

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 Stumpfdesign und Herstellung der Probekörper

Das Design der Stümpfe erfolgte im CAD/CAM-Verfahren (LAVA[®]) und richtete sich nach den Herstellerangaben für eine idealisierte Stumpfpräparation zur Aufnahme einer vollkeramischen Krone.

Die anschließende, gleichfalls computerunterstützte Herstellung wurde gewählt, da sie ermöglichte, nahezu identische Stümpfe in der geforderten Anzahl zu reproduzieren. Dadurch waren Differenzen zwischen den Stümpfen durch abweichende oder unterschiedliche, manuelle Präparation der einzelnen Stümpfe vernachlässigbar gering.

Auf die Verwendung natürlicher Zähne wurde verzichtet, da laut persönlicher Auskunft von KAPPERT frühere Studien durch KAPPERT und STRUB zeigten, dass nach Bruchlastversuchen an Brücken, welche auf natürlichen Stümpfen zementiert wurden, nicht mehr eindeutig nachvollziehbar war, ob die verwendeten Zähne wirklich frei von Fakturen oder Rissen waren. Nach KAPPERT war es dadurch nicht auszuschließen, dass es zu einer Streuung der Ergebnisse kam, die nicht durch werkstoffkundliche Eigenschaften bedingt war. Es konnte anschließend nach erfolgten Bruchlastversuchen nicht mehr nachvollzogen werden, ob möglicherweise zuerst der natürliche Zahnstumpf frakturierte und es so zu einer anderen Kraftverteilung kam.

STRUB et al.[STRUB und BESCHNIDT 1998, #126] stellten darüber hinaus fest, dass Brüche innerhalb der Zähne und nicht der Keramik stattfanden. In der vorliegenden Untersuchung wurde deshalb darauf verzichtet, eine Serie mit natürlichen Zähnen als Vergleichsgruppe heranzuziehen.

Die kugelförmige Gestaltung der Probestümpfe an Stelle der anatomischen Wurzelspitze orientierte sich an der persönlichen Empfehlung von KAPPERT und sollte eine gleichmäßige Kraftweiterleitung in Richtung des Apex gewährleisten.

Die weitere Gestaltung der Prüfkörper richtet sich nach Empfehlungen und Erprobung durch die Firma 3M ESPE . Es gibt in der Literatur keine Norm für eine definierte Prüfkörpergestaltung.

Abgesehen von der unterschiedlich gestalteten Versuchsdurchführung bezüglich der Prüfkörperdimensionierung, dem immer wieder variierenden Probendesign, sowie der Zementierungsart, spielt die Art der Stumpflagerung jedoch nachweisbar eine große Rolle. Dies spiegelt sich besonders in den unterschiedlichen Messergebnissen in der Literatur wieder [GEMALMAZ et al. 1997, #41].

Die gemessenen Werte bei beweglicher Lagerung der Brückenpfeiler waren teilweise nur halb oder ein Drittel so groß gegenüber starrer Lagerung [KAPPERT und KNODE 1990, #57; TINSCHERT et al. 1999, #133].

Bruchlastuntersuchungen an beweglich gelagerten Brücken zeigen im Bereich des Konnektors zusätzlich zu den starken Biegemomenten auch Scherkräfte, die bei einer starren Lagerung kaum auftreten. [TINSCHERT et al. 1999, #133]

Um diese natürliche Zahnbeweglichkeit und die dadurch erwarteten höheren Kräfteinwirkungen [KAPPERT et al. 1991, #58; TINSCHERT et al. 1999, #133] auf das Gesamtsystem nachzuempfinden, wurde in dieser Untersuchung in Anlehnung an frühere Studien ein Schrumpfschlauch (Typ HSR 3M ESPE) verwendet [KAPPERT et al. 1991, #58].

Für die Herstellung der Prüfkörper wurde als Übertragungsschlüssel für die endgültige Stumpfeinbettung in Kunststoff der auf dem Urmodell angefertigte Übertragungsschlüssel verwandt, damit bei allen sechs Serien in etwa identische Brückenpositionen wiedergegeben wurden.

Da nach Einbettung der Stümpfe jedes einzelne Modell nummeriert und bei der Firma 3M ESPE individuell eingescannt wurde, gab es bei der späteren Zementierung der ebenfalls nummerierten Brückengerüste keine Passungenauigkeiten.

Etwaige marginale Differenzen zwischen den einzelnen Prüfmodellen durch die manuelle Stumpfeinbettung wurden durch den Scanvorgang so gering wie möglich gehalten.

6.1.2 Stumpfmaterialien

Zur Anfertigung von Kronen- und Brückenzahnersatz ist, in Abhängigkeit von dem koronalen Zerstörungsgrad, häufig eine präprothetische Maßnahme zur Wiederherstellung des Zahnstumpfes notwendig. Um die hierfür in der Zahn-

heilkunde gebräuchlichsten Materialien Kunststoff, Keramik und Metall zu simulieren, wurden Werkstoffe aus diesen Stoffklassen gesucht, welche sich im CAD/CAM-Verfahren bearbeiten ließen.

Die Keramikstümpfe wurden aus der Zirkonoxidkeramik hergestellt, die später ebenfalls für die Brückengerüste verwendet wurde. Für die Simulation eines gegossenen Stumpfaufbaus aus Metall diente in Anlehnung an die Literatur Messing [LEE und WILSON 2000, #79; SOBRINHO et al. 1998, #122].

Für die 3. und 4. Serie mit Metallstümpfen wurde Messing gewählt, da es sich laut Herstellerangaben mit geringem Zeitaufwand und sehr präzise mit der Fräseinheit des LAVA[®]-Systems verarbeiten lässt.

Für die 5. und 6. Serie mit Kunststoffstümpfen wurde ein glasfaserverstärkter Kunststoff (DC-Tell[®] /Firma DCS) verwendet, welcher vom Hersteller in Platten geliefert wird und somit besonders gut in der Fräseinheit zu verarbeiten war.

Kompositmaterialien (z.B. Tetric[®]), welche häufig in der plastischen Füllungs- und Stumpfaufbautherapie angewandt werden, kamen nicht zum Einsatz, da sie nicht im CAD/CAM-Verfahren anwendbar waren. Zusätzlich zu diesem Ausschlusskriterium zeigten frühere Untersuchungen, dass Tetric[®] mit einem E-Modul von 16 GPa schon bei der glasinfiltrierten Inceram[®]-Keramik nach KAPPERT nicht mehr verwendbar war.

Von der hier verwendeten Zirkonoxidkeramik wurden, in Anlehnung an frühere Werte der Literatur, deutlich höhere Bruchlastwerte erwartet, als von Inceram[®], so dass der Versuch Tetric im CAD/CAM-Verfahren zu verarbeiten unterblieb.

Darüber hinaus empfahl sich das DC-Tell[®] zusätzlich durch sein dentinggleiches und somit höheres Elastizitätsmodul von 20 GPa.

6.1.3 Zementierungsart

Da den Zirkonoxidkeramikbrückengerüsten die Siliziumsauerstoffbrücken fehlen und somit ein ausreichend adhäsiver, chemischer Verbund nicht hergestellt werden kann, wurden die Brückengerüste konventionell befestigt. In Anlehnung an zahlreiche Untersuchungen auf ebenfalls künstlichen Stumpfmaterialien wurde hierfür Zink-Phosphatzement verwendet [KAPPERT et al. 1991, #58; LEE

und WILSON 2000, #79; SOBRINHO et al. 1998, #122; TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134].

Die Möglichkeit, mit einem Silanisierungsverfahren (Rocatec[®] 3M ESPE) eine adhäsive Befestigung herzustellen wurde nicht angewandt, da der Einfluss der Zementierung nicht Gegenstand der Untersuchung sein sollte und der zeitliche, erhebliche Mehraufwand aufgrund der komplizierten, techniksensitiven Vorgehensweise eines adhäsiven Zementierens nicht gerechtfertigt erschien.

Neben dem Gebrauch von Zink-Phosphatzement wäre eine Verwendung von Glasionomierzement eine weitere konventionelle Befestigungsvariante.

Da dieser Zement aber eine deutlich niedrigere Zug- und Bruchfestigkeit, sowie höhere Empfindlichkeit gegenüber dem feuchten Milieu [CHO et al. 1995, #21; GEMALMAZ et al. 1997, #41; MOJON et al. 1996, #93] aufweist als Zink-Phosphatzement, wurde auf die Anwendung verzichtet.

6.1.4 Wasserlagerung und künstliche Alterung

Da Zahnersatz *in vivo* nach der Zementierung dem feuchten Milieu der Mundhöhle ausgesetzt ist, wurden die Proben nach ihrer Befestigung für 21 Tage in 0,9 %iger NaCl-Lösung gelagert [RAMMELSBERG et al. 2000, #105; SINDEL et al. 1999, #120].

In der Literatur finden sich unterschiedliche Arten der Wasserlagerung, welche in ihrer Dauer der Lagerung und dem gewählten Medium differieren [KERN et al. 1994, #64; KREJCI et al. 1994, #73; POSPIECH et al. 1996, #101; RAMMELSBERG et al. 2000, #105; STRUB und BESCHNIDT 1998, #126], so dass die hier erfolgten 21 Tage in NaCl-Lösung als ein Mittelwert angenommen wurden.

Auf künstlichen, mit Enzymen angereicherten Speichel wurde in diesem Fall verzichtet, da der pH-Wert nicht Gegenstand dieser Untersuchung war.

Die durch die tägliche Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme induzierten thermischen Wechselbelastungen in der Mundhöhle [GALE und DARVELL 1999, #38; PALMER et al. 1992, #97] wurden mittels Thermocycling einer künstlichen Alterung unterzogen.

Entsprechend früheren Untersuchungen von KREJCI et al. [1994, #73], welche eine mittlere Belastungszeit bzw. Tragedauer von fünf Jahren mittels Kausimu-

lator und Thermocycling simulierten, wurde die Dauer und Anzahl der thermischen Wechsellasten durchgeführt.

Dabei wurden für diese Untersuchung 20.000 Zyklen im Thermocyclinggerät durchgeführt. Ein Kausimulator für zyklische Belastungstests stand nicht zur Verfügung.

6.1.5 Bruchlastversuch / Drei-Punkt-Biegeversuch

Um das Festigkeitsverhalten der hier untersuchten, viergliedrigen Brücken zu bestimmen, wurden die Proben einem in früheren Studien als geeignet erkannten Drei-Punkt-Biegeversuch unterzogen [KAPPERT et al. 1991, #58; KERN et al. 1993, #63; TINSCHERT et al. 2000, #134].

Die Kraftereinleitung erfolgte in Anlehnung an die Literatur orthograd.[BEHR et al. 2000, #8; KAPPERT et al. 1991, #58; KELLY et al. 1995b, #60; LEE und WILSON 2000, #79; SOBRINHO et al. 1998, 122; TINSCHERT et al., 1999, 2000 und 2001a, #133, #134 und #135]

Untersuchungen, welche für Seitenzahnkronen und Brücken eine andere Art, oder einen abweichenden Winkel mit dem die Kraft eingeleitet wird wählten, konnten nicht gefunden werden.

Zusätzlich dazu wurde der Drei-Punkt-Biegeversuch gewählt, da er im Vergleich zu dem Vier-Punkt-Biegeversuch die einfachste durchzuführende uniaxiale Biegeprüfung darstellt und somit die Fehlerquellen als geringer angenommen wurden.

Die in der Literatur gefundenen biaxialen Biegeversuche nach ISO 6872, sowie der Vier-Punkt-Biege-Versuche kamen für gewöhnlich bei der Testung von Probekörpern in unterschiedlicher Form zur Anwendung [KAPPERT et al. 1995, #55] und wurden daher nicht in die Versuchsdurchführung aufgenommen.

6.1.6 Versuchsdurchführung

Die Prüfkörper wurden in ihrer basalen Ausdehnung plan zur Tischebene gestaltet [ISO 6872 1995], damit die Brücken nach Zementierung, abschließender Wasserlagerung und teilweise künstlicher Alterung, komplikationslos auf dem Tisch der Universalprüfmaschine Zwick[®] (Firma Roell) zu platzieren waren.

Die aufwendige Anfertigung einer weiteren Haltevorrichtung war dadurch unnötig und ermöglichte eine zügige Versuchsdurchführung.

Nach Platzierung des jeweiligen Prüfkörpers wurde der Lastarm mit der Messdose, an der die Stahlkugel (mit einem Durchmesser von 5 mm) magnetisch befestigt war, zunächst von Hand langsam bis auf wenige Millimeter an das Modell heruntergefahren.

Durch die mobile Magnetaufhängung konnte sich die Kugel zusätzlich zur manuellen Positionierung dann selbstständig in der zentralen Mulde des Molaren-zwischengliedes positionieren [RAMMELBERG et al. 2000, #105].

Dass gerade diese Verbindung der Stahlkugel mit der Prüfmaschine nicht zu einem Verrutschen in eine ungewollte Position führen konnte, wurde bereits im Vorfeld bei der okklusalen Gestaltung des Molaren-zwischengliedes, welche nur eine einzige Position der Kugel erlaubte, berücksichtigt.

Die plane Auflage der Proben und die dann rechtwinklig zur Längsachse der Pfeilerzähne erfolgte Krafteinleitung entsprachen somit den geforderten Bestimmungen zum Versuchsablauf gemäß ISO 6872 von 1995.

In der Literatur finden sich Krafteinleitungen, die zwischen 0,5 und 10 mm / min variieren [RAMMELBERG et al. 2000, #105; RODIGER et al. 2004, #110; ROSENTRITT et al. 2000, #111; SOBRINHO et al. 1998, 122; TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134].

Die hier gewählte Vorschubbewegung von 1 mm/min lag also im unteren Bereich der Werte früherer Studien.

Die jeweilige Vorlast wurde ebenfalls in früheren Studien unterschiedlich zwischen 5 N [RODIGER et al. 2004, #110], 10 N und 20 N [TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134] gewählt. Da die hier eingestellte Vorkraft 10 N betrug, wurde damit ein vergleichbarer Mittelwert genommen.

Auf eine Unterlegung der Stahlkugel mit einer Zinnfolie [KAPPERT et al. 1991, #58; KERN et al. 1993, #63; ROSENTRITT et al. 2000, #111; STRUB und

BESCHNIDT 1998, #126; TINSCHERT et al. 1999, #133], welche die keramische Oberfläche zusätzlich schützen sollte wurde verzichtet, da die ebenfalls daraus resultierende Kraftverteilung auf die gesamte oro-vestibuläre Fläche nicht erwünscht war.

Die Bruchfestigkeit wurde durch einen deutlichen Kraftabfall, welcher in den meisten Fällen von einem akustischen Knackphänomen begleitet wurde, definiert. Auf eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung und Bewertung initialer Risse wurde an dieser Stelle verzichtet, was aber in weiterführenden Studien in die Fragestellung mit einbezogen werden könnte.

Ebenso bleibt die Frage offen, inwiefern sich eine Verblendung der keramischen Brückengerüste auf die Festigkeit des Gesamtsystems auswirkt.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die in dieser Studie gefundenen Bruchlastwerte entsprachen erwartungsgemäß den bereits mehrfach in der Literatur festgestellten Ergebnissen von Zirkonoxidkeramiken. Die durch zahlreiche Autoren immer wieder angeführte Untersuchung von KÖRBER und LUDWIG 1983 ermittelte als Richtwert für die maximale Kaukraft, bei optimaler Einbeziehung aller physiologischen Parameter, einen Wert von $298,9^{\circ}\text{N} \pm (37^{\circ}\text{N})$. Unter Berücksichtigung eines Sicherheitsaufschlages von 200°N [TINSCHERT et al. 1999, #133] sollte eine Bruchfestigkeit von 500°N im Seitenzahnggebiet ausreichend sein. Da sich bei Dauerbelastung die Festigkeit einer keramischen Restauration, bedingt durch unterkritisches Risswachstum, um etwa die Hälfte reduziert [SCHWICKERATH 1986 und 1987, #117 und #118; TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134] sollte die Anfangsfestigkeit idealerweise 1000°N betragen [TINSCHERT et al. 1999 und 2000, #133 und #134]. Dieser Wert würde auch berücksichtigen, dass bei bestehendem Bruxismus Werte von 500 bis 880°N erreicht werden [KELLY 1995a, 1995b und 1997, #59, #60 und #61; KIKUCHI et al. 1997, #66].

Diese Forderung erfüllten nach der Anwendung des Thermocycling die 2. Serie (C m.Th.) mit einem Medianwert von 1341°N , sowie die 4. Serie (B m.Th.) mit einem Medianwert von 1395°N eindeutig. Lediglich die 6. Serie (R m.Th.) lag mit einem Medianwert von 811°N deutlich darunter, wobei zu bemerken ist, dass der ermittelte Medianwert nach Wasserlagerung ohne Thermocycling mit 916°N die geforderte 1000°N -Marke auch nicht ganz erreichte.

Warum es bei einer Probe aus der 6. Serie (R m.Th.) nach Wasserlagerung und künstlicher Alterung durch Thermocycling zu einer Absprengung im Bereich des Molarenkappchens kam, konnte nicht eindeutig geklärt werden. Bei Zementierung lag kein augenscheinlicher Riss oder eine andere sichtbare Schädigung des Brückengerüsts vor. Ob es auf eine fehlerhafte, nicht randdichte Zementierung zurückzuführen war, wodurch es zu einer stärkeren Wasseraufnahme des Kunststoffstumpfes mit einhergehender stärkeren Quellung kam, bleibt offen.

Das Bruchverhalten zeigte innerhalb der drei Hauptgruppen für das jeweils verwendete Stumpfmaterial relativ konstante- und scheinbar reproduzierbare- typi-

sche Frakturverläufe. Dabei kam es sowohl vor, als auch nach künstlicher Alterung durch Thermocycling für die 5. und 6. Serie mit Kunststoffstümpfen zu einem einzelnen Bruch innerhalb der Keramikbrücken.

Lediglich zwei von zwanzig Brücken wiesen eine zweite Fraktur auf. Das für die Serien vollkeramischer Brückengerüste, welche auf Keramik und Metallstümpfen zementiert wurden zumeist doppelte Bruchmechanismen auftraten, legt die Vermutung nahe, dass es aufgrund der dort ermittelten höheren Bruchlasten bedingt durch die größere Festigkeit der Stümpfe zu stärkeren Druckspannungen auf die keramischen Brücken gekommen ist.

Inwiefern die Kunststoffquellung zusätzliche Spannungen hervorgerufen hat, ist nicht messbar nachzuvollziehen, sollte aber für die 5. und 6. Serie mit Kunststoffstümpfen nicht ausgeschlossen werden.

Wenn es bedingt durch die Quellung des Kunststoffmaterials zu Druckspannungen gekommen wäre, hätten die Frakturen eher an den Käppchen der Pfeilerzähne auftreten müssen. Da dies aber nur bei zwei Proben aus der 6. Serie (R m.Th.) der Fall war, scheint diese Vermutung eher von geringer Bedeutung zu sein.

Die deutlich abnehmende Tendenz der Bruchlastwerte der 6. Serie (R m.Th.) im Vergleich zu den auf Keramik- und Metallstümpfen zementierten Brückengerüsten der Serien 2 (C m.Th.) und 4 (B m.Th.), könnte deshalb vermutlich eher durch das niedrigere E-Modul des Kunststoffes bedingt sein.

Als kritisch ist in diesem Zusammenhang sicherlich auch zu bewerten, dass es sich bei dem in dieser Studie (bedingt durch die CAD/CAM Verwendbarkeit) gewählten glasfaserverstärkten Kunststoffmaterial um ein Komposit handelt, welches in praxi zur Verwendung von provisorischen Kronen und Brücken und nicht als Stumpfaufbaumaterial verwendet wird.

Da es aber ähnliche werkstoffkundliche Eigenschaften besitzt, insbesondere im Hinblick auf das Verhalten im feuchten Milieu, und hervorragend in der LAVA[®]-Fräseinheit zu verarbeiten war, wurde es als Vertreter für die Gruppe der Kunststoffmaterialien herangezogen.

Vollkeramische Brücken, deren Pfeilerzähne beweglich gelagert werden, haben einen durchschnittlich dreimal niedrigeren Bruchlastwert gegenüber starr verankerten Brücken [KAPPERT et al. 1991, #58]. Der hier durchgeführten Verwendung eines Schrumpfschlauches wurde eine höhere Resilienz, als dem

natürlichen Zahnhalteapparat zugeschrieben. Somit dürften die hier gemessenen Werte als übertragbar auf die *in vivo* Situation von Zirkonoxidbrücken zu betrachten sein. Wie es sich jedoch darstellen würde wenn ein Pfeiler durch ein Implantat ersetzt wäre und keine natürliche Resilienz mehr hätte, wird in einer weiterführenden, bereits begonnenen Studie noch zu klären sein. Ebenso wurde eine andere Art der Krafteinleitung noch nicht berücksichtigt. In weiteren Studien sollte noch untersucht werden wie sich Belastungen der Brücke im Bereich des Prämolaren-Zwischengliedes, oder bei gleichzeitiger Krafteinleitung auf beiden Zwischengliedern [TINSCHERT et al. 2000, #134] auswirken.

Darüberhinaus ist der vermutlich erhebliche Faktor der im Mund unter natürlichen Bedingungen auftretenden Scherkräfte, welcher bei dieser Untersuchung durch die ausschließlich orthograde Krafteinleitung keine Berücksichtigung fand, ein interessanter Aspekt für weiterführende Bruchlastversuche.

Für die abschließende klinische Schlussfolgerung bleibt kritisch zu bewerten, dass in dieser Studie im Gegensatz zur klinischen Situation jeweils der gesamte Zahn aus einem Material bestand. Somit bleibt der Aspekt, ob in der tatsächlichen Situation im Patientenmund zwischen der Zementfuge des Stiftstumpfaufbaus und dem darunter liegenden Dentin Spannungen auftreten, nicht beurteilbar.

Untersuchungen in denen die eventuell aus diesen möglichen Spannungen resultierenden, abweichenden Kraftweiterleitungen im Versuchsaufbau Berücksichtigung fanden, konnten in der hier verwendeten Literatur nicht gefunden werden.

6.3 Klinische Schlussfolgerung

Die *in vitro* ermittelten Ergebnisse zeigen, dass bei dem gewählten Brückensystem durchaus Bruchlasten erzielt werden, die mit metallkeramischen Restaurationen vergleichbar sind.

Sie zeigen aber auch, dass bei Verwendung von Kunststoff als Stumpfaufbaumaterial niedrigere Bruchfestigkeitswerte erzielt werden. Die hier aufgetretene Bruchcharakteristik spricht dagegen, dass durch die Quellung des Kunststoffmaterials eine Verminderung der Bruchfestigkeit zugrunde liegt. Daher sollen wei-

tere Untersuchungen dieser Frage nachgehen, inwiefern der hier gefundene Sachverhalt auf die In-vivo Situation für die Verwendung von Komposit aussagekräftig übertragbar ist.

Bei klinisch ausgedehnteren Zahnhartsubstanzverlusten ist diesen Ergebnissen nach die Indikation metallischer oder keramischer Materialien für den Stumpf-aufbau gegeben. Für die Anwendung viergliedriger Brücken im Seitenzahngelbietet erscheint das Risiko der Erprobung am Patienten somit nach den hier ermittelten Festigkeitswerten gering. Wenn sich diese hohen *in vitro* Werte der Brückengerüste in Untersuchungen, welche die Keramikverblendung beinhalten erwartungsgemäß noch erhöhen, sollte die Versorgung mit metallfreiem Zahn-ersatz in Zukunft eine geeignete Behandlungsmethode darstellen.