

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund-, und
Kieferheilkunde Tübingen Abteilung Poliklinik für zahnärztliche
Prothetik und Propädeutik**

**Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber
Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie
Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer**

**Bruchfestigkeit, Frakturmodus und
Schraubenlockerung von vier verschiedenen
Implantatpfosten nach statischem und dynamischem
Belastungstest:
Eine in-vitro Pilot-Studie**

**Inaugural-Dissertation
Zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen**

**vorgelegt von
Leonidas Kontos
aus Kavala/ Griechenland
2010**

Dekan: Professor Dr. I.B. Autherieth

- 1. Berichtstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer**
- 2. Berichtstatter: Professor Dr. Dr. S. Reinert**

Meinen Eltern
Αφιερωμένο στον πατέρα και στη μητέρα μου
εις ένδειξη ευγνωμοσύνης

1 Einleitung	6
1.1 Einzelzahnversorgungen im Frontzahnbereich: Stand der Implantologie bis heute	6
1.2 Physiologische Kraftübertragung im Kauorgan.....	7
1.3 Problematik bei der Anwendung konventioneller Abutments	8
1.4 Verbindungskonfiguration zwischen Implantat und Aufbau	10
1.5 Schraubenlockerung und Schraubenverlust.....	13
1.6 Auswahlkriterien von Implantatpfosten im ästhetisch sensiblen Frontzahnbereich	17
1.7 Anforderungen an Implantatpfosten	19
1.8 Vollkeramische Implantatpfosten.....	20
1.8.1 Abutments aus Aluminiumoxid.....	20
1.8.1.1 CeraBase-System (Friadent, Mannheim)	21
1.8.1.2 CerAdapt [®] (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)	21
1.8.1.3 Individuelles Procera [®] CerAdapt aus Al ₂ O ₃ (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)	22
1.8.1.4 CeramiumLine [®] (Oraltronics, Bremen).....	23
1.8.2 Abutments aus Zirkoniumdioxid (ZrO ₂)	24
1.8.2.1 Cercon Balance [®] (Degussa Dental, Hanau, Deutschland)	26
1.8.2.2 ZiReal [™] Post (Implant Innovations, Florida)	27
1.8.2.3 ZiraBut [®] (Arnold Wohlwend, Zürich)	28
1.8.2.4 Individuelles Procera [®] CerAdapt aus ZrO ₂	28
1.8.3 Abutments aus glasinfiltrierter Al ₂ O ₃ -ZrO ₂ -Keramik	30
1.8.3.1 Vita [®] In-Ceram-Zirconia für das SynOcta [®] -System	30
1.9 Vor- und Nachteile von ZrO ₂ gegenüber Al ₂ O ₃	31
1.10 Zielsetzung der Studie.....	32
2 Material und Methoden	34
2.1 Beschreibung der einzelnen Prüfkörper	34
2.1.1 Titan-Abutments (Gruppe 1)	35
2.1.2 Bi-Komponenten-Abutments (Hybrid-Aufbaupfosten) (Gruppe 2)....	35
2.1.3 Vollkeramische Abutments 1:1 kopiert von den Titan-Abutments (Gruppe 3)	36
2.1.4 Vollkeramische Abutments mit verstärkter Wandung (Gruppe 4)	37
2.2 Vorbereitung der Arbeitsproben	38
2.3 Experimentelle Ausführung	38
2.4 Aufbau des Kausimulators	39

2.5 Statistische Auswertung	41
3 Ergebnisse	42
Teil I	42
Teil II	42
Teil III	45
4 Diskussion.....	50
4.1 Bruchfestigkeit.....	50
4.2 Schraubenlockerung und Schraubenverlust.....	55
4.3 Frakturmodus	57
4.4 Einschränkungen der vorliegenden Studie.....	58
5 Schlussfolgerung.....	60
6 Zusammenfassung	61
7 Literaturverzeichnis.....	63
8 Danksagung	75
9 Lebenslauf.....	76

1 Einleitung

1.1 Einzelzahnversorgungen im Frontzahnbereich: Stand der Implantologie bis heute

Nachdem das Problem der Osseointegration gelöst wurde, rückte die Notwendigkeit eines perfekten ästhetischen Resultates in der Implantologie immer mehr in den Vordergrund (Studer 1996). Insbesondere der Ersatz eines Einzelzahnes im ästhetisch sensiblen Frontzahnbereich stellt für den Behandelnden eine große Herausforderung dar. Aus diesem Grund hängt der Erfolg einer implantatgetragenen Konstruktion nicht nur von dem funktionellen Ergebnis, d.h. der Osseointegration und Kaufunktion ab, sondern vielmehr auch von der daraus resultierenden Ästhetik. Faktoren, welche unter anderem die Überlebensrate und das ästhetische Resultat beeinflussen können, sind die Qualität und Quantität des Knochens in der jeweiligen Region (Haas 1996, Listrom 1996), das Fehlen einer keratinisierten Gingiva um das Zahnfleisch (Silverstein 1994, Wennstrom 1994), der parodontale Zustand des Patienten (Baumann 1992), seine Mundhygiene (Meffert 1992), seine Rauchgewohnheiten (Lindquist 1992), das Vorhandensein von Parafunktionen (Bahsi 1997) etc. Durch eine hohe Lachlinie und die direkte visuelle Vergleichsmöglichkeit mit den natürlichen Nachbarzähnen werden zum Erreichen eines perfekten Behandlungsergebnisses zusätzliche fachliche Anforderungen an den Behandelnden gestellt (Yildirim 2003). Die „weiße Ästhetik“, d.h. die Rekonstruktion eines Ebenbildes des analogen natürlichen Zahnes und die „rote Ästhetik“, d.h. das Vorliegen einer entzündungsfreien, gleichmäßig verlaufenden Gingiva, ist daher eine unabdingbare Voraussetzung für einen zufriedenen Patienten (Yildirim 2000). Dabei spielt die Ausformung der Gingiva, das sogenannte „emergence profile“, eine wichtige Rolle. Gingivale Assymetrie und Dysharmonie gefährden das ästhetische Resultat. Neben der Kontur der Krone trägt die Form der Distanzhülse ebenso dazu bei. Die Individualisierung eines Abutments ist mittlerweile selbstverständlich. Dafür stehen heutzutage mehrere Pfostenarten zu Verfügung. Ob Metall-, Vollkeramik-, oder Hybridabutments, individualisierbar oder nicht, abgewinkelt

oder gerade, es bieten sich dem Behandelnden mehrere Möglichkeiten das optimalen Ziel zu erreichen.

Tab. 1: Überlebensrate von Einzelzahnimplantaten vergangener Studien

Studie	Implantatanzahl	Implantatart	Beobachtungszeitraum	Erfolgsrate der Implantate	Schraubenlockerung
Jemt T et al (1991)	107	Bränemark	12 Mon.	97,2%	31,7%
Eckfeldt A (1994)	93	Bränemark	Durchschnitt. 31 Mon.	98%	23,65%
Engquist B (1995)	82	Bränemark	1-5 Jahre	97,6%	8,04%
Henry PJ et al 1996	107	Bränemark	60 Mon.	96,6%	44,8%
Avivi-Arber L(1996)	42	Bränemark	8 Jahre	84%	Es kam öfters vor, aber wird keine prozentuale Angabe gemacht
Scheller (1998)	99	Bränemark	5 Jahre	95,9%	0%, unter Anwendung von Goldschrauben
Scholander S (1999)	259	Bränemark	1-9 Jahre	98,3%	3,9%
Levine (1999)	157	ITI-Straumann	Durchschnittlich 40,1 Monate	95,5%	5,3%
Moberg (1999)	30	ITI-Straumann	Durchschnittlich 3,4 Jahr	96,7%	0%
Johnson (2001)	77	Überprüfung eines kommerziellen Systems	3 Jahre	98,7%	8%
Haas R (2002)	76	Bränemark	6 Jahre	93%	10%

1.2 Physiologische Kraftübertragung im Kauorgan

Wie sich aus mehreren Studien ergibt, beträgt die Kaukraft im physiologischen menschlichen Organismus zwischen 180-847N (Waltimo 1993, Gibbs 1981,

Körber 1983). Sie variiert zwischen der Frontzahn- und Seitenzahnregion. Im Frontzahnbereich wirken Kräfte bis zu 300N und im Seitenzahngebiet bis zu 850N (Waltimo 1993, Dette et al 1972). Bei Implantatversorgungen schwankt die Kraft in der Frontzahnregion zwischen 140-390N (Jörneus 1992). Allerdings ist das Messen der Kaukraft in der jeweiligen Kieferregion nicht einfach, da die Intensität des Kauens durch mehrere Faktoren beeinflusst werden kann, z.B. vom Alter und von der Gesichtsmorphologie (Att 2006, Kiliaridis 1993), von psychologischen Faktoren (Ermüdung, Angst, Motivierung) (Marklund 1972), von dem Abstand und der werkstoffkundlichen Beschaffenheit der Aufbissflächen (Sonnenburg 1978), von der Art der Nahrung (De Boever 1978) und von der Richtung der einwirkenden Kraft, d.h. exentrisch oder axial (Schwickerath 1976). Ludwig (1975) fand heraus, dass die maximale Kaukraft durch bilaterale Schienung der Seitenzähne erhöht werden kann, während bei einseitiger Verblockung derselbe Betrag auf der geschiente Seite um 30% reduziert wird.

1.3 Problematik bei der Anwendung konventioneller Abutments

Die Voraussetzung für ein naturgetreues Erscheinungsprofil ist eine dem Zahnfleischverlauf angepasste Abutmentform. Ein dem natürlichen Zahnquerschnitt ähnelndes Erscheinungsprofil dient der Unterstützung und Formgebung des umgebenden Weichgewebes (Saadoun 1995, Wachtel 1999). Das kann aber leider mit konventionellen Aufbauten nicht immer erzielt werden. Das Ergebnis ist in solchen Fällen oft unbefriedigend. Um dieses Problem zu beseitigen wird der Präparationsrand entsprechend dem Gingivaverlauf weit subgingival verlegt. Die daraus resultierende Problematik ist die erschwerte Entfernung der Reste des Befestigungszementes und das Versetzen der bakterienbehafteten Schnittstelle zwischen Implantat und Aufbau in die Nähe des pathologischen Bereichs (Yildirim 2000, Yildirim 2003). Laut einer Studie beträgt der Knochenverlust bei zementierten Restaurationen etwa 1mm (Henriksson 2003). Eine Lösung hierfür ist es, das Austrittsprofil dem Zahnquerschnitt anzupassen. Obwohl noch keine Langzeitergebnisse vorliegen, schlugen dies Kohal et al (1996) vor. Dabei wird das Sofortimplantat

über einen Abdruck der Extraktionsalveole individuell in der Wurzelform aus Titan gefräst. Allerdings scheint dieses Verfahren sehr aufwendig zu sein. Wenn das Abutment zusätzlich noch komplett aus Metall, bzw. aus Titan besteht, kann in bestimmten Situationen eine bläuliche Färbung am Übergang der Krone zum Zahnfleisch erkennbar sein. Dies wird vor allem in Fällen forciert, in denen die Gingivahöhe und -dicke nicht ausreicht, um die Verschimmerung abzudecken. Bei Patienten mit hoher Lachlinie ist das Problem ausgeprägter (Yildirim 2003). Die fehlende Möglichkeit, den Aufbau in seiner Achse zu individualisieren, stellt einen weiteren Nachteil bei der Anwendung konventioneller präfabrizierter Abutments dar. Bei einer Diskrepanz zwischen Implantat- und Kronenachse besteht, prothetisch gesehen, das Problem einer nicht optimal durchgeführten Versorgung des Patienten. Zusätzlich kann in einem solchen Fall die implantatgetragene Suprakonstruktion nicht eingeschraubt werden. Sie muss dann mit einem provisorischen oder temporären Zement befestigt werden (Spiekermann 1995, Yildirim 2003). Andererseits sind individualisierbare Abutments nicht immer in der Lage Achsendivergenzen zwischen Implantatanker und Nachbarzähnen anzugleichen. Oft können die Implantate nicht nach prothetischen Kriterien eingesetzt werden. Man richtet sich zwangsläufig nach dem vorhandenen Knochenangebot. Korrekturen dieser Art können nur bei minimalen Achsenabweichungen stattfinden. Eine prothetische Korrekturmaßnahme der infolge fazialen Knochenverlustes nach palatinal versetzten Implantation, besteht in einer die Implantatkrone vestibulär überlappenden Gestaltung (ridge lap design) (Yildirim 2000, Gomez 2003). Die ersten konfektionierten Abutments, die für Einzelzahnversorgungen auf Bränemark-Implantaten benutzt wurden, waren herkömmliche rotationsgesicherte Titan-Abutments. Diese wiesen je nach Sulcushöhe eine Größe von 1-5mm auf. Nach einer normalen Doppelmischabformung, mit Übertragungspfosten- und Kappe, hat man die richtige Höhe der Distanzhülse anhand des interokklusalen Abstandes ausgewählt (Van Steenberghe 1989). Später wurde das UCLA-Abutment vorgestellt. Bei dieser Distanzhülseart besteht das Oberteil aus einer ausbrennbaren rotationssicheren Kunststoffhülse. Das Unterteil besteht aus

einer angussfähigen Edelmetalllegierung. Dabei kann die Krone und der Aufbau mit nur einer Schraube befestigt werden. Durch Wachsmodellation direkt auf der Kunststoffhülse und gleichzeitiges Einkürzen des Zylinders kann man einen, den anatomisch vorliegenden Umständen entsprechenden, Aufbau erschaffen und darauf anschließend das Gerüst der Suprakonstruktion herstellen (Lewis 1988). Der Nachteil bei diesem Abutment ist das Vorhandensein zweier unterschiedlicher Metalle, mit den damit verbundenen Korrosionserscheinungen sowie die reduzierte Präzision der Passung durch die Herstellung im Gießverfahren. Zuletzt steht, mit der Entwicklung des CeraOne-Abutments (NobelBiocare AB), eine weitere Distanzhülse zur Verfügung. Sie besteht aus reinem Titan und wird mittels einer Goldschraube und einem Drehmomentschlüssel durch Kaltverschweißung mit dem Implantat irreversibel verbunden. Dadurch fällt eine zusätzliche Verschraubung der Suprakonstruktion aus, was ästhetisch gesehen, nachteilig wirkt und kann sofort konventionell einzementiert werden (Jildirim 2000, Yildirim 2003).

1.4 Verbindungskonfiguration zwischen Implantat und Aufbau

Komplikationen bei der Implantatversorgung, wie z.B. einer Fraktur des Implantates selbst oder der prothetischen Einzelteile, treten immer noch auf. Es wird immer noch nach einem optimalen Herstellungsmaterial sowohl für das Implantat als auch für die prothetischen Teile geforscht. Der Kontakt zwischen Implantat-interface und Aufbaupfosten ist ebenfalls von wesentlicher Bedeutung. Schraubenlockerungen und –frakturen sind Probleme, die häufig auftreten (Dixon 1995). In einem Bericht im Medical Device Report im Jahr 1995 stellte sich heraus, dass bei Implantatsystemen von 6 Führungsfirmen auf diesem Gebiet häufig Komplikationen aufgetreten sind. Bei 272 Implantaten, 170 prothetische Schrauben und 606 Abutments wurden Frakturen dokumentiert (US Food und Drug 1995). Der Verlust- und die Frakturhäufigkeit einer Schraube hängen massiv von dem Implantat- und Abutmentdesign ab. Nicht exakt aufeinander abgestimmte Flächen zwischen den beiden Komponenten können zu einer Belastungsübertragung auf die Schraube führen. Mechanische Tests bewiesen, dass es eine direkte Verbindung

zwischen der Toleranz der Flächendiskrepanz und dem Schraubenverlust gibt (Binon PP 1996, Jansen 1997). Um das Problem der Mikrobewegung im Implantatinterface zu beseitigen, wurden verschiedene Designs und Implantatinterfacekonfigurationen ausprobiert (Lewis 1988, Jemt 1990, Andersson 1992). Heutzutage werden zwei Verbindungskonfigurationen zwischen Implantat und Abutment angeboten: die externe und die interne Verbindung. Für jede gibt es eine dreieckige, sechseckige oder eine octagonale Variante. Zweck der externen Verbindung war ursprünglich die Erleichterung der Handhabung des Implantates während des Einbringens in das aufbereitete Implantatbett bei zahnlosen Patienten. Die Bedeutung dieser Konfiguration mit einem Antirotationseffekt trat erst bei der Versorgung von Einzelzahnimplantaten (Bränemark 1969) hervor. Die Höhe dieser Außenverbindung war auf 0,7mm festgelegt. Mit der Zeit wurde sie modifiziert und variiert heute von 0,7-1,2mm (Ohrenell 1992, Drago CJ 2003). Der Nachteil der externen Verbindung besteht darin, dass bei seitlicher Belastung die ganze Kraft allein von der Schraube aufgefangen wird. (Haak 1995, Cehreli 2002). Bei der internen Verbindung verteilt sich die Belastung sowohl auf die Schraube als auch auf das Implantat (Norton 2000).

Allerdings scheinen die kritischen Stellen bei beiden Verbindungen die Auflagefläche des Kopfes der Befestigungsschraube im Inneren des Pfostens und die Kontaktfläche zwischen Implantatinnenfläche und Pfosten zu sein, da sie besonderen Belastungen ausgesetzt werden (Okutan 2003). Bei externen Verbindungskonfigurationen wird deutlich, dass je länger der Aussenhex und je breiter das Implantat, desto weiter wird die Belastung auf die Schraube reduziert (Boggan 1999). Manche Studien belegen, dass die Frakturfestigkeit unabhängig von der Konfiguration der Verbindung zwischen Implantat und Abutment ist (Strub 2003, Balfour 1995, Möllersten 1997). Yuzugüllü (2007) untersuchte das Implantat-Interface unter Anwendung von Titan-, Aluminiumoxid- und Zirconiumdioxidabutments nach Kaubelastung. Mit Hilfe der Elektronenmikroskopie hat er nach Mikrospalten in allen vier Seiten des Implantates gesucht. Es wurden keine Frakturen oder Schraubenlockerungen nachgewiesen. Allerdings war der Spalt im Interface auf der palatinalen Seite

der Abutments in der Titaniumgruppe im Vergleich zu den anderen Abutments deutlich größer. Laut Kohal (2002) leiden bei Frontzahnrestorationen die facialen und die oralen Stellen der Implantat-Abutment-Konstruktion am häufigsten unter der Belastung. Die Wichtigkeit einer Metall-zu-Metall Verbindung zwischen Implantat und Aufbau wurde bis jetzt eingehend untersucht und bewiesen (Binnon PP 2000). Wenn Keramik und Metall in direkten Kontakt kommen, treten bei gewissen Mikrobewegungen Abrieberscheinungen der Metalloberflächen auf, hervorgerufen durch das härtere Keramik. Die Gefahr einer solchen Abnutzung der Metalloberfläche ist höher, wenn es zu einer Schraubenlockerung kommt.

Zusätzlich wird dieses Phänomen durch das Fehlen einer kraftschlüssigen Verbindung im Interface des Implantates bzw. das Vorhandensein eines größeren Spaltes verschlimmert. Allerdings ist es bei vollkeramischen Abutments leider so, dass CAD/CAM hergestellte Keramikteile nicht so präzise herausgefräst werden können, wie z.B. das Metall selbst. Das heißt mit einer gewisse Passungenaugigkeit bzw. einer Spielpassung ist immer zu rechnen. Das ist auch der Grund, weshalb man vollkeramische Aufbauten bei Implantaten mit Innenverbindung nicht einsetzen sollte. Die spröde und harte Keramik hinterlässt deutlich Abnutzungsspuren auf der Metalloberfläche bzw. Implantatinnenfläche. Dieses Phänomen wird als „fretting wear“ bezeichnet. „Fretting wear“ wird als das Abtragen von Material zweier aufeinander liegender Oberflächen, welche miteinander unter zyklischer Belastung in Kontakt kommen, definiert. In der Studie von Broadbeck (2003) wurden unter dem Lichtmikroskop die Oberflächen eines Implantates mit Aussenhexverbindung nach einer dynamischen Belastung des aufgesetzten vollkeramischen Abutments (CerAdapt[®]) schematisch dargestellt. Man kann ganz klar die nach Kausimulation abgerundeten Ecken des Innenhex erkennen. Im Vergleich zu einem Bi-komponenten vollkeramischen Abutment, d.h. mit Titan-Unterteil, war der Metallabtrag wesentlich geringer. Es gibt eine Studie von Willmann (1993), die unterstreicht, dass keine Anzeichen eines „fretting wear“-Phänomens an den Bauteilen von verschiedenen Implantat-Systemen zu beobachten sind. Allerdings muss man erwähnen, dass diese Studie vor dem Einsatz der ersten

Keramik-Metall-Verbindung veröffentlicht wurde. Laut ihr besteht dieses Phänomen bei den Titan-Titan-Oberflächen nicht. Mikrospalten im Implantat Interface können zu einer Ansammlung von Debris führen. Das Resultat sind oft Weichgewebs- und Knochenentzündungen im Sinne einer Perimplantitis (O Mahonny 2000, Piatelli, 2001). Abrahamsson (1998) fand heraus, dass zwischen Titan-Innenraum und den vollkeramischen Abutments die größten Mikrospalten bestehen. Bei einer großen retrospektiven Studie von Callan wurde nachgewiesen, dass das subgingivale Legen des Implantat-Abutments-Interface mit einer Ansammlung von Bakterien und mit einem Knochenverlust von bis zu 3mm korreliert (Callan 1998). Deswegen versuchte man früher, die Abutments im Implantat einzuzementieren, anstatt sie zu verschrauben, um eine Barriere gegen die Bakterien zu bilden, was aber im Laufe der Zeit als nicht sinnvoll empfunden wurde (Piatelli 2001).

1.5 Schraubenlockerung und Schraubenverlust

Damit ein Implantat als erfolgreich gewertet werden kann, muss jegliche Mobilität in der kompletten Konstruktion ausgeschlossen werden. (Albrektsson 1986). In mehreren Studien stellt das Lösen oder das Abbrechen der Schraube die häufigste Komplikation bei Einzelzahnrestorationen oder bei umfangreicheren implantat-getragenen Versorgungen dar (Mericske-Stern 2001, Watson 2000). Nach einer Studie mit 21 Einzelzahnversorgungen wurden nach einem Beobachtungszeitraum von 3 Jahren in 33% der Fälle ein Schraubenverlust und bei 48% der Fälle eine komplette Schraubenfraktur dokumentiert (Balshi 1996). Die primäre Funktion der Schraube ist der Zusammenhalt der einzelnen Komponenten, d.h. des Implantates, des Abutments und der Krone und nicht die Anti-Rotationsfunktion dieser Einzelteile. Es wurden mehrere Techniken ausprobiert, wie z.B. das Einbringen eines Antirotations-Inlays am Boden des Schraubeneingangs (Eckert 1998), oder das Einsetzen von Zementen (McGlumphy 1994) um dieser Rotation entgegenzuwirken. Im Laufe der Zeit wurde aber über den Sinn dieses Verfahrens kontrovers diskutiert. Der häufigste Grund für die Lockerung von Einzelkronen ist eine mangelnde Vorspannung der Schraube (Binon 1995,

Binon 1996). Laut Bickford (1995) wird der Schraubenverlust in zwei Phasen geteilt. In der ersten Phase wird die Vorbelastung der Schraube sukzessiv durch die externen Kräfte reduziert. Je höher die Vorbelastung der Schraube, desto höher ist ihre Widerstandsfähigkeit. Mit weiter bestehender Belastung wird die Streckgrenze der Schraube langsam übertroffen. Dann tritt die zweite Phase ein, bei der gewisse Mikrobewegungen in der Konstruktion auftreten und die Schraube langsam zurückweicht (Bickford 1995). Faktoren, welche unter anderem die Verschraubung beeinflussen, sind die fehlende Übergangspassung im Implantat-Interface, die Eigenschaften der Schraube (Patterson 1992, Burguete 1994) und der Drehmoment (Cibirka 2001). Laut Tan wird die Vorbelastung bei der Implantat/Abutment-Konstruktion, bei Implantaten mit Aussenverbindung, durch das Abutment-Design, den Schraubendurchmesser, das Material und den eingebrachten Drehmoment bestimmt (Tan 2001). Eine exakte Kongruenz zwischen Implantat und Abutment ist essentiell für die Stabilität der gesamten Konstruktion (Carr 1993, Cibirka 2001). Die Passungengenauigkeit zwischen der Außenfläche des Implantates und der Innenfläche des Abutments kann bei einem Implantat mit externer Implantatkonfiguration zwischen 4 bis zu 10,1 Grad variieren. Laut Binon (1996a) führt eine Passungengenauigkeit von mehr als 5 Grad unvermeidlich zu einem Schraubenverlust (Binon 1996a). Dieses Problem trifft gerade auf die vollkeramischen Abutments zu. Das Material aus dem Aufbauten solcher Art hergestellt werden, ist das poröse nicht-gesinterte Zircondioxid. In diesem Zustand ist das Material leichter zu verarbeiten. Dennoch sind seine mechanischen Eigenschaften reduziert. Seine hohe Festigkeit bekommt es erst, wenn es gesintert wird. Die Sinterung geht aber immer mit einer prozentualen Schrumpfung des Gesamtvolumens einher, d.h. mit einer Dimensionsänderung. Die Änderung in der Dimension kann zu einer Inkongruenz in der hexagonalen Struktur führen und dementsprechend die Passung des Abutments einschränken. Nach mehreren Studien trägt die Verwendung von Goldschrauben oder goldbeschichteten Schrauben, anstelle von Titanschrauben, zu einer erhöhten Implantat-Schrauben-Stabilität bei (Henry 1996, Ferrario 2004, Jörneus 1992, Scholander 1999). Laut Drago (2003) führt

die Optimierung von Gold-Palladium-Schrauben oder Titan-Schrauben mit einer 0,76µm Schicht aus 24-karätigem Gold zur einer deutlich festeren Verschraubung (Drago 2003, Okutan 2003). Es gibt aber Ergebnisse, die nicht für den Einsatz von Goldschrauben sprechen (Strub 2003). Bei der in-vivo Studie von Becker (1995) wurden Gold-Schrauben für das Befestigen von 27 Abutments benutzt. Nach einem Jahr Tragezeit erwiesen sich nur 62% der Schrauben als komplikationslos. Bei 14% der Fälle war die Schraube bis zu dreimal verloren gegangen (Becker 1995). Falls aber solche Schrauben dennoch zum Einsatz kommen sollten, wäre es sinnvoll sie nach einer Tragezeit von 5 Jahren zu überprüfen und ggf. noch einmal zu befestigen, um weitere Komplikationen zu vermeiden (Kallus 1994). Die Vorbelastung der Schraube während des Eindrehens ist ebenfalls essentiell für die Langzeitstabilität der Konstruktion. Diese führt zu einer Spannungserhöhung und damit zu einem Verklemmen zwischen den zwei Komponenten (Implantat/Schraube). Bei den goldenen oder goldbeschichteten Schrauben kommt es angeblich zu einer Kaltverschweißung zwischen den Gold- und Titanpartikeln. Eine optimale Vorbelastung sollte 75% der Schraubenstreckgrenze betragen (Trilling 1988, Boggan 1999). Wenn die gesamte Belastung, d.h. Vorbelastung plus externe Belastung, auf die Schraube, die Streckgrenze der Schraube übertrifft, dann wird der Zusammenhalt der einzelnen Komponenten stark beeinträchtigt (Binon 1996a). Es kommt zu einer plastischen Deformation der Schraube mit der Folge ihrer nicht-axialen Belastung und letztendlich dem Versagen der Konstruktion (Strub 2003). Je höher die Streckgrenze der Schraube, desto seltener kann eine Deformation bei ihr auftreten. Dadurch bleibt die ganze Konstruktion länger stabil und unbeschadet (Jörneus 1992). Der Nachteil der Goldschraube, im Vergleich zur Titan-Schraube, ist ihre verminderte Streckgrenze. Deswegen kommt es bei Ihnen leichter zu einer Fraktur. Allerdings reduziert sich bei der Goldschraube die Häufigkeit einer Schraubenlockerung dank Kaltverschweißung der Goldpartikel der Schraube mit den Titanpartikeln des Abutments (Giglio GD 1999). Die Tatsache, ob ein Pfosten mit einer manuell fixierten Schraube oder mit einer drehmoment- fixierten Schraube befestigt

wird, spielt ebenfalls eine wesentliche Rolle. Scheller et al. (1993), verfolgte den Verlauf von 43 Einzelzahnkronen über 5 Jahre hinweg und stellte fest, dass bei den manuell fixierten Schrauben 48% gelockert waren, während bei den Drehmoment fixierten Schrauben überhaupt keine Lockerung auftrat. Um die Wahrscheinlichkeit einer Lockerung zu verringern, sollte das Einschrauben unter angemessener Anzugskraft und Vorspannung erfolgen. Hohe Anzugskräfte führen zu hohen Vorspannungen, welche wiederum gegen Mikrobewegungen im Interface-Bereich wirken. Um einer Schraubenlockerung vorzubeugen, sollte die Vorspannung der Schraube größer als die auf das Implantat einwirkenden Kräfte sein. Um dem Zurückweichen und Lockern der Befestigungsschraube entgegenzuwirken, entwickelten Cavazos and Bell (1996) ein neues Vorgehen. Dieses beinhaltete das manuelle Eindrehen der Schraube, das Anbringen von Unterschnitten auf der Innenseite der Schraubenkammer und das Applizieren eines dünnflüssigen Abformmaterials in Kombination mit einem Wattepellett. Hintergrund dieser Idee war das Einschnappen der abgebundenen Abformmasse in die Unterschnitte. So sollte ein Zurückdrehen der Schraube verhindert werden. Binon (1998) stellte die Wirksamkeit dieses Verfahrens in Frage und überprüfte erneut dieses Prinzip. Seine Experimente folgten genau dem Protokoll der Vergleichsstudie. Der einzige Unterschied bestand darin, dass er die Schraube nicht manuell, sondern durch eine Ratsche mit einem Drehmoment von 20Ncm fixierte und kein Abformmaterial und Wattepellett zum Verschluss des Zuganges benutzte. Er kam zu dem Ergebnis, dass es zwischen den beiden Techniken keinen signifikanten Unterschied gibt und der Aufwand der Technik von Cavazos und Bell eine Schraubenlockerung nicht verhindert. Zugegebenermaßen ist es aber ein sinnvolles Prinzip um den Schraubenzugang zu verschließen. Die Lockerung der Schraube ist, unabhängig von dem jeweiligen Prinzip, auf die nicht-axiale Belastung der Suprakonstruktion zurückzuführen (Cehreli 2002). Dies kann nicht vermieden werden. (Sagaguchi u. Borgensen 1993).

1.6 Auswahlkriterien von Implantatpfosten im ästhetisch sensiblen Frontzahnbereich

Die Abutmentauswahl zählt zu den wichtigen Schritten der Implantatversorgung. Sie ist entscheidend für das Erschaffen eines naturgetreuen Austrittsprofils. Der Techniker wird mit dem Problem konfrontiert, dass er in diesem Stadium keinen Einfluss mehr auf die Implantation oder das Hartgewebe hat und somit auf die Vorarbeit des Behandelnden angewiesen ist (Kern 2000). Die Prozedur der Abutmentauswahl beinhaltet die Überprüfung und Evaluation folgender Faktoren:

1) Art des zu ersetzenden Zahnes:

Der Querschnitt des Abutments soll annähernd den Querschnitt des natürlichen Zahnes wiedergeben. Generell werden für obere seitliche Zähne 5mm dicke Abutments, für Eckzähne und Prämolaren 6mm dicke Abutments und für Molaren oder obere mittlere Frontzähne 7,5mm dicke Abutments verwendet. Ziel ist es, das umliegende Weichgewebe optimal zu konditionieren (Wohlwend 1996, Giglio 1999).

2) Implantatposition:

Als Referenzpunkt dienen die unmittelbar benachbarten Zähne. Eine fehlerhafte Implantation in bucco-palatinaler oder mesio-distaler Richtung könnte evtl. das Herstellen einer Krone sogar unmöglich machen. Auch wenn eine Versorgung des Implantates doch zustande kommt, ist es meistens mit den biologischen Nachteilen einer nicht-axialen Implantatbelastung und einem nach vestibulär ungünstig versetzten Schraubenzugang verbunden (Giglio 1999, Gomez 2003, Wohlwend 1996).

3) Angulation:

Bei einer Diskrepanz von über 15 Grad kann die Suprakonstruktion nicht mehr verschraubt werden und muss zwangsläufig einzementiert werden (Spiekerman 1995, Wohlwend 1996, Prestipino 1996).

4) Interokklusaler Abstand:

Er definiert den Abstand zwischen der Implantatoberfläche und der okklusalen Fläche des Antagonisten. Dies ist der Platz, welcher dem Techniker zur Herstellung des Abutments und der Krone zur Verfügung steht. Eine minimale Distanz von 2,8mm ist für die Anfertigung einer Suprakonstruktion obligat (Giglio 1999).

5) Sulcushöhe:

Sie definiert die Distanz von der Implantatoberfläche und dem marginalen Zahnfleischrand. Als optimalen Zeitpunkt für die Messung der Höhe wird die 3.-4. Woche nach der Implantatfreilegung angesetzt. Idealerweise sollte der Rand der Krone 1-2mm im sichtbaren Bereich subgingival liegen (Parell 1991, Wohlwend 1996).

6) Geringe periimplantäre Gingivadicke:

Falls das Implantat nicht tief genug eingesetzt werden konnte, kann man durch den Einsatz von individualisierten vollkeramischen Abutments unmittelbar vom Implantatkopf her die richtige Zahnkontur erzielen (Prestipino 1996).

7) Erreichen eines optimalen Austrittsprofils:

Die Etablierung eines optimalen emergence profile ist wichtig, um einer Rezession der konstruktionsumgebenden Weichteile vorzubeugen. Eine fehlerhafte Formgebung des Abutments, d.h. ein zu dicker oder ein zu weit nach vestibulär versetzter Implantataufbau, führt unweigerlich zu einem Verdrängen des Zahnfleisches nach apical (Wohlwend 1996).

8) Vermeiden einer dunklen Durchschimmerung durch die befestigte Gingiva:

Eine dunkle Durchschimmerung eines Metallabutments am Übergang zur befestigten Mukosa kann das Endresultat eines perfekt platzierten Implantates bzw. einer perfekt hergestellten Krone zunichte machen (Wohlwend 1996).

9) Anpassung an eine veränderte Gingivasituation nach Implantatabformung:

Im Falle einer Rezession nach der Implantatabformung kann trotzdem problemlos eine Anpassung an die neue Situation intraoral leichter mit einem individualisierbaren Abutment durchgeführt werden. (Prestipino 1996).

1.7 Anforderungen an Implantatpfosten

Das Abutment muss die Kriterien der Biokompatibilität, der Funktion und der Ästhetik erfüllen (Tripodakis 1995). Durch die Biokompatibilität wird die Plaqueanlagerung verhindert (Rasperini 1998). Die Herstellung von kommerziellen Aufbauten erfolgt, aufgrund seiner bewiesenen Biokompatibilität und mechanischen Eigenschaften, meist aus Titan. (Adell 1981). Allerdings gibt es auch Hinweise, dass dadurch unspezifische Immunmodulationen und Autoimmunerkrankungen hervorgerufen werden können (Stejskal & Stejskal 1999). Gemäß einer Studie von Sicilia et al. (2008) gibt es Patienten, die allergisch auf eine Implantation mit Titan reagieren. Dieser Prozentsatz ist zwar gering, jedoch nicht außer Acht zu lassen. Folgen dieser Unverträglichkeit können eine allergische Reaktion vom Typ IV oder I, oder sogar eine Ausstoßung des Implantates sein. (Sicilia 2008). Darüber hinaus sind erhöhte Titankonzentrationen in regionalen Lymphknoten und in den umliegenden Geweben von Titanimplantaten aufgetreten. (Bianco et al. 1996, Weingart et al. 1994). Andersson fand heraus, dass die Knochenresorption bei Titan-Abutments mit 0,4mm signifikant höher ist, als bei den vollkeramischen Abutments mit 0,2mm (Andersson 1999). Bei einer Untersuchung an Hunden wurde herausgefunden, dass dentale Keramiken aus herkömmlichen vollkeramischen Abutments zu Rezessionen und Verlusten von periimplantären mukosalen Attachment führen können, während Titanabutments zur Bildung einer epithelialen Manschette in Höhe von 1,5-2mm verhelfen können (Abrahamsson 1998). Diese Weichteilrezession und Hartgeweberückbildung hängt dennoch nicht nur vom Material ab, sondern auch von der Lage der Schnittstelle zwischen Implantathals und Abutment. Die Entwicklung einer neuen Technik mit dem Inhalt, Aufbauten mit kleinerem Durchmesser als das benutzte Implantat zu verwenden, führt laut den Studien angeblich zu einem

Erhalt der knöchernen Strukturen. Abgesehen davon hängt die Wirkung des sogenannten „platform switching“ nicht nur von mikrobiologischen Faktoren, sondern auch von biomechanischen Faktoren ab. Bei der Verwendung eines Aufbaus mit reduziertem Durchmesser kommt es im Vergleich zum korrespondierenden Implantat, zu einer Reduktion der Kräfte im kristallinen Anteil des Implantates. Somit bleibt das Hartgewebe an dieser Stelle stabil (Maeda 2007). Durch seine Festigkeit und Bruchbeständigkeit werden die Kaukräfte abgefangen und in den Knochen regelgerecht weitergeleitet. Aus diesem Grund muss es in der Lage sein, den in der jeweiligen Region einwirkenden Kräften standzuhalten (Tripodakis 1995, Studer 1996). Durch seine ästhetischen Eigenschaften wird das natürliche Aussehen des Zahnes im Vergleich zu den Nachbarzähnen bewahrt. An dieser Stelle spielt die Lichtdurchlässigkeit, genannt „Transluzenz“ (Kern 2000) und die Wiedergabe der natürlichen Zahnkontur eine wesentliche Rolle (Strub 2003).

1.8 Vollkeramische Implantatpfosten

1.8.1 Abutments aus Aluminiumoxid

Eigenschaften von Aluminiumoxid (Al_2O_3)

Aluminiumoxid wird seit 40 Jahren erfolgreich in der Zahnmedizin angewendet. Seine besonderen Eigenschaften sind die hohe Bruchzähigkeit von 5-6 MPa/m^{0,5} und Bruchfestigkeit von 400MPa. Der Gehalt an Aluminiumoxid muss mindestens bei 99,5% und die Dichte bei mehr als 3,9 g/cm³ liegen. Die durchschnittliche Korngröße sollte 7µm nicht überschreiten (Yildirim 2003). Das Material weist eine Härte von 220 HV auf (Picconi 1999, Yildirim 2003). Es ist korrosionsbeständig, biokompatibel und besitzt niedrige thermische Leitfähigkeit (Doddoli 1996, Yildirim 2003). Die Bedeutung des Materials für die Zahnmedizin wurde mit bei der Herstellung einer vollkeramischen Krone aus reinem Aluminiumoxid, mit einem Anteil von 99,9%, Anfang der 90er Jahre entdeckt. (Andersson 1993, Yildirim 2003). Vor ihm entwickelte Sadoun (1996) die In-Ceram Technik, bei der die verbliebenen Porositäten in einem gesinterten Aluminiumoxidgerüst durch Infiltration mit Lanthanoxidglas (La_2O_3)

verschlossen wurden. Die entstandene Keramik besaß immer noch einen hohen Oxidanteil von um die 90 Gew.-%, zeigte jedoch durch das infiltrierte Glas deutlich bessere optische Eigenschaften (Yildirim 2003).

Tab. 2: Eigenschaften von Aluminiumoxid

Bruchzähigkeit	5-6 MPa/m ^{0,5}
Biegefestigkeit	400 MPa
Schmelzpunkt	Bei 2050 °C
Elastizitätsmodul	400 GPa

1.8.1.1 CeraBase-System (Friadent, Mannheim)

Es handelt sich um ein vollkeramisches Abutment, welches für das Frialit-II-Implantatsystem als Nachfolger des Tübinger-Implantates, entwickelt wurde. Dies ist ein zweiteiliges rotationsgesichertes Abutment, welches aus einem Titankern und einer Aluminiumoxidkeramikhülse besteht. Es gibt drei Modifikationen der Verarbeitung dieses Systems. Da die Keramikhülse ausbrennbar ist, kann man sie direkt verblenden und auf den mit dem Implantat verschraubten Titankern im Mund fixieren. Abgesehen davon kann der Keramikaufbau samt Krone mit dem Titankern im Labor verklebt und anschliessend im Mund verschraubt werden. Eine weitere Option ist, den keramischen Aufbau individuell im Labor auszuformen, darauf eine Restauration herzustellen und abschließend nach Verschraubung des Titankerns im Mund, ihn darauf zu zementieren. Nachteilig bei diesem System ist die geringe Individualisierbarkeit um chirurgische Fehler prothetisch angleichen zu können. Der Vorteil wiederum ist, dass eventuelle Rezessionen im Laufe der Zeit kein ernsthaftes Problem darstellen, da durch die Anbrennbarkeit der Präparationsrand tiefer verlegt werden kann (Pape 2001).

1.8.1.2 CerAdapt® (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

Im Jahre 1991 wurde ein Aluminiumoxid-Abutment vorgestellt, welches aus dicht gesinterten bis zu 99,5 % reinem Aluminiumoxid (Al_2O_3), besteht (Ingber 1991, Prestipino 1993, Broadbeck 2003). Es wurde für eine exakte und

kraftschlüssige Passung auf ein Implantat mit externer Verbindungskonfiguration hergestellt. Obwohl es in einem Zeitraum von über 10 Jahren weltweit angewandt wurde, gibt es bis jetzt keine Veröffentlichungen über Einzelzahnimplantationen. Es sind lediglich sporadische Berichte über während der Ausarbeitung im Labor auftretender Frakturprobleme bei Abutments dieser Art vorhanden. Dieses Abutment zeichnet nicht nur seine Individuallisierbarkeit aus, sondern auch die Möglichkeit des Aufbrennens von keramischem Material im zervikalen Bereich, um dem natürlichen Zahnfleischverlauf angepasst zu werden. Der Vorteil dieses Abutments besteht darin, dass nach erfolgter Implantatabformung mittels Abformpfosten, anschließend im Labor die richtige Form ausgewählt werden und mit rotierenden Diamantschleifern unter Wasserkühlung weiter ausgeformt werden kann. Bei der darauf folgenden Einprobe am Patienten und sichtbaren Rändern, kann man unter Legen eines Fadens den Präparationsrand in den Sulcus versetzen. Wenn keine direkte Abformung stattfindet, kann man den CerAdapt-Aufbau mit einer provisorischen Krone versorgen und das Zahnfleisch um die Konstruktion ausformen lassen. Für ein optimales Ergebnis werden Aufbauten solcher Art mit vollkeramischen Restaurationen versehen (Jildirim et al 2000).

1.8.1.3 Individuelles Procera® CerAdapt aus Al₂O₃ (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)

Dieses Abutment wurde im Jahre 2000 vorgestellt und ist Nachfolger des konfektionierten CerAdapt®-Abutment aus Al₂O₃. Seine Anfertigung erfolgt allerdings mittels eines CAD/CAM (Computer Assisted Design/ Computer Assisted Milling) gestützten Procera-Systems, welches im Jahr 1993 von Andersson präsentiert wurde (Andersson 1993). Initial wurde das Verfahren für die Herstellung vollkeramischer Aluminiumoxidkappchen für Kronen und Brücken. Mittlerweile werden mit diesem System vollkeramische Implantatpfosten aus Aluminiumoxid angefertigt. Nach Abformung der Implantate und Herstellung des Modells, wird im zahntechnischen Labor das entsprechende Abutment entweder mit einem speziellen Kunststoff modelliert und abgescannt, oder im Computer virtuell nachgemacht. Die Daten werden via

Modem zur Firma nach Stockholm übertragen. Innerhalb von drei Tagen erhält der Zahntechniker das gefräste Aluminiumoxidabutment und kann darauf die Krone herstellen oder direkt verblenden. Direkt verblendete vollkeramische Abutment weisen allerdings eine erhöhte Frakturneigung auf (Tripodakis 1995).

1.8.1.4 CeramiumLine® (Oraltronics, Bremen)

Hierbei handelt es sich um einen Keramikpfosten mit basalem Edelmetall-Festverbund (kein Zirkonoxid) und anatomischer Umlaufstufe. Dies stellt ein rotationsstabiles Abutment dar, mit dem Achsendivergenzen von bis zu 25 Grad angeglichen werden können. Durch die besondere Ausformung des Innendesigns des Pfostens, wird die Außenform deutlich graziler gestaltet, was wiederum bei der Gestaltung schlanker Inzisiven enorme Vorteile bietet. Wichtigstes Merkmal ist die zirkuläre, hohlkehlenartige Schulter. Sie ist so gestaltet, dass sie im vestibulären, ästhetischen Bereich tief angelegt ist und nach oral hin in einem eleganten Schwung leicht ansteigt.

Tab. 3: Al₂O₃-Abutments im Handel

Abutmentname	CeraBase	Indiv. Procera® CerAdapt aus Al₂O₃	Ceramium Line®
Hersteller	Friadent GmbH	Nobel Biocare PROCERA®	Oraltronics
Erhältlich seit	April 1997	Herbst 2000	März 2001
Implantatsystem	Frialit®-2 und IMZ-Twin Plus	Alle Nobel Biocare Implantate	Pitt-Easy Bio-Oss Implant

Tab. 4: Eigenschaften von Al₂O₃-Abutments im Handel

Abutmentnahme	CeraBase	Indiv. Procera® CerAdapt aus Al₂O₃	Ceramium Line
Einteilig/zweiteilig mit/ohne Befestigungsschraube	Zweiteilig mit Befestigungsschraube	Einteilig mit Befestigungsschraube	Einteilig mit Befestigungsschraube
Befestigungsschraube	Titan-Halteschrau	Unigrip	Zentralschraube

	be		
Anzugskraft der Schraube	24Ncm	32Ncm	20-25Ncm
Bearbeitung mit Wasserkühlung erforderlich? Ja/Nein	nein	Indiv. zu entscheiden	ja
Mindestwandstärke der Pfostenwände erforderlich	ja	Ja	ja
Direkte Verblendung möglich?	ja	Ja	ja
Verblendungsart	AllCeram Ducera, Vitadur-Alpha	AllCeram Ducera, Vitadur-Alpha, Geller AV	Allen vollkeramischen Systemen mit passendem WAK
Indikation als Einzelkrone	Frontzahnbereich	Front- und Seitenzahnbereich	Front- und Seitenzahnbereich

1.8.2 Abutments aus Zirkoniumdioxid (ZrO₂)

Eigenschaften von ZrO₂

Aufgrund seiner hervorragenden Biokompatibilität und seiner optimalen ästhetischen Eigenschaften, wurde Zirkoniumdioxid mittlerweile zum meist ausgewählten Material der modernen Zahnmedizin. Wegen seiner hohen Festigkeit, Bruchzähigkeit und Steifheit bietet es sich als Standardwerkstoff für komplexe prothetische Versorgungen an. Obwohl es heutzutage umgangssprachlich als Zirkoniumoxid bezeichnet und als ein keramischer Werkstoff betrachtet wird, ist es tatsächlich eine keramische „Legierung“ und heißt Zirkondioxid. Dieses Material besitzt einen polymorphen Charakter. Es befindet sich in drei verschiedenen, umwandlungsfreudigen Phasen, der monoklinen, der tetragonalen und der kubischen (die letzte findet aber keine Indikation in der Zahnmedizin) (Swain 1994). Reines Zirkoniumoxid befindet sich bei bis zu 1170 °C in der monoklinen Phase. Bei einem Temperaturanstieg über diesen Wert, geht das Material in die tetragonale Phase über und beim Erreichen einer Temperatur von 2370 °C tritt es in die kubische Phase ein. All

diese Transformationsvorgänge sind reversibel miteinander verbunden. Beim Abkühlen des Materials auf 1170°C oder auf Raumtemperatur, geht das Material in die monokline Phase über, welche mit einer Volumenzunahme von 3-4% einhergeht. Es leuchtet ein, dass bei dieser Volumenänderung Spannungen entstehen, die das keramische Gerüst beim Brennen zerstören können. Aus diesem Grund werden diesem Material verschiedene Zusätze, bzw. Stabilisatoren beigemischt, die den Zweck haben, die tetragonale stabile Phase auch auf Raumtemperatur „einzufrieren“ (Stevens 1986, Fischer 1997). Stabilisatoren solcher Art sind beispielsweise Yttrium-Oxid (Y_2O_3), Magnesiumoxid (MgO) und Kalziumoxid (CaO). Deswegen wird es im Fachargon als Y-TZP ZrO_2 (Yttriumoxid teilstabilisiertes, tetragonales polikristallines Zirkonoxid) bezeichnet. Für eine gleichmäßige Verteilung der Stabilisatoren wird das Sol-Gel-Verfahren angewandt. Die Phase, in der dann das Zirkonoxid vorliegt, nennt sich „metastabile“ Phase. Damit wird die Volumenvergrößerung von 3-4% so gering wie möglich gehalten. Durch die Teilstabilisierung mit Y_2O_3 soll die Umwandlungsverstärkung verbessert werden. Wenn durch äußere Belastung Mikrorisse im Material und an deren Risspitze hohe Zug- und Scherspannungen entstehen, wird deren hohe Energie durch diffusionslose Umwandlung von tetragonalen Körnern in monokline Körner abgebaut. Dies nennt sich „Spannungsinduzierte Phasenumwandlung“. Da die monokline Phase ein um 3-4% höheres Volumen aufweist, wird der Riss „eingeklemmt“ und ein Bruch verhindert (Stevens 1986, Marx 1993, Cramer von Clausbruch 2009). Durch eine Steigerung der Stabilisatorkonzentration, bzw. der tetragonalen metastabilen Phase, im Zirkonoxid von über 90%, kann man Festigkeitswerte von ca. 1000MPa erreichen (Gehrke 1996). Bei der Ausarbeitung einer Zirkonoxidoberfläche, wie im Fall eines vollkeramischen Abutments, kommt es durch die Energiezufuhr automatisch zu einem Temperaturanstieg. Das kann zu einer Destabilisierung der metastabilen tetragonalen Phase und so zu einer Fraktur des Gerüsts führen. Dies ist eventuell auf das Ablösen einer Stelle eines Stabilisators innerhalb des Zirkonoxidgefüges zurückzuführen. Dadurch werden lokale

Konzentrationsüberhöhungen, die zu einer Stabilisierung der kubischen Phase geführt haben, abgebaut. Laut Fischer spielt die Art der Bearbeitung eines Zirkonoxidabutments, d.h. mit oder ohne Wasserkühlung und grobkörnigen Diamanten, keine wesentliche Rolle, denn die Festigkeitseigenschaften des bearbeiteten Materials sind im Vergleich zu den industriell vorgefertigten Bauteilen (863MPa) deutlich erhöht (Fischer 1997). Nach Sundh wird die Widerstandsfähigkeit von gefrästen Zirkoniateilen gegen eine Fraktur nach der Sinterung allerdings reduziert (Sundh 2005, 2006).

Tab. 5: Eigenschaften des Zirkondioxides (ZrO₂)

Bruchzähigkeit	9-10 MPa/m^{0,5}
Biegefestigkeit	950-1200MPa
Schmelzpunkt	2680 °C
Elastizitätsmodul	210 GPa

Tab. 6: Biegefestigkeit von verschiedenen Materialien in GPa

Menschlicher Schmelz	70-120
Menschliches Dentin	13-25
Hybridkomposite	10-25
Glasionomer	4-8
Goldlegierungen	94-140
Aluminiumoxid	380
Zirkoniumdioxid	210

1.8.2.1 Cercon Balance[®] (Degussa Dental, Hanau, Deutschland)

Dies stellt ein präfabriziertes vollkeramisches Abutment aus yttriumoxidstabilisiertem Zirkonoxid (Y-TZP) dar (s. Tab. 7). Seine Herstellung erfolgt mittels des CAD/CAM gestützten Computerprogrammes namens Cercon[®] (Fa. FRIADENT Mannheim). Die CERCON[®] Aufbauten werden für die Implantatsysteme Ankylos[®], XiVe[®] und Frialit[®] produziert. Im Gegensatz zu anderen Anbietern ist es in zwei verschiedenen Farbnuancen (CERCON[®] dentin und CERCON[®] neutral) erhältlich. Diese sind bei einem Durchmesser

von 5,5-7mm und einer Höhe von 6,5-7,5mm, in gerader und abgewinkelter Form vorhanden. Momentan sind sie nur für den Frontzahnbereich erhältlich.

Tab. 7: Eigenschaften von Zirkoniumdioxidkeramik (FRIADENT CERCON®) gegenüber der Aluminiumoxidkeramik

Farbe	Weiß bis dentinfarben	Elfenbein
Brechungsindex	2,15-2,18	1,64
Dichte	6,05 g/cm ³	3,9 g/cm ³
Chemische Zusammensetzung	> 92 % ZrO ₂ , 5 % Y ₂ O ₃ , < 3 % Restbestandteile	99,7 % Al ₂ O ₃ , 0,3 % Sonstige
Vickers Härte	1300	1800
Druckfestigkeit	2200 MPa	2800 MPa
Biegebruchfestigkeit	900 MPa	340 MPa
Bruchzähigkeit (KIC)	6 MPa √m	3 MPa √m
Elastizitätsmodul	210 GPa	380 GPa
Weibullmodul (m)	20	10
Ausdehnungskoeffizient	10,5x10 ⁻⁶ K ⁻¹	8,5x10 ⁻⁶ K ⁻¹

1.8.2.2 ZiReal™ Post (Implant Innovations, Florida)

Dieses Abutment ist aus Hochleistungszirkonoxidkeramik hergestellt. Die Besonderheit hier besteht darin, dass in seinem unteren Teil ein Metallring aus Titan eingearbeitet wurde. Dieser Titanring ist mit dem Zirkonaufbau mittels eines Komposites befestigt. Das Abutment wurde für Implantate mit externer Verbindungskonfiguration entwickelt. Der Schraubenkopf wird völlig von Zirkonoxid umfasst und drückt die Keramik in seiner Endposition in Richtung basal. Durch den unteren Titan-Anteil kommt es zu einem Metall-zu-Metall Kontakt im Interface des Implantates. Dadurch wird das sogenannte „fretting wear“-Phänomen minimiert (Broadbeck 2003). Eine zusätzliche Vorbelastung der Schrauben mit einem Drehmoment von 35Nm, wirkt gegen eine Lockerung oder Rotation der Befestigungsschraube. Dadurch wird die Aussenverbindung vor Abnutzungszeichen gegen die härtere Zirkoniumdioxidkeramik geschont.

1.8.2.3 ZiraBut® (Arnold Wohlwend, Zürich)

Das ZiraBut®-Abutment wurde im Jahr 1996 für das Bränemark- und Straumann-System entwickelt. Es handelt sich um einen rotationsstabilen Aufbaupfosten, der in drei verschiedenen Durchmessern (6, 8, und 10 mm), in gerader und abgewinkelter Form (0 und 15 °) erhältlich ist. Aufgrund der vorgefertigten Form ist nur noch ein minimales, zeitsparendes Beschleifen des ZiraBut® notwendig. Die Abutments sind eingefärbt und können durch ein weiteres Aufbrennen von Keramik farblich individualisiert werden. Die Beschichtung der Schraube zur definitiven Befestigung der Abutments, weist einen niedrigen Reibungskoeffizienten (tribologisches Verhalten), eine Antihafwirkung, eine Korrosionsbeständigkeit und eine Bioverträglichkeit auf. Die Schraube erreicht dadurch mit gleicher Anziehungskraft eine höhere Vorspannung. Prospektive, 6-jährige, in-vitro Studien haben ihre Frakturbeständigkeit bewiesen (Wlochowitz 1998, Glauser 2004, Widkowski 2006). Ein Schraubenverlust wurde lediglich in zwei Fällen dokumentiert. Laut einigen Autoren war dies darauf zurückzuführen, dass keine exakte Kongruenz im Interface des Implantates zwischen Keramik und Metall vorhanden war. Durch diese Spielpassung und die vermehrte Freiheit kam es schneller zu einer Schraubenlockerung bzw. -verlust.

1.8.2.4 Individuelles Procera® CerAdapt aus ZrO₂

Es geht um das in Kapitel 1.8 beschriebene Procera®-Abutment, bestehend aus Zirkoniumdioxid.

Tab. 8: ZrO₂-Abutments im Handel

Abutmentname	Cercon Balance	Indiv. Procera® CerAdapt aus ZrO ₂	ZiReal	Keramikaufbau
Hersteller	Degussa Dental	Nobel Biocare PROCERA®	3i Implant Innovation Inc.	BEGO
Erhältlich seit	10/2001	Herbst	2001	Ende 2001

		2000		
Implantatsystem	Ankylos/ alle Durchmes- ser	Alle Nobel Biocare Implantate	Kompatibel zu allen Osseotite Impl. Bzw. Außensechska- nt-Implantate	Semados S- Implantat

Tab. 9: Eigenschaften von ZrO₂-Abutments im Handel

Abutmentname	Cercon Balance	Indiv. Procera ® CerAdapt aus ZrO2	ZiReal®	Keramikaufba u
Einteilig/zweiteilig mit/ohne Befestigungsschraube	Einteilig mit Befestigung sschraube	-	Einteilig+ Befestigu ngsschrau be	Einteilig+Befest igungsschraub e
Befestigungsschraube	Integrierte Befestigung sschraube	Unigrip	Gold-Tite- Uniscrew (4-bzw. 6.- Kant	Halteschraube
Anzugskraft der Schraube	15Nm	32Nm	35Nm	25Nm
Bearbeitung mit Wasserkühlung erforderlich? Ja/Nein	Ja	Individuell zu entscheid en	Ja	Ja
Mindestwandstärke der Pfostenwände erforderlich	Ja	Ja 0,6mm	Ja 0,5mm	Ja 0,2mm
Direkte Verblendung möglich?	Nein	Ja	Nein	Ja
Verblendungsart		AllCeram Ducera, Vit adur Alpha, Gell er AV		Titankeramik
Indikation als Einzelkrone	Front- und Seitenzahn bereich	Front- und Seitenzah nbereich	Front- und Seitenzah nbereich	Front- und Seitenzahnber eich

1.8.3 Abutments aus glasinfiltrierter Al₂O₃-ZrO₂-Keramik

1.8.3.1 Vita[®] In-Ceram-Zirconia für das SynOcta[®]-System

Dies ist ein Abutment, welches aus glasinfiltrierten Oxidkeramikblöcken herausgefräst wird. Sein Entwurf beruht auf einer Kooperation zwischen Fa. VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen) und Fa. Straumann (Basel). Bei VITA In-Ceram YZ handelt es sich um vorgesinterte, mit Yttriumoxid teilstabilisierte Zirkonoxidblöcke. Das vorgesinterte Zirkonoxid lässt sich sehr gut mit rotierenden Instrumenten bearbeiten und als Gerüstmaterial für vollkeramische Kronen-, Brückenkonstruktionen und Implantataufbauten in Form bringen. Durch den anschließenden Sinterbrand schrumpft das Gerüst um ca. 25% seiner Ausgangsgröße im formgeschliffenen Zustand. Bei dem Entwurf und der Überführung der Modellationen in Keramik muss diese Sinterschrumpfung berücksichtigt werden. Bei der Verarbeitung von VITA In-Ceram YZ wird auf die CAD/CAM Technologie zurückgegriffen. Vor dem Schleifen rechnet das CAD/CAM-System die Sinterschrumpfung des jeweiligen VITA In-Ceram YZ Blockes an der Gerüstgeometrie hoch, damit das zu schleifende CAM-Gerüst die erforderliche Übergröße besitzt (Pröbster und Groten 2007). Die Keramik tritt nicht direkt in Kontakt mit dem Implantat-Interface, da eine Titan-Mesostruktur dazwischen kommt. Dieses sog. SynOcta[®]-System liegt in zwei Größen vor (Ø4, 8-6,5mm). Zuerst wird die Mesostruktur mit der Fusschraube in das Implantat festgezogen und im Anschluss daran, der vollkeramische Aufbau mit einer zweiten Schraube auf die Mesostruktur verschraubt. Eine Direktverblendung des Abutments ist nur mit der Verblendkeramik VM9 möglich, da ihr WAK-Bereich speziell für Zirkonoxidgerüste von ca. 10,5 entwickelt wurde. Ihr Indikationsbereich deckt sowohl das Front-, als auch das Seitenzahnggebiet ab.

Tab. 10: Materialeigenschaften des Vita[®] In-Ceram-Zirconia

ZrO ₂	> 90%
Y ₂ O ₃	5%
HfO ₂	<3%

Al_2O_3 ; SiO_2	<1%
Biegefestigkeit	>900 MPa
Thermischer Ausdehnungskoeffizient	$10,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$

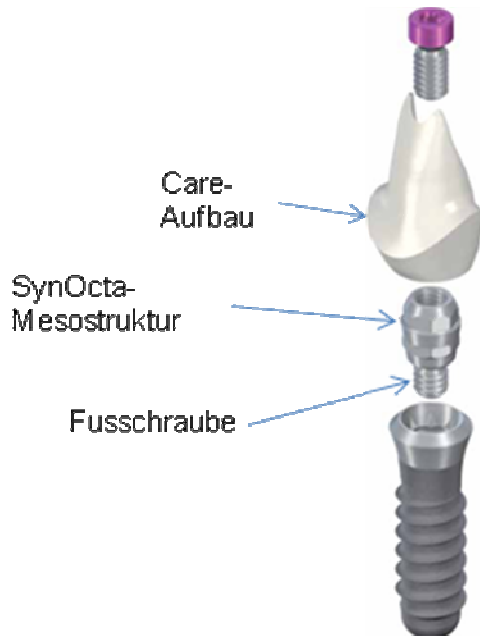


Abb. 1: Aufbau des SynOcta[®]-Systems beim vollkeramischen Care-Aufbau

1.9 Vor- und Nachteile von ZrO_2 gegenüber Al_2O_3

Eine wesentliche Eigenschaft von Zirkon- und Aluminiumoxid ist seine Biokompatibilität. Die Plaqueakkumulation wird durch ihre hervorragende Polierbarkeit deutlich reduziert. Eine Studie von Rimondini et al (2002) beweist, dass die Plaqueanlagerungen sowohl in vitro als auch in vivo, an Titan-Oberflächen viel höher ist als bei Zirkonoxidflächen. Durch das zahnfarbene Aussehen beider Materialien wird das öfters vorkommende, gräuliche Durchschimmern beseitigt. Bei Gingivarezessionen erscheint das harte Weiß des Zirkonoxides allerdings deutlich unnatürlicher als das Aluminiumoxid. In solchen Fällen erweisen sich Aluminiumoxid-Abutments als am geeignetsten. Eine röntgenologische Kontrolle der Randpassung bei den Zirkonoxidteilen ist aufgrund ihrer erhöhten Opazität, deutlich leichter zu erkennen (Yildirim 2003). Zusätzlich ist die Bruchfestigkeitsgrenze der Zirkonoxidabutments wesentlich höher, als bei den Aluminiumoxidabutments (Kern1991, Sorensen 1992,

Meyenberg 1995, Kappert1995, Lüthy 1996, Fischer 1998, Feher 1999). Eine Minderung der Festigkeit eines Zirkonoxidgerüsts durch das Beschleifen ist nicht zu befürchten, da es keinen Einfluss auf seine Stabilität hat. Unbedeutend ist ebenfalls die Benutzung einer Wasserkühlung (Fischer 1999). Bei den Aluminiumoxidabutments wurden hingegen schon beim Beschleifen im Labor Defekte festgestellt (Brodbeck 2003). Die Studie von Att (2006) unterstützte dagegen die Meinung, dass Aluminiumoxidkappchen und Titanabutments, im Vergleich zu Zirkonoxidkappchen und Zirkonoxid-Abutments, eine drei Mal so hohe Biegefestigkeit aufweisen. Dies tritt in Kontrast mit der Studie von Sundth (2006). Durch die hohe Festigkeit von Zirkonoxid werden die Gestaltung und die Ausarbeitung des Materials im Labor stark erschwert (Wohlwend 1996). Dieses Problem wurde ebenfalls mit der Herstellung vorgefertigter Abutmentformen, wodurch das nötige Schleifvermögen im Labor minimiert werden sollte, behoben. Desweiteren wird das Ausarbeiten des Abutments im „grünen“ Stadium der Keramik, das heißt vor der Sinterung, vorgenommen. Zu diesem Zeitpunkt hat sie noch nicht ihre Endhärte erreicht. Dabei weist das Material eine Porosität von ca. 50-60% auf und lässt sich mit Hartmetallfräsern oder Diamantschleifkörpern gut bearbeiten (Cramer von Clausbruch 2009). Zusätzlich werden mittlerweile die Implantataufbauten im Labor vom Techniker bearbeitet. Dadurch entfällt intraoral der aufwendige Präparationsvorgang mit dem Abformvorgang. Der Nachteil einer Schrumpfung um 30% des Volumens während der Sinterung, wurde mittlerweile im Fabrikationsprozess beseitigt. Der prinzipielle Nachteil bei vollkeramischen Abutments ist das „fretting wear“ Phänomen. Dieses wird mittlerweile durch zweiteilige Systeme gelöst. Bei den zweiteiligen Systemen ist jedoch problematisch, dass der Kronenrand nicht in die Nähe des Implantates verlegt werden kann und im Falle einer Rezession der Metallanteil sichtbar wird (Brodbeck 2003)

1.10 Zielsetzung der Studie

Die Studie verfolgt das Ziel, die Bruchfestigkeit, den Frakturmodus und die Schraubenlockerung von vier verschiedenen Implantatpfosten zu überprüfen.

Verglichen werden vollkeramische Implantatpfosten, die 1:1 von Titan-Abutments kopiert und dann aus Ceramill®-Blöcke herausgefräst wurden (Gruppe 3), mit vollkeramischen Ceramill® - Pfosten, die kürzer sind und einen höheren Schraubenkopf aufweisen (Gruppe 4) und mit Bi-Komponenten Implantatpfosten (Gruppe 2). Aus reinem Titan CAD/CAM gefrägte Aufbauten dienen als Referenzgruppe (Gruppe 1).

Bis heute ist bekannt, dass bei vollkeramischen Abutments die schwächste Stelle auf Höhe des Schraubenkopfes liegt. Daher wurde angenommen, dass ein Versetzen des Schraubenkopfes nach okklusal bzw. inzisal, innerhalb des Kronenlumens und nicht in der Nähe des Kronenrandes, dazu führen kann, dass ein freier Raum verbleibt, der mit dem entsprechenden Zirkondioxidmaterial ausgefüllt werden kann (Tripodakis 1995). Diese Modifikation in Kombination mit einer Reduzierung der gesamten Pfostenlänge, sollte zu einer Erhöhung der Bruchfestigkeit von vollkeramischen Implantatpfosten führen.

2 Material und Methoden

2.1 Beschreibung der einzelnen Prüfkörper

Zum Einsatz kamen je 32 Laborimplantate aus Aluminiumoxid ($\varnothing 3,8$ mm, 13mm), Aluminiumoxidschrauben, Titankäppchen (8x5mm) und Implantatpfosten. Die Summe der Implantatpfosten beinhaltete 4 Gruppen aus je 8 Titan-Abutments (Gruppe 1), 8 Bi-Komponenten-Abutments (Gruppe 2), 8 vollkeramischen Abutments in gleicher Dimension wie Gruppe 1 und 8 vollkeramischen Abutments mit nach okklusal bzw. inzisal versetztem Schraubenkopf (Gruppe 4). Die keramischen Teile waren aus Ceramill[®] (Fa. Amann Girrbach, Pforzheim) hergestellt (Tab. 11). Alle vollkeramische Teile wurden mit Hilfe des Ceramill Multi-x Kopierfräsgerätes hergestellt (Fa. Amann Girrbach, Pforzheim). Die Titan-Abutments, die Unterteile der Hybrid-Pfosten und die Titan-Käppchen wurden mittels CAD/CAM hergestellt (Fa. Medentica).

Tab. 11: Eigenschaften des Ceramill[®]-Werkstoffes (Cramer von Cl. 2009)

Komponente (Gew.-%)	ISO 13356
ZrO ₂	Rest
Y ₂ O ₃	4,5-5,4
HfO ₂	≤5
Al ₂ O ₃	<0,5
ZrO ₂ +Y ₂ O ₃ + HfO ₂ + Al ₂ O ₃	>99
Biegefestigkeit in MPa	>1200 MPa
Thermischer Ausdehnungskoeffizient	10 ⁻⁶ K ⁻¹
Dichte in g/cm ³	>6,07
Elastizitätsmodul in GPa	>200

2.1.1 Titan-Abutments (Gruppe 1)

Diese Gruppe diente als Referenzpunkt für die zu ermittelnden Faktoren. Sie bestand aus 8 Titan-Aufbauten mit den entsprechenden Käppchen und Schrauben.

Abb. 2: Titan-Pfosten, Von li nach re: Laborimplantat, Titankäppchen, Befestigungsschraube, Pfosten



2.1.2 Bi-Komponenten-Abutments (Hybrid-Aufbaupfosten) (Gruppe 2)

Der Aufbau bestand aus einem keramischen Oberteil, das mittels eines lichthärtenden Kunststoffes (Nimetic[®], ESPE), nach entsprechender Vorbereitung (Abstrahlen 1,2bar/50 μ und anschl. Entfettung) beider Komponenten, auf einem Titan-Stift befestigt wurde. Käppchen und Befestigungsschrauben waren ähnlich der Gruppe 1.

Abb. 3: Bi-Komponenten-Distanzhülse (Hybrid-Abutment), Von li nach re: Befestigungsschraube, Pfosten, Titankäppchen, Laborimplantat



2.1.3 Vollkeramische Abutments 1:1 kopiert von den Titan-Abutments (Gruppe 3)

Die 8 vollkeramischen Ceramill® - Aufbauten dieser Art haben exakt dieselben Maße wie die Titan-Abutments (Gruppe 1). Mit Hilfe des Ceramill Multi-x Kopierfräsgerätes (Abb. 2), wurden die Titan-Abutments erst fotografisch abgescannt und dann aus dem entsprechenden Zirkonoxidblock mit einer 25%igen Volumenvergrößerung herausgefräst. Diese Volumenvergrößerung entspricht der prozentualen Schrumpfung des Materials während des Sintervorganges. Die Gesamtlänge des Pfostens beträgt 10mm.

Abb. 4: Vollkeramisches Abutment 1:1 kopiert, Von li nach re: Titankäppchen, Befestigungsschraube, Pfosten, Laborimplantat



Abb. 5: Detailaufnahme des vollkeramischen 1:1 kopierten Implantatpfosten



2.1.4 Vollkeramische Abutments mit verstärkter Wandung (Gruppe 4)

Bei der Anfertigung dieser Distanzhülsen wurden im Kopierfräsgerät die Daten geändert. Der Sitz des Schraubenkopfes wurde um 1mm nach okklusal bzw. inzisal versetzt und die gesamte Höhe der Distanzhülse um 3mm reduziert. Schraube und Kämpchen ähnelten Gruppe 1. Die Geometrie des Pfostens im Implantat-Interface blieb gleich.

Abb. 6: Vollkeramisches Abutment (optimiert), Von li nach re: Laborimplantat, Befestigungsschraube, Pfosten, Titankämpchen

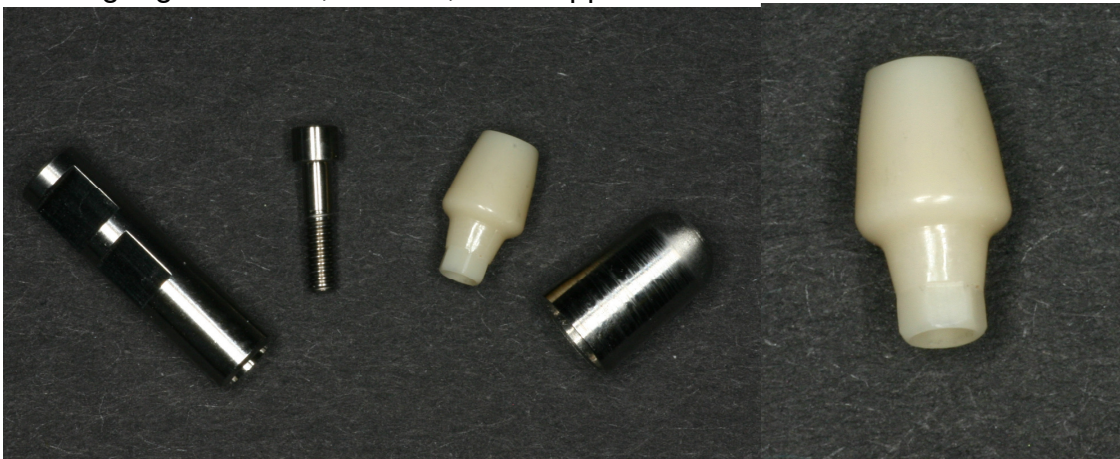


Abb. 7: Detailaufnahme des vollkeramischen optimierten Implantatpfostens



2.2 Vorbereitung der Arbeitsproben

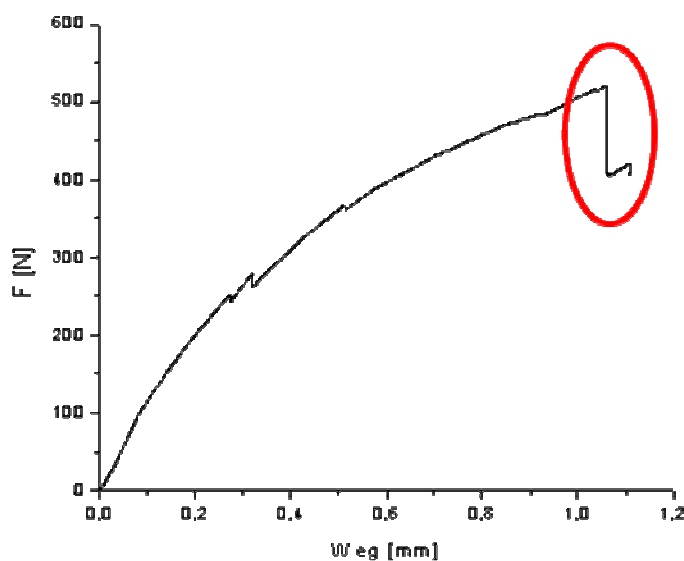
Die Laboranaloge wurden in einen speziellen autopolymerisierenden Kunststoff (Technovit 5000, Heraeus Kulzer) mit knochenähnlichen Eigenschaften in einem Winkel von 30° zur Tischebene hin eingebettet, um die Stellung der oberen Frontzähne gegen die einwirkende Kraft im menschlichen Kauorgan zu simulieren (Dixon 1995, Strub 2003). Daraufhin wurden die Implantatpfosten mit Hilfe einer Ratsche (Friadent, Mannheim) und einem konstanten Drehmoment von 25Ncm eingeschraubt. Nach Abstrahlen (2,5 bar/ 2µm Aluminiumoxidkorund) und anschließender Entfettung der Innenfläche der Titankäppchen und der Abutments, wurden sie mit einem dualhärtenden Komposit (Panavia F, Kuraray, Tokio, Japan) auf die Abutments einzementiert. Die vollkeramischen Aufbauten wurden lediglich mit einem Druck in Höhe von nur 1,7 bar abgestrahlt. Diese Technik scheint, im Vergleich zu nicht-konditionierten Oberflächen, erheblich bessere Resultate zu erzielen. (Ebert 2007).

2.3 Experimentelle Ausführung

Die Prüfkörper wurden in den Kausimulator gestellt und für 1,2 Millionen Zyklen (Kern 1999, Strub 2003) in feuchtem Milieu, d.h. unter Benutzung von destilliertem Wasser und unter Raumtemperatur, in Anlehnung an die Norm DIN EN ISO 14801:2008 „Zahnheilkunde-Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate“, auf ihre Bruchfestigkeit und Schraubenlockerung überprüft. Jede Probe wurde mit einer Kraft in Höhe von 50N (Kampe 1987, Strub 2003, Att 2006), einer Frequenz von 1,4 Hz und in einem Winkel von 30 Grad belastet. Nach Abschluss der Kausimulation wurde jede noch intakte Probe exakt in derselben Vorrichtung in die Universalprüfungsmaschine (Universal Prüfmaschine Zwick 2010, Zwick, Ulm, Deutschland) gestellt und auf ihre maximale Bruchfestigkeit geprüft. Die Senkungsgeschwindigkeit betrug 0.5mm/min. Die Messung wurde aufgezeichnet. Als das Kraftmaximum erreicht war, wurde noch 1mm Weg weiter beobachtet, bevor der Versuch dann abgebrochen wurde. Der zensierende Punkt in der Grafik, der gleichzeitig den

Verlust des Prüfkörpers definiert, wird in der Abb. 8 dargestellt. Die Prüfkörper, die bei der Vorbereitung und während der Kausimulation zerstört wurden, sind in der Auswertung nicht berücksichtigt.

Abb. 8: Graphische Darstellung der Kraft (N) in der Zwickmaschine. Der Knick in der Kurve (roter Kreis) definiert den Punkt an dem der Prüfkörper als insuffizient gegolten hat. Das könnte ein Verbiegen der Schraube, einen Riss im Gerüst oder den völligen Verlust der Probe bedeuten. Auf der X-Achse ist der Weg in mm und auf der Y-Achse die Kraft in Newton abgebildet.



2.4 Aufbau des Kausimulators

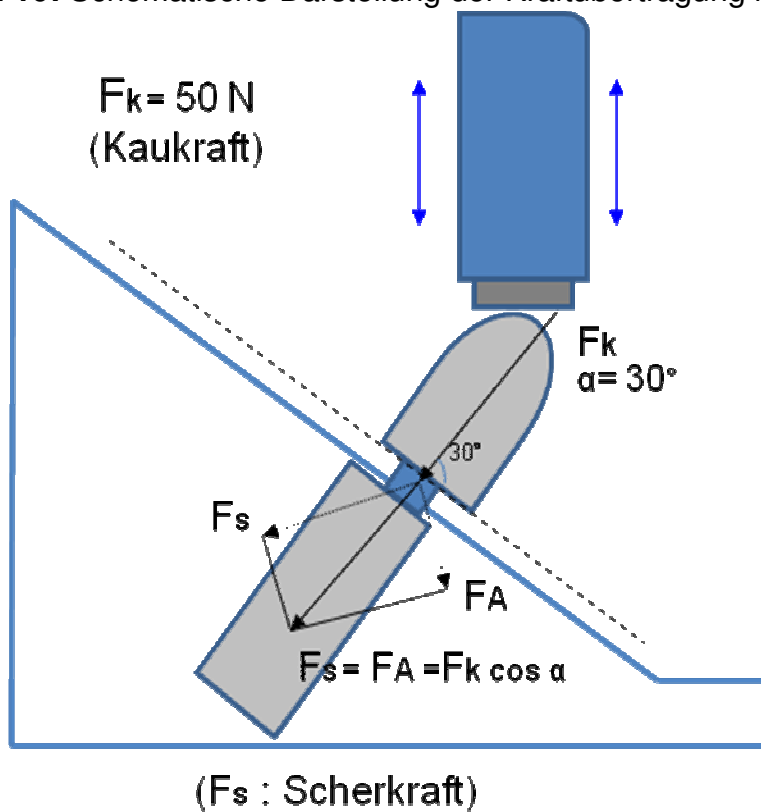
Die Versuchsanordnung im Kausimulator (Version 3.1.29, Willytech, München) wird unten schematisch dargestellt (Abb. 3). Er besitzt 8 Kammern, in denen Prüfkörper in einem Haltesockel gleichzeitig befestigt und geprüft werden können. Die übereinstimmende Kauzyklenzahl betrug 1.200.000 pro Durchlauf bei einer durchschnittlichen Frequenz von ca. 1,4 Hz. Dies entspricht einer klinischen Verweildauer von ca. 5 Jahren unter physiologischer Kaubelastung. (De Long 1985, Sagakuchi 1986).

Abb. 9: Kausimulator (Version 3.1.29, Willytech, München)



Die Kammern können mit einer Flüssigkeit geflutet werden. Der Laststempel kann in seiner Höhe justiert werden. Die Position des Prüfkörpers lässt sich unter dem Stempel in der Tischebene ausrichten. Als Antagonist für die Krafteinleitung auf die Prüfkörper diente eine Metallplatte aus Aluminium, diese traf die verankerte Prüfkrone in einem Winkel von 30° zur Implantatachsrichtung. Da physiologische okklusale Kräfte in horizontaler und vertikaler Richtung wirken, konnte somit eine simulierte Aufteilung der Kaukräfte erzielt werden (Walter 2004). (Abb. 4)

Abb. 10: Schematische Darstellung der Kraftübertragung im Kausimulator



Tab.12: Parameter für die Kausimulation

Zyklusfrequenz	1,4Hz
Hubhöhe	8mm
Absenkgeschwindigkeit	40mm/s
Hubgeschwindigkeit	40mm/s
Kinetische Energie	4000 Jx10 ⁻⁶
Gewicht/ Probe	5Kg

2.5 Statistische Auswertung

Aus den vorhandenen Messkurven wurde von jeder Probe die maximal einwirkende Kraft bestimmt und graphisch dargestellt (Test Expert Version12). Zusätzlich wurden die Kraftmaxima jeder Gruppe mit Hilfe des t-Tests auf Signifikanz geprüft (Origin Version 6.0, $p < 0,05$).

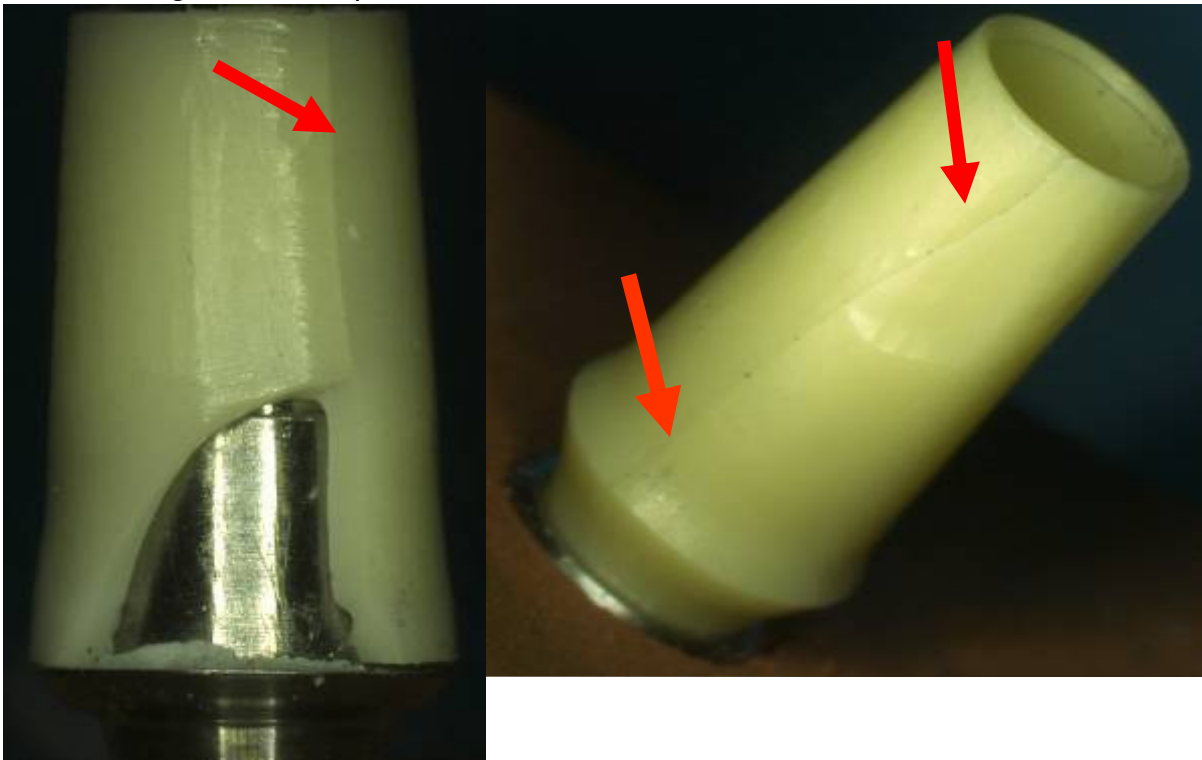
3 Ergebnisse

Teil I

Frakturen bei der Probenherstellung

Während der Vorbereitung der Proben für die Kausimulation kam es unerwartet zu zwei Verlusten. Beim Eindrehen eines der Hybrid-Komponenten und einer der vollkeramischen, 1:1 kopierten Implantatpfosten, brach bei beiden Aufbauten die Zirkondioxidkeramik. In beiden Fällen breitete sich der Rissverlauf fortlaufend von basal nach inzisal. (Abb. 11).

Abb. 11: Vertikale Risse entlang der keramischen Distanzhülsen während der Vorbereitung der Prüfkörper



Teil II

Nach der Kausimulation

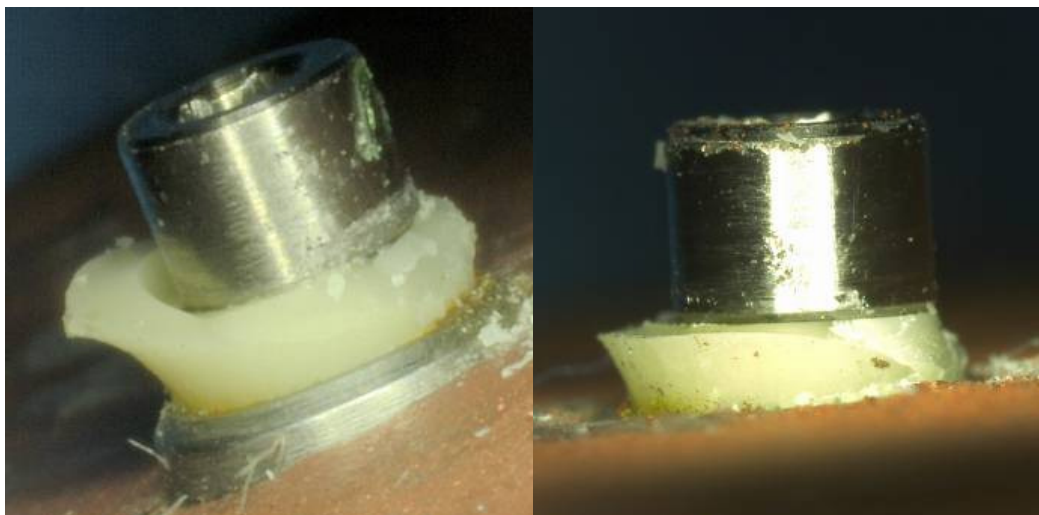
Am Ende der Kausimulation wurden alle Proben vom Kausimulator entfernt und auf Schäden untersucht. In der Titan-Gruppe hatte sich bei einer Probe der

Aufbau, ohne jegliche Fraktur, samt Schraube vom Implantat völlig abgelöst. Die restlichen Gruppen (Gruppe 2, 3, 4) zeigten keine sichtbaren Zeichen einer Schraubenlockerung. Die Gruppe der vollkeramischen, 1:1 kopierten Ceramill® Pfosten, war am häufigsten betroffen. Sie hatte insgesamt drei Verluste vorzuweisen. Bei den restlichen drei Gruppen (Gruppen 1, 2, 4) waren keine Frakturen festzustellen. Der Verlauf der Frakturen ist in Abb. 12 zu erkennen. Die Frakturen verliefen in Höhe des Schraubenkopfes und wiesen ein planes Muster auf (Abb.13). Zwei Frakturen traten schon nach 200.000 Zyklen auf.

Tab. 13: Ergebnisse direkt nach der Kausimulation

	Fraktur	Schraubenlockerung
Titan	-	+
Hybrid	-	-
Vollk. 1:1 kopiert	+++	-
Vollk. optimiert	-	-

Abb.12: Lichtmikroskopische Darstellung des Frakturverlaufs bei der Gruppe 3



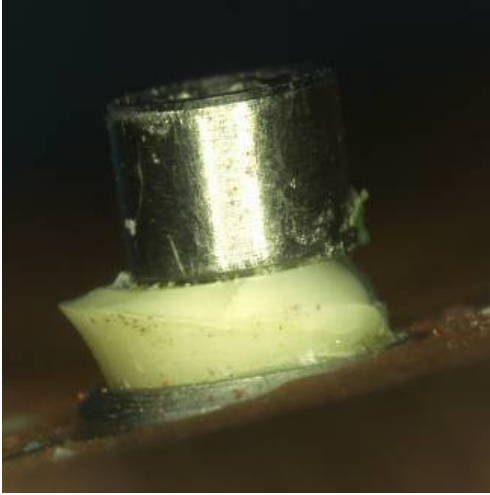
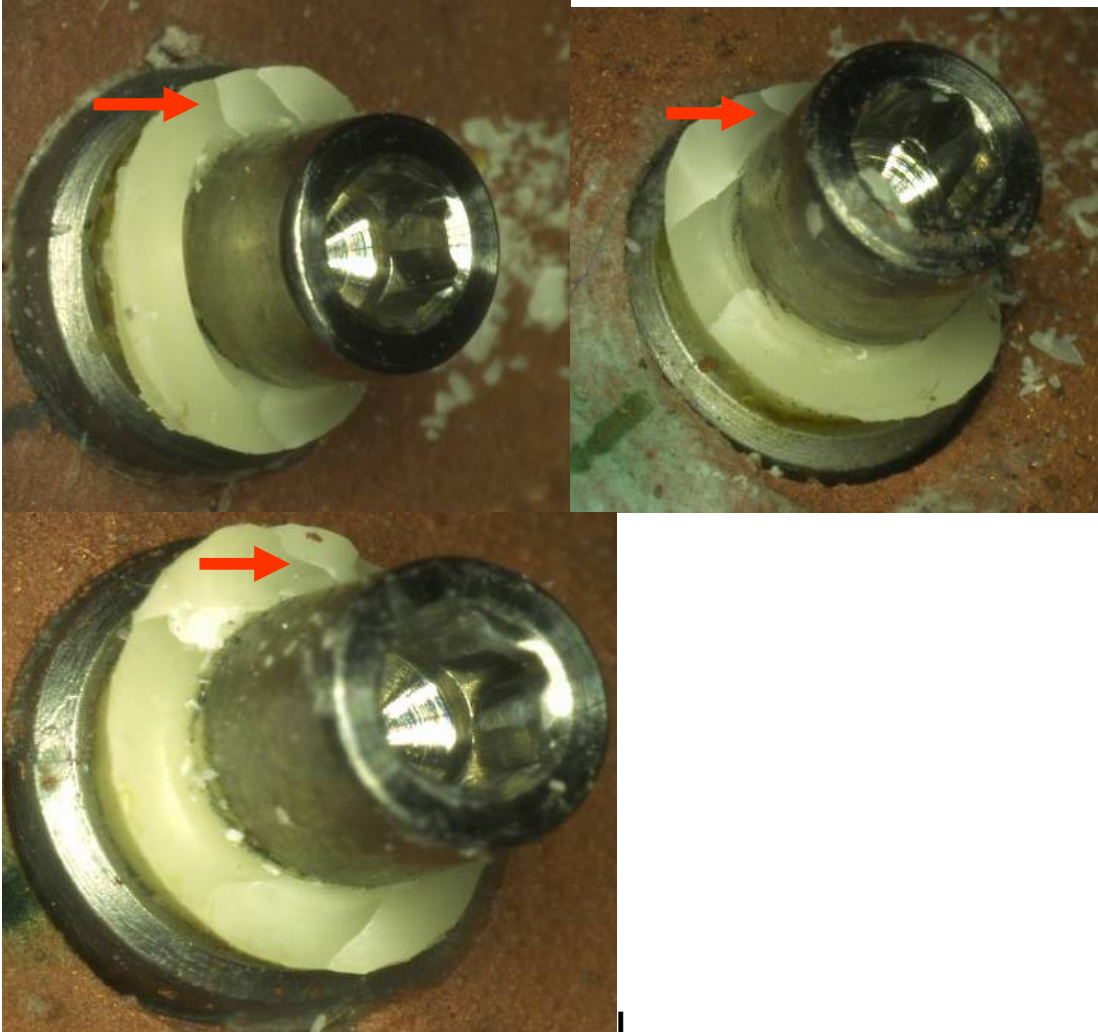


Abb. 13: Initialrisse, die vermutlich zur Fraktur geführt haben

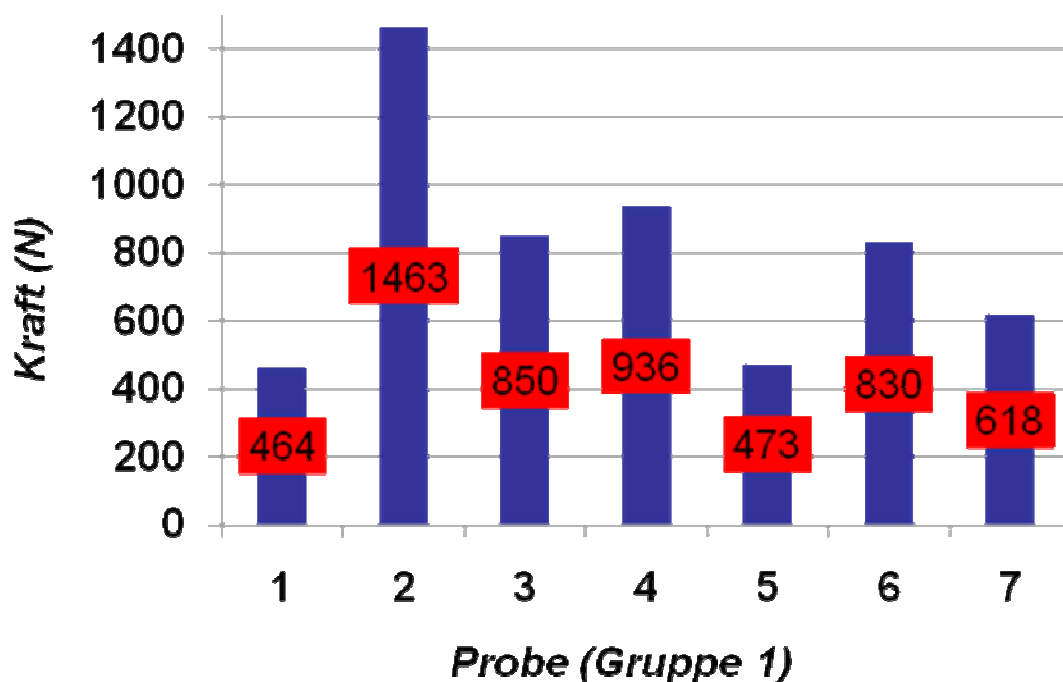


Teil III

Ergebnisse nach der statischen Überprüfung Titan-Pfosten (Gruppe 1)

Im folgenden Diagramm werden die Kraftmaxima von sieben Titan-Proben dargestellt. Die achte Probe hatte die Kausimulation nicht überstanden, deswegen wurde sie nicht berücksichtigt. Die maximale Bruchfestigkeit dieser Gruppe erreichte einen Wert von 1463 N. Der Mittelwert betrug 805 N (± 345). Auffällig sind zum einen der Aussetzer in der zweiten Probe und der kleine Wert des ersten Prüfkörpers. Dieser große Unterschied ist vermutlich auf die im Vorfeld der statischen Überprüfung entstandene dynamische Belastung zurückzuführen. Dies bedeutet, dass die erste Probe scheinbar stärker vorbelastet war und der Verlust daher früher eintrat.

Abb. 14: Darstellung der Kraftmaxima der Gruppe 1 in Newton

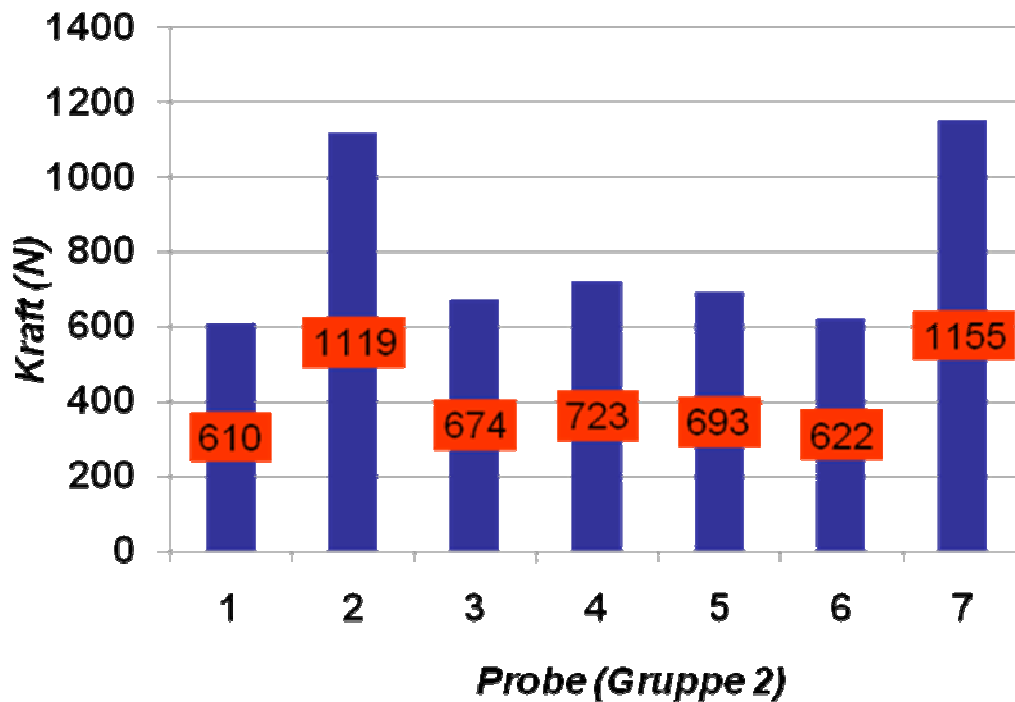


Bi-Komponenten-Pfosten (Gruppe 2)

Die zweite Gruppe präsentierte, mit nur zwei langen Aussetzern, ein etwas homogeneres Spektrum bezüglich der Verteilung der Ergebnisse. Die maximale

Bruchfestigkeit dieser Gruppe erreichte einen Wert von 1155 N. Der Mittelwert betrug 799 (\pm 234). Der achte Prüfkörper war schon während der Vorbereitung vor der Kausimulation kaputtgegangen und wurde hier nicht berücksichtigt.

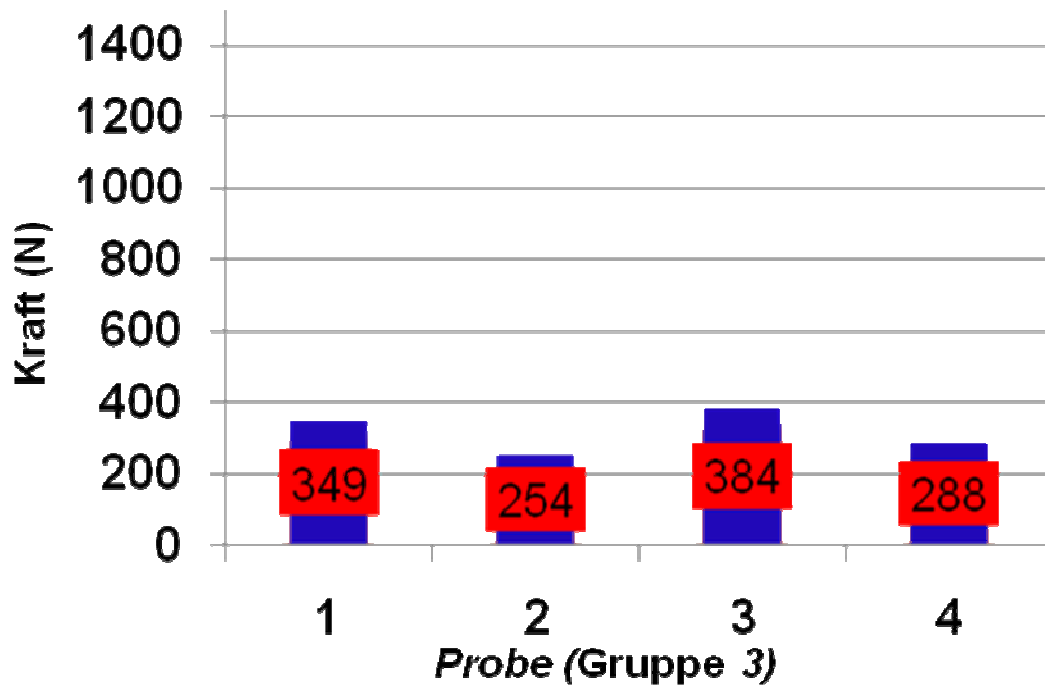
Abb. 15: Darstellung der Kraftmaxima der Gruppe 2 in Newton



Vollkeramische 1:1 kopierte Ceramil[®]- Implantatpfosten (Gruppe 3)

Der maximale Bruchfestigkeitswert der Gruppe der vollkeramischen 1:1 kopierten Ceramil[®]- Abutments erreichte 384 N, während der Mittelwert bei 318,7 N (\pm 59) lag. Im Vergleich zu den Gruppen 1 und 2 sind dies deutlich niedrigere Werte. Im folgenden Diagramm werden nur die Kraftmaxima von 4 Proben abgebildet, da ein Exemplar während der Vorbereitung und drei weitere während der Kausimulation abgebrochen sind (siehe Kap. 4 Teil I und II). Die erste Probe brach schon nach <200.000 Zyklen ab, die anderen beiden nach 500.000 Zyklen.

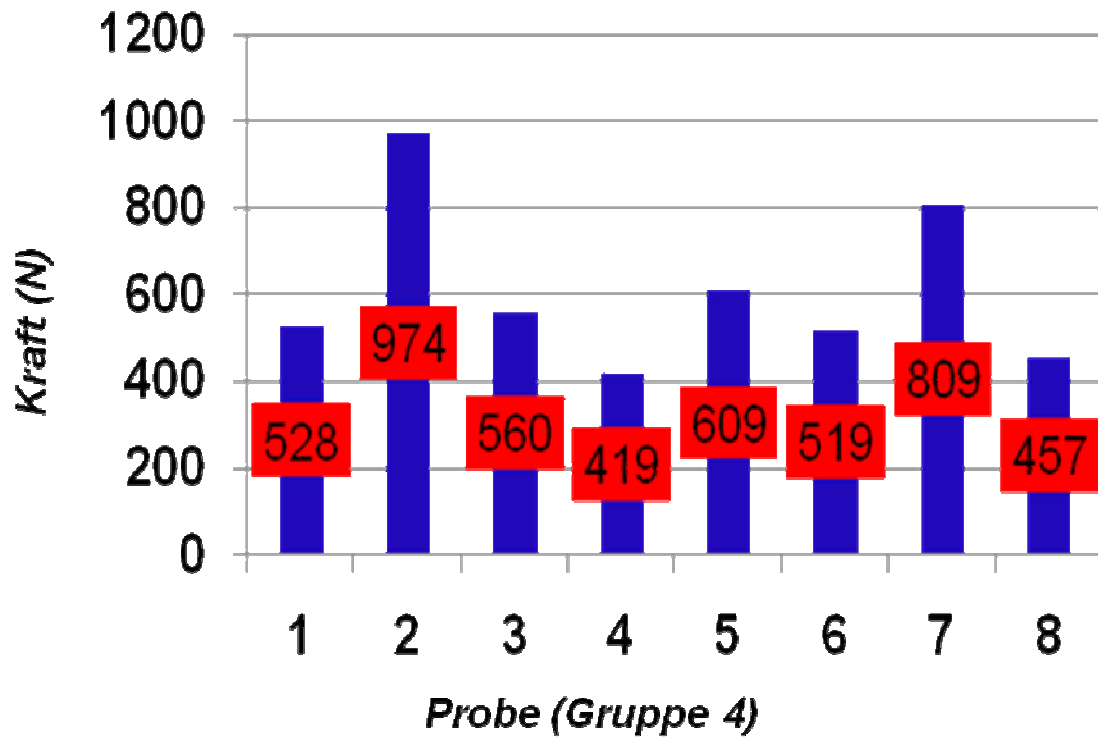
Abb. 16: Darstellung der Kraftmaxima der Gruppe 3 in Newton



Vollkeramische optimierte Ceramill[®]- Implantatpfosten (Gruppe 4)

Alle Prüfkörper dieser Gruppe haben die dynamische Belastung problemlos überstanden. Die maximale Bruchfestigkeit erreichte einen Wert von 974 N, während der Mittelwert bei 609 N (± 189) lag.

Abb. 17: Darstellung der Kraftmaxima der Gruppe 4 in Newton



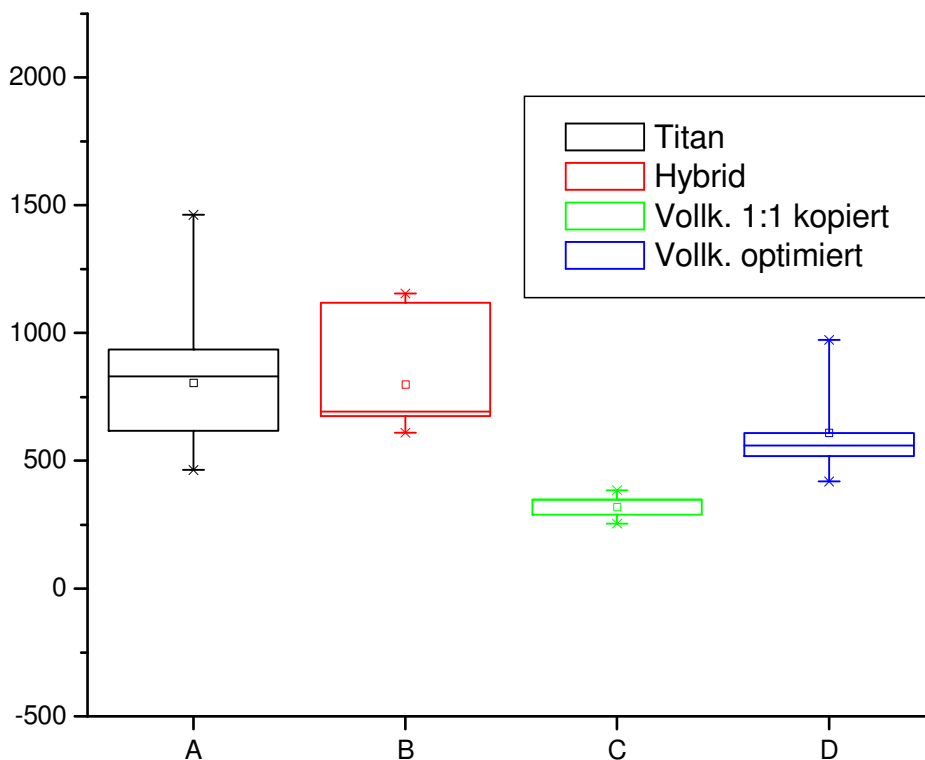
Vergleich der Gruppen 1- 4 miteinander

Tab. 14: Übersicht der maximalen Bruchfestigkeitswerte der Gruppe 1-4. Die Werte der dritten Gruppe setzen von den restlichen drei Gruppen deutlich ab.

Bruchfestigkeit in (N)	1. Gruppe	2. Gruppe	3. Gruppe	4. Gruppe
Mittelwert (x)	805	799	319	609
Standardabweichung (s)	345	234	59	189

Maximum	1463	1155	384	974
Minimum	464	610	254	419

Abb. 18: Graphische Darstellung der Ergebnisse mittels eines Boxplots-Diagramms. Auf der X-Achse stehen die geprüfte Gruppen (A: Titan-Pfosten, B: Hybrid-Pfosten, C: Vollk. 1:1 kopierte Ceramill[®]-Pfosten, D: Vollk. Optimierte Ceramill[®]-Pfosten). Auf der Y-Achse ist der Medianwert, der maximale und der minimale Wert der Bruchfestigkeit in Newton abzulesen. Mit Hilfe eines t-Tests (Signifikanzniveau $<0,05$), konnte man einen signifikanten Unterschied zwischen der 3. und allen anderen Gruppen feststellen. Zwischen der 4., 1. und 2. Gruppe gab es keinen signifikanten Unterschied.



4 Diskussion

4.1 Bruchfestigkeit

In der Vollkeramik besitzt Zirkondioxidkeramik das mit Abstand größte Potenzial für festsitzenden Zahnersatz.

Inzwischen ist es weit verbreitet und als hoch belastbares Gerüstmaterial sowohl für zahngetragene Restorationsarten, als auch für implantatgetragene Versorgungen anerkannt. Die Festigkeit beim yttriumdotierten tetragonalen polykristallinen Zirkonoxid (TZP) liegt initial bei >1.100 Megapascal (MPa). Dies sollte ausreichen, um dem durchschnittlichen maximalen Wert in der Frontzahnregion, der bis zu 300N betragen kann, standzuhalten (Dette et al 1972, Waltimo 1993).

Obwohl die klinische Stabilität einer Konstruktion eigentlich nur unter klinischer Anwendung geprüft werden kann, können in-vitro Studien trotzdem exemplarisch Ergebnisse über die mechanische Eigenschaften dieser Konstruktionen liefern (Strub 2003). In-Vitro Studien können innerhalb kürzester Zeit ausgeführt werden. Der Vorteil daran liegt in ihrer Wiederholung und an der Standardisierung der überprüften Parameter (Kern 1999, Att 2006). In der vorliegenden Studie wurde nicht das Material selbst getestet, sondern das Abutment als Komponente der ganzen Konstruktion. Deswegen sind die Werte der Frakturfestigkeit nicht in Megapascal, sondern in Newton angegeben (Strub 2003, Att 2006).

Insgesamt wurden 32 Implantatpfosten auf Bruchfestigkeit, Frakturmodus und Schraubenlockerung überprüft. Die mittleren Bruchfestigkeitswerte der Hybrid-Abutments und der vollkeramischen optimierten Distanzhülsen, waren der Titan-Gruppe ähnlich.

Sundh et al. (2006 b) stellt in seiner Studie fest, dass die Biegefestigkeit von Zirkondioxid-Abutments zwischen 380N und 649N betragen kann. Die Titan-Käppchen und die Titan-Abutments zeigten eine Biegefestigkeit von 380N (± 7), während die Y-TZP-Käppchen und Abutments eine Biegefestigkeit von 649N (± 130) gezeigt haben. Es gibt aber auch Studien, die besagen, dass die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Abutments und Kronen einen Wert

zwischen 170-738N einnehmen kann (Tripodakis 1995, Cho 2002, Yildirim 2003, Att 2006, Gehrke 2006). Selbstverständlich waren bei all diesen Studien die Bedingungen, d.h. Angulation der Implantate, die Belastung, die Feuchtigkeit, die Länge und Dicke des Abutments unterschiedlich. Die Studie von Gehrke (2006) stellte beispielsweise fest, dass die Prüfkörper, die nur statisch belastet wurden, Kräften bis zu 672N standhalten konnten, während die gleichen Teile nach einer dynamischen Belastung von 800.000 Zyklen nur noch Kräften bis zu 269N standhalten konnten. Nicht zu vernachlässigen ist die Richtung der Kraftübertragung. Cho HW (2002) konnte darlegen, dass die durchschnittlichen Werte der Bruchfestigkeit bei einem Winkel der Kraftübertragung von 45° deutlich reduziert werden können. Exemplarisch stellte er dar, dass die Bruchfestigkeit von In-Ceram-Alumina Kronen befestigt auf In-Ceram-Alumina-Abutments bei senkrechter Belastung 858N (± 91) betragen kann, während bei abgewinkelter Kraftübertragung diese um bis zu 182N (± 55) reduziert werden kann. Abgesehen davon spielt die Art der Vorbehandlung der einzelnen Konstruktionskomponenten eine ebenso wichtige Rolle. Ebert (2007) befestigte mit Panavia F Zirkonoxid-Käppchen auf Titan-Abutments. Der Zementspalt betrug bei den beiden Sätzen entweder 30 μ m oder 60 μ m. Die Zirkonoxidkäppchen wurden entweder mit Aluminiumoxidpartikeln abgestrahlt und anschliessend mit Alkohol entfettet oder nur mit Alkohol entfettet. Nach einer simulierten Belastung von bis zu 150 Tagen wurden die Proben untersucht. Es wurde festgestellt, dass die Vorbehandlung der Innenfläche der Zirkonoxid-Käppchen mit Abstrahlen und anschließender Reinigung mit Alkohol zu einer Verbesserung der Retention führen kann. Der gleichen Meinung waren auch Wegner (2002) und Hummel (2004). Außerdem hat die Studie bewiesen, dass der Zementspalt von 60 μ m zu einem schlechteren Halt führt, als der Zementspalt mit 30 μ m. Es gibt aber auch Autoren, die besagen, dass die Höhe und die Breite des Abutments eine ebenso wesentliche Rolle spielen (Kent 1996, 1997). Bei Bi-komponenten-Systemen, das Unterteil des Abutments ist aus Titan und das Oberteil aus Zirkondioxid, wie in der vorliegenden Studie, ist die Art der

Vorbehandlung der Einzelteile ebenfalls von großer Bedeutung. Canullo (2007a) verklebte beide Teile des Abutments mit einem anaerobischen Zement. Das Implantat, welches für das Befestigen benutzt wurde, hatte eine interne Verbindung. Sie wurde in eine spezielle Testmaschine gestellt und auf ihre Zug- und Biegefestigkeit geprüft. Der Biegefestigkeitstest wurde durchgeführt, um die maximale Kraftübertragung auf die Proben zu messen, während beim Zugfestigkeitstest der Widerstand des Zementes ermittelt wurde. Die schwächste Stelle war bei jeder Probe der verwendete Zement. Als die höchste Zugkraft erreicht wurde, hatte sich der keramische Aufbau von seinem Titan-Unterteil gelöst. Bei allen Proben ist die ganze Zementschicht auf der Titanoberfläche verblieben.

Daraus konnte er schließen, dass eine Vergrößerung der Innenflächen des keramischen Aufbaus zu einer besseren Retention führen könnte. Das könne man mit dem Abstrahlen schaffen.

Diese Erkenntnis wurde in der vorliegenden Studie ausgenutzt. Tatsächlich gab es keinen einzigen Prüfkörper, bei dem sich das Oberteil des Bi-Komponenten-Abutments von seinem Unterteil ablöste.

Anschließend setzte er Abutments des gleichen Systems bei 25 Patienten ein und versorgte sie mit Einzelkronen aus Keramik. Bei einem Follow-Up von bis zu 44 Monaten stellte er keine Komplikationen fest (Canullo 2007b). Sundh et al. (2006 b) prüften in ihrer Studie die Bruchfestigkeit von Zirkonoxid-Abutments aus Y-TZP (Denzir) und Mg-PSZ (Denzir M) und deren Käppchen (RN SynOcta[®] In-Ceram). Allerdings nicht im Kausimulator, sondern statisch in einer Zwickmaschine. Die Belastung fiel senkrecht mit einer Kraft von 115N und einer Frequenz von 0,5mm/min auf die Käppchen und die Abutments. Abschließend wurde nachgewiesen, dass die Bruchfestigkeit der Keramik-Abutments und deren Käppchen den Grenzwert von 300N, also den größten bis jetzt gemessenen Wert in der OK-Front, übertreffen. Desweiteren ergab sich auch, dass die Bruchfestigkeit zwischen Keramikteilen und Titanteilen ähnliche Werte aufweist. Die gleiche Erkenntnis wurde in der vorliegenden Studie gemacht. Bei den Keramikteilen sind zum einen die Sprödigkeit und zum anderen die Anfälligkeit für Rissbildungen und Rissausbreitungen nachteilig.

Dies begrenzt ihren Einsatz als Ersatz von Titan. Aufgrund ihrer fehlenden Anpassung entstehen initiale Mikrorisse, welche durch Ausbreitung zur Fraktur führen können. Solche Mikrorisse treten schon bei der mechanischen Ausarbeitung der Keramik auf, falls die Oberfläche am Ende nicht ausreichend poliert wird. Dies könnte der Grund für das Abbrechen einer der Prüfkörper des dritten Satzes mit dem vollkeramischen Ceramill® -Aufbau bereits nach 200.000 Millionen Zyklen auf Höhe des Schraubenkopfes sein. Eine anschließende Sinterung nach der Ausarbeitung würde dem auch nicht abhelfen, denn laut Studien die Sinterung von gefrästen Zirkonia-Teilen ihre Widerstandsfähigkeit gegen eine Fraktur reduziert (Sundh 2005, Sundh 2006 a). Att (2006) überprüfte in-vitro drei unterschiedliche Distanzhülsenarten, welche mit vollkeramischen Kronen aus Aluminiumoxid versehen wurden. Er benutzte Procera Abutments (Nobel Biocare AB) aus Titan (Esthetic Abutment), Aluminiumoxid (Esthetic Alumina Abutment) und Zirkonoxid (Esthetic Zirkonia Abutment). Der dynamischen folgte eine statische Belastung in einer speziellen Zwickmaschine. Die originalen klinischen Implantate hatten eine Länge von 9mm und waren mit einer Inklination von 45° zur Tischebene eingebettet. Dies führte zu dem Ergebnis, dass alle Proben die Kausimulation unbeschadet und ohne das Auftreten einer Schraubenlockerung überstanden. Der Durchschnittswert der Frakturfestigkeit der Titan-Abutments lag mit einem Wert von 1454 N im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen deutlich höher. Der entsprechende Wert betrug für die Aluminiumoxidaufbauten 422,5 N, für die Zirkonoxidaufbauten 443,6 N (Att 2006).

Strub (2003) prüfte fünf verschiedene Implantat-Abutment-Schrauben-Kombinationen auf ihre Bruchfestigkeit, um den Frakturmodus und die Schraubenlockerungshäufigkeit zu ermitteln. Er benutzte klinische Implantate mit einer Länge von 7mm.

Dabei stellte sich heraus, dass die Novostill-Abutments mit der Hexed-Gold Schraube (Nobel Biocare AB) und das Esthetic-Abutment mit der Titanium-Schraube (Friatec) die schlechtesten Ergebnisse in Bezug auf die Bruchfestigkeit und Schraubenlockerung lieferten. Die restlichen drei Gruppen (Anatomic abutment-Hexed Titanium/ Nobel Biocare AB, Straight HL-Torque

Tite hexed titanium/Nobel Biocare AB, Hexed gold UCLA-Gold Tite Square/3i) zeigten Werte, die ihren Einsatz im Frontzahnbereich problemlos unterstützen. Bei diesen drei Gruppen trat keine Schraubenlockerung nach der Kausimulation auf. Die Bruchfestigkeitswerte schwankten, je nach dynamischer und statischer Belastung, zwischen 473 bis 893N.

Strub (2003) fand keinen signifikanten Unterschied bei dieser Messung vor und nach der Kausimulation. Abgesehen davon stellte er fest, dass die Anwendung von Goldschrauben oder goldbeschichteten Schrauben einem Schraubenverlust nicht komplett entgegenwirken kann. Er kam zu dem Schluss, dass die zyklische Belastung keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeitswerte des Prüfkörpers hat (Strub 2003).

Gehrke (2006) überprüfte die Frakturfestigkeit von 7 XiVE Implantaten mit Cercon[®] vollkeramischer Abutments.

Sie wurden unter härtesten Bedingungen, 5 Millionen Zyklen, 15 Hz und bis zu 450N, geprüft. Die klinischen Implantate hatten einen Durchmesser von 4,5 mm. Sie waren mit einer Angulation von 30° zur Tischebene hin eingebettet und die Implantatschulter ragte um die 3 mm aus dem Einbettmedium hinaus. Ihre Festigkeit betrug bis zu 672N.

In einer ähnlichen Studie hatte Okutan (2003) die Biegefestigkeit von Zi-Real[®] - Pfosten bestehend aus einem Titanunterbau mit aufgesinterter Zirkoniumoxid-Keramik (ZrO₂) und vorpräparierten CerAdapt[®]-Pfosten aus dicht gesinterter Aluminiumoxid-Keramik untersucht. Als Kontrollgruppen dienten vorpräparierte Titanpfosten. Die mittleren Bruchfestigkeitswerte lagen für die Zi-Real[®] -Gruppe bei 281,4N, für die CerAdapt[®]-Gruppe bei 252,6N und für die Titan Gruppe bei 304,8N. Er kam zu dem Schluss, dass Distanzhülsen aus Zirkonoxidkeramik mit Titanbasis eine gleichwertige Alternative zu Metallpfosten bei der Versorgung von Einzelzahnimplantaten im Frontzahnbereich darstellen. Vollkeramische Pfosten aus Aluminiumoxid dagegen würden sich weniger gut eignen (Okutan 2003). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie liefern für die modifizierte Version der Keramik-Abutments (Gruppe 4) mit der Literatur vergleichbare Werte. Angesichts der Tatsache, dass die durchschnittliche maximale Kaukraft in der Frontzahnregion 300 N erreicht, kann man sagen, dass die

vollkeramischen optimierten Ceramill® -Implantatpfosten für einen Einsatz im Frontzahnbereich indiziert sind.

Voraussetzungen für Ihren Einsatz sind allerdings risikolose, individuelle, klinische Gegebenheiten. Parafunktionen, Tiefbiss oder ein großer interokklusaler Abstand stellen Faktoren dar, welche die komplette Konstruktion gefährden können.

4.2 Schraubenlockerung und Schraubenverlust

Laut Bickford (1995) tritt die Schraubenlockerung in zwei Phasen auf. In der ersten Phase wird die Vorspannung der Schraube allmählich durch die äußere Krafteinwirkung reduziert. Je höher die Vorbelastung der Schraube, desto höher ist ihre Widerstandsfähigkeit. Mit weiter bestehender Belastung wird die Streckgrenze der Schraube langsam übertroffen.

Dann tritt die zweite Phase ein, bei der gewisse Mikrobewegungen in der Konstruktion auftreten und die Schraube langsam zurückweicht (Bickford 1995). Ob die Vorspannung mit einer Drehmomentratsche oder manuell zu beeinflussen ist, spielt laut Scheller (1993) ebenfalls eine wesentliche Rolle. Er stellte in seiner Studie fest, dass 48% der manuell fixierten Schrauben gelockert waren, während bei den drehmomentfixierten Schrauben keine Auffälligkeiten auftraten, (Scheller 1993).

Eine optimale Vorbelastung sollte 75% der Schraubenstreckgrenze betragen, (Trilling 1988, Boggan 1999).

Wenn die gesamte Belastung, d.h. Vorbelastung plus externe Belastung, auf die Schraube die Streckgrenze der Schraube übertrifft, wird das Zusammenhalten der einzelnen Komponenten stark beeinträchtigt (Binon 1996a). Es kommt zu einer plastischen Deformation der Schraube, mit der Folge ihrer nicht-axialen Belastung und letztendlich dem Versagen der Konstruktion (Strub 2003). Je höher die Streckgrenze der Schraube, desto seltener kann es zu einer Deformation kommen. Dadurch bleibt die ganze Konstruktion länger stabil und unbeschadet (Jörneus 1992). In der vorliegenden Studie wurde keine einzige Schraubenlockerung

beobachtet. Nur in einem Fall hat sich die Schraube samt Aufbau komplett aus dem Implantat abgelöst (Gruppe 1).

Diese hohe Erfolgsrate geht mit der Tatsache einher, dass all die Schrauben mittels eines Drehmomentschlüssels mit einem konstanten Drehmoment von 25Nm eingeschraubt worden sind.

Andererseits könnte diese Drehmomentbelastung hoch genug gewesen sein, um einen Initialriss im Gerüst der vollkeramischen Ceramill-Abutments hervorzurufen, der dann während der Kausimulation zur Fraktur geführt hat. Im basalen Bereich des Aufbaus sind solche Frakturen weder bei den Titan-Aufbauten noch bei den metallunterstützten Ceramill®-Abutments aufgetreten, da in diesem Bereich das Metall offensichtlich stabiler ist. Die Ergebnisse dieser Studie widersprechen den Resultaten sowohl klinischer (Jemt 1991, Ekfeldt 1994, Henry 1996, Balshi 1996), als auch in-vitro Versuchen (Strub 2003). Sie stimmen aber mit den Ergebnissen von Att (2002) überein, (Att 2006). Allerdings sind die Bedingungen jeder Studie unterschiedlich, da die Schraubenauswahl schwankt. Es wurden Titan-, Stahl-, Gold-, und goldbeschichtete Schrauben benutzt.

Die Verwendung von Goldschrauben oder goldbeschichteten Schrauben anstelle von Titanschrauben, trägt laut mehreren Studien zu einer erhöhten Implantat-Schraube-Stabilität bei (Henry 1996, Ferrario 2004, Jörneus 1992, Scholander 1999). Laut Drago (2003) verhilft die Optimierung von Gold-Palladium-Schrauben oder Titan-Schrauben mit einer 0,76µm Schicht aus 24-karätigem Gold, zu einer deutlich festeren Verschraubung (Drago 2003, Okutan 2003). Es gibt aber Ergebnisse, die nicht für den Einsatz von Goldschrauben sprechen (Strub 2003).

Bei der in-vivo Studie von Becker (1995), wurden Gold-Schrauben für die Befestigung von 27 Abutments benutzt.

Nach einer Tragezeit von einem Jahr erwiesen sich nur 62% der Schrauben als komplikationslos. Bei 14% der Fälle war die Schraube bis zu dreimal verloren gegangen (Becker 1995).

4.3 Frakturmodus

Die Überprüfung von 32 vollkeramischen Abutments in der Studie von Att (2006) ergab, dass die potentielle Schwachstelle bei den Prüfkörpern am Implantathals zu finden war. Der Riss begann apikal und breitete sich nach koronal aus. Scheinbar wurde diese Stelle am stärksten belastet. (Att 2006). Papavasiliou et al. (1996) untersuchten 4 unterschiedliche Abutment-Restoration-Kombinationen. Dabei ging es nur um vollkeramische Abutments. Die Prüfkörper wiesen zwei unterschiedliche Schraubensitze und zwei unterschiedliche Randlängen der Restorationen auf. In einer Finite-Element-Analyse kam heraus, dass die Region in der Nähe des Implantathalses am meisten beansprucht wird. Dementsprechend sei der Pfosten an dieser Stelle für eine Fraktur besonders stark anfällig. Abgesehen davon stellte er fest, dass die Aufbauten, die den Schraubenkopf höher hatten, sich als widerstandsfähiger erwiesen. Das stimmt mit unseren Resultaten überein. Tripodakis (1995) überprüfte die Bruchfestigkeit und den Frakturmodus von vollkeramischen Abutments mit ebenfalls unterschiedlichen Designs. Seinen Ergebnissen nach wiesen die Implantatpfosten mit einem nach okklusal versetzten Schraubenkopf auf der Spitze des Aufbaus die höchste Bruchfestigkeitsrate auf und es zeigte sich, dass die Stelle um den Schraubenkopf eine potentielle Frakturstelle ist.

In der vorliegenden Studie traten alle Frakturen während des dynamischen Belastungstests im Bereich des Schraubenkopfes auf. Dies betraf ausschließlich die vollkeramischen Abutments der Gruppe 3 (Siehe Abbildung). Bei den Distanzhülsen mit nach okklusal versetztem Schraubenkopf und niedrigerer Höhe (Gruppe 4), konnte man keine Fraktur solcher Art feststellen

4.4 Einschränkungen der vorliegenden Studie

Die Tatsache, dass bei jeder Studie die Prüfungsbedingungen und die Materialien individuell zu treffen sind, führt dazu, dass all diese Versuche nicht direkt miteinander vergleichbar sind, sondern unter bestimmten Einschränkungen (Att 2006). Die Limitation für die vorliegende Studie besteht darin, dass es sich um eine in-vitro Studie handelt und nicht um einen klinischen Versuch. Abgesehen davon wurden keine klinischen Implantate, sondern eine Laboranaloge aus Aluminium benutzt. Der reduzierte Elastizitätsmodul von Aluminium im Vergleich zu purem Titan, könnte die Ergebnisse der Widerstandsfähigkeit der vollkeramischen Implantatpfosten verfälschen.

Desweiteren ist die Angulation der Implantate sowohl im klinischen Leben, als auch bei weiteren in-vitro Studien, oft unterschiedlich. Die einwirkende Kaukraft kann von leicht extraaxial bis, im ungünstigsten Fall, sogar senkrecht auf die Oberfläche des Abutments treffen. Das Fehlen von menschlichem Speichel ist ebenfalls ein entscheidender Faktor. Es wurde nachgewiesen, dass Keramik unter der Einwirkung von Flüssigkeit und Wärme Ermüdungszeichen aufweist (Scherrer 1991, Roulet 1995). In diesem Fall benutzten wir destilliertes Wasser unter Raumtemperatur. Der Zeitpunkt, bei dem die ganze Konstruktion als insuffizient gilt, ist von Studie zu Studie individuell definiert und muss stets berücksichtigt werden. In der vorliegenden Studie haben wir, als zensierendes Ereignis, den Abfall der aufgezeichneten Messkurve nach dem Erreichen des Kraftmaximums festgelegt. Es gibt Autoren, die das Versagen einer Konstruktion mit dem kompletten Abbruch der Konstruktion verbinden und nicht bloß mit einer Deformation, z.B. der Schraube (Tripodakis 1995, Erneklint 1998) Zusätzlich könnte die, schon im Vorfeld der statischen Belastung durchgeführte dynamische Überprüfung der Arbeitsproben, den maximalen Bruchfestigkeitswert der Prüfkörper beeinträchtigen. Diese Meinung wird allerdings von Strub (2003) nicht geteilt. Vollkeramische Abutments werden im klinischen Leben normalerweise dementsprechend mit vollkeramischen Kronen versorgt. In unserer Studie wurden Metallkappchen aus Titan benutzt. Die Überlegung war, dass die erhöhte Instabilität und Frakturanfälligkeit der

Verblendung das Ergebnis der Arbeitsproben in Bezug auf ihre Beständigkeit verfälschen könnte (Okutan 2003).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein direkter Vergleich der Ergebnisse dieser Studie mit den entsprechenden Ergebnissen anderer Autoren nicht vorschnell gemacht werden darf, da die Prüfbedingungen sehr unterschiedlich sind. Ein direkter Vergleich zwischen den jeweiligen Gruppen dieses Experimentes ist hingegen möglich, da alle Prüfkörper unter den gleichen Bedingungen geprüft wurden.

5 Schlussfolgerung

Diese Schlussfolgerungen können aus der vorliegenden Studie gezogen werden:

- Bruchfestigkeitswerte von Bi- Komponenten und Titan- Abutments vergleichbar.
- Experimentelle kopiergefräßte Keramik- Abutments klinisch insuffizient.
- Modifizierte Version der Keramik-Abutments erreicht der Literatur vergleichbare Werte.
- Versagensmodus beim Titan-Abutment Schraubenlockerung und bei der restlichen Fraktur der Abutments ohne sichtbare Schraubenlockerung.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser in-vitro Studie war die Überprüfung der Bruchfestigkeit, des Frakturmodus und der Schraubenlockerung vier verschiedener Einzelzahnimplantatpfosten nach statischer und dynamischer Belastung. Geprüft wurden vier Gruppen mit je acht Aufbauten. Gruppe 1 bestand aus Titan-Pfosten, Gruppe 2 aus Bi-Komponenten-Pfosten, Gruppe 3 aus vollkeramischen Ceramill® - Pfosten, die 1:1 von den Titan-Aufbauten der 1. Gruppe kopiert wurden und Gruppe 4 aus optimierten vollkeramischen Ceramill® -Pfosten.

Die Distanzhülsen wurden mittels eines dualhärtenden Komposites (Panavia F) mit CAD/CAM-hergestellten Titan-Käppchen versehen. Es wurden Laboranaloge (Fa. Friadent) mit interner Verbindung benutzt, die in einem Winkel von 30° zu Tischebene in einem speziellen Medium (Technovit 5000) eingebettet worden sind. Die Prüfkörper, welche die dynamische Kausimulation unbeschadet überstanden hatten, wurden in eine spezielle Zwickmaschine gestellt und auf ihre maximale Bruchfestigkeit geprüft.

Die durchschnittliche maximale Bruchfestigkeit betrug für die 1., 2., 3., und 4., Gruppe jeweils 805 N, 799 N, 319 N, 609 N. Bei der Titan-Gruppe wurde nur eine Schraubenlockerung, während der Kausimulation festgestellt. Bei der Bi-Komponenten-Gruppe trat ebenfalls nur eine Aufbaufraktur während der Vorbereitung der Proben vor dem simulierten Kauvorgang auf. Die Gruppe der vollkeramischen 1:1 kopierten Ceramill® - Pfosten wies eine Fraktur während der Vorbereitung und drei Verluste während der dynamischen Belastung auf.

Bei der vierten Gruppe hat sich weder eine Fraktur, noch eine Schraubenlockerung gezeigt.

Die angezeigten Literaturwerte für vollkeramische Implantatpfosten liegen zwischen 427-649N (Tripodakis 1995, Strub 2003, Att 2006, Gehrke 2006, Sundh 2007). Die maximal gemessenen durchschnittlichen Kaukräfte in der Frontzahnregion betragen 300N (Dette et al 1972, Waltimo1993).

Somit kommt man zum Schluss, dass die vollkeramischen optimierten Ceramill® -Pfosten ebenso standfest wie die Titan-, und die Bi-Komponenten-Aufbauten

sind. Deswegen ist ihr Einsatz im sensiblen Frontzahnbereich unter bestimmten Voraussetzungen sinnvoll indiziert.

7 Literaturverzeichnis

Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. *J Clin Periodontol* 1998; 25: 721-727

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseintegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416

Albrektsson T, Zarb G, Worthington, Eriksson AR. The long-term efficiency of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11-25

Andersson B, Odman P, Carlsson L, Bränemark P, A new Bränemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences *Int J Oral Maxillofac Implant* 1992; 7:105-11

Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C (1999): Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 12:318-324

Andersson M, Oden A: A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand* 1993; 51: 59-64

Att W, Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro-study, *J Prosthet Dent* 2006; 95:111-6

Avivi-Arber L, Zarb GA (1996): Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:311-321.

Balfour A, O'Brien GR (1995): Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 73:36-43

Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 330-337

Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 372-8

Bahsi TJ, Wolfinger GJ, Two-implant-supported single molar replacement: Interdental space requirements and comparison to alternative options. *Inte J Periodontics Restorative Dent* 1997; 17:427-435

- Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 75: 51-55
- Bianco P.D., Ducheyne P. & Cuckler J.M. (1996) Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *Journal of Biomedical Materials Research* 31: 227-234
- Binon PP (1995): Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 8:162-178
- Binon PP. Evaluation of three sleep fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5:235-48
- Binon PP, Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening, *J Prosthet Dent* 1998; 79: 430-2
- Binon PP, Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 1:76-94
- Binon PP (1996a): The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 9:149-160
- Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, 1995:515-564
- Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW (1999): Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 82:436-440
- Brodbeck U (2003): The ZiReal® Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 15:10-23
- Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I: Experimental studies. *Scand J Plast reconstr Surg Hand Surg* 1969; 3: 81-100
- Burguete RL, John RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599
- Callan DP, O`Mahony A, Dent B, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent* 1998; 7: 258-266
- Canullo L, Preliminary laboratory Evaluation of bicomponent customized zirconia abutments, *Int J Prosthodont* 2007; 20: 486-488

Canullo L, Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations, *Int J Prosthodont* 2007 (b);20: 483-493

Carr A, Brunski J, Labishak J, Bagley B. Preload comparison between as-received and cast-top-implant cylinders. *J Dent Res* 1993;72 (suppl 1); 190-195

Cavazos E , Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996; 76:566-9

Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir ÖG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prosthesis: in- vitro evaluation of axial versus off-set loading. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 394-400

Cho HW et al., Lee JW, A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns, *Int J Prosthodontic* 2002;15: 9-13

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rügeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001 85: 268-275

Cramer von Clausbruch S, Vom Zirkonsand zur High-End Keramik, *Das Dental Labor*, LVII, 1/2009

De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr. (1978): Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40:326-333

Detle K, Hoppmann I, Linke P: Die Entwicklung der Kaukraft bei Kindern im Vorschulalter. *Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* 59, 399-407 (1972)

De Long R, Pintado M, Douglas W.H, Measurement of change in surface contour by computer graphics, *Dent Mater* 1, 27-30

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant design; *J Prosthet Dent* 1995; 74:270-8

Doddoli R: Biomaterial and Werkstoffwesen prägen die neue Ära des Zahnersatzes. *Quintessenz Zahntech* 1996; 22/5:679-690

Drago CJ, A clinical study of the efficiency of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations; *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:272-278

Ebert A, Hedderich J, Kern M, retention of Zirconia Ceramic Copings Bonded to Titanium Abutments; *The Int J Oral Maxillofac Implants*; 2007; 22:921-927

Eckert Se, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseus implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 415-421

Eckfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical Evaluation of single-tooth Restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 179-183

Engquist B, Nilson H, Astrand P, Single Tooth replacement by osseointegrated Bränemark-Implants. A retrospective study of 82 implants. *Clin Oral Impl Res* 1995;6: 238-245

Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Rasmusson L. Tolerance test of five different types of crowns on single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 1998; 11:233-239

Feher A, Egger B, Luthy H, Schumacher M, Löffel O, Schärer P: ISO Zementevaluation und klinische Untersuchung von Zirkonoxidstiftaufbauten. *Acta Med Dent Helv* 4: 201–209 (1999)

Ferrario VF, Sforza C, Serrano G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J of Oral Rehabil* 2004;31: 18-22

Fischer H, Edelhoff D, Marx R: Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 854–858 (1998)

Fischer H et al, Festigkeitsminderung von Zirkonoxid-Abutments infolge der Bearbeitung? *Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999):7;443443-445

Gehrke E, Fett T, Bestimmung und Bewertung von Parametern für die Lebensdauervorhersage von Hochleistungskeramiken- Ergebnisse eines Ringversuches. *Ber Dtsch Keram Ges* 11, 93 (1996)

Gehrke P et al. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening, *Quintessenz Int* 2006; 37:19-26

Gibbs Ch, Mahan P, Lundeen E, Brehnan K, Walsh E, Hobbrook W: occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission, *Journal of Prosthet Dent*, 46, 443-449 (1981)

Giglio GD (1999): Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorat Dent* 19:233-241

Glauser Roland, Sailer Irena, Arnold Wohlwend, Studer Stephan, Schibli Monica, Schärer Peter; Experimental Zirconia Abutments for Implant-Supported single –Tooth Restorations in Esthetically Demanding Regions: 4-year Results of a Prospective Clinical Study; *The International Journal of Prosthodontics*; Volume 17, 3, 2004

Gomez GR, Flap Methods and Implant Positioning. Surgical Recommendations for the single Tooth Gap, *Z Zahnärztl Impl*: 2003; 19 (4)

Haak JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP (1995): Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:529-536

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:581-588

Haas R, Polak C, Furhauser R, Mailath-Pokorny G, Dortbudak O, Watzek G (2002): A longterm follow-up of 76 Branemark single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 13:38-43

Henriksson K, Evaluation of custom-made Procera Ceramic Abutments for Single-Implant Tooth Replacement: A prospective 1-year follow-up study, *Int J Prosthodont*; 2003; 16(6):626-630

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PHJ, Polizzi G et al. Osseointegrated Implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter Study, *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1996;11:450-455

Hummel M, Kern M, Durability of the resin bond bonds to alumina ceramic Procera. *Dent mater* 2004; 20: 498-508

Ingber A, Prepistino V. High-strength ceramic abutment provides esthetic, functional alternative. *Dent Implantol Update* 1991; 2:82-83

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac. Implants* 1997; 12:527-40

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizi G, et al. Osseointegrated Implants for single-tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective Study, *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1991;6:29-36

Jemt T, Lekholm U, Grondahl K, Three-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Bränemark. *Int J Periodont Rest Dent* 1990; 10:341-9

Johnson RH, Persson GR (2001): A 3-year prospective study of a single-tooth implant-prosthetic complications. *Int J Prosthodont* 14:183-189

Jörneus L, Jemt T, Carlsson L (1992): Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:353-359

Jörneus L, Jemt T, Carlsson L (1992): Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:353-359

Kallus T, Bessing C (1994): Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:169-178

Kampe T, Haraldson T, Hannerz H, Carlsson GE. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontol Scand* 1987; 45:101-107

Kappert HF, Knipp U, Wehrstein A: Festigkeit von Zirkonoxidverstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 683–685 (1995)

Kent DK, Koka S, Banks SB, Beatty MW, Factors influencing retention of a CeraOne gold cylinder. *Implant Dent* 1996; 5:96-99

Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of implant-supported restoration. *J Prosthodont* 1997; 6:193-186

Kern J, Ronecker L (2000): Abutmentwahl bei Einzelzahnversorgung unter ästhetischen Gesichtspunkten. *Implantologie* 4:422-433

Kern M, Knode H, Strub J, The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int* 22: 257–262 (1991)

Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 372-378

Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51:323-31

Kohal RJ, Klaus G, Gieloff B, Hürzeler MB, Strub JR: Wurzelanaloge Titanimplantate (Bio-Design-Implantate) für die Sofortimplantation – Das Re-Implant®-System. *Implantologie* 1996; 2: 99-115

Kohal R, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR,. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 189-194

Körber KH, Ludwig, K (1983): Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor Zahntechnische Konstruktionen. *Dent Labor* 31:55-60

Levine RA, Clem DS, 3rd, Wilson TG, Jr., Higginbottom F, Solnit G (1999): Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:516-520

Lewis SG, Beimer J, Perri GR, Hornburg WP: Single tooth implant supported restoration. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1988; 3: 25-30

Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: A 10-years follow-up study. *J Dent Res* 1997; 76: 1667-1674

Listrom RD, Smith D, Symington JM. A clinical trial of a new dental implant. *J Can Dent Assoc* 1996; 62: 785-794

Ludwig P (1975): Die Kraftentwicklung der Kaumuskulatur. *Dtsch Zahnärztl Z* 30:797-802

Lüthy H: Strength and toughness of dental ceramics. In: MÖRMANN W H (Ed): CAD/CIM in aesthetic dentistry. CEREC 10 Year Anniversary Symposium. Quintessence, Chicago, pp 229–240 (1996)

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M,: Biomechanical Analysis on Platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin. Oral Impl. Res.* 2007

Marklund G, Wennström A: A pilot-study concerning the relation between manifest anxiety and bite force, *Swed Dent J* 65:107, 1972

McGlumphy E. Keeping implant screw tight: Are we beyond retrievability? Proceedings of the Fourth International Symposium on Implant Dentistry: Focus on esthetics. *J Prosthet Dent* 1994; 72:628

Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: A review. *J Periodontol* 1992; 63: 859-870

Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complication of single tooth replacement by non-submerged implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12:309-318

Meyenberg K, Luthy H, Scharer P, Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 7: 73–80 (1995)

Moberg LE, Kondell PA, Kullman L, Heimdahl A, Gynther GW (1999): Evaluation of singletooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients. *Clin Oral Implants Res* 10:45-53

Möllersten L, Lockwandt D, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosth Dent* 1997; 78: 582-591

Marx R. (1993) Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen -Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 48: 229-236

Norton MR (2000): In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 83:567-571

Ohrnell LO, Palmquist J, Bränemark P-I, Single tooth replacement. In: Worthington P, Bränemark P-I(eds). *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region*. Chicago: Quintessence, 1992: 211-232

Okutan M, Überlebensrate, Frakturfestigkeit und Frakturmodus von vollkeramischen Implantatpfosten nach Kausimulation, Universität Freiburg, Medizinische Fakultät/ Univeristätsklinikum, 2003

O`Mahonny A, MacNeil SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int* 2000; 31: 249-256

Papavasiliou G, Tripodakis AP, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC (1996): Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. *Int J Prosthodont* 9:254-260

Pape FH, Khoury F (2001): The aesthetic restoration with the Frialit-2-System under the use of all-ceramic abutments and crowns (CeraBase). *Implantology* 1:71-81

Parel SM. *The smileline System*. Dallas:Taylor Publishing, 1991
Patterson EA, Johns RB. Theoretical Analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 26-33

Piatelli A, Scarano A, Paolantonio M, et al. Fluids an microbial Penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001; 72: 1146-1150

Picconi C, Maccauro G: Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25

Prestipino V, Ingber A (1996): All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 8:255-262

Prestipino V, Ingber A (1993b): Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 5:63-68.

Pröbster L, Groten M, VITA In-Ceram®, Leitfaden für vollkeramische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis von Stand 2007-08,3. Auflage

Rasperini G, Maglione M, Cocconceli PS, Simion M. In vivo plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: A comparative microbiological and SEM analysis. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9:357-364

Rimondini L, Cerroni L, Carrasi A, Toricelli P: Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in-vitro and in-vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:793-798

Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J, Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent res* 1995; 74: 381-7

Saadoun AP. Periimplant tissue considerations for optimal implant results. *The Cosmetic Dentistry Edition* 1995. *Pract Periodont and Aesthet Dent* 1995;3: 53-60

Sadoun M: 10 Jahre in der Erprobung-Systembeschreibung. Verfahrensablauf und klinische Erfahrungen mit der Infiltrationskeramik In-Ceram. In: Kappert HF (Hrsg.): *Vollkeramik. Werkstoffkunde-Zahntechnik-Klinische Erfahrung*. Quintessenz, Berlin 1996

Sakaguchi RL, Borgersen SE, Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 665-61

Scheller H, Borchers L, Neukam FW (1993): Fünfjährige Erfahrungen mit implantatgetragenen Einzelzahnernsatz. *Z Zahnärztl. Implantologie* 9:152-155

Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR (1998): A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:212-218

Scherrer SS, Denry IL, Wiskot HW, Belser UC. Effect of water exposure on the fracture toughness and flexure strengt hof a dental glass. *Dent Mater* 2001; 17: 367-71

Scholander S (1999): A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Branemark implants. *Int J Prosthodont* 12:483-491

Schwickerath H: Kaukraft- Kaudruck-Belastbarkeit, *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 31, 680-684 (1976)

Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, Maestro A.; Titanallergie bei Zahnimplantatpatienten: eine klinische Studie mit 1500 konsekutiven Patienten, *Clin Oral Implants Res.* 2008 Aug;19(8):823-35

Silverstein LH, Lefkove MD, Garnick JJ. The use of free gingival soft tissue to improve the implant/ soft-tissue interface; *J Oral Implantologie* 1994;20:36-40

Sonnenburg M, Fethke K, Riede S, Völker H.: Zur Belastung der Zähne des menschlichen Kiefers. *Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* 66, 125-132 (1978)

Sorensen JA, Knode H, Torrest TJ: In-Ceram all-ceramic bridge technology. Quintessence Dent Technol 15: 41–46 (1992)

Spiekermann H, Implantology, New York, NY; Thieme, 1995

Stejskal J. & Stejskal V.D. (1999) The role of metals in autoimmunity and the link to neuroendocrinology. Neuroendocrinol Lett 20: 351-364.

Stevens R. (1986) Zirconia and Zirconia Ceramics. An introduction to Zirconia. 2. edition edition. Twickenham: Litho 2000.

Strub JR, Gerds T (2003): Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. Int J Prosthodont 16:167-171

Studer S, Pietrobon N, Wohlwend A,: Maxillary anterior single-tooth replacement: comparison of three treatment modalities. Pract Periodontics Aesthet Dent 6/1:51-60 (1994)

Studer S, Wohlwend A, Schärer P. Ein Behandlungskonzept für die Implantatversorgung der Einzelzahnlücke unter Berücksichtigung parodontaler Aspekte bei Anwendung eines experimentellen Zirkonoxydsabutments. Teil II: Prothetische und zahntechnische Erfahrungen.. Parodontologie 1996; 2: 97-118.

Sundh A, Molin M, Sjögren G, Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005; 21:476-82

Sundh A, Sjögren G, Fracture Resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater 2006; 22:778-84

Sundh A, Sjögren G, A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies, Dentals Materials; 2006, 1176-1283

Swain MV (1994): Structure and properties of ceramics. Verlagsgesellschaft, Weinheim

Tan KB, Nicholls JI. Implant abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16: 367-377

Trilling J. Torque data for socket-head cap screws. Fastener Tech Feb 3-4, 1988

Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S (1995): Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. Int J Prosthodont 8:265-272

US Food and Drug Administration, Medical Device Reports (mandatory reporting system for medical device problems), 1995

Van Steehberghe D, Sullivan D, Listöm R, Bahlsi T, Henry PJ, Worthington P et al.: A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting bridges in the treatment of partial edentulism. J Prosthet Dent 1989; 61 : 217-223

Wachtel H, Bolz W, Rainer J, Optimierung der Ästhetik bei Einzelzahnimplantaten durch individualisierte Abutments, Implantologie 1999;2 :143-155

Walter Corinna S. Hafffestigkeitsmessungen an keramisch verblendeten Galvanogerüsten, Dissertation (2004)

Waltimo A, Könenen M, A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res 1993; 101:171-5

Watson CJ, Tinsley D, Sharma S. implant complications and failures: The single-tooth restoration. Dent Update 2000; 27:35-42

Weingart D., Steinemann S., Schilli W., Strub J.R., Hellerich U., Assenmacher J. & Simpson J. (1994) Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 23: 450-452.

Wegner SM, Gerdes W, Kern M, Effect, Effect of different artificial aging conditions on ceramic/composite bond strength. Int J Prosthodont 2002; 15:267-272

Wennstrom JL, Bengazi F, Lekholm U. The Influence of the masticatory mucosa on the peri-implant soft tissue condition. Clin Oral Implants Res 1994; 5:1-8

Widkowski Siegbert: Hightech Biokeramiken; Quintess Zahntech 32,1, 66-76 (2006)

Willmann G, Fretting of modular implant systems. Biomed Tech (Berlin) 1993; 3: 48-52

Wlochowitz A, Wohlwend A, Schärer P,: Das Zirkonoxidabutment: Ein Fallbericht: Implantologie, 3 1998

Wohlwend A, Studer S, Schärer P (1996): Das Zirkonoxydabutment-ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. Quintessenz Zahntech 22:

Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H, Ceramic Abutments- a new era achieving optimal esthetics in implant dentistry. Int J Periodontics Restorative Dent 2000; 1:81-91

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

Yuzugüllü B, Avci M, The implant-Abutment Interface of Alumina and Zirconia Abutments, Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2007; 10(2): 113-121

8 Danksagung

Mein spezieller Dank gilt Herrn Prof. Dr. Heiner Weber, da er es mir ermöglichte, die Assistenzzeit und die Promotion in seiner Abteilung durchzuführen.

Ganz herzlich bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. J Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas und die hervorragende Betreuung dieser Doktorarbeit.

Besonderer Dank gilt Christine Schille aus der MWT-Sektion der Prothetischen Abteilung, die mir sehr oft mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat.

Zuletzt bedanke ich mich bei Fr. Welder für ihre Hilfe bei meiner Suche nach etwaigen Veröffentlichungen.

9 Lebenslauf

Leonidas Kontos

Geboren am 08.03.1983 in Kavala/Griechenland

Nationalität: Griechisch

Familienstand: Ledig

Sommer 2000: Abitur des griechischen Lyzeums

Okt. 2000-Dez. 2006: Studium der Zahnmedizin an der
Eberhard Karls Universität ,
Tübingen

28. November 2006: Zahnärztliche Prüfung
Approbation: 10.01. 2007

Seit April 2007: Assistenzarzt an der Prothetischen
Abteilung der Universitätsklinik für
Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde
in Tübingen