

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
(Prof. Dr. med. dent. Ralf Bürgers)
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

Janine Lydia Kloß
aus Berlin

Göttingen 2015

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

I. Berichterstatter/in: PD. Dr. med. dent. M. Rödiger

II. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann

Tag der mündlichen Prüfung: Montag, den 07.12.2015

In Liebe und Dankbarkeit meinen Eltern, Cornelia Kloß und René Reiff, meinen
Geschwistern und meinem Freund David.

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	1
2. LITERATURÜBERSICHT	5
2.1 IMPLANTATE	5
2.1.1 DEFINITION	5
2.1.2 HISTORISCHE ENTWICKLUNG	5
2.1.3 AUFBAU	7
2.1.4 EINTEILUNG	11
2.1.5 OSSEOINTEGRATION	19
2.1.6 AUFGABEN UND ANWENDUNGSGEBIETE	21
2.2 KERAMIKSYSTEME	22
2.2.1 DEFINITION	22
2.2.2 HISTORISCHE ENTWICKLUNG	22
2.2.3 EINTEILUNG	24
2.3 CAD/CAM	31
2.3.1 DEFINITION	31
2.4 DENTALE BEFESTIGUNGSZEMENTE	32
2.4.1 KONVENTIONELLE ZEMENTE	33
2.4.2 ADHÄSIVE ZEMENTE - KOMPOSITZEMENTE	34
2.5 BEFESTIGUNG VON SUPRAKONSTRUKTIONEN AUF IMPLANTATEN	42
3. MATERIAL UND METHODEN	44
3.1 ÜBERBLICK	44
3.2 VORBEREITENDE MAßNAHMEN	45
3.2.1 HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER	45
3.2.2 HERSTELLUNG DER ZIRKONIUMDIOXIDKRONENGERÜSTE	47
3.3 IMPLANTATSYSTEM	48
3.4 ABUTMENTSYSTEM	49
3.5 ZEMENTARTEN	50
3.6 THERMOCYCLING	52
3.7 EINSTELLDATEN DER PRÜFMASCHINE UND ABZUGSVERSUCHE	53
3.8 STATISTISCHE METHODEN	55

4.	ERGEBNISSE	56
4.1	ABZUGSVERSUCHE	56
4.1.1	MESSSERIE 1 - ABZUGSVERSUCHE - RELYX™ UNICEM	57
4.1.2	MESSSERIE 2 - ABZUGSVERSUCHE - MULTILINK AUTOMIX	60
4.2	STATISTISCHE AUSWERTUNG	62
4.2.1	EINFLUSS VON ZEMENTART UND ABUTMENTGEOMETRIE	63
4.2.2	ABUTMENTGEOMETRIE	64
4.2.3	ZEMENTART	65
5.	DISKUSSION	68
5.1	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	68
5.2	DISKUSSION VON MATERIAL UND METHODE	74
5.3	SCHLUSSFOLGERUNGEN	79
6.	ZUSAMMENFASSUNG	80
7.	LITERATURVERZEICHNIS	81

1. Einleitung und Fragestellung

Der stetig wachsende Anspruch des Menschen, bei Zahnverlust einen optisch wie funktional ansprechenden Zahnersatz zu realisieren, führte, ermöglicht durch moderne technische Innovationen, zu unseren heutigen zahlreichen Implantatsystemen. Mehr als 100 verschiedene Systeme gibt es alleine in Deutschland (Richter 2004) und die Zahl steigt auf der Suche nach möglicher Optimierung der Herstellungsverfahren, der Materialeigenschaften und Langlebigkeit.

Zunächst wurde der Einsatz verschiedenster Materialien wie Holz, Gold und Elfenbein zur Wiederherstellung der Kaufunktion erprobt wobei sich hier aufgrund der geringen Biokompatibilität kein befriedigendes Ergebnis zeigte. Erst mit der technischen Revolution und der damit einhergehenden Gewinnung und Bereitstellung moderner Materialien wurde die Idee eines festsitzenden Implantatkörpers im Mundraum Realität. Strock war der erste, dem die Herstellung eines Implantats aus Chrom-Kobalt-Molybdän gelang und der somit den Grundstein für die moderne Implantologie legte (Strock 1939).

Das heutige Einsatzgebiet der Implantate ist vielfältig. So besteht die Möglichkeit, einen Zahnverlust mittels einer künstlichen Zahnwurzel mit den entsprechenden Aufbaukonstruktionen zu kompensieren und so die Kaufunktion wie auch Ästhetik und Phonetik auf einem ansprechenden Niveau wieder herzustellen und weitreichende Spätfolgen wie Atrophie des Kieferknochens und Elongationen sowie Wanderungen der Nachbarzähne zu vermeiden. Neben dem Einzelzahnersatz kann ein Implantat auch als Pfeiler für größere implantat-prothetische Konstruktionen genutzt werden. Bei Freundsituationen kann somit ein zusätzlicher Pfeiler geschaffen werden, der eine weitere Abstützungsmöglichkeit bietet und die auftretenden Kaudruckkräfte besser verteilt. Bei der Überlegung hinsichtlich einer herausnehmbaren oder festsitzenden Lösung des Zahnersatzes können Implantate genutzt werden, um einen herausnehmbaren Zahnersatz zu stabilisieren bzw. diesen vollständig in einen festsitzenden zu überführen (Koeck und Wagner 2004).

Implantate setzen sich in der Regel aus drei Elementen zusammen. Zunächst das eigentliche Implantat, welches per Bohrung in den Kieferknochen inseriert wird und im weitesten Sinne die Zahnwurzel ersetzt. Auf diesem wird mittels Verschraubung das

Abutment, also der prothetische Aufbaupfosten gesetzt, der im nächsten Schritt mit der Suprakonstruktion, also dem dritten Aufbauglied, entweder verschraubt oder zementiert wird (Richter 2004).

Hinsichtlich der Implantatform hat sich die Schraubenform durchgesetzt, welche eine sehr gute Primärstabilität im Kieferknochen gewährleistet. Die Formvarianz bezüglich der Abutments lässt sich grundsätzlich in konfektionierte und individuelle unterteilen. Individuelle Abutments ermöglichen die Umsetzung eines gezielt an die Bedürfnisse und Anforderungen des Patienten abgestimmten Zahnersatzes.

Ein geeignetes Material für die Anforderungen des Mundraums zu finden, welches sowohl den Kaukräften genügend Widerstand leistet, andererseits eine ständig feuchte Benetzung toleriert, wurde mit Titan realisiert. Zumeist findet es als Rein-Titan Verwendung, dessen Oberfläche speziellen ablativen oder additiven Verfahren unterzogen wird, um eine noch bessere Biokompatibilität und Osseointegration zu erreichen (Cacaci et al. 2006, Richter 2004).

In den letzten Jahrzehnten hat sich ein weiterer Werkstoff, die dentale Keramik, zunehmend als potentiell Implantatmaterial etabliert. Nach anfänglich hohen Misserfolgen wurde durch die Modifikation des Zirkoniumdioxids mit Yttriumoxid ein Werkstoff für verschiedenste Indikationen geschaffen. So überzeugt das Zirkoniumdioxid mit einer hohen Biokompatibilität, geringer Plaqueadhäsion, ästhetischen Vorteilen besonders im anspruchsvollen Frontzahnbereich und sehr hohen Festigkeitswerten (1200 MPa). Zum einen kommt es als vollwertiges Implantatmaterial für den Implantatkörper zum Einsatz wird aber primär für die Herstellung von Abutments und Suprakonstruktionen genutzt. Zum anderen wird es auch außerhalb des implantologischen Bereichs als Brücken- und Kronenmaterial zur Versorgung von natürlichen Zähnen genutzt (Eichner und Kappert 2005, Marxkors et al. 2012, Pospiech 2002b).

Da sich durch die hohen Festigkeitswerte der dentalen Keramiken nur schwer eine adäquate Verarbeitung und Herstellung realisieren ließ, kam es zur Entwicklung und Etablierung des CAD/CAM (Computer-Aided-Design/ Computer –Aided-Manufacturing)-Verfahrens. Am Anfang steht hier ein Scan-Prozess, wobei die Zahnpräparation bzw. der Abutmentpfosten mittels eines Lasers digitalisiert wird. Im Anschluss erfolgt eine den

Anforderungen des Patienten entsprechende individuelle Modellation der Brücken- oder Kronenkonstruktion am Computer (Computer-Aided-Design). Zur definitiven Fertigstellung des gewünschten Zahnersatzes wird der Datensatz einem Fräszentrum übermittelt in dem nun das computerunterstützte Herausfräsen der Konstruktion aus einem Zirkoniumdioxidrohling stattfindet (Computer-Aided-Manufacturing). Als wesentlichen Vorteil kann man sowohl die Minimierung an Arbeitsschritten und somit an möglichen Fehlerquellen ansehen als auch die Möglichkeit, einen individuell auf den Patienten abgestimmten Zahnersatz bzw. ein Abutment zu realisieren (Beuer et al. 2008, Pospiech et al. 2004).

Hinsichtlich der Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantatabutments gibt es zwei Möglichkeiten. Zum einen die Zementierung und zum anderen die Verschraubung. Die Zementierung ist in Hinblick auf Ästhetik, Zeitaufwand und eventuelle technische Komplikationen der Verschraubung überlegen. Jedoch ist hier die Gefahr einer durch verbliebende Zementreste eintretenden Periimplantitis gegeben.

Neben der provisorischen Zementierung, die eine Abnahme der Suprakonstruktion bei Schraubenlockerung oder Frakturen der Suprakonstruktion möglich macht, existiert die definitive Zementierung. Sie soll eine bessere Retention der Konstruktion aufgrund besserer Haftwerte ermöglichen, lässt aber eine sichere Entfernung dieser nicht mehr zu.

Da die Haftkraft eines Zements von verschiedenen Parametern abhängt, ist es Ziel vieler aktueller Studien, genau diese in Hinblick auf eine maximale Verankerung bei gleichzeitiger Reduzierung möglicher biologischer und technischer Komplikationen zu optimieren.

Sowohl das Abutment an sich, welches die Retention mit seiner Geometrie, dem Konvergenzwinkel, seiner Höhe und seinen Oberflächenvariablen wie Größe und Mikrorauigkeit beeinflusst, als auch die Suprakonstruktion, die ebenfalls sowohl hinsichtlich ihrer Oberfläche als auch ihrer Materialzusammensetzung entscheidenden Einfluss nimmt, zeigen das große Potential an möglichen Einflussparametern (Misch 2014).

Das Ziel dieser Studie war die vergleichende Untersuchung zweier adhäsiver Befestigungszemente auf das Ankylos®-Implantatsystem (Dentspy Friadent, Mannheim). Zum einen wurde der selbstkonditionierende Zement RelyX™ Unicem verwendet und zum anderen Multilink Automix der Firma Ivoclar Vivadent. Um einen weiteren

Einflussparameter auf die Haftkraft der verwendeten Zemente zu schaffen, kamen zudem verschiedene Abutmenthöhen zum Einsatz. Es wurden so sowohl zum einen die Zemente an sich als auch zum anderen ihre Haftkraft in Abhängigkeit von der Größe der Klebefläche untersucht.

2. Literaturübersicht

2.1 Implantate

2.1.1 Definition

Implantate sind im weitesten Sinne in den Körper eingebrachte fremde Materialien, die hier entweder als permanente Versorgung von zum Beispiel künstlichen Gelenken fungieren oder aber als nur vorübergehende stützende Verschraubungen bei der Bruchheilung zur Anwendung kommen.

Im zahnmedizinischen Bereich bezeichnet man als Implantat eine künstliche aus alloplastischem oder xenogenem Material bestehende Zahnwurzel, die den durch ein Trauma, Karies oder anderweitige Ursachen verloren gegangenen Zahn des Patienten ersetzen soll (Koeck und Wagner 2004).

Die heutzutage zur Anwendung kommenden Implantate bestehen zumeist aus Titan und ermöglichen so die unkomplizierte Einheilung und spätere Verwachsung (Osseointegration) in den Knochen (Albrektsson et al. 2008).

2.1.2 Historische Entwicklung

Die ersten Versuche, die Kaufunktion eines Menschen durch künstliche Zähne wieder herzustellen reicht zurück bis in die Zeit der Etrusker, Ägypter und Phönizier. Aus Elfenbein und reinem Gold wurde hier ein neuer Zahn hergestellt, der dann im weiteren Verfahren mit Hilfe eines Golddrahts am Nachbarzahn befestigt wurde.

Ein von Archäologen gefundener honduranischer Schädel der Maya belegt die Nutzung von Obsidian-Implantaten um das Jahr 800 n. Chr. (Anjard 1981, Lee 1970, Schroeder 1994).

Im 18.- und 19. Jahrhundert kam es dann im Zuge des wissenschaftlichen Aufschwungs auch zu einem großen Fortschritt im zahnmedizinischen Bereich. Neue Metallgefüge aus technischen Betrieben wurden genutzt und ermöglichten Alvin E. Strock aus Harvard 1939 die erste Herstellung eines Implantats aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung mit Gewindeform nach Art einer Holzschraube (Strock 1939).

Fünf Jahre später gelang Formiggini der erste Langzeiterfolg mit einer Heliokoloidschraube aus Tantal. Diese zeigte mit 12 Jahren Tragedauer den enormen Fortschritt dieser Zeit und wurde schließlich nach seinem Erfinder benannt (Formiggini 1947, Lentrodt 1983).

Der größte Schritt hinsichtlich des verwendeten Materials bei Implantaten gelang Linkow und Heinrich, die unabhängig voneinander im Jahre 1968 und 1974 die ersten Titan-Implantate entwickelten. Hierbei handelte es sich um so genannte Blatt- oder auch Extensionsimplantate, die 1968 zum ersten Mal Anwendung fanden (Heinrich 1972, Linkow 1966, Linkow 1972).

Per-Igvar Brånemark von der Universität Göteborg und Andre Schroeder von der Universität Bern prägten den Begriff der Osseointegration und beschrieben in diesem Zusammenhang die Bedeutung der Implantat-Knochen-Einheilung und der damit einhergehenden dauerhaften sowie stabilen Verankerung des Implantatkörpers im Alveolarknochen (Brånemark et al. 1977, Schroeder et al. 1976, Schroeder et al. 1981, Watzek et al. 2009).

Im Jahre 1982 wurde die Anwendung von Implantaten als fundierte Therapiemöglichkeit von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde anerkannt. Seither ist die Zahl der in Deutschland inserierten Implantate von rund 200.000 auf rund eine Million pro Jahr gestiegen. An zahlreichen Studien zur Optimierung der Osseointegration und Stabilität wird weiterhin gearbeitet um Implantatsysteme mit bestmöglichen Eigenschaften zu schaffen.

2.1.3 Aufbau

Es gibt weltweit über 100 verschiedene Implantatsysteme, die sich in ihrem Aufbau und konstruktiven Merkmalen stark unterscheiden (Richter 2004).

Durchgesetzt hat sich jedoch eine an anatomisch-konstruktiven Gesichtspunkten orientierte dreigliedrige Einteilung von Implantaten.

Man unterscheidet den eigentlichen Implantatkörper, der zumeist mittels Verschraubung in den Kieferknochen eingebracht wird und dort ca. sechs Monate einheilen muss, vom Abutment (prothetischen Aufbaupfosten), also der auf den Grundkörper verankerten Konstruktion. Die anschließend aufgebrachte eigentliche Krone (Suprakonstruktion), die dann endgültig den verloren gegangenen Zahn ersetzt und dessen Funktion wieder wahrnimmt, stellt das dritte Glied dar (Richter 2004, Steinebrunner et al. 2005, Schwenger und Ehrenfeld 2009).



Abb. 1: Implantataufbau (Quelle: www.drheuermann.de)

Der Prothetikpfosten wird zumeist mit dem Implantat verschraubt, da sich dies als bestmögliche Variante bezogen auf Stabilität und Fixierung beider Teile zueinander erwiesen hat. Eine Zementierung wäre auch möglich, wird aber nur in Ausnahmefällen umgesetzt, da eine sichere Befestigung nicht gewährleistet werden kann.

Grundsätzlich lassen sich einteilige, verschraubte Aufbausysteme von zweiteiligen, verschraubten unterscheiden.

Bei den einteiligen Systemen wird durch eine gewisse Vorspannung, die durch das feste Anziehen des Pfostens bei der Verschraubung erreicht wird, eine Reibung aufrechterhalten. Dies erzeugt eine kraftschlüssige und somit stabile Verbindung. Es kann jedoch durch wiederholte Beanspruchung die Vorspannung gelöst werden und somit in der Folge auch das gesamte Implantat-Abutment-System.

Zweiteilige Aufbauten, die derzeit am häufigsten Verwendung finden umgehen dieses Problem mit Hilfe eines Rotationsschutzes in Form eines Sechskants oder spezieller Nut-Federverbindungen. Vorteil dieses Verfahrens ist neben der größeren Stabilität auch eine individuelle Positionierung des Pfostens ohne Beschleifen.

Sechskantsicherungen können stirnseitig auf dem Implantat (Außenverbindungen mit Rotationsschutz) oder tief im Implantat liegen (Innenverbindungen mit und ohne Rotationsschutz, konisch oder nichtkonisch). Letztere erweisen sich bei transversal-horizontaler Belastung als erheblich günstiger, erschweren jedoch die Abdrucknahme.



Abb. 2: Innenverbindung mit Sechskant-Verdrehsicherung (Quelle: www.dentsplyimplants.de)

Weitere Modifikationen wie differenzierte Einzelverschraubungen des Pfostens und der Suprakonstruktion im Gegensatz zu einer einzigen Durchgangsschraube zeigen das breite Spektrum der Implantatauswahl. Auch zwischen einem stabilen, starren Aufbau und einem nachgiebigen kann differenziert werden, wobei die gewünschte „Pufferfunktion“ beim beweglichen Zwischenstück sich nicht adäquat nachweisen ließ und starre sich somit etabliert haben (Binon 2000, Harder 2012, Richter 2004, Schwenzer und Ehrenfeld 2009).

Implantat-Abutments kann man des Weiteren auch nach ihrem Herstellungsverfahren unterteilen. Es gibt konfektionierte, angussfähige/überpressbare und CAD/CAM-Abutments.

Konfektionierte Abutments sind in verschiedenen Größen, Formen und Angulationen erhältlich sowie als beschleifbare oder nicht beschleifbare verfügbar.

Hinsichtlich der Implantatachsenrichtung und Ausrichtung der Suprakonstruktion unterscheidet man zwischen geraden und abgewinkelten Prothetikpfosten.

Gerade Aufbauten kommen zum Einsatz, wenn ein Implantat ideal platziert werden konnte und es zu keinen ästhetischen Einbußen hinsichtlich der Ausrichtung kommt. Bezüglich der Implantatlagerbelastung sind gerade Pfosten aus biomechanischer Sicht als am günstigsten zu bewerten (Richter 2004).

Abgewinkelte Aufbauten können bei Oberkieferimplantaten indiziert sein, wo es vor allem die Angulation im Frontzahnbereich zu berücksichtigen gilt.

Beim Gebrauch der konfektionierten Aufbauten ist die Umsetzung eines natürlichen Emergenzprofils häufig schwierig zu realisieren. Besonders im Molarenbereich, wo Implantatdurchmesser und Kronendurchmesser stark voneinander abweichen. Um dennoch ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu erhalten, wird der Präparationsrand häufig subgingival angelegt. Problem hierbei ist die erschwerte Entfernung von Zementresten nach Eingliederung der Suprakonstruktion, wodurch das Risiko einer Periimplantitis steigt.

Individuelle Pfosten werden meist per CAD/CAM-Verfahren hergestellt und sind somit hinsichtlich der Achsneigung und Formgestaltung an die erforderlichen Bedingungen anpassungsfähiger. So lässt sich der Übergang zur Gingiva harmonischer und zugänglicher gestalten, da der marginale Rand der Suprakonstruktion iso- oder minimal subgingival gelegt werden kann. Zum einen gibt es aus Titan gefertigte individuelle

Pfosten und zum anderen solche aus Zirkoniumdioxid. So werden aus Titan- bzw. Keramikblöcken die entsprechenden Abutments per Fräsung gewonnen (Schweiger et al. 2012).

Für die vorliegende Studie wurden individuelle Abutments aus Titan mittels CAD/CAM-Verfahren im Fertigungszentrum der Firma Compartis ISUS in Hanau (DeguDent GmbH, Hanau) hergestellt.

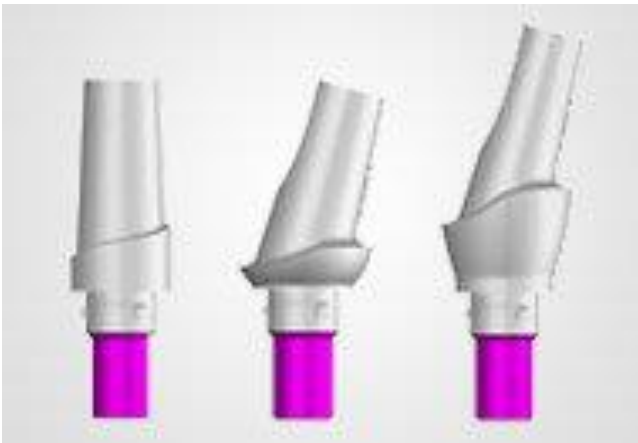


Abb. 3: Verschiedene Abutments von links nach rechts: gerade und abgewinkelte konfektionierte Formen, individuelle Titan- und Keramikabutments (Quelle: www.camlog.de; www.vitalitymilling.com)

2.1.4 Einteilung

Die Einteilung von Implantaten kann auf verschiedene Art und Weise erfolgen und variiert je nach aktuellem Erkenntnisstand. Eine strukturierte Übersicht bietet die Einteilung von Koeck und Wagner, die nach folgenden Gesichtspunkten unterscheiden:

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. Extensionsförmig: <ul style="list-style-type: none"> - Blätter, Disk
Implantationszeitpunkt	<ul style="list-style-type: none"> - Sofortimplantation - Spätimplantation
Einheilungsmodus	<ul style="list-style-type: none"> - Offen - Geschlossen
Prothetikkonzepte	<ul style="list-style-type: none"> - Rein implantatgetragene Versorgung - Verbundkonstruktionen - Deckprothesen

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

2.1.4.1 Lage

Die Lage eines Implantats kann man als submukös, periostal oder enossal beschreiben. Enossal sind die heutzutage anzutreffenden Schraubenimplantate sowie deren Vorgänger, die Blatt-, Nadel- und Zylinderimplantate. Sie werden direkt in den Knochen eingebracht, stehen mit diesem in direktem Kontakt und heilen in Form einer Ankylose ein. Brånemark formulierte diese Art der Einheilung als Osseointegration und Donath sprach in diesem Zusammenhang von einer eigenen Form der Fremdkörperreaktion des Knochens, die hier aber erwünscht ist, um einen festen Verbund zwischen Implantat und Knochenmaterial zu realisieren (Brånemark et al. 1977, Donath et al. 1992).

Submuköse und periostale Implantate hingegen ermöglichen keinen ausreichenden Halt und heilen zudem immer bindegewebig narbig ein, weshalb sie nur noch in Ausnahmesituationen Verwendung in der modernen Implantologie finden (Koeck und Wagner 2004).

2.1.4.2 Implantatmaterial

Nach Osborn und Weiss (1978) sowie Wagner und Tetsch (1984) können Werkstoffe nach ihrer Biokompatibilität wie folgt eingeteilt werden:

Biokompatibilität	Reaktion des Implantatlagers	Werkstoffe
Biotolerant	Distanzosteogenese	Kunststoffe Knochenzement (PMMA) Edelstahl Co-Cr-Mo-Legierung
Bioinert	Kontaktosteogenese	Biometalle Pulvertitanbeschichtung Kohlenstoff Aufbrennkeramik Aluminiumoxidkeramik
Bioaktiv	Verbundosteogenese (Osseointegration)	Bioglas Glaskeramik Calciumphosphatkeramik Hydroxylapatitkeramik

Tab. 2: Einteilung der Werkstoffe nach Biokompatibilität (modifiziert nach Osborn und Weiss 1978, Wagner und Tetsch 1984)

Prinzipiell wird immer eine Verbundosteogenese zwischen Implantatkörper und umgebendem Alveolarknochen angestrebt, da somit eine gute Stabilität gewährleistet wird. Als Material für ein in den Kieferknochen einzubringendes Implantat haben sich im Laufe der Zeit zum einen Titan mit seinen unterschiedlichen Oberflächenmodifikationen und zum anderen die keramischen Werkstoffe durchgesetzt.

Titan ist ein Werkstoff mit sehr hoher Biokompatibilität, der durch die industrielle Revolution und die damit verbundenen neuen technischen Möglichkeiten in großem Stil erzeugt werden konnte.

Im Periodensystem steht Titan in der 4. Nebengruppe und gehört somit zu den Übergangsmetallen. Es kommt als reines Titan kaum in der Erdkruste vor und muss somit aus Ilmenit (Titaneisen, FeTiO_3) und Rutil (TiO_2) gewonnen werden. Zum einen liegt es als α -Phase zum anderen als β -Phase vor.

Es werden zwei Formen von Titan-Legierungen in der modernen Implantologie verwendet: das handelsübliche Reintitan und die Titan-Legierungen.

Ersteres ist kein reines Titan, sondern eine Legierung aus 99 % Titan und kleinsten Mengen Sauerstoff (0,18-0,40 %) sowie Eisen, Kohlenstoff, Wasserstoff und Stickstoff (0,25 %). Sauerstoff ist entscheidend für die Festigkeit und verringert die Formbarkeit. Alle anderen Zusätze haben Auswirkung auf die Phasenstruktur, Festigkeit und Korrosionsbeständigkeit der Legierung (Craig et al. 2010).

Die zweite Form, Titan-Legierungen, enthalten zusätzlich noch Aluminium (6 %) und Vanadium (4 %), wodurch die Zugfestigkeit weiter gesteigert werden kann, jedoch die Formbarkeit reduziert wird.

Neben seiner weiß-metallisch glänzenden Oberfläche, dem geringen Gewicht und seiner Festigkeit fällt Titan besonders durch seine Fähigkeit der Oxidschichtbildung auf. Unter Zufuhr von Sauerstoff bildet es eine 4-6 nm (20-100 Ångström) dicke oxidische Schutzschicht aus Titandioxid (TiO_2) aus, die Titan somit besonders korrosionsbeständig und biokompatibel macht (Kasemo 1983, Peters und Leyens 2002, Sittig 1998). Man spricht in diesem Zusammenhang auch von einem „Verbundwerkstoff“, da Titan die positiven Eigenschaften eines Metalls mit denen eines Oxids vereint (Kasemo 1983).

Von besonderem Interesse ist diese Oberflächenbeschaffenheit beim Einwachsen in knöchernes Gewebe, da es zu einer direkten Einheilung und Verbindung zwischen Knochen und Implantatoberfläche kommt (Albrektsson et al. 1983, Att et al. 2007).

Ein weiteres Vorteil, der Titan als Werkstoff zunehmend beliebter macht, ist die geringe Zersetzung. Lediglich 1 Teil pro Million, 1 ppm, wird freigesetzt. Negative Auswirkungen auf den menschlichen Organismus bei diesen winzigen Spuren sind nicht bekannt (Craig et al. 2010).

Keramik als Implantatmaterial konnte sich noch nicht als Standard etablieren. Aufgrund der zunächst mangelhaften Bruchfestigkeit gegenüber den Titanlegierungen wurde es für dauerhafte prothetische Konstruktionen nicht eingesetzt.

Durch die stattfindende Modifikation von Zirkoniumdioxid mit Yttriumoxid und somit vergleichbare Eigenschaften, wie z.B. eine große Härte, Risszähigkeit und hohe Biegefestigkeit, gewann es immer mehr an Popularität (Marx 1993, Weber 2009).

Vorteile gegenüber Titan sind: optimale Weichgewebsanlagerung am Implantatbereich, deutlich verminderte Plaqueadhäsion und verbesserte Ästhetik (Weber 2009).

2.1.4.3 Implantatform – Makrodesign und Mikrodesign

Man unterscheidet hinsichtlich der äußeren Grundform zwischen pfostenförmigen und extensionsförmigen Implantaten, wobei Schrauben- und Zylinderimplantate der ersten und Blatt- bzw. Disk-Implantate (basal osseointegrierte) der zweiten Gruppe zuzuordnen sind.

Zylinderimplantate, deren Formverlauf sich nicht ändert und konische (schraubenförmige) Implantate, deren Durchmesser zum Implantatapex hin abnimmt, sind die zur Zeit gängigsten Implantatformen. Mit dem Gedanken eine dem Verlauf des Kieferknochens angepasste und möglichst große Druckverteilungsfläche zu erzielen, wurden die Blattimplantate entwickelt. Da sich ihre Haltekräfte als zu gering und die Gestaltung an den atrophierenden Knochen als sehr schwierig darstellte, wurde Abstand von ihrem Einsatz in der modernen Implantologie genommen, sodass sie nur in Ausnahmeindikationen wie geringe Restknochenhöhe ohne die Möglichkeit einer Augmentation noch Anwendung finden (Cacaci et al. 2006, Richter 2004).

Schraubenimplantate kann man hinsichtlich ihrer Insertion in selbstschneidende Gewinde und Gewindeaufbereitung differenzieren. Bei beiden Systemen wird zunächst ein Implantatbett geschaffen, welches bei gewindeaufbereitenden Implantaten noch mittels eines Gewindeschnitts erweitert wird. Dieser Schritt entfällt bei den selbstschneidenden Implantaten, die direkt nach Präparation des Implantatbetts unter Zuhilfenahme eines

systemspezifischen Drehmomentschlüssels oder einer Ratsche inseriert werden (Cacaci et al. 2006, Weber 2009).

Zylinderimplantate können schnell und sicher inseriert werden und halten über Presspassung, im Gegensatz zu den Schraubenimplantaten bei denen durch das Schraubengewinde eine Fixierung im Knochen erzielt wird.



Abb. 4: Implantatdesign – konische (links) und zylindrische (rechts) Grundform
(Quelle: www.dentalmagazin.de; www.implantatexpo.com)

Unter Makrodesign versteht man die äußere Form des enossalen Anteils eines Implantats. Gängigste Form ist die Schraubenwindung, die zu hohen Primärstabilitäten nach Implantatsetzung führt und daher immer mehr Anwendung findet. Ihr gegenüber steht eine glatte Makrostruktur, die jedoch axialen Abzugskräften nicht ausreichend Widerstand leistet, somit einem Herausdrehen und schließlich dem Verlust des Implantats nicht entgegenwirkt.

Das Mikrodesign beschreibt die mikroskopische Oberflächenstruktur des Implantats. Hierbei wird zwischen der Oberflächenvergrößerung und bioaktiven Oberflächen unterschieden.

Unter Oberflächenvergrößerung versteht man die Schaffung einer möglichst großen

Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat. Um dies zu realisieren wird die Oberfläche speziellen additiven oder ablativen Techniken ausgesetzt. Additiv (auftragend) wirkt sich eine Beschichtung mit Plasma-Frame-Spray aus, wohingegen Ätzverfahren und Sandstrahlung zu den ablativen (abtragenden) Techniken zählen.

Durch die Säure wird das Titan angegriffen und aufgeraut. Sogenannte Mikro-Pits entstehen, die den Osteoblastenausläufern als Retentionshilfe dienen (Cacaci et al. 2006). Tiefere Aufrauungen werden durch das Bestrahlen mit Aluminium- oder Titanoxid erzielt. Durch die gesteigerte Oberflächenmikrorauigkeit und Benetzbarkeit wird eine erhöhte Knochenanlagerung an die Titanoberfläche erzielt (Buser et al. 1991, Buser et al. 1999; Schroeder et al. 1976, Schroeder et al. 1981). Additiv wirkt sich eine Beschichtung mit Titanpulver oder Hydroxylapatit aus.

Um auf mikroskopisch zellulärer Ebene weitere positive Aspekte bezüglich der Osseointegration zu erreichen, werden einige Titan-Implantate zudem mit bestimmten molekularen Proteinen versehen, welche die Osteoblastenaktivität steigern sollen. Bei der anodischen Oxidation (Lagerung in Salzlösung) kommt es zur Anlagerung von Calcium- und Phosphationen, die für die Initiierung der Knochenbildung wichtig sind (Sittig 1998). Je schneller es zu einer Anlagerung und Proliferation der Osteoblasten kommt, umso früher ist mit der Einheilung und damit verbundenen Sekundärstabilität zu rechnen (Cacaci et al. 2006, Richter 2004).

2.1.4.4 Implantationszeitpunkt

Man unterscheidet beim Implantationszeitpunkt drei verschiedene Möglichkeiten:

- Sofortimplantation
- verzögerte Sofortimplantation
- klassische Spätimplantation

Wenn die Eingliederung des Implantats in den Kieferknochen direkt nach der Extraktion erfolgt, spricht man von der Sofortimplantation. Hierbei wird die leere, noch nicht ausgeheilte Alveole direkt nach Extraktion des Zahnes durch ein Implantat wieder

aufgefüllt. Vorteil dieser Variante ist zum einen die geringe zeitliche Belastung für den Patienten, die sich hier auf nur eine Sitzung reduziert und zum anderen die Kieferatrophy, die durch eine Sofortimplantation am besten entgegengewirkt wird. Auch für den Erhalt der periimplantären Hart- und Weichgewebsstruktur ist dieses Verfahren als Optimum anzusehen. Die Rot-Weiß-Ästhetik zwischen Zahn und Gingiva bzw. im Anschluss zwischen Implantat und Gingiva bleibt weitestgehend unverändert (Watzek et al. 2009). Ein Risiko der Sofortimplantation liegt in einem häufigeren Verlust des Implantats durch auftretende Entzündungen, die aufgrund des direkten Eingliederns auch keine Zeit zur Ausheilung finden. Zudem ist die gewünschte Primärstabilität nicht ausreichend gegeben.

Eine Alternative bietet hier die verzögerte Sofortimplantation. Hierbei wird dem Alveolarknochen und den umliegenden Weichgeweben eine sechs bis achtwöchige Heilungsphase eingeräumt und akut entzündliche Prozesse können ausheilen. Nachteilig ist jedoch ein in dieser Zeit stattfindender Abbau der interdentalen Papille und eine damit einhergehende Reduktion des ästhetischen Ergebnisses (Buser et al. 2008, Koeck und Wagner 2004, Watzek et al. 2009).

Bei der klassischen Spätimplantation erfolgt die Insertion des Implantats erst nach einer vollständigen knöchernen Ausheilung der Extraktionsalveole. Trotz längerer Behandlungszeit, bereits beginnender Atrophie des Kieferknochens und möglicher Einbußen der Rot-Weiß-Ästhetik ist die Spätimplantation immer noch weit verbreitet. Einerseits kann die Position des Implantats viel exakter geplant werden, andererseits gilt eine erfolgreiche Osseointegration als wahrscheinlicher (Schwenzer und Ehrenfeld 2009).

Sowohl die klassische Spätimplantation (Watzek et al. 2009) als auch die verzögerte Sofortimplantation (Koeck und Wagner 2004, Hämmerle et al. 2004) werden als Implantationszeitpunkte empfohlen. Je nach individuell vorliegender Gesamtsituation des Knochenangebots, der Weichgewebsstrukturen und des entzündlichen Potentials des Implantatlagers muss eine individuelle Variante gewählt werden.

2.1.4.5 Einheilungsmodus

Die Einheilung von Implantaten erfolgt offen (einphasig, transmukosal) oder geschlossen (zweiphasig, subgingival, gedeckt).

Bei der offenen Einheilung wird nach der Implantatinsertion die Schleimhaut um den Implantat Hals vernäht, der Implantatkopf ragt während der Einheilungsphase in die Mundhöhle und steht somit in Kontakt zu den umgebenen Strukturen. Problematisch bei dieser Form der Einheilung ist die eventuelle Belastung des frisch gesetzten Implantats durch den Zahnersatz, weil dadurch die Anlagerung des Knochens an die künstliche Zahnwurzel verhindert werden kann (Gernet et al. 2011). Es besteht die Gefahr der ästhetischen Beeinträchtigung durch die supragingivale Lage der Verbindung zwischen Implantat und den Aufbauteilen. Jedoch ist kein Zweiteingriff zur Freilegung und anschließenden Einbringung des Abutments nötig.

Dies ist bei der geschlossenen Einheilung jedoch aufgrund der Vernähung des präparierten Schleimhautlappens mit der gegenüberliegenden Schleimhaut und somit vollständigen Bedeckung des enossalen Implantates unumgänglich. Vorteil der gedeckten Einheilung ist der Schutz vor mechanischer Beanspruchung, die Vermeidung von Relativbewegungen sowie die Reduktion von Infektionen (Weber 2009).

Bei diesem Verfahren wird im Anschluss an die Implantatinsertion die Schleimhaut über das Implantat gelegt und vernäht. Während der Einheilungsphase ist nichts vom Implantat in der Mundhöhle zu sehen (Gernet et al. 2011, Koeck und Wagner 2004).

2.1.5 Osseointegration

Der Begriff Osseointegration ist im Zusammenhang mit der heutigen implantologischen Entwicklung eng verzahnt und wurde erstmals im Jahre 1977 von Brånemark experimentell nachgewiesen und beschrieben (Brånemark et al. 1977). Man versteht darunter die Erhaltung einer sehr engen Lagebeziehung zwischen einem Implantatmaterial und dem unterstützenden Knochen ohne dazwischenliegendes Fasergewebe (Craig et al. 2010).

Diese speziellen Bedingungen treten auf, wenn der Knochen in die Unebenheiten (100 Å) der Titanoberfläche einwächst. Dies trifft für handelsübliches Reintitan, Titan-Aluminium-Vanadium-Legierungen, Tantal und einige keramische Materialien zu.

Bei einem osseointegriertem Implantat kann klinisch keine Beweglichkeit festgestellt werden, da es sich ähnlich wie ein ankylotischer Zahn darstellt (Craig et al. 2010, Schroeder 1994).

Grundsätzlich kann man die Osseointegration in vier Phasen unterteilen. Primär kommt es zu einer Hydratation des Titandioxidfilms mit gleichzeitiger Adsorption der Calcium- und Phosphationen. Anschließend lagern sich Knochen-bildende, nichtkollagene Proteine ab. Durch das Fibrinnetz werden Osteoblasten aktiviert, die sich am Implantat anlagern und primären Knochen bilden. Abschließende Phase ist die Wachstumsphase, in der sich mineralische Substanzen einlagern und der Knochen je nach Belastung umgebaut wird. (Cacaci et al. 2006, Wagner und Al Nawas 2004).

Bei der Einheilung von Implantaten in den Kieferknochen lässt sich eine zunächst einsetzende Primärstabilität von der Sekundärstabilität differenzieren. Die Primärstabilität wird durch die Schraubenwindung bzw. Presspassung direkt nach Insertion erreicht. Sie ist also eine rein mechanische Stabilität. Sie soll das frisch gesetzte Implantat vor kleinsten Erschütterungen und Bewegungen schützen, um die gewünschte Osseointegration nicht zu gefährden.

Zur Ausbildung der Sekundärstabilität kommt es während der Osseointegration des Implantats. Aufgrund der einsetzenden knöchernen Umbauvorgänge, wird aus der anfänglich mechanischen Verankerung eine biologische Verbindung zwischen Implantat und Knochen hergestellt (Wagner und Al Nawas 2004).

2.1.6 Aufgaben und Anwendungsgebiete

Implantate haben heute vielseitige Funktionen im Bereich der Zahnmedizin eingenommen. Neben der grundsätzlichen Aufgabe, den verloren gegangenen Zahn wieder zu ersetzen, dient ein Implantat heute auch oft als Verankerungselement für größere prothetische Konstruktionen.

In seiner vorrangigen Funktion sichert das Implantat die Kaufunktion des Patienten, die eigentliche Grundaufgabe unserer Zähne. Aber auch die Verbesserung von Ästhetik und Phonetik, die Vermeidung weitreichender Spätfolgen, durch etwa Wanderung der Nachbarzähne in die Lücke oder auch Elongation der Gegenkieferzähne werden durch die zahnprothetisch - implantologische Versorgung abgedeckt.

Diese Grundsicherung wurde nun zunehmend erweitert, sodass Implantate auch bei stärkerem Zahnverlust als Brückenpfeiler oder gar als Prothesenverankerung ihren Einsatz finden.

Für den herausnehmbaren Zahnersatz bedeutet dies einen großen Gewinn an Halt und Kaufunktion oder ermöglicht es dem Patienten u.U. auf einen herausnehmbaren Zahnersatz verzichten zu können.

2.2 Keramiksysteme

2.2.1 Definition

Unter einer Keramik versteht man im weitesten Sinne alle nichtmetallischen, anorganischen Werkstoffe. Sie bestehen aus einem kristallinen Stoffgemenge und einer variablen amorphen Glasphase und werden überwiegend durch Sinterung hergestellt (Eichner und Kappert 2005).

2.2.2 Historische Entwicklung

Die Suche nach biokompatiblen und ästhetisch hochwertigem Zahnersatz führte in den letzten Jahrhunderten zum Einsatz und zur effektiven Umsetzung von keramischen Massen. Schon bereits tausend Jahre vor Beginn der Zeitrechnung wurde die Keramik als Tongut eingesetzt und fand seither Verwendung im häuslichen Gebrauch.

Das erste Porzellan, welches Quarz- und Feldspatanteile enthielt, wurde um 700 n. Ch. in China hergestellt und fand von dort mit Hilfe portugiesischer Seefahrer und Entdecker seinen Weg nach Europa (Eichner und Kappert 2005, Gehre 2005).

Auf Grundlage der Versuche von Böttcher, der 1709 am sächsischen Königshof das erste weiße europäische Porzellan herstellte, wurde 1710 die Meißner Porzellanmanufaktur gegründet, nach deren Vorbild sich in ganz Europa Porzellanfabriken entwickelten (Gehre 2005, Hennicke 1997).

Der Wunsch nach zahnfarbenem und dauerhaft haltbarem Zahnersatz veranlasste schließlich in der Mitte des 19. Jahrhunderts den Zahnarzt Dubois de Chemant in England/Frankreich und S. Samuel White in den USA zur Herstellung künstlicher Zähne auf der Basis von keramischen Werkstoffen. Nach ihrem Vorbild entstand schließlich auch am Ende des 19. Jahrhunderts in Deutschland die erste Zahnfabrik, die die Produktion künstlicher Zähne aus Porzellan aufnahm (Bieniek und Spiekermann 1993, Roulet et al. 1987, Scott 1975).

Ein großer Sprung hinsichtlich der Nutzung dentalkeramischer Massen gelang 1896 C.H. Land, der durch den Einsatz von Platinfolie als Brennträger die Keramik auch als Material für festsitzenden Zahnersatz einführte. Es war nun möglich, so genannte Jacketkronen (Mantelkronen) herzustellen. Ihr Nachteil lag jedoch in ihrer geringen Bruch- und Scherfestigkeit sowie dem hohen Hartschubverlust während der Präparation (Eichner 1979, Gehre 2005, Pospiech et al. 2004).

McLean und Hughes suchten nach einer Lösung für dieses Problem und initiierten 1965 den Einsatz von Aluminiumoxidkristallen zur Verstärkung der keramischen Gitterstruktur (Eichner und Kappert 2005).

Zahlreiche andere Stoffe, wie Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit und Zirkoniumdioxid wurden ebenfalls unter dieser Leitidee eingesetzt und legten damit den Grundstein für unsere heutigen Dentalkeramiken.

Auch M. Weinstein trug mit seinem Patent in den 50iger Jahren zur Weiterentwicklung und stetigen Einsatzerhöhung der Keramiken bei. Ihm gelang das Aufbrennen von keramischen Werkstoffen auf metallische Oberflächen, wodurch die Metallkeramik Teil der modernen zahnmedizinischen Welt wurde (Strub 1992).

Die Vollkeramik trat neben der nun großen Begeisterung für die Metallkeramik in den Hintergrund des Geschehens, wurde jedoch in Zeiten immer häufiger auftretender Allergien und Unverträglichkeiten sowie eines hohen ästhetischen Anspruchs in den letzten Jahren, wieder neu entdeckt und in diesem Zuge weiterentwickelt.

Das Potenzial der keramischen Massen für den Einsatz im zahnmedizinischen Sektor hat mit Aufkommen der Zirkoniumdioxidkeramik ganz neue Perspektiven erhalten. „Ceramic steel“, wie das 1975 von Garvie et al. entwickelte teilstabilisierte Zirkoniumdioxid auch bezeichnet wird, legte den Grundstein dieser Entwicklung (Garvie et al. 1975).

Aufgrund zahlreicher Modifikationen hinsichtlich Zusammensetzung und Herstellungsverfahren kann die Zirkoniumdioxidkeramik für die Erweiterung des Indikationsspektrums auch im stärker kaubeanspruchten Seitenzahnbereich angesehen werden (Gehre 2005, Strub et al. 2011).

2.2.3 Einteilung

Prinzipiell lassen sich keramische Werkstoffe nach vielerlei Gesichtspunkten unterteilen. Nach dem Herstellungsverfahren wie Sintern, Pressen oder Gießen, nach dem Anwendungsbereich, ob für Einzelzahn- oder Brückenkonstruktionen oder nach dem Befestigungsverfahren. Eine weitere wichtige Klassifikation orientiert sich am chemischen Aufbau der Keramiken.

Dementsprechend differenziert man zwischen zwei großen Gruppen, zum einen den Oxidkeramiken ohne nennenswerte Glasphase und zum anderen den Silikatkeramiken mit charakteristischem Glasanteil (siehe Abb. 5) (Ludwig 2005, Marxkors et al. 2012, Rinke 2012, Tinschert et al. 2007).

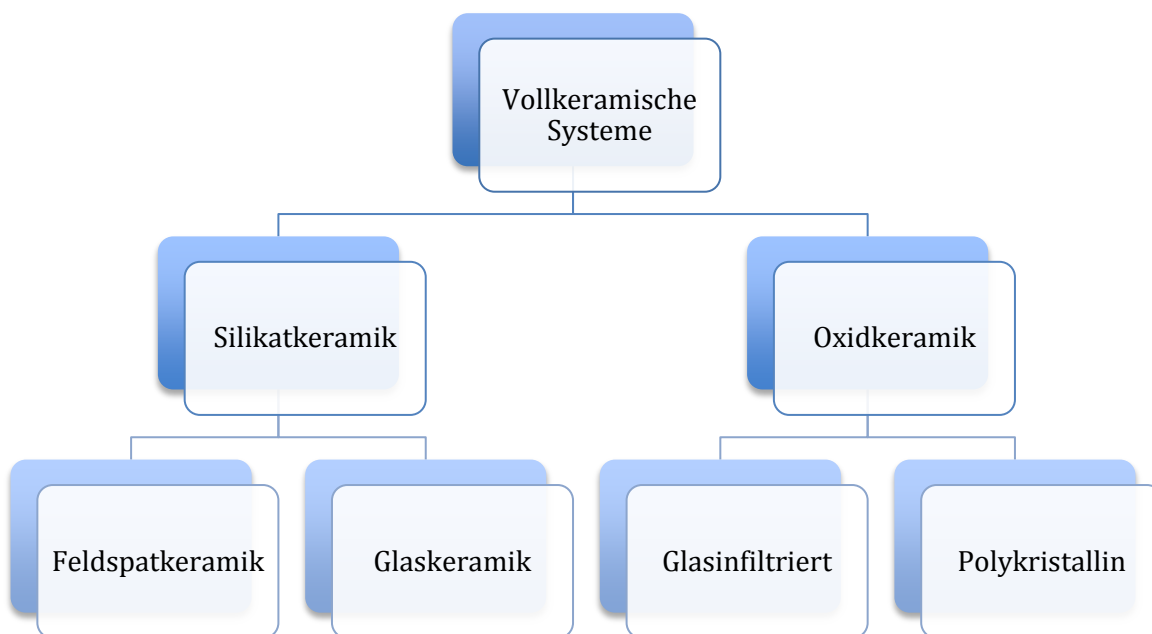


Abb. 5: Übersicht der Dentalkeramiken nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung (modifiziert nach Pospiech et al. 2004, Pröbster und Groten 2006).

2.2.3.1 Silikatkeramiken

Silikatkeramiken werden in der Literatur gerne synonym verwendet mit den Begriffen Feldspatkeramik und Glaskeramik, wobei diese per Definition als weitere Untergruppierungen der Silikatkeramiken anzusehen sind.

Im Gegensatz zu den Oxidkeramiken sind Silikatkeramiken aus zwei Phasen zusammengesetzt: der Glasphase und den kristallinen Leuzitanteilen, die jedoch weniger als 20 % ausmachen (Rinke 2012).

Kennzeichnend für die Silikatkeramiken ist ihre sehr gute Transparenz, Transluzenz und Lichtbrechung, wodurch hervorragende ästhetische Ergebnisse erzielt werden. Ein weiterer Vorteil ist ihr Chamäleon-Effekt, mit dessen Hilfe sich die keramische Restauration sehr gut an die sie umgebende, natürliche Zahnreihe anpasst (Marxkors et al. 2012).

Prinzipiell bestehen die Silikatkeramiken aus folgenden Bestandteilen:

Feldspat:	60-80 %
Quarz:	15-25 %
Kaolin:	0-5 %
Füllstoffe und andere Zusätze:	10 %

(Gehre 2005, Marxkors et al. 2012)

Feldspatkeramik

Die Feldspatkeramik gehört zur Gruppe der Gebrauchskeramiken und wurde für Verblendkronen und klassische Jacketkronen verwendet. Sie hat sich zur traditionellen Dentalkeramik entwickelt mit vermindertem Kaolinanteil und höherem Feldspatanteil, wodurch sie den typischen Glascharakter erhält (Pospiech et al. 2004).

Feldspat ist ein Mischkristallsystem, bestehend aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) (Eichner und Kappert 2005).

Kalifeldspat bildet beim Schmelzen Leuzitkristalle, die der Keramik ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit geben (Marxkors et al. 2012, Pröbster und Groten 2006).

Der Quarz (Kieselsäure) mit 15-25 % ist ein Siliziumdioxid, das die Festigkeit steigert, die Transparenz erhöht und die Sinterschwindung durch sein thermovolumetrisches Verhalten verringert (Nakamura et al. 2000, Klink 2006).

Kaolin (Tonerde), ein Aluminiumsilikat, als dritter Bestandteil der Feldspatkeramiken bindet Keramikpartikel während des Brennvorgangs und verleiht der Keramik somit mehr Plastizität und Formbarkeit (Eichner und Kappert 2005)

Alle weiteren Additiva wie Kaliumphosphat oder verschiedene Bleioxide dienen zum einen der Herabsetzung der Brenntemperatur und zum anderen als Farbzusätze. Zum Erhalt einer gewissen Fluoreszenz der Keramik werden seltene Erden verwendet.

Die Feldspatkeramik wird mit Hilfe des Sinterns hergestellt. Hierfür wird das Keramikpulver auf einen feuerfesten Stumpf aufgeschichtet und anschließend unter Vakuum zur Reduktion von Porositäten und Erhöhung der Festigkeit und Transluzenz gebrannt. Da es während des Brennvorgangs zur Volumenschwindung um 15-35 % kommt muss die Keramik im Überschuss aufgetragen werden. Anwendung findet die Feldspatkeramik bei Inlays, Teilkronen und Veneers (Tinschert et al. 2007).

Glaskeramiken

Die Glaskeramiken als zweite große Gruppe der Silikatkeramiken bestehen ebenfalls aus zwei Phasen: einer amorphen Glasphase und den Kristallisationskeimen, aus denen Kristalle hervorgehen. Sie bestehen jedoch anfänglich nur aus der Glasphase, die kristallinen Anteile bilden sich erst sekundär beim Schmelzen. Vorteil dieses Verfahrens ist eine erhöhte Stabilität (Ludwig 2005).

Es hat sich gezeigt, dass erhöhte Kalifeldspatanteile und somit folglich höhere Leuzitkristallanteile (35 %) im Gefüge die Glasphase verstärken. Es hat sich hieraus die Gruppe der leuzitverstärkten Glaskeramiken entwickelt (Ludwig 2005, Strub et al. 2011).

Die Haupteigenschaften der Glaskeramiken werden durch die Kristalle definiert. So wird durch die Einlagerung feinkörniger Kristalle die Festigkeit gesteigert. Wenn ein sich ausbreitender initialer Riss auf einen Kristall stößt, wird dieser hier gestoppt oder umgelenkt, sodass das Risswachstum verlangsamt wird und die Festigkeit erhalten bleibt. Es ist also eine möglichst hohe Anzahl an kleinen und dicht gepackten Kristallen anzustreben, um dieses Ziel zu erreichen.

Des Weiteren verleihen kleine Kristalle in großer Anzahl der Keramik eine hohe Transluzenz und Ästhetik, da sie das einfallende Licht brechen (Kappert und Krah 2001). Um eine homogene Verteilung zu erzielen, wird der Glaskeramik ein geeigneter, kristallisationskeimbildender Zusatz oder Katalysator beigefügt (Strub et al. 2011).

Glaskeramiken werden mittels Guss- oder Pressverfahren gewonnen und werden für Empress-Keramiken genutzt (Eichner und Kappert 2005).

2.2.3.2 Oxidkeramiken

Die Oxidkeramiken sind einphasige Oxidverbindungen unedler Metalle. Als Oxidverbindungen kommen Aluminiumoxid, Magnesiumoxid, Zirkoniumdioxid oder Titanoxide zum Einsatz. Insgesamt besitzen die Oxidkeramiken im Vergleich zu den Silikatkeramiken keine bzw. nur eine geringe Glasphase (Pospiech 2002b, Rinke 2012, Strub et al. 2011).

Die Oxide sind entscheidend für die Eigenschaften der Keramiken und verleihen ihnen eine enorme Stabilität/mechanische Endfestigkeit von 500-1000 MPa, wodurch sich ihr Einsatzgebiet im Bereich der Hochleistungskeramiken begründen lässt (Marxkors et al. 2012).

Bei den Oxidkeramiken differenziert man aufgrund der verschiedenen Glasanteile zwischen den glasinfiltrierten und den reinen Oxidkeramiken.

Glasinfiltrierte Oxidkeramiken

Entscheidendes Merkmal der glasinfiltrierten Oxidkeramiken ist ihr geringer Anteil an Glasmaterie im Gegensatz zur polykristallinen Oxidkeramik, die ohne Glasanteil auskommt.

Oxidkeramische Mikropartikel wie Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid bilden ein poröses Primärgerüst, welches entweder durch Modellation aus einer Pulver-Flüssigkeits-Suspension (Schlicker) oder durch Fräsung aus einem Rohling gewonnen werden kann. In einem zweiten Arbeitsschritt, einem speziellen Brand, dem so genannten Glasinfiltrationsbrand, wird das Oxidgerüst mit Hilfe von lanthanhaltigem Glas infiltriert und erhält so seine hohe Biegefestigkeit und Risszähigkeit (Eichner und Kappert 2005, Marxkors et al. 2012, Rinke 2012).

Da beim Herstellungsprozess der Oxidkeramiken keine Sinterschrumpfung auftritt wird die Passgenauigkeit gegenüber den Silikatkeramiken verbessert. Auch die kreidig weiche Konsistenz ist als vorteilhaft anzusehen, da hierdurch eine spätere Nachbearbeitung sehr gut möglich ist (Kappert und Krahl 2001).

Ein bekannter Vertreter der Infiltrationskeramiken ist das „In-Ceram“-System (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen), wobei drei verschiedenen Formen zu unterteilen sind: glasinfiltriertes Aluminiumoxid, glasinfiltriertes Zirkoniumdioxid und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminiumoxid-Spinell (Pospiech 2002b, Pröbster 2001).

Polykristalline Oxidkeramiken

Nachhaltige Festigkeit, Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit sind die klaren Vorteile der polykristallinen Oxidkeramiken. Dies wird durch die dicht gesinterten, polykristallinen und reinen/homogenen Oxidkeramiken, wie Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid, ohne Glasphase erreicht.

In den letzten Jahren hat deshalb die Zirkoniumdioxidkeramik einen hohen Stellenwert erlangt. 1789 wurde sie von dem deutschen Chemiker Martin Heinrich Klaproth als Reaktionsprodukt beim Erhitzen von Edelsteinen entdeckt (Piconi et al. 1998), fand ihren Weg zur Zahnmedizin aber erst zwanzig Jahre später. Seitdem ist sie

Forschungsschwerpunkt vieler Studien und aus der aktuellen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken.

Zirkoniumdioxid stellt eine Hochleistungskeramik dar, die in drei verschiedenen Modifikationen vorliegen kann: monoklin, tetragonal oder kubisch. Die tetragonale Struktur besitzt im Gegensatz zur monoklinen eine höhere Symmetrie der Kristallite. Bei der Umwandlung von tetragonal zu monoklin (t-m- Phasenumwandlung) kommt es zu einer Volumenzunahme um 3-5 %, was in der Keramik zu hohen Spannungen und folglich zur Rissbildung führt (Filser et al. 2002, Piconi et al. 1998). Um diesen unerwünschten Effekt zu vermeiden, werden den Zirkoniumdioxidkeramiken Oxide zur Stabilisierung zugefügt.



Abb. 6: Phasenumwandlung von Zirkoniumdioxid (Tinschert et al. 2007)

Bei den Oxiden handelt es sich um Magnesiumoxid, Calciumoxid, Yttriumoxid und Cerdioxid (Brodbeck 2005, Marder et al. 1983).

Zumeist wird Yttrium zu 3-5 mol% der Keramik zugesetzt, sodass man das so genannte „Y-TZP Zirkonoxid“ (Ytria Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) – teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid erhält (Guazzato et al. 2002). Neben den teilstabilisierten Zirkoniumdioxiden gibt es noch die vollstabilisierten Zirkoniumdioxide, die sich hinsichtlich ihres Gehalts an Stabilisierungsoxiden unterscheiden.

Yttriumoxid ist in der Lage die tetragonale Struktur bis zur Raumtemperatur zu stabilisieren, somit die Volumenzunahme zu unterbinden und folglich die Frakturbildung (Luthardt et al. 2000, Luthardt und Musil 1997).

Ein weiteres Merkmal der Zirkoniumdioxidkeramiken ist die so genannte Umwandlungsverstärkung oder martensitische Transformation (Luthardt et al. 1998). Man versteht darunter die Fähigkeit, Rissausdehnungen rechtzeitig zu verhindern, bevor sie die Keramik vollständig zerstören. Bei auftretenden äußeren Spannungen bildet sich ein Riss in der Keramik. Es kommt nun zur spannungsinduzierten Phasentransformationsverstärkung von der tetragonalen zur monoklinen Phase. Wie bereits angesprochen folgt dieser Strukturänderung auch eine Volumenzunahme um 3-5 %, die hier erwünscht ist, da die Rissenergie von der Phasenumwandlung „verbraucht“ wird und somit den Riss an seiner weiteren Ausdehnung hindert (siehe Abb. 7) (Eichner und Kappert 2005, Marxkors et al. 2012).

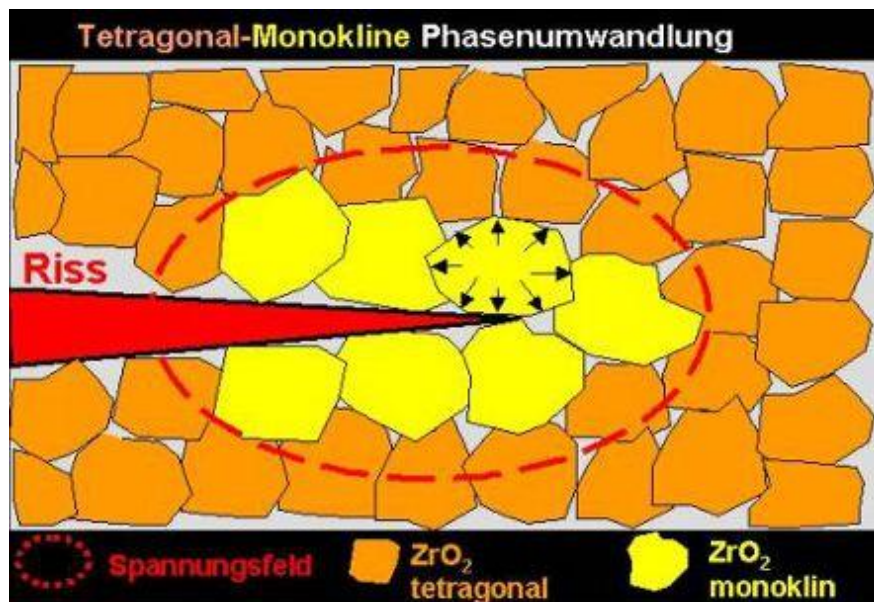


Abb. 7: Phasenumwandlung bei Rissbildung (Quelle: www.dr-steinseifer-dental.de)

Eine weitere Stufe hin zu höherer Festigkeit wird erreicht, wenn Zirkoniumdioxid zusätzlich isostatisch gepresst wird. Man spricht dann vom heißisostatisch gepresstem (HIP - Hot Isostatic Pressed) Zirkoniumdioxid. Durch das Pressen unter hohen Temperaturen werden weitere Fehler im Gittergefüge eliminiert (Rieger et al. 2007).

Neben seiner Fähigkeit zur Umwandlungsverstärkung und enormen Festigkeit (über 1000 MPa) (Pospiech 2001, Suttor et al. 2001) besticht die Zirkoniumdioxidkeramik durch ihre hohe biologische Kompatibilität und physikalische Neutralität den anderen oralen Strukturen gegenüber. Der Indikationsbereich ist dementsprechend denen von metallischen Restaurationen gleichgestellt, sodass sie auch im hoch beanspruchten Seitenzahnbereich Anwendung findet (Filser et al. 2002, Pospiech 2002b, Rinke und Jenatschke 2001).

Eine Schwierigkeit, die sich aufgrund der hohen Festigkeitswerte der Zirkoniumdioxidkeramiken zeigt, ist ihre Verarbeitung. Mit herkömmlichen Sinter-, Guss- und Pressverfahren ist dies nicht möglich, sodass sich die CAD/CAM-Verfahren (Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing) hierfür entwickelten (Striezel 2001).

2.3 CAD/CAM

2.3.1 Definition

Unter CAD/CAM versteht man den Computer unterstützten Scanvorgang des Ausgangsmodells mit anschließendem virtuellem Konstruktionsprozess (Computer-Aided-Design) und die im Anschluss folgende Computer unterstützte Herstellung der Restauration (Computer-Aided-Manufacturing) (Pospiech et al. 2004).

Rein digital wird so zum Beispiel eine Kronenpräparation mit Hilfe eines intraoralen Scanners direkt in der Praxis eingescannt. Hierfür tastet ein Laser optisch die Arbeit des Zahnarztes ab und lässt sie virtuell auf dem Computer-Monitor für Patient und Zahnarzt sichtbar entstehen.

Somit kann dem Patienten sowohl die genaue Situation und eventuelle Problematik nähergebracht werden als auch ganz selbstkritisch eine Einschätzung an der Präparation vorgenommen werden.

Im nächsten Schritt wird mit Hilfe der Konstruktionssoftware die Restauration am Computer entworfen und an die ganz persönlichen Wünsche und Bedingungen des

Patienten angepasst. In diesem Sinne können unter sich gehende Bereiche im Vorfeld ausgedockt werden um eventuell spätere Passungsprobleme zu vermeiden.

Der nun gewonnene Datensatz kann an ein externes oder auch persönliches Fräszentrum übermittelt werden und wird dort zur Herstellung der Kronen oder auch Brückenkonstruktion genutzt. Aus industriell gefertigten Blöcken fräst die Maschine den gewünschten Zahnersatz (Beuer et al. 2008).

Das CAD/CAM-System wurde mit dem Grundgedanken zur Fertigung von Zirkoniumdioxid-Gerüsten entwickelt, da sich Zirkoniumdioxid als keramischer Werkstoff kaum oder nur schwer bearbeiten ließ (Strietzel und Lahl 2007).

Mittlerweile kommt es aber auch für Infiltrationskeramiken und Glaskeramiken zum Einsatz (Beuer et al. 2008).

Aufgrund der Minimierung von Arbeitsschritten und somit Eliminierung potentieller Fehlerquellen sowie einer hohen Präzision gewinnt das CAD/CAM-Verfahren zusehends an Popularität.

2.4 Dentale Befestigungszemente

Um die Suprakonstruktion auf dem Abutment zu befestigen, bedient man sich heutzutage verschiedenster Zemente. Im Allgemeinen kann man zunächst zwei große Gruppen von Befestigungszementen unterscheiden. Zum einen die konventionellen Zemente wie Phosphatzement und Zinkoxid-Eugenolzement und zum anderen die adhäsiven Zemente. Je nach Zeitdauer der Zementierung kann man des Weiteren auch noch zwischen provisorischen (Restauration soll wieder entfernt werden) und definitiven Zementierungen unterscheiden.

2.4.1 Konventionelle Zemente

Bei den konventionellen, auf Wasser basierenden Zementen liegt eine rein mechanische Haftung vor. Ihre Retentionswirkung beruht auf der Beeinträchtigung von Parallelverschiebungen benachbarter Oberflächen durch Verkeilung. Je härter der Zement und desto rauer die Oberflächen, desto höher ist das Maß an einsetzender Verkeilung und somit Sicherung der Suprakonstruktion (Marxkors et al. 2012). Die klassischen konventionellen Zemente härten über eine Säure-Basen-Reaktion aus, wobei als Säure häufig Phosphorsäure (Phosphatzement) oder Polyacrylsäure (Polycarboxylatzement, Glasionomerzement) Anwendung finden und als basische Komponente Metall-Oxide (Polycarboxylatzement, Phosphatzement) oder Calciumfluoraluminiumsilikatglas (Glasionomerzement).

Zinkoxid-Phosphat-Zement

Zinkoxidphosphatzement gehört zu den klassischen konventionellen Zementen und wird seit vielen Jahren als provisorischer Zement in der Zahnmedizin eingesetzt. Er besteht aus einem Pulver- und Flüssigkeitsanteil, die nach Vermischung miteinander reagieren und schließlich erstarren. Das Pulver besteht aus Zinkoxid (90 mol%) und Zusätzen wie Magnesiumoxid, Siliziumdioxid und Calciumfluorid, die insbesondere die Festigkeit und Mundbeständigkeit sowie Farbgebung optimieren (Marxkors et al. 2012).

Die Flüssigkeit ist eine Lösung von Phosphorsäure in Wasser, gepuffert durch Aluminium- und Zink-Ionen, um die Reaktionsgeschwindigkeit zwischen Pulver und Flüssigkeit zu reduzieren und folglich die Verarbeitungszeit zu verlängern. Mit zunehmendem Pulvergehalt steigt sowohl die Festigkeit als auch die Mundbeständigkeit, was durch das Anmischen auf einer gekühlten Glasplatte (Frozen-slab-Technik) ohne Einbußen bezüglich der Fließfähigkeit realisiert werden kann. Aufgrund der sauren Abbindung des Phosphatzementes ist beim Aufbringen auf den vitalen Zahnstumpf ein Pulpaschutz mit Calciumhydroxid nötig, um eventuell auftretenden Pulpenirritationen vorzubeugen (Craig et al. 2010, Martin et al. 2000, Marxkors et al. 2012).

Zinkoxid-Eugenol- Zement

Bei diesem Zement enthält das Pulver Zinkoxid (69 %), Kolophonium (29 %) und Zinkacetat. Kolophonium erhöht die Festigkeit und Zinkacetat dient als Akzelerator. Die Flüssigkeit ist Eugenol, ein Nelkenöl, das mit dem Zink einen Chelatkomplex eingeht. Das Nelkenöl besitzt eine sedative Wirkung auf die Pulpa und ist deshalb besonders nützlich bei präparierten Zähnen mit freiliegenden Dentintubuli. Zinkoxid-Eugenol-Zemente werden sowohl für das provisorische als auch permanente Einzementieren von Kronen und Brücken genutzt. Eugenol als Lösungsmittel von Polymethacrylat darf nicht mit Zahnersatz aus Kunststoff oder Keramik in Kontakt kommen (Marxkors et al. 2012).

Glasionomerzemente

Hauptbestandteile sind das fein gemahlene Aluminiumsilikat-Glas und das visköse Polycarboxylat-Kopolymer in Wasser. Das im Pulver enthaltende Fluorid verleiht dem Zement eine antikariogene Wirkung. Aufgrund der relativ hohen frühen Löslichkeit und der verlängerten Abbindereaktion von etwa 24 Stunden, muss der Zement nach Einbringung mit speziellen Beschichtungsmitteln geschützt werden. Glasionomerzemente werden zum definitiven Einzementieren verwendet da sie hohe Adhäsionseigenschaften mit einer guten Transluzenz und Mundbeständigkeit vereinen (Caesar und Ernst 2007, Marxkors et al. 2012, Naumann 2000, Tinschert 2002).

2.4.2 Adhäsive Zemente - Kompositzemente

Der Begriff adhäsiv bedeutet anklebend, anhaftend. Darunter versteht man die Fähigkeit auch bei nicht retentiver Präparation einen ausreichenden Halt zwischen Zahn und einzugliedernder Kronen- oder Brückenkonstruktion zu erzielen, indem ein chemischer Verbund zwischen beiden aufgebaut wird. Vorteil dieser Möglichkeit der Zementierung ist eine substanzschonende Präparation bei der defektorientiert vorgegangen werden kann (Haller und Blunck 2003, Rinke 2012).

Adhäsive Zemente wurden im Rahmen der Entwicklung von Kunststoff als Füllungsmaterial sowie dem Einsatz von keramischen und indirekten Komposit-Kronen,

Inlays und Onlays entwickelt. Sie sind in verschiedenen Viskositäten und Farben erhältlich sowie als selbsthärtende, lighthärtende oder dualhärtende auf dem Markt anzutreffen.

Prinzipiell besteht ein Befestigungskomposit aus zwei Hauptbestandteilen:

- organische Kunststoff-Matrix: Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente, Additiva
- disperse Phase: Glasfüller

Als Füller finden Quarz, Lithium-Aluminium-Silikat, die nicht radioopak sind, und Barium,- Strontium,- Zink- oder Ytterbium-Gläser, die radioopak sind, Verwendung. Sie sind für die Viskosität, Druck- und Zugfestigkeit sowie die Verschleißfestigkeit der Komposite zuständig (Meiners und Lehmann 1998).

Dimethacrylat (Bis-GMA-) oder Urethan-Dimethacrylat (UDMA-) als gängigste Kunststoffgrundbausteine sind multifunktionelle Methacrylate, darstellbar durch die Formel MA-R-MA, wobei das organische Zwischenglied-R- für aliphatische Ketten, aromatische Ringe, Polyether oder Urethanpräpolymere steht. Die Monomere sind für die Konsistenz, den Polymerisationsgrad und die Schrumpfung des Befestigungskomposit verantwortlich. Ihnen werden Komonomere, wie Triethyleneglycoldimethacrylate (TEGDMA) und Ethylenglykol-Dimethacrylat (EGDMA) beigemischt, die für die bessere Verarbeitbarkeit zuständig sind (Hellwig et al. 2007, Powers 2002).

Die Umwandlung vom Monomer zum Polymer wird mit Hilfe von blauem Licht, welches eine Wellenlänge von 300-480 nm besitzt, erreicht. Das Licht wird von einem Initiator/Diketon (Kampherchinon 468 nm oder Benzoinmethylether) absorbiert und damit aktiviert, sodass dieses im zweiten Schritt mit einem organischen, aliphatischen Amin reagiert und so schließlich die nötigen Radikale bildet, welche die Polymerisation einleiten. Die Doppelbindungen der Monomere sind Ziel der Radikale, die dadurch selbst zum Radikal werden und sich unter einer Kettenreaktion schließlich verbinden.

Da erst blaues Licht das Diketon anregt, können beide Komponenten in einer Kompositpaste vorkommen und vereinfachen somit die Handhabung.

Im Unterschied dazu muss man bei selbsthärtenden Zementen Initiator und Akzelerator getrennt aufbewahren und diese erst direkt vor Einbringung der Restauration mischen.

Heutzutage haben sich dualhärtende Befestigungskomposite durchgesetzt, die sowohl lichthärtende als auch autopolymerisierende Anteile besitzen. Vorteil dieser dualhärtenden Zemente ist die Tatsache, dass auch vom Licht nicht ausreichend infiltrierte Bereiche adäquat aushärten (Ludwig 2005).

Vor dem Einzementieren ist die Vorbehandlung der Zahnoberfläche entsprechend wie beim Legen von Kompositfüllungen notwendig. Der Zahn wird mit Phosphorsäure konditioniert und anschließend mit Primer und Bonding benetzt. Es entsteht ein mikroretentives Ätzmuster, das je nach Säuregehalt, Einwirkzeit und morphologischen Gegebenheiten variiert. Das anschließend zum Einsatz kommende Adhäsivsystem dringt in die entstandenen Mikroporen ein und bildet so genannte Kunststoffzapfen („Resin Tags“) aus, die bis zu 200 µm tief reichen und so die Restauration mikromechanisch verankern (Heng-Chang et al. 1983, Schneider 1995).

Neben der Zahnoberfläche ist auch die Konditionierung der Restauration notwendig. Zum einen kann sie mit Flusssäure (Silikatkeramik) geätzt und zum anderem mit 50 µm Aluminiumoxid sandgestrahlt (Oxidkeramik, metallische Restauration) werden. Säurebehandlung und Sandstrahlung dienen der Aufrauung des Systems, wodurch auch gleichzeitig eine Reinigung und chemische Aktivierung stattfindet. Mit Hilfe des Haftvermittlers (Primer), zumeist auf Silanbasis, wird schließlich die Verbindung zum abgestimmten Zement vorgenommen.

Bei aktuellen Kunststoffzementen kann teilweise auf die Vorbehandlung verzichtet werden, sodass dem Patienten und Zahnarzt weitere Arbeitsschritte erspart bleiben. Als selbst-adhäsive oder selbst-konditionierende Zemente, die ohne jegliche Vorbehandlung auskommen, haben sie sich einen Namen gemacht und stehen im Fokus vieler Studien (Behr 2007, Satoshi et al. 2000, Yoshida et al. 2004).

	Silikatkeramik	Oxidkeramik	
Reinigung: Entfernung organischer Kontaminationen	Phosphorsäure für 30 sec	Korundstrahlung (50 µm bei 0,5-2,5 bar)	
Oberflächenvergrößerung, chemische Aktivierung	Flusssäure (5%; 20-60 sec)	Korundstrahlung (50 µm bei 0,5-2,5 bar)	
Chemische Haftvermittlung	Silanisierung	Primer mit adhäsivem Monomer	Kunststoffzement mit adhäsivem Monomer
Verklebung	Beliebiger Kunststoffkleber	Beliebiger Kunststoffkleber	

Tab. 3: Übersicht der nötigen Vorbehandlung bei verschiedenen Keramiken (modifiziert nach Rinke 2012)

Die kurze Verarbeitungszeit, gute Ästhetik durch hohe Transluzenz sowie mittlere bis hohe Festigkeitswerte sind kennzeichnend für adhäsive Zemente. Ihre geringe Löslichkeit und damit dauerhafte Verschliefung des Randspalts spricht genauso für sie, wie ihre geringen Hypersensibilitäten nach Eingliederung der Restauration (Kern et al. 1996, Suzuki 2000). Als Einschränkung der Nutzung der Kompositzemente ist die absolute Trockenlegung anzugeben. Kann dies klinisch nicht realisiert werden, so ist mit mangelhaftem Halt aufgrund ungenügender Einwirkung des Adhäsivsystems zu rechnen. Auch die teilweise noch aufwendigen Konditionierungen des Zahnes sowie der Restauration sind als nachteilig zu erachten, wobei der Trend und das Forschungspotential hin zu selbstkonditionierenden Zementen nicht außer Acht gelassen werden darf (Craig et al. 2010, Marxkors et al. 2012, Rinke 2012).

PANAVIA™ F 2.0

PANAVIA™ F 2.0 (Kuraray, Osaka) ist ein dualhärtender Befestigungskomposit mit selbststänzendem Primer, der für die Befestigung von Kronen, Brücken, Inlays und Onlays aus Metall, Keramik und Kunststoff sowie für Keramikveneers, Klebebrücken und Stumpfaufbauten verwendet wird (Kuraray 2009). Er gilt in vielen Studien als Referenzmaterial und ist in drei Farben erhältlich.

Basis- und Katalysatorpaste reagieren beim Anmischen miteinander, sind für drei Minuten verarbeitbar und härten selbstständig oder unter Zuhilfenahme der Polymerisationslampe aus. Die Basispaste setzt sich aus 10-MDP (10-Methacryloxydecyldihydrogenphosphat), 5-NMSA (5-Methacryloyl-5-Aminosalicylsäure), Silizium, Dimethacrylat und Initiatoren zusammen. Bariumglas, Natriumfluorid, Dimethacrylat und Dibenzoylperoxid sind die Bestandteile der Katalysatorpaste.

Die Oberflächen des Zahnes sind mit dem selbststänzendem Primer, bestehend aus ED Primer II A und B, vorzubehandeln, um eine Oberflächenvergrößerung und somit bessere Haftung zu erreichen. Im Primer enthalten ist das so genannte MDP Monomer (10-Methacryloxydecyldihydrogenphosphat), das durch seine besondere Monomerstruktur einen Verbund zu Dentin, Zahnschmelz und Legierungen herstellen kann. PANAVIA™ F 2.0 setzt Fluorid frei, was den Zahn stärkt und somit kariösen Prozessen entgegenwirkt (Kuraray 2009).

RelyX™ Unicem

RelyX™ Unicem (3M Espe, Seefeld) ist ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungskomposit, welches seinen Einsatz beim definitiven Befestigen von

- Inlays, Onlays, Kronen und Brücken (Vollkeramik, Composite, Metall)
 - Wurzelstiften
 - Zwei- oder dreigliedrigen Maryland-Brücken
 - Dreigliedrigen Inlay-/Onlaybrücken
 - Vollkeramik-, Composite- und Metall-Restaurationen auf Implantat-Abutments
- findet (3M ESPE 2010).

Es ist in drei verschiedenen Darreichungsformen erhältlich. Einerseits als Automix, wodurch ein direktes Applizieren und zeitsparendes Vorgehen ermöglicht wird. Andererseits im Kapselformat (Aplicap™) für hygienische Einzeldosierungen, mit allerdings aufwendiger Aktivierung des Kapselinhalts. Als dritte Form steht der RelyX™ Unicem 2 Clicker™ Dispenser zur Verfügung. Hier sind die Vorzüge der beiden zuerst genannten Systeme vereint. Das einfache Handling, dank direktem Einsatz ohne Mischer, Aktivator oder Applikator sowie genaue Dosierbarkeit, durch voreingestellte Dosen.



Abb. 8: Darreichungsformen von links nach rechts: RelyX™ Unicem 2 Automix, RelyX™ Unicem Aplicap™/Maxicap™, RelyX™ Unicem 2 Clicker™ Dispenser (Quelle: der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von 3M ESPE 2010)

Das System besteht aus einem Pulver/Flüssigkeit-Anteil, der im Verhältnis 1:1 angemischt wird und danach circa zwei Minuten verarbeitbar ist. Das Pulver besteht aus Glaspulver (silanisiert), Initiator, Kieselsäure (silanisiert), substituiertem Pyrimidin, Calciumhydroxid, Peroxo-Verbindung und Pigmenten. Der flüssige Anteil setzt sich aus methacrylierter Phosphorsäureester, Dimethacrylat, Acetat, Stabilisator und Initiator zusammen.

Zur Nutzung von RelyX™ Unicem sind Bonding und Konditionierung der Zahnhartsubstanz nicht notwendig. Als saures Monomer, welches für die Selbstadhäsion von RelyX™ Unicem zuständig ist, wurden phosphorylierte Methacrylate mit mindestens zwei C=C-Doppelbindungen eingesetzt (3M ESPE 2010, Satoshi et al. 2000, Van Meerbeck et al. 1994, Yoshida 2004). Wobei die sauren Phosphatgruppen der multifunktionellen Monomere einen Komplex mit den Ca^{2+} -Ionen der Zahnhartsubstanz eingehen (3M ESPE 2010).

Nach erfolgter Zementierung können die Überschüsse nach kurzer Lichteinwirkung oder während der Selbstaushärtung entfernt werden, da sich das Material nun als gel/wachsartig leicht entfernen lässt.

RelyX™ Unicem weist eine zuverlässige Randversiegelung auf, was das Risiko einer Sekundärkaries senkt und somit die zu erwartende Lebensdauer der Restauration erhöht (Perry et al. 2008).

Multilink Automix

Der in dieser Studie vergleichend zum RelyX™ Unicem verwendete Kompositzement war Multilink Automix der Firma Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Es handelt sich hierbei um ein selbsthärtendes Befestigungskomposit mit optionaler Lichthärtung für indirekte Restaurationen aus Metallkeramik, Metall, Vollkeramik und Kompositen. Die praktische Doppelschubspritze mit Mischkanüle erleichtert die Handhabung, da Reaktor- und Basispaste nicht manuell vermischt werden müssen und ein konstantes Mischverhältnis sichergestellt ist. Die Monomermatrix besteht aus Dimethacrylat und HEMA (2-Hydroxyethylmethacrylat), wohingegen die anorganischen Füllstoffe aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und sphäroidem Mischoxid bestehen. Insgesamt gibt es Multilink Automix in vier verschiedenen Farben mit farblich genau abgestimmten Try-in Pasten. Try-in Pasten sind wasserlöslich und werden zur Simulation und Kontrolle der Farbwirkung zwischen neuer Restauration und Zahnschmelze genutzt. Sie ermöglichen so eine regelgerechte Farbbestimmung (Braziulis 2013).

Im Gegensatz zum RelyX™ Unicem ist bei diesem Zement die Vorbehandlung der Zahnoberfläche notwendig. Mit Hilfe des selbstätzenden und selbsthärtenden Primers wird dies realisiert. Als Kopplungsreagenz/Haftvermittler wird der Gebrauch von Monobond Plus empfohlen. Dieses sollte bei Legierungen aus Edelmetall- und Nichtedelmetall und für Voll- sowie Silikatkeramiken genutzt werden.



Abb. 9: Multilink Automix, mit Primer und Monobond Plus (Quelle: der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Ivoclar Vivadent AG, 2012)

Auch das Ätzen mit Flusssäure (Glaskeramik) oder Sandstrahlen (Zirkoniumdioxid-/Aluminiumoxidkeramik, Metalle, Komposite) der einzugliedernden Restauration ist notwendig, um eine mikroretentive Oberfläche zu schaffen. Im Anschluss erfolgt eine chemische Modifizierung mit Hilfe des Monobond Plus, um eine Bindung zum Zement realisieren zu können. Monobond Plus ist ein Universal-Primer, der sich aus drei verschiedenen funktionellen Methacrylaten zusammensetzt. Er enthält Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmetharylat. Er eignet sich für alle indirekten Restaurationsmaterialien aus Glas- und Oxidkeramik, Metall und Komposit (Braziulis 2013, Völkel 2011).

Zur Überschussentfernung wird die Vierteltechnik empfohlen. Pro Viertelseite des Zahnes (mesiooral, distooral, mesiobuccal und distobuccal) wird der Überschuss für 1-3 Sekunden lichtaktiviert und erhält dadurch eine gelartige Konsistenz, wodurch das Material leicht entfernt werden kann.

Multilink Automix weist eine beständige Versiegelung und geringe postoperative Sensibilitäten auf (Braziulis 2013).

2.5 Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten

Zur Eingliederung von Suprakonstruktionen auf Implantatabutments gibt es zwei grundlegende Möglichkeiten. Zum einen die Verschraubung und zum anderen die Zementierung. Bei der Zementierung kann man noch zwischen einem provisorischen und einem definitiven Zementieren differenzieren.

Prinzipiell kann man sagen, dass eine Zementierung mit einem geringeren klinischen Zeitaufwand verbunden ist sowie eine bessere Ästhetik erreicht werden kann und eine gute Abdichtung des Restaurationsrandes durch den Zementfilm gegeben ist. Als problematisch stellt sich die Entfernbarkeit der Suprakonstruktion nach Zementierung dar, da diese unter Umständen sehr schwierig bzw. gar nicht zu realisieren ist.

Auch die Entfernung von Zementresten, die oft tief subgingival liegen, ist erschwert und stellt einen Risikofaktor für die Ausbildung einer Entzündung der Weichgewebe dar (Pauletto et al. 1999, Richter 2004).

Bei den provisorischen Zementen ist zwar die Wiederabnahme möglich, als Nachteil haben sich jedoch die geringeren retentiven Ergebnisse im Vergleich zu definitiv einzementierten Kronen gezeigt (Bernal et al. 2003, Behneke und Behneke 2004, Michalaski et al. 2003).

Die definitive Zementierung überzeugt mit deutlich stärkerer Haftkraft lässt aber eine zerstörungsfreie Abnahme nicht mehr zu.

Als dritte Variante zur Befestigung von Suprakonstruktionen steht die Verschraubung zur Auswahl. Bei den Schrauben handelt es sich zumeist um konfektionierte Schrauben aus Titan. Ihr Einsatz auf metallischen Suprakonstruktionsgerüsten stellt sich als unproblematisch da, wohingegen bei keramischen Abutments Spannungen zwischen beiden Materialien auftreten können, die zu einer Fraktur führen können.

Bei einer Verschraubung von Suprakonstruktion und Abutment kann die Suprakonstruktion jederzeit mit Hilfe eines Schraubendrehers abgenommen werden und ist somit für extraorale Reparaturen zugänglich.

Dies kann bei mechanischen Komplikationen der Fall sein, wie zum Beispiel Abplatzungen der Keramik, dem so genannten „Chipping“, oder bei Lockerungen von Schraubenverbindungen bzw. Aufbauteilen (Behneke und Behneke 2004). Es besteht zudem nicht die Gefahr von subgingival belassenen Zementresten, jedoch vermindert der deutlich sichtbare okklusale Schraubenzugang das ästhetische Endergebnis (Richter 2004). Eine Alternative stellt hier die Querverschraubung dar. Sie befindet sich horizontal zur Zahnachse im lingualen Raum, was zwar den ästhetischen Ansprüchen gerecht wird, jedoch das Handling zunehmend erschwert. Insgesamt ist eine Verschraubung auch aufwendiger in der Herstellung als ein Zement und somit kostenintensiver.

Prinzipiell wird eine ausgedehnte, gegossene Konstruktion über mehr als drei Pfeilern zumeist verschraubt, da mit steigender Größe des Zahnersatzes auch die Gefahr von Frakturen in der Keramik bzw. von Schraubenverbindungen wächst.

Bei einzelnen Implantaten hingegen wird aufgrund ihrer erleichterten Kontrolle was Verankerung und „parodontale“ Verhältnisse angeht oft eine Zementierung empfohlen (Richter 2004).

Eine allgemeine Vorgehensweise kann jedoch nicht ausgesprochen werden. Je nach einzusetzendem Implantatsystem, dem individuellen Platzangebot und okklusalem Zusammenspiel des Patienten sowie dessen ästhetischen Ansprüchen und einer Prävention hinsichtlich biologischer und mechanischer Komplikationen ist individuell eine Befestigungsart auszuwählen (Richter 2004).

3. Material und Methoden

3.1 Überblick

Das Ziel dieser Arbeit war die vergleichende Untersuchung zweier adhäsiver Zemente für Implantatsysteme. Bei den entsprechenden Kompositbefestigungszementen handelte es sich um RelyX™ Unicem (3M ESPE) und Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). Es wurde durch Abzugsversuche die Haftkraft der zwei verschiedenen Zemente beurteilt und außerdem, anhand zwei verschiedener Geometrien die Auswirkung hoher und niedriger Abutments auf das System untersucht.

Die Einteilung der Versuchsreihen stellte sich wie folgt dar:

Es wurden je 10 hohe Zirkoniumdioxidkappchen und 10 niedrige Zirkoniumdioxidkappchen mit einem der beiden Zemente auf den entsprechenden Abutments fixiert und nach einem Thermocycling-Prozess mit Hilfe der Abzugsversuche die benötigten Kräfte zur Dezementierung ermittelt. Es ergaben sich so zwei Messreihen, bestehend aus jeweils 20 Suprakonstruktionen, mit dem entsprechenden Zement. Zunächst wurde RelyX™ Unicem (3M ESPE) und seine Haftkraft an den 10 hohen sowie niedrigen Kappchen untersucht. Im Anschluss erfolgte die zweite Messreihe mit Multilink Automix (Ivoclar Vivadent). Insgesamt ergab sich somit eine Messung von 40 Suprakonstruktionen auf den entsprechenden Titanabutments.

Mit Hilfe des CAD/CAM-Verfahrens wurden die Kappchen zunächst in einem externen Fräszentrum (Compartis, Firma DeguDent, Hanau) aus sogenannten Rohlingen hergestellt. Im Anschluss wurden sie dann auf die ebenfalls individuell hergestellten Abutments zementiert und für 14 Tage einem Thermocycling-Prozess unterzogen.

Abschließend erfolgten die Zugversuche an der Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm), dessen Ergebnisse mittels Software „testXpertV12.1“ (Zwick, Ulm) ausgewertet wurden.

3.2 Vorbereitende Maßnahmen

3.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Um die Ankylos®-Implantate (Dentsply Friadent, Mannheim) für die Abzugsversuche an der Universal-Prüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) zu sichern und zu fixieren, wurden sie mithilfe eines Parallelometers in Palavit G (Heraeus Kulzer, Hanau), einem Autopolymerisat, eingefasst. Hierfür wurde ein Abutment zum Parallelometer achsengerecht ausgerichtet und an diesem mit Hilfe von Pattern Resin LS (GC Europe N.V., Leuven) dauerhaft befestigt. Dieses Abutment wurde nun im Weiteren mit den nötigen Implantaten verschraubt und fungierte somit als Ausgangsbasis.

Der nötige Palavit G Sockel wurde anschließend durch das Ausgießen der angefertigten T-förmigen, nach zwei Seiten offenen Grundform hergestellt. Hierzu wurde diese mit zwei Platten nach außen hin abgedichtet, das Ganze mit einer Klemme fixiert und mit Vaseline isoliert (siehe Abb. 10).

Das flüssige Palavit G wurde langsam eingebracht und das Implantat, welches am Parallelometer befestigt war vorsichtig abgesenkt, sodass es gänzlich vom Zweikomponenten-Modellierkunststoff umschlossen wurde (siehe Abb. 10, 11). Zum definitiven Auspolymerisieren des Palavit G wurden die gewonnenen Sockel anschließend für 15 min in einen Drucktopf mit 55°C warmen Wasser unter 2 bar Druck gestellt.

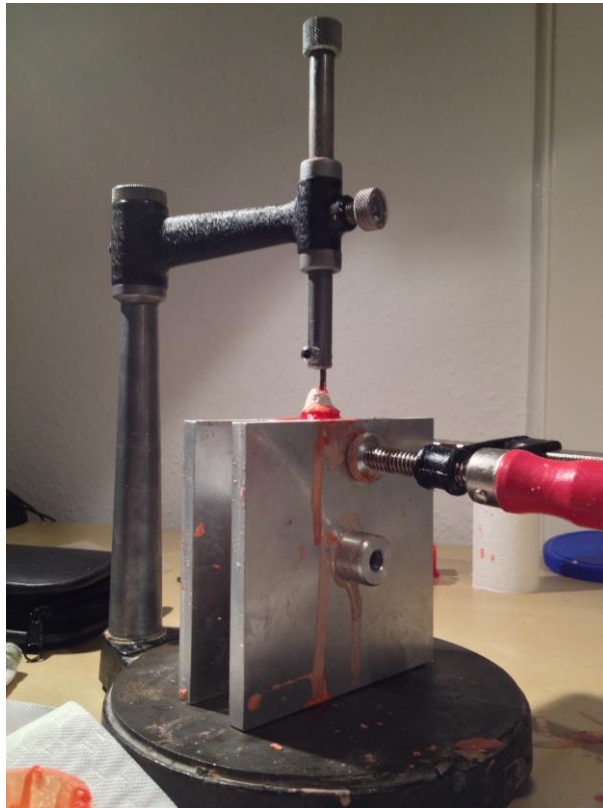


Abb. 10: Herstellung des Palavit-G-Sockels mit Implantat

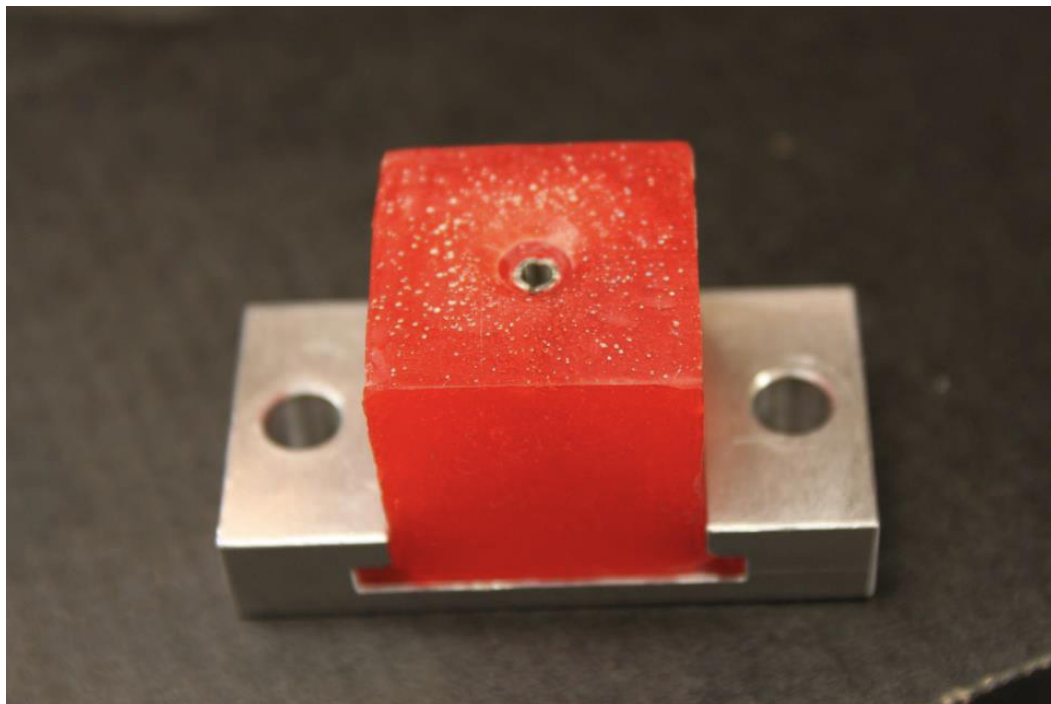


Abb. 11: Fertiger Sockel mit integriertem Implantat

3.2.2 Herstellung der Zirkoniumdioxidkronengerüste

Die Suprakonstruktionen für die Abzugsversuche wurden mit Hilfe des Cercon® eye Scanners der Firma DeguDent (Hanau) im Universitätsklinikum Göttingen hergestellt. Hierfür wurden die Ankylos®-Abutments (Dentsply Friadent, Mannheim) einem Scanprozess unterzogen und anschließend mit Hilfe der CAD-Software Cercon®art digital modelliert. Die Parameter der Kronengerüste betragen 10 µm für den Zementspalt, 0,5 mm für die Kappchenstärke und 70 % für die Spacerfläche.

Um der Abzugskralle einen Angriffspunkt an den Kappchen zu bieten und einen korrekten axialen vertikalen Abzug zu gewährleisten, wurden diese mit seitlichen Ausläufern in vestibulo-oraler Richtung gestaltet (siehe Abb. 12).

Der gewonnene Datensatz wurde im Anschluss an die Firma DeguDent (Hanau) übermittelt, die aus Zirkoniumdioxid-Blöcken (Cercon base©) die Kappchen herstellten.



Abb. 12: Hohe und niedrige Suprakonstruktionen aus Zirkoniumdioxid mit seitlichen Ausläufern

3.3 Implantatsystem

In der Versuchsreihe wurde das Ankylos®-Implantatsystem (Dentsply Friadent, Mannheim) verwendet. Dieses zeichnet sich durch ein konisches Verbindungsprinzip zwischen Implantat und Abutment aus sowie durch ein progressives Gewindedesign, das besonders im weichen Knochen eine hohe Stabilität ermöglicht (siehe Abb. 13) (Wagner und Al Nawas 2004). Das Ankylos®-Implantat ist mikrorau (ablativ, thermisch geätzt) bis zum Implantatthals und soll so die Knochenanlagerung bis zur horizontalen Schulterfläche ermöglichen (Rot-Weiß-Ästhetik, „Emergence Profile“) (Wagner und Al Nawas 2004). Insgesamt waren alle Implantate formgleich (Durchmesser: 3,5 mm; Länge: 11 mm) und wurden gleichermaßen einpolymerisiert.



Abb. 13: Ankylos®-Implantatsystem (Dentsply Friadent, Mannheim), (Quelle: der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Dentsply Implants)

3.4 Abutmentsystem

Die zum Ankylos®-Implantatsystem (Dentsply Friadent, Mannheim) gehörigen Abutments waren aus Titan und wurden per CAD/CAM-Verfahren im Fräszentrum der Firma Compartis ISUS in Hanau (DeguDent GmbH, Hanau) hergestellt.

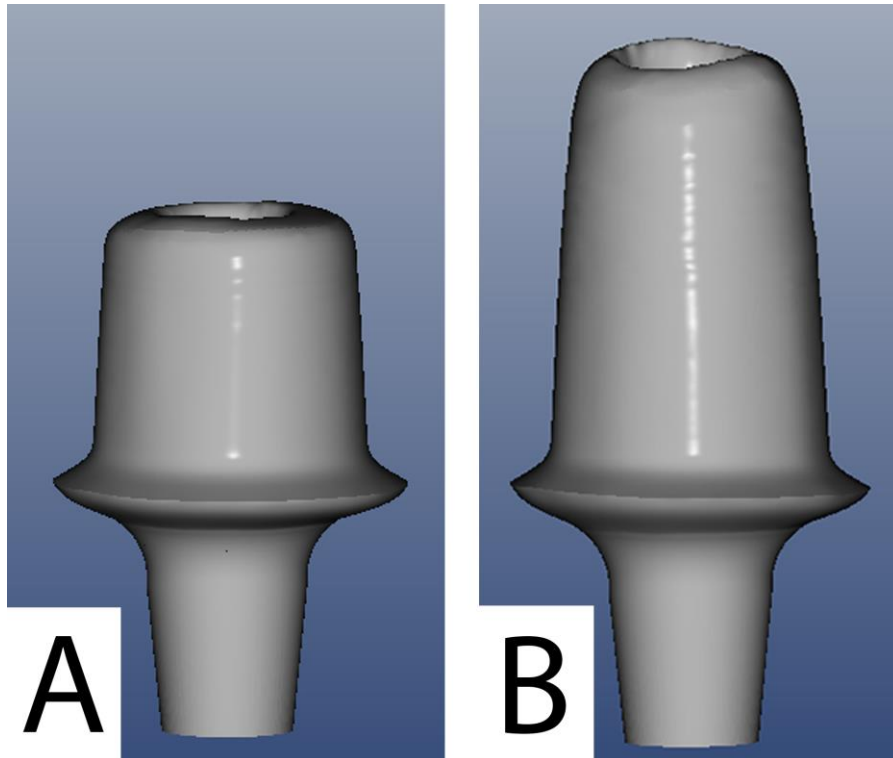


Abb. 14: Verschiedenen individuelle Abutments: A: niedrige Geometrie, B: hohe Geometrie
(Quelle: der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Dentsply Implants)

Die in dieser Studie genutzten Abutments hatten folgende Eigenschaften (siehe Abb. 14):

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

Die Abutments wurden nach Herstellerangaben mit einem Drehmomentschlüssel mit 15 Ncm in die einpolymerisierten Implantate eingebracht.

3.5 Zementarten

Die zur Anwendung für diese Studie gekommenen adhäsiven Zemente waren RelyX™ Unicem der Firma 3M ESPE und Multilink Automix der Firma Ivoclar Vivadent.

RelyX™ Unicem ist ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungskomposit, das als Aplicap™ zur Anwendung kam. Hierfür war das vorherige Aktivieren mit Hilfe des Aktivators und anschließende Durchmischen der pulvrigen sowie flüssigen Phase in einem Silamat-Kapselmischer (Ivoclar Vivadent) für 10 Sekunden notwendig (siehe Abb 15). Schließlich wurde die Kapsel in eine Applikationsspritze eingesetzt und pro Aplicap™ zwei Käppchen zementiert. Mittels eines 5 kg Gewichts wurden die Käppchen für 2 min auf die Abutments gedrückt, für 40 Sekunden lichtgehärtet und schließlich alle Überschüsse mit Schaumstoffpellets entfernt.



Abb. 15: Aktivator, Silamat Kapselmischer, Applikationsspritze für RelyX™ Unicem (von links nach rechts)

Als zweite Zementart kam Multilink Automix der Firma Ivoclar Vivadent, ein selbsthärtender Befestigungskomposit mit optionaler Lichthärtung, zum Einsatz (siehe Abb. 16). Als praktische Automix-Spritze war das Material direkt in die Zirkoniumdioxid-Käppchen applizierbar und wurde im Anschluss unter zu Hilfenahme eines Gewichts von 5 kg für 2 min fest angedrückt. Als Haftvermittler zwischen der Zirkoniumdioxidoberfläche der Käppchen und dem Zement kam Monobond Plus zum Einsatz und wurde hierfür mittels eines Microbrush aufgetragen, für 60 Sekunden zur Einwirkung belassen und anschließend verpustet. Da bei Materialien auf Kunststoffbasis die mit Luftsauerstoff in Verbindung stehende Oberfläche nicht vollständig aushärtet (es entsteht eine circa 50 µm starke Inhibitionsschicht), wurde gemäß Empfehlung des Herstellers während des Aushärtens ein Glyceringel zum Schutz vor einer Sauerstoffinhibitionsschicht aufgetragen. Nach Anwendung der Vierteltechnik wurden schließlich die überschüssigen Zementreste entfernt und das Material mittels Lichthärtung auspolymerisiert.



Abb. 16: Multilink Automix der Firma IvoclarVivadent (Quelle: der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Ivoclar Vivadent AG, Schaan)

3.6 Thermocycling

Nach der erfolgreichen Zementierung aller 40 Proben wurden diese im Anschluss nach Hanau (DeguDent GmbH) zum Thermocycling geschickt.

Das Thermocycling erfolgte in demineralisiertem Wasser bei einer Temperatur von 5°C bzw. 55°C. Die Proben waren somit einer Temperaturdifferenz von 50°C über 5000 Zyklen ausgesetzt. Ein Zyklus bestand hierbei aus:

- 90 s Warmbad bei 55°C
- 90 s Kaltbad bei 5°C
- 3 s Abtropfzeit

Das Thermocycling diente der künstlichen Alterung der Proben und sollte somit eine bestmögliche Annäherung an in-vivo Verhältnisse darstellen.

3.7 Einstelldaten der Prüfmaschine und Abzugsversuche

Die Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) steht für verschiedenste Funktionen zur Verfügung. Zum einen kann sie für Zugversuche zum anderen aber auch für Druckversuche und Biegetests genutzt werden.

Um mögliche Startungenauigkeiten bei dieser Studie zu vermeiden, wurde die Funktion „Vorkraft“ der Zwick Software „testXpertV12.1“ (Zwick, Ulm) genutzt, die eine Vorspannung des Systems innerhalb von 60 Sekunden von 20 N erzeugt. Nach Erreichen dieses Wertes wurde die Kraft des Systems nochmals genullt und es begann der eigentliche Abzugsversuch mit einer Prüfgeschwindigkeit von 5 mm/min bis zur Dezementierung. Der Kraftaufnehmer (100 KN) mit Abzugskralle wurde an der Transverse der Zugmaschine eingebaut.

Jeder Probekörper wurde einzeln in die Aufnahmeplattform eingespannt und die Abzugskralle vorsichtig unter die seitlichen Ausläufer platziert (siehe Abb. 17). Im Anschluss wurde die ansetzende Kraft genullt und der Versuch mit einer Geschwindigkeit von 5 mm/min gestartet. Die Ergebnisse beider Messreihen sowie deren erste graphische Darstellung in einem Kraft-Dehnungs-Diagramm erfolgten mit Hilfe der Software „testXpertV12.1“ (Zwick, Ulm).

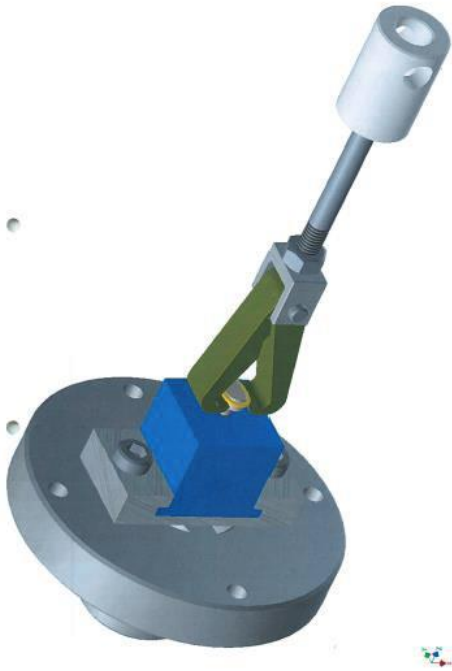


Abb. 17: Schematische Darstellung und Foto der Zwick-Universalprüfmaschine Z007 (Zwick, Ulm) mit Abzugskralle und Aufnahmeplattform

3.8 Statistische Methoden

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde ein parametrisches Modell verwendet, da es sich bei den untersuchten Messreihen um metrische Größen handelt.

Eine zweifaktorielle Varianzanalyse wurde gewählt, um die Einflüsse verschiedener Faktoren zu berücksichtigen. In unserer Studie handelte es sich dabei zum einen um die Höhe der Käppchen als ersten Faktor und zum anderen um die Zementart als zweiten Faktor. Die von diesen beiden abhängige Zielvariable war die Haftkraft.

Auch ein Mann-Whitney-U-Test wurde durchgeführt, um die Signifikanz der Varianzanalyse nochmals zu verstärken. Die Grafiken zeigen die zur Hauptanalyse gehörigen Mittelwerte mit ihren 95 %-Konfidenzintervallen.

Die Auswertung der Messreihen erfolgte mittels der Software Statistica™ (StatSoft Inc., Copyright StatSoft (Europe) GmbH, Hamburg).

4. Ergebnisse

4.1 Abzugsversuche

Die Ergebnisse der Abzugsversuche wurden zunächst tabellarisch erfasst und anschließend mit Hilfe der Medizinischen Statistik grafisch in einem Boxplot sowie deskriptiv durch eine Tabelle dargestellt. Die statistische Auswertung erfolgte schließlich mittels einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Mann-Whitney-U-Test.

Beim Vergleich der beiden Befestigungszemente RelyX™ Unicem (3M ESPE) und Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) imponiert RelyX™ Unicem im Durchschnitt mit höheren Haftwerten als Multilink Automix.

Für RelyX™ Unicem wurde ein durchschnittlicher Haftwert von 358,3 N bei den niedrigen Abutments gemessen. Der maximal gemessene Wert lag hierbei bei 534,5 N und der minimale Wert bei 293,9 N.

Multilink Automix lag mit einem durchschnittlichen Wert von 101,1 N signifikant unter den Ergebnissen von RelyX™ Unicem. Der hierbei gemessene maximale Haftwert lag bei 287,24 N und der niedrigste Wert konnte mit 3,97 N gemessen werden (siehe Tab. 4 und 5).

Hinsichtlich der Zementreste auf dem Abutment und in der Suprakonstruktion zeigte sich bei RelyX™ Unicem vor allem ein Verbleiben von Zementresten in den Käppchen. An den Abutments waren die Zementrückstände besonders in dem okklusalen Schraubenzugang zu finden.

Bei Multilink Automix verblieben die Zementreste sowohl im Käppchen als auch auf dem Abutment. An einigen Abutments war die Abnahme der Rückstände sogar im Ganzen möglich.

4.1.1 Messserie 1 - Abzugsversuche - RelyX™ Unicem

RelyX™ Unicem zeigte bei den Abzugsversuchen besonders hohe Werte. Bei den niedrigen Abutments zeigte sich ein durchschnittlicher Wert von 447,88 N mit einem Maximum von 534,5 N. Die hohen Abutments erzielten mit einem Median von 478,66 N noch einen höheren Wert, wobei das Maximum mit einem Wert von 540,8 N in einem sehr ähnlichen Bereich lag, wie bei den niedrigen Abutments.

Bei den hohen Abutments kam es bei 9 von 10 Proben zur Fraktur der Schraubenverbindung zwischen Implantat und Abutment, sodass nach Abschluss des Abzugsversuchs das Käppchen noch zementiert auf dem Abutment und das einpolymerisierte Implantat mit frakturiertem Schraubenrest vorlag (siehe Abb. 18). Lediglich ein Abutment verblieb im Implantat, wobei sich hier kein Abziehen des Käppchens realisieren ließ, da dieses vorher frakturierte.

Bei den niedrigen Abutments wurde nur bei 2 von 10 Proben das Abutment samt Käppchen aus dem Implantat herausgelöst. Bei den restlichen 8 Abzugsversuchen erfolgte eine Dezementierung.

Aufgrund maschineller Fehler kam es bei drei Versuchen zwar zu einem Abzug der Abutments, jedoch wurde kein Wert ermittelt und dargestellt. Diese Werte sind in der nachfolgenden Tabelle (siehe Tab. 4) mit --- dargestellt.

Abutment (n=20)	F _{max} (N) niedrig (n=10)	F _{max} (N) hoch (n=10)
1	293,9	344,68
2	---	362,17
3	496,65	535,67
4	501,71	509,19
5	534,52	---
6	509,88	506,56
7	401,24	501,74
8	---	531,29
9	339,41	476,34
10	505,74	540,48
Number of values	10	10
Minimum	293,9	344,68
Median	447,88	478,66
Maximum	534,5	540,8
s	84,87	69,62

Tab. 4: Haftwerte der durchgeführten Abzugsversuche für RelyX™ Unicem in Newton



Abb. 18: Frakturierte Implantat-Abutment-Verbindung bei RelyX™ Unicem

Oben: Abutment mit zementiertem Zirkoniumdioxidkappchen Unten: Implantat im Sockel

4.1.2 Messserie 2 - Abzugsversuche - Multilink Automix

Multilink Automix erzielte bei den Abzugsversuchen nicht so hohe Haftwerte wie RelyX™ Unicem. Bei den niedrigen Abutments wurde ein durchschnittlicher Wert von 101,05 N erreicht. Das Maximum lag hierbei bei 287,24 N.

Die hohen Abutments hingegen zeigten bessere Ergebnisse. Hier wurde ein durchschnittlicher Haftwert von 311,72 N erreicht und das Maximum lag mit 506,9 N bei ähnlich hohen Werten wie bei RelyX™ Unicem (siehe Tab. 5).

Alle Käppchen wurden bei der zweiten Messserie mit Multilink Automix dezementiert. Es kam weder zu einer Fraktur der Käppchen noch der Schrauben zwischen Implantat und Abutment.

Abutment (n=20)	F_{max} (N) niedrig (n=10)	F_{max} (N) hoch (n=10)
1	199,42	182,02
2	8,04	425,05
3	3,97	132,37
4	83,14	223,17
5	44,45	188,57
6	287,24	448,86
7	83,68	261,81
8	85,01	506,9
9	13,4	286,513
10	202,17	461,99
Number of values	10	10
Minimum	3,97	132,37
Median	101,05	311, 72
Maximum	287, 24	506, 9
s	91,84	129,33

Tab. 5: Haftwerte der durchgeführten Abzugsversuche für Multilink Automix in Newton

4.2 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung fand mit Hilfe von Frau Xenia Schulz im CIP der Abteilung für Medizinische Statistik der Universität Göttingen statt. Zunächst wurde hierfür eine grafische Darstellung der Ergebnisse mittels eines Boxplot angefertigt. Im Anschluss erfolgte die deskriptive sowie statistische Auswertung. Eine zweifaktorielle Varianzanalyse wurde eingesetzt, um sowohl die Parameter Abutmenthöhe als auch die zwei verschiedenen Zementarten zu berücksichtigen (siehe Tab. 7). Das Signifikanzniveau sollte bei einer zweifaktoriellen Varianzanalyse bzw. grundsätzlich bei einer ANOVA (Analysis of Variance), bei einem Wert von $\leq 0,5$ liegen, damit man von einer signifikanten, also aussagekräftigen Wechselwirkung zwischen den einzelnen Parametern sprechen kann.

In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte mit 95 %-Konfidenzintervallen (siehe Tab. 6) dargestellt. Die grafische Darstellung erfolgt in Abb. 19.

4.2.1 Einfluss von Zementart und Abutmentgeometrie

4.2.1.1 Mittelwerte der Gruppen mit 95 %-Konfidenzintervallen (KI)

Abut.	Zement	N Means	Confidence -95,000%	Confidence *95,000%	N Std. Dev.	N Minimum	N Maximum
niedrig	RelyX	477,88	211,58	505,02	84,87	293,9	534,52
niedrig	Multilink	101,05	31,77	170,33	91,84	3,97	287,24
hoch	RelyX	478,66	311,62	549,99	69,62	344,68	540,48
hoch	Multilink	311,72	214,14	409,30	129,33	132,37	506,90
All Groups		342,33	238,11	362,82	93,92	193,73	467,29

Tab. 6: Mittelwerte der Haftwerte in Newton der jeweiligen Gruppen mit 95 %-Konfidenzintervall

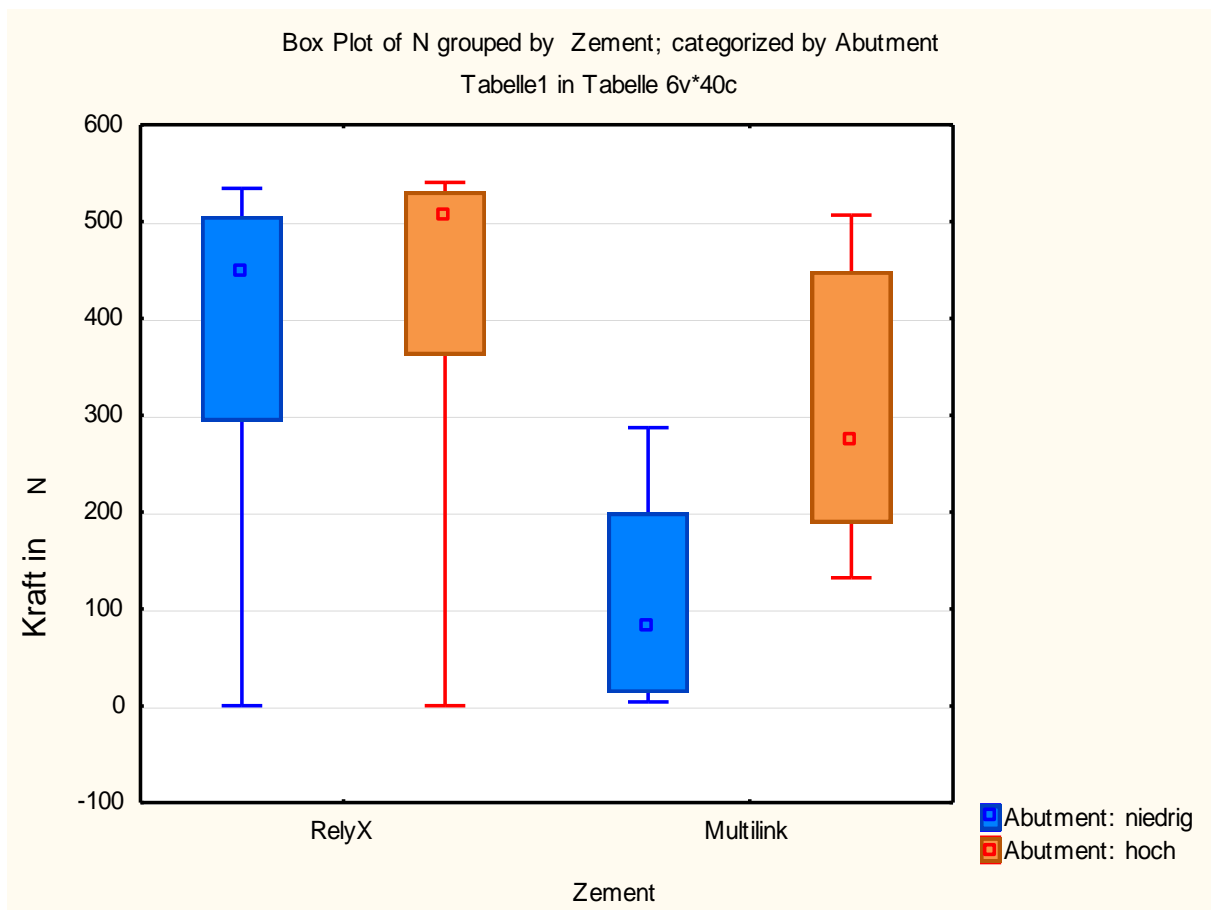


Abb. 19: Grafische Darstellung der Haftwerte mittels Boxplot-Diagramm

4.2.1.2 Analyse mit zweifaktorieller Varianzanalyse

Mit $p=0,170948$ zeigte sich sowohl hinsichtlich des angewendeten Zements als auch bezüglich der Abutmentgeometrie eine signifikante Wechselwirkung. Es erfolgte deshalb eine getrennte Analyse für die verschiedenen Abutmentgeometrien und Zemente.

4.2.2 Abutmentgeometrie

Mit Hilfe eines Mann-Whitney-U-Test wurde der Einfluss der Abutmentgeometrie an sich auf das Implantatsystem untersucht. Hierbei zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Abutmenthöhe auf die Haftkraft ($p=0,0336$) (siehe Tab. 8). Eine größere Klebefläche durch ein hohes Abutment korreliert mit einer höheren Haftkraft (siehe Abb. 20).

Mann-Whitney U Test								
By variable Abutment								
Marked tests are significant at $p < 0,5000$								
Variable	Rank Sum niedrig	Rank Sum hoch	p-Value	Z adjusted	p-value	Valid N niedrig	Valid N hoch	2*1 sided exact p
N	331,00	489,0	0,0337	-2,1238	0,0336	20	20	0,0326

Tab. 8: Mann-Whitney-U-Test der Abutmentgeometrie

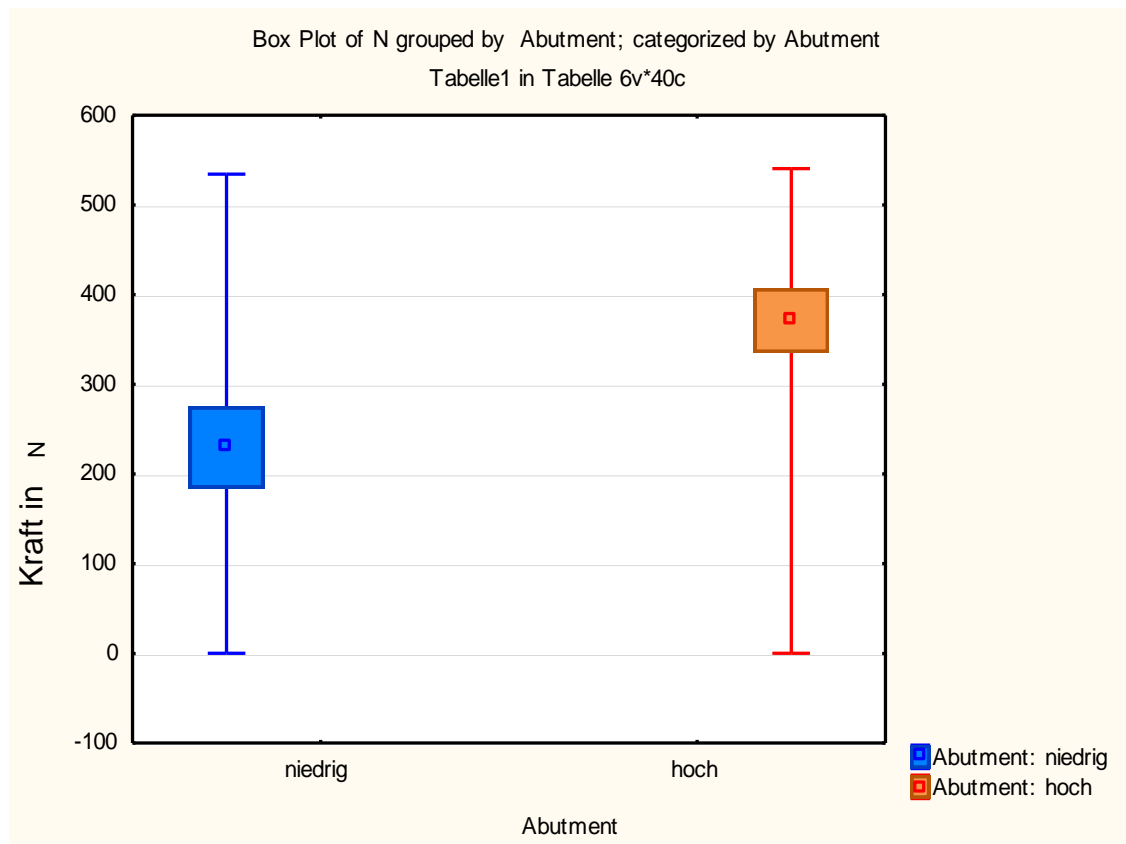


Abb. 20: Grafische Darstellung der Haftwerte abhängig von der Abutmentgeometrie

4.2.3 Zementart

Bei der statistischen Untersuchung der Zementarten unabhängig betrachtet von der Abutmenthöhe zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Einfluss ($p=0,0021$) (siehe Tab. 9).

RelyX™ Unicem zeigt unabhängig von der Größe der Klebefläche bessere Retentionswerte als Multilink Automix (siehe Abb. 21).

Mann-Whitney U Test								
By variable Zement								
Marked tests are significant at $p < 0,5000$								
Variable	Rank Sum RX	Rank Sum ML	p-value	Z adjusted	p-value	Valid N RX	Valid N ML	2*1sided exact p
N	524,00	296,00	0,0021	3,0707	0,0021	20	20	0,0015

Tab. 9: Mann-Whitney-U-Test der Zementart

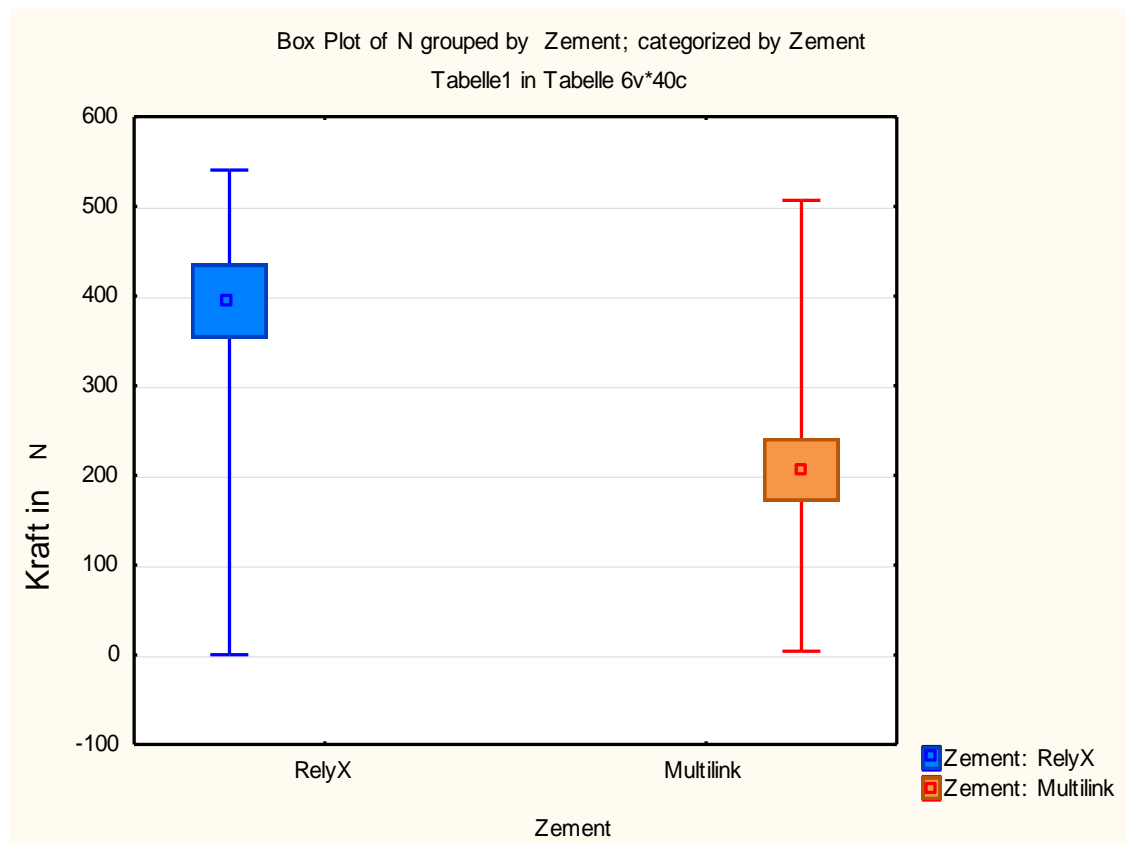


Abb. 21: Grafische Darstellung der Haftwerte abhängig von der Zementart mittels Boxplot-Diagramm

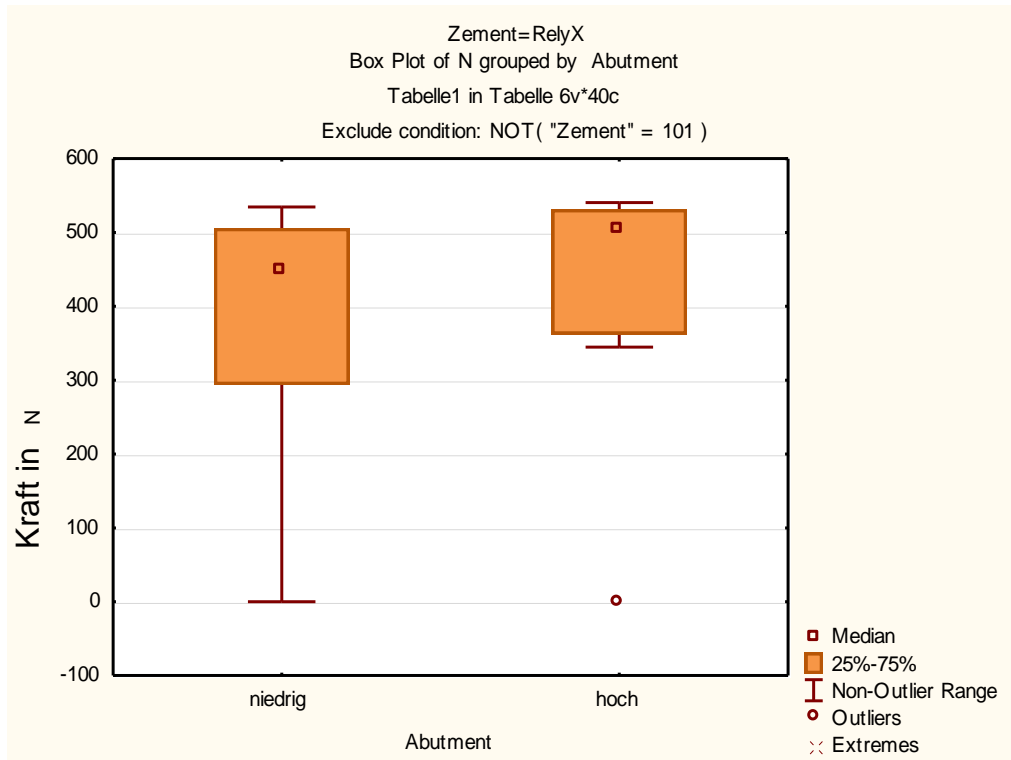


Abb. 22: Grafische Darstellung der benötigten Abzugskräfte bei RelyX™ Unicem mittels eines Boxplot-Diagramms

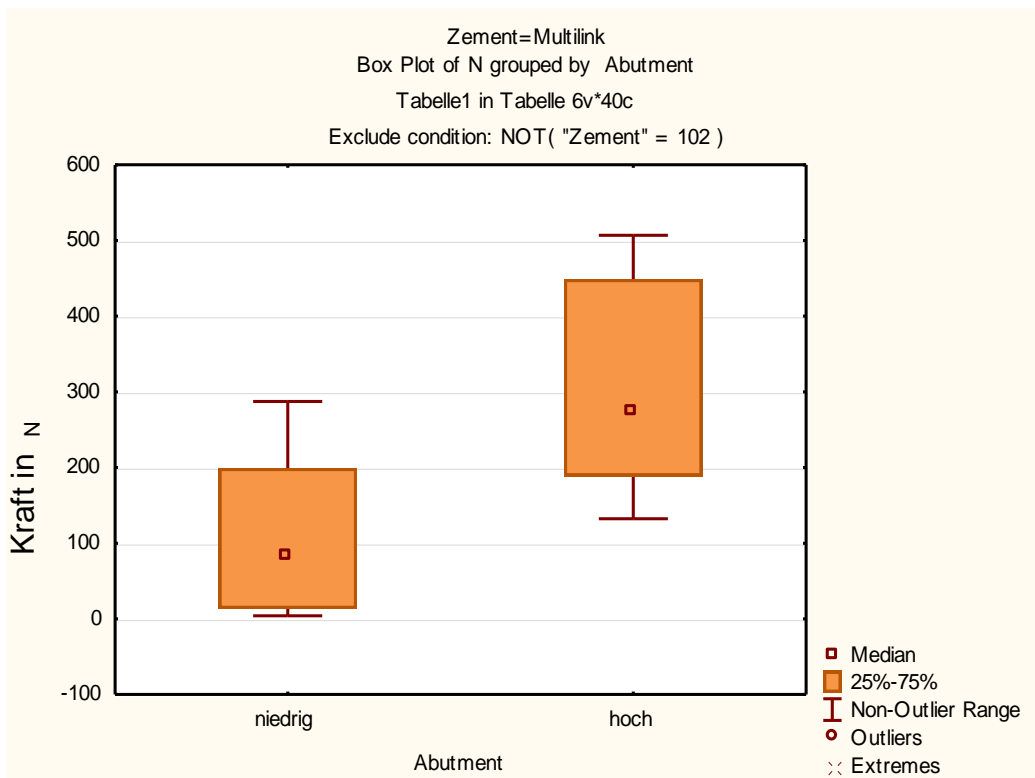


Abb. 23: Grafische Darstellung der benötigten Abzugskräfte bei Multilink Automix mittels eines Boxplot-Diagramms

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Ergebnisse

Implantatsysteme sind hinsichtlich ihrer wachsenden Bedeutung für die moderne Zahnmedizin im Rahmen vieler Studien von hohem Interesse. Sowohl Herstellungsverfahren der einzelnen Komponenten als auch die Materialzusammensetzungen und Optimierung bezüglich der Verankerung spielen hierbei eine Rolle.

Im Fokus dieser Studie lag die Haftkraft von Suprakonstruktionen aus Zirkoniumdioxid auf Titan-Abutments. Zwei adhäsive Zemente sollten vergleichend untersucht werden sowie die Wirkung verschiedener Abutmentgeometrien beim Ankylos®-Implantatsystem (Dentsply Friadent, Mannheim). Die Versuchsreihe orientierte sich hierbei in ihrem Aufbau und Ablauf an vorhergehenden Studien unserer Arbeitsgruppe (Rödiger et al. 2014).

Grundsätzlich gibt es sehr viele Variationen hinsichtlich des Materials, Aufbaus und der Befestigungsart von Implantatrestorationen.

Bei den Befestigungsarten von Suprakonstruktionen auf Implantaten bestehen die Möglichkeiten einer Verschraubung oder einer Zementierung.

Für die Zementierung von Restaurationen auf Implantaten spricht ihr Einsatzpotenzial bei ungünstiger Implantatachse. So ist bei einem individuellen Implantatabutment eine funktionelle und ästhetische Lösung geboten, die mit einer Verschraubung nicht zu realisieren wäre (Rathe und Schlee 2013).

Als größtes Problem bei der Zementierung stellt sich jedoch die Entfernung von Zementresten nach der Eingliederung dar. Da subgingivale Zementreste zur Entstehung einer Periimplantitis beitragen ist deren gründliche Entfernung zwingend notwendig (Korsch und Walther 2014, Wilson 2009, Grössner-Schreiber et al. 2004, Grössner-Schreiber et al. 2009). Auch die eingeschränkte bzw. nicht mehr mögliche Abnahme der Restauration bei Komplikationen ist als nachteilig zu erachten.

Da die Meinungen zur Auswahl geeigneter Befestigungsverfahrens recht individuell sind und dieses Thema nach wie vor kontrovers diskutiert wird, ist eine Empfehlung nur eingeschränkt auszusprechen.

Wie eine Studie von Wittneben et al. zeigt, gibt es keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Überlebensraten von verschraubten oder zementierten Implantaten, unabhängig von der Größe der Konstruktion und dem Abutmentmaterial. Lediglich eine geringere Anzahl an biologischen und technischen Problemen wurde bei verschraubten Systemen nachgewiesen (Wittneben et al. 2014).

Bei Einzelzahnimplantaten wird somit eine Zementierung empfohlen. Größere Konstruktionen sollten jedoch in Hinblick auf die Gefahr einer technischen oder biologischen Komplikation verschraubt werden, um eine optionale Darstellung der einzelnen Bestandteile des Implantat-Systems bieten zu können (Richter 2004).

Wenn man sich für das definitive Zementieren entscheidet, so ist im Weiteren die Wahl zwischen den konventionellen und adhäsiven Zementen zu treffen.

Klinische Studien zur adhäsiven Zementierung zeigen positive Ergebnisse (Nejatidanesh et al. 2013, Peumanns et al. 1998, Selz et al. 2014), wobei eine übergreifende Einschätzung schwerfällt, da selbstadhäsive Zemente aufgrund verschiedener Zusammensetzung und somit Eigenschaften nicht als einheitliche Gruppe betrachtet werden können, wie es zum Beispiel bei Glasionomorzementen von verschiedenen Herstellern der Fall ist (Ernst et al. 2008, Tascher et al. 2006).

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen ebenfalls die sehr guten Eigenschaften der adhäsiven Zemente. RelyX™ Unicem lag mit einem Durchschnittswert für die Retentionskraft bei Einzelzahnkronen von 447,88 N bei geringer axialer Höhe der Abutments und 478,66 N bei hoher Abutmentgeometrie über den Mittelwerten von Multilink Automix. Dieser zeigte mit Haftwerten von 101,05 N für niedrige Abutments und 311,72 N bei hohen Geometrien zwar geringere Werte als RelyX™ Unicem, aber dennoch ausreichende Retentionswerte.

Wie hoch die Haftkraft von Zementen im Allgemeinen sein sollte ist nicht klar definiert. Als untere Grenze werden Werte zwischen 5-7 N angegeben (Botega et al. 2004, Strub et al. 2011).

Um eine zerstörungsfreie und einfache Abnahme von Suprakonstruktionen zu gewährleisten, werden maximale Werte um die 100 N diskutiert (Fröhlicher und Müller 2010). Die Ergebnisse dieser Studie lagen deutlich über den genannten Werten. Jedoch wurden mit RelyX™ Unicem und Multilink Automix auch zwei Kompositzemente untersucht, die für das definitive Zementieren von Restaurationen eingesetzt werden sollen. Diesbezüglich sind Werte über 100 N anzustreben, um eine eventuelle Dezementierung zu verhindern und die Restauration adäquat zu sichern.

Mögliche Einflussparameter, die zu einer Abnahme bzw. einem Anstieg der Retentionswerte der angewendeten Zemente geführt haben können, sind die Größe des Zementspalts und die Zementfilmstärke.

Unter dem Zementspalt versteht man die senkrechte Messstrecke zwischen Abutmentoberfläche und Restaurationswand, die mit Hilfe der CAD-Software optimal angepasst werden kann. Einerseits sollte der Zementspalt eine ausreichende Dicke aufweisen, um keine Spannungen in der Keramik zu erzeugen und den Zementabfluss nicht zu behindern, andererseits ist bei zu großen Werten kein vollständiger Abschluss zu realisieren, was die Ausbildung einer Sekundärkaries bei natürlichen Zähnen fördern könnte (Tinschert 2002). Der firmenseitig voreingestellte Abstand der in dieser Studie verwendeten Kronengerüste betrug 10 µm. Bei der Einstellung des Zementspalts muss auf die Korngröße des verwendeten Zements geachtet werden. Für die adhäsiven Zemente werden Partikelgrößen zwischen 1 bis 8 µm angegeben. Multilink Automix weist eine Partikelgröße von 0,25 - 3,0 µm auf (Ivolar Vivadent) und liegt damit unter dem Wert von RelyX™ Unicem, der mit 9,5 µm angegeben wird (3M ESPE).

Eine Studie von Meyer setzte sich mit den Auswirkungen verschieden gewählter Zementspaltbreiten auf die Haftkraft von Zirkoniumdioxidkappchen auf Titanimplantaten auseinander. So zeigte sich ab einem Zementspalt größer als 50 µm ein Verlust der Klebekraft von circa 33 % und ein Gewinn um circa 18 % bei einer Größe von circa 30 µm (Meyer 2009). Ein dünner Zementspalt und somit auch Zementfilm vermindert die Gefahr von Rissen im Zementgefüge und erhöht folglich die gewünschte retentive Wirkung (Mendelin 2002). Der in dieser Untersuchung gewählte Spacer von 10 µm stellt sich also in Hinblick auf die Partikelgröße und die gewünschte Optimierung der Zementeigenschaften als geeignet dar.

Unter der Zementfilmstärke versteht man die Dicke der Zementschicht zwischen Abutment und eingegliedertter Restauration. Sie ist abhängig von der Fließfähigkeit des Zements, den Abflussbedingungen und der einwirkenden Kraft während der Zementierung. Ziel ist eine möglichst dünne und gleichmäßige Schicht. Dies wird erreicht, indem die einzugliedernde Restauration mit ausreichend Überschuss befüllt wird und anschließend mit Kraft eingesetzt wird (Marxkors et al. 2012). In dieser Studie wurde ein Gewicht von 2 kg verwendet, welches als gleichmäßige Kraft für 5 min zur Anwendung kam.

In einer Studie von Sahu et al. wurden ebenfalls 2 kg jedoch für 10 min verwendet (Sahu et al. 2014) und in einer Untersuchung von Palacios et al. kam sogar ein Gewicht von 10 kg für 9 bzw. 12 min abhängig von der Zementart zum Einsatz (Palacios et al. 2006). Im klinischen Alltag kann eine Umsetzung dieser konstanten Krafteinwirkung während des Zementierungsvorgangs aufgrund der geringen Platzverhältnisse nicht realisiert werden. Ganz individuell abhängig von der Kraft des Arztes wird das Käppchen so auf das Abutment des Patienten positioniert. Inwieweit die hierbei angesetzte Kraft das Retentionsverhalten beeinflusst, könnte in einer In-vitro-Versuchsreihe mit verschiedenen Gewichten untersucht werden. Ob diese Simulation gleichmäßiger Kraftparameter jedoch je im klinischen Alltag umgesetzt werden kann ist fraglich.

Jedoch ist es möglich die Größe der Oberfläche, den Konvergenzwinkel und die Zementart bei Verwendung eines Implantatsystems an die jeweilige Situation des Patienten anzupassen. Alle drei Punkte werden von El-Mowafy et al. als ausschlaggebend für das Retentionsverhalten von Suprakonstruktionen auf Abutments angegeben (El-Mowafy et al. 1996).

So ist die Größe der Oberfläche, die dem Zement als Klebefläche zur Verfügung steht ein wichtiger Parameter für die Retentionskraft. Steigt die zur Verfügung stehende Fläche, so kommt es zu einem Anstieg der Haftwerte (Carnaggio et al. 2012, Covey 2000, El-Mowafy et al. 1996, Meyer 2009). Ausschlaggebender Faktor ist hier also die Größe des Abutments, welche je nach vorliegender klinischer Situation aus einer Vielzahl an Möglichkeiten gewählt werden kann. In der vorliegenden Studie kamen sowohl Abutments mit einer axialen Höhe von 4,31 mm als auch mit 6,79 mm zum Einsatz. Die kleineren Abutments mit einer insgesamt auch geringeren Klebefläche zeigten für beide verwendeten Zementarten geringere Retentionswerte. Bei RelyX™ Unicem stellte sich ein

Anstieg von durchschnittlich 70 N dar und bei Multilink Automix stieg der Durchschnittswert von 101,05 N sogar auf 311,72 N, was einen Mehrwert von circa 200 % entspricht.

In einer Studie von Cano-Batalla et al. zeigten sich höhere retentive Werte für Abutments mit einer Höhe von 6 mm relativ zu 4 mm (Cano-Batalla et al. 2012). Auch Untersuchungen von Saber et al. unterstützen diese Ergebnisse. Hier wiesen alle Abutments mit einer Höhe von 5 mm erhöhte Haftwerte auf. Interessant ist jedoch auch zu sehen, dass ab einer Abutmenthöhe von 3 mm oder geringer keine signifikanten Unterschiede mehr vorlagen (Saber et al. 2012).

Neben der Größe der Oberfläche ist auch ihre Beschaffenheit von Bedeutung. So kann es durch Mikrorauigkeiten zu einem starken Anstieg der Haftung kommen. Abutments aus Titan werden hierfür mit Aluminiumoxid (Al_2O_3) abgestrahlt, um somit eine Oberflächenvergrößerung zu erreichen und folglich die Klebefläche zwischen Abutment und Suprakonstruktion zu erhöhen. Es entstehen Nanorauigkeiten zwischen 0,15 und 0,24 μm , die die mikromechanische Haftung erhöhen sollen (Happe 2014).

Die Bearbeitung der Innenflächen von Suprakonstruktionen aus Zirkoniumdioxid wird ebenfalls in verschiedenen Studien diskutiert (Blatz et al. 2007). Ein Ätzzvorgang des Zirkoniumdioxids, wie bei anderen Keramiken angewendet, scheint aufgrund des hohen Kristallgehalts und der fehlenden Glasphase wirkungslos. Verschiedene andere Methoden und Techniken haben sich etabliert, wie das klassische Sandstrahlen mit Al_2O_3 , das Silikatisieren, die Plasmaspray-Beschichtung oder auch das Aufbringen einer niedrigschmelzenden Keramiksicht (Blatz et al. 2007, Derand et al. 2005). Die Frage nach der effektivsten Oberflächenbearbeitung zur Steigerung der gewünschten Haftung kann aktuell nicht beantwortet werden. Je nach verwendetem Material ist auf die Herstellerangaben zu achten. Für RelyX™ Unicem, der nach Herstellerangaben ohne ein Haftvermittlersystem auskommt, konnte durch die Verwendung eines Haftvermittlers jedoch eine Erhöhung der Haftwerte von circa 31 % erzielt werden (Meyer 2009). So stieg der Haftwert von anfänglich 399,1 N auf 523,7 N. Vergleichbare Werte ergaben die Ergebnisse der vorliegenden Messreihe mit einem Median von 477,88 N, wobei RelyX™ Unicem hierbei ohne eine Silanisierung zur Anwendung kam. Für Multilink Automix ist die Silanisierung der Zirkoniumdioxidoberfläche nach Herstellerangaben mit Monobond Plus notwendig. Erst über die verschiedenen Methacrylate des Haftvermittlers soll ein fester

Verbund zur Keramikoberfläche möglich sein (Ivoclar Vivadent). RelyX™ Unicem als selbstadhäsives Befestigungskomposit beinhaltet die nötigen Monomere bereits, zeigt aber wie oben bereits angesprochen auch eine Optimierung hinsichtlich der Haftkraft bei Verwendung eines Haftvermittlers. Es zeigt sich also eine Vielzahl an Auswahlmöglichkeiten hinsichtlich der Oberflächenbearbeitungen, sowohl des Abutments als auch der restaurativen Konstruktion. Um ein bestmögliches Verfahren auszuwählen, sollte auf die Herstellerangaben sowie auf die aktuelle Studienlage Rücksicht genommen werden.

Von El-Mowafy wird als dritter entscheidender Parameter für die Haftwerte die Konizität der Abutments genannt (El-Mowafy et al. 1996). So bewirkt ein erhöhter Winkel, eine Verringerung der Haftung. Bei hohen Abutments ist ein ausreichender Halt auch bei größerem Winkel möglich, da insgesamt eine größere Klebefläche zur Verfügung steht. Eine Erhöhung der Lagesicherung der Kämpchen bei kurzen Implantaten ist also über eine ausreichende Parallelität der axialen Wände möglich (Jørgensen 1955).

Eine Studie, in welcher Abutments mit geringer Höhe und einem geringeren Konuswinkel angefertigt werden, um somit die reduzierten Haftwerte über eine Erhöhung der Parallelität auszugleichen, wäre geeignet um zu überprüfen, ob bei geringer axialer Pfeilerhöhe so mehr Retention erzeugt werden kann um die Lagesicherung der Suprakonstruktion zu gewährleisten.

Insgesamt kann man festhalten, dass RelyX™ Unicem bei wesentlich geringerem Aufwand hinsichtlich der Konditionierung der Abutment- als auch Kämpchenoberfläche deutlich bessere Werte erreicht als der vergleichend zum Einsatz gekommene Befestigungszement Multilink Automix. Eine Vorbehandlung korreliert somit nicht mit einem besseren retentivem Ergebnis der Suprakonstruktion auf Implantatabutments. Wesentlich ist diese Erkenntnis für den praktischen Alltag, weil so eine weniger zeitaufwendigere und techniksensiblere Variante des Einzementierens wie sie mit RelyX™ Unicem umgesetzt werden kann, anzustreben ist.

5.2 Diskussion von Material und Methode

Hinsichtlich des Herstellungsprozesses der Kappchen und Abutments kann zunächst als wesentlicher Vorteil des CAC/CAM-Verfahrens die hohe und gleichbleibende Qualität der Restaurationen genannt werden. Die in dieser Studie untersuchte Retention der Kappchen ist von der internen Passgenauigkeit abhängig. Diese ist mit Hilfe des CAD/CAM Verfahrens besser zu erreichen, als mit konventionellen Fertigungsverfahren (Ender und Mehl 2011, Ender und Mehl 2013, Flügge et al. 2013).

Durch die maschinelle Fertigung ist zudem eine zeitliche Optimierung möglich sowie eine Reduktion an Arbeitsschritten und somit potentiellen Fehlerquellen (Beuer et al. 2012).

Während des Scanprozesses war eine Bepuderung der Titanabutments mit Titandioxid (Okklusionsspray) notwendig, da diese sonst aufgrund ihrer metallischen Oberfläche nicht lichtoptisch hätten erfasst werden können. Problematisch kann sich hierbei eine Ansammlung von Puderpartikeln zeigen, da hieraus Unebenheiten resultieren können, die schließlich zu Passungsungenauigkeiten führen können (Quaas 2005). Ein vollständiger Ausschluss dieser Fehlerquelle ist nicht möglich, jedoch durch sorgfältiges Vorgehen eine Minimierung dieses Parameters.

Bei der dreidimensionalen Datenerfassung ist zudem auf eine Reduzierung der Messungenauigkeiten zu achten, wobei die derzeitigen Geräte mit Werten zwischen 11 und 25 µm innerhalb der klinischen Anforderungen liegen (Van der Zel 2008).

Die vielfältigen Bearbeitungsmöglichkeiten mit Hilfe der CAD-Software ermöglichen präzise und individuelle Anfertigungen von Restaurationen, bieten aber auch bei einem hohen Einsatzspektrum zusätzliche Fehlerquellen. In diesem Zuge wurden einige Software-Systeme übersichtlicher und benutzerfreundlicher gestaltet, sodass unnötige Interaktionen und Schritte eliminiert wurden (Rudolph et al. 2003). Auch in der vorliegenden Studie wurde auf eine minimale Bearbeitung der Kappchen geachtet, um unnötige Fehler auszuschließen.

Nach der Fräsung der Zirkoniumdioxidkappchen erfolgte die Zementierung auf die entsprechenden Abutments. Da beide Systeme, sowohl RelyX™ Unicem als auch Multilink Automix, in Mischkanülen vorlagen, war ein manuelles Anmischen nicht notwendig. Die durch das manuelle Anmischen sonst auftretenden Ungenauigkeiten hinsichtlich der Dosierung beider Komponenten entfielen somit als potentielle Fehlerquellen. Jedoch ist

die Menge an Zement, welche in die Konstruktion eingebracht wird, je nach eigenem Ermessen zu wählen und kann somit die Haftkraft beeinflussen. Auch unvermeidbare Lufteinschlüsse sowie die Raumtemperatur sind potentielle Einflussfaktoren auf die Endhärte der eingesetzten Zemente und somit auf die Abzugsversuche an sich (Caughman et al. 2001). Ein vollkommenes Ausschließen dieser Störfaktoren ist nicht möglich, lediglich ein möglichst geringes Maß sollte in Hinblick auf Aussagekraft und Effizienz einer Studie Ziel bei Vorbereitung und Durchführung sein.

Da Implantate sowie Restaurationen mit ihren entsprechenden Zementen eigentlich einem feuchten und temperierten Milieu, nämlich der menschlichen Mundhöhle ausgesetzt sind, wurde durch ein Thermocycling versucht, diesen In-vitro-Zustand nachzuahmen. Die Proben waren 5000 Zyklen ausgesetzt, wobei ein Zyklus aus einem 90 Sekunden andauerndem Wärmebad (55°C) mit anschließendem 90 sekundigem Kältebad (5°C) und drei Sekunden Abtropfzeit bestand. Die schnelle Temperaturänderung, hier von 50°C, führt zu Spannungen im Haftverbund, wodurch kleinste Mikrorisse und Schäden resultieren können, wie sie auch im klinischen Alltag bestehen.

Ob ein solcher Prozess zu verstärkten oder reduzierten Haftungswerten führt, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Barclay et al. untersuchte die Haftkraft von vier verschiedenen Kunststoffzementen und einem Glasionomerezement nach einem Thermocycling-Prozess mit 3000 Zyklen. Hierbei zeigte sich eine Abnahme der Haftwerte für die Kompositzemente, wohingegen der Glasionomerezement ähnliche Ergebnisse lieferte (Barclay et al. 2002). Barclay nahm an, dass sowohl die adhäsiven Eigenschaften der Zemente, als auch die kohäsiven Fähigkeiten, also die Bindungskräfte innerhalb der Zemente, durch das Thermocycling beeinträchtigt werden und sich somit eine Reduktion der Haftkräfte begründen lässt.

In einer Studie von Luthy et al. zeigte sich ein gegenteiliges Bild. Hier kam es zu keinerlei Einbußen der Haftwerte von Kompositzementen nach einem Thermocycling (Luthy et al. 2006).

Ob es in der vorliegenden Studie zu einer Abnahme oder Steigerung der Retentionswerte der Suprakonstruktionen kam, kann aufgrund einer fehlenden Vergleichsserie nicht beantwortet werden. Es wäre eine weitere Messserie unter gleichen Bedingungen notwendig um diese Frage zu beantworten. Eine Annäherung an einen In-vivo-Zustand ist

hierdurch dennoch möglich, auch wenn eine Kausimulation diesen Ansprüchen und Zielvorstellungen noch näherkommen würde. Eine Studie, die sich auch mit verschiedenen Möglichkeiten der Kausimulation beschäftigt wäre denkbar, um eindeutigere Abschätzungen vornehmen zu können.

Die Abzugsversuche der Studie wurden mit Hilfe einer Universalprüfmaschine Zwick Z007 (Zwick, Ulm) durchgeführt. Diese kommt im Rahmen zahlreicher Druck-, Kraft- und Biegeversuche zum Einsatz. Grundsätzlich wurde die Umsetzung einer axial ansetzenden Kraft an die Unterschnitte der Käppchen angestrebt, da dies einen direkten Vergleich verschiedener Zementarten erlaubt (Finger 2000). Im Kausystem des Menschen spielen natürlich noch zahlreiche weitere Krafrichtungen eine Rolle, die es bei der Umsetzung von prothetischen Versorgungen zu berücksichtigen gilt. Extraaxiale, vertikale und horizontale Kräfte erzeugt das Kauorgan mit durchschnittlichen Kräften zwischen 400 bis 1000 N (Isidor 2006). Bei cranio-mandibulären Dysfunktionen, wie sie beim Knirschen oder Pressen vorliegen, kann sogar ein Wert von bis zu 1200 N erreicht werden.

Für die Voreinstellung der Prüfmaschine wurden die Werte aus vorangegangenen Studien herangezogen (Rödiger et al. 2014). Mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 5 mm/min wurden die Käppchen bis zu ihrer Dezentementierung belastet. In vergleichenden Studien, die sich ebenfalls mit Abzugsversuchen auseinandersetzten, wurden ähnliche Abzugsgeschwindigkeiten angewendet und auch frühere Diskussionen über einen möglichen Einfluss ergaben hierfür keine signifikanten Unterschiede (Sano et al. 1994, Yamaguchi et al. 2006).

Bei der Durchführung der Abzugsversuche wurde durch die Modellierung der seitlichen Ausläufer an den Zirkoniumdioxid-Käppchen versucht, einen adäquaten Angriffspunkt für die Abzugskralle zu realisieren. Es stellte sich jedoch bei Durchführung der Versuche bei drei Proben kein ausreichender Halt zwischen ansetzender Vorrichtung und Käppchen dar, sodass hier erst nach manueller Hilfestellung eine Realisierung des Abzugsversuches möglich war.

Einen weiteren Störfaktor könnten die axial einpolymerisierten Implantatsysteme darstellen. Zwar wurden sie mit Hilfe des Parallelometers axial ausgerichtet und dann in Palavit G einpolymerisiert, jedoch wäre anstatt einer manuellen Ausrichtung eine maschinelle Positionierung denkbar, die Abweichungen korrigiert und somit störende Einflüsse minimiert.

Wie die vermehrt aufgetretenen Frakturen bei der RelyX™ Unicem Probenserie bezüglich der Verschraubung zwischen Implantat und Abutment zu erklären sind, lässt sich nur hypothetisch beantworten. Zum einen könnte sich die Fixierung gelockert haben und es so zu einem Nachgeben der Verschraubung gekommen sein. Betrachtet man sich aber die Werte, die mit einem Mittelwert von 500 N anzugeben sind, so wäre zum anderem auch ein technischer Defekt unter Annahme einer zu großen Abzugskraft denkbar.

Auch in anderen Studien, die sich mit Abzugsversuchen auseinandersetzten, zeigte RelyX™ Unicem sehr gute Ergebnisse (Ernst et al. 2005). So benötigte man bei einer Versuchsreihe von Ernst et al., in der verschiedene selbstadhäsive Zemente an Zirkoniumdioxid-Kronen getestet wurden, eine durchschnittliche Abzugskraft von 3,6 N/mm² für RelyX™ Unicem. Er zeigte signifikant höhere Retentionswerte als die anderen in dieser Studie zum Einsatz gekommenen Zemente (Ernst et al. 2008).

Bei Weyhrauch et al. zeigte sich ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Retentionskraft zwischen RelyX™ Unicem und Multilink Implant und auch Kley konnte in seiner Versuchsreihe im Vergleich hohe Retentionswerte für RelyX™ Unicem bestätigen (Weyhrauch et al. 2014, Kley 2010).

Bei den in dieser Studie verwendeten Implantaten handelte es sich um Ankylos-Implantate der Firma DENTSPLY Friadent. Das System wird mit der TissueCare-Connection, einer Konusverbindung mit 4° produziert. Es gibt zahlreiche weitere Möglichkeiten der Implantat-Abutment-Verbindung, wie Außensechskant, Dreikanal-Innenverbindung, Tube-in-Tube-Verbindungen sowie Konusverbindungen mit Innensechskant, Innenachtkant oder Innenzweifkant.

Eine Studie von Coelho et al. 2008 und Lorenzoni et al. 2011 zeigte, dass die Verbindungsstelle von Implantat und Abutment durchlässig ist und dieser Mikrospace sich aufgrund von Mikrobewegungen vergrößern kann (Coelho et al. 2008, Lorenzoni et al. 2011).

Denkbar wäre die Bildung eines solchen Mikrospace während des Thermocycling-Prozesses und die Entstehung von Spannungen an der Implantat-Abutment-Verbindung, die das Herauslösen während der Abzugsversuche erklären würden. Möglich ist eine Kombination aus beiden Faktoren, sowohl des Mikrospace mit Spannungen, als auch die sehr guten Retentionswerte von RelyX™ Unicem. Da die Proben von Multilink Automix ebenfalls einem Thermocycling unterzogen wurden, hier jedoch alle Käppchen

beschädigungsfrei dezementiert werden konnten, ist ein Rückschluss auf die unterschiedlichen Haftwerte denkbar. Bei den meisten Proben wurde ab einem Wert größer als 500 N das Abutment vom einpolymerisiertem Implantatkörper isoliert. Solch hohe Werte wurden ausschließlich in der ersten Messserie mit RelyX™ Unicem erreicht. In einer Studie von Meyer, die sich ebenfalls mit Abzugsversuchen von Zirkoniumdioxidkappchen auf Implantatabuments mit Hilfe einer Zwick-Universalprüfmaschine beschäftigte, erreichte RelyX™ Unicem einen durchschnittlichen Haftwert von 399,1 N (Meyer 2009). Noch höhere Werte von bis zu 600 N konnten in einer Untersuchung von Kohorst et al. 2013 nachgewiesen werden, jedoch wurden die Verbundflächen hier weiteren Oberflächenkonditionierungen wie Aluminiumoxidbestrahlung und Applikation eines Primers unterzogen, was diesen Anstieg um circa 100 N begründen könnte (Kohorst et al. 2013). Bei keiner der genannten Studien wurde jedoch ein ähnliches Vorkommen von Frakturen der Implantat-Abutment-Verbindung geschildert. In einer 20-jährigen klinischen Untersuchungsreihe von Ankylos® Implantaten konnte bei 9,4 % ein mechanischer Defekt als Ursache des Implant Verlustes beobachtet werden. Eine genauere Differenzierung findet leider nicht statt und ermöglicht somit keinen Bezug zu den Ergebnissen dieser Studie (Krebs et al. 2013).

Zukünftig interessant wäre eine Studie, die sich im Weiteren mit all den potenziellen Einflussmöglichkeiten auf die Implantat-Abutment-Suprakonstruktion-Verbindung befasst, um somit die bestmöglichen Eigenschaften klar zu definieren und weitere Fehlerquellen zu eliminieren. Aufgrund der Vielzahl an Implantatsystemen, Implantat-Abutment-Verbindungsmöglichkeiten, der Materialauswahl und der oben beschriebenen Parameter für die Suprakonstruktion wie Größe und Modifikation der Oberfläche, Konuswinkel und Zementart ist eine solche Darstellung jedoch recht komplex.

5.3 Schlussfolgerungen

Um die Frage nach der bestmöglichen Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantat-Abutments beantworten zu können, ist eine differenzierte Betrachtung notwendig.

Auch wenn neue selbstadhäsive Zemente die Handhabung und die Verarbeitungsschritte deutlich angenehmer gestalten, so ist in Hinblick auf die Prävention von Weichgewebsentzündungen und einer Periimplantitis die Verschraubung als bessere Variante anzusehen.

Besonders bei umfangreicheren Implantat-prothetischen Versorgungen sollte die Möglichkeit der Abnahme gegeben sein, um bei auftretenden Frakturen, Schraubenlockerungen oder entzündlichen Prozessen eine extraorale Reparatur und bestmögliche Sicherung der Versorgung zu gewährleisten. Da die Zementierung eine zerstörungsfreie Abnahme der Suprakonstruktion selbst bei provisorischen Zementen nur bedingt zulässt, ist sie für Einzelkronen indiziert, da sich hier eine gleichmäßige und kontrollierte Entfernung realisieren lässt, jedoch bei großen mehrgliedrigen Arbeiten sollte die Befestigung mittels einer Verschraubung genutzt werden.

Da das Ergebnis einer Zementierung sowie des kompletten Implantatsystems von zahlreichen Parametern abhängig ist, sollte besonderes Augenmerk auf die Auswahl aller einzelnen Komponenten gelegt werden. In Hinblick auf diese Problematik sollte es Intention jedes behandelnden Arztes sein, sein Wissen über neue Entwicklungen zu ergänzen, um Patienten eine optimale Sicherung ihres Zahnstatus garantieren zu können.

Die in dieser Studie zum Einsatz gekommenen adhäsiven Zemente RelyX™ Unicem und Multilink Automix zeigten sehr gute Retentionswerte und sind für das definitive Zementieren von Suprakonstruktionen auf Implantaten geeignet. Hinsichtlich des Konditionierungsvorgangs sei hier auf die wesentlich einfachere Konditionierung sowohl der Implantabutments als auch der Suprakonstruktionsoberfläche bei RelyX™ Unicem hingewiesen. Für den klinischen Alltag bedeutet dies einen zeitlichen Vorteil, da RelyX™ Unicem weniger techniksensitiv ist und auch ohne Anwendung von Kofferdam genutzt werden kann. Multilink Automix hingegen ist aufgrund des notwendigen Auftragens von Primer und Monobond Plus auf eine vollständige Trockenlegung des Arbeitsfeldes angewiesen und somit auch anfälliger für Verarbeitungsfehler.

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde der Einfluss von zwei verschiedenen adhäsiven Befestigungskompositen auf die Haftkraft von Zirkoniumdioxidgerüsten auf Titanabutments des Ankylos®-Implantatsystems (Dentsply Friadent, Mannheim) untersucht. Mit Hilfe der Zwick-Universalprüfmaschine Z007 (Zwick, Ulm) wurden insgesamt 40 Zirkoniumdioxidkäppchen, die mittels CAD/CAM-Verfahren hergestellt worden waren, bis zu ihrer vollständigen Dezementierung von den Abutments gelöst. Bei den Abutments handelte es sich um individuell hergestellte Zirkoniumdioxidkäppchen mit 4,31 mm Höhe (niedrig) und 6,79 mm (hoch).

Mit Hilfe der „testXpertV12.1“ (Zwick, Ulm)-Software erfolgte eine erste Darstellung der Ergebnisse, an die sich eine grafische, deskriptive und statistische Auswertung an der Medizinischen Statistik der Universität Göttingen anschloss. Es zeigte sich in den Ergebnissen eine signifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren Abutmentgeometrie und Zement ($p < 0,170948$).

Es fällt auf, dass bei einer höheren Retentionsfläche auch eine höhere Haftkraft für beide getestete Zementarten vorliegt. Sowohl bei RelyX™ Unicem als auch bei Multilink Automix zeigten sich für die axial höheren Abutments auch höhere durchschnittliche Haftwerte. Eine größere Klebefläche, gegeben durch die höheren Abutments, bedingt also bessere Haftwerte.

Des Weiteren sind die besseren Ergebnisse von RelyX™ Unicem, unabhängig vom Abutmenttyp auffällig. Unabhängig von der Abutmenthöhe zeigte RelyX™ Unicem bei beiden Geometrien höhere Haftwerte. Ein Problem, das sich hierbei jedoch ergab, war die Fraktur der Abutment-Implantat-Schraubenverbindung in der RelyX™ Unicem Messserie. Anstatt eine Dezementierung des Käppchens zu erreichen, frakturierte die Schraube. Für die definitive Zementierung ist die Anwendung von RelyX™ Unicem somit indiziert. Auch Multilink Automix ist aufgrund der sehr guten Haftwerte für das definitive Zementieren von Suprakonstruktionen auf Implantatabutments geeignet. Vergleicht man aber den benötigten Aufwand und das Ergebnis der vorliegenden Studie, so ist trotz Konditionierung der Implantat- sowie Käppchenoberfläche, wie es bei Multilink Automix notwendig war, keine Erhöhung der Retention zu verzeichnen. Eine Konditionierung mittels Primer-Adhäsiv-System sowie Silanisierung der Oberflächen garantiert keine besseren Haftwerte.

7. Literaturverzeichnis

Albrektsson T, Hansson HA, Kasemo B, Larsson K, Lundstrom I, McQueen DH, Skalak R (1983):

The interface zone of inorganic implants in vivo: titanium implants in bone.
Ann Biomed Eng 11, 1-27

Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A (2008):

State of the art of oral implants.
Periodontology 47, 15-26

Anjard R (1981):

Mayan dental wonders.
J Oral Implantol 9, 423-426

Att W, Tsukimura N, Suzuki T, Ogawa T (2007):

Effect of supramicron roughness characteristics produced by 1- and 2-step acid etching on the osseointegration capability of titanium.
Int J Oral Maxillofac Implants 22 (5), 719-728

Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM (2002):

The effect of thermocycling on five adhesive luting cements.
J Oral Rehabil 29 (6), 546-552

Behneke A, Behneke N :

Komplikationen in der Belastungsphase und ihre Therapiemöglichkeiten.
In: Koeck B, Wagner W (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde
Band 13: Implantologie. 2. Auflage; Elsevier, Urban und Fischer, München-Jena 2004, 352-379

Behr M (2007):

Konventionelles versus adhäsives Zementieren von festsitzendem Zahnersatz.
Dtsch Zahnärztl Z 62, 704-705

Bernal G, Okamura M, Munoz CA (2003):

The effect of abutment taper, length and cement type on the resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations.
J Prosthodont 12, 111-115

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008):

Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations.
Br Dent J 204, 505-1100

Beuer F, Schweiger J, Neumeier P, Güth JF, Edelhoff D (2012):

Digitales Update: Wo stehen die Intraoralscanner heute?
ZWR 121 (10), 488-494

Bieniek KW, Spiekermann H (1993):

Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung.
Quintessenz 44, 529-542, 689-697

Binon PP (2000):

Implants and components: entering the new millennium.
Int J Oral Maxillofac Implants 1, 76-94

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

Botega DM, Mesquita MF, Herniques GEP, Vaz LG (2004):

Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems.

J Oral Rehabil 32 (9), 884-889

Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A (1977):

Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.

Scand J Plast Rec Surg 11, 16

Braziulis E (2013):

Wissenschaftliche Dokumentation Multilink Automix.

Ivoclar Vivadent AG, Schaan 2013, 1-29

Brodbeck U (2005):

Zirkonoxid - ein neues Gerüstmaterial zur Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz mittels CAD-/CAM- Bearbeitung.

Quintessenz 56 (4), 407-420

Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H (1991):

Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs.

J Biomed Mater Res, 25 (7), 889-902

Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte LP (1999):

Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs.

J Biomed Mater Res, 45 (2), 75-83

Buser D, Chen ST, Weber HP, Belser UC (2008):

Early implant placement following single-tooth extraction in the esthetic zone: Biologic rationale and surgical procedures.

Int J Periodontics Restorative Dent 28 (5), 441-451

Cacaci C, Schlegel A, Neugebauer J, Seidel F :

Orale Implantologie - Checklisten der Zahnmedizin.

1 Auflage; Thieme Verlag, Stuttgart 2006

Caesar HH, Ernst S:

Grundwissen für Zahntechniker Band II: Die Nichtmetalle in der Zahntechnik.

5. Auflage; Verlag Neuer Merkur, München 2007, 294-296

Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L (2012):

Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents.

Int J Oral Maxillofac Implants 27 (1), 36-41

Carnaggio TV, Conrad R, Engelmeier RL, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, Powers JM (2012):

Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: an in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area.
J Prosthodont 21 (7), 523-8

Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA (2001):

Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations.
J Prosthet Dent 85, 479-484

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR (2008):

In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems.
J Oral Rehabil 35, 917-924

Covey AD, Kent DK, St. Germain HA Jr, Koka S (2000):

Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implantsupported crowns.
J Prosth Dent 83 (3), 344

Craig R, Powers J, Wataha JC:

Zahnärztliche Werkstoffe – Eigenschaften und Verarbeitung.
5. Auflage; Elsevier, Urban und Fischer, München 2010, 64-87, 132-146, 297-321

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

Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces.
Dent Mater 21, 1158-1162

Donath K, Laass M, Günzl HJ:

The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue.
In: Virchows Archiv - The European Journal of pathology.
Springer Verlag, Berlin 1992, 131-137

Eichner K (1979):

Einige klinische Aspekte der Metallkeramik.
Dtsch Zahnärztekalendar 38, 99-111

Eichner K, Kappert HF:

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Band 1, 8. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2005, 326-366

EI-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M (1996):

Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements; Effects of preparation taper and high.
J Prosthet Dent 76 (5), 524-529

Ender A, Mehl A (2011):

Full arch scans: conventional versus digital impressions – an in-vitro study.
Int J Comput Dent 14 (1), 11-21

Ender A, Mehl A (2013):

Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision.
J Prosthet Dent 109 (2), 121-128

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

Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ (2002):

Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.
Quintessenz Zahntech 28, 48-60

Finger W:

Begriffsbestimmung der Werkstoffprüfung

In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
7. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York 2000, 385-397

Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC (2013):

Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 144 (3), 471-478

Formigini MS (1947):

Protesi dentaria a mezzo die infibulazione diretta andoalveolare.
Riv Ital Di Stom Il, 193-199

Fröhlicher RR, Müller PSH:

Untersuchung zur Zementierung von Einzelzahnimplantatkronen unter Berücksichtigung des Abutmentdesigns Haftkräfte von zehn Zementen bei Implantatrekonstruktionen nach 48 stündiger Lagerung in 0.9%iger NaCl-Lösung bei 37°C - eine In-vitro-Studie -.
Diss Bern 2010

Garvie RS, Hannink RHJ, Pascoe RT (1975):

Ceramic Steel.
Nature 258, 703-704

Gehre G:

Keramische Werkstoffe.

In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Band 1, 8. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2005, 262-264

Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M:

Zahn-Mund-Kieferheilkunde - Zahnärztliche Prothetik.
4. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2011, 71-82, 84-129

Grössner-Schreiber B, Hannig M, Duck A (2004):

Do different implant surfaces exposed in the oral cavity of humans show different biofilm compositions and activities?
Eur J Oral Sci 112, 516–522

Grössner-Schreiber B, Teichmann J, Hannig M, Dörfer C, Wenderoth DF, Ott SJ (2009):

Modified implant surfaces show different biofilm compositions under in vivo conditions.
Clin Oral Implants Res 20, 817–826

Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002):

Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.
Int J Prosthodont 15, 339-346

Haller B, Blunck U (2003):

Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme.
Zahnärztl Mitt 93, 808-818

Hämmerle CH, Chen S, Wilson T (2004):

Consensus statement and recommended clinical procedure regarding the placement of implants in extraction sockets.
Int J Oral Maxillofac Implants 19, 26-28

Happe A (2014):

Abutment-Material und- Design: Einfluss auf das periimplantäre Weichgewebe.
Zahntech Mag 18 (9), 472-479

Harder S (2012):

Update Implantat-Abutment-Verbindung.
Zahn Prax 15, 6-10

Heinrich B:

Entwicklung und Anwendung der Helikoidal-Tantal-Schraube.
Med. Diss. Hamburg 1972

Hellwig E, Klimek J, Attin T :

Einführung in die Zahnerhaltung.
4. Auflage; Elsevier, Urban und Fischer, München 2007, 155-228

Heng-Chang X, Tong W, Humgying W (1983):

A study of the state and depth of resin penetration into acid-etched enamel.
Australian Dental Journal 28 (6), 359-365

Hennicke HW (1997):

Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe.
Dtsch Keram Ges 44, 209-211

Isidor F (2006):

Influence of forces on peri-implant bone.
Clin Oral Implants Res 17 (2), 8-18

Jørgensen KD (1955):

The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns.
Acta Odontol Scand 13 (1), 35-40

Kappert HF, Krah M (2001):

Keramiken – Eine Übersicht.
Quintessenz Zahntechnik 27, 668-704

Kasemo B (1983):

Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects.
J Prosthet Dent 49 (6), 832-837

Kern M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR (1996):

Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement.

J Prosthet Dent 75, 159-162

Kley PA:

Untersuchung zum Einfluss von Zirkonia-Primern auf die Retentionskraft adhäsiv befestigter Zirkoniumdioxid-Kronen.

Zahnmed. Diss. Bonn 2010

Klink A (2006):

CAD/CAM Restaurationen aus Zirkoniumdioxid.

ZMK 22, 268-276

Koeck B, Wagner W:

Einleitung.

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

Band 13: Implantologie. 2. Auflage; Elsevier, Urban und Fischer, München-Jena 2004, 2-6

Kohorst P, Holstermann J, Dehnbostel H, Quint A (2013):

Verbundfestigkeit zwischen Titan- und Zirkoniumdioxidkomponenten in zweiteiligen Implantat-Abutments.

In: Kern M: Abstracts des Symposiums der DGPro 2013 in Hannover

DGPro Hannover 2013, 1-20

Korsch M, Walther W (2014):

Peri-Implantitis Associated with Type of Cement: A Retrospective Analysis of Different Types of Cement and Their Clinical Correlation to the Peri-Implant Tissue.

Clin Implant Dent Relat Res., doi: 10.1111/cid.12265P

Krebs M, Schmenger K, Neumann K, Weigl P, Moser W Nentwig GH (2013):

Long-Term Evaluation of ANKYLOS® Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants.

Clinical Implant Dentistry and Related Research, doi: 10.1111/cid.12154

KURARAY:

Anspruch und Kraft. - PANA VIA F 2.0 - Anaerob härtender Universalzement – Für höchste klinische Anforderungen und zuverlässige Befestigungen.

Kuraray, Frankfurt am Main 2010

Lee TC:

History of Dental Implants.

In: Cranin NA (Hrsg.): Oral Implantology.

Charles C Thomas, Springfield USA 1970, 3-21

Lentrodt J (1983):

Die Entwicklung der Implantologie bis heute.

Dtsch Zahnärztl Z 38, 77-82

Linkow LI (1966):

The blade vent – a new dimension in endosseous implant.

J Oral Impl Transpl Surg 12, 35-44

Linkow LI (1972):

Some variant designs of the subperiosteal implant.
Oral Implantol 2, 190

Lorenzoni FC, Coelho PG, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, Silva TL, Bonfante EA (2011):

Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface.
Int J Dent 2011, 86, 41-83

Ludwig K:

Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde.
1.Auflage; Quintessenz Verlag-GmbH, Berlin 2005

Luthardt RG, Musil R (1997):

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

Luthardt RG, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E (1998):

Kronen aus Hochleistungskeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285

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

Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH (2006):

Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic.
Dent Mater 22 (2), 195-200

Marder JM, Mitchell TE, Heuer AH (1983):

Precipitation from cubic ZrO₂ solid solutions.
Acta Metall 31, 387-395

Martin M, Ernst CP und Willershausen B (2000):

Ketac Cem®.
ZWR 109, 388-390

Marx R (1993):

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

Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J:

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde- Vom Defekt zur Restauration.
6.Auflage; Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2012, 57-66, 73-74, 165-219, 224-240

Meiners H, Lehmann KM:

Klinische Materialkunde für Zahnärzte.
Carl Hanser Verlag, München – Wien 1998

Meissen RJ (2012):

Die Auswirkung verschiedener Abutment-Oberflächen auf die Entwicklung der Periimplantitis.
Zahn Prax 15 (6), 388-389

Mendelin U:

Die Retention von Kronen in Abhängigkeit von Stumpfhöhe und Befestigungszement.
Zahnmed. Diss.Gießen 2002

Meyer R (2009):

Verklebung: Wichtige Schnittstelle zwischen individuellem Aufbau und Titanbasis.
Zahntech Mag 13, 1-10

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD (2003):

Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical view.
Int J Oral Maxillofac Implants 18, 719-728

Misch CE:

Dental Implant Prosthetics.
2. Auflage; Mosby-Elsevier, St. Louis 2014, 664-670

Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T (2000):

In vitro fitting accuracy of copymilled alumina cores and all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 13, 189- 193

Naumann M (2000):

Kleben oder Zementieren?
Zahn Prax 4, 298-308

Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M (2013):

Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents.
Clin Oral Implants Res A 100, 20-4

Osborn JF, Weiss TH (1978):

Hydroxylapatitkeramik- ein knochenähnlicher Biowerkstoff.
Schweiz Mschr Zahnheilkd 88, 1166-1172

Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ (2006):

Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement.
J Prosth Dent 96 (2), 104-114

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN (1999):

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

Perry R, Sharma S, Ferreira S, Kugel G, Orfanidis J (2008):

Two Year Clinical Evaluation of Zirconia Bridges.
J Dent Res 86, 1085

Peters M, Leyens C:

Titan und Titanlegierungen.
3. Auflage; Wiley-VCH Verlag, Weinheim 2002, 1-37, 197-243

Peumanns M, Van Meerbeck B, Lambrechts P, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G (1998):

Five-year clinical performance of porcelain veneers.
Quintessence Int 29, 211-221

Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E (1998):

Y-TZP ceramics for artificial joint replacements.
Biomaterials 19, 1489 -1494

Pospiech P (2001):

Erste klinische Erfahrungen.
ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 35-39

Pospiech P (2002):

Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
Dental-praxis, 9 (10), 255-257

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

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

Powers JM:

Composite restorative materials.
In: Craig RJ, Powers JM (Hrsg.): Restorative Dental Materials.
11. Auflage; Mosby-Elsevier, St. Louis 2002, 232-258

Pröbster L (2001):

Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Dtsch Zahnärztl Z 56, 575-576

Pröbster L, Groten M (2006):

Vollkeramische Restaurationssysteme für die zahnärztliche Praxis.
Ästhetische Zahnmedizin 9 (3), 8-15

Quaas S, Sporbeck H, Luthart RG (2005):

Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen.
Dtsch Zahnärztl Z 60, 96-99

Rahte F, Schlee M (2013):

Implantatgetragene Restaurationen – zementieren oder verschrauben?
Quintessenz 64 (12), 1503–1508

Richter EJ:

Konstruktionsprinzipien von Implantaten aus prothetischer Sicht.
In: Koeck B, Wagner W (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde.
Band 13: Implantologie 2.Auflage; Elsevier, Urban und Fischer, München-Jena 2004, 47-59

Rieger W, Köbel S, Weber W (2007):

Herstellung und Bearbeitung von Zirkonoxid-Keramiken für dentale Anwendungen.
Digital Dental News 1, 28-32

Rinke S:

Vollkeramik – Ein Praxiskonzept.
1. Auflage; Quintessenz Verlag, Berlin 2012, 7-15

Rinke S, Jenatschke R (2001):

Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestaurationen auf Zirkonoxidbasis.

Quintessenz 52, 1151-1159

Rödiger M, Rinke S, Ehret-Kleinau F, Pohlmeier F, Lange K, Bürgers R, Gersdorff N (2014):

Evaluation of removal forces of implantsupported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation.

J Adv Prosthodont 6, 233-40

Roulet JF, Noack M, Blunck U (1987):

Die Zahnhalsfüllung.

In: Ketterl W (Hrsg.)

Dtsch Zahnärztekalendar, Hanser-München, 69-90

Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG (2003):

CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik.

Dtsch Zahnärztl Z 58, 559-568

Saber FS, Abolfazli N, Nuroloyuni S, Khodabakhsh S, Bahrami M, Nahidi R, Zeighami S (2012):

Effect of Abutment Height on Retention of Single Cement-retained, Wide- and Narrow-platform Implant-supported Restorations.

J Dent Res Dent Clin Dent Prospect 6 (3), 98–102

Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan NS, Agnihotri Y, Rajan M, Hariharan R (2014):

Comparison of The Effect of Implant Abutment Surface Modifications on Retention of Implant-Supported Restoration with A Polymer Based Cement.

J Clin Diagn Res 8 (1), 239–242

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

Satoshi I, Van Meerbeck B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G:

Adhesion mechanism of self-etching adhesives.

In: Tagami J, Toledano M, Prati C (Hrsg.): Advanced Adhesive Dentistry.

3. International Kuraray Symposium, Granada/Spain 1999, Kuraray Co. Ltd., Osaka 2000, 131-148

Schneider H:

Konservierende Zahnheilkunde.

6. Auflage; Apollonia Verlag, Linnich 1995

Schroeder A:

Geschichtsabriss der Implantologie.

In: Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (Hrsg.): Orale Implantologie – Allgemeine Grundlagen und ITI-System.

2. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1994, 5-19

Schroeder A, Pohler O, Sutter F (1976):

Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titanspritzschichtoberfläche.

Schweiz Mschr Zahnheilkd 86, 713-727

Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F (1981):

The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titaniumsprayed surfaces.

J Maxillofac Surg 9,15-25

Schweiger J, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2012):

CAD/CAM-Generiert - Moderne Wege zum Implantat-Abutment.

Zm-online-Heft 20, 54-63

Schwenzer N, Ehrenfeld M:

Zahn-Mund-Kieferheilkunde – Zahnärztliche Chirurgie.

4. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009, 227-271

Scott HG (1975):

Phase relationships in the zirconia-yttria system.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 785-789

Selz CF, Strub JR, Vach K, Guess PC (2014):

Long-term performance of posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents: a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years.

Clin Oral Investig 18 (6), 1695-703

Sittig CE:

Charakterisierung der Oxidschichten auf Titan und Titanlegierungen sowie deren Reaktionen in Kontakt mit biologisch relevanten Modelllösungen.

Naturwissenschaftliche Diss., Zürich 1998

Steinebrunner L, Bossmann K, Kern M (2005):

Implantat-Abutment-Verbindungen - Präklinische Testmethoden.

Implantologie 13, 145-160

Strietzel R (2001):

Future Dent - Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems.

Quintessenz Zahntech 27, 970-978

Strietzel R, Lahl C:

CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis.

1. Auflage; Verlag Neuer Merkur, München 2007, 60

Strock AE (1939):

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

J Orthodont Oral Surg 25, 467

Strub JR (1992):

Vollkeramische Systeme.

Dtsch Zahnärztl Z 47, 566-571

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S:

Curriculum Prothetik.

Band 3, 4. Auflage; Quintessenz-Verlag, Berlin 2011, 923-1035

Suttor D, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K (2001):

Lava™ - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste.

Quintessenz 52, 805-808

Suzuki S (2000):

Clinical evaluation of a new resin composite crown system to eliminate postoperative sensitivity.

Int J Periodontics Restorative Dent 20, 498-509

Tascher M, Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N (2006):

Ceramic inlays luted with a self-adhesive cement after one year.

AADR 2006, Orlando, abstract 1361

Tinschert J:

Zahnheilkunde in Checklisten: Diagnose, Therapie, Materialien, Instrumente.

Spitta Verlag, Balingen 2002, Teil 2/4, Kap. 5.5.1., 3-4

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, 5-46

Van der Zel JM (2008):

Qualität dentaler CAD/CAM-Systeme – Neue Arbeitsgruppe der ISO erarbeitet Standards zur Überprüfung der Genauigkeit digitaler Technologien.

Digital dental News 2, 6-10

Van Meerbeck B, Peumann M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994):

Clinical status of ten dentin adhesive systems.

J Dent Res 73, 1690-1702

Völkel T (2011):

Machen wir es uns leicht! Monobond Plus – Wissenschaftliche Dokumentation.

Ivovlar Vivadent AG, Schaan 2011, 1-16

Wagner W, Tetsch P (1984):

Materialentwicklung als Teilaspekt der Implantatprognose.

Z Zahnärztl Implantol 1, 13-24

Wagner W, Al Nawas B:

Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht.

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

Band 13: Implantologie. 2. Auflage; Elsevier, Urban und Fischer, München-Jena 2004, 62-93

Watzek G, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G:

Zahnärztliche Implantate.

In: Schwenzler N, Ehrenfeld M (Hrsg.): Zahn-Mund-Kieferheilkunde – Zahnärztliche Chirurgie.

4. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009, 227-246

Weber T:

Memorix Zahnmedizin.

3. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009

Weyhrauch M, Igiel C, Wentaschek S, Pabst AM, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM (2014):

Retentive strength of monolithic all-ceramic crowns on implant abutments.
Int J Comput Dent 17 (2),135-44

Wilson TG (2009):

The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study.
J Periodont 80, 1388-1392

Wittneben JG, Millen C, Brägger U (2014):

Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review.
Int J Oral Maxillofac Implants 29, 84-98

www.drheuermann.de

www.dentsplyimplants.de

www.camlog.de;

www.vitalitymilling.com

www.dentalmagazin.de;

www.implantatexpo.com

www.dr-steinseifer-dental.de

Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamiza WA T, Tsubota K, Rikuta A (2006):

Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength oft wo-step adhesive systems.
Dent Mater 22, 420-425

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inque S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeck B (2004):

Comparative study on adhesive performance of functional monomers.
J Dent Res 83, 454-458

Zachriat C (2013):

Verschrauben oder Zementieren- Das ist hier die Frage!
Zahn Prax 16, (1) 16–20

3M ESPE:

RelyX™ Unicem Aplicap™/Maxicap™, Self-Adhesive Resin Cement, Gebrauchsinformation.
3M ESPE, Seefeld 2010

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. dent. Matthias Rödiger für seine hilfsbereite Betreuung sowie die fachliche Unterstützung bei Fragen und Problemen.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. dent. Nikolaus Gersdorff für die Überlassung dieses Dissertationsthemas bedanken.

Herrn Dr. Sven Rinke gilt mein Dank für die fachliche Unterstützung.

Bei der Firma DeguDent bedanke ich mich für die Bereitstellung der Materialien.

Lebenslauf

Geboren wurde ich am 14.06.1988 zusammen mit meinem Bruder Marcus Georg Kloß in Berlin - Köpenick als Tochter von Cornelia Ines Kloß geb. Wowra und René Juri Reiff.

Von 1995-2001 besuchte ich die Hirschgarten-Grundschule in Berlin-Köpenick und wechselte 2001 auf das Gerhart-Hautmann-Gymnasium, wo ich 2008 meine allgemeine Hochschulreife erlangte. Nach einem dreisemestrigen Studium der Biologie an der Freien Universität zu Berlin begann ich 2010 mit dem zahnmedizinischen Studium an der Georg-August-Universität in Göttingen.

Die naturwissenschaftliche Vorprüfung legte ich im März 2011 ab und die zahnärztliche Vorprüfung im September 2012. Im Juni 2015 schloss ich mein Studium der Zahnmedizin mit Bestehen des Staatsexamens ab. Meine Dissertation begann ich im Oktober 2012 bei PD Dr. med. dent. Nikolaus Gersdorff in der Abteilung Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.

Göttingen, den
