°
- Individuell gefertigte Abutments „hoch“, 6,79 mm (supragingival) axiale Höhe,

Konuswinkel von $4,8^\circ$

3.3 Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid

Zur Herstellung der Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid wurden die Abutments mithilfe des Cercon[®] eye Scanners (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) im Laserschnittverfahren eingescannt (siehe Abb. 11, 11.1).



Abb. 11: Cercon[®] eye Scaneinheit (Quelle: DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang)



Abb. 11.1: speziell entwickelte Maus Cercon[®] move (Quelle: Arbeitsgruppe Vollkeramik, München)

Hierbei verfolgen zwei Matrixkameras den räumlichen Verlauf der Laserlinie, welche das zu scannende Objekt abtastet. Eine dritte Kamera schafft ein Vorschaubild und

hilft bei der Zuordnung von Punkten beim Scanvorgang im Raum. Es entsteht ein dreidimensionales Videostandbild nach dem Prinzip der aktiven Triangulation, welches der Verzerrung eines auf das Abutment projizierten Streifenmusters folgt (Hellwig et al. 2007). Anschließend wurden die Kronen mit der zum System gehörenden Software Cercon[®] art (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) modelliert. Die Parameter betragen 0,5 mm für die Käppchenstärke, 70% für die Spacerfläche und 10 µm für den Spacer (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang).

Die Gerüste wurden im koronalen Drittel mit einem äußeren Überstand modelliert (jeweils nach vestibulär und oral), welcher als Verankerungspunkt für die Abzugsvorrichtung diente (siehe Abb. 14.1).

Die so erstellten Daten wurden via Internet an das firmeneigene Fräszentrum Compartis[®] (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) versandt und die Zirkoniumdioxid-Rohlinge entsprechend ausgefräst (Cercon[®] base, Hanau/Wolfgang).

3.4 Befestigungszemente

Die Befestigungssysteme wurden genau nach Herstellerangaben angewendet; beim Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) wurde die optionale, zusätzliche Lichthärtung mit 40 Sekunden Bestrahlung durch eine UV-Lampe durchgeführt. Alle überschüssigen Zementreste wurden umgehend mit einem Schaumstoffpellet entfernt.

3.4.1 Gewählte Zementsysteme:

3.4.1.1 Telio CS Cem Implant

Dieser dualhärtende Kompositzement von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) wurde speziell für die semi-permanente/reversible Befestigung von implantatgetragenen Kronen und Brücken hergestellt.

Seine Transparenz liefert bei der Befestigung bessere ästhetische Ergebnisse als opake Zemente. Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) ist röntgenopak und eugenolfrei. Der Zement wird in einer Doppelschubspritze unmittelbar während der Applikation angemischt wobei eine statische Mischkanüle für ein homogenes Vermengen der beiden Materialkomponenten sorgt (siehe Abb. 12).

Nach der Applikation des Zementes wurde die Zirkoniumdioxidkrone analog zum praktischen Vorgehen am Patienten von Hand mit leichtem Druck direkt auf das Titanabutment aufgebracht. Die Verarbeitungszeit beträgt bei Raumtemperatur (23°C) 2,5-3 Minuten. Die überquellenden Überschüsse wurden mit Hilfe eines Schaumstoffpellets entfernt. Die Lagerungszeit betrug 24 Stunden bei Zimmertemperatur.



Abb. 12 Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

3.4.1.2 TempBond®NE

Bei TempBond®NE (Kerr, Hamm) handelt es sich um einen selbsthärtenden Zement auf Zinkoxid-Basis, der eugenolfrei ist. Eugenol beeinträchtigt das Abbinden von Kunststoffen und die Festigkeit bereits abgebundener Kunststoffe. Bei der späteren Verwendung eines Befestigungskomposits für die keramische Suprakonstruktion ist ein eugenolfreies Material Mittel der Wahl. Er dient in der Regel zur temporären Befestigung von Kronen, Brücken oder Provisorien.

Auf einem Anmischblock wurden die zwei Pasten aufgetragen und mit einem Anmischspatel vermischt (siehe Abb. 13). Nach dem Anmischen wurde das Material gleichmäßig in einer dünnen Schicht in das Zirkoniumdioxidgerüst eingebracht. Dann erfolgte die unmittelbare Platzierung des Gerüsts auf dem Abutment.



Abb. 13: Provisorischer Zement TempBond® NE (Kerr, Hamm)

3.5 Vorbereitung der Prüfkörper

Um die Genauigkeit der Achsrichtung der Implantate zu sichern wurden sie mittels eines Parallelometers senkrecht zu ihrer Längsachse ausgerichtet (siehe Abb. 14.2). Eine einheitliche Ausrichtung sollte etwaige Kraftabweichungen bei den folgenden Abzugsversuchen verhindern. Die angefertigte Hohlform aus Metall wurde mit Vaseline isoliert und das Implantat in selbsthärtendem Zweikomponenten-Modellierkunststoff (Palavit G, Heraeus Kulzer, Wehrheim) 1,5 mm „subkrestal“ eingebettet. Nach der vollständigen Polymerisation konnte der erhärtete Kunststoff aus der negativen Metallform gedrückt werden. Das Palavit G wurde gemäß den Herstellerangaben angerührt und in einem Drucktopf unter 2 bar Druck mit 55°C warmem Wasser auspolymerisiert.

Der Durchtrittsbereich des Implantats aus dem Kunststoffblock wurde anschließend trichterförmig ausgeformt (siehe Abb. 14).

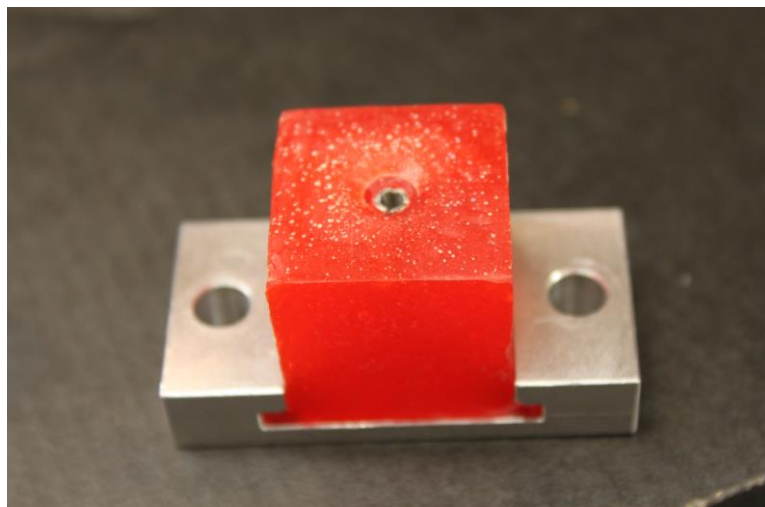


Abb. 14: Prüfkörper aus Kunststoff mit eingelassenem Implantat

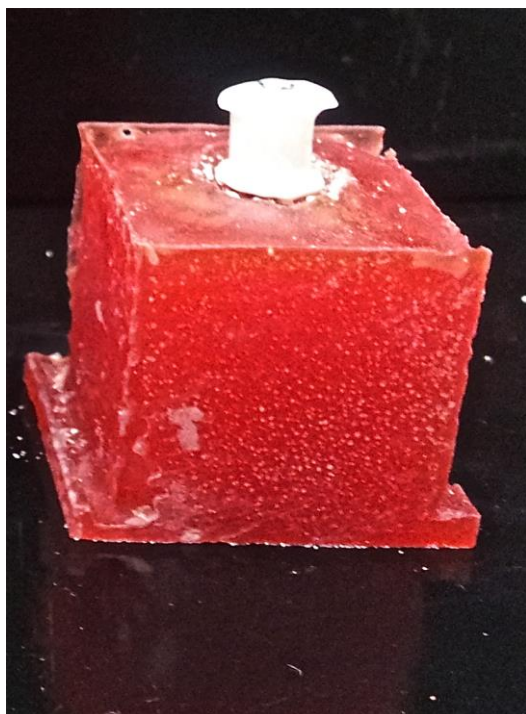


Abb. 14.1: Zementiertes Zirkoniumdioxid-Kronengerüst auf Implantat im Prüfkörper

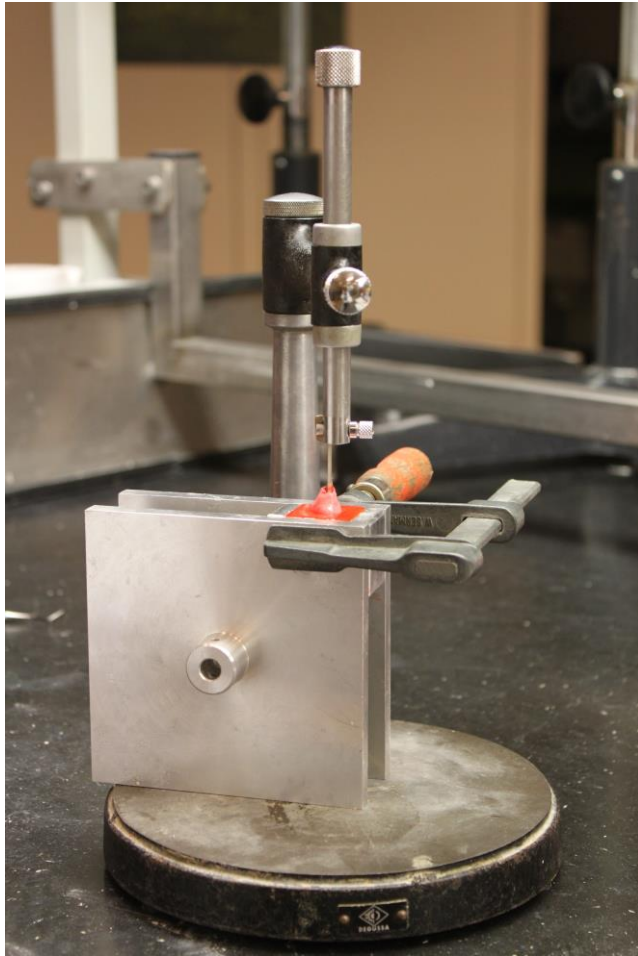


Abb. 14.2: Parallelometer zum senkrechten Einpolymerisieren der Implantatkörper

3.6 Abzugsversuch

Es waren zunächst einige Vorbereitungen notwendig bis die ersten Zugversuche mit der Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) starten konnten. Für die vorliegende Untersuchung musste eine Aufnahmeplatte aus Metall an der unteren Basis der Maschine erstellt werden, welche die Aufnahme der Prüfkörper mit den eingebetteten Implantaten ermöglichte (siehe Abb. 15). Kombiniert mit einer dazugehörigen negativ-Form, welche es ermöglichte immer wieder neue Prüfkörper aus Kunststoff einzubetten und die gleiche Form zu erhalten, die in unsere vorgesehene Halterung eingeschoben werden konnte (siehe Abb. 15.1).

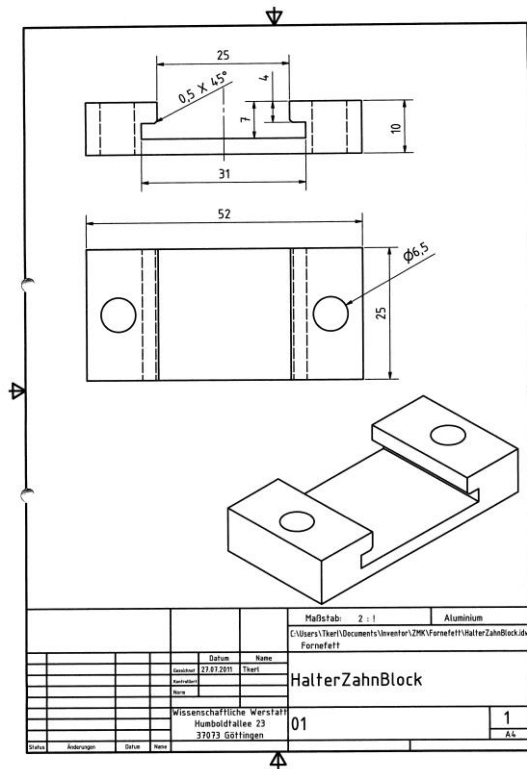


Abb. 15: Bauzeichnungen für Aufnahmeplatte an der unteren Basis der Maschine

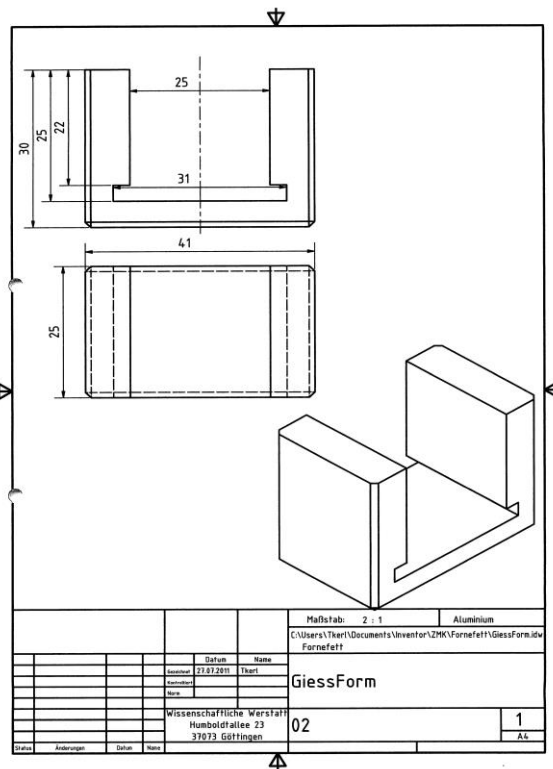
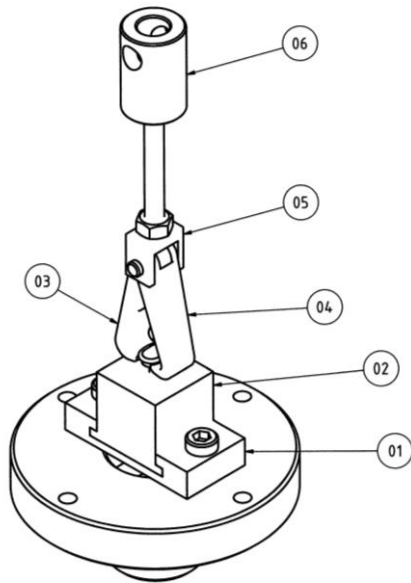


Abb.15.1: Negativ- Guss- Form zur Aufnahme der PMMA-Prüfkörper

Weiterhin wurde eine Zugvorrichtung an der oberen Basis gestaltet, die einen achsgerechten Abzug gewährleisten sollte, indem zwei verschraubte Krallen unter die Wülste der Zirkoniumdioxidkronen greifen und einen senkrechten Zug nach oben sicherten (siehe Abb. 15.2).



TEILELISTE			
OBJEKT	ANZAHL	BAUTEILNUMMER	BESCHREIBUNG
	1	HalterUntenZwick	
01	1	HalterZahnBlock	
02	1	GiessBlock	
	1	Zahn	
	2	DIN 6912 - M6 x 10	Zylinderkopfschraube

TEILELISTE			
OBJEKT	ANZAHL	BAUTEILNUMMER	BESCHREIBUNG
	1	Bolzen	
03	1	KralleL	
04	1	KralleR	
05	1	Uhalter	
06	1	Adapter	
	1	DIN 6912 - M6 x 60	Zylinderkopfschraube
	1	ISO 4032 - M6	Sechskantmutter

Abb.15.2: Zugvorrichtung der Universal-Prüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm)

3.6.1 Die Einstelldaten der Maschine

Mit Hilfe der Funktion „Vorkraft“ der Zwick-Software „TestXPert2“ wird eine Vorspannung des Systems erreicht, die mögliche Startungenauigkeiten verhindert. Mit dieser Funktion wurde die Maschine zunächst mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/min bis zu einem Zug von 20 N eingestellt. Sobald dieser Wert erreicht war, begann der eigentlich Abzugsversuch mit einer Prüfgeschwindigkeit von 5 mm/min bis zur Dezementierung. Der Kraftaufnehmer (10 KN) wurde an der Transverse der Zugmaschine eingebaut.

Die gemessenen Kräfte, welche zum Lösen der Krone führten, wurden in der Zwick-Software „TestXPert2“ gespeichert und in einem Graphen dargestellt (siehe Abb. 18; Tab. 3).

3.7 Das Rasterelektronenmikroskop, Materialanalyse

Um die Materialunterschiede zu veranschaulichen, wurde eine zusätzliche Analyse der gewählten Zementsysteme mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM) und Röntgenmikroanalyse (EDX) in Zusammenarbeit mit der Abteilung Kristallographie des Geozentrums der Universität Göttingen und Frau Dr. K. Techmer, die sich unter anderem auf die elektronenoptische Untersuchung polykristalliner Materialien und Gläser spezialisiert hat, durchgeführt.

Es wurde ein Rasterelektronenmikroskop (REM) der Baureihe Quanta 200 von FEI (FEI, Hillsboro, Oregon USA) mit Elektronensäule, Probenkammer und ein mit Stickstoff gekühlter EDX-Detektor verwendet, um eine klassische chemische Elementanalyse sowie weitere optische Analysemöglichkeiten zur Oberflächenuntersuchung mit Hilfe von Sekundärelektronenabbildung durchzuführen (siehe Abb. 17).

Bei der Rasterelektronenmikroskopie wird ein Ausschnitt der Probenoberfläche mit einem fein fokussierten Elektronenstrahl von wenigen Nanometern Durchmesser bei unterschiedlichen Anregungsspannungen „abgerastert“. Im Unterschied zur Lichtmikroskopie können hierbei morphologische Merkmale bei sehr hoher Vergrößerung und Tiefenschärfe abgebildet werden und eine qualitative Untersuchung von der Oberfläche im Nanometerbereich geleistet werden.

Es kommt zu einer Wechselwirkung des Elektronenstrahles mit den Elektronen des zu untersuchenden Materiales. Da die gewählten Zemente sehr viel Feuchtigkeit enthalten und somit chemisch betrachtet über sehr viele OH-Gruppen verfügen, ließen wir die Zemente zunächst auf den Probenkörpern 24 Stunden isoliert trocknen, bevor die Analyse gestartet wurde. Im feuchten Zustand reagierten die OH-Gruppen sofort mit dem Elektronenstrahl und ein genaueres Bild der Oberfläche ist im feuchten Zustand auf Grund der Reaktivität im Hochvakuum schwierig zu erreichen. Mittels spezieller Methoden im Environmental-Scanning-Electron-

Microscope-Modus kann sogar die Abbildung feuchter Proben ermöglicht werden, an der das Feuchtigkeitsverhalten beobachtet wird.

3.7.1 Aufbau und Funktion des Rasterelektronenmikroskops (REM)

Diese mikroskopische Untersuchung findet im Hochvakuum statt. Die Elektronen können von einer Glühkathode (Wolfram-Glühkathode) durch Feldemission von einer kalten Kathode emittiert und im Wehnelt-Zylinder zu einer gesättigten Elektronenwolke konzentriert werden. Die Feldemissionskathode erlaubt es, auch bei niedrigen Anregungsspannungen Wechselwirkungen an der Oberfläche zu erzeugen. Ihre Energie erhalten die Elektronen durch Anlegen einer Hochspannung zwischen Anode (positiv) und Kathode (negativ), die üblicherweise im Bereich von 1-30 kV liegt (Flegler et al. 1993). Durch die Spannung werden die Elektronen als Strahl aus der Elektronenwolke herausgezogen. Die weitere Fokussierung des Elektronenstrahls erfolgt mit elektromagnetischen Linsen (Kondensorlinse 1 und 2, Objektivlinse), die aus einer stromdurchflossenen Spule und einem ferromagnetischen Kern bestehen. Die Brennweite dieser Linsen wird durch den elektrischen Strom in der Magnetspule eingestellt, somit erhält der Strahl eine feine Bündelung und kann fokussiert auf das Objekt treffen. Es handelt sich also um magnetische Linsen, die als Sammellinsen funktionieren.

Die Objektivlinse (Endlinse) schließlich fokussiert den Elektronenstrahl auf die Probenoberfläche. Den Abstand der Probe von der Objektivlinse bezeichnet man als Arbeitsabstand; typische Werte sind 5–50 mm (Brümmer, 1978). Im vorliegenden Fall wurden die Oberflächen bei einem Arbeitsabstand von 10 mm untersucht.

Das Bild entsteht bei dem REM dadurch, dass der fein gebündelte Elektronenstrahl in einem Raster zeilenweise über die Probe geführt wird (symbolisiert durch schwarze Pfeile im Bild, siehe Abb. 14).

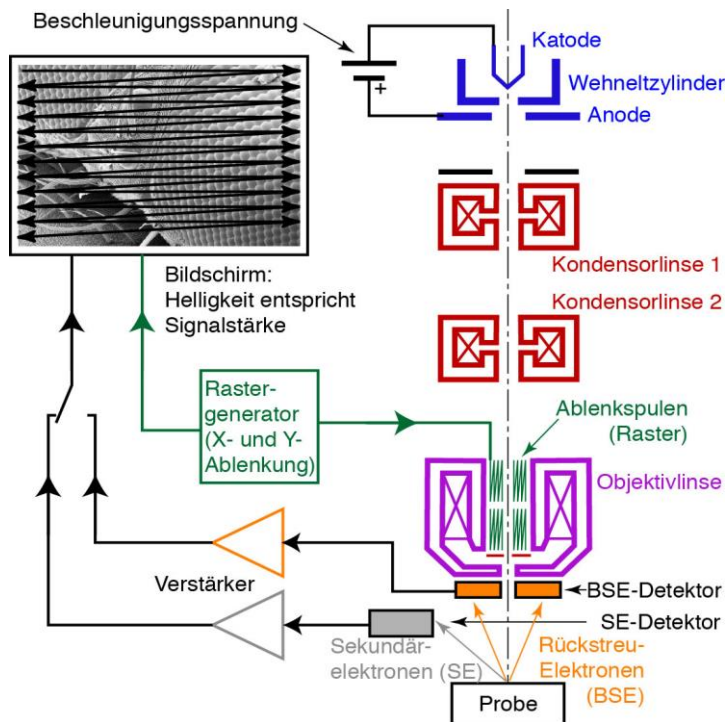


Abb.16: Schematische Darstellung des Aufbaus eines Rasterelektronenmikroskops (Quelle: Ludwig T: Kurzes Skriptum: Das Rasterelektronenmikroskop, Universität Heidelberg)

Der fein gebündelte Elektronenstrahl wird über die Probenoberfläche gerastert. Neben der Bündelung des Strahls findet eine Ablenkung mit Hilfe von Ablenkspulen statt, die das Objekt abrastern. Wenn der Elektronenstrahl die Probenoberfläche trifft, werden die Elektronen abgebremst und geben die kinetische Energie an die Probe ab. Meistens werden die dabei entstehenden Sekundärelektronen (SE) aus der Probe als Signal verwendet, welche vom Sekundärelektronendetektor registriert werden (Reimer und Pfefferkorn, 1977). Mit Hilfe von SE-Bildern kann eine hohe Ortsauflösung und optimale Tiefenschärfe der beobachteten Probenstelle erreicht werden (siehe Abb. 16).

Es gibt noch weitere Detektoren wie Rückstreuerelektronendetektoren, die materialabhängig Rückstreuerelektronen registrieren und einen EDX-Detektor, welcher Röntgenstrahlen registriert, um eine chemische Analyse zu verfolgen. Das so gewonnene Signal wird durch einen Signalverstärker amplifiziert und auf einem Bildschirm als Helligkeitswert angezeigt. Wenn aus der Probe also viele

Sekundärelektronen herausgelöst werden erscheint der Punkt am Monitor hell. Die Anzeige erfolgt dann über den Computermonitor (Newbury et al., 1987).



Abb.17: Rasterelektronenmikroskop (REM) der Baureihe Quanta 200 von FEI (FEI, Hillsboro, Oregon USA) mit Elektronensäule, Geowissenschaftliches Zentrum Universität Göttingen, Abt. Kristallographie

3.7.2 Probenpräparation

Die zu untersuchenden Zemente werden auf einen doppelseitig klebenden Objektträger aufgebracht und zunächst 24 Stunden getrocknet. Wichtig ist, dass die Proben und der Probenhalter nie mit den Fingern berührt werden und immer staubfreie Handschuhe verwendet werden. Da die Proben für die konventionelle REM-Beobachtung elektrisch leitend sein müssen, werden diese isolierten Proben auf eine mit Kohlenstoff bedampfte Folie geklebt.

Nach der Trocknung über 24 Stunden können die Proben direkt in die Probenkammer des REM eingebaut werden (siehe Abb.17.1). Die Inbetriebnahme erfolgt nur nach Einweisung und Anleitung. Das N₂-Ventil zum Befüllen der Probenkammer muss geöffnet werden. Mit dem Schlüssel kann das Gerät

eingeschaltet werden (Pumpe läuft sofort an). Zum Einbau der Proben wird die Probenkammer belüftet. Die Probenteller werden fixiert und auf einen guten elektrischen Kontakt wird geachtet. Anschließend wird der Probentisch abgesenkt. Ist das minimale Betriebsvakuum von 10^{-4} mbar erreicht, erfolgt die Freigabe der Bedienungskonsole. Die Beschleunigungsspannung wird auf 1 kV eingestellt. Es erscheint ein Bild (Vergrößerung 100x) im TV-Modus auf dem Bildschirm. Optimaler Weise wird im Hochvakuum bei 10^{-5} – 10^{-6} mbar gearbeitet. Spezielle low-vacuum-Untersuchungen können es möglich machen „Schrumpfungsartefakte“ von OH-haltigen Proben zu minimieren. Man verwendet diese Methode bevorzugt bei biologischen Proben, wie z.B. bei faunistischen Untersuchungen oder in den Geowissenschaften bei OH-haltigen Mineralen wie z.B. Ton.

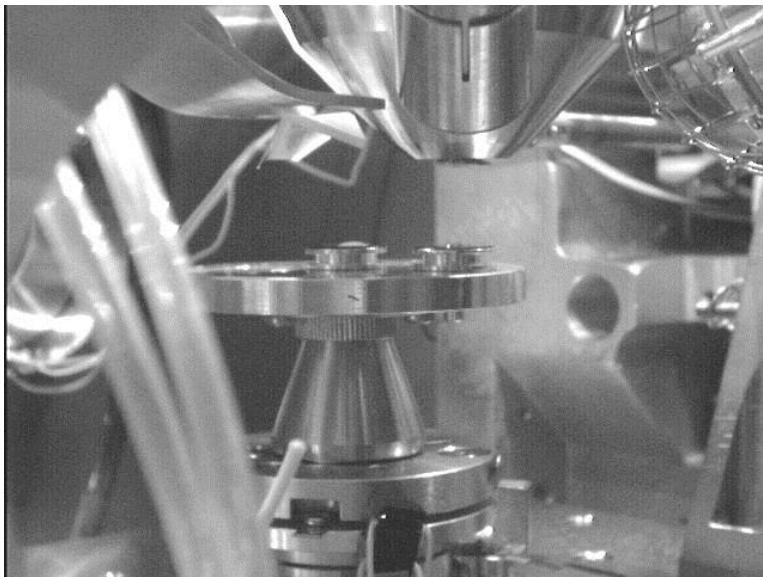


Abb.17.1: Probenkammer mit zwei präparierten Probekörpern im REM

-

3.7.3 Energiedispersive Röntgenspektroskopie (EDX-Analyse)

Die Energiedispersive Röntgenspektroskopie ist eine Messmethode zur chemischen Analyse in der Materialanalytik. Über das kombinierte REM-EDX Verfahren können eine Vielzahl wichtiger Informationen über die Zusammensetzung der Materialien generiert werden. Die chemische Elementanalyse der einzelnen Partikel in

Abhängigkeit der Partikelgröße sowie die chemische Zuordnung verschiedener Materialien wird möglich. Das EDX-Verfahren beruht auf einer semiquantitativen und qualitativen Analyse der Röntgenstrahlen. Damit die Röntgenstrahlen ausgesendet werden können, muss die Probe zunächst durch den Beschuss von Elektronen angeregt werden. Bei diesem Vorgang wird ein Elektron aus einer inneren Schale herausgelöst und durch ein neues, energiereicheres Elektron ersetzt. Die entstandene Energiedifferenz wird nun in Form von Röntgenstrahlen frei und diese verhält sich charakteristisch für das jeweilige Atom, also dem Element. Die Energie der Röntgenlinie ist also ein Indikator für das jeweilige Element. Es muss jedoch sorgfältig überprüft werden, ob die automatische Zuordnung sinnvoll erscheint. Das EDX-Spektrum besteht aus den elementspezifischen Peaks und trägt die Signalintensität in Abhängigkeit von der Energie der Röntgenquanten auf. Mit Hilfe der EDX-Analytik können Haupt- und Nebenelementzusammensetzungen untersucht werden. Die Methode eignet sich nicht zur Analyse von Spurenelementen.

3.8 Pilotstudie

Eine Kleinserie von insgesamt 10 Gerüsten wurde über das beschriebene System digitalisiert und via zentraler Netzwerkfertigung (Compartis[®], DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) hergestellt, um die Einstellgrößen für den Abzugsversuch zu ermitteln und die notwendigen Parameter zu testen.

Der Zementspalt wurde für den Cercon[®] eye Scanner mittels Cercon[®] art 1.3 (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) auf 10 µm eingestellt bei einer Spacerfläche von 70%, was den Werkseinstellungen entspricht und während dieser Studie nicht verändert wurde. Innerhalb dieser Pilotserie galt es festzustellen, welche Einstellungen der Parameter geeignet erscheinen, um eine individuelle Anpassung des Gerüsts durch einen Techniker bei zu hoher Friktion zu vermeiden und einen manuellen Einflussfaktor auszuschließen. Um die Kronen mithilfe der Universalprüfmaschine abziehen zu können, war es notwendig, die Gerüste mit

einem äußeren Überstand zu modellieren, welcher als Verankerungspunkt für die Abzugsvorrichtung diene. Die Fräsung und Sinterung der Gerüste für die 10 eingescannten konvektionierten Abutments erfolgt in der genannten zentralen Fertigungsstelle (Compartis[®], Hanau/Wolfgang) mittels der Cercon[®] brain expert Fräseinheit (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang). Als Befestigungssystem für diese Kleinserie wählten wir den provisorischen Zement TempBond[®]NE (Kerr, Hamm), welcher nach Verarbeitungsanleitung angewendet wurde. In Zusammenarbeit mit der Abteilung für medizinische Statistik der Universität Göttingen, erstellte Frau Dr. Katharina Lange eine Poweranalyse mit Hilfe der erwarteten Effektgrößen anhand der Daten der Pilotserie (siehe Tab.4,5; Abb.19).

3.9 Einteilung der Messserien

Pro geometrischen Abutmentparameter sollten für jedes Zementssystem 10 Restaurationen erstellt werden (also 60 Gerüste insgesamt)

- Serie 1 Telio CS Cem Implant, Ivoclar Vivadent
Abut. konfektioniert: 10
Abut. Individualisiert hoch: 10
Abut. Individualisiert niedrig: 10

- Serie 2 TempBond[®]NE, Kerr
Abut. konfektioniert: 10
Abut. Individualisiert hoch: 10
Abut. Individualisiert niedrig: 10

4 Ergebnisse

4.1 Pilotstudie

Innerhalb einer Kleinserie von insgesamt 10 Gerüsten wurde der Versuchsaufbau getestet, um die Einstellgrößen für den Abzugsversuch zu ermitteln und die notwendigen Parameter herauszustellen.

In Zusammenarbeit mit der Abteilung für medizinische Statistik der Universität Göttingen, erstellte Frau Dr. Katharina Lange eine Poweranalyse mit Hilfe der erwarteten Effektgrößen anhand der Daten der Pilotserie (siehe Tab. 4,5; Abb. 19). Die Poweranalyse findet vor der praktischen Umsetzung der statistischen Untersuchung statt, da die Wahrscheinlichkeit für ein Ereignis nur vor dem Eintreten des Ereignisses angegeben werden kann. Der Begriff „Power“ bezeichnet die Wahrscheinlichkeit, mit der ein durchgeführter statistischer Hypothesentest für eine in der Gesamtheit gültige Alternativhypothese entscheidet.

Da die Standardabweichung der Ergebnisse dieser Pilotstudie mit 36,72 N relativ hoch war, wurden etwaige Fehlerquellen im Abzugsversuch anschließend versucht zu minimieren. Die Gerüste wurden im Folgenden mit deutlicherem Überstand modelliert, um einen annähernd gleichmäßigen Angriffspunkt für den Abzug zu realisieren. Die Einstelldaten der Maschine wurden für den Cercon[®] eye Scanner mittels Cercon[®] art 1.3 (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) auf 10 µm eingestellt mit einer Spacerfläche von 70%, was den Werkseinstellungen entspricht und während dieser Studie nicht verändert wurde. Es wurde eine Fallzahl von 10 festgelegt, um eine mögliche signifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren Abutmentgeometrie und Zement herauszustellen.

Protokoll Abzugsversuch

14.08.2012

Pilotserie.ZSE

Parameter:

Auftragsnummer:		Material	: Zirkoniumdioxid
Charge	:	Wegaufnehmer	: kein
Prüfnorm	: keine	Kraftaufnehmer	: 10 KN
Prüfer	: Ehret-Kleinau	Probenhalter	: custom made: Sockel - Kralle
Kunde	: Ehret-Kleinau		

Vorkraft : 20 N
 Vorkraft-Geschwindigkeit: 50 mm/min
 Prüfgeschwindigkeit : 5 mm/min

Ergebnisse:

Nr	Fmax N
1	206,87
2	166,87
3	168,07
4	157,49
5	179,96
6	107,45
7	137,41
8	97,75
9	99,27
10	133,76

Seriengrafik:

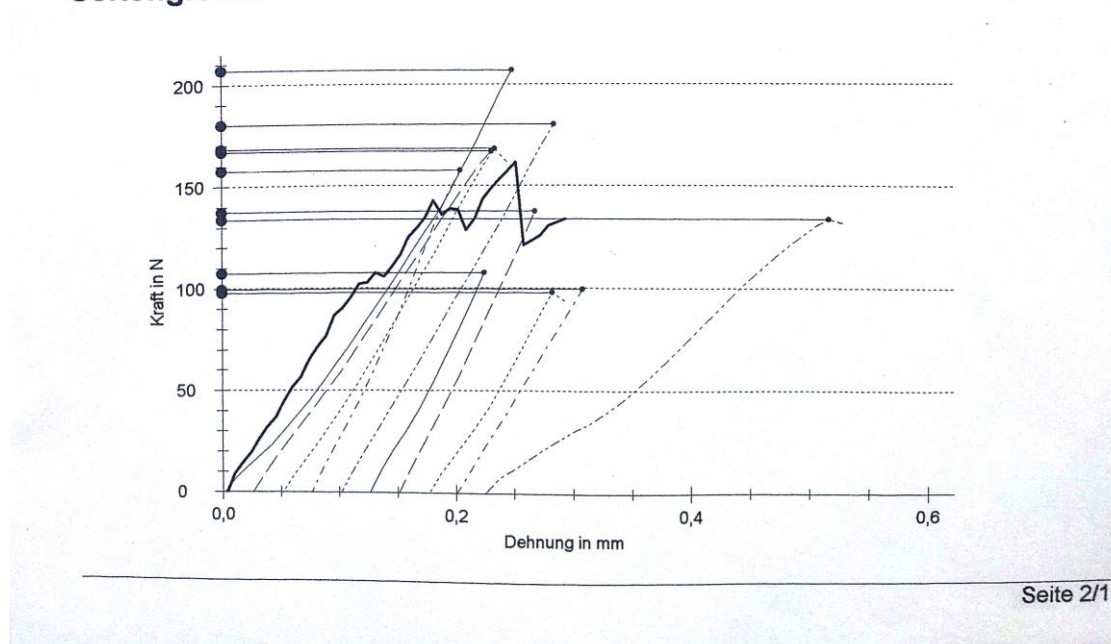


Abb.18: Protokoll der Abzugsversuche für die Pilotstudie

Statistik:

Serie n = 10	Fmax N	F _{Bruch} N/mm ²
x	145,49	-
s	36,72	-
v	25,24	-
min	97,75	-
max	206,87	-
med	147,45	-

Tab. 3: Statistik der Pilotstudie

3.8.1 Erwartete Effektgrößen mittels Poweranalyse :

Abutment	Telio Implant (Ivoclar Vivadent)	CS Cem (Kerr, Hamm)	TempBond [®] NE
konfektioniert		150 N	130 N
Individuell hoch		150 N	130 N
Individuell niedrig		70 N	50 N

Tab. 4: Erwartete Effektgrößen

Die angenommene Standardabweichung beträgt nach der Pilotstudie : 36,72 N, 95%-KI (25,25 N; 67,03 N).

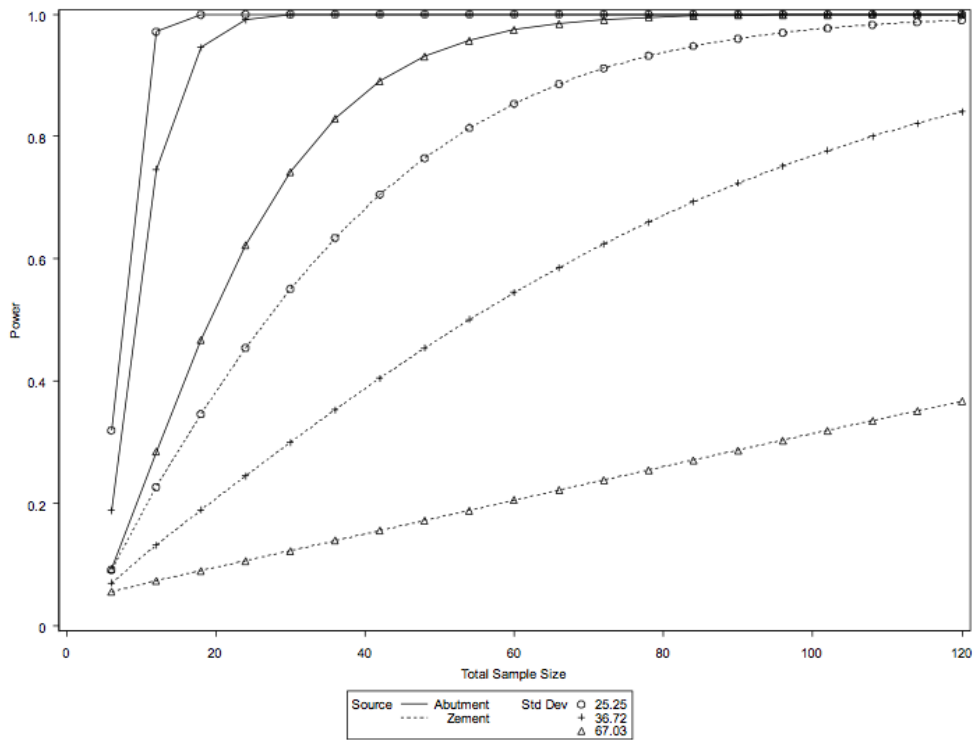


Abb. 19: Graphische Auswertung der Poweranalyse

Computed Power				
Index	Source	Std Dev	Test DF	Power
1	Abutment	25.3	2	>.999
2	<u>Abutment</u>	<u>36.7</u>	<u>2</u>	<u>>.999</u>
3	Abutment	67.0	2	0.974
4	Zement	25.3	1	0.854
5	<u>Zement</u>	<u>36.7</u>	<u>1</u>	<u>0.545</u>
6	Zement	67.0	1	0.206

Tab. 5: Die erreichte Power bei einer angenommenen Fallzahl von 10 pro Gruppe in Abhängigkeit der tatsächlichen Varianz

4.2 Abzugsversuch

Die Ergebnisse der Abzugsversuche werden im Folgenden aufgezeigt und gegeneinander verglichen. Die Detailbeschreibung der Messserien mit der vollständigen deskriptiven Statistik folgt im weiteren Verlauf. Angegeben werden jeweils Mittelwert, Medianwert sowie Minimum und Maximum. Die Ergebnisse der Untersuchung von zwei temporären, beziehungsweise einem semi-permanenten Zement, in Bezug auf unterschiedliche Abutmentgeometrien ergaben für die individuell hohen Abutments für TempBond®NE (Kerr, Hamm) eine durchschnittliche Haftkraft von 127,71 N. Das Minimum liegt bei 100,5 N und der maximale Wert bei 174,26 N. Für Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) wurde ein durchschnittlicher Haftwert von 89,30 N erreicht, welcher somit niedriger ist, als der Mittelwert von TempBond®NE (Kerr, Hamm). Das Minimum liegt hier bei 52,90 N und der maximale Wert bei 117,64 N. Beim Vergleich der einzelnen Messwerte stellte sich für Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) bei einer Standardabweichung von 19,94 N eine relativ geringe Streuung der Werte heraus. Dieses gilt auch für TempBond®NE (Kerr, Hamm), wobei hier die Standardabweichung bei 27,97 N liegt (siehe Tab. 6).

Auffällig war hierbei das unterschiedliche Bild der verbliebenen Zementreste im Käppchen beziehungsweise auf dem Abutment. Während TempBond®NE (Kerr, Hamm) sowohl innerhalb des Käppchens Zementrückstände aufwies als auch auf dem Abutmentkörper, so konnte man bei Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) die Rückstände als Ganzes auf den Abutment finden und restlos in toto entfernen. Eine Erklärung könnte sein, dass der semipermanente kunststoffverstärkte Telio CS Cem Implant (Ivoclar, Vivadent, Ellwangen) nicht vollständig ausgehärtet ist, da die Oberfläche sich stets klebrig anfühlte.

4.2.1 Messserie 1, Abutment individuell hoch

Abut. Individuell hoch n=20	Telio CS Cem Implant, Fmax, N	TempBond [®] NE Fmax, N
1	97,63	115,49
2	105,18	101,14
3	117,64	157,76
4	95,46	172,98
5	52,90	174,26
6	72,81	100,50
7	69,48	132,51
8	107,42	123,81
9	83,14	106,97
10	80,88	131,60
Number of values	10	10
Minimum	52,90	100,50
Median	89,30	127,71
Maximum	117,64	174,26
s	19,94	27,97

Parameter:

- Abutmentgeometrie: Individuell hoch, axiale Höhe von 6,79 mm (supragingival), Konuswinkel von 4,8°
- Scansystem: Cercon[®] eye
- Fertigung: Netzwerkfertigung Compartis[®]

Tab. 6: Messserie 1: Werte für die durchgeführten Abzugsversuche in Newton

Gegensätzlich zeigt sich die Situation bei der Abutmentgeometrie mit geringerer axialer Höhe. Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm) verliert bei reduzierter Abutmenthöhe mit einem durchschnittlichen Wert von 27,09 N deutlich an Retentionskraft. Der kleinste gemessene Wert liegt bei 11,20 N und der maximale Wert bei 60,45 N. Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) zeigt eine konstantere Haftkraft mit einem Mittelwert von 99,22 N. Der kleinste gemessene Wert liegt hier bei 71,87 N und das Maximum bei 141 N. Die Standardabweichung ist für Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) höher im Vergleich zur ersten Messerie. Dieses gilt auch für die Streubreite innerhalb der Serie. Die Standardabweichung bei Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm) ist in dieser Serie (14,98 N) relativ klein (siehe Tab. 7).

4.2.2 Messerie 2, Abutment individuell niedrig

Abut. individuell niedrig n=20	Telio CS Cem Implant, Fmax, N	TempBond ^{®NE} Fmax, N
1	94,00	25,67
2	104,37	60,45
3	125,09	25,99
4	71,87	46,35
5	141,00	34,53
6	77,15	30,09
7	94,08	28,18
8	139,20	11,20
9	139,84	14,86
10	77,87	16,26
Number of values	10	10
Minimum	71,87	11,20
Median	99,22	27,09
Maximum	141,00	60,45
s	27,71	14,98

Parameter:

- Abutmentgeometrie: Individuell niedrig, axiale Höhe von 4,31 mm (supragingival) axiale, Konuswinkel von 4,8°
- Scansystem: Cercon[®] eye
- Fertigung: Netzwerkfertigung Compartis[®]

Tab. 7: Messserie 2: Werte für die durchgeführten Abzugsversuche in Newton

Die konfektionierten Abutments zeigen im Mittelwert bezogen auf die Haftkraft beider Zementarten im Vergleich geringere Differenzen als in den Messserien zuvor. Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm) liegt bei einem durchschnittlichen Wert von 85,15 N. Der kleinste gemessene Wert liegt bei 62,83 N und der maximale Wert bei 111,93 N. Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) zeigt eine konstantere Haftkraft mit einem Mittelwert von 77,69 N. Der kleinste gemessene Wert liegt hier bei 44,93 N und Das Maximum bei 104,91 N. Die Standartabweichung ist für Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) bei 20,88 N. Die Standartabweichung bei Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm) ist in dieser Serie erneut relativ klein mit 15,31 N (siehe Tab. 8).

4.2.3 Messerie 3, Abutment konfektioniert

Abut. konfektioniert n=20	Telio CS Cem Implant, Fmax, N	TempBond [®] NE Fmax, N
1	61,88	85,08
2	104,91	62,83
3	89,04	94,44
4	60,56	65,48
5	103,12	88,74
6	86,14	85,23
7	50,14	102,92
8	44,92	79,35
9	76,87	111,93
10	78,51	77,50
Number of values	10	10
Minimum	44,92	62,83
Median	77,69	85,15
Maximum	104,91	111,93
s	20,88	15,31

Parameter:

- Abutmentgeometrie: konfektioniert, axiale Höhe von 7,5 mm (supragingival), Konuswinkel von 5,7°
- Scansystem: Cercon[®] eye
- Fertigung: Netzwerkfertigung Compartis[®]

Tab. 8: Messserie 3: Werte für die durchgeführten Abzugsversuche in Newton

4.3 Statistische Auswertung

Unter Leitung von Frau Dr. Katharina Lange wurde in der Abteilung für medizinische Statistik der Universität Göttingen die statistische Auswertung vorgenommen. Da es sich bei dem untersuchten Endpunkt um eine metrische Größe handelt, wurde ein parametrisches Modell angewendet. Die Einflüsse der verschiedenen Faktoren wurden untersucht, indem eine zweifaktorielle Varianzanalyse durchgeführt wurde (siehe Tab. 10-16). Die Varianz wurde dabei für jede Faktorstufenkombination separat geschätzt (Varianzheterogenes Modell). Die folgenden Graphiken zeigen die zur Hauptanalysen gehörigen Mittelwerte mit Ihren 95%-Konfidenzintervallen (siehe Tab. 9). In Abb. 20 sind die Ergebnisse graphisch dargestellt. Auf der X-Achse sind die geprüften Abutmentgruppen in Kombination mit dem jeweiligen Befestigungszement aufgeführt. Auf der Y-Achse sind jeweils der Medianwert, der maximale und der minimale Wert der Abzugskräfte in Newton abzulesen.

Alle Auswertungen erfolgen mit Hilfe der Software SAS 9.2. (Copyright, SAS Institute Inc. SAS and all other SAS Institute Inc. product or service names are registered trademarks or trademarks of SAS Institute Inc., Cary, NC, USA.)

4.3.1 Einfluss von Zement und Abutmentgeometrie

4.3.1.1 Mittelwerte der Gruppen mit 95% Konfidenzintervallen (KI)

Abutmentgeometrie	Zement	Estimate	Lower	Upper
Individuell hoch	Telio CS	88.2540	75.6118	100.90
Individuell hoch	Temp Bond	131.70	113.97	149.43
Individuell niedrig	Telio CS	106.45	88.8771	124.02
Individuell niedrig	Temp Bond	29.3580	19.8585	38.8575
konfektioniert	Telio CS	75.6090	62.3739	88.8441
konfektioniert	Temp Bond	85.3500	75.6448	95.0552

Tab. 9: Mittelwerte der Haftkräfte in Newton der jeweiligen Gruppen mit 95% Konfidenzintervall

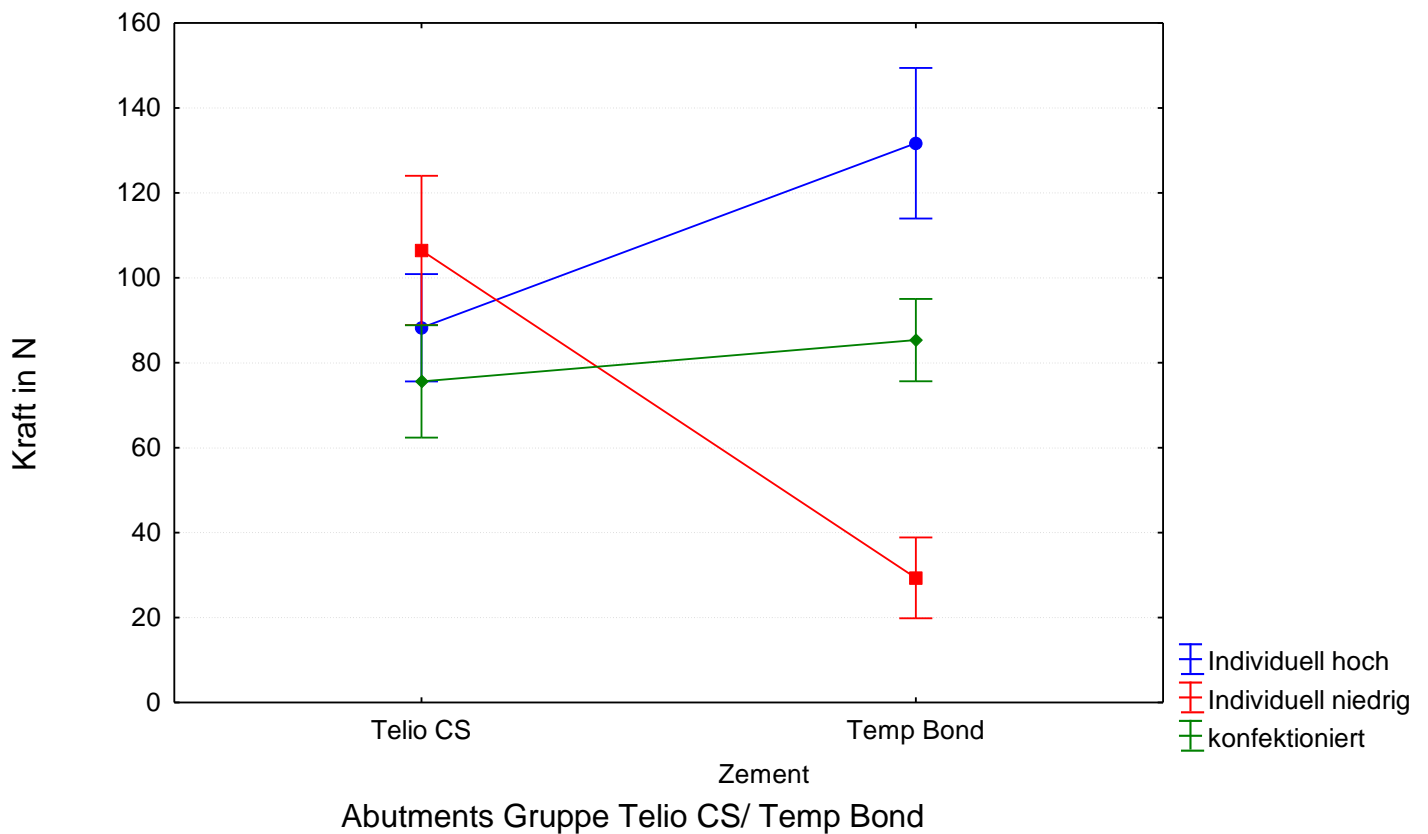


Abb. 20: Graphische Darstellung der Ergebnisse mittels Boxplot-Diagramm

4.3.2 Analyse mit zweifaktorieller Varianzanalyse

Effect	Num DF	Den DF	Chi-Square	F Value	Pr > ChiSq	Pr > F
Abutmentgeometrie	2	54	34.06	17.03	<.0001	<.0001
Zement	1	54	2.01	2.01	0.1563	0.1620
Abutmentgeometrie *Zement	2	54	75.23	37.61	<.0001	<.0001

Tab. 10: Werte der zweifaktoriellen Varianzanalyse

Es zeigt sich eine signifikante Wechselwirkung. Im Folgenden erfolgt daher eine getrennte Analyse für die verschiedenen Abutmentgeometrien.

4.3.2.1 Abutmentgeometrie individuell hoch: Inferenzstatistik und 95% KI der Differenz

Effect	Num DF	Den DF	Chi-Square	F Value	Pr > ChiSq	Pr > F
Zement	1	18	16.00	16.00	<.0001	0.0008

Tab. 11 Inferenzstatistik für individuell hohe Abutments

	Estimate	Standard Error	Lower	Upper
Zement Differenz	-43.4480	10.8616	-66.2674	-20.6286

Tab. 12: 95% Konfidenzintervall der Differenz¹ für Individuell hohe Abutments

4.3.2.2 Abutmentgeometrie individuell niedrig: Inferenzstatistik und 95% KI der Differenz

Effect	Num DF	Den DF	Chi-Square	F Value	Pr > ChiSq	Pr > F
Zement	1	18	59.88	59.88	<.0001	<.0001

Tab. 13: Interferenzstatistik für individuell niedrige Abutments

Label	Estimate	Standard Error	Lower	Upper
Zement Differenz	77.0890	9.9625	56.1586	98.0194

Tab. 14: 95% Konfidenzintervall der Differenz¹ für Individuell niedrige Abutments

4.3.2.3 Abutmentgeometrie konfektioniert: Inferenzstatistik und 95%KI der Differenz

Effect	Num DF	Den DF	Chi-Square	F Value	Pr > ChiSq	Pr > F
Zement	1	18	1.42	1.42	0.2341	0.2495

Tab. 15: Interferenzstatistik für konfektionierte Abutments

Label	Estimate	Standard Error	Lower	Upper
Zement Differenz	-9.7410	8.1861	-26.9394	7.4574

Tab. 16: 95% Konfidenzintervall der Differenz¹ für konfektionierte Abutments

In den Ergebnissen zeigt sich eine signifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren Abutmentgeometrie und Zement ($p < 0.002$). Während sich bei dem konfektionierten Abutment kaum ein Unterschied zwischen den Zementarten zeigt ($p = 0.2495$, 95%KI [-26.93, 7.45]), sind bei dem individuell niedrigen Abutment für den Zement Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) höhere Abzugskräfte nötig ($p < 0.0001$, 95%KI [56.15, 98.01]). Dieser Effekt kehrt sich beim hohen Abutment um ($p = 0.0008$, 95%KI [- 66.26,-

20.62]). Es ist hier folglich kein einheitlicher Einfluss des Faktors Zement zu beobachten.

¹

Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) -Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm), d.h. Differenzen kleiner 0 bedeuten, dass Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) einen kleineren Mittelwert als Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm) hat.

4.4 Rasterelektronenmikroskopische Analyse

Die vorliegenden rasterelektronenmikroskopischen Bilder zeigen ausgewählte Oberflächenbereiche, welche die Mikrostrukturen der Zemente im REM widerspiegeln.

Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

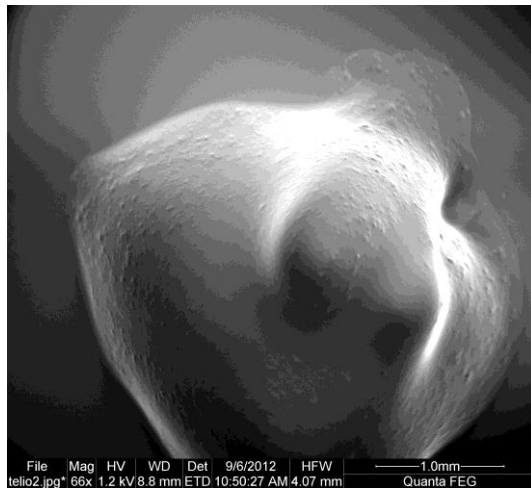


Abb. 21: Übersichtsbild der Probenoberfläche Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

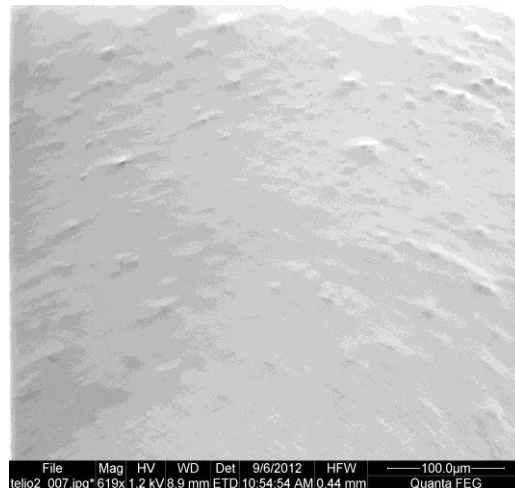


Abb. 21.1: Detailaufnahme der Probenoberfläche Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

Da beide Zementsysteme sehr viel Feuchtigkeit und somit OH-Gruppen enthalten, fand eine sofortige Reaktion der Masse im Hochvakuum statt, wobei der Zement zu schrumpfen schien. Deshalb zeigte es sich als sinnvoll, die Zemente zunächst 24 Stunden auf dem Probenkörper isoliert aushärten zu lassen, um die OH-Gruppen zu reduzieren. Dennoch konnte man bei stärkerem Elektronenbeschuss eine deutliche Reaktion der Masse erkennen. Anfänglich zeigte sich Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) als homogene Masse (siehe Abb. 21).

Die Oberfläche erschien gleichmäßig und es ließen sich keine Kristallisationen oder Korngrößen erkennen (siehe 21.1). Nach stärkerem Elektronenbeschuss erkannte man eine Anisotropie des Zementes. Die Moleküle diffundieren weg und es entsteht ein kraterartiges Bild, welches die vorgegebenen Feuchtigkeitsareale nachzeichnete (siehe Abb. 21.2, Abb. 21.3).

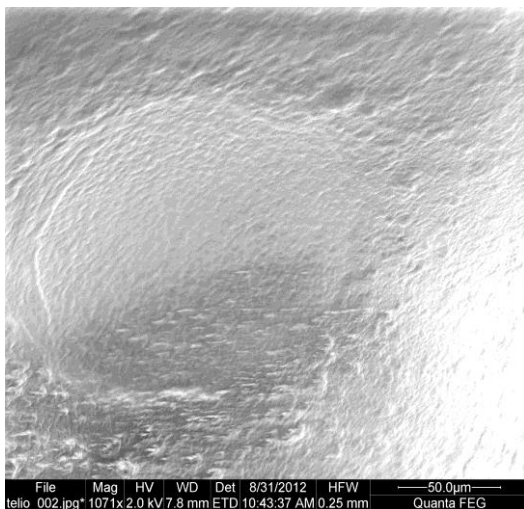


Abb. 21.2: Kraterartige Probenoberfläche nach stärkerem Elektronenbeschuss Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

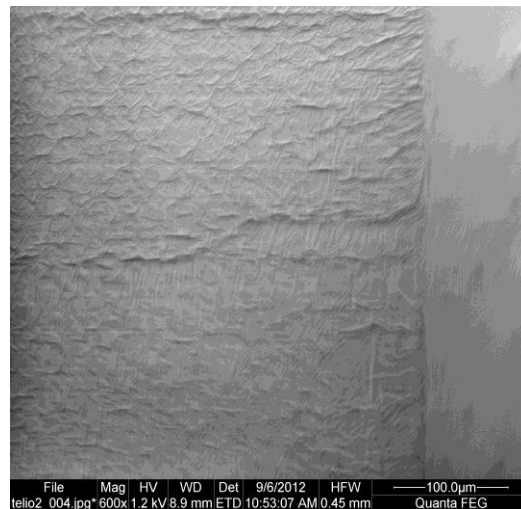
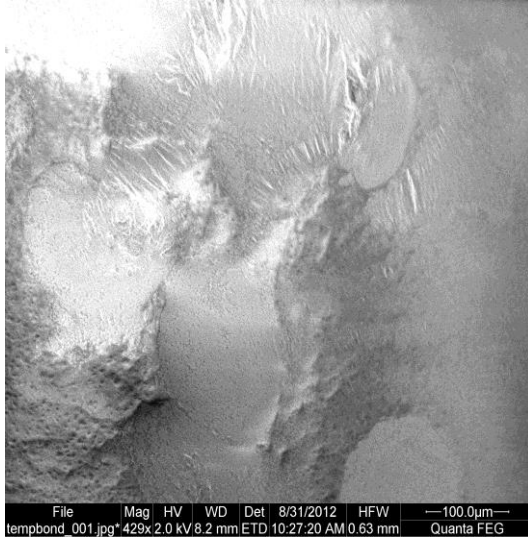
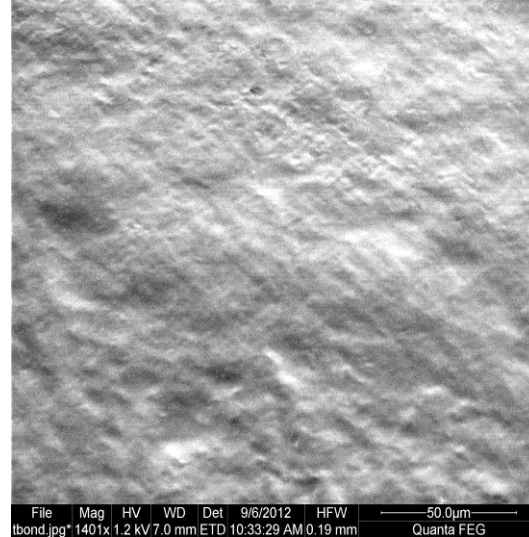


Abb.21.3: Anisotroper Zement (Telio CS Cem Implant, Ivoclar Vivadent, Ellwangen) nach Elektronenbeschuss

Temp Bond[®]NE (Kerr,Hamm)Abb. 22: Übersichtsbild Probenoberfläche Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm)Abb. 22.1: Detailaufnahme der Probenoberfläche Temp Bond[®]NE (Kerr,Hamm)

Dieser Zement zeigte eine etwas stärkere Heterogenität in der Mikrostruktur (siehe Abb. 22, Abb. 22.1). In den Randbereichen ließen sich anfängliche Kristallisationen vermuten und horizontal verlaufend fanden sich vereinzelt gipsenartige Strukturen. Bei Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm) kam es nach intensiverem Elektronenbeschuss zu einer Art Blasenbildung auf Grund der Reaktion mit den verbliebenen OH-Gruppen, die herausdiffundierten (siehe Abb. 22.2, Abb.22.3).

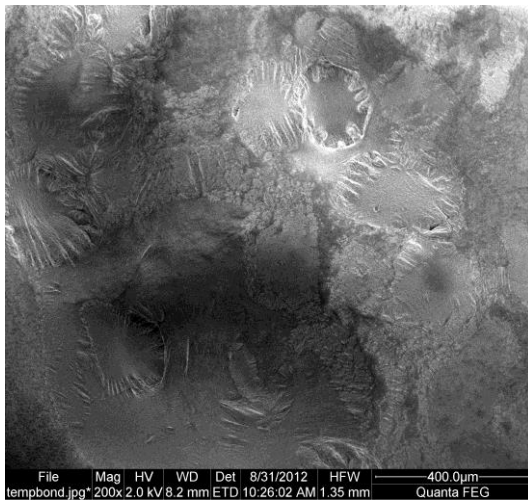


Abb. 22.2: Kraterartige Probenoberfläche nach stärkerem Elektronenbeschuss Temp Bond[®] NE (Kerr, Hamm)

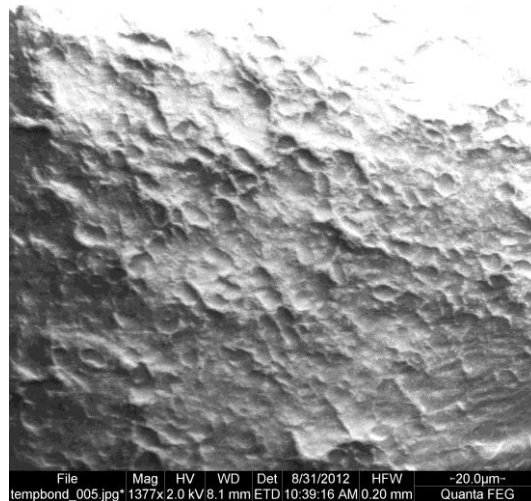


Abb. 22.3: Probenoberfläche nach Reaktion der OH-Gruppen des Zements Temp Bond[®] NE (Kerr, Hamm) durch Elektronenbeschuss

4.4.1 EDX-Analyse

Die EDX-Analyse (energiedispersive Röntgenspektroskopie) ermöglicht eine direkte Zuordnung der Partikel direkt über die detektierten chemischen Elemente der Partikel. Das Spektrum zeigt die Abhängigkeit der Signalintensität (counts per second) zu der Energie der Röntgenquanten. Bei der Zuordnung der elementspezifischen Peaks sind eventuelle Überlagerungen mit anderen Elementen zu beachten. Insgesamt wurden mehrere Messungen durchgeführt, um eine reproduzierbare Aussage der chemischen Zusammensetzung zu erhalten.

Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

Während der Herstellung der Zemente können diese verschiedensten Einwirkungen ausgesetzt sein. Etwaige Verunreinigungen chemischer Art, aber auch Staubpartikel und weitere Stoffe könnten möglicherweise einen negativen Einfluss auf die jeweilige Qualität und somit auch auf das

Haftverhalten der Zemente haben. Ein frühzeitiges Versagen der Retention könnte ein ungewolltes Resultat sein.

In der vorliegenden Probe sind Elemente von Fluor, Aluminium, Silizium, Sauerstoff und Kohlenstoff nachweisbar (siehe Abb. 23, Abb. 23.1).

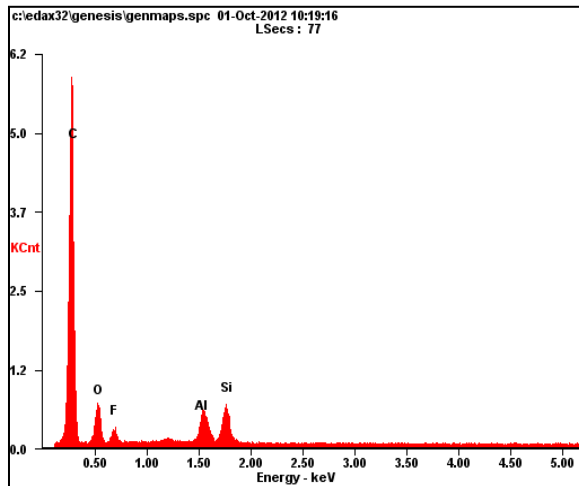


Abb. 23: Micro XRF Analysis Report, Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)

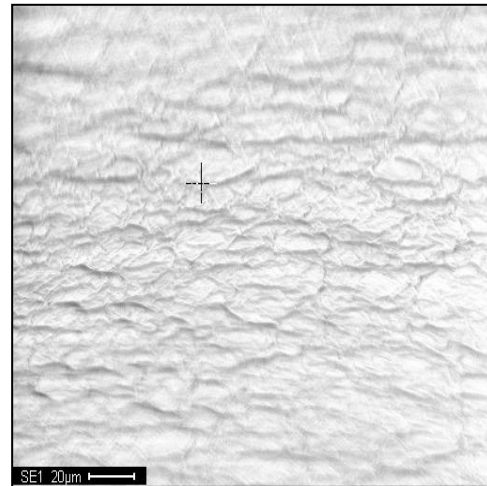


Abb. 23.1: Analysierter Ausschnitt einer Probenoberfläche

Der Kohlenstoffanteil könnte hier durch die Klebefolie verstärkt nachweisbar sein. Telio CS Cem Implant (Ivoclar, Vivadent, Ellwangen) besteht u.a. aus Bismethacrylaten und somit findet sich der Kohlenstoff auch in diesen Verbindungen in der Probe. In welcher chemischen Verbindung Fluor vorliegt gilt es zu diskutieren. Mögliche weitere Peaks, welche sich im Spurenelementbereich bewegen sind mit der EDX-Analyse nicht nachweisbar. Weitere Untersuchungen mittels Mikrosonde oder ICP-MS wären hier denkbar.

Temp Bond[®]NE (Kerr,Hamm)

Die chemische Zusammensetzung von Temp Bond[®]NE (Kerr,Hamm) gibt Hinweise auf den Inhalt von Kohlenstoff, Sauerstoff, Zink und Aluminium (siehe Abb. 24, Abb 24.1)

Da dieser Zement aus einer Basis- und einer Katalysatorpaste besteht, sollte man das chemische Produkt dieser Pasten betrachten. Zinkoxid, sowie ein mögliches Vorhandensein von Zinkacetatdihydrat gelten als kritisch zu betrachtende Verbindungen, wobei in der vorliegenden Dosierung laut Gefahrenklassifizierung (gemäß EG-Richtlinien 67/548/EWG und 99/45/EG) keine Gefahr besteht. Im Sicherheitsdatenblatt der Firma Kerr (Kerr, Hamm) finden sich weitere Angaben zu möglichen Sicherheitsmaßnahmen, Handhabung und Lagerung sowie chemischen und physikalischen Eigenschaften dieses Produkts.

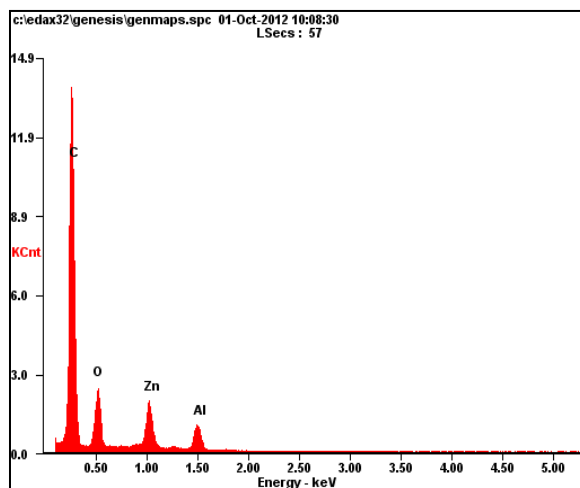


Abb. 24: Micro XRF Analysis Report, Temp Bond[®]NE (Kerr, Hamm)

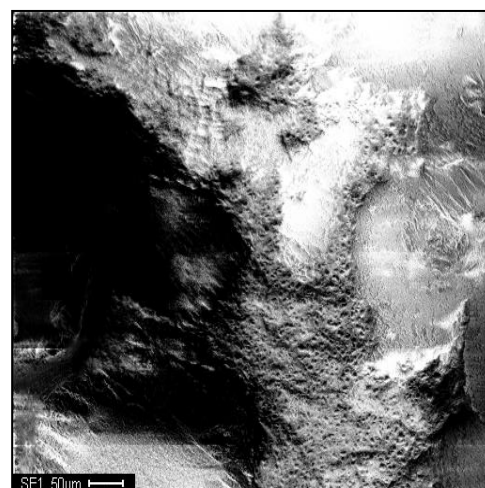


Abb. 24.1: Analysierter Ausschnitt der Probenoberfläche

5 Diskussion

Schon in der Vergangenheit stand Zahnersatz aus Zirkoniumdioxid im Mittelpunkt zahlreicher Studien. Neben den verschiedenen Herstellungsverfahren (CAD/CAM) liegen auch kontroverse Diskussionen über eine mögliche Vorbehandlung des Materials und die damit verbundene Frage der bestmöglichen Befestigungsart (Zementierung), speziell bei implantatgetragenen Restaurationen, vor.

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Retentionskräfte von CAD/CAM gefertigten vollkeramischen Kronengerüsten nach Zementierung auf Implantatabutments im Abzugsversuch zu messen. Mögliche Einflüsse durch unterschiedliche Zementierungsmaterialien, sowie verschiedene Abutmentgeometrien sollten herausgearbeitet und dargestellt werden. Die einzelnen Untersuchungen sollten reproduzierbar und vergleichbar sein. Da auch in dieser Studie einige Komponenten nicht vollständig der klinischen Situation entsprachen, kann eine solche in-vitro-Studie technisch nur eine Annäherung an selbige sein (Geurtsen, 1990).

Die Verschraubung von implantatgetragenen Restaurationen als mögliche Befestigungsart ist zeitweise in den Hintergrund gerückt. Die neuen Generationen der semipermanenten Zemente werden zur Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantatabutments vielseitig diskutiert. Diese stellen im Bezug auf die Hygienefähigkeit und Ästhetik eine vermutlich bessere Alternative zur konventionellen Verschraubung dar.

Es stellt sich die Frage, für welche Situationen ein sogenannter semipermanenter oder auch provisorischer Zement definitiven Zementen wie Zinkoxidphosphatzementen beim Zementieren von implantatgetragenen Restaurationen vorzuziehen ist und weshalb eine optionale Wiederabnehmbarkeit implantatgetragener Restaurationen mit einfachen Mitteln sinnvoll erscheint. Nach dem Einsetzen der Suprakonstruktion kann es besonders im Bereich der Verblendkeramiken zu

Abplatzungen, dem sog. „Chipping“ kommen, was in der Regel eine Reparatur außerhalb der Mundhöhle notwendig werden lässt. Auch das Wiederbefestigen einer gelockerten Abutmentschraube ist bei dieser Art der Zementierung ohne ein Beschädigen der Suprakonstruktion möglich. Die zunehmende Notwendigkeit einer strukturierten Periimplantitisprophylaxe fordert eine konsequente Nachkontrolle und etwaige Behandlungsmaßnahmen. Einer problematischen Mundhygienesituation kann durch eine extraorale Reinigung der Suprakonstruktion entgegengewirkt werden, was bei definitiver Zementierung nicht zu realisieren ist (Blesch, 2009).

Eine ausreichende Kaustabilität sollte dennoch auch bei nicht definitiver Zementierung gewährleistet sein. Als Referenzwerte hierfür können die Retentionswerte des Zinkoxidphosphatzementes (definitiver Zement) dienen, welche im Bereich von 300 N liegen (Blesch, 2009). Die Retentionswerte für semi-permanente Zemente, bzw. die Größe der sich daraus ergebenden Abzugskräfte für zementierte und implantatgetragene Suprakonstruktionen, sollten Gegenstand dieser Untersuchung sein.

Eine in-vitro/in-vivo-Studie von Blesch zeigt, dass diese Art der modernen Zementierung den implantatprothetischen Alltag vor allem für Patienten, die sich in regelmäßiger Kontrolle befinden, durchaus vereinfacht und wegen des unkomplizierten und schnellen Handlings eine gesicherte Alternative zu konventionell definitiven oder provisorischen Zementen darstellt (Blesch, 2009). Auf Grund verstärkt auftretender Abplatzungen der Beschichtungskeramik (Chipping) und weiteren nachträglich erforderlichen Maßnahmen, erscheint es sinnvoll, die Suprakonstruktionen auf Implantatabutments bedingt abnehmbar zu befestigen. TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) war als provisorischer Zement lange Zeit das Mittel der Wahl. Man versucht nun in der „neuen Generation“ der semipermanenten Zemente die Vorteile des provisorischen Zementes zu nutzen und die Wiederabnehmbarkeit der Suprakonstruktionen auf Implantatabutments zu realisieren, aber zusätzlich eine verbesserte Retentionskraft zu gewährleisten.

Es stellt sich nun die Frage nach der Größe des klinischen Toleranzbereichs, in welchem die Retentionswerte der semipermanenten Zemente liegen sollten. Die durchschnittlichen Haftkräfte der verschiedenen temporären Implantatzemente in der oben bereits genannten Studie von Blesch wurden mittels Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) untersucht (Blesch, 2009). Die Suprakonstruktionen wurden hier mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/min abgezogen. Die Suprakonstruktionen wurden allerdings gereinigt und wieder rezementiert, was eventuell im Vergleich zur vorliegenden Studie zu Differenzen führen kann. Die erzielten durchschnittlichen Haftkräfte (in Newton) der unterschiedlichen temporären Implantatzemente bezogen sich ausschließlich auf die verwendeten Zirkoniumdioxid-Suprakonstruktionen. Es stellte sich heraus, dass TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) hierbei die niedrigste Haftkraft (68,15 N) aufwies. Bei implantlink[®] semi (DETAX, Ettlingen) betrug die durchschnittliche Haftkraft 80,57 N und bei Premier Implant Cement (Premier Products Company, Plymouth Meeting, PA USA) 131,68 N (Blesch, 2009).

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung von zwei unterschiedlichen Zementen in Bezug auf die verschiedenen Abutmentgeometrien ergaben für die individuell hohen Abutments und Zementierung mit TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) eine durchschnittliche Haftkraft von 127,71 N und bei der Zementierung mit Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) durchschnittliche Haftwerte von 89,30 N. Auffällig war hier die relativ große Bandbreite der gemessenen Ergebnisse. Das Minimum lag bei 52,90 N und der maximale Wert bei 117,64 N.

Bei geringerer Abutmenthöhe zeigte sich ein gegensätzliches Ergebnis. Die durchschnittlichen Retentionswerte für TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) lagen im Mittel bei 27,09 N, also deutlich niedriger. Durch die Abnahme der axialen Höhe des Abutments verlor der Zement in dieser Studie demnach an mechanischer Haftkraft und lieferte geringere Retentionswerte. Bei Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) blieben die gemessenen Retentionswerte hingegen mit einem Mittelwert von 99,22 N relativ konstant, was auf die adhäsiven Fähigkeiten dieses semipermanenten Zementes zurückzuführen ist. Es ist also festzuhalten, dass der in

dieser Untersuchung verwendete semipermanente Zement relativ unabhängig von der Abutmentgeometrie eine adäquate Retentionskraft zu leisten scheint, wobei der provisorische Zement bei geringer Abutmenthöhe an Retentionskraft verliert.

Ein möglicher Einfluss auf die Retentionskraft, bzw. das Retentionsverhalten von zementierten Zirkoniumdioxid-Suprakonstruktionen auf Implantatabutments, bedingt durch verschiedene Abutmentgeometrien und die Art der Zementierung, sind nach der durchgeführten Studie denkbar.

Die relativ große Streubreite der Ergebnisse innerhalb der einzelnen Messerien, die mit Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) zementiert wurden, könnte vermutlich durch eine teilweise nicht vollständig abgeschlossene Aushärtung des Zementes zu erklären sein. Alle Probekörper unterlagen einer 24-Stunden-Aushärtung, dennoch war Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) nach dem Abzugsversuch in einer klebrigen Konsistenz auf der Abutmentoberfläche vorzufinden.

Die Größe der Standardabweichungen lagen im Bereich von 14,48 N-27,97 N. Dies lässt sich eventuell u.a. auf den Versuchsaufbau zurückführen. Die CAD/CAM gefertigten Keramikgerüste wurden individuell mit Cercon® art (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) modelliert und die Gerüste im koronalen Drittel an dem äußeren Überstand verlängert was als Verankerungspunkt für die Abzugsvorrichtung diente. Es kann so zu minimalen Abweichungen beim Angriff der Zugkralle kommen und somit zu individuell unterschiedlich angreifenden Kräften an der äußeren Retention der Zirkoniumdioxidkrone. Der Ablauf dieser Untersuchung unterlag standardisierten Bedingungen und der techniksensible Umgang mit den Zementen wurde unter Beachtung der Herstellerangaben in zahlreichen Vorversuchen erprobt. Der Anmischvorgang kann, wie oben bereits beschrieben, minimal variieren und zu unterschiedlichen Bedingungen innerhalb der Messerien führen, welche hier aber versuchsbedingt hinzunehmen sind. Als Optimierung der axialen Ausrichtung des Implantatkörpers in den Kunststoffblöcken, wäre abweichend von dem hier manuell

eingestellten Parallelometer, eine spezielle Aufnahmevorrichtung denkbar, welche zu einer Selbstjustierung und Korrektur von Ungenauigkeiten in Hinsicht auf die Parallelität, beitragen könnte.

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei unterschiedliche Befestigungszemente untersucht. Bei den verwendeten Zementen handelte es sich um jeweils ein Zwei-Komponenten-System. Die beiden Pasten (Basispaste und Katalysatorpaste) wurden je nach Produkt und Herstellerangaben manuell mit einem Spatel oder mit Hilfe einer Mischkanüle angemischt. Speziell beim manuellen Anmischen kann es zu möglichen Abweichungen im Mischverhältnis kommen, da die verwendeten Mengen weder abgewogen noch abgemessen, sondern nach Augenmaß (gleiche Stranglänge) dosiert wurden. In der Praxis ist dies die übliche Methode und fand somit auch in dieser Studie Verwendung. Es gilt im Weiteren zu bedenken, dass die Pasten sich nicht vollständig durchmischen könnten oder durch eine falsch angewendete Anmischtechnik Lufteinschlüsse möglich sind (Caughman et al., 2001). Die beschriebenen möglichen Ungenauigkeiten beim Anmischen des Zementes (hier speziell beim manuellen Anmischen) könnten einen Einfluss auf die Endhärte und somit auch auf das spätere Retentionsverhalten haben, welcher aber hinnehmbar ist, da wie schon beschrieben, diese Art der Durchmischung der täglichen Praxis und den Herstellerangaben entspricht.

Es ist unstrittig, dass die Größe des Zementspaltes (die senkrechte Messstrecke zwischen Abutmentoberfläche und Restaurationswand; auch innerer Spalt genannt) einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben kann (Spiekermann, 1986). Dem Befestigungszement sollte ausreichend Platz entsprechend der jeweiligen Zementkorngröße geboten werden, um optimale Haftwerte erreichen zu können. Die Breite des Kronenrandspaltes, also der Abstand der Präparationsgrenze zum Kronenrand hängt u.a. von der Partikelgröße des Zementpulvers ab (Van Noort, 1987; Ludwig K., 2004). Unter Ausschluss sämtlicher anderer Einflussfaktoren entspräche demnach die Größe des Randspaltes der Partikelgröße des verwendeten Zementes (Van Noort, 1987; Ludwig K., 2004). Neben der Zementpartikelgröße sind die Zement-

qualität, die korrekte Durchführung der Zementierung und im Besonderen auch die Abflusseigenschaften des Zementes sowie die Zementfilmstärke weitere mögliche Einflüsse auf die Breite des Kronenrandspalts und somit auch auf die Passgenauigkeit der Restauration und Verbundfestigkeit (Kullmann, 1985).

Ein möglicher Einfluss der beschriebenen Zementfilmstärke, also der Dicke der Zementschicht zwischen Abutment und Versorgung, auf die späteren Retentionskräfte wird in der Literatur immer noch kontrovers diskutiert. Einige Studien beschreiben eine unvollständige Polymerisation der kunststoffverstärkten Zemente bei Filmstärken unter 20 μm (Ernst et al., 1998). Die neue Generation der Zemente wirbt mit einem hervorragenden Fließvermögen und sehr niedrigen Filmstärken im Bereich von 8 μm . Zu dieser neuen Generation gehört auch der in der vorliegenden Untersuchung verwendete semi-permanente Zement Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen). Laut Herstellerangaben besitzt er eine mögliche Filmstärke von nur ca. 10 μm . Es zeigt sich, dass der in einer in-vitro/in-vivo-Studie verwendete implantlink® semi (DETAX, Ettlingen), welcher ebenfalls ein semipermanenter dualhärtender kunststoffverstärkter Zement ist (auf der Basis von Urethanmetacrylaten), mit durchschnittlich 8 μm im Vergleich die geringste Filmdicke aufwies. Darauf folgten TempBond®NE (Kerr, Hamm) mit 9,2 μm und Premier Implant Cement (Premier Products Company, Plymouth Meeting, PA USA) mit 10,2 μm durchschnittlicher Filmdicke. Eine geringe Filmstärke wie die von implantlink® semi (DETAX, Ettlingen) sorgt für eine sichere Positionierung der Suprakonstruktion beim Einsetzen und führt zu sehr geringen Spaltmaßen zwischen Implantatbutment und Suprakonstruktion (Blesch 2009). Zum ebenfalls hierfür verwendeten Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) liegen bezüglich der Filmdicke derzeit noch keine Untersuchungen vor.

Das Retentionsprinzip zwischen Restauration und Abutment beruht im Wesentlichen auf einer Verriegelung durch die Zementkörner. Es kommt so zu einer mikromechanischen Verankerung zwischen der Abutmentoberfläche und der Kroneninnenfläche. Abweichend dazu nehmen die adhäsiven Zemente eine

Sonderrolle ein, da hier, durch Vernetzungsvorgänge, langkettige Moleküle entstehen und somit ein chemischer Verbund zwischen Restaurations- und Abutmentoberfläche entsteht. Materialien, die aus einer kaltpolymerisierenden Monomermatrix und Füllstoffen bestehen und als „Komposit“ bekannt sind, variieren im Anteil der Füllstoffe und der Größe der Teilchen beträchtlich. Je nach System sind die Adhäsivzemente autopolymerisierend (chemisch- oder dunkelhärtend), dualhärtend (licht- und chemischhärtend) oder rein lighthärtend. Die Dualhärtung erlaubt dem Behandler, den Abbindevorgang des Kunststoffzementes an den Stellen zu beginnen, die dem Licht zugänglich sind, während das Befestigungsmaterial an den lichtunzugänglichen Stellen autopolymerisierend nachhärtet. Kompositzemente sind speziell für vollkeramische Arbeiten aufgrund der hohen Transluzenz und Ästhetik sehr gut geeignet. Untersuchungen bezüglich der Randundichtigkeiten bei der Anwendung von Kunststoffzementen nach mechanischer und thermischer Belastung ergaben keine Bestätigung der Entstehung von „microleakages“ im Randbereich (Rosin, 2000). Die intraorale Entfernung der Zementüberschüsse und die Ausarbeitung der Zementfuge wurden in der Literatur als schwierig betrachtet, was eine mögliche Provokation von Parodontalproblemen verstärkt hervorrufen könnte (Mitchell, 1999; Edelhoff et al., 2000 b). Die aktuellen kunststoffverstärkten Zemente sind nach den Ergebnissen dieser Studie hingegen durchaus einfacher zu entfernen, was einer parodontalen Schädigung des periimplantären Gewebes vorbeugt.

Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) eignet sich zur Eingliederung speziell von vollkeramischem Zahnersatz. Des Weiteren ermöglicht er ein Wiederabnehmen von implantatgetragenen Suprakonstruktionen nach erfolgter Zementierung, was ein Reinigen der Abutments gestattet. Dieser Aspekt macht ebenfalls ein Wiederbefestigen von gelockerten Abutmentschrauben ohne Restaurationsbeschädigung möglich. Ein Vorteil, welcher bislang unter Verwendung eines definitiven Zementes nicht möglich und den verschraubten Restaurationen vorbehalten war. Der Zement erschien nach dem Anmischprozess in unseren Untersuchungen gelartig und lässt sich daher nach dem Zementieren optimal und

ohne Aufwand im Kronenrandbereich entfernen. Das aufwändige Entfernen von Zementresten mittels Scaler und eine damit oft verbundene Verletzung der Implantatoberfläche und des Gewebes finden somit nicht statt, was das Risiko einer möglichen Periimplantitis herabsetzt. Eine Abnahme der Restauration zu Kontrollzwecken erscheint, wie bereits beschrieben, einfacher, was insbesondere bei mehrgliedrigen Konstruktionen eine Rolle spielt. Die Rückstände des in unserer Studie verwendeten Implantatzementes erschienen als dünne, gleichmäßige Kleberschicht, die ausschließlich auf den Implantatabutments haften blieb. Sie ließ sich als Ganzes entfernen. Im Gegensatz dazu kam es bei der Verwendung von TempBond®NE (Kerr, Hamm) zu Zementrückständen im Kroneninnenraum und auf den Abutments, deren Entfernung sich wesentlich aufwändiger darstellte.

Damit eine Implantatversorgung als erfolgreich eingestuft werden kann, muss eine Mobilität innerhalb der Konstruktion ausgeschlossen werden (Albrektsson, 1986). Die fehlende Übergangspassung im Implantat-Interface sowie die Eigenschaften der Schraube und das Drehmoment sind Faktoren, welche unter anderem eine Verschraubung beeinflussen können (Burguete et al., 1994; Cibirka 2001). Eine genaue Kongruenz zwischen Implantat und Abutment ist Voraussetzung für die Stabilität der gesamten Konstruktion (Carr, 1993; Cibirka, 2001). Die Differenz zwischen der Außenfläche des Implantates und der Innenfläche des Abutments kann bei einem Implantat mit externer Implantatkonfiguration zwischen 4 und 10,1 Grad variieren. Nach Binon führt eine Passungsungenauigkeit von mehr als 5 Grad zu einem möglichen Schraubenverlust (Binon, 1996). Dieses Problem betrifft vor allem vollkeramische Abutments.

Die hohe Festigkeit des Zirkoniumdioxids wird bei der Verarbeitung erst im Sinterprozess erreicht. Eine Sinterung geht aber mit einer prozentualen Schrumpfung des Gesamtvolumens einher, also mit einer resultierenden Dimensionsänderung. Diese kann zu einer Inkongruenz in der hexagonalen Struktur führen und dementsprechend die Passung des Abutments beeinflussen. In dieser Studie wurden

Titanabutments verwendet. Das von dem Hersteller vorgegebene Anzugsdrehmoment von 15 Ncm wurde für alle Abutments eingehalten.

Die Vorteile einer Metall-zu-Metall Verbindung zwischen Implantat und Aufbau wurden untersucht und bewiesen (Binon, 2000). Ein direkter Kontakt zwischen Keramik und Metall kann durch Mikrobewegungen zu Abrieberscheinungen an der Metalloberfläche führen, bedingt durch die härtere Keramik. Eine Schraubenlockerung könnte solche Abnutzungserscheinungen begünstigen.

Interne Passungsdiskrepanzen und ein damit verbundener Retentionsverlust können als Folge möglicher Fehler bei der maschinellen Herstellung (CAD/CAM) der Keramikgerüste auftreten. Bei der lichtoptischen Abformung macht die metallische Oberfläche des Titanabutments eine Bepuderung mit Titandioxid oder Okklusionsspray notwendig, um die Digitalisierbarkeit zu ermöglichen. Dieses kann zu einem systematischen Fehler durch Puderansammlungen auf der Abutmentoberfläche führen. Diese lokalen Veränderungen (Unebenheiten) haben die späteren Passungsungenauigkeiten zur Folge (Quaas, 2005).

Es gibt auch Hinweise dafür, dass je nach Hersteller signifikante Unterschiede im Haftverhalten zwischen den unterschiedlichen Keramiken und dem Implantat-abutment auftreten können. Eine genauere Analyse der Zusammensetzung der verschiedenen Keramiken ist erforderlich und eine eventuelle Interaktion der zugefügten Metalloxide innerhalb der Keramiken mit dem jeweiligen Befestigungssystem gilt es zu evaluieren (Mehlich, 2011).

Die Abutments für die Kronengerüste wurden mit dem Cercon® eye Scansystem (DeguDent, Hanau/Wolfgang) digitalisiert und per zentraler Netzwerkfertigung (Compartis®, Hanau/Wolfgang) angefertigt. Der Digitalisierungsprozess erfolgte über die in der Pilotstudie ermittelten Parameter und gemäß den Herstellerangaben des beschriebenen Scansystems. Da die CAD/CAM-gefertigten Keramikgerüste individuell mit Cercon® art (DeguDent GmbH, Hanau/Wolfgang) modelliert wurden, musste nach der Pilotserie das Design noch einmal überarbeitet werden, sodass die

Gerüste im koronalen Drittel an dem äußeren Überstand verlängert wurden, welcher als Verankerungspunkt für die Abzugsvorrichtung diente. Dieser Veränderung zufolge konnte die Abzugskralle ausreichend unter das Keramikgerüst greifen und einen axialen Abzug sichern. Die Varianz in den Ergebnissen der Pilotserie lässt sich auf diese Weise in Ansätzen erklären, da zunächst nicht bei allen Gerüsten ein optimaler Griff unter die Retentionen möglich war.

Betrachtet man andere Untersuchungen, so lässt sich auch der mögliche Einfluss der durch den Fräsprozess bedingten Randaussprengungen der Keramik auf das Retentionsverhalten diskutieren (Abdin-Bey, 2003). Diese Ungenauigkeiten waren innerhalb der zu diesem Thema durchgeführten Studien bei den Kronengerüsten, welche über die zentrale Netzwerkfertigung (Compartis®, Hanau/Wolfgang) hergestellt wurden, in einem eher geringeren Maße zu beobachten. Nach Luthardt hängt dies mit der Topographie der Schleifwerkzeuge zusammen (Luthardt, 2000). Hauptsächlich hängt demnach die durch die Keramikbearbeitung hervorgerufene Randzonenschädigung mit der aktuellen Schneidfähigkeit der Schleifwerkzeuge zusammen. Da stets eine optimale Schneidleistung angestrebt wird, sollten bereits verschlissene Werkzeuge regelmäßig ausgewechselt werden, um etwaige Aussprengungen im Bereich des Kronenrandes zu vermeiden (Luthardt, 1997; Luthardt, 2000). Die Herstellung über eine zentrale Netzwerkfertigung kann laut durchgeführter Studien das Auftreten von durch den Fräsprozess bedingten Randaussprengungen minimieren. Eine mögliche Begründung ist der Einsatz von technisch hochentwickelten Fräsmaschinen, sowie die Gewährleistung einer optimalen und regelmäßigen Gerätewartung und ein damit verbundenes, regelmäßiges Austauschen verschlissener Schleifwerkzeuge.

Eine implantatgetragene Konstruktion sollte neben den funktionellen Anforderungen auch den allgemein zunehmenden Ansprüchen der Ästhetik gerecht werden. Neben der „weißen Ästhetik“, d.h. einer individuell optimalen Rekonstruktion des zu ersetzenden Zahnes spielt auch die „rote Ästhetik“, d.h. eine entzündungsfreie gleichmäßig verlaufende und ausgeformte Gingiva eine immer größere Rolle für den

Implantationserfolg und im Speziellen für die Zufriedenheit des Patienten (Yildirim, 2000). Bei den konfektionierten präfabrizierten Abutmentgeometrien wird ein natürliches, dem Zahnquerschnitt ähnliches Erscheinungsprofil nicht immer erzielt. Eine Individualisierung der Abutmentgeometrie zum Ausgleich von Achsdivergenzen ist daher häufig erforderlich. Um die konfektionierten Abutments dennoch gingivaformend einzugliedern, muss der Präparationsrand häufig subgingival angelegt werden. Eine sich daraus ergebende Problematik ist die erschwerte Entfernung der Zementreste und das Versetzen der bakterienbehafteten Schnittstelle zwischen Implantat und Aufbau in die Nähe des pathologischen Bereichs (Yildirim, 2000; Yildirim, 2003). Eine Studie gab einen Knochenverlust bei zementierten Restaurationen von etwa 1 mm an (Henriksson, 2003). In der vorliegenden Studie sollte die ästhetische Notwendigkeit der Individualisierung in Zusammenhang mit der mechanischen Funktionalität gebracht werden.

Die wesentlichen Kriterien der mechanischen Belastbarkeit von Implantatversorgungen im klinischen Alltag konnten im Rahmen der durchgeführten in-vitro-Studie nur teilweise beleuchtet werden. Neben dem Knochen-Implantat-Interface ist die Knochenqualität und -quantität sowie die Implantat-Abutment-Verbindung sowie die Qualität der Suprakonstruktion von erheblicher Bedeutung für eine gute Langzeitprognose von implantatgetragem Zahnersatz (Peter, 2008). Komplikationen, die durch unphysiologische Belastungen, wie z.B. parafunktionelle Habits oder okklusale Störkontakte, hervorgerufen werden und zu einem periimplantären Knochenabbau und somit zu einem erhöhten Frakturrisiko des Implantats führen können, wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt. Der Einfluss der Abutmentgeometrie auf das Retentionsverhalten ist auf die beschriebene in-vitro Situation beschränkt.

Für die Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen Suprakonstruktion und Abutment kann die künstliche Alterung der Prüfkörper von Bedeutung sein. Es kommen zu diesem Zweck in der Regel Langzeit-Wasserlagerung und Thermo-cycling-Prozesse zum Einsatz. Andere Methoden wie absolut trockene Bedingungen, Lagerungen in korrosiven Medien und die Alterung mit Speichel finden seltener

Anwendung (Lohbauer et al., 2008; Aboushelib et al., 2008; Edelhoff et al.; 2000 a; Kim et al., 2005). Ein Intervall von 5-55°C beim Thermocycling entspricht den Temperaturen der Mundhöhle. Durch den Temperaturwechsel kann es zu Spannungen innerhalb der Verbundschicht und somit zu einer Schwächung des Haftverbundes kommen (Kerschbaum et al., 1995; Pospiech, 1996; Wegner et al., 2002). Einige Forschungsgruppen ließen die Prüfkörper 150-180 Tage künstlich im Wasserbad altern (Kern und Wegner, 1998; Wegner et al., 2002; Wolfart et al., 2007; Blatz et al., 2007). Um einen besseren Vergleich zu derartigen Studien ziehen zu können, wären für uns weiterführende Untersuchungen mit einer vergleichbar langen Lagerung im Wasserbad beziehungsweise in einem Kausimulator mit Thermocycling, interessant.

Den Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit des Zirkoniumdioxidgerüsts und des Abutments auf das Retentionsverhalten gilt es weiterhin zu untersuchen. Es ist nach den Ergebnissen dieser Studie zu vermuten, dass die Zementfuge umso kleiner wird, je kürzer die Abutmenthöhe ist. Die Gebrauchsinformation zu Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) gibt den Hinweis, dass es auf Grund der zahlreichen Einflussfaktoren bei der Befestigung auf Implantat-Abutments (z.B. Abutmenthöhe und Geometrie) zu einem vorzeitigen Retentionsverlust oder einem zu kräftigen Verbund kommen kann. Um ein vorzeitiges Lösen der Restauration zu vermeiden, wird auf die mögliche Vorbehandlung des Abutments durch ein Abstrahlen der Oberfläche mit z.B. Aluminiumoxid (Al_2O_3) hingewiesen. Eine Oberflächenbearbeitung der Suprakonstruktion, im speziellen bei Zirkoniumdioxidkeramiken, wird weiterhin in verschiedenen Studien diskutiert (Blatz et al., 2007; Kosmac et al., 1999). Einige dieser Untersuchungen ergaben, dass die üblichen Verfahren zur Bearbeitung der Oberflächen, wie sie schon seit Jahren bei Restaurationen aus Glaskeramiken eingesetzt werden (wie Silanisierung oder Flusssäureätzung), keinen wesentlichen Einfluss auf den Haftverbund bei der Verwendung von Zirkoniumdioxidkeramiken haben. Durch den hohen Kristallgehalt und die fehlende Glasphase des Zirkoniumdioxids, scheint ein Ätzen wirkungslos. Die Frage nach der effektivsten Oberflächenbearbeitung ergab unterschiedliche Methoden. Neben dem klassischen Sandstrahlen mit Al_2O_3 ergaben auch die Silikatisierung, die

Plasmaspray-Beschichtung (Hexamethydisiloxan) oder das Aufbringen einer niedrignschmelzenden Keramikschiicht verbesserte Haftwerte (Blatz et al., 2007; Kosmac et al., 1999; Derand et al., 2005). Es zeigte sich also, dass die Frage nach der idealen Zementierung von implantatgetragenen Suprakonstruktionen eine in der Literatur häufig diskutierte Problemstellung zu sein scheint. Neben dem konventionellen Zementieren (Glasionomermzement, Zinkoxidphosphatzement) wird oft eine eventuell längere klinische Haltbarkeit durch adhäsive oder selbstadhäsive Befestigung empfohlen (Blatz et al., 2004). Adhäsivsysteme mit Phosphatmonomeren wirken über diese Monomere selbstadhäsiv auf die Oxidkeramik. Vorteile einer adhäsiven Befestigung von Restaurationen bei ungünstiger Abutmentgeometrie (geringe axiale Höhe) mit geringerer mechanischer Retention, ergaben sich auch in dieser Studie.

Die Zugversuche wurden mit der Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) durchgeführt und mittels „TestXpert“ (Software Zwick, Ulm) ausgewertet. Mit Hilfe der Funktion „Vorkraft“ der Zwick-Software (Zwick, Ulm) „TestXPert2“ ist eine Vorspannung des Systems erreicht, die mögliche Startungenauigkeiten verhindert. Mit dieser Funktion wurde die Maschine zunächst mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/min bis zu einem Zug von 20 N eingestellt. Sobald dieser Wert erreicht war, begann der eigentlich Abzugsversuch mit einer Prüfgeschwindigkeit von 5 mm/min bis zur Dezementierung. Der Einfluss verschiedener Abzugsgeschwindigkeiten wurde bereits in früheren Studien diskutiert und ergab dort keine signifikanten Unterschiede (Sano et al., 1994; Yamaguchi et al., 2006). Da die in dieser Studie verwendeten Keramikgerüste nach einem Abzugsversuch auch nicht ohne Bearbeitung wieder in den ursprünglichen Zustand zurückzuführen waren, wurde auf einen erneuten Abzug mit anderen Abzugsgeschwindigkeiten verzichtet.

Die Methodik dieser in-vitro-Studie ist verglichen zu der Situation „in-vivo“ stark vereinfacht und lässt sich somit nur ansatzweise auf die Umgebung der Mundhöhle projizieren. Die gewählte axiale Zugkomponente gilt unter anderem als statistischer Grundversuch der Materialprüfung, wobei auf das natürliche Kausystem weitere

Kräfte im Sinne von vertikaler, horizontaler und extraaxialer Belastung wirken (Kirchoff, 1978).

Mittels der EDX-Analyse wird es möglich, ohne weitere Probenpräparation direkt im Anschluss an die mikrostrukturelle Untersuchung, die chemische Zusammensetzung der vorliegenden Probe zu ermitteln. Allerdings zeigt auch diese Methode ihre Grenzen auf. Hierbei sollte man beachten, dass in der Praxis zum Schutz des Detektors Abschirmungen aus unterschiedlichen Materialien verwendet werden (Kunststoffe, Beryllium, Diamantfilme). Alle Röntgenstrahlen unterhalb einer gewissen Grenze werden nun von diesen Substanzen absorbiert, dieses sind die leichteren Elemente des Periodensystems (z.B. H, Li, Be, B), welche nicht mehr erfasst werden können. Verglichen zu den schwereren Elementen sind nicht nur die qualitativen sondern auch die quantitativen Prozentgehalte der leichteren Elemente (wie z.B. Natrium) verstärkt fehleranfällig. Weitere Probleme können auftreten, sobald die Röntgenstrahlung verschiedener Elemente einer Probe im gleichen Energiebereich liegt und eine Überlagerung der Peaks stattfindet. Es erfolgt rechnerisch zwar eine automatische Auftrennung nah beieinander liegender Signale, aber man nutzt die EDX-Analyse zur qualitativen und semiquantitativen Analyse (Raber, 1996). Die Mineralunterscheidung bei gleicher Zusammensetzung ist also als schwierig zu betrachten.

Es ist weiterhin zu berücksichtigen, dass die Fehler der quantitativen Analyse auch in Zusammenhang mit einer unregelmäßigen Oberfläche zu bringen sind. In einigen seltenen Fällen kann es sogar vorkommen, dass chemische Elemente auf Grund von Wachstumsformen vorgetäuscht werden, weil z.B. eine zu geringe Korngröße vorliegt. Man spricht von einer chemischen Mischanalyse, die entsteht, wenn man mit dem Elektronenstrahl mehrere zu kleine Körner $<5 \mu\text{m}$ trifft. Zu einer genaueren Zuordnung speziell von Mineralen sollten also weitere Untersuchungsverfahren (z.B. Röntgen-Pulverdiffraktometrie) stattfinden.

Die Ergebnisse der EDX-Analyse ergaben eine chemische Übersicht der vorliegenden Elemente, wobei eine genauere materialwissenschaftliche Aussage über die Produkte mittels dieses Analyseverfahrens nicht möglich ist.

Mögliche kritisch zu betrachtende chemische Verbindungen wie z.B. Zinkoxid oder Zinkacetatdihydrat, welche in TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) zu finden sein könnten, werden im Sicherheitsblatt zum Produkt der Firma aufgeführt mit den entsprechenden Maßnahmen, die es zu beachten gilt. Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) gehört noch zu den „jüngeren“ Zementen und ist deshalb noch nicht in vielen Studien untersucht worden. Die Inhaltsstoffangaben in dem Sicherheitsblatt der Firma Ivoclar Vivadent bezüglich möglicher „kritischer“ Bestandteile des Produkts belaufen sich auf mögliche Gefahren durch Decamethyldimethacrylat und Dibenzoylperoxid, welche bei fachgerechter Anwendung keine Gefahr darstellen. Den möglichen Einfluss der metallischen Elemente auf die Haftkraft, wie Aluminium und Silizium, die im Produkt vorhanden sein könnten, müsste man genauer untersuchen. In welcher chemischen Verbindung Fluor auftritt, sollte ebenfalls Beachtung finden, da Fluor unter Umständen auch risikoreiche chemische Verbindungen eingehen kann. Mögliche Peaks im Spurenelementbereich <1-3 Gew.% sind mit der EDX-Analyse nicht nachweisbar, aber sollten dennoch in anderen Untersuchungen mittels Mikrosonde oder ICP-MS diskutiert werden.

5.1 Schlussfolgerungen für die Praxis

Verschraubte implantatgetragene Restaurationen scheinen neben der Möglichkeit der Zementierung in der Zukunft weiterhin eine Rolle zu spielen. Unter dem genannten Aspekt der Periimplantitis wird eine verschraubte Konstruktion weiterhin als bessere Alternative gesehen. Da man sich von der definitiven Zementierung aus den genannten Gründen weiterhin distanziert, nehmen die semipermanenten Zemente einen immer wichtigeren Platz in der modernen Zahnmedizin ein. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigten die gezeigten Vorteile in der Anwendung von

modernen, semi-permanenten Kompositzementen wie Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen). Bei konventionellen Abutmentgeometrien mit retentiver Form sind die Haftwerte der Suprakonstruktion durch eine semi-permanente Befestigung zufriedenstellend. Eine Brücke zwischen der definitiven Zementierung und der rein provisorischen Zementierung wurde durch die „neue Generation“ der semipermanenten Befestigung von implantatgetragenen Suprakonstruktionen aus Zirkoniumdioxid geschaffen. Die Vorteile des provisorischen Zements mit der Wiederabnehmbarkeit der Suprakonstruktion wurden kombiniert mit den retentiven Eigenschaften einer definitiven Zementierung. Das leichte Handling und die einfache Entfernbareit erleichtern die Arbeitsweise deutlich. Für individuelle Abutmentformen sollte die Indikation jeweils kritisch gestellt werden. Bei den niedrigeren Abutmentgeometrien bewies dieser Zement größtenteils noch ausreichende Haftwerte, wobei man bei allgemein individuellen Abutmentgeometrien, die nicht in der Höhe reduziert sind, nach unseren Untersuchungen auch weiterhin einen klassischen provisorischen Zement wie TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) wählen kann. Bei niedrigeren Abutmentgeometrien verlor TempBond[®]NE (Kerr, Hamm) an nötiger Haftkraft, da der Halt bei diesem Zement auf mechanischer Wechselwirkung zwischen den Zementkörnern beruht. Die Haftkraft zwischen der Abutmentoberfläche und der Kroneninnenfläche steht also in einer Abhängigkeit zu der Größe der retentiven Fläche. Die kunststoffverstärkten Zemente wie Telio CS Cem Implant (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) zeigen auf Grund der bereits beschriebenen Adhäsionswirkung konstantere Werte, auch bei niedrigerer Abutmentgeometrie.

Um einem möglichen Spätmissserfolg der Implantatversorgung in Folge einer unbemerkten Dezementierung zu vermeiden, sollte in der Praxis eine regelmäßige funktionell-prothetische Kontrolle stattfinden (Gernet et al., 2011). Diese umfasst die Kontrolle der statischen und dynamischen Okklusion der eingegliederten Rekonstruktionen, die Überprüfung der Retention von Implantaten, Abutments und Suprakonstruktionen sowie das Beseitigen möglicher Vorkontakte. Unbemerkte Dezementierungen können zu ständigen Wechselbelastungen der Aufbauten bzw. des Implantates führen, welches vermehrt Schrauben-, Pfosten-, und

Implantatfrakturen zur Folge hat. Durch die semi-permanente Befestigung wird die bedingte Abnehmbarkeit der Suprakonstruktion gewährleistet und somit kann bei Komplikationen die jeweilige Ursache bestenfalls (z.B. die Wiederbefestigung gelockerter Abutments, Reparaturen von Keramikabplatzungen) beseitigt werden.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurden an 60 auf Implantatabutments zementierten Einzelzahnkronengerüsten aus Zirkoniumdioxid Abzugsversuche durchgeführt, um die zur Dezementierung der Kronengerüste nötigen Kräfte zu ermitteln. Als variable Parameter dienten hierbei drei unterschiedliche Abutmentgeometrien, sowie unterschiedliche Zementsysteme. Mittels des beschriebenen CAD/CAM- Verfahrens wurden die Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid hergestellt. Die Zugversuche wurden mit der Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) durchgeführt und mittels „TestXpert“ (Software Zwick, Ulm) ausgewertet. Die nötige Kraft, welche zu einem vollständigen Abriss der Zirkoniumdioxidgerüste von dem Implantatabutment führt, wurde in Newton gemessen. Um die Materialunterschiede zu veranschaulichen wählten wir eine zusätzliche Analyse der gewählten Zementsysteme mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM) und Röntgenmikroanalyse (EDX) in Zusammenarbeit mit der Abteilung Kristallographie des Geozentrums der Universität Göttingen. In den Ergebnissen zeigt sich eine signifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren Abutmentgeometrie und Zement ($p < 0.002$). Während sich bei dem konfektionierten Abutment kaum ein Unterschied zwischen den Zementarten zeigt ($p = 0.2495$, 95%KI [-26.93, 7.45]), sind bei dem individuell niedrigen Abutment für den Zement Telio CS höhere Abzugskräfte nötig ($p < 0.0001$, 95%KI [56.15, 98.01]). Dieser Effekt kehrt sich beim hohen Abutment um ($p = 0.0008$, 95%KI [- 66.26, -20.62]). Es ist hier folglich kein einheitlicher Einfluss des Faktors Zement zu beobachten. Ein möglicher Einfluss auf die Retentionskraft, bzw. das Retentionsverhalten von zementierten Zirkoniumdioxid-Suprakonstruktionen auf Implantatabutments bedingt durch verschiedene Abutmentgeometrien wäre denkbar. Als Schlussfolgerung für die Praxis bestätigten sich die gezeigten Vorteile in der Anwendung von modernen semi-permanenten Kompositzementen für die Befestigung CAD/CAM gefertigter vollkeramischer Restaurationen auf Titanabutments, wobei die Indikation bei individuellen Abutmentgeometrien jeweils kritisch zu stellen ist.

7 Literaturverzeichnis

Abboud M, Stark H (2003):

Vollkeramische Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich.
Quintessenz 54, 1295-1302

Abdin-Bey S (2003):

Untersuchungen zu Passgenauigkeiten vollkeramischer Systeme.
Med. Diss. München

Aboushelib MN, Matinlinna JP, Salameh Z, Ounsi H (2008):

Innovations in bonding to zirconia-based materials: Part I
Dental Materials 24, 1268-1272

Agar J, Camerin S, Hughbanks J, Parker M (1997):

Removal from restorations luted to titanium abutments with stimulated subgingival margins.

J Prosthet Dent 78, 43-47

Albrektsson T, Zarb G, Worthington, Eriksson AR(1986)

The long term efficiency of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success.

Int J Oral Maxillofac Implants 1, 11-25

Al Nawas B, Wagner W:

Implantmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht.

In: Koeck B, Wagner W (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde.

Band 13: Implantologie, Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 2004, S. 61-81

Att W, Yajima ND, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR (2012):

Influence of Preparation and Wall Thickness on the Resistance to Fracture of Zirconia Implant Abutments.

Clin Implant Dent Relat Res 14, 196-203

Becker J (1996):

CAC- Ein Weg zur computergestützten Herstellung keramischer Restaurationen.
Dtsch Zahnärztl Z 51, 511-517

Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S (1990):

Clinical and micro- biologic findings that may contribute to dental implant failure.
Int J Oral Maxillofac Implants 5, 31-38

Behneke A, Behneke N :

Recall und Nachsorge

In: Koeck B, Wagner W (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde.

Band. 13: Implantologie Urban & Schwarzenberg, München-Wien- Baltimore 2004,
S. 315-350

Behr M (2007):

Adhäsiv oder konventionell zementieren.

ZM 97, 40-44

Binon PP (1996):

The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability.

Int J Prosthodont 9, 149-160

Binon PP (2000):

Implants and components: Entering the new millenium.

Int J Oral Maxillofac Implants 1, 76-94

Blatz MB, Avishai S, Kern M (2004):

Adhäsive Befestigung hochfester Vollkeramikrestorationen.

Quintessenz 55, 33-41

Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A (2007):

Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia.

Quintessence Int 38, 745-753

Blesch A (2009):

Ist die bedingt abnehmbare Befestigung implantologischer Suprakonstruktionen bei Zirkoniumdioxidrestorationen ohne Verschraubung möglich?

Detax GmbH & Co. KG Ettlingen, Presseservice

Bornemann G, Lemelson S, Claas H, Luthardt R (2001):

Analyse der internen 3D- Passgenauigkeit von Vollkeramikronen (Cerec3).

Dtsch Zahnärztl Z 56, 619-622

Branemark, P.I. (1983):

Osseointegration and its experimental background.

J Prosthet Dent 50 (3), 399-410

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell, R (1977):

Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a ten-year period.

Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 16, 1-132

- Brånemark R, Öhrnell LO, Skalak R, Carlsson L, Brånemark PI (1998):
Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo
investigation in the beagle dog.
J Orthop Res 16, 61-9
- Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD (1992):
Use of luting agents with an implant system: Part I.
J Prosthet Dent 68, 737-741
- Brümmer O:
Mikroanalyse mit Elektronen- und Ionensonden.
2. Auflage, Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig 1978, S.99-129
- Burguete RL, John RB, King T, Patterson EA (1994):
Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants
J Prosthet Dent 71, 592-599
- Carr A, Brunski J, Labishak J, Bagley B (1993):
Preload comparison between as-received and cast-top-implant cylinders.
J Dent Res 72, 190-195
- Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA (2001):
Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations.
J Prosthet Dent 85, 479-484
- Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY (1999):
Cemented- versus screw-retained implant prostheses: Which is better?
Int J Oral Maxillofac Implants 14, 137-141
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989):
Mechanical properties and short-term in-vitro evaluation of yttrium-oxide-partially-
stabilized zirconia.
J Biomed Mater Res 23, 45-61
- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rügeberg FA (2001):
Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing.
J Prosthet Dent 85, 268-275
- Coskun H (2012):
Untersuchung der Abzugsfestigkeit eines experimentellen Zementes zur Befestigung
von Vollkeramik-Implantatsuprakonstruktionen im Vergleich mit zwei bereits
genutzten Zementen.
Med. Diss. Berlin 2012

Dahl G (1943):

Om mögligheten för implantation i käven av metallskelett som bas eller retention för fasta eller avtagbara proteser.

Odont Tidskr 51, 440

D`Hoedt B, Lukas D (1987):

Verlaufsmessungen parodontaler Indizes beim Tübinger Implantat aus Frialit. Eine 10-Jahres-Analyse.

Z Zahnärztl Implantol 3, 6-25.

Degudent:

Die System-Komponenten, Cercon smart ceramics-das Zirkonoxid Vollkeramiksystem.

Hanau, D, 2005

Derand T, Molin M, Kvam K (2005):

Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces.

Dent Mater 21, 1158-1162

Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A (2006):

Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in periimplant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps.

J Periodontol 77, 73-80

Edelhoff D, Abuzayeda M, Yildirim M, Spiekermann H, Marx R (2000 a):

Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 617-623

Edelhoff D, Horstkemper T, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M (2000 b):

Adhäsiv und konventionell befestigte Empress-1 Kronen.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 326-330

Eichner K, Kappert HF:

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.

Band 1, 6. Auflage, Hüthig Verlag, Heidelberg 1996, S. 326-366

Eriksson E, Brånemark PI (1994):

Osseointegration from the perspective of the plastic surgeon.

Plast Reconstr Surg 93, 626-637

Ernst CP, Wenzl N, Steder E, Willershausen B (1998):

Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement.

J Prosthet Dent 79, 461-472

Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B (2005):
In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents.

J Prosthet Dent 93 (6), 551-558

Ernst CP, Blum C, Schattenberg A, Stender E, Willershausen B (2008):
In-vitro-Retentionskräfte bei selbstadhäsiver Befestigung von Zirkonoxid-Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 63 (9), 623-631

Finne K, Rompen E, Toljanic J (2007):
Clinical evaluation of a prospective multicenter study on 1-piece implants. Part 1:
Marginal bone level evaluation after 1 year of follow-up.
Int J Oral Maxillofac Implants 22 (2), 226-234

Formiggini M. (1958):
Implant alloplastiques endo-osseux à spirale métallique.
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 68, 906-911

Frankenberger R, Kern M (2004):
Battle of the Bottles.
ZWL 5, 52

Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M:
Zahnärztliche Prothetik.
4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2011, S.244

Gershkoff A, Goldberg N (1949):
The Implant lower denture.
Dent Dig 55, 490

Gershkoff, A, Goldberg N (1952):
Fundamentals of the Implant denture.
J Prosth Dent 2, 49

Guertsen W (1990):
Crown and restoration margins.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 380-386

Greenfield EJ (1913):
Implantation of artificial crown and bridge abutments.
Dent Cosmos 55, 364

Gojowy T (2002):
Wie arbeitet ein CAD/CAM- Fräszentrum?
Quintessenz Zahntech 28, 648-653

- Gomes AL, Montero J (2011).
Zirconia implant abutments: A review.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 16 (1), 5-50
- Hammer H (1955):
Indikation und Kontaindikation zur subperiostalen Gerüstimplantation.
Dtsch Zahnärztl Z 10, 101
- Hebel KS, Gajjar RC (1997):
Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry.
J Prosthet Dent 77, 28-35
- Henriksson K(2003):
Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single tooth replacement: A prospective 1-year follow-up study
In J Prosthodont 16, 626-630
- Juntavee N, Millstein PL (1992):
Effect of surface roughness and cement space on crown retention.
J Prosthet Dent 68, 482-6.
- Kappert HF:
Verblendung von Oxidkeramiken.
In: Neue Oxidkeramiken und CAD/CAM- Techniken im Dentalbereich. Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde.
Deutscher Ärzte Verlag, DÄV GmbH, Köln 2007, S.47-58
- Kappert HF, Krahe M (2001):
Keramiken- eine Übersicht.
Quintessenz Zahntech 27, 668-704
- Kappert HF, Schwickerath H, Veich S, Bregazzi J (1994):
Zur Korrosionsfestigkeit aufbrennfähiger Edelmetalllegierungen.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 716-721
- Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM (2006):
In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs.
J Prosthodont 15, 20-24.
- Kelly JR, Derrry I (2008):
Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview.
Dental Materials 24, 289-298
- Kern M, Wegner SM (1998):
Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability.
Dent Mater 14: 64-71

Kern M, Eschbach S (2008):

Kleben-Neue Wege in der Prothetik.

ZM 98, 44-50

Kerschbaum T :

Adhäsivprothetik: Brücken, Attachments, Schienen, Veneers.

Urban & Schwarzberg München, 1995, S.3-64

Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW (2005):

The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials.

J Prothet Dent 94, 357-62

Kirchoff W (1978):

Untersuchungen über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen an natürlichen Zähnen. 1. und 2. Teil.

Zahnärztl Welt 87, 1012-1063

Kirsch A, Ackermann K :

Das IMZ- Implantationssystem - Indikation, Methode, Langzeitergebnisse.

Vortrag 107. Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.

Garmisch-Partenkirchen, Sept. 1982

Klink A (2006):

CAD/CAM-Restaurationen aus Zirkonoxid.

ZMK 22, 268-276

Koch WL (1976):

Die zweiphasige enossale Implantation von intramobiliären Zylinderimplantaten-IMZ.

Quintessenz 2, 23-31; 3, 21-27; 4, 39-46

Koeck B, Wagner W :

In: Koeck B, Wagner W: Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie

Band 13, 2. Auflage, Urban und Fischer, München-Jena 2004, S.2-59

Kohal RJ, Wenig D, Bächle M, Strub JR (2004):

Loaded custom made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment.

J Periodontol 75, 1260-1266

Köle, H (1963):

10 Jahre operative Implantattechnik.

Z Stomatolog 60, 347

- Kullmann W (1985):
Die Filmdicke von Befestigungskunststoffen.
ZWR 94, 943-953
- Kunzelmann KH, Pospiech P, Kern M (2007):
Hat sich Vollkeramik bewährt? Eine Positionspiegelung in der Kons und Prothetik.
Dentalfresh 2, 16-19
- Krekeler G, Pelz K und Rediker M (1990):
Die Plaqueanhaftung an verschiedenen Implantatwerkstoffen.
Z Zahnärztl Implantol 6, 229
- Krumbholz K (1996):
Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken
ZWR 3, 193-199
- Lauer HC, Weigl P:
Heidemann D (Hrsg.).Vollkeramische Kronen und Brücken – Potential zur
Routinetherapie?
Deutscher Zahnärztlicher Kalender 2005, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2005
- Linkow L. I (1966):
The blade vent – a new dimension in endosseous implant.
J Oral Impl Transpl Surg 12: 35-44
- Liu PR (2005):
A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Review.
Compend Contin Educ Dent Jul 26 (7), 507-527
- Lohbauer U, Zipperle M, Rischka K, Petschelt A, Müller FA (2008):
Hydroxylation of Dental Zirconia Surfaces: Characterization and Bonding Potential.
J Biomed Mater Res Part B : Appl Biomater 87 B, 461-467
- Ludwig K:
Befestigungskomposit, Befestigungsmaterialien und Glas-Polyalkenoat-Zement.
In: Ludwig K (Hrsg): Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde.
Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2004, S.14-15, 37-39, 118-119
- Ludwig K, Biffar R, Fischer H:
Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde.
1. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2004, 316
- Ludwig T:
Rasterelektronenmikroskop.Kurzes Skriptum.
Universität Heidelberg, 2011, Kap. 4

Luthardt RG, Musil R (1997):

CAD/CAM- gefertigte Kronengerüste aus Zirkoniumdioxidkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384

Luthardt R, Rudolph H (2001):

Der richtige Werkstoff.
ZWP 4, 12-16

Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Walter M (2000):

Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter
Innenbearbeitung von Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 55, 785-789

Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH (2001):

Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations.
Int J Prosthodont 14, 146–151

Luthardt RG, Quaas S, Rudolph H:

Maschinelle Herstellung von Zahnersatz.

In: Tinschert J, Natt G (Hrsg.): Oxidkeramiken und CAD/CAM Technologien.
Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde,
Deutscher Zahnärzte Verlag, DÄV GmbH, Köln 2007, S.65-94

Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L (2007):

An overview of zirconia ceramics: Basic Properties and clinical applications.
J Dent 35, 819-826

Marx R (1993):

Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen, Verstärkung und
Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236

Marziani L (1955):

Subperiostale Gerüstimplantate zu prothetischen Zwecken.
Dtsch Zahnärztl Z 10, 1115

Mehl A (2001):

Technologische Grundlagen und Klassifizierungen.
ZWP 4, 6–9

Mehl A, Hickel R (1999):

Current state of development and perspectives of machine-based production
methods for dental restorations .Review.
Int J Comput Dent Jan 2(1), 9-35

- Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R (1996):
Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung.
Dtsch Zahnärztl Z 51, 23–27
- Mehlich M (2011):
Verbundfestigkeit zwischen unterschiedlichen Zirkonoxidmaterialien und adhäsiven Befestigungsmaterialien.
Med. Diss. Universität Freiburg
- Meffert RM (1992):
How to treat ailing and failing implants.
Implant Dent 1, 25-33
- Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H (2000):
Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures.
Int J Oral Maxillofac Implants 15, 545-549
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD (2003):
Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review.
Int J Oral Maxillofac Implants 18, 719-728
- Mitchell CA, Pinado MR, Geary L, Douglas WH (1999):
Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation.
J Prosthet Dent 81, 668-677
- Müller, R :
Diskussionsbeitrag.
In: Bericht der 74.Tagung der Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Düsseldorf 1937, S.45
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P (1992):
A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects.
J Prosthet Dent 68, 949-956
- Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M (2012):
Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents.
Dent Res J, 9(1), 13
- Newbury D:
Advanced Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis.
Plenum Press, New York 1987, S.181

Ogus, W (1951):

Research report on Implantation of Metals.
Dent Dig 58, 63

Osborn JF, Th Weiss (1978):

Hydroxylapatitkeramik ein knochenähnlicher Biowerkstoff.
Schweiz Mschr Zahnheilkd 88, 1166

Park, JI, Lee Y, Lee, JH, Kim YL, Bae JM, and Cho HW (2012):

Comparison of Fracture Resistance and Fit Accuracy of Customized Zirconia Abutments with Prefabricated Zirconia Abutments in Internal Hexagonal Implants.
Clin Implant Dent Rel Res, 11, 81-94

Pauletto N, Lahiffe B, Walton J (1999):

Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report.
Int J Oral Maxillofac Implants 14, 865-868

Peter B (2008):

Frakturen als Ursache von Misserfolgen in der Implantologie.
Literaturinterview und zwei Fallberichte.
Stomatologie 105, 85-94

Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T (2007):

The Zirconia: a new Dental Ceramic Material. An Overview.
Prague Med Rep 108, 5-12

Pospiech P:

Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke,
Med. Habilitationsschrift.
München 1996

Pospiech P:

Vollkeramische Restaurationen: Werkstoffkundliche und klinische Aspekte,
Keramische Werkstoffe.
In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): Zahnärztliche Prothetik.
Band 13, Thieme-Verlag, Stuttgart, 2007, S.71-79

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A (2004):

Keramik – Vollkeramik.
Ein Kompendium für keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.
3M ESPE, Ref. Type Catalog

- Prestipino V, Ingber A (1996):
All-ceramic implant abutments Esthetic indications.
J Esthet Dent 8, 255-262
- Quaas S, Sporbeck H, Luthart RG (2005):
Analyse es Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer
Digitalisierungen.
Dtsch Zahnärztl Z 60, 96-99
- Raber T (1996):
Mineralbestimmung per REM und EDX- Analyse
Lapis 12, 21-25
- Raigrodski AJ (2004):
Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a
review of literature.
J Prosthet Dent Dec 92(6), 557-62
- Reichenbach,E (1955):
Gerüstimplantationen für prothetische Zwecke.
Dtsch Zahnärztl Z 10, 447
- Reimer L, Pefferkorn G:
Rasterelektronenmikroskopie
Springer Verlag, Heidelberg 1977, Kap. 1-7
- Rosin M Splieth C, Wilkens M, Meyer G (2000):
Effect of cement type on retention of tapered post with a self-cutting double thread.
J Dent 28, 577-582
- Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH (1994):
Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin.
J Dent Res 73, 1205-1211
- Schmidt A, Michael W, Böning K (1998):
CAD/CAM/CIM- Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz 49, 1111-1122
- Schmutziger F, Obwegeser H (1958):
Erfahrungen mit Gerüstimplantaten am Züricher Zahnärztlichen Institut. Schweiz.
Mschr. Zahnheilk. 68, 890
- Schröder A, Pohler O, Sutter F (1976):
Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titanspritzschichtoberfläche.
Schweiz Mschr Zahnheilkd 86, 713-727

Schröder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F (1981):
The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces.
J Maxillofac Surg 9,15-25

Schulte W (1976):
Das Tübinger Sofortimplantat.
Quintessenz 27, 17-23

Schweiger M (2004):
Zirkoniumoxid – Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik.
Ästhetische Zahnmed 5, 248-257

Schwindling, R (1958):
Subperiostale Implantationen gegossener Chrom-Kobalt-Molybdängerüste innerhalb acht Stunden.
Dtsch Zahnärztl Z 13,18

Schwindling, R:
Alloplastische Implantate in der Zahnersatzkunde.
Carl Hanser Verlag, München 1960

Singer A, Serfaty V (1996):
Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6- month to 3-year follow-up.
Int J Oral Maxillofac Implants 11, 645-649

Spiekermann H (1986):
Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015–1019

Spiekermann, H (1990):
Implantatprothetik.
In: Tetsch P u. Mitarb.: Konsensus-Konferenz zur Implantologie.
Zahnärztl Mitt 80, 481

Steinebrunner L, Bossmann K, Kern M (2005 a):
Implantat-Abutment-Verbindungen - Präklinische Testmethoden.
Implantologie 13, 145-160

Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M (2005 b):
In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems.
Int J Oral Maxillofac Implants 20,875-881.

Strock, AE (1939):

Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus.

Am J Orthodont Oral Surg 25, 467

Strub JR (1992):

Vollkeramische Systeme.

Dtsch Zahnärztl Z 47, 566-571

Strub JR , Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M:

Curriculum Prothetik Band II., 3. Auflage

Quintessenz Verlag, Berlin 2005, S.615-626

Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD (2001):

Retentiveness of dental cements used with metallic components.

Int J Oral Maxillofac Implants 16, 793-798

Tetsch P:

Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde

Hanser, München Wien 1991, S.13-15

Tetsch P, E Spörlein (1986):

Parodontologische Aspekte in der Implantologie.

Zahnärztl Z 41, 895

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekerman H Anusavice KJ (2001):

Marginal fit of alumina- and zirconia- based fixed partialdentures produced by a CAD/CAM system.

Oper Dent 4, 367-374

Tinschert J, Götzen N, Natt G:

Oxidkeramiken.

In : Tinschert, J.; Natt, G.(Hrsg.):Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde

Deutscher Zahnärzterverlag, Köln 2007 a, S.5-46

Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA (2007 b):

Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations.

J Biomed Mater Res Part B, Appl Biomater 80B, 317-321

Van der Zel JM (2007):

CAD/CAM-Technologie forciert den Einsatz von Zirkondioxid in der restaurativen Zahnheilkunde.

Digital Dentalnews 1 (4), 46-53

Van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2004):

Adhäsion an Schmelz und Dentin. Aktueller Stand und zukünftige Aufgaben, Teil 1. *Ästhetische Zahnmed* 7 (2), 4-18

Van Noort R:

Luting Cements.

In: Van Noort R (Hrsg)

Dental Materials, Mosby, London 1987, S.118-119

Wagner, W. and B. Al-Nawas:

Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht.

In: Koeck, B., Wagner, W. Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie

Band 13, Urban und Fischer, München-Jena 2004, S.61-97

Weber W, Rieger W (2001):

Key Engineering Materials

Volst, 192-195, 929-932

Wegner SM, Gerdes W, Kern M (2002):

Effect of Different Artificial Aging Conditions on Ceramic Composite Bond Strength
Int J Prosthodont, 15, 267-272

Willer J (1998):

Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von feststehendem Zahnersatz.

ZWP 107, 180-185.

Willmann, G (1990):

Normbestimmung für Hydroxylapatit als Knochenersatz.

Biomed Tech 35, 205

Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M (2007):

Durability of resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods.

Dental Materials 23, 45-50

Wunderer, S (1964):

Zehn Jahre Gerüstimplantation-klinische Erfahrungen und histologische Befunde.

Dtsch Zahnärztl Z 19, 224

www.csimages.smilesavershungary.co.uk/Site/Images/DentallInfo/abutment_selection.jpg

www.dentsply-friadent.com

www.dr-henzler.de

www.implantat-infos.de

www.Osseosource.com

Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamiza WA T, Tsubota K, Rikuta A (2006):
Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems.
Dent Mater 22, 420-425

Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H (2000):
Ceramic abutments- a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry.
Int J Periodontics Restorative Dent 20, 81-91

Yildirim M, Gustav M, Spiekermann H, Edelhoff D (2003):
Keramische Abutments- Ein aktueller Überblick.
Implantologie 11, 139-156

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. dent. Nikolaus Gersdorff für die Überlassung dieses interessanten Themas sowie für die hilfsbereite Betreuung.

Herrn Dr. med. dent. Matthias Rödiger danke ich für seine vielfältige Hilfsbereitschaft und für seine wissenschaftliche Unterstützung.

Herrn Dr. Sven Rinke, M.Sc., M.Sc. möchte ich für seine fachliche Unterstützung danken.

Frau Dr. Kirsten Techmer und Frau Dr. Katharina Lange danke ich für die hilfsbereite Unterstützung und die gute Zusammenarbeit.

Den Firmen DeguDent, Densply Friadent, Ivoclar Vivadent und Kerr danke ich für die Bereitstellung der Materialien.

Lebenslauf

Geboren wurde ich am 26.12.1987 in Berlin als Tochter von Anja Kleinau geb. Holtz und Thomas Ehret.

Von 1994- 2000 besuchte ich die Grundschule am Ritterfelddamm und von 2000-2007 das Hans-Carossa Gymnasium in Berlin/Kladow, an welchem ich 2007 meine allgemeine Hochschulreife erlangte. Nach einem Auslandsaufenthalt in Australien begann ich im Oktober 2008 mit dem Studium der Zahnmedizin.

Die naturwissenschaftliche Vorprüfung legte ich im März 2009 ab und die zahnärztliche Vorprüfung im März 2011. Im Dezember 2013 werde ich voraussichtlich das Studium der Zahnmedizin an der Georg-August-Universität Göttingen mit dem Bestehen des Staatsexamens abschließen. Meine Dissertation begann ich im Dezember 2011 bei PD Dr. med. dent. Nikolaus Gersdorff in der Abteilung Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.

Göttingen, den
